

7º Congreso Conjunto SEFM- SEPR. On Line

Thursday 27 May 2021 - Friday 04 June 2021

On Line



Libro de resúmenes

Libro de Resúmenes
7° Congreso Conjunto
22° SEFM - 17° SEPR
On Line 31 mayo - 4 junio 2021

Contents

Implicaciones de la tecnología 5G 1342	1
Instalaciones de protonterapia (I) 1365	1
Instalaciones de protonterapia (Ii) 1366	1
Instalaciones de protonterapia (iiI) 1367	2
Instalaciones de protonterapia (iv) 1368	2
Sucesos y accidentes en instalaciones nucleares y radiactivas (I) 1392	3
Impacto y respuesta a la pandemia Covid-19 en el medio hospitalario e instalaciones de PR 1373	4
¿Qué es la calidad de un plan de tratamiento de radioterapia? Distribución de dosis, ro- bustez y complejidad. 830	4
SGRT 831	5
Advanced MRI for biological image-guided adaptive radiotherapy 1363	5
Desarrollo de nuevos sistemas detectores de imagen y radiación 1387	6
Contaminación externa e interna en el medio sanitario 1369	6
Opciones para la gestión de residuos NORM mediante métodos convencionales 1388 . . .	7
Exposición a gas radón en viviendas y puestos de trabajo (I) 1374	7
Exposición a gas radón en viviendas y puestos de trabajo (II) 1375	8
Reconstrucción y cuantificación en Medicina Nuclear (I) 828	8
Reconstrucción y cuantificación en Medicina Nuclear 829	9
Dosimetría interna (I) 1396	9
Dosimetría interna (II) 1397	10
Radiobiología 1395	10
Introducción al Machine Learning y Deep Learning 826	11
Aplicaciones en el ámbito hospitalario 833	11

Taller de Deep Learning con Python 827	12
Taller de Machine Learning con Matlab 834	12
Covid-19: radioterapia de baja dosis contra la neumonía (I) 1358	13
Covid-19: radioterapia de baja dosis contra la neumonía (II) 1376	13
Radioterapia Adaptativa: Estrategias y experiencia clínica 832	14
Protección física de fuentes 1364	15
Dosimetría de cristalino: estado actual y perspectivas 1389	15
Banco Nacional de Dosis a Pacientes y Niveles de Referencia en Diagnóstico 1381	16
Dosimetría de neutrones 1382	16
Laboratorios de metrología en España: situación y perspectiva (I) 1370	17
Laboratorios de metrología en España: situación actual y perspectivas (II) 1343	17
Implementación de la Directiva 2013/59 EURATOM (I) 1371	18
Implementación de la Directiva 2013/59 EURATOM (II) 1372	18
Cálculo de la carga de trabajo en equipos dedicados a procedimientos intervencionistas 893	19
Deep Learning para Diagnóstico COVID-19 en CT 928	21
Estudio de la detectabilidad de lesiones en Tomografía Computarizada en función del tipo de reconstrucción iterativa, tamaño del paciente y de la lesión y modelo de observador 1055	24
Determinación de la función de respuesta del detector en equipos de CBCT dental mediante comparación con la curva de calibración UH-densidad de un TC helicoidal 1066 . . .	27
Estudio de radiómica intra-TC para el análisis de variabilidad en función del protocolo de adquisición y del software empleado. 1102	29
IMAGENES RECHAZADAS Y DETECCION DE MALAS PRÁCTICAS. EL PELIGRO DE LOS EQUIPOS DIGITALES 1233	31
Comparación de los programas automáticos de análisis de imágenes de CT AutoQA LiteTM y Pylinac para el maniquí CatPhan®600 1268	32
Revisitando el maniquí CDMAM 3.4. Comparación de nuevos programas disponibles para la obtención de la curva diámetro – espesor umbral en mamografía digital. 1288 . . .	35
Comparación entre observador humano y software AutoPIA para maniquí TO20 1298 . .	37
Análisis del comportamiento de varios detectores: Función Respuesta, Ruido e Índice de Exposición 1318	39
Viabilidad en el uso de un nomograma como proceso de verificación independiente en la braquiterapia de próstata HDR 860	42

Determinación de la tasa de dosis absorbida en agua de los aplicadores FLAT del sistema INTRABEAM 600 con el protocolo TRS 398 899	45
DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MANIQUÍ PARA LA AUDITORÍA DOSIMÉTRICA POSTAL EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS 970	47
Implementation of a quality control procedure based on absolute dosimetry for ^{192}Ir high-dose-rate sources with micro-ionization chamber 1000	49
Medida de la tasa de dosis externa del paciente en un implante de braquiterapia oftálmica 1132	52
Diseño de molde personalizado mediante impresora 3D para braquiterapia de oído 1137	54
Accesorios para tratamientos con braquiterapia HDR utilizando impresora 3D: piel y ginecológico intersticial 1097	56
Implementación de un software de reconstrucción volumétrica de dosis guiada por la medida (MGDR) para Tomoterapia y su aplicación a la práctica clínica 842	58
Estudio de la sensibilidad de un sistema de dosimetría de tránsito 1330	61
Evaluación de las imágenes EPID de tránsito en un acelerador Halcyon 1039	63
Desarrollo de un procedimiento de control de calidad para evaluar la sincronización angular del sistema de medida PTW Octavius 4D con el gantry de la unidad de tratamiento 1076	66
Verificación de tratamientos con múltiples haces de protones empleando un detector PET con tiempo de vuelo 1135	68
Puesta en marcha de sistemas de dosimetría pre tratamiento e in vivo mediante imágenes adquiridas con el panel portal. 1161	69
Diseño y comisionamiento de una nueva técnica rotacional para Irradiación de Piel Total basado en un sistema de diodos 1174	71
Implementación de un control estadístico de procesos sobre verificaciones pretratamiento 1201	73
IORT: Obtención de un modelo 3D del lecho quirúrgico en sarcomas para simulación del tratamiento y medida de dosis con película radiocrómica 1203	75
Primera fase de implementación de un procedimiento de dosimetría in-vivo usando un sistema comercial de dosimetría de tránsito 1261	78
CARACTERIZACIÓN CLÍNICA DE LA DOSIMETRÍA CEREBRAL CON CIBERKNIFE EN FUNCIÓN DEL VOLUMEN DE GTV. 1266	81
Impacto del parámetro Dosimetric Leaf Gap (DLG) en Radiocirugía Estereotáxica 961	84
Procedimiento para la optimización del modelado del MLC para el sistema de planificación RayStation 1170	87
Comisionado clínico de un sistema de protonterapia basado en un sincrotrón 1245	89
Caracterización del puntaje Gleason en pacientes de próstata mediante un modelo radiómico con imagen ^{68}Ga -PSMA-PET 878	90

Evaluación de la segmentación automática con Smart Segmentation en pelvis y cabeza y cuello 1169	92
Calibración estequiométrica de un CT en SPR para protonterapia y validación con muestras biológicas 1198	94
Resultados de un programa de gestión de interrupciones en radioterapia tras 8 años de seguimiento 1236	96
Experiencia inicial en el uso de SGRT junto con IGRT para posicionamiento y control intrafracción en tratamientos de Radiocirugía Estereotáxica (SRS) 866	99
Control de calidad de un sistema de guiado por superficie para tratamientos estereotáxicos 1034	102
Variaciones anatómicas en SBRT de próstata: efectos dosimétricos y verificación de márgenes CTV-PTV 1043	104
Cálculo de ITV a partir de un modelo de movimiento respiratorio 5D 1138	107
Comparación entre el sistema de rayos X de Exactrac Dynamic y el sistema Cone-Beam de Varian 1277	108
Validación del algoritmo de registro de imagen deformable MIM en Tomoterapia 1310 . .	110
Desarrollo de una metodología para habilitar la edición de pesos de puntos de control como grado de libertad en planificación directa de arcoterapia 1074	112
Impacto dosimétrico de la introducción de objetivos de optimización biológicos gEUD y planificación automática 1100	114
IMAGEN FUNCIONAL DEL SPECT EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS PULMONARES EN RADIOTERAPIA 1109	117
Método y resultados de 32 Gy sesión única en SBRT de pulmón bajo protocolo RTOG 0915 1197	120
Método y resultados de 24 Gy sesión única en SBRT de mama con TAC de alta resolución dinámico como alternativa a cirugía 1211	122
Evaluación de la robustez de la técnica de gradientes en tratamientos de irradiación corporal total con Tomoterapia frente a errores en el posicionamiento del paciente 1305	125
Evaluación del impacto de "Aperture Shape Controller" en la modulación del MLC en planes de VMAT 1319	128
Una herramienta informática para la automatización de las planificaciones VMAT 1323 .	131
Desarrollo de un procedimiento de control de calidad para evaluar la sincronización entre radiación y ángulo de gantry de la unidad de tratamiento en planes de arcoterapia 1085 132	
Incorporación de un test ágil en el control de calidad de un acelerador Elekta Versa HD TM para la detección de desviaciones en el punto focal del haz. 1153	135
Control de calidad para el uso de imagen multimodal (PET/RM/TC) en oncología radioterápica de cerebro y cabeza-cuello. 1249	137

Experiencia con la herramienta MPC (Machine Performance Check) en el control diario de un acelerador Varian TrueBeam durante 3 años 1331	139
Evaluación del test de WinstonLutz para diferentes Energías 1337	141
Ajuste del parámetro SpotSize en Acuros para optimizar la dosis calculada en campos pequeños 887	143
Estudio de métricas alternativas para el análisis de la constancia de la energía en un haz de fotones 905	146
Estudio piloto de auditoría postal dosimétrica para haces de fotones en radioterapia en condiciones de referencia 1004	148
Puesta en marcha de dosímetros TLD-400 para dosimetría in vivo de Irradiación total de piel 1021	150
Caracterización física de fotorresistencias como dosímetros en radioterapia. 1182	152
Factibilidad de medir la generación realce de dosis por Gd mediante dosímetros radiocrómicos EBT3 y polímeros de gel PAGAT en irradiación con energías de kV 1270	154
Análisis comparado de la dosis ocupacional en cristalino en procedimientos intervencionistas pediátricos y adultos 917	156
ESTABLECIMIENTO DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA PROCEDIMIENTOS RADIOLÓGICOS REALIZADOS EN QUIRÓFANO 1053	158
Evaluación de la dosis de radiación en piel durante procedimientos intervencionistas: validación de un algoritmo de generación de mapas de kerma 1149	160
Influencia del grado de iteración de un CT en la dosis al paciente 1314	163
Dosis absorbidas vs fracción volumen blanco/volumen tumoral en radioembolización con 90Y para tratamientos de hepatocarcinomas 947	165
Dosimetría por imagen en radioembolización hepática con Y90: impacto de la resolución espacial 973	167
Comparación de métodos de dosimetría 3D en radioembolización hepática con microesferas de Y90 976	170
Desarrollo de un modelo de partición multi-tumor para dosimetría pre-tratamiento en tratamientos de Radioembolización hepática con 90Y-microesferas 1064	173
Cualificación previa para participar un estudio multicéntrico de neuroimagen PET 1121	175
Dosimetría individualizada Monte Carlo para radioisótopos II: aplicación a una cohorte de pacientes FDG-PET 1131	177
Optimización de la dosis recibida por el paciente en los estudios de tumores cerebrales con 11C-metionina PET/CT 1187	179
Estudio dosimétrico basado en Imagen en tratamientos con 177Lu-DOTATE. 1222	182
Caracterización de la curva de saturación para el Holmio-166 en dos gammacámaras 1278	184

Desarrollo de un programa de control de calidad para radiocromatógrafos empleados en medicina nuclear 1289	186
Evaluation of prescribed and administered activity discrepancies for PET procedures using F-18 and Ga-68 radiopharmaceuticals over a sample taken at the Instituto Nacional de Cancerología in 2019 858	189
Análisis de un sistema de modulación de corriente de TC basado en órganos: beneficio dosimétrico, efecto sobre la calidad de imagen y eficacia clínica 985	190
Diseño de blindajes con bloques prefabricados de barita 852	193
Contribuciones a la protección radiológica operacional en centros compactos de protonterapia (CPTC) 1158	195
Propuesta de un método más flexible para fijar el periodo de restricciones para pacientes de terapia metabólica con I-131 1200	197
Variaciones de NTCP y TCP en tratamiento de IMRT de mama en función del tipo de algoritmo 883	200
Diseño de una Aplicación que Ajusta por Método Montecarlo los Parámetros de un Modelo Radiobiológico LKB 964	201
Desarrollo de una línea de haz externo para experimentos de radiobiología en el ciclotrón de 18 MeV del CNA 1247	203
Análisis retrospectivo de pacientes tratados mediante TBI 1250	205
Hipofraccionamiento extremo (FAST-Forward) en el tratamiento radioterápico del cáncer de mama: Toxicidad aguda y dosimetría clínica. 1264	208
Medidas experimentales, cálculos y comparación de los campos de neutrones secundarios producidos mediante arco terapia con protones monoenergéticos (PMAT) frente a terapia de intensidad modulada con protones (IMPT) 1159	210
Terapia mediante captura de neutrones por boro con fuente basada en acelerador 1225 . .	212
Influencia del ancho de línea natural en la respuesta espacial en Imagen por Resonancia Magnética (IRM) 1089	213
PenRed: Un motor de Monte-Carlo extensible y paralelo para el transporte de radiación basado en PENELOPE. 903	214
Las nuevas esferas de rango extendido del sistema de espectrometría Bonner de la UPM 941	217
Evaluación comparativa del código de Monte Carlo MC-GPU con condiciones experimentales realistas para cardiología y radiología intervencionista. 1046	219
ESTUDIO NUMÉRICO DE LOS PROCESOS DE PÉRDIDA DE CARGA DE MATERIALES TERMOLUMINISCENTES, USANDO UN MODELO TEÓRICO BASADO EN TRES CENTROS DE ATRAPAMIENTO. 1084	221
SIMULACIÓN MONTE CARLO DE COLIMADORES CÓNICOS PARA RADIOCIRUGÍA EN UN HAZ DE FOTONES SIN FILTRO APLANADOR 1120	225

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA AL ALCANCE DE TODOS: INFORMACIÓN PARA PACIENTES Y ACOMPAÑANTES. 1104	227
APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA OKR EN LA COMISIÓN J-SEPR 1286	229
APLICACIÓN DE UN ENFOQUE BASADO EN EL RIESGO EN TÉCNICAS IN VITRO DE DOSIMETRÍA INTERNA 1083	230
Impacto del Coronavirus en los Servicios de Radiofísica Hospitalaria 1112	231
Evaluación de dosis para el personal de radiofarmacia de alta complejidad en el Instituto Nacional de Cancerología, Colombia 859	234
DESCLASIFICACIÓN RADIOLÓGICA DE LA INSTALACIÓN IN-04 “CELDA CALIENTES METALÚRGICAS” DEL CIEMAT 1045	235
DISEÑO DE UN SISTEMA DE MEDIDA PARA CLASIFICACIÓN DE MATERIALES IMPACTADOS CON URANIO PROCESADO 1047	237
EVALUACIÓN RADIOLÓGICA DE UNA ZONA DE LIBRE ACCESO DEL LNF DEL CIEMAT 1054	240
EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN AL RADÓN EN EL CIEMAT 1056	242
EVALUACIÓN DE IMPACTO RADIOLÓGICO SOBRE EL EMPLAZAMIENTO DE UNA ANTIGUA FÁBRICA DE FOSFATO DICÁLCICO 1059	244
Residuos sólidos y líquidos de Lu-177 producidos en una Unidad de Terapia Metabólica. 1086	245
Caracterización radiológica con vistas al desmantelamiento de un reactor nuclear: ejercicio de intercomparación de medidas in situ de un blindaje biológico 1103	247
Calibración de detectores de germanio BEGe para la medida “in vivo” de radionucleidos emisores de radiación X y/o gamma en cuerpo entero en situaciones de emergencia nuclear o radiológica 1141	249
Desarrollo de procedimientos para la caracterización radiológica de polvo en suspensión en el ámbito de la industria cerámica de la Comunitat Valenciana 1156	251
Análisis de presencia radionucléica en el agua recuperada tras la síntesis de [18F]FDG para seguridad en el transporte 1193	252
EVALUACIÓN RÁPIDA DE LA DOSIS EN TIROIDES EN UNA EMERGENCIA NUCLEAR Y ESTUDIO DE LAS INCERTIDUMBRES ASOCIADAS. PROYECTO CONFIDENCE. 1252	254
Estudio de la influencia del tipo de carbón activo y del agua adsorbida por el material en la capacidad de adsorción de radón 1263	256
Adaptación del módulo MOIRA-River del sistema JRodos para su aplicación a los emplazamientos nucleares fluviales españoles 1332	257
Recomendaciones para afrontar mejor las incertidumbres que surgen en el proceso de toma de decisiones durante la fase intermedia de una emergencia. Resultados del proyecto CONFIDENCE. 1340	259
Validación experimental del Modelo de Compartimento Cerrado aplicado al radón 956 . .	260

Comparación entre diferentes métodos de medida del factor de equilibrio del radón 1024	262
Recomendaciones del proyecto TERRITORIES para la evaluación y gestión de situaciones de exposición existentes post-accidente y NORM 1078	263
La nueva red de vigilancia radiológica automática del País Vasco 1080	264
Papel de la litología en la presencia de radionucleidos de origen natural en muestras de agua de consumo de la provincia de Tarragona 1160	265
Estudio de seguridad en el área de urgencias durante la Pandemia Covid-19 1195	266
Hacia la optimización del protocolo de restricciones en pacientes de 177Lu-DOTATE 1196	268
VALIDACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE DETERMINACIÓN DE ACTIVIDAD DEL RA-226 POR ESPECTROMETRÍA ALFA 1256	270
VALIDACIÓN DE UN PROCEDIMIENTO PARA LA DETERMINACIÓN DE Tc-99 1273	271
Sexta intercomparación entre servicios de dosimetría personal externa organizada por el CSN en colaboración con la UPC 991	273
Dosimetría en terapia FLASH 1040	275
Caracterización preliminar de la emisión termoluminiscente del RbCl:KOH para su utilización en dosimetría 1093	277
ANÁLISIS DE PATRONES DE COMPORTAMIENTO DE CURVAS DE LUZ OBTENIDAS EN RUTINA EN SERVICIOS DE DOSIMETRÍA 1094	279
NOVEDADES EN LA CARACTERIZACIÓN DE HACES FOTÓNICOS PARA LA CALIBRACIÓN DE EQUIPOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (ISO 4037:2019) 1098	281
Recomendaciones en la selección de técnicas de medida in situ para la caracterización radiológica en instalaciones nucleares y radiactivas en proceso de desmantelamiento y clausura 1106	284
COMPARACIÓN DE DOS MÉTODOS DE MEDIDA IN VITRO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE SR-90 EN ORINA EN ESCENARIOS DE RUTINA Y EMERGENCIAS 1155	286
Medidas de Microdosimetría 2D en Centros de Protonterapia 1208	287
Determinación experimental del factor de corrección por volumen de una cámara de ionización para haces de radiación no filtrados 1237	289
Medida de actínidos en pulmón con los nuevos detectores Broad Energy Germanium (BE Ge) del laboratorio del CRC del CIEMAT 1246	291
Análisis de los métodos de calibración de monitores neutrónicos según la norma ISO 8529-2 1321	292
Nueva metodología para determinar radionucleidos naturales mediante espectrometría gamma 1232	294
ANILLO PLANO DE UN SOLO USO PARA DOSIMETRÍA DE EXTREMIDADES Y CRISTALINO 924	295

Pruebas de aceptación del posicionamiento de la fuente en el aplicador para tratamientos de braquiterapia de alta tasa 888	297
Implementación clínica de tratamientos de plesioterapia mediante el uso de impresión 3D. 864	299
Análisis geométrico y dosimétrico del tratamiento de próstata con implante de semillas de I-125 con el planificador VariSeed 873	301
Implementación y evaluación dosimétrica de HDR prostática 874	302
Comparativa dosimétrica de aplicadores Venezia y Utrecht en Braquiterapia de Cérvix 877	303
Utilización de semillas de dos actividades en braquiterapia de próstata de baja tasa de dosis 922	306
Caracterización dosimétrica del conjunto de aplicadores superficiales con cono de estilo Leipzig. 939	309
Determinación de la calidad del haz del sistema INTRABEAM 600 con aplicadores FLAT y esféricos 953	312
Caracterización dosimétrica del ABS para tratamientos de Braquiterapia Superficial 974 .	315
Nuevo protocolo clínico en braquiterapia en cáncer de endometrio posoperatorio 1061 . .	317
IMPLEMENTACION DE ALGORITMO DE CÁLCULO DE DOSIS CON CORRECCIÓN DE HETEROGENEIDADES EN BRAQUITERAPIA 1073	318
Respuesta dosimétrica del material MD ¹ Flex para braquiterapia de alta tasa de dosis con Ir-192 1082	321
Braquiterapia vaginal para el carcinoma endometrial en mujer anciana. Calidad de vida Calidad de vida. 1088	324
VALIDACIÓN DEL APLICADOR DE ANILLO DE VARIAN PARA BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX 1115	325
ESTUDIO DE LA VARIACIÓN EN LA DOSIMETRÍA EMBRACE II EN BRAQUITERAPIA 1116	327
Revisión de dosimetrías en braquiterapia de alta tasa en cáncer de endometrio 1164 . . .	329
Comparación dosimétrica en braquiterapia de endometrio post-operatorio considerando delimitación vaginal personalizada vs. delimitación por expansión uniforme de la cúpula (PORTEC-4a) 1285	331
Uso de la herramienta portal dosimetry para evaluar cambios en los objetivos de planificación debidos a una variación en el peso del paciente 857	333
MQcheck, puesta en marcha de un sistema de chequeo de planes de tratamiento de radioterapia externa con Mosaik y Mobius 876	335
Determinación del parámetro Dosimetric Leaf Gap (DLG) óptimo para el planificador Eclipse en tratamientos SBRT y SRS. 889	337

Verificación de tratamientos en CyberKnife mediante cámara de ionización y matriz de diodos. 897	338
Reducción de la dosis en corazón y en pulmón en tratamientos de mama izquierda con la técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH) 901	340
Gestión de planificación de tratamientos en Radioterapia Externa tras el COVID 908 . . .	341
Comparación del tiempo de planificación, por etapa y tipo de plan, antes y durante la pandemia de COVID19, con la implementación del teletrabajo 914	343
Controles de calidad previos al tratamiento de neuralgia del trigémino en aceleradores lineales mediante microconos. 923	345
Análisis estadístico para la validación de un nuevo modelo de máquina de tratamiento 929	348
Comparación entre 6 MV y 6 MV-FFF en planificaciones de SBRT de pulmón 955	350
Comparación de algoritmos para el cálculo redundante de dosis en tratamientos de radioterapia conformada 3D 959	352
Correlación entre distintos métodos de verificación de tratamientos de VMAT 968	354
Impacto dosimétrico de la segmentación mediante umbral HU en tratamientos de ORL 1022	356
Validación clínica del modelado para haces pequeños 1032	358
Caracterización dosimétrica del EPID aS1200 para verificaciones pre-tratamiento 971 . . .	360
Machine Learning y análisis estadístico: correlación entre test gamma 2%-2mm y diversas métricas de análisis de la complejidad del plan 998	363
Influencia dosimétrica del inmovilizador en tratamientos de cabeza y cuello VersaBoard 1037	364
Cuantificación del error de extrapolación de PDD en DFS de Verisoft 7.1 1099	366
Experiencia clínica con un sistema de cálculo secundario de dosis en planificación externa 1122	368
Implementación del sistema de verificación pretratamiento EpiQA en un acelerador Elekta Synergy ¿Es necesario seguir realizando verificaciones pretratamiento? 1128	369
Validación del sistema de dosimetría portal del Halcyon 2.0 para tratamientos de radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) 1139	371
Radiocirugía Estereotáctica Frameless. Control de calidad paciente específico con SRS MapCheck + ExacTrac 1140	373
Validación y verificación del sistema Octavius II octogonal para verificaciones pretratamiento en Tomoterapia 1142	376
Caracterización de la camilla Varian IGRT en un haz de fotones 6MV FFF de un acelerador Varian Halcyon 1147	378
Influencia de la inclusión de las vesículas seminales en la dosimetría de SBRT de próstata con protección de uretra. 1151	380

ESTUDIO PARA LA VERIFICACIÓN DE PACIENTES CON DOS DETECTORES DIFERENTES EN CASOS DE SBRT 1188	382
Resultados de un sistema de dosimetría de tránsito 1154	384
Comparativa de técnica VMAT para Cancer de Mama en Varian Halcyon frente a Varian Trilogy instalados en Hospital de Las Palmas Dr Negrin 1214	387
Fondo post irradiación en una matriz 2D de cámaras de ionización Octavius 1500 1218 . .	389
Comparativa del análisis gamma SunCheck vs. Eclipse de dosimetrías medidas con Arc-Check 1271	391
Análisis de pérdida de radiación dispersa en estudios de campo extendido con OCTAVIUS 4D 1223	393
Implementación de la técnica TMI (Total Marrow Irradiation) en la Tomoterapia. 1248 . .	395
Análisis de la correlación entre la complejidad de un plan VMAT y los resultados de la verificación pretratamiento con cámara de ionización. 1259	396
Verificación de tratamientos fuera del isocentro con el maniquí Octavius 4D 1272	398
Validación y verificación de tratamientos modulados de pulmón 1254	400
Influencia de los espaciados entre las cámaras de las matrices de detectores para la verificación de tratamientos VMAT 1281	401
DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN LOS TRATAMIENTOS DE MAMA HIPOFRACCIONADOS EXTREMOS: FAST-FORWARD 1301	403
Implementación de márgenes de seguridad para la planificación inversa en radioterapia. 1290	405
Estimación del incremento de dosis producido por una manta plomada en tratamientos de radioterapia intraoperatoria 1311	406
Validación del SRS Mapcheck para la verificación pre-tratamiento de SBRT 1326	407
Posible impacto del tamaño de vóxel de la reconstrucción 3D de dosis en el resultado del análisis gamma para planes VMAT 1333	410
Caracterización de una matriz de ionización líquida para control de calidad en haces de fotones con/sin filtro 1335	412
DETECCIÓN DE ERRORES INTENCIONADOS EN UN COLIMADOR MULTILÁMINAS MEDIANTE EL ARRAY 2D 729 DE PTW. 1336	413
Incremento en la precisión de la dosis de los tratamientos de cáncer de cabeza y cuello que emplean la técnica FFF-VMAT mediante el uso del algoritmo Acuros y una calibración precisa del haz FFF 838	414
Análisis gamma para la estimación del DLG para la energía 6FFF MV en un acelerador Varian Clinac DHX 882	415
Comparación y discusión sobre la utilización de dosis medio o dosis agua en planificaciones Monaco. 892	417

Cálculo independiente de tratamientos de mama: Eclipse vs. SunCheck 916	418
Revalidación de la técnica de IMRT usando el TG119 tras actualización del algoritmo AAA 963	420
Verificación y resultados de un sistema de cálculo independiente volumétrico 1033	423
Evaluación de las diferencias dosimétricas entre los algoritmos de cálculo de dosis Acuros y AAA 966	425
Diferencias en el cálculo de dosis con AcurosXB (® Varian Medical Systems) según se realice en agua o en el medio para diferentes localizaciones 1018	427
Modelado en Mónaco de la transmisión entre láminas cerradas de bancadas opuestas para un colimador multiláminas Agility de Elekta 1062	429
Primera fase en la estimación de niveles de tolerancia para la comparación de los cálculos del sistema de planificación con VeriQA. 1129	431
Verificación del modelo de camilla BrainLab ICT y Varian Exact IGRT CT 1220	434
Análisis retrospectivo del impacto de las heterogeneidades en el cálculo de dosis para tratamien- tos de cérvix en braquiterapia 1133	437
Herramienta para la comparación entre distribuciones unidimensionales de dosis calcu- ladas y medidas. 1242	439
Revisión de la parametrización dosimétrica en agua de una fuente Ir-192 para braquiterapia de alta tasa de dosis 1244	441
Evaluación del algoritmo DirectDensity (SIEMENS) 900	442
Evaluación del artefacto de reconstrucción en un estudio de tomografía computarizada en 4 dimensiones (TC4D) 844	444
Comparación entre los algoritmos de deformación de Eclipse y Velocity en estudios PET/CT 915	446
Automatización del control de calidad de imagen guiada utilizando el maniquí TOR18FG 1092	448
Virtual imaging for patient information on radiotherapy planning and delivery for prostate cancer 994	451
Evaluación de registro deformable con diferentes métricas 1114	453
ESTIMACIÓN DE LOS MÁRGENES DEL PTV EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA Y CABEZA Y CUELLO CON O SIN CONTROL DEL MOVIMIENTO DEL ÓRGANO DIANA. 841 .	455
EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO NAL PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGU- RACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DE LOS TUMORES GINECOLÓGI- COS 868	456
EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO NAL PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGU- RACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DEL CÁNCER DE PRÓSTATA 850	458

EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGURACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DEL CÁNCER DE RECTO	869 460
EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGURACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DEL CÁNCER DE MAMA	871 462
INCERTIDUMBRES GEOMÉTRICAS EN RADIOTERAPIA. MARGEN AL "CLINICAL TARGET VOLUME" (CTV).	926 464
DETERMINACIÓN DE LA DOSIS IMPARTIDA EN RECTO Y VEJIGA EN UN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO DE PRÓSTATA MEDIANTE CÁLCULO EN CONE-BEAM CT. ESTUDIO DE IMPACTO DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN Y DEL PROTOCOLO DE PREPARACIÓN DEL PACIENTE.	935 466
Protocolo de posicionamiento y control de movimiento intrafracción mediante un sistema combinado de IGRT y SGRT en tratamientos de radiocirugía estereotáxica	911 467
Comparación de márgenes de configuración en tratamientos de arcoterapia de próstata entre Tomoterapia y acelerador convencional	1111 470
Tracking con semillas de oro en tratamientos de cáncer de próstata hipofraccionada.	977 473
DETERMINACIÓN DEL VALOR UMBRAL DE RECOLOCACIÓN PARA TRACKING EN UN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO DE PRÓSTATA	936 475
Simulación para la evaluación de artefactos en TC Lento	958 476
Primera experiencia con radioterapia adaptativa con librería de planes	1010 477
Cuantificación dosimétrica de los cambios interfacción en SBRT con Velocity	1027 . . . 479
Repercusiones dosimétricas debidas a interrupciones del haz de tratamiento con el sistema Catalyst en tratamientos de mama con inspiración mantenida (DIBH)	1205 481
ESTUDIO DE LA LIMITACIÓN DEL MOVIMIENTO DE TUMORES DE PULMON MEDIANTE EL EMPLEO DE UN COMPRESOR ABDOMINAL	1219 483
Diseño de un Sistema de Registro de Imagen portal basado en radiografía computarizada.	1260 485
Impacto dosimétrico del movimiento intra e inter-fracción en tratamientos de radioterapia estereotáctica en cáncer de pulmón	1276 487
Evaluación del sistema de posicionamiento con luz estructurada de Exactrac Dynamic	1280 488
Comparación del registro 3D y 4D en lesiones pequeñas móviles pulmonares	1341 490
Tratamiento Radical con Tomoterapia de patología pulmonar pleural.	862 491
Estudio dosimétrico del error sistemático longitudinal en tratamientos de mama con dos isocentros para la técnica VMAT	919 493
Modelo geométrico predictor de dosis en órganos de riesgo en radioterapia conformada de mama	940 494
Entrenamiento y validación de un modelo de Rapidplan® para tratamientos de próstata	943 496

Personalización de aperturas para conformación de haces de electrones mediante impresión 3D 952	497
Límites en la renormalización de los planes VMAT. 979	499
Optimización del tiempo en tratamientos de cáncer de próstata hipofraccionada: 6WFF, 6FFF y 10FFF. 982	501
Comparativa de tratamientos de radioterapia holocraneal con protección de hipocampos para Halcyon y para Unique. 988	503
Influencia del ángulo de colimador en VMAT para pacientes de cáncer de cabeza y cuello tratados con radioterapia 990	505
Efectos de la combinación del movimiento respiratorio y del desplazamiento de la mesa en tomoterapia sobre la dosis administrada 1117	507
Optimización del flujo de entrada de pacientes en las unidades de tratamiento de radioterapia 1327	510
DOSIMETRÍA CLÍNICA EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON FRACCIONAMIENTO FAST FORWARD (FF) 993	511
Influencia de las modificaciones de distintos parámetros de la dosimetría física de un acelerador para una planificación de SBRT de pulmón. 1215	513
Relación entre la restricción V12 Gy al cerebro y la línea de isodosis de prescripción (PIDL) en tratamientos de radiocirugía con micromultiláminas (uMLC). 1019	515
Análisis de la influencia del Factor de Modulación en el TPS Monaco en el resultado de las verificaciones de las dosimetrías. 1124	517
Comparativa de distribuciones dosimétricas de ORL para Oncor y Tomoterapia 1226	519
Tratamiento de meduloblastoma con arcoterapia volumétrica en Halcyon 1134	520
Radiocirugía de metástasis múltiples: estimación pre-planificación de la dosis a cerebro sano 1162	523
Implementación de una solución de bajo costo para el tratamiento de SBRT de pulmón en Argentina 1172	526
OPTIMIZACIÓN RADIOBIOLÓGICA vs OPTIMIZACIÓN CON DVH: MÉTRICA PARA COMPARAR LA CALIDAD DE LAS DOSIMETRÍAS 1192	528
Irradiación profiláctica craneal (PCI) con protección de hipocampos: comparativa entre IMRT y VMAT 1228	530
TrueBeam, Halcyon o Clinac DHX: ¿cuál es mejor para tratamientos de próstata? 1199	532
Análisis compartativo de tratamientos de irradiación ganglionar total (IGT) con VMAT y Tomoterapia helicoidal 1230	534
Estudio de la influencia de la modulación en tratamientos de radiocirugía y radioterapia estereotáctica con arcoterapia volumétrica dinámica de intensidad modulada 1231	536

PROCEDIMIENTO PARA LA IRRADIACION CORPORAL TOTAL CON TOMOTERAPIA 1251	537
PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN Y RECONSTRUCCIÓN QUE INFLUYEN EN LA ELABORACIÓN DE LA TABLA DE CONVERSIÓN DE N° HU EN DENSIDAD ELECTRÓNICA RELATIVA 839	540
Un método de planificación de malformaciones arteriovenosas gigantes 853	541
Utilización de Rapidplan™ en tratamientos de radioterapia de próstata. 872	544
Comparativa de tratamientos de ORL planificados con autoplanning Vs IMRT convencional 1243	546
Influencia del número de arcos en VMAT en planificación de nasofaringes. 1274	547
Segundo año de operación en un centro de protonterapia con pacientes pediátricos: tecnología, staff, organización y humanismo 1306	548
Estudio retrospectivo para la estimación del gradiente en tratamientos de radioterapia esterotáctica craneal 1322	550
Estudio comparado de las planificaciones de tratamientos VMAT con distintos aceleradores lineales 1325	551
Duración de tratamientos en Radioterapia 1049	552
Automatización de procesos mediante Scripting para el mejoramiento de la calidad y seguridad del paciente 1175	554
Puesta en marcha de Halcyon con maniquí de agua 3D: validación de datos y pruebas iniciales de test clínicos.. 1069	557
AUDITORIA EXTERNA DE TRATAMIENTOS DE INTENSIDAD MODULADA ADMINISTRADOS EN UN ACELERADOR LINEAL VERSA HD (ELEKTA) 1209	560
Diseño de un maniquí para verificaciones geométricas de sistemas de IGRT 1241	562
Verificación de colimador multilámina mediante radiografía computarizada. 1300	564
AUDITORIA EXTERNA DE UN ACELERADOR VERSA HD (ELEKTA) DE RECIENTE INSTALACIÓN EN EL HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ (HUELVA) 1213	566
CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE REGISTRO DE IMAGEN PARA CABECEO Y BALANCEO DE UNA MESA 6D. 880	568
Herramienta web para el control de calidad de un acelerador Halcyon 910	570
Evaluación del test de Winston-Lutz mediante imagen portal 1284	571
Verificación de software informático para análisis de patrones de estrellas de radiación. 921	573
Extracción desde ARIA de un cuadro de mandos para el proceso de planificación en radioterapia 925	575
Automatización del control de calidad diario de un sistema de planificación 950	577

Uso de datos publicados para verificación de parámetros radiológicos en TrueBeam. 972 .	579
Calibración submilimétrica de mandíbulas en el acelerador Varian Truebeam mediante el campo de radiación 1148	581
Implementación de un procedimiento para el control estadístico de calidad de un acelerador portátil en la plataforma Google Colaboratory 1313	583
SEGUIMIENTO DE INDICADORES DE CALIDAD EN EL PROCESO DE PLANIFICACIÓN DESDE SU IMPLANTACIÓN Y REPERCUSIONES 1013	585
Puesta en marcha de herramienta de registro para el control de calidad de equipos de radioterapia 1020	587
EVALUACIÓN DEL MACHINE PERFORMANCE CHECK COMO HERRAMIENTA DE VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO DE KV 1026	589
PROBLEMAS ENCONTRADOS DURANTE LA ACEPTACIÓN DE LA MESA DE UN TC SIMULADOR PHILIPS BRILLIANCE BIG BORE. 840	591
Impresión 3D y verificación de insertos para la medida de la estabilidad de cámaras de ionización 875	593
Control de calidad de una sonda rectal de ultrasonidos para braquiterapia de próstata 909	595
Intercomparación de resultados de los programas de auditoría dosimétrica postal del CND y de PTW 918	597
Control de calidad de unión de hemicampos con imagen portal 930	598
Procedimiento para el control de calidad del MLC dinámico con array de cámaras de ionización 989	600
Control de Calidad del sistema INTRABEAM 600 1031	601
Desarrollo de una herramienta para el uso de la dosimetría portal en el control de calidad de la coincidencia luz-radiación con el maniquí FieldCheck (PTW) 1035	603
Estudio de la duración de los tratamientos en Radioterapia 1050	605
Protocolo de control de calidad para el sistema de imagen avanzada del TrueBeam 1052 .	606
Comparación de diferentes protocolos de dosimetría para evaluar la dosis impartida en IGRT basada en kV-CBCT utilizando cámaras Farmer 855	608
Reproducción de un linac simplificado en un modelo de Realidad Virtual 863	609
Análisis de las incertidumbres asociadas al uso del sistema de posicionamiento TRUFIX (PTW) 945	610
Verificación diaria de la constancia de la dosis absorbida con el Starcheck y Machine Performance Check 960	612
Verificación y Optimización del modelado de un acelerador lineal TrueBeam en el sistema de planificación RayStation a partir del protocolo TG-119 1038	614

Análisis de los $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ con la variación de la transmisión a través del MLC en un haz de 6 MV WFF con dos detectores de estado sólido. 1007	617
Fabricación de moldes de silicona para personalizar los tratamientos de electrones 1152	619
Diseño mejorado de un maniquí para los controles diarios en un acelerador portátil para intraoperatoria 1119	622
Modelado de haces y optimización de parámetros del MLC de un acelerador TrueBeam y sistema de planificación RayStation 1167	625
Reproducibilidad del posicionamiento del MLC para campos pequeños en función de la posición de partida 1269	627
Comparación de factores de campo (OF) obtenidos con distintos detectores para dosimetría de campos pequeños en acelerador VarianTrueBeam. 1183	629
Aceleradores de electrones gemelos 1189	631
SIMULACION MONTECARLO DE ELECTRONES CON PRIMO: COMPARACION CON DATOS EXPERIMENTALES DE TRES CÁMARAS PLANO-PARALELAS 1191	634
Control de calidad diario en un equipo de protonterapia con Pencil Beam Scanning (PBS) 1253	636
Caracterización dosimétrica del aplicador de 12 cm del acelerador Liac 12 MeV para RIO 867	638
Comparación entre Machine Performance Check y Quickcheck (PTW) para la verificación diaria de la constancia de la dosis absorbida de referencia. 881	641
Efecto de densidad del detector en campos pequeños para diodo y microDiamond obtenido mediante EBT3 891	643
ESTUDIO DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN DE IONES PARA DIFERENTES CÁMARAS DE IONIZACIÓN CON UN ACELERADOR VERSA HD (ELEKTA) 931	644
Aplicación del protocolo TRS-483 para la determinación de factores de campo 937	646
Medidas y verificaciones para la puesta en marcha de campos pequeños como uso clínico 898	648
Uso de X6FFF frente a X10FFF en tratamiento de neuralgia del trigémino mediante conos. Análisis comparativo. 906	650
Análisis comparativo de PDP y perfiles con cámara cilíndrica y diodo en haces de fotones 987	652
Aplicación del protocolo TRS-483 a factores de campo para haces de energía 6 MV WFF, 6 MV FFF y 10 MV FFF. 1001	653
Estudio de la influencia de la dosis por pulso en dos equipos de verificación dosimétrica para tratamientos de VMAT 1110	655
ALERTINT: una aplicación para el seguimiento de pacientes con altas dosis de radiación en procedimientos intervencionistas guiados por rayos X 934	658

Seguimiento de pacientes con altas dosis en procedimientos intervencionistas 954	660
Dosis a paciente en un TC de doble tubo 1009	661
Análisis comparativo de la dosis impartida en las exploraciones de Tomografía Computarizada (TC) en un Área Sanitaria durante un año. 1028	663
Dosis Glandular Media a pacientes en un programa de detección precoz del cáncer de mama durante un período de cinco años (2016-2020): correlación con el control de calidad del CAE 1030	665
NIVEL DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) NACIONAL EN MAMOGRAFÍA PROYECTO DOPOES II 1036	668
Dosis a pacientes en estudios de Abdomen de Tomografía Computarizada de Energía Dual (DECT). 1042	670
Dosis en estudios de tomosíntesis digital de tórax. Repercusión durante la COVID-19. 1090	672
Estimación de dosis impartida a paciente mediante sistema de imagen Exactrac en SRS 1058	674
Estimación de dosis a paciente por marcaje del ganglio centinela con semillas de I-125 1125	677
NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD). PROYECTO DOPOES II 1166	679
Comparación dosimétrica de tres paños plomados en procesos de intervencionismo con radiaciones ionizantes 1015	681
Validación de un sistema de detección y registro para realizar dosimetría en tiempo real en exploraciones de tomografía computarizada 1029	683
Automatización del flujo de trabajo en el procedimiento de estimación de la dosis recibida por el feto en exploraciones radiológicas de pacientes gestantes 1299	686
Controles de calidad en monitores de uso médico mediante técnicas fotométricas 1011 . .	687
Viabilidad de un programa de control de calidad de TC basado en el report TG-233 1057 .	689
Corrección del umbral de contraste con la calidad del haz en fluoroscopia 1081	691
Diferencias en el rendimiento de imagen clínica de equipos TC de generaciones distintas siguiendo las recomendaciones del TG-233 de la AAPM 1077	694
Control de Calidad de angio CBCT para Radiocirugía 1126	696
Consideraciones sobre los resultados de las pruebas de aceptación de seis TC Revolution EVO 1127	698
Análisis de la resolución espacial en tomografía computarizada utilizando diferentes porcentajes de reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASiR) 1136	700
Deep Learning para Diagnóstico COVID-19 para Radiografías de Tórax 1171	702
Colección de Instrucciones Técnicas para el Control de Calidad en Radiodiagnóstico 1217	705
ANÁLISIS OBJETIVO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL. 1265	707

Estimación de la densidad mamográfica en las principales ciudades de Colombia. Estudio-preliminar 1234	709
Relación entre el índice de exposición y el kerma en aire para diferentes fabricantes en radiología convencional 1275	711
Mamografía sintética. Características y relación con la mamografía digital 2D 894	713
Análisis de las componentes de ruido en detectores de mamografía 902	715
Evaluación del maniquí CDMAM para la determinación del espesor umbral contraste-detalle en un mamógrafo digital 949	717
Aplicación del observador modelo NPWE para estimación de las curvas detalle-contraste en radiología digital. 1294	719
REJILLA ANTIDIFUSORA ELECTRÓNICA 1044	721
ANÁLISIS OBJETIVO DEL CONTRASTE. 997	722
INFLUENCIA DE LA POSICIÓN DEL EXPOSÍMETRO AUTOMÁTICO EN LA DOSIS GLANDULAR Y LA CALIDAD DE IMAGEN EN UN MAMÓGRAFO CR 999	724
Desarrollo de un software para el control de calidad de los parámetros geométricos en tomosíntesis digital de mama 1279	726
Determinación del tamaño de píxel en los planos reconstruidos de los equipos Hologic de tomosíntesis digital de mama 1295	727
Verificación de una aplicación para el control de calidad de los parámetros geométricos de los equipos de tomosíntesis digital de mama 1282	728
Verificación de la constancia de los parámetros geométricos en tomosíntesis digital de mama con el maniquí ASY-02042 de Hologic 1291	729
OBTENCION DE VALORES DE MTF EN 8 DETECTORES DIGITALES DIRECTOS DE EQUIPOS DE RADIOLOGÍA CONVENCIONAL. 1287	730
Aplicación del observador modelo NPWE para estimación de las curvas detalle-contraste en mamografía. 1296	732
Análisis del impacto de la reconstrucción iterativa y la dosis sobre la calidad de imagen en tomografía computarizada 1297	734
Comparación del ruido en dos detectores de panel plano del mismo fabricante para radiología digital 1302	736
Comparativa del índice de dosis entre equipos CT GE Revolution Evo 1304	738
Caracterización de los detectores FlashPad HD de GE 1316	740
DOSIMETRÍA EN CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES. ADAPTACIÓN DE UN MÉTODO BASADO EN MEDIDAS EXTERNAS AL FLUJO DE TRABAJO DE UN CENTRO ESPECÍFICO 1184	742
Resolución y control de calidad del gating respiratorio en PET 1204	744

GammaCameraQC: Scripts en Python para el control de calidad en gammacámaras 848 .	747
Repercusión dosimétrica debido a las diferencias entre la actividad calculada y administrada en tratamientos de radioembolización hepática con microesferas de 90Y 904	749
DOSIMETRÍA PERSONALIZADA PARA TRATAMIENTOS DE TUMORES NEUROENDOCRINOS CON (177)Lu-DOTATATE. DISEÑO DE UN SOFTWARE DE CALIBRACIÓN Y CÁLCULO. 912	751
Optimización de la dosimetría individual del personal de enfermería con el uso de un sistema de inyección automática (INTEGO) en una instalación de Medicina Nuclear 944	752
Dosis a pacientes en estudios realizados con un PET/CT digital: análisis de dos años de registro. 946	754
Estimación de la dosis pulmonar absorbida en radioembolización hepática con microesferas de Y90 1014	756
Estudio de la dosis impartida a lo largo de dos años a pacientes en exploraciones con una Gc/CT Optima 640. 948	758
Tratamiento con 177Lu-Dotatate a paciente en hemodiálisis. 951	761
Comparación de tres modelos dosimétricos para el cálculo de actividad en radioembolización hepática con microesferas de Y-90 975	763
Análisis del efecto del post-filtrado en imagen de SPECT cuantitativa 996	765
Resultados de dosimetría renal en tratamientos con Lu-177-DOTATATE 1095	767
Dosimetría individualizada Monte Carlo para radioisótopos I: desarrollo de una plataforma basada en GATE. 1096	769
Comparación de dosimetría renal con software MIM frente a método propio en tratamientos con Lu-177-DOTATATE 1101	771
DISEÑO DE UN MANIQUÍ PARA LA REALIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD DE LA SONDA QUIRÚRGICA. 1108	773
Dosimetría basada en vóxel: Comparación entre la planificación y el tratamiento en radioembolizaciones con SIR-Spheres (Y-90) 1216	776
Cuasi invariancia de la respuesta de la imagen, a una fuente puntual en el método conjugado con la profundidad. 1118	778
Dosimetría a nivel de vóxel postratamiento con RapidSphere en radioembolización con 90Y 1168	780
Radioembolización hepática con microesferas de Y90: ventajas de la dosimetría pre y post tratamiento con Simplicit90Y 1229	783
Evaluación de las características de un multi pin-hole SPECT para pequeños animales 1194	784
Dosimetría de Lutecio-177 para el tratamiento de tumores de origen neuroendocrino 1180	787
Estimación tumoral de restos tiroideos mediante gammagrafía planar con I-131 907 . . .	789

DOSIMETRÍA POST TRATAMIENTO CON ^{177}Lu . VIABILIDAD DEL CÁLCULO CON MENOS DE 4 PUNTOS TEMPORALES CON SPECT/CT. 913	791
Evolución de la actividad en sangre en dos ciclos de Terapia Neuroendocrina con ^{177}Lu 1257	792
Correlación entre Actividad Corporal de ^{177}Lu estimada a partir de la Exposición Externa $H^*(10)$ y actividad estimada mediante Imagen Nuclear 1262	793
Comparación de la relación señal/ruido en imágenes de SPECT de ^{123}I obtenidas con distintos colimadores 1293	795
Verificación del análisis del centro de rotación (COR) en una gammacámara 1307	797
Cálculos de dosis precisos en Medicina Nuclear utilizando una interfaz gráfica de usuario basada en GAMOS/GEANT4 1329	798
Establecimiento de las calidades de radiación de uso en radiodiagnóstico según la norma IEC 61267 en el Laboratorio de Metrología del CND 942	799
Realce de dosis por Gd en películas radiocrómicas deslaminadas irradiadas con ^{192}Ir de BQT HDR 986	801
Participación en estudio de dosis ciega del servicio de auditoría dosimétrica postal del CND 1006	803
Caracterización del sistema de dosimetría MyOSL chip basado en BeO para uso en auditoría postal de verificación dosimétrica en radioterapia 1008	804
Determinación del valor de tasa de equivalente de dosis ambiental y su incertidumbre usando una cámara esférica 1060	806
Proyecto DOPEN: Dosimetría Personal de Neutrones 1071	809
Análisis cuantitativo de la exactitud en el posicionamiento de las MLCs mediante ImageJ 1143	811
PARTICIPACIÓN DEL CIEMAT EN INTERCOMPARACIONES DE DOSIMETROS PERSONALES (2019-2020) 1308	813
NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS EN RADIOLOGÍA VASCULAR INTERVENCIÓNISTA. 1113	815
HERRAMIENTA INFORMÁTICA PARA ASIGNACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES EXPUESTOS CATEGORÍA B. 1224	817
COMPARACIÓN DE ANÁLISIS DE URANIO MEDIANTE LAS TÉCNICAS DE ESPECTROMETRÍA ALFA E ICP-MS 1283	819
Participación del CIEMAT en Intercomparaciones de dosímetros ambientales pasivos, 2013-2019 1312	820
Reproducibilidad de los tratamientos térmicos para TLDs: Estabilidad de hornos PTW 1328	822
EVALUACIÓN DE LA FORMACIÓN IMPARTIDA EN MATERIA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y DE LA CARGA DOCENTE EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANNARIAS 933	824

Humanización Radiológica en pediatría 1292	826
Trazas de Europio-154 en residuos de Samario-153 1105	829
EURADOS REPORT 2020-02: GUÍA PARA LA INTERPRETACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE ISO/IEC 17025 EN LOS SERVICIOS DE DOSIMETRÍA EXTERNA 1150	831
Factor de corrección de recombinación de iones, ks, y de polaridad, kpol, en la dosimetría de referencia de haces sin filtro aplanador 837	833
Validación del sistema de simulación Monte Carlo PRIMO para verificación de tratamientos de IMRT Step and Shoot calculados en Pinnacle. 896	834
Método para la generación computacional de espacios de fases a la salida de LinAcs 1012	836
Códigos Monte Carlo rápidos para dosimetría ocupacional en radiología intervencionista 1070	838
Determinación experimental del factor de corrección de calidad de la cámara PTW Pin- point3D 31016 y comparación con valores publicados por Montecarlo. 1163	840
Puesta en marcha de nuevo acelerador Halcyon 879	842
MEDIDAS DE CONCENTRACIÓN DE RADÓN EN EDIFICIOS DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA 886	843
Estudio del comportamiento de las placas Placo® X-Ray Protection en aplicaciones de mamografía y medicina nuclear convencional 1005	845
Diseño de una aplicación informática para el cálculo de blindajes de salas con sistemas de tomografía computarizada multicorte empleando el método de los mapas de isodosis 1025	847
Análisis de los niveles de actividad beta e influencia de variables meteorológicas en el norte de la península ibérica (2014-2018) 1063	849
Verificación de la carga de trabajo en salas de radiología general y TC 1087	850
Análisis de radiación gamma natural en muestras de aerosoles atmosféricos obtenidas con captador de alto volumen para partículas PM10 en la isla de Mallorca. 1258	852
Estimación de la dosis efectiva debido a la exposición en la población de la Comunidad de Madrid a la radiación ionizante de origen natural 1107	853
Contaminación por pacientes con tumores neuroendocrinos tratados con Lu-177 y por pa- cientes con tumores de tiroides tratados con I-131. 1130	854
Desarrollo de un procedimiento rápido para la determinación de isótopos de plutonio en filtros de aerosoles y vegetación 1157	856
Determinación de radiactividad natural en aguas subterráneas en la isla de Mallorca. 1315	857
EJERCICIOS DE EMERGENCIA EN BRAQUITERAPIA CON ALTA TASA DE DOSIS. DIS- EÑO, REALIZACIÓN Y EVALUACIÓN 967	859
ACTUALIZACIÓN Y MEJORAS DEL SOFTWARE DE MEDIDA DE ACTIVIDAD INCOR- PORADA ALEDIN 1002	862

CARACTERIZACIÓN, ACONDICIONAMIENTO Y TRANSPORTE DE COMPONENTES DE UN CICLOTRÓN 1221	863
Control de Calidad en Equipos de Ultrasonidos 870	865
Efecto de la Radiación Ionizantes en membranas de intercambio iónico 965	869
Análisis de materiales en impresión 3D aplicada a la Física Médica 1207	872
Protocolo de compensación de interrupciones en tratamientos de radioterapia externa 849 874	
Dosis efectiva y riesgo de inducción de cáncer en pacientes tratados con radioterapia de bajas dosis por neumonía asociada a COVID-19 962	876
COMPARACIÓN DE MODELOS RADIOBIOLÓGICOS PARA SBRT: LQ vs SOTOLONGO 992	878
Cálculo del NTCP a partir del ajuste del modelo logístico a datos del QUANTEC 1267	880
Aspectos preliminares en la irradiación de cultivos celulares aplicables a la determinación de la Eficacia Biológica Relativa 1145	883
Verificación de blindajes PET con Cs-137 851	886
Aplicación del método de matriz de riesgos a una unidad de radiocirugía Gamma Knife® 865	888
PERSONALIZACIÓN DE LAS ALTAS EN LOS TRATAMIENTOS CON I-131 932	890
Estudio descriptivo de medidas de radiación ambiental en el entorno de pacientes con implantes permanentes de semillas radiactivas en próstata 920	892
Valores de tolerancia para la mesa de tratamiento basado en modelo estadístico de pacientes. 957	894
Evaluación de un material de protección para la reducción de la exposición operacional en intervencionismo 980	895
Enfoque a procesos en el marco de la implantación de un Sistema de Gestión de la Calidad según la norma ISO 9001:2015 en el Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal 1016	898
Actualización de los niveles de referencia diagnósticos para los estudios más frecuentes de TC y Mamografía en el Hospital Universitario de Canarias 1048	900
Pensamiento basado en riesgos para la mejora continua del Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal en el marco de la implantación de un Sistema de Gestión de la Calidad según la norma ISO 9001:2015 1017	902
Equivalente de dosis personal por procedimiento en radiología intervencionista pediátrica 1041	905
Proyecto MARRTA: Extensión de la metodología de matrices de riesgo en radioterapia externa a técnicas avanzadas 1051	908
Determinación de magnitudes operacionales en el interior de la sala de un acelerador lineal 1075	910

Riesgo radiológico en radioembolizaciones con microesferas de Y-90 1079	912
Análisis de riesgos en la aceptación y puesta en servicio de dos aceleradores Versa HD según el proyecto MARR 1067	914
Evaluación de la atenuación de protectores Drape Armour para su uso en radiología intervencionista 1144	916
DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN PARA LA VERIFICACIÓN DE LOS BLINDAJES DE LOS BÚNKERES DEL NUEVO HOSPITAL DE TOLEDO 1240	918
Niveles de referencia en mamografía en Tenerife y Toledo 1338	921
Determinación del perfil de riesgo de una unidad de terapia con protones mediante la Matriz de Riesgo. 1334	923
Dosimetría de área en tratamientos de radioterapia intraoperatoria de mama con equipo de rayos X de 50 kV 1339	924
Organización del material digital de un servicio hospitalario de protección radiológica mediante un sitio web 1165	926
DEBILIDADES DE LOS PROGRAMAS DE REGISTRO DE DOSIS A LA HORA DE CALCULAR NIVELES DE REFERENCIA DE DIAGNÓSTICO 1317	928
Adaptación del servicio de oncología radioterápica del HUF 1181	930
COLOCACIÓN DE PACIENTE SIN TATUAJES 1179	931
ANÁLISIS DE LA OPTIMIZACIÓN DE TIEMPOS DE MÁQUINA EN CÁNCER DE PÁNCREAS TRATADOS CON RADIOTERAPIA VMAT FRENTE A IMRT 1186	932
Machine Performance Check como control de calidad en el acelerador Halcyon de Varian. 1202	933
Diferencias dosimétricas entre tratamientos en cáncer de mama utilizando DIBH o planificaciones habituales 1185	935
Estrategias de protección ante una emergencia nuclear o radiológica: nuevas publicaciones de la OIEA (I) 1393	936
Estrategias de protección ante una emergencia nuclear o radiológica: nuevas publicaciones de la OIEA (II) 1394	937
Residuos radiactivos y desmantelamiento de instalaciones nucleares 1350	938
Residuos radiactivos y desmantelamiento de instalaciones nucleares 1384	939
Radioterapia Flash (I) 1361	940
Radioterapia FLASH (II) 1362	940
Inteligencia Artificial aplicada a la detección en la imagen médica 1359	941
Experiencias prácticas en dosimetría en Medicina Nuclear Comparativa de planificadores para la Radioembolización hepática con Y90 1417	941

Presentación: Experiencias prácticas de dosimetría en medicina nuclear 1377	942
Visión general del estado de la planificación y dosimetría en tratamientos con radionúclidos 1378	942
Dosimetría en terapia con ¹⁷⁷ Lu-DOTATATE. Experiencias prácticas 1379	943
Comparativa planificadores para la Radioembolización con ⁹⁰ Y en lesiones hepáticas 1380	943
Evolución de los radionucleidos de interés en el área de la vigilancia radiológica ambiental: retos a los laboratorios (I) 1390	944
Evolución de los radionucleidos de interés en el área de la vigilancia radiológica ambiental: retos a los laboratorios (II) 1391	944
Proyecto CONCERT (I) 1385	945
Proyecto CONCERT (II) 1386	945
Herramienta de registro de incidencias 1178	946
FRACCIONAMIENTO DE TRATAMIENTO RADIOTERAPICO EN TIEMPOS DE COVID19 1190	947
Participación del Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría (TSRTD). En el proced- imiento de intraoperatorio con acelerador portátil. 1238	948
COMPARACIÓN ENTRE MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN EN BRAQUITERAPIA DE CÁNCER DE ENDOMETRIO 938	949
Pruebas semanales de control de calidad en aceleradores TrueBeam 1003	951
ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON CYBERKNIFE M6 DEL HOSPITAL RUBER INTERNACIONAL 1210	953
Necesaria revisión del sistema internacional de magnitudes y unidades de protección radi- ológica 1255	954
Apertura y bienvenida al Simposio de Técnicos 1400	955
Control de calidad en ecografía 1408	955
Inteligencia Artificial en el proceso Radioterápico: Presente y Futuro 1409	956
Métricas de complejidad para la evaluación de los planes de tratamiento en Radioterapia 1410	957
Halcyon: experiencia con nuevo sistema de tratamiento 1411	957
Emergencias radiológicas y nucleares 1412	958
Avances en BT ginecológica de cérvix 1413	959
Dosimetría in vivo Bt próstata 1414	960
GammaKnife Icon: aportación clínica y dosimétrica 1399	960
CyberKnife M6: Aportación clínica y dosimétrica 1415	961

Técnicos de aplicaciones vs técnicos de radiofísica y protección radiológica de hospitales 1345	961
Hipofraccionamiento ¿ha venido para quedarse? 1401	962
Imagen guiada por superficie 1398	963
Mesa redonda: Dosimetría de pacientes en Rx ¿qué pacientes se eligen? ¿metodos aleato- rios? 1402	964
PET-RM 1403	965
Terapia Flash 1404	965
Mesa redonda: Registro de imágenes ¿cómo evaluamos ? ¿cuándo actuamos? 1405	966
Tratamientos de Arritmias 1406	966
Planificación y optimización de dosis en MN 1407	967
Defensa Comunicaciones Orales Simposio Técnicos 1 1356	967
Defensa Comunicaciones Orales Simposio Técnicos 2 1357	968
Control de calidad en ecografía 1344	968
Dosimetría de pacientes en Rx ¿qué pacientes se eligen? ¿metodos aleatorios? 1346 . . .	969
Dosimetría in vivo Bt próstata 1347	970
Métricas de complejidad para la evaluación de los planes de tratamiento en Radioterapia 1348	971
Métodos de planificación para técnicas avanzadas 1352	972
Métodos de planificación para técnicas avanzadas 1416	973
Comparativa en tratamientos de cáncer de próstata entre técnicas de 3DCRT y VMAT 1123	973

CHARLA PLENARIA 1 / 1342

Implicaciones de la tecnología 5G

Corresponding Author: alejandro.ubeda@hrc.es

CHARLA PLENARIA 2 / 1365

Instalaciones de protonterapia (I)

Autor: Alejandro Mazal^{None}

Corresponding Author: alejandro.mazal@quironsalud.es

CHARLA PLENARIA 2 / 1366

Instalaciones de protonterapia (Ii)

Autor: Juan Castro Novais¹

¹ *Hospital QuirónSalud Madrid*

Corresponding Author: juan.castro@quironsalud.es

CHARLA PLENARIA 2 / 1367

Instalaciones de protonterapia (iiI)

Autor: Juan Diego Azcona Armendáriz¹

¹ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra*

Corresponding Author: jazcona@unav.es

Resumen

CHARLA PLENARIA 2 / 1368

Instalaciones de protonterapia (iv)

Autor: VERONICA MORAN VELASCO¹

¹ *CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*

Corresponding Author: vmoran@unav.es

Resumen

CHARLA PLENARIA 3 / 1392

Sucesos y accidentes en instalaciones nucleares y radiactivas (I)**Autor:** Carlos Prieto Martín¹¹ *Hospital Universitario de La Princesa***Corresponding Author:** cprieto.hlpr@gmail.com

El uso médico de las radiaciones ionizantes es de lejos el mayor uso de la radiación ionizante (más de 10 millones de exposiciones médicas diarias en el mundo) y la mayor de las exposiciones debidas a fuentes artificiales, más del 95% son exposiciones médicas. Además se utilizan radiaciones ionizantes en medicina en absolutamente todos los países del mundo.

Ha habido más efectos severos y muertes por el uso médico de la radiación que por cualquier otra actividad pacífica relacionada con la radiación ionizante. Por tanto, Si queremos reducir los riesgos por la exposición a la radiación, hay que poner más el foco en las exposiciones médicas. En cualquier caso debe quedar claro que los beneficios son mucho mayores que los posibles riesgos. Son prácticas muy seguras, pero que lo pueden ser aún más.

El término “Accidente” se usa en la industria nuclear, en protección radiológica y en nuestra legislación. No es utilizado, sin embargo, en otras áreas de la medicina, incluyendo los documentos de la Unión Europea sobre seguridad al paciente en medicina, documentos sobre medicación segura, recomendaciones de la Organización Mundial de la Salud, etc. En medicina se utiliza de forma mucho más extendida el término “evento adverso”. Algunas revistas incluso han prohibido el uso del término “accidente”, dado que sugiere que el suceso ocurrió por mala suerte, que nada se podía hacer, cuando lo cierto es que siempre puede haber barreras que impidan, disminuyan la probabilidad o las consecuencias de un evento adverso.

Además hay una percepción social muy negativa hacia el uso de las radiaciones. En seguida se hacen asociaciones con las bombas nucleares o Chernobyl. Los eventos adversos en radioterapia son más visibles y parecen más dramáticos que en otras áreas de la medicina y son primera plana en los periódicos de medio mundo. Pero claro, un muerto por un error en radioterapia lo llamamos accidente y un muerto por un error en oncología médica lo llamamos eventos adverso, mientras que en radioterapia lo llamamos accidente. La percepción del mismo suceso es distinta dependiendo de las palabras utilizadas

Hippocrates ya dijo que se necesitan remedios extremos ante enfermedades extremas, nuestro “a grandes males, grandes remedios” y probablemente por las connotaciones negativas de la radiación, hay mucho miedo a ser agresivo en un tratamiento con radiaciones. Efectos secundarios por un tratamiento en radioterapia no son tan asumidos por el paciente o por los profesionales que nos los remiten como efectos por una cirugía por ejemplo. Utilizar la palabra accidente, cuando no se utiliza en otras áreas de la medicina, no ayuda a mejorar esas percepciones.

A continuación se presentan en esta sesión plenaria una serie de sucesos en tratamiento de radioterapia y de medicina nuclear, junto con las lecciones que podemos aprender de los mismos.

Hay diversas rutas complementarias para conseguir disminuir la probabilidad de eventos adversos. Durante muchos años se utilizó casi exclusivamente la vía del control de calidad del equipamiento (no tanto del proceso clínico), de alguna forma obviando (o no considerando de forma proporcional a su importancia), que la mayor parte de los errores no son de equipamiento, sino errores humanos. Hay muchos otros caminos complementarios para ir hacia una mayor seguridad y ahora se favorecen mucho las vías del aprendizaje de sucesos notificados y del análisis de riesgos, siguiendo los pasos de procesos también complejos que han conseguido ser tremendamente seguros, como son la producción de energía mediante centrales nucleares y la aviación civil. Ellos nos llevan décadas de ventaja, pero está claro que son un ejemplo de seguridad y, por tanto, son los pasos a seguir.

CHARLA PLENARIA 4 / 1373

Impacto y respuesta a la pandemia Covid-19 en el medio hospitalario e instalaciones de PR

Autor: Maria del Rosario Perez Gonzalez¹

¹ *Organizacion Mundial de la Salud*

Corresponding Author: perezm@who.int

Resumen

CURSO DE ACTUALIZACIÓN A1 / 830

¿Qué es la calidad de un plan de tratamiento de radioterapia? Distribución de dosis, robustez y complejidad.

Autor: Víctor Hernández Masgrau¹

¹ *Hospital Universitari Sant Joan de Reus*

Corresponding Author: vhernandezmasgrau@gmail.com

La evaluación de un plan de tratamiento de radioterapia tradicionalmente se basa en el cumplimiento de la prescripción clínica (objetivos de dosis y límites a órganos de riesgo). No obstante, estas métricas tienen limitaciones y es importante entender que la dosis administrada no coincide exactamente con la dosis calculada debido a las incertidumbres en el cálculo de dosis y en la administración del tratamiento.

Este curso de actualización describe la calidad de los planes de tratamiento desde tres aspectos: métricas de evaluación de la distribución de dosis, robustez y complejidad. Se mostrarán ejemplos prácticos de cómo evaluar la calidad de los planes, las herramientas disponibles en los Sistemas de Planificación y los principales retos actuales.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN A2 / 831

SGRT

Autor: Ruth Rodríguez Romero¹

¹ *Hospital Puerta de Hierro*

Corresponding Author: rromero@gmail.com

CURSO DE ACTUALIZACIÓN C1 / 1363

Advanced MRI for biological image-guided adaptive radiotherapy

Autor: Uulke van der Heide¹

¹ *the Netherlands Cancer Institute*

Corresponding Author: u.vd.heide@nki.nl

Resumen

CURSO DE ACTUALIZACIÓN C2 / 1387**Desarrollo de nuevos sistemas detectores de imagen y radiación****Autor:** José María Benlloch Baviera¹¹ *Instituto de Instrumentacion para Imagen Molecular***Corresponding Author:** benlloch@i3m.upv.es

En este curso de actualización se describirán los últimos avances en sistemas de diagnóstico y monitorización de la terapia mediante imagen. Se pondrá mayor énfasis en los desarrollos llevados a cabo en las principales modalidades de imagen médica para la visualización de las enfermedades del cerebro y los procesos cognitivos. Más concretamente, se discutirán los proyectos más significativos del BRAIN INITIATIVE del NIH y del HUMAN BRAIN PROJECT de la Comisión Europea.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN D1 / 1369**Contaminación externa e interna en el medio sanitario****Autor:** José Antonio Terrón León^{None}**Corresponding Author:** jaterron@gmail.com

La contaminación radiactiva en el medio sanitario puede llegar a suponer un riesgo añadido al de la irradiación externa cuando se emplean fuentes no encapsuladas. La contribución de la contaminación externa e interna a la dosis efectiva que puedan recibir los trabajadores y público en general, se puede limitar con adecuados sistema de prevención y con una actuación eficiente cuando se produzcan este tipo de incidentes. En este curso de refresco haremos un repaso de conceptos, definiendo qué es la contaminación cuales pueden ser sus tipos y ocurrencias así como las situaciones en que podemos encontrarla dentro del medio sanitario. Se abordará también la evaluación de los riesgos reales y cuál es la importancia de la misma en el funcionamiento habitual de la instalación. Al mismo tiempo incidiremos en la importancia de la prevención y vigilancia de la contaminación (superficial y ambiental) como elemento fundamental de reducción del riesgo. Finalmente repasaremos las normas generales de actuación ante un incidente de contaminación externa o interna y también las posibles técnicas de descontaminación en ambos casos, poniendo algunos ejemplos de situaciones habituales las situaciones habituales y finalizaremos con un pequeño resumen / aprendizaje de las cuestiones presentadas.

En resumen, en este curso, la idea a transmitir es que los riesgos de contaminación en el medio sanitario no son elevados, en especial los de contaminación interna. Un adecuado programa de prevención con sus normas y sus sistemas de vigilancia supone la mejor ayuda para mantener estos riesgos bajos. La formación periódica del personal y su conocimiento de dichos programas y normas, así como de sus actualizaciones, son básicas para evitar actuar con rutina. El plan de actuación ante incidentes debe estar bien establecido para hacer una evaluación rápida de riesgos y, si es necesario, de las dosis que se puedan recibir. Es esencial evitar la contaminación interna en cualquier incidente. Y, finalmente, hay que concienciar a los trabajadores que las sustancias que manejan son delicadas y el seguimiento de las normas es fundamental por la seguridad de ellos mismos.

CURSO DE ACTUALIZACIÓN D2 / 1388

Opciones para la gestión de residuos NORM mediante métodos convencionales

Autor: Juan Carlos Mora Cañadas¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: jc.mora@ciemat.es

Resumen

CURSO DE ACTUALIZACIÓN D3 / 1374

Exposición a gas radón en viviendas y puestos de trabajo (I)

Corresponding Author: sainzc@unican.es

Resumen

CURSO DE ACTUALIZACIÓN D3 / 1375

Exposición a gas radón en viviendas y puestos de trabajo (II)

Autor: Luis Santiago Quindos Poncela¹

¹ *Universidad de Cantabria*

Corresponding Author: luis.quindos@unican.es

CURSO PRE-CONGRESO A1 / 828

Reconstrucción y cuantificación en Medicina Nuclear (I)

Corresponding Author: pablo.aguiar.fernandez@sergas.es

CURSO PRE-CONGRESO A1 / 829

Reconstrucción y cuantificación en Medicina Nuclear

Corresponding Author: pablo.minguezgabina@osakidetza.eus

CURSO PRE-CONGRESO D1 / 1396

Dosimetría interna (I)

Resumen

CURSO PRE-CONGRESO D1 / 1397

Dosimetría interna (II)

Autor: María Antonia López Ponte¹

¹ *CIEMAT*

Corresponding Author: ma.lopez@ciemat.es

CURSO PRE-CONGRESO D2 / 1395

Radiobiología

Autor: Alegría Montoro Pastor¹

¹ *Hospital La Fe*

Corresponding Author: montoro_ale@gva.es

Resumen

CURSO-PRECONGRESO A2 / 826

Introducción al Machine Learning y Deep Learning

Autor: Rafael López González¹

¹ *QUIBIM S.L.*

Corresponding Author: rafaellopez@quibim.com

El objetivo de este bloque es que el alumno aprenda nociones básicas de los principales algoritmos de Machine Learning y Deep Learning, así como su contexto general. En este bloque se proporcionará una visión general de estos algoritmos y los escenarios más convenientes para su aplicación.

CURSO-PRECONGRESO A2 / 833

Aplicaciones en el ámbito hospitalario

Corresponding Author: jmartiasenjo@hnhospitales.com

El objetivo de este bloque es que el alumno conozca aplicaciones reales en las que los algoritmos de Machine Learning y Deep Learning se aplican en el ámbito de la física médica en la actualidad, así como el comisionado y validación de los mismos. En este bloque se proporcionarán ejemplos de estos algoritmos en campos como la dosimetría, la segmentación o el control de calidad.

CURSO-PRECONGRESO A2 / 827

Taller de Deep Learning con Python

Autor: Rafael López González¹

¹ *QUIBIM S.L.*

Corresponding Author: rafaellopez@quibim.com

El objetivo de este bloque es que el alumno se familiarice con herramientas sencillas para el desarrollo de un proyecto de Deep Learning. En este bloque se propondrá al alumno un problema de clasificación automática de radiografías de tórax, así como las herramientas necesarias para resolverlo con una alta tasa de acierto.

CURSO-PRECONGRESO A2 / 834

Taller de Machine Learning con Matlab

Corresponding Author: jmartiasenjo@hnhospitales.com

El objetivo de este bloque es que el alumno se familiarice con herramientas sencillas para el desarrollo de un proyecto de Machine Learning. En este bloque se propondrá al alumno un problema del ámbito de la física médica [POR DEFINIR], así como las herramientas necesarias para resolverlo con una alta tasa de acierto.

DEBATE A1 / 1358

Covid-19: radioterapia de baja dosis contra la neumonía (I)

Autor: Angel Montero Luis¹

¹ *HM Hospitales*

Corresponding Author: amontero@hmhospitales.com

Resumen

DEBATE A1 / 1376

Covid-19: radioterapia de baja dosis contra la neumonía (II)

Autor: Meritxell Arenas¹

¹ *Radiation Oncology Department. Hospital Universitari Sant Joan de Reus and Universitat Rovira i Virgili*

Corresponding Author: meritxell.arenas@gmail.com

Resumen

MESA REDONDA A1 / 832**Radioterapia Adaptativa: Estrategias y experiencia clínica**

Autores: Aurora Vicedo Gonzalez¹ ; FRANÇOISE LLISO VALVERDE² ; Rafael García Mollá³

¹ ERESA

² HOSPITAL UNIVERSITARIO Y POLITECNICO LA FE

³ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

Corresponding Authors: vicedo_margon@gva.es, francoiselliso@gmail.com, garcia_rafmol@gva.es

· Presentación del informe del Grupo de Trabajo sobre Radioterapia Adaptativa:

Françoise Lliso Valverde

Unidad de Radiofísica en Radioterapia. Hospital Universitari i Politècnic La Fe. Valencia.

Unidad Mixta de Investigación en Radiofísica e Instrumentación Nuclear en Medicina (IRIMED).

IIS Hospital la Fe - Universitat de Valencia.

La radioterapia adaptativa (ART) no está muy extendida a pesar de que en los últimos años se ha incrementado el uso de los algoritmos de registro deformable para realizar ART offline, ya sea mediante los sistemas de planificación o de programas dedicados, y a este incremento se une la fuerte apuesta de los fabricantes de aceleradores introduciendo unidades específicas para la ART online.

La SEFM creó un grupo de trabajo para estudiar esta técnica que sin duda tiene un notable impacto en el proceso de la radioterapia convencional. En el informe del grupo se han pretendido explicar las diferentes tecnologías del mercado, sus aplicaciones clínicas, las características de los algoritmos de registro deformable y sus limitaciones.

· Importancia de la validación de los algoritmos de registro deformable:

Rafael García-Mollá

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

Consorcio Hospital General Universitario de Valencia. Valencia.

El registro de imágenes conlleva incertidumbres que se deben cuantificar previamente a su utilización clínica. En el caso de los algoritmos de registro deformable, estas incertidumbres son especialmente delicadas cuando se utilizan para proyectar la dosis absorbida entre imágenes, como sucede en la ART offline. Determinar la incertidumbre de un algoritmo de registro deformable es complejo ya que no es posible diferenciar si la variación de la dosis absorbida en una estructura se debe a un cambio anatómico del paciente o una incorrecta relación de los vectores de deformación entre las dos imágenes. Por este motivo, existen diversos métodos de validación de los algoritmos de registro deformable, aunque ninguno sea estándar.

· Estrategias ART en la práctica clínica diaria:

Aurora Vicedo González

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.

Consorcio Hospital General Universitario de Valencia. Valencia.

Uno de los retos de la ART es detectar la necesidad de adaptación del plan de tratamiento del paciente ante los cambios anatómicos, para lo cual, la radioterapia guiada por la imagen (IGRT) ha jugado un papel fundamental en su desarrollo, al permitir identificar a los pacientes susceptibles de replanificación. Por este motivo, es necesaria la creación de protocolos en la práctica clínica diaria que muestren el beneficio potencial de la ART, cada vez más importante debido a la reducción de los márgenes de tratamiento.

La introducción de sistemas de posicionamiento basados en el reconocimiento de la superficie del paciente (SGRT), conlleva el establecimiento de protocolos para la detección de posibles desviaciones con una implicación dosimétrica en patologías en las que el tumor está cerca de la superficie, así como cambios relevantes de peso, cambios posturales e inflamaciones.

Una inversión tecnológica mejorará los flujos de trabajo de la ART offline, facilitando el camino hacia la ART online o en tiempo real. Sin embargo, el proceso de la ART empieza antes del inicio del tratamiento del paciente, mediante el desarrollo de buenas prácticas como realizar planificaciones dosimétricas robustas ante posibles cambios anatómicos o posturales, o prever los cambios morfológicos que se producirán durante el tratamiento y que facilitarán el flujo de la ART, sin la necesidad de esta inversión.

MESA REDONDA C1 / 1364**Protección física de fuentes**

Autores: José Antonio Miñano Herrero¹ ; OSCAR GONZALEZ CORRAL² ; Paula Muñoz Pelayo³

¹ 1) *UGC de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Reina Sofía, Córdoba.*

² *ENRESA*

³ *CSN*

Corresponding Authors: josea.minano.sspa@juntadeandalucia.es, ogoc@enresa.es, pmp@csn.es

Resumen

MESA REDONDA C2 / 1389**Dosimetría de cristalino: estado actual y perspectivas**

Autores: Cristian Candela Juan¹ ; María Luisa Tormo de las Heras² ; Merce Ginjaume³

¹ *Centro Nacional de Dosimetría (CND)*

² *Consejo de Seguridad Nuclear*

³ *Universitat Politècnica de Catalunya*

Corresponding Authors: ccanjuan@gmail.com, mlth@csn.es, merce.ginjaume@upc.edu

En esta presentación se revisarán los niveles de dosis equivalentes en cristalino a los que están expuestos los trabajadores en distintas prácticas con radiaciones ionizantes, con el fin de establecer cuáles requieren un mayor control dosimétrico y protección. En este resumen se incluirán los procedimientos intervencionistas, de medicina nuclear, veterinarios y de radiografía industrial, así como del sector nuclear y la producción de isótopos. Adicionalmente, se describirán cuáles son las medidas de protección al cristalino más importantes en procedimientos intervencionistas, indicando su eficiencia y algunas recomendaciones. Se incluirán medidas de protecciones personales y estructurales, así como otras medidas más generales. Por último, se discutirán cuáles son los factores correctivos a aplicar por los responsables de protección radiológica a las medidas proporcionadas por los centros de dosimetría, ilustrando algunos valores orientativos, tanto del factor geométrico como del factor de atenuación de las gafas plomadas. La presentación concluirá con un breve resumen de los puntos más importantes y de aquellos que pueden generar debate en la actualidad.

MESA REDONDA C3 / 1381

Banco Nacional de Dosis a Pacientes y Niveles de Referencia en Diagnóstico

Autor: Francisc Rosales¹

¹ *Hospital Basurto*

Corresponding Authors: prcorreo@gmail.com, mgo.maria@gmail.com

Resumen

MESA REDONDA C4 / 1382

Dosimetría de neutrones

Autores: Ana Maria Romero Gutierrez¹ ; Carles Domingo Miralles² ; Roberto Méndez Villafañe³

¹ *Ciemat*

² *UAB (España)*

³ *CIEMAT*

Corresponding Authors: ana.romero@ciemat.es, carles.dominto@uab.cat, roberto.mendez@ciemat.es

Resumen

MESA REDONDA D1 / 1370**Laboratorios de metrología en España: situación y perspectiva (I)**

Autores: Juan Diego Palma Copete¹ ; Merce Ginjaume²

¹ *Centro Nacional de Dosimetría*

² *Universitat Politècnica de Catalunya*

Corresponding Authors: jdpalma@ingesa.sanidad.gob.es, merce.ginjaume@upc.edu

Resumen

MESA REDONDA D1 / 1343**Laboratorios de metrología en España: situación actual y perspectivas (II)**

Autor: Miguel Embid Segura¹

¹ *CIEMAT*

Corresponding Author: miguel.embid@ciemat.es

La metrología de las radiaciones ionizantes (RRII) es una de las ramas de la metrología relativamente jóvenes, si la comparamos con la metrología clásica de longitud, peso y temperatura. Dado los fenómenos que encierra y trata (radioactividad, interacciones, tipos de detección...) es más compleja que el resto de las metrologías y por consiguiente, sus valores de incertidumbre son muy superiores en general a los del resto de ramas de la metrología.

Las RRII tienen aplicaciones beneficiosas para la humanidad en las áreas de medicina, industria, medio ambiente, energía, etc. Por otro lado, es bien sabido de los riesgos del mal uso de las RRII, motivo por el cual ha hecho posible desarrollar e implantar un sistema de protección radiológica y el desarrollo de la metrología de RRII.

El laboratorio Nacional de Metrología de Radiaciones Ionizantes (en adelante LMRI), inició su andadura metrológica en el año 1961 en la antigua Junta de energía Nuclear, hoy llamado CIEMAT. Actualmente el LMRI cuenta con siete laboratorios acreditados internacionalmente en el área de dosimetría y radionucleídos. Este año el LMRI inauguró un nuevo laboratorio (el octavo) y único en España en el área de patrones neutrónicos.

En la actualidad existen en España tres laboratorios de RRII, siendo el LMRI del CIEMAT el nacional de referencia por Real Decreto [1,2,3], que consta de los siguientes laboratorios (instalaciones radiactivas):

- Laboratorio de Patrones Alfa.
- Laboratorio de centelleo líquido.
- Laboratorio de espectrometría gamma.
- Laboratorio de referencia para la radiación gamma en niveles de protección ambiental.
- Laboratorio de referencia para Rayos X en niveles de protección.
- Laboratorio de referencia para la radiación gamma en niveles de terapia (hospitales).
- Laboratorio de referencia para la radiación beta.
- Laboratorio de Patrones Neutrónicos.

[1] Real Decreto 1952/2000, de 1 de diciembre (BOE nº 289, de 2 de diciembre)

[2] Real Decreto 533/1996, de 15 de marzo (BOE nº 77, de 29 de marzo)

[3] ORDEN ITC/2581/2006, de 28 de julio (BOE n. 186 de 5 de agosto)

MESA REDONDA D2 / 1371

Implementación de la Directiva 2013/59 EURATOM (I)

Autor: ANA HERNANDEZ ALVAREZ¹

¹ *CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR*

Corresponding Author: aha@csn.es

Resumen

MESA REDONDA D2 / 1372

Implementación de la Directiva 2013/59 EURATOM (II)

Corresponding Author: ehernando@miteco.es

Resumen

ORALES B2 / 893

Cálculo de la carga de trabajo en equipos dedicados a procedimientos intervencionistas

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; Manuel Agulla Otero² ; Carlos Andrés Rodríguez²

Co-autores: Antonio Enrique Hurtado Romero² ; Sofía Pena Vaquero² ; David Miguel Pérez² ; Iban Conles Picos² ; Angel del Castillo Belmonte³ ; Delfin Alonso Hernández² ; Raquel Barquero⁴ ; Jesus María de Frutos Baraja² ; Ricardo Torres Cabrera²

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario Valladolid

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

Tal y como está recogido en el RD1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, anualmente se debe realizar una verificación de los niveles de dosis ambientales y una estimación de las dosis anuales para trabajadores y público en puntos representativos de las instalaciones de rayos X. Para realizar esta estimación es necesario conocer la carga de trabajo de cada equipo en particular o, en su defecto, recurrir a valores tabulados en documentos de referencia como la Guía de Seguridad nº 5.11 del CSN o el NCRP Report No. 147. Esto es especialmente relevante en el caso de los equipos dedicados a procedimientos intervencionistas, debido a la gran variedad de estudios y además de una carga de trabajo por lo general muy alta; Todo ello hace que los valores tabulados para dicho parámetro puedan ser muy diferentes de los valores reales.

Se ha calculado la carga de trabajo total y por paciente, así como su distribución por la tensión utilizada, para diferentes equipos dedicados a procedimientos intervencionistas.

Materiales y métodos

Se han revisado los datos dosimétricos más de 16000 intervenciones realizadas desde 2015 en los siguientes equipos de radiología intervencionista:

- Angiógrafo Biplano Siemens Artis ZeeBiplane (~2700 intervenciones)
- Angiógrafo GE Innova IGS540 (~ 1180 intervenciones)
- Angiógrafo dedicado a electrofisiología Siemens Artis Zee (~1200 intervenciones)
- 3 hemodinámicas Philips Allura Clarity (~ 9800 intervenciones)
- Quirófano Híbrido para cirugía vascular Siemens ArtisZeego (~ 1200 intervenciones)

La obtención de la carga de trabajo se realiza a través del informe estructurado de dosis que generan los equipos. Recogemos este dato de funcionamiento y calculamos la media (mA.min/semana), desviación estándar y el valor mA.min/semana máximo detectado.

Así mismo, se han obtenido estos mismos resultados en unidades de mA.min/paciente, una unidad que permite modificar el valor de la carga de trabajo de manera sencilla si se ven modificados de manera apreciable el número de estudios y permite además extrapolar dichos resultados a otras salas similares.

Resultados

En la figura 1 observamos la media de las cargas de trabajo de cada equipo y el valor máximo detectado. En la tabla 1 se muestran los resultados de los valores de carga de trabajo promedio, expresado en mA.min/paciente, así como su desviación estándar y el valor máximo. El análisis de los valores de la carga de trabajo nos permite conocer también la distribución de la misma en función de la tensión empleada.

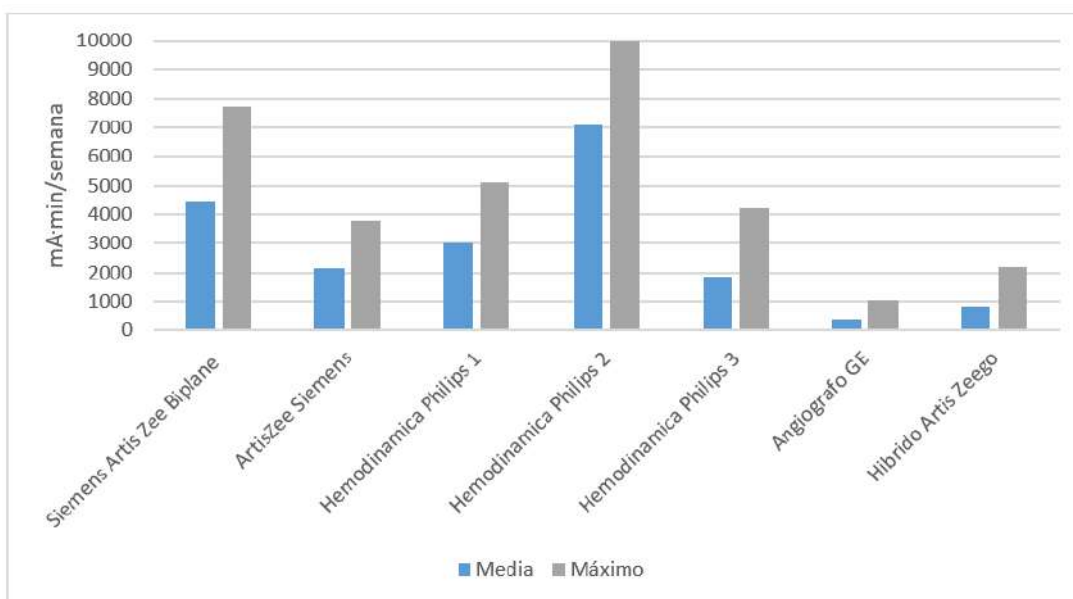


Figura 1 Carga de trabajo por equipo, valor medio y máximo.

Figure 1: Carga de trabajo por equipo, valor medio y máximo.

(mAmin /paciente)	Biplano Siemens	Artis Zee Siemens	Hemodinámica 1	Hemodinámica 2	Hemodinámica 3	Angiógrafo GE	Hibrido Artis Zeego
Media	385	257	196	190	147	46	192
Desv. estándar	153	67	30	25	50	38	161
Máximo	929	455	255	240	247	222	1041

Tabla 1: Carga de trabajo por paciente.

Figure 2: Carga de trabajo por paciente.

Conclusiones

Un estudio de las cargas de trabajo reales durante un periodo de tiempo largo nos permite usar unos valores realistas y estimar más adecuadamente los niveles de exposición de público y personal. Además, podrían emplearse en un futuro para realizar cálculos más realistas de los blindajes requeridos en este tipo de salas.

Hay que manejar con cuidado los valores recomendados por las guías y artículos (1)(2)(3) y adaptarlos con precaución a la situación de cada hospital y, siempre que sea posible, es recomendable estimar las cargas de trabajo propias de cada equipo.

Bibliografía

- (1)NCRP 147
- (2)Guía de seguridad 5.11
- (3)Douglas J.Simpkin: Evaluation of NCRP Report No. 49 assumptions

ORALES B2 / 928

Deep Learning para Diagnóstico COVID-19 en CT

Autor: Javier García Ledesma¹

Co-autor: Miguel Ángel Suero Rodrigo ¹

¹ Hospital Virgen del Puerto

Corresponding Author: javier.garcial@salud-juntaex.es

Introducción

El Deep Learning hace uso de *Redes Neurales Convolucionales* (CNN), que nos permite extraer las características de una imagen o de una matriz de datos, y mediante un entrenamiento, podemos clasificar dichos datos o imágenes, en base a estas propiedades, de una manera automatizada y no supervisada.

Con Matlab R2020b y su aplicación añadida, *Deep Network Designer*, de una forma visual e intuitiva, nos ayuda a diseñar desde cero o modificar redes convolucionales ya creadas anteriormente. Gracias a ello hemos modificado la Red Neuronal RESNET18, pensada para clasificación de imágenes 2d, mediante el cambio de sus capas o filtros 2d en capas tridimensionales.

Tras el entrenamiento de la Red Neuronal Convolucional modificada, *RESNET18_3D*, con CT de pulmón previamente diagnosticados, esta red consigue clasificar el resto de los CT del banco de imágenes de forma binaria en CT con COVID-19 o sin COVID-19.

Material y Métodos

Deep Learning (DL) y la Convolución de Redes Neuronales (CNN), son algoritmos computacionales que nos permiten obtener características únicas de datos, matrices de datos o imágenes, que mediante un entrenamiento, se ajustan parámetros o pesos de la red, para obtener una clasificación óptima.

Para obtener dicha clasificación hemos utilizado un banco abierto de estudios de CT de pulmón, diagnosticados previamente dividiéndose en tres subgrupos:

- Entrenamiento
- Validación
- Comprobación

Este banco de imágenes esta previamente clasificado de forma binaria en:

- No COVID-19
- COVID-19

La Red Neuronal Convolucional elegida para dicha clasificación, es una modificación de la CNN *RESNET18*, donde sus capas bidimensionales se han transformado en capas tridimensionales, con la aplicación *Deep Network Designer* de *Matlab R2020b*.

Mediante una aplicación desarrollada en *Matlab R2020b* realizamos el entrenamiento de las imágenes, donde antes de proceder al entrenamiento también dicha aplicación realiza los siguientes sub procesos:

- Lectura de Estudios CT
- Preprocesado
- División aleatoria en grupos de Entrenamiento, Validación y Comprobación
- Opciones de Entrenamiento

Para conocer como es capaz esta herramienta de diagnosticar, utilizaremos la matriz de confusión, que nos muestra:

- Verdaderos Positivos (TP)

- Falsos Positivos (FP)

- Verdaderos Negativos (TN)

- Falsos Negativos (FN)

Y con ella obtener los siguientes estadísticos:

$$\text{Exactitud} = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}$$

$$\text{Sensibilidad} = \frac{TP}{TP+FN}$$

$$\text{Especificidad} = \frac{TN}{TN+FP}$$

$$F1 = \frac{2TP}{2TP+FP+FN}$$

Además de los parámetros anteriores se recogerá el tiempo de cálculo necesario para un ordenador portátil que dispone de un procesador Intel Core i5-1035G1 y 8GB de memoria RAM y los cálculos se realizan mediante una paralelización de 4 hilos.

Resultados

El entrenamiento de 400 CT ha llevado **478 minutos** y cada diagnóstico posterior de cada CT de comprobación le lleva 2.78 segundos para detectar si el CT es COVID o no COVID.

En la siguiente figura, se muestra la matriz de confusión obtenida del diagnóstico automático realizado por el software, del total de **1110 CTs** del banco de imágenes que le ha llevado un tiempo inferior a **52 minutos**.

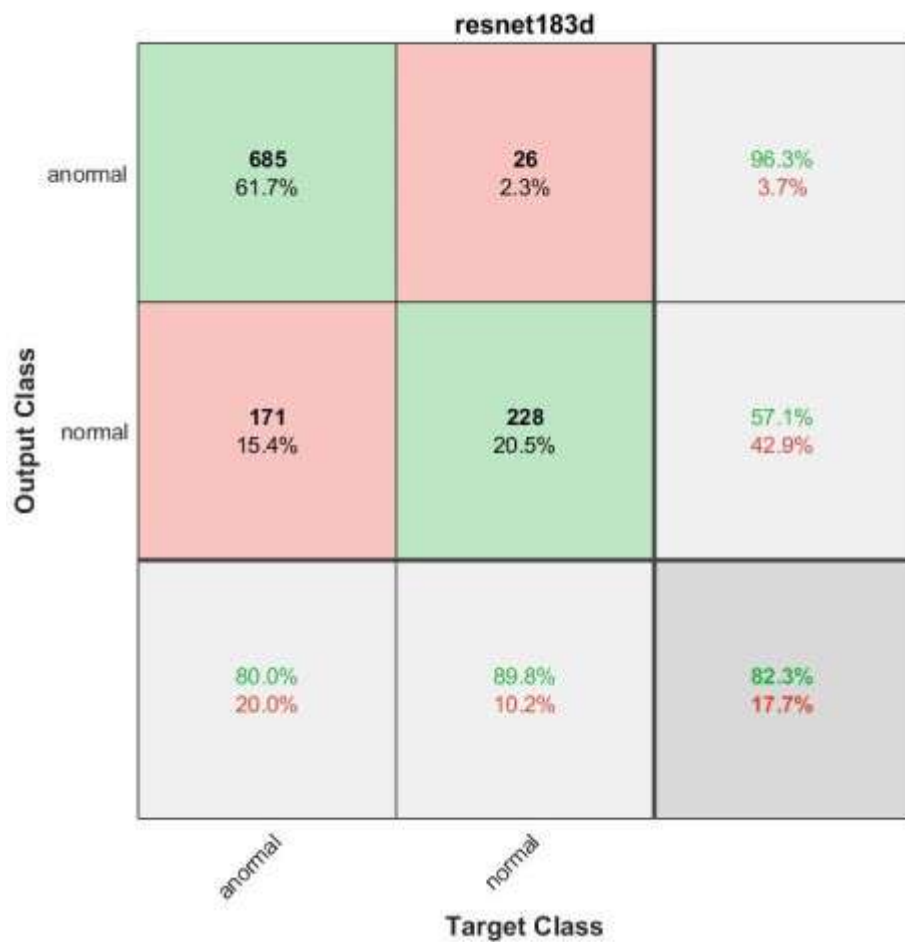


Figure 3: Matriz de Confusión

De la matriz de confusión podemos obtener los estadísticos, anteriormente comentados y que su valor se indica en la siguiente tabla de datos:

	TP	TN	FP	FN	Exactitud	Sensibilidad	Especificidad	F1-Score
RESNET183D	685	228	26	171	82.3%	80.0%	89.8%	87.4%

Figure 4: Valores de los Índices Estadísticos

ORALES B2 / 1055

Estudio de la detectabilidad de lesiones en Tomografía Computarizada en función del tipo de reconstrucción iterativa, tamaño del paciente y de la lesión y modelo de observador

Autores: Laura Granado-Alonso¹ ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Raúl Sánchez-López² ; Sofía García-Repiso² ; Alvaro A. Fernandez-Lara² ; Miguel A. Díez-Gallego² ; Susana Donis-Gil² ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Enrique Tenllado-Baena² ; Fernando Gómez-Enríquez² ; Carlos Montes Fuentes² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y PR. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: lgranadoa@saludcastillayleon.es

Introducción

Se analiza la influencia del nivel de reconstrucción iterativa aplicado en la detectabilidad de lesiones en imágenes de Tomografía Computarizada (TC) para un equipo General Electric Revolution HD. Para ello se consideran diferentes tamaños y contrastes de las lesiones, y diferentes diámetros del maniquí Mercury 4.0©(Gammex).

Material y Métodos

El maniquí Mercury 4.0, consiste en un cilindro de polietileno de 52cm de longitud, dividido en 5 secciones de diámetros entre 36cm y 16cm. En cada sección hay 5 insertos de diferentes materiales y una zona homogénea.

Seleccionamos: protocolo abdomino-pélvico, modulación de corriente Smart-mA, espesor de corte reconstruido 2.5mm, kernel de convolución Standard y algoritmo iterativo ASIRTM (Advanced Statistical Iterative Reconstruction), seleccionando un porcentaje variable desde 0 (no ASIR) hasta 100 en pasos de 10.

Mediante el software ImQuest, determinamos las funciones definidas en el Report TG233 AAPM, Task Transfer Function (TTF) y Noise Power Spectra (NPS). Como lesión a detectar se define una tarea con bordes de tipo gaussiano de diámetros: 1-15mm, y cinco contrastes diferentes.

Se calcula el índice de detectabilidad empleando dos modelos de observador, Non-prewhitening (NPW) y Non-prewhitening with eye filter (NPWE), para cada combinación reconstrucción-inserto-sección-lesión-modelo de observador obteniendo 3850 valores, estudiando la influencia del nivel de reconstrucción iterativo, tamaño de lesión, tamaño de paciente, contraste de la tarea y modelo de observador.

Resultados

Al aumentar el nivel de ASIR, se reduce el ruido de la imagen, mejorando la detectabilidad, especialmente para el modelo de observador NPWE, mayores contrastes, menores tamaños de lesión y menor espesor de maniquí (Fig.1 y Fig.2).

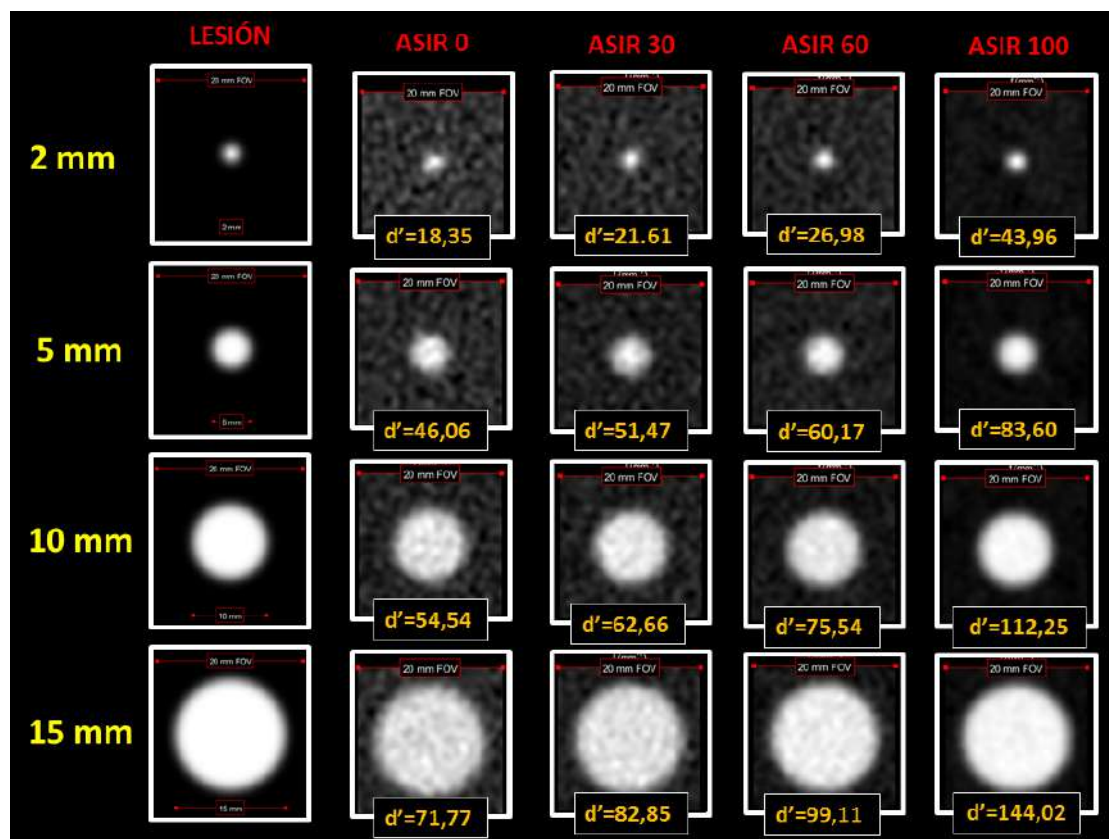


Figure 5: Fig.1

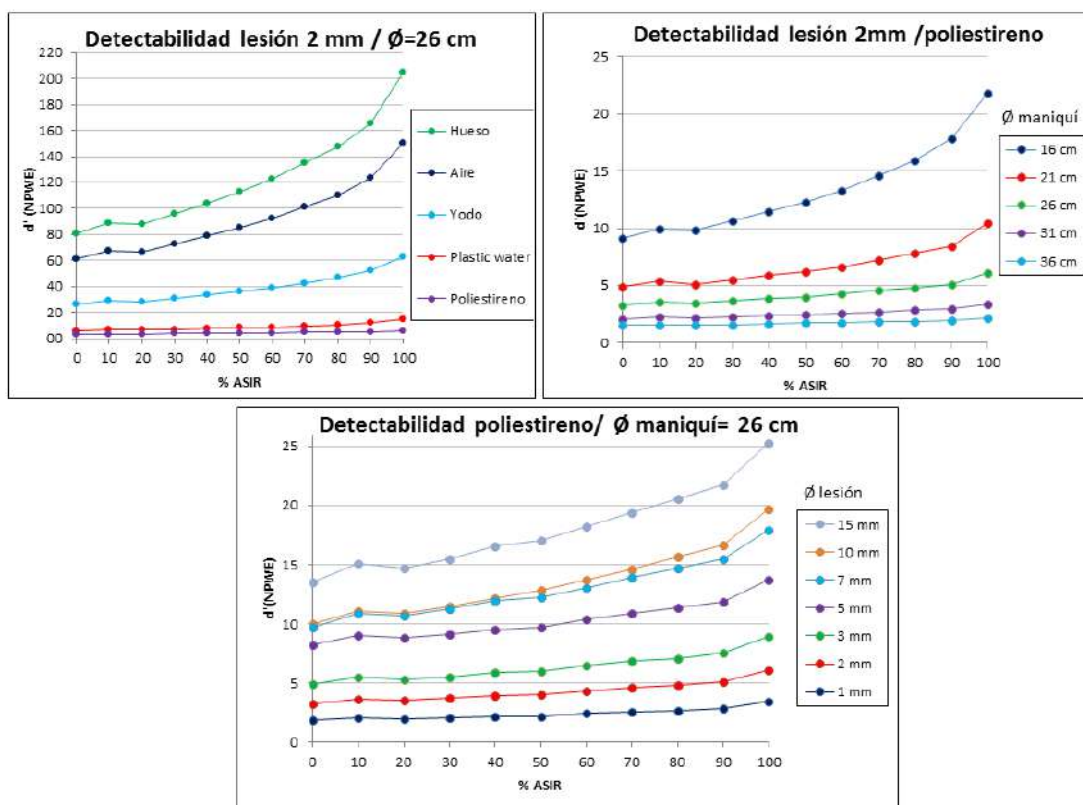


Figure 6: Fig.2

El incremento del índice de detectabilidad entre un nivel de ASIR y el siguiente (pasos del 10%) se encuentra entre el 2-6%(NPW) y 6-9%(NPWE), excepto entre ASIR90-ASIR100 donde el aumento es mayor: 10% y el 18% respectivamente.

El incremento del índice de detectabilidad de imágenes con ASIR 100 respecto a una imagen sin ASIR varía entre un 20-80 % para NPW y 40-155% para NPWE teniendo en cuenta diferentes tamaños de lesión, tamaños de paciente y contrastes de lesión.

Discusión

Existe una buena correlación entre el incremento en nivel ASIR y la detectabilidad NPWE salvo en el último paso.

La detectabilidad absoluta es mayor usando el modelo NPW (excepto en algún caso con nivel alto ASIR).

La mejora relativa de detectabilidad al aplicar ASIR es mayor en el caso del modelo NPWE.

Los resultados obtenidos para un modelo de observador que modeliza la respuesta visual humana se aproximan al observador lineal al incrementar el porcentaje de reconstrucción iterativa.

Conclusiones

En base a imágenes con maniquí, resulta beneficioso seleccionar ASIR100, dadas las notables mejoras obtenidas en la gran variedad de casos analizados.

El uso del algoritmo ASIR es especialmente útil en lesiones de pequeño tamaño ya que mejora mucho la detectabilidad inicialmente baja.

El análisis de la detectabilidad de objetos adaptados a la tarea de detección específica para un protocolo clínico es una potente herramienta de optimización.

El uso de ASIR produce cambios en la apariencia de las imágenes que requieren la adaptación de los radiólogos.

ORALES B2 / 1066

Determinación de la función de respuesta del detector en equipos de CBCT dental mediante comparación con la curva de calibración UH-densidad de un TC helicoidal

Autores: Jorge Hernández-Rodríguez¹; Laura Granado-Alonso²; Pablo Gómez-Peláez³; Pablo L. Gómez-Llorente²; Julio A. Ramos-Pacho²; Susana Donis-Gil²; Miguel A. Díez-Gallego²; Enrique Tenllado-Baena²; Álvaro A. Fernández-Lara²; Sofía García-Repiso²; Raúl Sánchez-López²; Raquel Agüera-Rodríguez²; Carlos Montes Fuentes²; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

³ UTPR Pablo Luis Gómez Llorente SA-01

Corresponding Author: lgranadoa@saludcastillayleon.es

Introducción

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR-2011) establece la medida de los números-TC (UH) en distintos materiales como parámetro esencial (CB015). Dicha descripción es análoga a la establecida para equipos de TC (TC016) pero su abordaje presenta obstáculos:

Un equipo de CBCT dental dispone de un FOV reducido, presenta un ruido excesivo en maniqués grandes, no informan de UH sino que usan valores de píxel (VMP) y no facilitan imágenes sin procesar.

El objetivo de este trabajo es describir el método seguido en equipos de CBCT Dental para disponer de la escala de contraste o función respuesta, analizando las analogías y diferencias encontradas en los distintos modelos.

Material y métodos

Maniquí Pro-Dent CT Mini (Pro-Project), de 110 mm de diámetro, que dispone de una sección con insertos de 5 materiales diferentes.

Equipos de CBCT Dental analizados: Trident, Imaging Sciences, HDX Will, Gendex-Kavo.

Se obtienen las UH de los insertos del maniquí en un escáner Canon Aquilion LB con la calidad de referencia, 120 kV y CHR 5mm-Al, utilizando un protocolo de cráneo pediátrico. Se representa para cada CBCT el VMP de cada inserto frente al correspondiente UH.

Resultados

En la Tabla.1 se reflejan los valores de UH en TC y los VMP medidos para los diferentes insertos.

Material	ρ (g/cm ³)	UH TC Helicoidal	CBCT 1 (VMP)	CBCT 2 (VMP)	CBCT 3 (VMP)	CBCT 4 (VMP)	CBCT 5 (VMP)
Aire	0.001	-987.2	-1000	-859.7	-1024	-1024	-1024
Polietileno	0.96	-143.7	-82.6	-118.7	-444.9	-678.5	-688.0
Plastic water	1.013	-14.1	-6.3	-64.3	-426.7	-615.6	-589.8
Nylon	1.4	316.4	325.5	184.1	-70.0	-262.4	-337.1
Teflón	2.14	1051.5	956.0	685.0	447.1	316.2	278.2

Figure 7: Tabla 1

Se realiza un ajuste lineal de los VMP medidos en cada CBCT para los distintos materiales respecto a las UH de referencia medidas con el TC helicoidal.

Para cada equipo dental obtenemos la gráfica del ajuste lineal descrito (Fig.2).

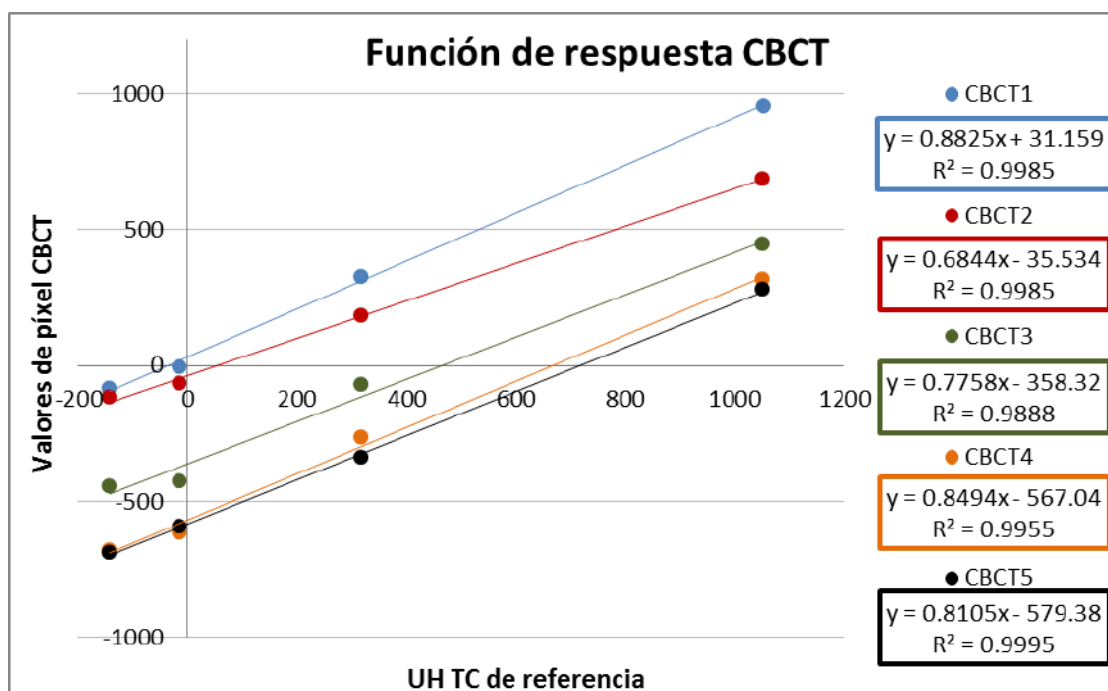


Figure 8: Fig.2

Todos los ajustes lineales estudiados dan correlaciones elevadas.

Con una única excepción, los valores de píxel analizados en todos los insertos de todos los equipos, son inferiores a las UH correspondientes.

El inserto de aire se excluye del ajuste al ser su VMP -1024 con DTP 0, por lo que el procesamiento de la información es estadísticamente incompatible con el rango dinámico de cada detector.

Discusión

Un equipo CBCT dental está diseñado para distinguir estructuras de alto contraste, fundamentalmente hueso o materiales de mayor número atómico (implantes). Por ello el procesamiento disminuye el valor de píxel y deja sin interés estadístico su densidad electrónica.

Entre los equipos analizados se encuentran dos de la misma marca y modelo que presentan pequeñas diferencias en VMP.vs.UH.

Se ampliará el número de CBCT incluidos en el estudio próximamente.

Conclusiones

Es imprescindible conocer la función respuesta de cada equipo con un maniquí apropiado para establecer referencias válidas que permitan abordar los controles de calidad de imagen.

El análisis de otros parámetros como uniformidad, ruido, resolución, bajo contraste, etc. presentan dificultades similares y por ello el maniquí utilizado parece apropiado para estas evaluaciones.

ORALES B2 / 1102

Estudio de radiómica intra-TC para el análisis de variabilidad en función del protocolo de adquisición y del software empleado.

Autores: Mercedes Riveira Martín¹ ; María Aymerich López¹ ; Alicia González Pose^{None} ; Roberto Berenguer Serrano² ; Sebastià Sabater Martí³ ; Maria Milagros Otero García^{None} ; Antonio López Medina⁴

¹ Instituto de Investigación Sanitaria Galicia Sur

² Servicio de Radioterapia - CHU Albacete

³ Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete

⁴ Hospital do Meixoeiro

Corresponding Author: mercedes.riveira@iisgaliciasur.es

Introducción

La radiómica busca cuantificar las características (*features*) más significativas de una imagen para utilizarlas como biomarcadores de estudios clínicos. Sin embargo, se ha reportado en la literatura la existencia de gran variabilidad entre las características de una misma imagen, tanto ante cambios de protocolo inter e intra máquina, como ante el uso de distintos softwares [1,2]. Los fantasmas texturales resultan ventajosos para el estudio de la variabilidad de estos resultados, pues eliminan la dependencia anatómica de las imágenes. En este trabajo se ha estudiado la estabilidad de dichas características ante variaciones de protocolo en imágenes tomográficas de un fantoma textural utilizando diferentes softwares.

Materiales y Métodos

Las imágenes analizadas se han obtenido de nueve estudios intra-TC de un fantoma textural CCR [3] compuesto por diez materiales distintos, variando los protocolos de adquisición de un equipo de tomografía computarizada *Brilliance Big Bore* de Philips. Para cada estudio y material, se ha seleccionado una región de interés cilíndrica de igual volumen (116cm³). Esta segmentación se ha realizado en todas las series con el software ARIA (v15.1) de VARIAN asegurando el análisis del mismo volumen. Para la extracción de los biomarcadores se han utilizado dos softwares diferentes: 3D Slicer (v10.4) y LIFEx (v6.30). Para determinar la estabilidad de las características, se ha calculado el coeficiente de variación (CV) de cada una para cada material a lo largo de los nueve estudios. Se ha considerado una característica estable si presenta un CV < 15% en al menos el 80% de los materiales analizados.

Resultados

Se han analizado las imágenes sin redimensionar el tamaño de vóxel y haciéndolo a 1 x 1 x 1 mm³. Con 3D Slicer se ha obtenido que el número de características con un CV < 15% incrementa para cada material al redimensionar el tamaño del vóxel. De este modo, 21 de las 93 características analizadas con este software son reproducibles. Por el contrario, el redimensionado del vóxel no mejora significativamente la reproducibilidad de las características con el software LIFEx, e incluso empeora los resultados en varios materiales. Sin redimensionado, 19 de las 59 características analizadas resultaron reproducibles. Con ambos softwares, el material con mayor número de características con CV<15% es la madera y el poliuretano el que menos (Fig.1)

Discusión

Los resultados muestran discordancia entre las características extraídas para un mismo material en función del protocolo y del software utilizado, a pesar de que ambos se encuentren dentro de la iniciativa IBSI [4]. Además, solo se han obtenido dos características reproducibles en común con ambos softwares, la media y la *GLCM joint entropy*. Por otro lado, no se puede concluir si el redimensionado mejora o no la reproducibilidad de las mismas, y es dependiente del software utilizado [5].

Conclusiones

Tras el estudio realizado, se ha encontrado que no existe concordancia entre los softwares de extracción de características analizadas. Es necesaria una estandarización de la definición, metodología y protocolización de la extracción de características con el fin de que éstas puedan ser utilizadas como biomarcadores fiables en estudios clínicos.

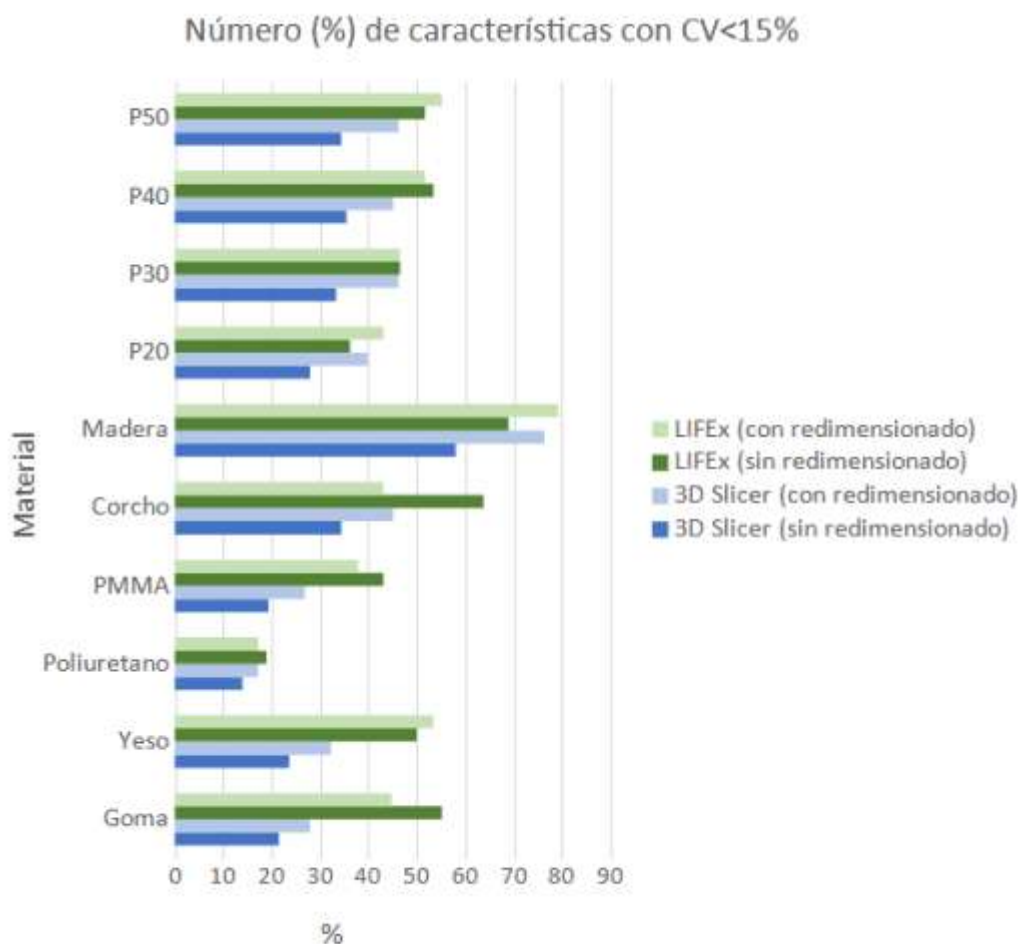


Figure 9: Representación de la proporción del número de características con CV < 15% en función del material para cada software, con y sin redimensionado del vóxel.

1 Fornacon-Wood, I., et al. European radiology 30 (2020): 6241-6250.

2 Fournier, L., et al. European Radiology (2020) doi: 10.1007/s00330-020-07598-8.

[3] Mackin, D., et al. Investigative radiology 50.11 (2015): 757.

[4] Zwanenburg, A., et al. Radiology 295.2 (2020): 328-338.

[5] Shafiq-ul-Hassan, M., et al. Medical physics 44.3 (2017): 1050-1062

ORALES B2 / 1233

IMAGENES RECHAZADAS Y DETECCION DE MALAS PRÁCTICAS. EL PELIGRO DE LOS EQUIPOS DIGITALES

Autores: Francisco Julián Manzano Martínez¹ ; Cristina Nuño Rodríguez¹ ; Sergio Cañete Hidalgo² ; José Manuel Pastor Vega² ; Manuel Pérez Martínez² ; Aurora Pola Gallego de Guzmán² ; Inmaculada Priego Amo^{None} ; Elisa Gordo³ ; Manuel Muñoz Espejo^{None} ; María José Hungría Estévez^{None} ; David Jiménez Feltström⁴

¹ *Vithas Sanidad Málaga Internacional*

² *Universidad de Málaga*

³ *UNIVERSIDAD DE MÁLAGA*

⁴ *Vithas Xanit Hospital Internacional*

Corresponding Author: manzanof@vithas.es

INTRODUCCIÓN:

En el RD 1976_1999 Criterios de Calidad en radiodiagnóstico se indica que en el Programa de Garantía de Calidad debe incluirse la Tasa de rechazo o repetición de imágenes.

Con la evolución a radiología digital esta práctica ha ido desapareciendo. Las imágenes desechadas no se envían al PACS y al poco tiempo son borradas localmente en el equipo.

De igual forma se estudia como analizar y detectar malas practicas clínicas, las cuales llevan a imágenes aparentemente normales, pero de calidad no adecuada o de altas dosis a pacientes.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se utilizan aplicaciones desarrolladas en el servicio de Física Médica y Protección Radiológica.

Para radiología convencional se utiliza un módulo desarrollado Python combinado con Orange Datamining para el manejo de grandes bases de datos.

La aplicación de la metodología se enfoca en comprobar los casos prácticos de la semana anterior, así se puede verificar el método con lo aún registrado en los propios equipos.

Para la tasa de rechazo se obtiene fácilmente de parámetros contenidos en la cabecera DICOM de las imágenes si registradas en PACS. La premisa es suponer que tras la última placa enviada no se han repetido más.

En el caso de malas practicas se han de delimitar primero lo que buscamos, nos hemos centrado inicialmente en protocolos de adulto usado en niños. El siguiente paso ha sido analizar e ir registrando técnicas concretas con gran número de pacientes, comprobando progresivamente DXA, kV y distancias usadas.

RESULTADOS:

Del uso continuado de esta práctica resultan los siguientes datos:

1. Del análisis de una semana tipo, para un total de 522 placas, se rechazan y no se envían a PACS un total de 112 placas, siendo las localizaciones donde mas se repiten adquisiciones, rodilla y hombro como aparece en la Figura1.
2. La detección de estudios con protocolos de adulto usados en niños nos indica una aparición mayor en equipos de urgencias y principalmente en periodos vacacionales. Como indicador total, esta alrededor del 2% en un análisis de 2 años consecutivos.
3. Con el uso del método para la detección de malas practicas, los resultados los podemos agrupar en 2 conjuntos. a. Equipos similares que para el mismo estudio utilizan técnicas pregrabadas muy distintas. Como ejemplo, las dosis a paciente son 2.5 veces mayor en proyecciones lumbar lateral o 3.4 veces mayor para cervical lateral en equipos de un mismo centro. b. En el mismo equipo para un mismo estudio se pueden seleccionar técnicas muy diversas que comprometen en mayor o menor medida dosis paciente y calidad de la imagen. Figura2.

CONCLUSIONES:

1º El ya olvidado parámetro de la tasa de rechazo de películas sigue siendo importante con la evolución a equipos digitales. Al no haber gasto adicional por placas desechadas, las adquisiciones defectuosas parecen haber crecido.

Sorprende ver que la tasa de rechazo de películas alcanza el 21% con facilidad en algunos periodos.

2º La confianza del técnico en las técnicas protocolizadas en equipos sin un análisis exhaustivo, hace que durante años se mantengan técnicas que podrían optimizarse claramente y cuyas dosis al paciente duplican o triplican las optimizadas.

3º El hecho de que en equipos digitales se obtenga imagen con **cualquier técnica** hace que se camuflen la utilización de distancias inadecuadas o técnicas aberrantes incluso, imposibles de detectar por TSID o Médico.

Con el tiempo se sumaran análisis más completos como el uso correcto de cámaras en el control automático de exposición, fuerza de compresión adecuada en mamografía y muchas más. Detección y optimización de otras cosas como la colimación adecuada depende de la aplicación de técnicas automáticas de reconocimiento de imágenes aún en proyecto.

ORALES B2 / 1268

Comparación de los programas automáticos de análisis de imágenes de CT AutoQA Lite™ y Pylinac para el maniquí CatPhan®600

Autor: Juan Miguel Becerro Morgado¹

Co-autores: Álvaro Soza Marañón² ; Ana Garcia Sanz ; Rafael Ayala Lázaro¹ ; Cristina González Ruiz ; Gema Ruiz Galán²

¹ H.G.U. Gregorio Marañón

² Hospital General Universitario Gregorio Marañón

Corresponding Author: juanmy197@gmail.com

Introducción:

Catphan®600 es un maniquí con diferentes módulos para evaluar la calidad de imagen en CT. Para realizar este análisis hay diferentes programas, dos de los cuales, Pylinac y CT AutoQA Lite™ están disponibles en nuestro servicio. En este trabajo se realiza una comparación de los diferentes valores de los parámetros de calidad de imagen obtenidos por cada uno.

Material y Métodos:

Las imágenes del maniquí CatPhan600 se adquirieron en un equipo modelo Brilliance CT 16 Big Bore de Philips analizándose con el software CT AutoQA Lite v3.1.5.11 y con el módulo para CatPhan de Pylinac v.2.3.1.

Para una identificación correcta de los módulos del maniquí, en el software Pylinac se introdujo un desplazamiento angular de 180º en las ROIs para el módulo de bajo contraste, CTP515 y de 0.1 rad en el cálculo de la resolución espacial, módulo CTP528.

En este trabajo no se ha tenido en cuenta la afectación en la calidad de imagen de las diferentes técnicas de adquisición y reconstrucción empleadas en la obtención de la imagen.

Resultados:

CT AutoQA Lite necesita la identificación manual de la imagen del primer módulo, pudiéndose seleccionar el resto automáticamente, mientras que Pylinac las selecciona todas de forma automática. Los manuales correspondientes a cada software indican que CT AutoQA Lite no analiza el módulo CTP528 y Pylinac no analiza el módulo CTP591. De los diferentes indicadores de calidad de la imagen, la linealidad de unidades HU, el tamaño de píxel y la MTF son compatibles. Sin embargo, existen discrepancias en el espesor de corte y en el resultado de resolución en bajo contraste CNR, como se muestra en la tabla (Figura 1).

Discusión:

La evaluación de los parámetros de calidad de imagen podría realizarse con cualquiera de los dos softwares, ya que ambos permiten verificar satisfactoriamente constancia y reproducibilidad a lo largo del tiempo de uso del equipo.

Para averiguar el origen de las discrepancias en el espesor de corte nos hemos puesto en contacto con el desarrollador en Pylinac.

No se ha encontrado la expresión del índice de uniformidad en CT AutoQA Lite, por lo que no se

ha podido realizar una comparación de este parámetro con el resultado de Pylinac. El parámetro Integral Non-Uniformity es el recomendado por el manual de CatPhan para la evaluación de este módulo, sin embargo, CT AutoQA Lite no lo considera.

Conclusión:

Ambos sistemas de análisis son válidos para evaluar los parámetros de calidad de imagen en el maniquí CatPhan600. Pylinac presenta la ventaja de ser un código abierto, por lo que permite visualizar y resolver posibles problemas en el análisis, como pequeñas discrepancias de fábrica del maniquí. En cuanto a CT AutoQA Lite, al ser un software más cerrado, limita la capacidad de identificar y solventar los problemas.

			AutoQA Lite™	Pylinac
CTP404	Diferencias con UH nominales	TEFLÓN	12,2%	12,4%
		AIRE	-0,7%	-1,0%
		LDPE	-10,9%	-12,0%
		DELFIN	13,3%	12,9%
		ACRÍLICO	4,1%	2,5%
		POLIESTIRENO	-6,6%	-11,4%
		PMP	-10,4%	-10,5%
CTP591	Tamaño de Píxel (mm)		0,68	0,68
	Espesor de corte (mm)		1,81	0,89
	MTF (50%) (lp/cm)		3,40	X
	Resolución espacial (50%) (lp/cm)		3,47	X
CTP528	Espesor de corte (mm) (Bead Geometry)		2,11	X
	MTF (50%) (lp/cm)		X	3,10
CTP515	Número de insertos visibles		X	5
	CNR de cada inserto		Si	No
CTP486	Índice de Uniformidad		1,0	-0,1
	Integral Non-Uniformity		X	0,005
	ROI Central (UH)		17,7	17,0
	ROI Norte (UH)		15,4	17,0
	ROI Sur (UH)		15,8	16,0
	ROI Este (UH)		15,7	16,0
	ROI Oeste (UH)		15,6	17,0

Figure 10: Tabla 1. Comparación de los resultados de los parámetros de calidad de imagen analizados con CT AutoQA Lite y Pylinac ('X': no analizable por el software).

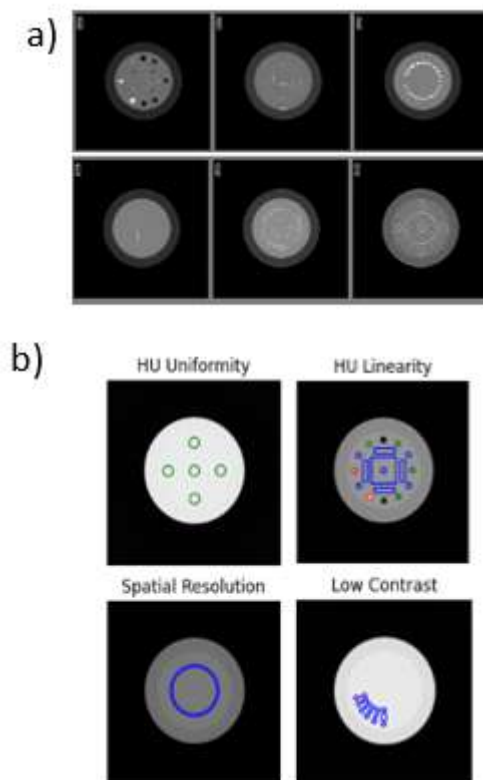


Figure 11: Imágenes analizadas de los diferentes módulos por CT AutoQA Lite (a) y Pylinac (b)

ORALES B2 / 1288

Revisitando el maniquí CDMAM 3.4. Comparación de nuevos programas disponibles para la obtención de la curva diámetro – espesor umbral en mamografía digital.

Autores: Leticia Irazola Rosales¹ ; Aitor Fernandez Iglesias² ; Santiago Miquelez³ ; Fernando Caudepón Moreno⁴ ; Rocío Estrada García² ; Jesús Escobar Cerezo² ; Laura Bragado Álvarez² ; Naiara Fuentesmilla^{None} ; Victor de la Llana Granja² ; Fabio Pérez Gómez² ; Fernando Mañeru Cámara² ; Santiago Pellejero Pellejero²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona

² Complejo Hospitalario de Navarra

³ Complejo Hospitalario Navarra

⁴ Complejo Hospitalario de Pamplona

Corresponding Author: lirazola@unav.es

Introducción

En los últimos años han aparecido programas para automatizar la evaluación de las imágenes del maniquí. Todos utilizan, el ejecutable cdcom 1.6, pero los métodos y las posibilidades de análisis varían. A partir del 1 de enero de 2021 la versión ejecutable en MATLAB, descargable en la página de Euref, falla. En su lugar se puede descargar un paquete completo para tomosíntesis y mamografía 2D contenido en un plugin para Image J en su versión 1.53, que contiene software para el análisis automático de las imágenes de CDMAM en sus versiones 3.4 y 4.0. Paralelamente el NHS ha desarrollado un programa para el análisis que en nuestro caso sólo ha podido ser adquirido a través de Artinis. Esta casa ha sustituido el software inicial por éste más moderno.

Materiales y métodos.

Para la realización de este trabajo se han analizado las imágenes de un maniquí CDMAM 3.4 empleando los sistemas mencionados en la introducción, empleando además para la comprensión de los resultados un programa elaborado en Visual Basic para Aplicaciones, que a partir de la matriz con datos sin suavizar, obtiene la matriz con datos suavizados, la matriz calculada empleando curvas logísticas y la matriz logística ajustada por mínimos cuadrados que permite obtener el espesor umbral para cada diámetro. El análisis final se ha realizado mediante el método de paso a observador humano por coeficientes y posterior suavizado y mediante el método de paso a observador humano por ajuste potencial y posterior suavizado.

Resultados

Software NHS / Artinis: mantiene una interfaz muy parecida a la versión inicial. Una de las principales ventajas es que ofrece visualmente el resultado de cada imagen analizada, lo que permite desechar imágenes con lecturas erróneas. Ofrece valores de IQF_{inv} para cada imagen y para el conjunto, empleando los diámetros comprendidos entre 0.1 mm y 1.0 mm. No presenta matrices intermedias (suavizadas). Representa la curva logística y su ajuste para cada diámetro. Presenta los resultados globales en comparación con las curvas de espesores umbral aceptables y alcanzables. Los resultados son exportables en formato HTML y la matriz con resultados en bruto en formato txt.

Software Euref en Image J: Ofrece valores de IQF_{inv} para el conjunto empleando los diámetros comprendidos entre 0.1 mm y 1.0 mm. Representa la curva logística y su ajuste para cada diámetro. Presenta la matriz suavizada que es una versión extrapolada de la suavizada por valores vecinos empleada en la versión de MATLAB. Muestra los resultados globales en comparación con las curvas de espesores umbral aceptables y alcanzables. Permite exportar los resultados de tamaño de detalle contraste a Excel comparándolos con las curvas de valores de referencia.

Discusión

En la tabla 1 se pueden observar los resultados, obtenidos empleando los diferentes métodos. Teniendo en cuenta que todos los programas emplean el mismo núcleo (cdcom 1.6), las diferencias se derivan de los procesos intermedios que incluyen suavizado, ajuste a curvas logísticas y nuevo suavizado posterior, tras aplicar una corrección de lecturas automáticas, a predicción de observador humano mediante el ajuste a una curva potencial.

Diameter (mm)	Espesor umbral en μm				
	EUREF MATLAB	EUREF IJ	NHS ARTINIS	RF Pot	RF coef
0.10	0.953	0.971	0.921	0.987	0.982
0.13	0.573	0.535	0.562	0.582	0.579
0.16	0.405	0.388	0.396	0.403	0.401
0.20	0.290	0.286	0.283	0.284	0.282
0.25	0.217	0.214	0.209	0.209	0.207
0.31	0.169	0.164	0.161	0.160	0.158
0.40	0.129	0.122	0.120	0.121	0.119
0.50	0.104	0.096	0.095	0.096	0.094
0.63	0.084	0.078	0.076	0.077	0.076
0.80	0.069	0.064	0.061	0.063	0.061
1.00	0.059	0.055	0.050	0.052	0.051

Figure 12: enter image description here

Conclusiones.

Se observan pequeñas diferencias entre los resultados obtenidos aplicando diferentes métodos. El método que presenta una mayor diferencia con el promedio es el de MATLAB con parámetros de ajuste potencial $a = 1.441$ y $b = 0.841$. Teniendo en cuenta los métodos de suavizado de las curvas diámetro-umbral de contraste, las diferencias son mayores en los diámetros extremos.

ORALES B2 / 1298

Comparación entre observador humano y software AutoPIA para maniquí TO20

Autores: Rocío Estrada García¹ ; Santiago Miquelez² ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno³ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Victor de la Llana Granja¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario Navarra

³ Complejo Hospitalario de Pamplona

Corresponding Author: rocioegarcia@gmail.com

Introducción:

El análisis tamaño de detalle – espesor o contraste umbral es un buen indicador de la calidad de imagen. Sin embargo, el análisis por observador humano es costoso en tiempo y muy dependiente de la persona que realiza la prueba. Existen programas que empleando técnicas de observador modelo intentan imitar la respuesta humana. En este trabajo se compara los resultados obtenidos por software automático y por observador humano en imágenes del maniquí TO20.

Material y métodos:

Se ha expuesto el maniquí a diversos niveles de kerma en aire incidente en condiciones IEC RQA5. Las condiciones de irradiación han sido: panel plano en aire, distancia foco – panel plano 180 cm, kV de referencia 70 kV, filtración añadida 21 mm de Al, tamaño de campo colimado al maniquí.

Se han realizado adquisiciones variando los mAs entre 1 y 16, pudiendo así evaluar los resultados en un amplio rango de kerma. Para cada carga, hemos adquirido 5 imágenes del maniquí TO20.

El observador humano promedio se obtiene con las lecturas de 5 observadores independientes, bajo los mismos criterios de puntuación, con mismo monitor de diagnóstico e idénticas condiciones de visualización. Se consideran visibles aquellos objetos visualizados de manera continua. Si entre dos objetos visibles existe uno no visible, se puntúa el inferior de los dos objetos en cuestión. Para cada carga de adquisición y observador se realiza un promedio. Se obtiene el resultado global promediando los resultados de todos los observadores.

Además, las imágenes se evalúan con el software comercial AutoPIA v.3.7.2.

Los resultados se suavizan empleando un ajuste por mínimos cuadrados a expresiones del tipo $C_T = \frac{A}{d^3} + \frac{B}{d^2} + \frac{C}{d} + D$ y ponderando el ajuste por una potencia del diámetro del objeto con valores entre 0 y 1. Empleando 0 no se da ninguna prioridad a la bonanza del ajuste para ningún diámetro y empleando 1 se favorece mayor concordancia en los tamaños mayores.

Resultados y discusión:

Se presentan los resultados de los contrastes umbral de detección. El contraste umbral obtenido por AutoPIA es por lo general menor que el obtenido para el observador humano, haciéndose mayores las diferencias para los objetos de menor diámetro (Figura 1). El paso de AutoPIA a observador humano se puede realizar empleando la expresión $C_{T,H} = -0.003C_{T,Au}^2 + 0.076C_{T,Au} + 0.58$. Previamente, se han corregido los factores para los dos diámetros inferiores para obtener una curva creciente con el diámetro.

El IQF_{inv} para Observador Humano se puede obtener a partir del IQF_{inv} automático mediante la expresión $IQF_{inv,H} = 0.664IQF_{inv,Au} + 0.224$, donde ambos IQF_{inv} se obtienen empleando $IQF_{inv} = \frac{1}{\sum_i C_{T,i} \cdot d_i}$ (Figura 2). En ambos casos se observa que se cumple la relación $IQF_{inv} = A + B(1 - e^{-CK})$ indicando que existe un valor de kerma a partir del cual el $IQF_{inv} \sim cte$.

Conclusiones:

Se puede emplear el software automático como referencia ya que muestra resultados más reproducibles que el observador humano. Hay que tener especial cuidado con el tipo de imágenes empleadas. Se recomienda emplear imagen DICOM. En el caso de que se opte por presentar resultados asociados a las prestaciones del observador humano, se pueden emplear expresiones matemáticas para pasar de resultados automáticos observador humano.

K (uGy)	0.51	1.10	2.29	4.62	9.28
Diámetro (mm)	1 mAs	2 mAs	4 mAs	8 mAs	16 mAs
11.1	1.06	1.05	1.06	0.80	0.84
7.9	1.02	0.99	0.98	0.82	0.82
5.6	0.97	0.93	0.91	0.84	0.80
4	0.92	0.87	0.84	0.85	0.78
2.8	0.88	0.81	0.78	0.84	0.76
2	0.84	0.76	0.73	0.82	0.74
1.4	0.79	0.71	0.68	0.78	0.71
1	0.76	0.67	0.65	0.73	0.69
0.7	0.72	0.62	0.62	0.66	0.66
0.5	0.69	0.59	0.62	0.58	0.63
0.35	0.68	0.55	0.61	0.49	0.61
0.25	0.70	0.51	0.58	0.40	0.58

Figura 1. Cociente entre el contraste umbral obtenido con el AutoPIA y el obtenido con observador humano. Como se ve, el observador humano requiere, salvo los casos marcados en rojo, de un mayor contraste para la detección de objetos.

Figure 13:

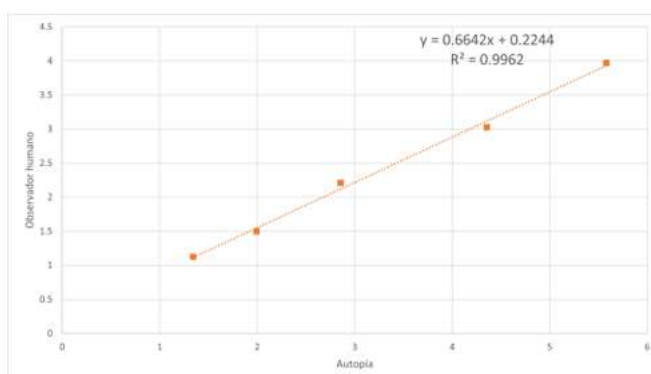


Figura 2. En este panel se representan los valores obtenidos por cada kerma del IQFinv del AutoPIA frente al observador humano. Se encuentra una relación lineal entre ambos.

Figure 14:

ORALES B2 / 1318**Análisis del comportamiento de varios detectores: Función Respuesta, Ruido e Índice de Exposición**

Autores: Julio Almansa López¹ ; Javier Lupiani Castellanos² ; Esther Angulo Pain³

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital de Jerez, Cádiz

³ Hospital U. Puerta del Mar

Corresponding Author: jalmansa.lopez@gmail.com

Introducción

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico versión 2011 (PECCRDv2011) 1 establece las pruebas que deben incluirse en los programas de control de calidad de los equipos de Radiodiagnóstico.

En particular y para la descripción de los sistemas de imagen de los equipos de grafía se describen 3 pruebas que es posible realizar con el mismo conjunto de datos: Función respuesta del detector (DG030), Ruido (DG035) y Calibración del indicador de dosis del detector (DG037).

El objetivo de este trabajo es determinar y comparar la respuesta de distintos equipos o detectores en estas tres pruebas, así como analizar las tolerancias establecidas en el PECCRDv2011 para su realización.

Material y Métodos

Se han realizado las medidas correspondientes a estas pruebas en:

- 6 equipos Discovery XR 656HD y Optima XR240 gen2 con detector GE FlashPad HD,
- 2 equipos GE Discovery XR656 y Optima XR240 gen1 con detector GE FlashPad,
- 3 equipos Philips DigitalDiagnost y mobileDiagnost wDR con detector Perf. Pixium 4600,
- 6 equipos Polyrad SE con detector Toshiba FDX4343 R/C y FDX4343 RPW/AM. Se han seguido las recomendaciones del PECCRDv2011 para la realización de estas pruebas y se ha utilizado preferentemente la calidad del haz RQA5. Las imágenes se han obtenido en un rango de kerma de 1-50 μGy .

Resultados

A continuación se muestran los principales parámetros de ajuste obtenidos para cada uno de los sistemas detector estudiados. En todos los casos los valores de R^2 de los ajustes han sido mayores de 0.95 y en general mayores de 0.99.

	Pendiente Func. Respuesta	Pendiente IE	Potencia ajuste (b)	Número de detectores
GE FlashPad HD	703.3 ± 39.8	106.6 ± 5.9	0.506 ± 0.023	10
GE FlashPad	211.8 ± 7.4	102.1 ± 4.0	0.524 ± 0.044	3
Philips Pixium 4600*	204.6 ± 18.5	--	0.579 ± 0.065	6
Polyrad SE Mesa	220.5 ± 8.3	95.9 ± 7.4	0.790 ± 0.011	6
Polyrad SE Mural**	115.7 ± 8.9	72.5 ± 3.0	0.674 ± 0.024	6

*Se encuentran unificados los resultados de bucky mesa y bucky mural. **Las métricas aquí indicadas corresponden a las medidas de kerma a la entrada del bucky sin realizar corrección por la posición real del detector dentro del bucky así como la atenuación del mismo.

Figure 15: Resultados, por equipo, de la pendiente de la Función Respuesta, pendiente del ajuste IE/Kerma y del ajuste DTP vs Kerma

Se observa, para los detectores Toshiba FDX4343, un valor del parámetro b en el ajuste del ruido muy superior al de los otros equipos. El comportamiento de este parámetro se ha estudiado para ajustes del ruido en el rango 1-10 μGy así como para el rango completo estudiado (1-50 μGy) mostrando una variación de ≈ 0.1 e incrementándose al aumentar el rango de dosis considerado en el ajuste.

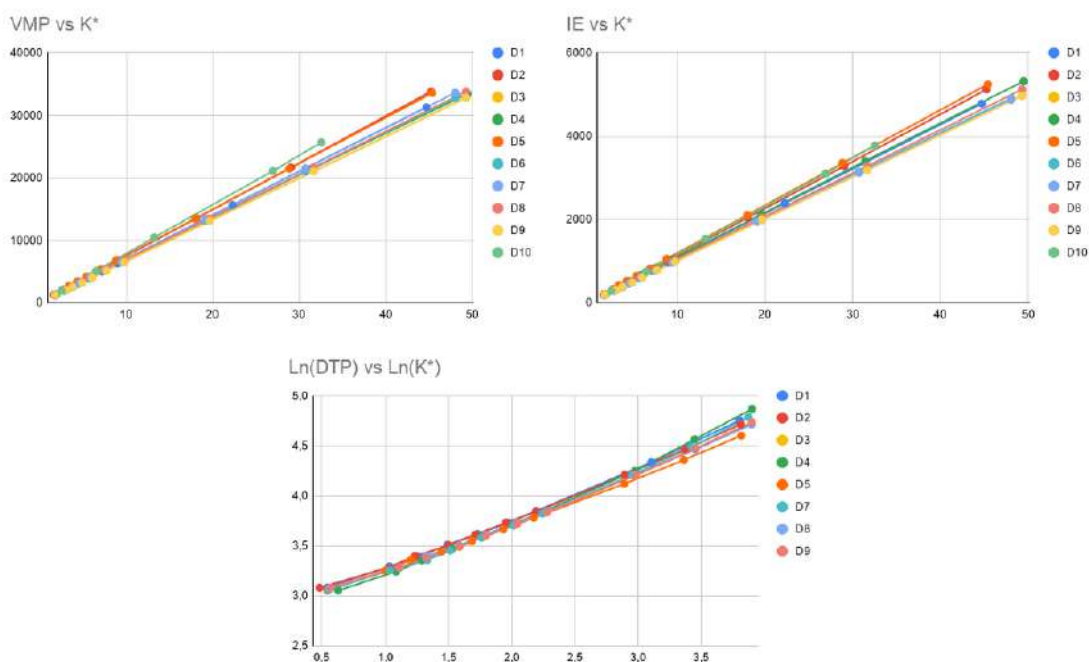


Figure 16: Curvas de Función Respuesta, del IE y Ruido para equipos GE

Discusión

El PECCRDv2011 establece las siguientes tolerancias:

DG030: $R^2 > 0.95$ y Diferencia Pendiente respecto a nominal $< 10\%$.

DG035: $R^2 > 0.9$. Valor $b \approx 0.5$ para el ajuste $\text{DTP} = a(\text{Kerma})^b$.

DG037: Diferencia dosis medida con respecto a la calculada a través del IE $< 20\%$

Sin embargo, no se establecen ni mencionan valores de referencia para la pendiente de la función respuesta ni tolerancia en cuanto al valor de b en el ajuste de ruido para equipos de grafía (en mamografía digital se recomienda no superar una desviación de un 15% para este parámetro). Por otra

parte, el fabricante no siempre establece un valor de referencia para estos parámetros siendo, por ejemplo, la recomendación de GE para los detectores Flashpad de una pendiente > 180 y para los detectores Flashpad HD un valor > 600 .

Hemos observado un comportamiento consistente entre los distintos detectores de un mismo modelo de equipo, lo que nos puede permitir establecer o fijar tolerancias más restrictivas que las existentes en el PECCRDv2011 para los parámetros estudiados.

Conclusiones

La caracterización de cada tipo de detector obteniendo valores de referencia para estos parámetros es de indudable interés. El conocimiento de estos valores complementa las instrucciones del PECCRDv2011 y permite la detección de anomalías de ajuste o funcionamiento de los equipos que de otra forma no serían posibles.

Referencias

- 1 SEFM, SEPR, SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiagnóstico (Versión 2011)

ORALES A1 / 860

Viabilidad en el uso de un nomograma como proceso de verificación independiente en la braquiterapia de próstata HDR**Autor:** Paula Monasor Denia¹**Co-autores:** Silvia Rodríguez Villalba²; Jose Richart²; María José Pérez-Calatayud³; Manuel Santos Ortega²; José Pérez-Calatayud⁴¹ Hospital Clínica Benidorm² Hospital Clínica Benidorm³ Hospital La Fe Valencia⁴ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.**Corresponding Author:** paula.monasor@gmail.com**Objetivo**

Recomendaciones institucionales indican la necesidad de un control independiente del cálculo de la dosimetría de cada paciente clínico. En el caso de la braquiterapia (BT), esto presenta varias dificultades dada la variedad de implantes. Como compromiso, los datos importados del TPS se vuelven a calcular de forma independiente (Carmona et al 1).

El uso de nomogramas es muy común en la planificación intraoperatoria de BT de próstata intersticial permanente, *Low Dose Rate* (LDR). Algunos autores (Pujades et al 2) propusieron también su uso en la técnica de alta tasa de dosis (HDR) ya ampliamente difundida.

Este nomograma se ha utilizado durante los últimos 10 años en nuestro departamento. El objetivo principal de este trabajo es confirmar la validez de los parámetros de ajuste utilizando los datos que hemos recopilado del elevado número de implantes realizados hasta la fecha, evaluar un ajuste polinomial en lugar de uno lineal, y determinar si se pueden establecer tolerancias.

Materiales y métodos

La fuente de ¹⁹²Ir con *MicroSelectron* y *Flexitron* junto con el *software Oncentra Prostate (Nucletron)* se han utilizado y se utilizan en nuestra institución.

Las dosis administradas en los implantes HDR recogidos pueden ser de 9,5, 10, 13,5 o 15 Gy. Todos los implantes han sido realizados por el mismo oncólogo radioterapeuta y por tres físicos médicos siguiendo un estricto protocolo.

Desde 2011 a 2020 se han realizado 683 implantes HDR y en todos ellos se ha utilizado el cálculo independiente de Carmona et al. Además, también se evaluó el nomograma.

La función lineal propuesta en 2 es: $(T \times SK) / D = a \times V + b$.

Donde T es el tiempo total de radiación (h), SK es la fuerza de kerma en aire ($\mu\text{Gy} \times \text{m}^2 \times \text{h}^{-1}$), D es la dosis prescrita (Gy) y V es el volumen objetivo (cm^3). Los parámetros a y b obtenidos en este trabajo fueron: $a = (6.3 \pm 0.5) \times 10^{-2} \text{ cm}^{-1}$ y $b = (1.7 \pm 0.14) \text{ cm}^2$.

Hemos evaluado el beneficio potencial de un ajuste cuadrático: $(T \times SK) / D = a \times V^2 + b \times V + c$.

También se han estudiado las desviaciones obtenidas entre el tiempo de tratamiento real y el predicho por el nomograma. Se ha explorado un valor de tolerancia a partir del ajuste refinado (95% de confianza).

Resultados

La Figura 1 muestra el nomograma del implante HDR y el nuevo ajuste cuadrático con los nuevos valores ajustados para a, b y c.

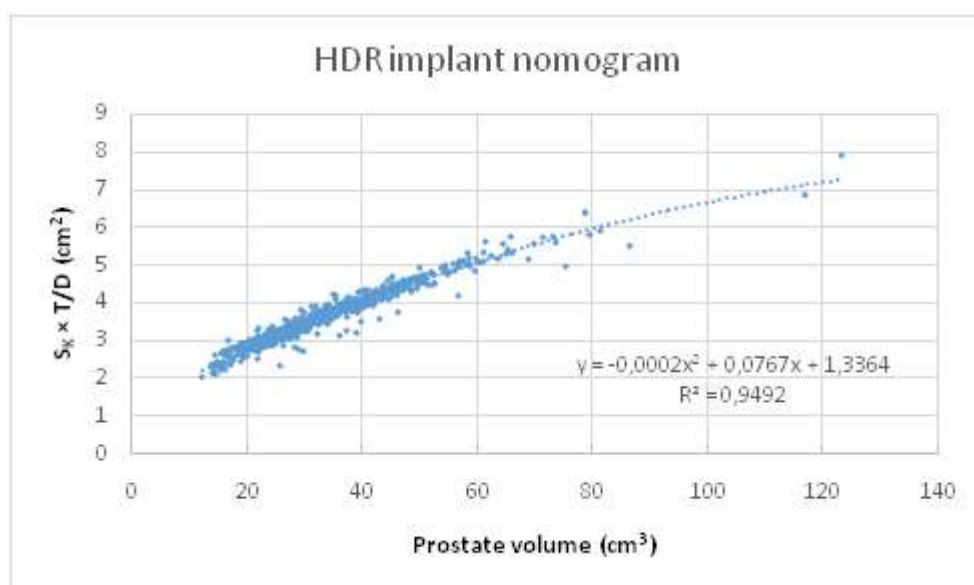


Figure 17: enter image description here

Se ha demostrado que el ajuste cuadrático es adecuado ($R^2 = 0,9472$) y que se ajusta mejor que el lineal 2 ($R^2 = 0,940$).

La Figura 2 muestra las desviaciones obtenidas entre el tiempo de tratamiento real y el predicho por el nomograma obtenido a partir del ajuste cuadrático.

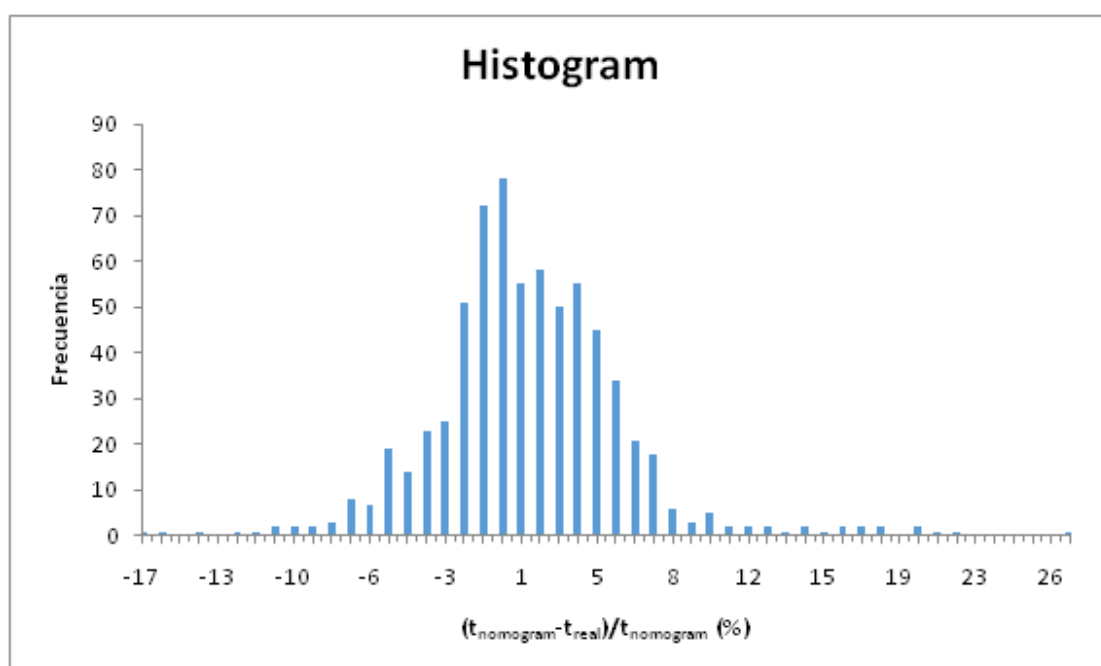


Figure 18: enter image description here

Se ha observado que con el elevado número de pacientes estudiados (683) y manteniendo estrictamente la técnica, conviene revisar valores de desviación superiores al 10%.

Conclusión

Los nomogramas son una sencilla herramienta de garantía de calidad adicional que no debe sustituir a la verificación independiente.

Para el nomograma HDR que presentamos en este trabajo, el ajuste cuadrático mejora el lineal.

El umbral de desviación en el que conviene revisar las diferencias entre el valor predicho por el nomograma y el valor obtenido en la dosimetría se puede establecer en el 10%.

ORALES A1 / 899

Determinación de la tasa de dosis absorbida en agua de los aplicadores FLAT del sistema INTRABEAM 600 con el protocolo TRS 398

Autor: Silvia Fernández Cerezo¹

Co-autores: Daniel Rodríguez Latorre²; Zahara Martín Rodríguez²; Jose Fernandez Garcia²; Daniel San José Olmedo³; Cristina Arroyo Sánchez²; Carlos Díaz Aviñó²; Alfonso Villacé Gallego³; Javier Sánchez Ruipérez²; Diego Crelgo Alonso³; Pedro Sánchez Galiano⁴

¹ Hospital Universitario de Asturias

² Hospital Universitario Central de Asturias

³ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

⁴ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURAS

Corresponding Author: silcere77@gmail.com

Introducción

El sistema INTRABEAM dispone de varios tipos de aplicadores, en particular los aplicadores FLAT proporcionan un perfil homogéneo de dosis a 5 mm de profundidad para tratamientos de braquiterapia superficial o radioterapia intraoperatoria.

En este trabajo se presenta la determinación de la tasa de dosis absorbida en agua de los aplicadores FLAT utilizando el protocolo TRS 398, y se comparan los resultados con los obtenidos con el protocolo del fabricante denominado Calibración 4.0.

Material y Métodos

Para determinar la tasa dosis absorbida en agua de los aplicadores FLAT de 2, 3, 4, 5 y 6 cm de diámetro según el protocolo TRS 398 se ha utilizado el maniquí de PMMA PTW X-Soft X Ray Phantom, la cámara de ionización M23342 (0.02 cc) de PTW calibrada en dosis absorbida en agua y un electrómetro Unidos E de PTW.

Resultados

En las tablas adjuntas se presentan las tasas de dosis absorbidas en agua a 0 y 5 mm de profundidad y los factores campo determinados según el protocolo TRS 398 y el del fabricante. La reproducibilidad de nuestras medidas aplicando el protocolo TRS 398 es mejor del 1%.

	$\dot{D}_w$ TRS398 Gy/min	$\dot{D}_w$ Cal4.0 Gy/min	Desviación	FC TRS398	FC Cal4.0	Desviación
Flat 2	2,17	2,65	18,1%	3,53	3,91	9,8%
Flat 3	1,04	1,17	10,9%	1,69	1,72	1,9%
Flat 4	0,615	0,678	9,2%	1,000	1,000	0,0%
Flat 5	0,453	0,491	7,6%	0,736	0,724	-1,7%
Flat 6	0,364	0,390	6,8%	0,591	0,576	-2,6%

Figure 19: Tasa de dosis absorbida en agua y factores campo en la superficie del aplicador según el protocolo del fabricante Calibración 4.0 y el TRS 398.

	D_w TRS398 Gy/min	D_w Cal4.0 Gy/min	Desviación	FC TRS398	FC Cal4.0	Desviación
Flat 2	0,819	0,833	1,7%	2,54	2,57	1,4%
Flat 3	0,481	0,482	0,1%	1,49	1,49	-0,2%
Flat 4	0,323	0,324	0,3%	1,000	1,000	0,0%
Flat 5	0,253	0,251	-0,7%	0,784	0,776	-1,0%
Flat 6	0,213	0,210	-1,1%	0,659	0,649	-1,5%

Figure 20: Tasa de dosis absorbida en agua y factores campo a 5 mm según el protocolo del fabricante Calibración 4.0 y el TRS 398

Discusión

Las tasas de dosis absorbidas en agua en la superficie del aplicador determinadas con el protocolo TRS 398 resultan ser para todos los aplicadores inferiores a las calculadas con el protocolo del fabricante. Estando estas diferencias comprendidas entre el 6.8% y el 10.9%, excepto para el aplicador de 2 cm donde la diferencia alcanza el 18.1%. Estas diferencias son significativas con un nivel de confianza superior al 95% teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas a las medidas son del orden del 5% con $k=2$. El protocolo del fabricante se basa en ajustar los parámetros de una función a las medidas realizadas en agua a diferentes profundidades, no siendo posible realizar medidas en la superficie del aplicador, por lo que la tasa de dosis absorbida en la superficie del aplicador la determina extrapolando dicha función.

Las tasas de dosis absorbidas en agua a 5 mm de profundidad determinadas con los dos protocolos presentan diferencias inferiores al 2%.

Los factores de campo respecto al aplicador de 4 cm medidos con los dos protocolos tienen un buen acuerdo excepto para el aplicador de 2 cm en la superficie del aplicador.

Conclusiones

Se ha encontrado que el protocolo del fabricante Calibración 4.0 sobreestima la tasa de dosis en la superficie de los aplicadores FLAT respecto al protocolo TRS 398 entre un 6.8% y un 18.1% según el tamaño del aplicador. Existe un buen acuerdo entre los resultados de ambos protocolos para la determinación de la tasa de dosis absorbida a 5 mm y los factores campo en la superficie del aplicador y a 5 mm de profundidad, excepto para el aplicador de 2 cm en la superficie del mismo.

ORALES A1 / 970

DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UN MANIQUÍ PARA LA AUDITORÍA DOSIMÉTRICA POSTAL EN BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

Autores: Laura Oliver Cañamás¹ ; Javier Vijande² ; Cristian Candela Juan³ ; Jose Gimeno Olmos⁴ ; María del Carmen Pujades¹ ; Francisco Blázquez Molina⁵ ; María Gracia Ochoa¹ ; Irene Más Muñoz¹ ; Juan Carlos Sánchez Relucio^{None} ; Alba Sanchez Rodriguez^{None} ; Ángela Soriano Cruz¹ ; Natalia Tejedor Aguilar^{None} ; Facundo Ballester Pallarés⁶ ; Nieves Llorca Domaica¹ ; José Pérez-Calatayud⁷

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Universitat de Valencia

³ Centro Nacional de Dosimetría (CND)

⁴ Hospital Universitari i Politècnic La Fe

⁵ HUIP La Fé

⁶ Universitat de València

⁷ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.

Corresponding Author: laura.oliver.canas@gmail.com

Introducción:

El Centro Nacional de Dosimetría ha puesto en marcha recientemente un sistema de auditoría dosimétrica postal en Radioterapia Externa. De forma análoga, se pretende poner en marcha un sistema de auditoría postal en Braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR). En este trabajo se describen los criterios y estudios realizados para el diseño y validación del maniquí que se pretende utilizar, con el objetivo de auditar sistemas que utilicen tanto fuentes de ¹⁹²Ir como de ⁶⁰Co.

Material y Métodos:

El maniquí consta de un paralelepípedo de PMMA con un orificio diseñado para albergar un dosímetro OSL modelo nanoDot (Landauer) y cuatro canales por los que insertar las agujas. El maniquí se ha diseñado de modo que se consiga una distribución de dosis homogénea en la zona donde se sitúa el dosímetro y tratando de caracterizar las condiciones de full-scatter en esta zona (figura 1).

Con tal de evaluar los efectos de retrodispersión introducidos por el material sobre el que se apoye el maniquí, se han realizado simulaciones Monte Carlo mediante el programa PENELOPE/peneasy, tanto para ⁶⁰Co como para ¹⁹²Ir. Se realizaron simulando agua como superficie de apoyo y se compararon con los resultados obtenidos al sustituirla por aire.

El factor de calibración del conjunto maniquí-nanoDot para ¹⁹²Ir se ha establecido mediante irradiaciones en el Hospital Universitario y Politécnico "La Fe". La dosis impartida fue de 2Gy. Se irradió con 7 posiciones de parada por catéter, siendo el tiempo de parada igual en cada una de ellas (figura 1).

Con tal de estudiar el efecto que tendría en la dosis absorbida por el nanoDot un error sistemático en el desplazamiento de la fuente, se irradió el mismo plan simulando diferentes desplazamientos y evaluando la desviación de la dosis absorbida por el nanoDot respecto al plan nominal.

Resultados:

En las simulaciones MC se obtiene una diferencia entre la dosis absorbida en el volumen del dosímetro cuando se ubica el maniquí sobre agua y cuando se ubica sobre aire del 0,097% para ¹⁹²Ir y del 0,005% para ⁶⁰Co. Las diferencias son compatibles con la incertidumbre estadística de las simulaciones. Un desplazamiento sistemático de la fuente de 1,5mm produjo una desviación del 0,36% respecto a la dosis absorbida en el plan nominal, mientras que 3mm produjo una desviación del 1,08%. La incertidumbre estimada en las medidas es del 3,1% (k=1), en la que se ha considerado la incertidumbre asociada a la lectura de los dosímetros, al TKRA de calibración, a la posición de la fuente y al tiempo de irradiación.

Discusión:

El setup de irradiación descrito es robusto frente a errores sistemáticos en el desplazamiento de la fuente que se encuentren dentro de las tolerancias establecidas en los protocolos de calidad. Atendiendo a los resultados de las simulaciones MC, no es necesario dar instrucciones a los centros auditados sobre la superficie de apoyo del maniquí durante el proceso de irradiación. Por último, se ha establecido el factor de calibración para sistemas de ^{192}Ir .

Conclusiones:

El sistema descrito es válido para realizar auditorías postales en Braquiterapia de alta tasa de ^{60}Co y de ^{192}Ir .

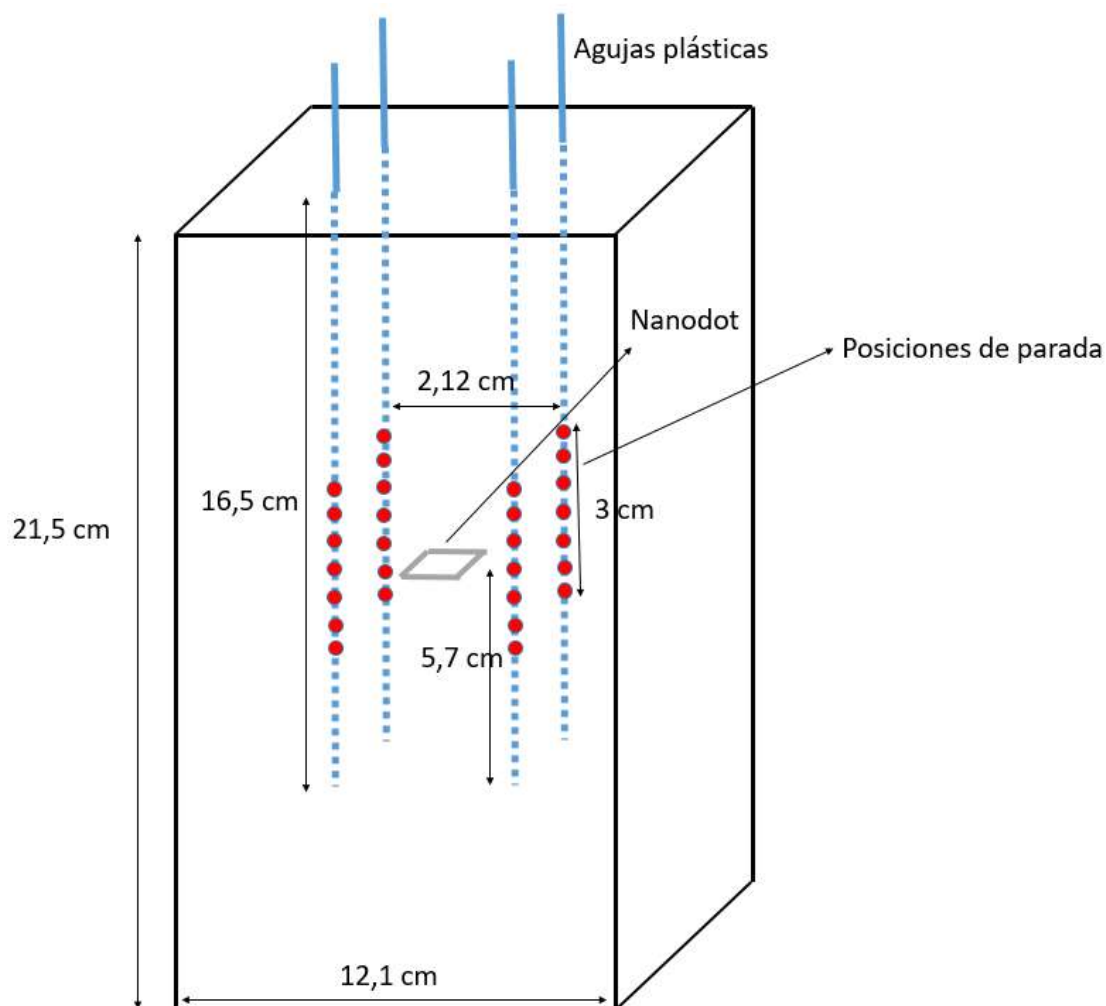


Figure 21: Diseño del maniquí y configuración de irradiación

ORALES A1 / 1000

Implementation of a quality control procedure based on absolute dosimetry for ^{192}Ir high-dose-rate sources with micro-ionization chamber

Autor: Miguel Martinez Albaladejo¹

¹ University Hospitals of North Midlands

Corresponding Author: miguelmartineزالbaladejo@gmail.com

1. Introduction:

To establish an end-to-end test to check the rescaling of treatment dwell times of a calibrated ^{192}Ir high-dose-rate (HDR) brachytherapy (BT) source based on the absolute dose measurement of a planned dose by means of a PinPoint 3D ionization chamber. After a literature review, a quality control procedure for the absorbed dose-in water was developed and included in the quality assurance of the GammaPlus iX HDR unit (Varian) belonging to UHNM.

2. Materials and methods:

The dose to water in water medium (D_w) can be determined from the detector measurement in a phantom material using the following proposed formalism (refer to *Baltas et al., The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology*, pp.447 ff):

$$D_w = M \cdot ACF \cdot DCF,$$

where: M is the integrated charge; ACF is the air density correction factor and DCF, the dose correction factor, given by:

$$DCF = [N_{K,Q}^{cross} \cdot k_{ch,Q}] \cdot k_\rho \cdot k_{ion} \cdot k_{ph} \cdot (1 - g_\alpha) \cdot \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_\alpha^w.$$

In turn:

$$[N_{K,Q}^{cross} \cdot k_{ch,Q}] = N_{K,Q_0}^{cross} \cdot k_{ch,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_V \cdot k_{ap}$$

Annual cross-calibrations have been performed between two field instruments (PTW 31016 PinPoint-UNIDOS electrometer) and a National Physics Lab secondary standard (NE2611) as reference detector, in a Gulmay kV machine by simultaneous irradiations in a Perspex phantom. For this aim, the calculation of the cross-calibration factor for an HVL of 2.0mmCu is derived from the IPEM X-rays Code of Practice (2).

Single line plans are delivered with the normalization of 1.0Gy in the effective point of the chamber (at 4.8cm from the closest dwell position). A CT scan of the BT slab phantom is used, including a rectangular insert which hosts consistently the chamber and a 6F catheter.

3. Results:

The data are recorded in an in-house program coded in Visual Studio and compared with the expected values estimated by BrachyVision TPS and Monte Carlo general purpose code Geant4.

On average, the measured absorbed dose has been: 102.2 ± 1.0 cGy ($k=2$), as it is shown in Table 1 and Fig. 1.

Table1. Direct determination of the absorbed doses for different BT sources

Date	P (mbar)	T (°C)	Mean Reading (div)	DCF (cGy/div)	Absorbed Dose $\pm 2\sigma$ (cGy)	%Diff. Measured-TPS doses
16/08/18	999	21.5	366.5	0.2683	100.2 $\pm$ 4.0	0.22
20/11/18	1011	21.8	368.5	0.2683	99.7 $\pm$ 4.0	-0.33
03/01/19	1004	24.0	365.3	0.2683	100.3 $\pm$ 4.0	0.25
22/02/19	1019	24.0	369.5	0.2683	99.9 $\pm$ 4.0	-0.10
12/03/19	1010	23.3	3.840	26.598	103.6 $\pm$ 4.1	3.56
17/05/19	996	24.5	357.8	0.2683	99.2 $\pm$ 4.0	-0.85
31/05/19	1008	24.0	374.3	0.2699	102.9 $\pm$ 4.1	2.93
31/05/19	1008	24.0	3.910	25.760	102.6 $\pm$ 4.1	2.64
31/05/19	1008	24.0	3.850	26.290	103.1 $\pm$ 4.1	3.14
27/06/19	1017	23.0	3.892	26.290	103.0 $\pm$ 4.1	3.04
24/07/19	998	24.5	369.8	0.2734	104.2 $\pm$ 4.2	4.22
23/08/19	1011	24.5	3.780	26.290	101.2 $\pm$ 4.0	1.17
30/09/19	995	24.0	3.780	26.598	103.8 $\pm$ 4.2	3.76
21/02/20	1001	22.5	3.740	26.598	101.6 $\pm$ 4.1	1.56
09/03/20	997	23.0	3.802	26.598	103.9 $\pm$ 4.2	3.85
22/05/20	998	21.8	3.865	26.598	105.0 $\pm$ 4.2	4.96
17/08/20	992	24.5	3.762	26.156	102.0 $\pm$ 4.1	2.04
25/09/20	993	24.5	3.768	26.434	103.2 $\pm$ 4.1	3.20
25/09/20	992	24.5	3.770	26.366	103.2 $\pm$ 4.1	3.20
16/11/20	998	22.5	3.762	26.434	101.8 $\pm$ 4.1	1.83
Mean					102.2 $\pm$ 1.0	2.2

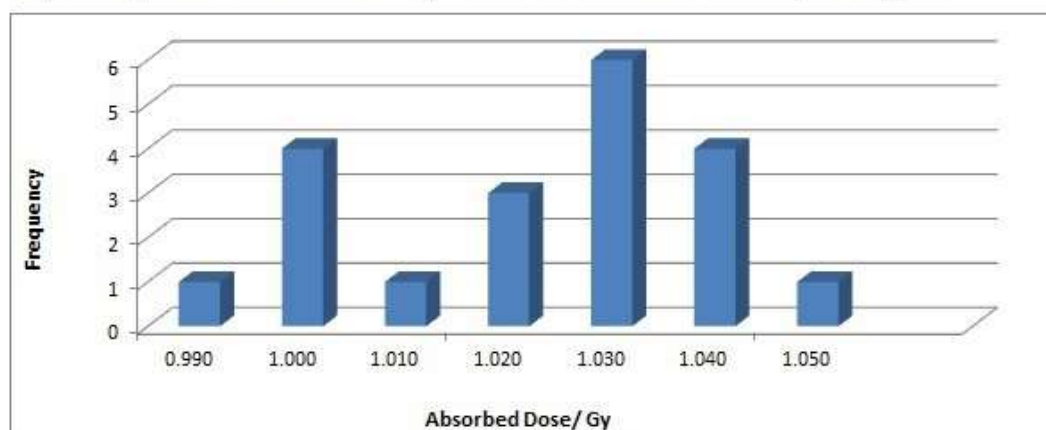
Fig.1. Histogram of the measured doses by the micro-chambers after the delivery of 1.0Gy plans.

Figure 22: Measurement results.

4. Discussion:

Overall, the results show a satisfactory agreement between measurements and expected values by independent theoretical estimations. The discrepancy in the mean differences is less than 3%, which is a tight tolerance given the existing limitations in this field.

The expanded uncertainty for every measurement has been 4.0% ($k=2$), estimated by quadratic propagation of the variance. This is slightly lower to the estimation found in the literature for TLDs, radiochromic films, MOSFETs, and diode detectors (3-5).

Furthermore, this study includes a detailed uncertainty analysis for the measured absorbed doses, thus providing sufficient confidence in the reported results. The experimental values obtained show a good agreement with the expected numerical simulations and all lie within 5%.

5. Conclusions:

This work provides a practical check of the absolute source calibration and consecutive dwell time scaling entered in Varian TPS based on the absolute dose determination of HDR BT sources. This procedure has been embedded in the post-exchange quality assurance of the unit.

The dose formalism described by using a cross-calibrated micro-ionization chamber is novel and was not found elsewhere in the literature, accounting on the advantages of using a dosimeter of this nature.

References:

1. D. Baltas et al. The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology
2. The IPEMB coP. PMB.41
3. DeWerd et al. AAPM TG-138 and GEC-ESTRO brachytherapy dosimetry uncertainty recommendations
4. Rivard et al. AAPM TG-43U
5. Beaulieu et al. TG-186, Model-based dose calculation techniques in brachytherapy

ORALES A1 / 1132

Medida de la tasa de dosis externa del paciente en un implante de braquiterapia oftálmica

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; David Miguel Pérez² ; Jesus María de Frutos Baraja²

Co-autores: Sofía Pena Vaquero² ; Antonio Enrique Hurtado Romero² ; Angel del Castillo Belmonte³ ; Delfin Alonso Hernández² ; Iban Conles Picos² ; Carlos Andrés Rodríguez² ; Manuel Agulla Otero² ; Raquel Barquero⁴ ; Ricardo Torres Cabrera² ; Patricia Otero de la Varga⁵ ; Pedro Zalama Martinez²

¹ Hospital Clínico Univeristario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario Valladolid

⁵ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO DE VALLADOLID

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

La braquiterapia oftálmica es una herramienta muy útil ante tumores oculares y sustituye en ocasiones a otras técnicas más radicales como la enucleación. Sin embargo, esta práctica lleva consigo unos riesgos de exposición radiológica de los profesionales que interviene y de los acompañantes. En este trabajo analizaremos la tasa de dosis externa medida sobre el paciente en función de la localización del implante.

Materiales y métodos.

El tratamiento se realiza con un aplicador COMS de entre 12 y 22 cm de diámetro en la cual hay insertadas fuentes radiactivas de I125 en una silicona que va alojada en la parte metálica de forma que ofrece un blindaje para irradiar sólo hacia el interior del globo ocular, dicho aplicador permanece suturado a la esclera entre 3 y 10 días.

La posición del implante en el globo ocular puede ser nasal, medio o temporal en función del plano sagital; anterior, ecuatorial, posterior o yuxtapapilar (cercano al nervio óptico) en función del plano frontal; y craneal, medio o caudal según el plano transversal.

Al finalizar el procedimiento quirúrgico se mide la tasa de dosis del paciente en 4 posiciones, antero-posterior, lateral próximo y lejano del ojo afecto y craneal. Para la medida se utiliza un detector de cámara de ionización que se ha calibrado y verificado con una fuente externa.

Todos los datos anteriores en cuanto a localización y actividad de los aplicadores se encuentran recogidos en una base de datos dedicada. La recogida de datos se hizo de manera prospectiva.

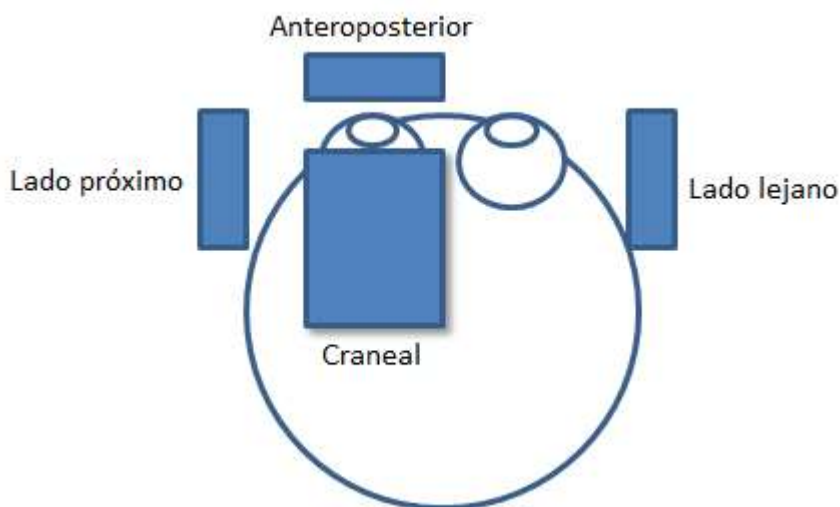


Figure 23: Disposición de medida de la tasa de dosis de un implante en el ojo derecho

La tasa de dosis ($\mu\text{Sv/h}$) se divide, en cada caso, entre la actividad del aplicador para normalizar todos los valores a una actividad de 1 mCi. Se realizará un análisis estadístico para correlacionar localizaciones con tasa de dosis medida.

Resultados

Se recogen los datos de 239 pacientes durante 11 años. En la tabla 1 se muestran los valores de la medida anteroposterior para las localizaciones anterior, ecuatorial, posterior y yuxtapapilar. En el lado próximo y lejano recogemos los datos en función de localización nasal, temporal o media. Y para la medida craneal observamos los datos en función de si el implante está situado craneal, medio o caudal.

Plano Frontal			
	nº pacientes	AP/Act ($\mu\text{Sv/h}$)/mCi	SD
anterior	33	24,7	23,2
ecuatorial	62	35,2	21,2
posterior	128	45,5	25,3
Yuxtapapilar	16	59,1	14,0
Plano Sagital			
	nº pacientes	Lado próximo/Act ($\mu\text{Sv/h}$)/mCi	SD
medio	14	9,7	13,1
nasal	67	20,5	22,3
temporal	158	6,2	9,3
	nº pacientes	Lado lejano /Act ($\mu\text{Sv/h}$)/mCi	SD
medio	14	1,7	2,2
nasal	67	3,0	10,0
temporal	158	1,6	3,4
Plano Transversal			
	nº pacientes	Craneal/Act ($\mu\text{Sv/h}$)/mCi	SD
Caudal	94	2,2	4,1
Medio	37	0,7	0,7
Craneal	108	0,5	0,8

Figure 24: Media y desviación estándar (SD) de la tasa de dosis/ Actividad (Act) para distintas localizaciones.

Discusión

Las localizaciones más enfrentadas al detector como son la yuxtapapilar en el plano frontal, la nasal en el plano sagital y la caudal en el plano transversal proporcionan unas tasas de dosis de un 240%, 330%, y un 440% más altas, respectivamente. Las incidencias oblicuas proporcionan tasas de dosis intermedias.

Aunque se observa una tendencia clara en determinadas localizaciones, la desviación estándar de los datos es alta por lo que resulta difícil predecir un valor de tasa de dosis en función de la localización.

Conclusiones

La tasa de dosis es mayor cuando la parte cóncava del aplicador está enfrentada al detector. Los valores esperados nos permiten adelantar las medidas de protección radiológica en función de la localización tumoral.

ORALES A1 / 1137

Diseño de molde personalizado mediante impresora 3D para braquiterapia de oído

Autores: Ángel Gaitán Simón¹ ; Daniel Rojo Navarrete¹ ; Carlos Ramón García¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; Ana Isabel Milanés¹ ; Gustavo Pozo Roddríguez¹ ; Pedro Adaimi Hernández¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹ ; Eduardo Cabello Murillo¹

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

Corresponding Author: angel.gaitan@salud.madrid.org

Introducción

En braquiterapia endocavitaria se utilizan moldes realizados a mano para fijar los catéteres por donde pasarán las fuentes. Con este trabajo se pretende optimizar la trayectoria de las fuentes planificando previamente la dosimetría para luego fijarlas con un molde de impresión 3D personalizado al paciente.

Materiales y métodos

Se propone el siguiente flujo de trabajo:

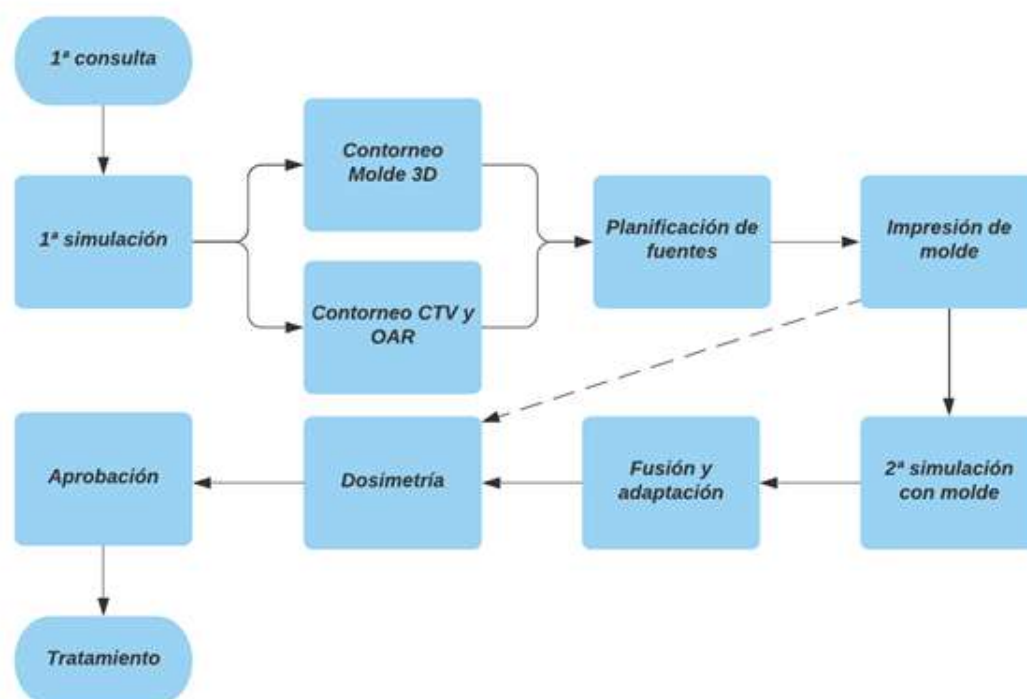


Figure 25: Flujo de trabajo

1. Se realiza una primera consulta con el médico radioterápico. Se propone una primera simulación TC con el paciente sin moldes ni fuentes.
2. Sobre este TC se contornea el molde 3D así como el CTV y los órganos de riesgo (OARs). Se debe ajustar la ventana y el nivel para tener en cuenta la piel y no contornear de más, con un umbral de UH de -300 a -500 para segmentación del contorno externo.
3. Una vez definidos estos volúmenes, se planifica el recorrido de las fuentes dentro del molde que optimice la cobertura del CTV preservando los OARs.

4. A continuación se manda imprimir el molde contorneado con el camino diseñado de las fuentes. Se ha utilizado una impresora Ultimaker S3 y material MD1 Flex poliuretano termoplástico de dureza Shore 98A (Copper 3D).
5. Se realiza una segunda simulación ya con el molde en el paciente y las fuentes de simulación.
6. Se realiza una fusión de los dos TCs de simulación.
7. Se comprueba si es necesario adaptar la dosimetría por cambios del CTV o del molde.
8. Se aprueba la dosimetría.
9. Se comienza el tratamiento.

Resultados y discusión

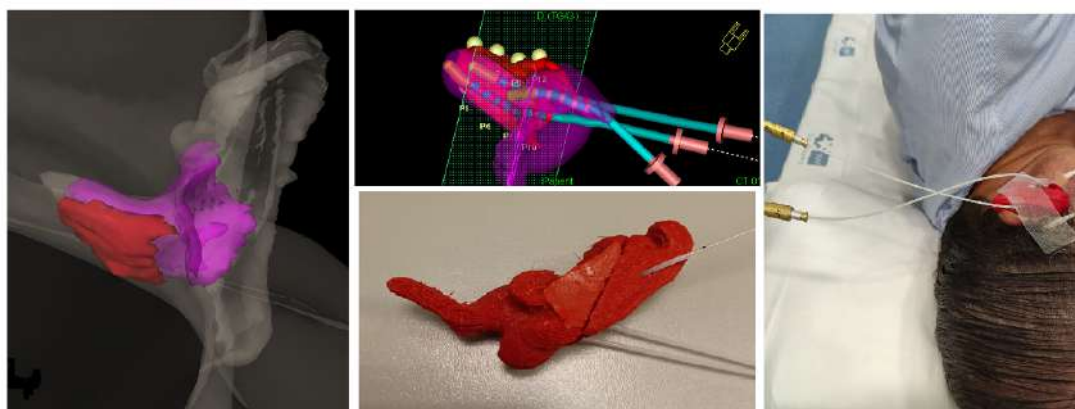


Figure 26: Molde 3D en planificador, con fuentes y en paciente

En la imagen izquierda se observa cómo quedaría el molde (rosa) en el paciente en relación al CTV (rojo). En el centro queda una vista de la trayectoria de las fuentes dentro del molde, según el planificador y el molde ya impreso. A la derecha está una foto de la puesta de tratamiento. Al trazar las trayectorias se ha tenido en cuenta que no se puede superar cierta curvatura para que no se produzca obstrucción de la fuente.

Conclusiones

Se ha llevado a cabo con éxito un tratamiento de braquiterapia de oído utilizando un molde personalizado al paciente impreso en 3D. Es un método con el que estamos comenzando aún, pero se puede llegar a conseguir mejores dosimetrías planificando las trayectorias de las fuentes, optimizando así las posiciones de las fuentes además de los tiempos de parada.

Se realizará un estudio de la curvatura mínima permitida por la fuente en el catéter sin que produzca obstrucción.

ORALES A1 / 1097

Accesorios para tratamientos con braquiterapia HDR utilizando impresora 3D: piel y ginecológico intersticial

Autores: Naiara Fuentemilla^{None} ; Sara Lizarbe Sancha^{None} ; José Manuel Alves Freire^{None} ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Victor de la Llana Granja¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Santiago Miquelez³

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

³ Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Author: naiara.fuentemilla.urio@navarra.es

Introducción

Se presentan 2 accesorios para aplicadores de braquiterapia de alta tasa, contruidos con impresora 3D durante este año 2020, que nos permiten tratamientos adecuados en aquellas situaciones a las que los aplicadores convencionales no llegan.

Material y métodos

Aplicador 1: superficial (nariz, oreja). Para tratamientos de piel en zonas irregulares de extensión > 3 cm.

Aplicador 2: vaginal intersticial. Para tratamientos vaginales con afectación vaginal extensa (> 5 cm) que a su vez necesitan componente intersticial, especialmente cuando no se puede utilizar SIU, o cuando se trata de vaginas estrechas que no permiten el uso de otros aplicadores vaginales intersticiales.

Los aplicadores se han construido con materiales plásticos: PLA para los superficiales y ABS médico para el vaginal, con una resolución de impresión de 0.1 mm por capa y 0.4 mm de printcore, el más denso que permiten nuestras impresoras (Ultimaker S5 y Creality Ender 3).

En ambos casos se ha procurado que la separación entre catéteres no sea inferior a 8 mm en todo el recorrido y que la profundidad de los mismos fuese (al menos) de 5 mm, desde la superficie de contacto entre el aplicador y el paciente.

Aplicadores superficiales: se trata de un molde de 1 cm de espesor, diseñado a partir del CT del paciente, creando un margen de 1 cm hacia el exterior sobre el contorno externo, que cubra la zona a tratar. Se han realizado surcos huecos de 3 mm de diámetro, por donde se pasan los tubos flexibles distribuidos por Elekta (6F) y se han colocado botones de fijación en los dos extremos de cada catéter. Para su diseño se ha empleado el script de Eclipse *export-STL.cs*. El tiempo de impresión ha rondado las 8 h.



Figure 27: Aplicador superficial de nariz

El aplicador vaginal ha sido diseñado con Autodesk Fusion 360. Consiste en un cilindro de 3 cm de diámetro, con un orificio central en el que se puede colocar el tubo del cilindro de Elekta y 6 orifi-

cios de 3mm de diámetro formando una corona a 5 mm de la superficie del aplicador, por el que se han pasado agujas intersticiales de cérvix (ProGuide6F). En el extremo de conexión, se ha fijado la posición de los tubos mediante botones de fijación. El tiempo de impresión ha sido de 14 h.

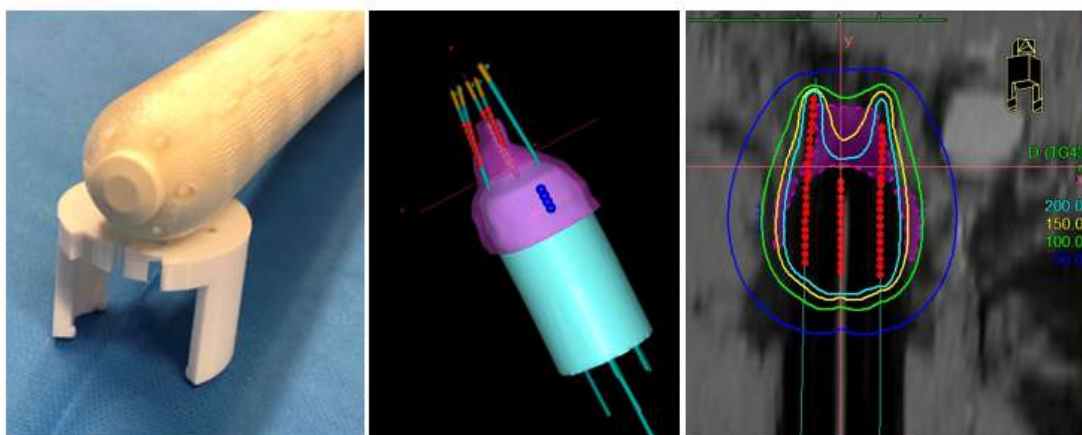


Figure 28: Cilindro intersticial

Resultados

Se han logrado buenos resultados en cuanto a la geometría, permitiendo en cada caso el objetivo que se perseguía:

Apl.1: contacto total entre el aplicador y la piel del paciente, consiguiendo reducir la incertidumbre por presencia de partes de aire entre el aplicador y el paciente.

Apl.2: permitir posiciones de parada a lo largo de toda la lesión ginecológica.

Discusión

Tratamiento superficial: anteriormente, en lesiones de más de 3 cm de extensión, se ha utilizado el aplicador FreiburgFlap (Elekta). Resulta difícil alcanzar el contacto completo entre el aplicador y la piel del paciente cuando la zona es irregular, lo que aumenta la incertidumbre tanto en la reproducibilidad del posicionamiento del aplicador, como del cálculo de dosis.

Tratamiento vaginal: en casos anteriores ha sido priorizada una de las zonas afectas y se ha utilizado el aplicador más adecuado (multicanal vaginal, Venezia o Utrecht). En todos los casos se ha logrado una dosimetría pobre en cuanto a cobertura, situación que ha sido solventada al utilizar el accesorio que combina el cilindro multicanal con la parte intersticial.

Conclusiones

La valoración que se ha hecho de la utilización de estos aplicadores ha sido muy positiva, pues ha permitido realizar dosimetrías óptimas, al poder adaptar los aplicadores a las necesidades de las pacientes

ORALES A2 / 842

Implementación de un software de reconstrucción volumétrica de dosis guiada por la medida (MGDR) para Tomoterapia y su aplicación a la práctica clínica

Autores: Patricia Sánchez Rubio¹ ; Alfredo Montes Uruen^{None} ; Ruth Rodríguez Romero² ; Nuria Gómez González¹ ; Jaime Martínez Ortega³

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Puerta de Hierro

³ Servicio de Radiofísica y PR. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: patricia.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

Dado que el método gamma ha resultado ser ineficaz para detectar errores dosimétricos en el paciente, se han desarrollado aplicaciones comerciales que evalúan la viabilidad del plan en términos de histogramas dosis-volumen (HDV). El software 3DVH® (*Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL*) estima la dosis 3D administrada identificando vóxeles erróneos en la anatomía del paciente y cuantificando su magnitud en términos de métricas HDV.

El objetivo de este trabajo es establecer un método de validación de la matriz de diodos ArcCHECK®+3DVH® para Tomoterapia, así como establecer criterios de aceptación de las dosimetrías empleando el método de reconstrucción de dosis guiada por la medida (MGDR).

Material y Método

El fabricante emplea un campo 10x10cm² para determinar la densidad de PMMA (matriz + inserto *Multiplug*), calibración absoluta del ArcCHECK y validar 3DVH®. Dicho campo no es posible en tomoterapia y el sistema de planificación no realiza planes con mesa estática y posiciones fijas de gantry. Por ello, se planificaron (*Tomotherapy v 5.1.1.6*) los siguientes planes sobre un estudio MVCT del ArcCHECK+*Multiplug*:

- Determinación densidad: plan rotacional 2Gy/fracción (mordaza-2.5cm; pitch-0.287; factor modulación: 1.8) para cilindro 16cm de diámetro y 10cm de longitud incluyendo los diodos centrales de entrada. Dicho plan fue recalculado en el módulo *DQA station*, para el mismo maniquí, con la densidad forzada en el rango 1.12-1.22 g/cm³. Se comparó la dosis planificada vs medida en los dos diodos centrales de entrada y el índice gamma 1%/2mm absoluta-local.
- Calibración absoluta mediante calibración cruzada con cámara de ionización ExRadinA1SL (*Standard Imaging, Inc, USA*) y *Virtual Water* (profundidad 3.3cm) para campo de 40x5cm² y duración 30s.
- Aceptación algoritmo-PDP (*Planned Dose Perturbation*): plan 3DCRT 1Gy/fracción (mordaza-5cm; pitch-0.172) para cilindro 4cm diámetro y 10cm longitud en centro del maniquí, más tres rectángulos bloqueados direccionalmente. Se compararon perfiles planificados vs reconstruidos (*AC-PDP virtual gel*) y cociente *Dexit/DEntry*. Además, se testó el algoritmo para geometrías del TG1194.
- Retrospectivamente, se evaluó $\Delta D(\%) = D_{3DVH} - D_{TPS} / D_{TPS} \cdot 100$, para D98, D50, D1, y $\Delta V(\%) = V_{3DVH}(\%) - V_{TPS}(\%)$ para PTVs y OARs en 23 pacientes (9 H 14 SBRT).

Resultados y Discusión

La densidad 1.15g/cm³ proporcionó el mejor índice gamma 1%/2m, de 94.9%, y menor desviación de dosis (<0.3%).

Los perfiles calculados en 3DVH concuerdan con los planificados, excepto la penumbra (**fig.1a**). *Dexit/DEntry* fue 0.231 y 0.220, planificado y calculado, respectivamente. La pequeña diferencia entre ambos, la coincidencia del perfil **fig.1b** (excepto en el máximo debido al rizado inherente de los planes de tomoterapia), así como una diferencia promedio $\Delta(D_{\text{cámara ionización}} - D_{TPS})$ de 0.23% $\pm$ 0.01%, para los 23 casos analizados, indican una densidad asignada correcta. El programa permite ajustar la penumbra mediante un factor de corrección que no mejoró el resultado del H&N del TG119 (**fig.1c**). Para optimizarla y obtener *Dexit/DEntry*=0.27-0.28 (según fabricante para 6MV), habría que adaptar el modelo PDP a nuestra unidad, inmodificable por el usuario.

La figura 2 presenta las métricas HDV evaluadas, estando comprendidas $\pm 5\%$, mejor concordancia para $\Delta D(\%)_{D50} \leq 1\%$. Las mayores diferencias corresponden a SBRTs con mordaza 1cm, debido al reducido número de diodos empleados, como indica Stambaugh.

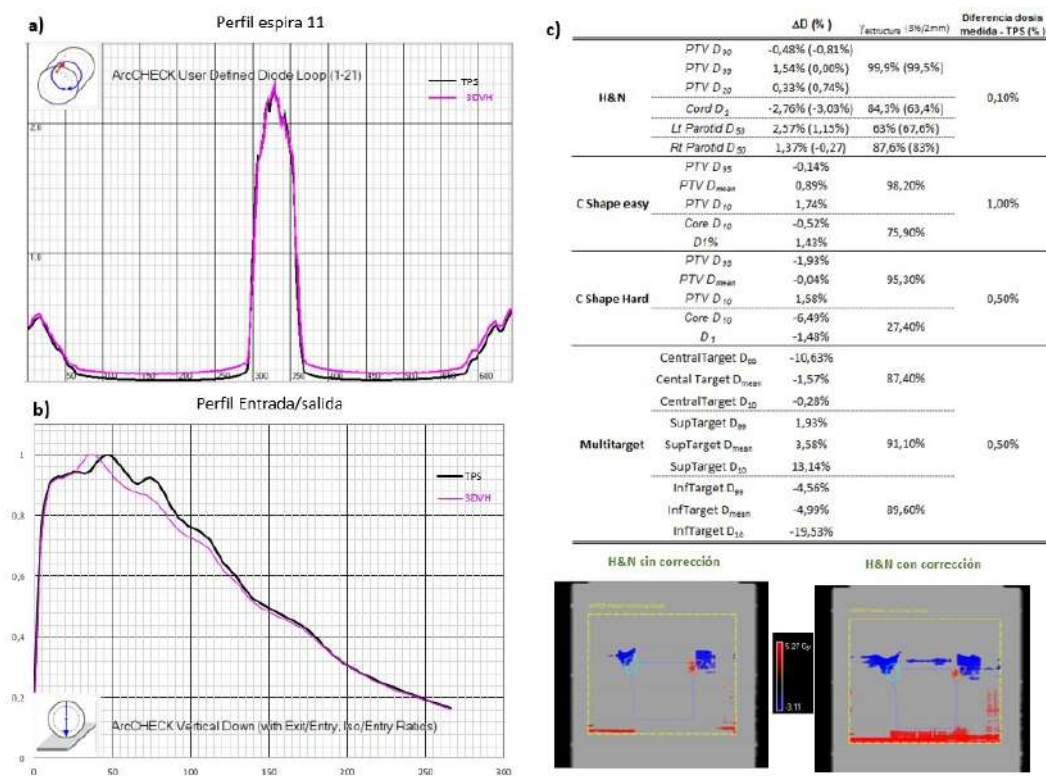


Figura1. a y b Comparación entre los perfiles del planificador y los calculados con el algoritmo AC-PDF. **c)** Diferencia entre 3DVH y el planificador para distintas métricas HDV para las geometrías propuestas en TG119. En el caso de H&N se muestra entre paréntesis los resultados tras aplicar el factor de corrección de respuesta de los diodos a baja dosis. En la parte inferior, se muestra la diferencia de dosis entre el planificador y calculadas en 3DVH, para distribuciones coronales medidas sin y con dicho factor de corrección.

Figure 29: enter image description here

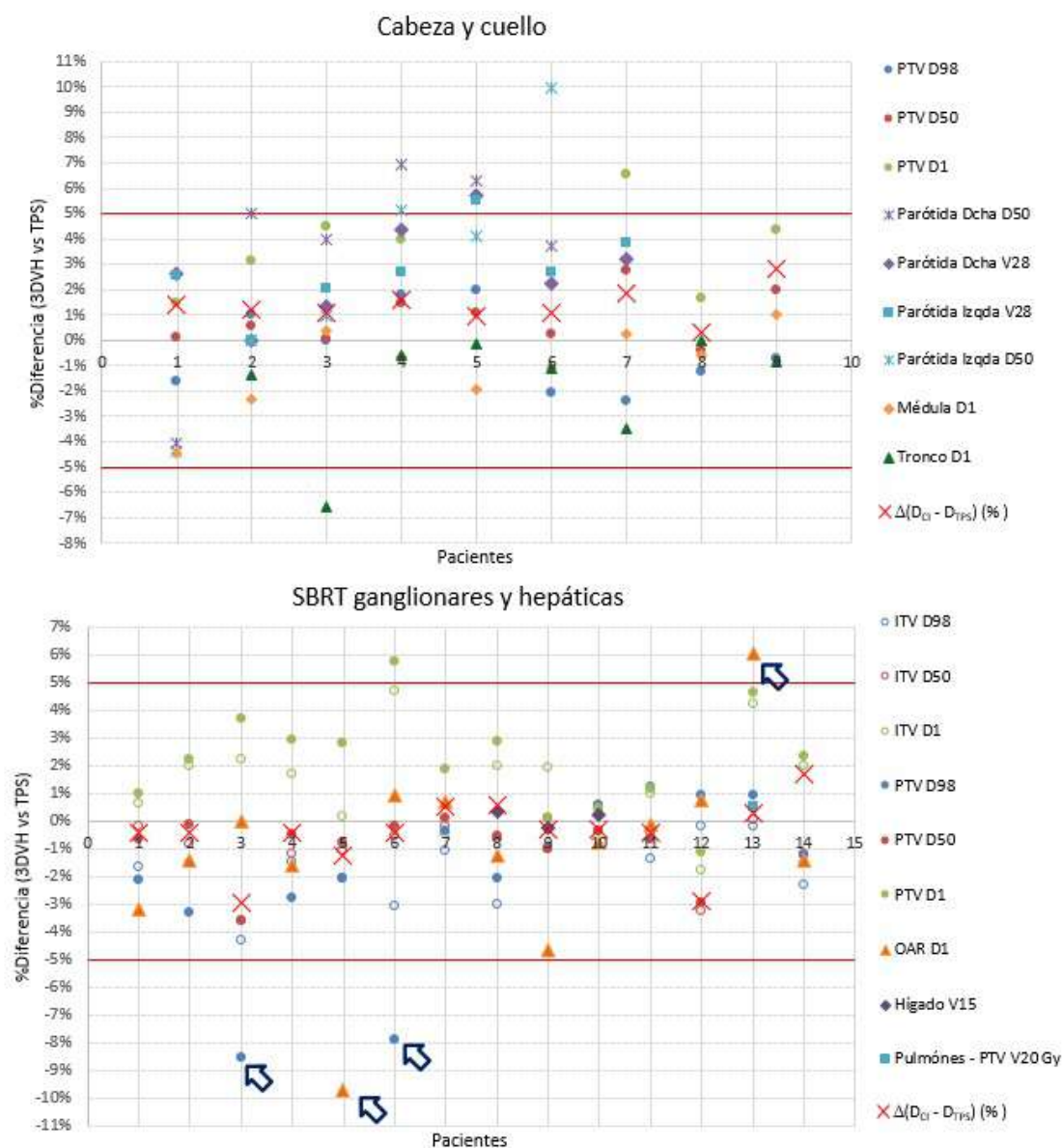


Figura 2. Diferencia relativa de dosis ($\Delta D(\%)$) y diferencia absoluta de porcentaje de volumen ($\Delta V(\%)$) para distintas métricas HDV. También se representan las discrepancias entre la dosis puntual medida con cámara de ionización Exradin A1SL y la dosis planificada ($\Delta(D_{ci} - D_{TPS})(\%)$). Las flechas indican los pacientes planificados con mordaza 1 cm.

Figure 30: enter image description here

Conclusiones

Se propone un método de validación ArcCHECK®+3DVH® útil para tomoterapia y su empleo para aprobar planes en términos de métricas HDV.

ORALES A2 / 1330

Estudio de la sensibilidad de un sistema de dosimetría de tránsito

Autores: Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Carlos Díaz Aviñó^{None} ; Diego Crelgo Alonso² ; Daniel Rodríguez Latorre^{None} ; Jesús Herrero Rojas^{None} ; Pedro Sánchez Galiano¹ ; Jose Fernández García¹ ; Cristina Arroyo Sánchez^{None} ; Silvia Fernández Cerezo³ ; Alfonso Villacé Gallego² ; Zahara Martín Rodríguez¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Universitario de Asturias

Corresponding Author: ruipe90@gmail.com

Introducción

Tras la puesta en marcha del sistema de dosimetría de tránsito PerFraction(SunNuclear)nos planteamos realizar un estudio sobre los errores detectables.Para ello,en planes calculados sobre maniquíes,hemos forzado distintos errores y analizado estos.

Material y métodos

Los planes se han realizado en un TrueBeam con MLC120 y energía de 6MV.El EPID es el aS1000 con un tamaño de 40x30cm² y 1024x768 píxeles.

Los planes se han realizado en el Eclipse15.5(Varian)

Los maniquíes empleados y los planes son:

1. Campos estáticos:Easy pelvis con un campo de 10cmx10cm y un maniquí antropomórfico de cabeza con un campo de 20cmx20cm.
2. VMAT:Quasar con un plan de próstata y el maniquí antropomórfico de cabeza con un plan de ORL.

En estos planes se han modificado los siguientes parámetros en la cantidad que indican las Tablas1-2:

1. Posicionamiento del maniquí.
2. Giro de colimador,brazo y mesa.
3. MLC:

1. Campo estático:modificación de láminas pares del campo 10cmx10cm.
2. VMAT:modificando la posición de una lámina en todos los puntos de control 3mm y 5mm y fijando la posición de una lámina durante el arco.

4.Variando la dosis de referencia.

5.Añadiendo bolus y láminas de RW3(aumento de peso).

Para el análisis se ha usado el índice gamma global con 20% de umbral con distintas tolerancias.Consideramos que el sistema detecta un error cuando los puntos que superan el criterio gamma es menor del 95%.

Resultados y discusión

A partir de los resultados de la Tabla1-2 se puede concluir que el sistema de dosimetría de tránsito se comporta según el plan y los tipos de errores:

Campos estáticos

1. Posicionamiento del maniquí:es más sensible a cambios del maniquí de cabeza. Cambios de este tipo de 1 y 2 cm en el maniquí de pelvis sólo se detectan con el criterio 1%-1mm mientras que en el de cabeza son detectados con el criterio 5%-3mm.
2. Giro de colimador,brazo y mesa:es más sensible para detectar cambios de colimador en el maniquí de cabeza.
3. Dosis de referencia:el criterio 5%-3mm no detecta los cambios introducidos.Sin embargo,una variación del 3% si es capaz de detectarlo el criterio 3%-3mm.
4. Láminas de RW3:añadiendo 1.5cm de RW3 se observan diferencias con el criterio 5%-3mm.A partir de 1cm de RW3 el cambio es detectado con el criterio 3%-3mm.

5. MLC:el sistema es capaz de detectar errores del MLC de 5mm en la gamma 3%-3 mm y de 3mm en el criterio gamma 2%-2mm.Estos errores no se detectan en el criterio 5%-3mm.

		Campos estáticos							
		5% dosis -3mm DTA		3% dosis -3mm DTA		2% dosis -2mm DTA		1% dosis -1mm DTA	
		Cabeza (20cmx20cm)	Pelvis (10cmx10cm)	Cabeza (20cmx20cm)	Pelvis (10cmx10cm)	Cabeza (20cmx20cm)	Pelvis (10cmx10cm)	Cabeza (20cmx20cm)	Pelvis (10cmx10cm)
1	1 cm anterior	100	100	100	100	100	100	97,41	100
2	2 cm anterior	100	100	100	100	98,79	100	78,33	100
3	1 cm lateral	73,34	100	66,18	100	57,13	98,95	41,47	95,97
4	2 cm lateral	57,82	100	50,21	100	40,71	98,13	27,79	95,85
5	1 cm longitudinal	95,08	100	92,44	100	84,15	100	58,46	99,4
6	2 cm longitudinal	81,7	100	71,19	99,99	60,39	99,47	42,79	98,71
7	1º colimador	99,88	100	99,81	100	99,7	100	95,03	99,9
8	3º colimador	96,81	100	96,31	100	93,65	97,76	88,71	87,65
9	5º colimador	93,24	96,72	92,5	96,41	89,93	90,93	84,75	82,09
10	Rot 1º mesa	100	100	100	100	100	100	97,74	100
11	Rot 2º mesa	99,83	100	99,7	100	98,02	100	86,82	100
15	Gantry1º	100	100	100	100	100	100	95,71	100
16	Gantry 5º	97,34	100	96,03	100	89,68	100	72,74	99,89
17	Gantry 10º	90,20	100	85,79	100	76,44	100	57,41	85,31
18	1% UM	100	100	100	100	99,98	99,69	88,07	42,69
19	2% UM	100	100	100	99,79	97,33	58,18	57,3	33,36
20	3% UM	100	100	98,90	68,07	79,05	25,45	28,98	32,29
21	0.2 cm RW3 encima		100		100		100		77,96
22	0.5 cm RW3 encima		100		100		93,37		18,69
23	1 cm RW3 encima		99,71		25,86		20,83		15,79
24	1.5 cm RW3 encima		23,54		22,86		19,01		14,19
25	Bolus 5 mm		100		100		98,68		35,88
26	MLC 1mm		100		100		100		99,94
27	MLC 2 mm		100		100		100		97,64
28	MLC 3 mm		100		100		97,98		93,64
29	MLC 5 mm		100		96,94		94,74		90,54

Figure 31: Comparación de los resultados en campos estáticos

Tratamiento VMAT

1. Posicionamiento del maniquí:es más sensible a detectar cambios sobre el maniquí de cabeza. Se observa como variaciones de 2cm no son detectados en el maniquí de pelvis sin embargo sí lo son en el de cabeza.
2. Giro de colimador y mesa:detecta cambios en el giro de colimador a partir de 5º en el maniquí de pelvis y de 3º en el de cabeza. Apenas se observan cambios en la dosimetría de tránsito con errores en los giros de mesa.
3. Dosis de referencia:el aumento de un 1% es detectado en el criterio 1%-1mm, pero el aumento de un 2-3% ya se detecta en el maniquí de pelvis en el criterio 2%-2mm.
4. MLC:se observa como el fijar la lámina durante un arco es detectado en todos los criterios mientras que al introducir un modificación de 5 y 3mm se detecta en el criterio 2%-2mm.

		Tratamientos de VMAT							
		5% dosis -3mm DTA		3% dosis -3mm DTA		2% dosis -2mm DTA		1% dosis -1mm DTA	
		Pelvis	Cabeza	Pelvis	Cabeza	Pelvis	Cabeza	Pelvis	Cabeza
1	1 cm anterior	100,00	98,51	100,00	97,70	100,00	94,63	99,59	85,34
2	2 cm anterior	100,00	94,94	100,00	91,58	99,96	89,06	97,83	74,99
3	1 cm lateral	100,00	99,48	100,00	98,95	100,00	97,53	99,84	92,06
4	2 cm lateral	100,00	94,20	100,00	91,28	100,00	85,61	99,58	71,21
6	1 cm longitudinal	100,00	98,85	100,00	97,00	100,00	92,23	99,70	76,79
7	1º colimador	100,00	100,00	100,00	99,98	100,00	99,79	99,75	89,94
8	3º colimador	99,85	93,98	99,92	91,19	92,98	77,67	63,00	52,36
9	5º colimador	89,89	79,52	92,14	73,67	72,17	58,01	43,83	34,20
10	Rot 1º mesa	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	99,98	98,55
11	Rot 3º mesa	100,00	99,97	100,00	99,92	100,00	99,69	98,94	94,62
12	Rot 5º mesa	100,00	99,95	100,00	99,92	100,00	99,48	99,76	95,20
13	1% UM	100,00	100	100	99,98	99,86	99,91	89,46	97,74
14	2% UM	100,00	100	99,79	99,98	95,34	99,67	71,45	87,58
15	3% UM	99,99	100	97,96	99,90	88,38	98,04	58,64	69,7
16	Error lámina central 5 mm	98,77		96,96		95,27		93,49	
17	Error lámina central 3 mm	99,95		99,23		97,56		94,81	
18	Lámina central fija	92,41		91,89		90,86		89,21	

Figure 32: Comparación de resultados para tratamientos de VMAT

Conclusiones

Con este análisis hemos podido estudiar la sensibilidad y conocer los errores que detecta este sistema. Además, se ha podido cuantificar la dependencia con la localización del tratamiento utilizando diferentes maniquíes.

ORALES A2 / 1039

Evaluación de las imágenes EPID de tránsito en un acelerador Halcyon**Autor:** Javier Sánchez Ruipérez¹**Co-autores:** Alfonso Villacé Gallego²; Zahara Martín Rodríguez¹; Daniel San José Olmedo; Daniel Rodríguez Latorre; Cristina Arroyo Sánchez; Diego Bruzos López³; Silvia Fernández Cerezo⁴; Diego Crelgo Alonso²; Carlos Díaz Aviñó; Pedro Sánchez Galiano¹; Jose Fernández García¹¹ Hospital Universitario Central de Asturias² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS³ Hospital Universitario Clínico San Cecilio⁴ Hospital Universitario de Asturias**Corresponding Author:** ruipe90@gmail.com**Introducción**

En el año 2019 se instaló un acelerador Halcyon 2.0 en el Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA). Este acelerador adquiere automáticamente imágenes de tránsito de todos los pacientes y permite evaluar la constancia de éstas.

Material y métodos

Se han analizado 103 pacientes de diferentes patologías tratados con VMAT en el Halcyon 2.0 de Varian. Este acelerador tiene energía 6FFF y está equipado con un EPID aS1200 fijo a 54 cm del isocentro con un tamaño de 43cmx43cm (28cmx28cm en el isocentro) y un tamaño de pixel de 0.22mm en el plano del isocentro.

Para el análisis de las imágenes se ha empleado el software Portal Dosimetry de Varian usando un criterio gamma global con 3% de dosis - 3mm DTA sin umbral. La zona analizada de las imágenes es la definida por el MLC más 1 cm de margen del área irradiada.

Así mismo, para evaluar la sensibilidad del sistema a cambios se han realizado diversas pruebas en maniquíes variando parámetros:

1. Añadiendo láminas de RW3 sobre el maniquí Easy Pelvis en un campo de 10 cm x 10 cm con el gantry a 0°.
2. Introduciendo giros del colimador de 1° a 5° en un tratamiento de VMAT de próstata sobre el Quasar.
3. Variando la dosis de referencia del acelerador entre un 1% y un 3% en un tratamiento de VMAT de próstata sobre el Quasar.

Para el análisis de estas pruebas se ha usado el índice gamma global sin umbral con los criterios: 3% de dosis - 3mm DTA, 2% de dosis - 2mm DTA y 1% de dosis - 1mm DTA.

Resultados y discusión**Resultados de pacientes**

Tras la evaluación de los resultados se observa que (ver Tabla 1):

- En 6 pacientes de cabeza y cuello se observa que a partir de una determinada sesión no se cumplen los criterios del índice gamma (menor del 95%) debido a cambios anatómicos en el paciente haciéndose necesaria la replanificación del tratamiento en 5 de ellos (Ver Imagen 1).

- En los pacientes de recto existe mucha variabilidad en los resultados observados y en ningún caso fue necesaria su replanificación. (Ver Imagen 1).
- Pacientes con patologías en zonas más homogéneas (cerebro y próstata) los resultados son muy estables y no se observa apenas variabilidad.

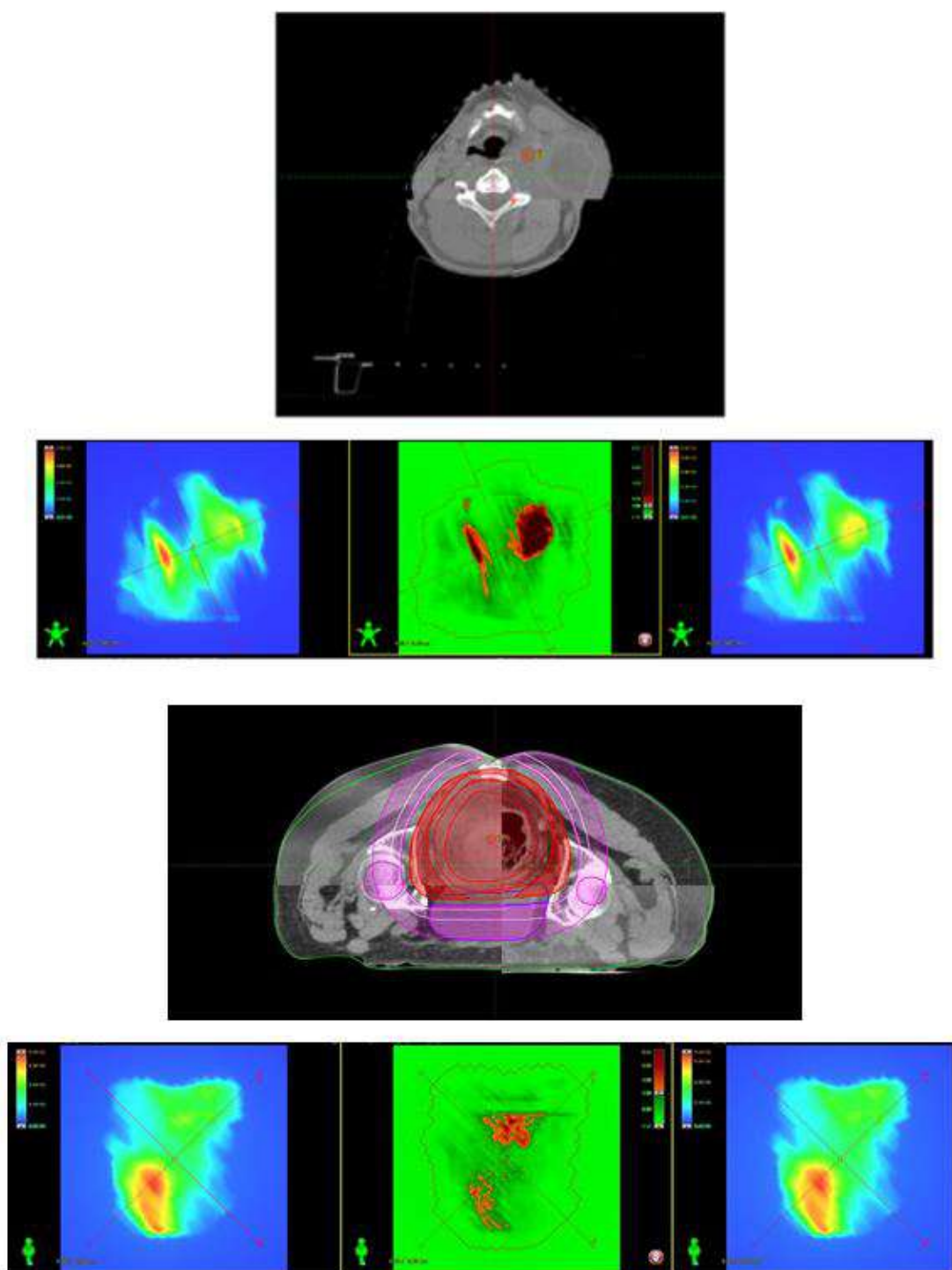


Figure 33: Diferencias encontradas en pacientes entre el CBCT y el CT de simulación

Resultados pruebas en maniquíes

- Para el campo de 10cmx10cm, a partir de 5mm de espesor de agua sólida se observan diferencias en la gamma 3% de dosis -3mm DTA y 2% de dosis -2mm DTA. A partir de 2mm ya se observan diferencias usando el criterio gamma 1% de dosis-1 mm DTA.
- Si observamos los resultados para el tratamiento de VMAT, observamos que el análisis gamma 3% de dosis - 3 mm DTA no es sensible a cambios del output de 3% ni a una diferencia del colimador de 5°. Esto si es sensible si usamos el criterio gamma 2% de dosis- 2mm DTA y 1% de dosis- 1 mm DTA

				Resultados de pacientes										
				Absoluto				Porcentaje (%)				Otros datos		
Patología	Pacientes	Sesiones	Campos	>98	95-98	90-95	<90	>98	95-98	90-95	<90	Min	Media	σ
Cabezay cuello	25	659	1670	516	65	47	31	78.30	9.86	7.13	4.70	74.47	98.23	3.49
Recto	23	528	1056	393	117	15	3	74.43	22.16	2.84	0.57	84.70	98.73	1.79
Próstata	20	541	1082	524	16	1	0	96.86	2.96	0.18	0.00	97.86	99.91	0.23
Cerebro	13	226	471	226	0	0	0	100.00	0.00	0.00	0.00	99.46	99.99	0.05
Ginecológico	22	487	974	427	43	11	6	87.68	8.83	2.26	1.23	81.99	99.23	2.05
Totales	103	2441	5253											

			Pruebas maniquies					
			IMRT					
			10x10					
Maniquí		Espesor	3%-3mm		2%-2mm		1%-1mm	
Easy cube	Agua sólida	1 mm	100		100		100	
		2 mm	100		100		81,5	
		5 mm	99,4		54,6		41,5	
		10 mm	45,6		42,8		39	
		15 mm	44,3		41,7		37,8	
		20 mm	43,5		40,9		37	
QUASAR Body Phantom			VMAT					
			3%-3mm		2%-2mm		1%-1mm	
			Arco 1	Arco2	Arco1	Arco2	Arco1	Arco 2
	Giro de colimador	1º	100	100	100	100	100	100
		2º	100	100	100	100	99,5	99,2
		3º	100	100	100	100	94,8	92,7
		4º	100	100	99,6	99,4	87,3	85,7
		5º	100	100	97,7	96,8	80,9	80
	Output	1% UM	100	100	100	100	100	100
		2% UM	100	100	100	100	98,2	95,6
		3% UM	100	100	99,7	99	87,8	84,4

Figure 34: Resultados de pacientes y de pruebas en maniqués.

Conclusiones

A partir de este análisis de las imágenes se ha verificado la viabilidad de este sistema para analizar posibles diferencias y valorar incertidumbres en los tratamientos en el Halcyon.

ORALES A2 / 1076

Desarrollo de un procedimiento de control de calidad para evaluar la sincronización angular del sistema de medida PTW Octavius 4D con el gantry de la unidad de tratamiento

Autores: Enrique Tenllado-Baena¹ ; Laura Granado-Alonso² ; Raúl Sánchez-López² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Sofía García-Repiso² ; Álvaro A. Fernández-Lara² ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Miguel A. Díez Gallego² ; Susana Donis-Gil² ; Fernando Gómez-Enríquez² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Carlos Montes Fuentes² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: etenllado@saludcastillayleon.es

Introducción

El sistema PTW Octavius 4D consiste en un cilindro uniforme capaz de alojar matrices de detectores y rotar de forma sincronizada con el gantry, mediante un inclinómetro que envía información angular vía bluetooth. Las medidas obtenidas permiten hacer reconstrucciones volumétricas de las distribuciones de dosis administradas por la unidad.

En este trabajo se expone una propuesta para comprobar la correcta sincronía del equipo detector con el giro de gantry.

Material y métodos

Aplicando una metodología consistente en modificar los pesos de los puntos de control en el plan DICOM exportado desde el planificador Eclipse (Varian), se han creado dos arcos para irradiar sobre el detector en una unidad Clinac DHX (Varian), que disparan varios pulsos de UM (fig.1) a través de una rendija delgada de 1 cm delimitada por las mordazas. Los campos son idénticos entre sí, cambiando solamente el sentido del giro, y se ha considerado que la velocidad del gantry sea la máxima posible.

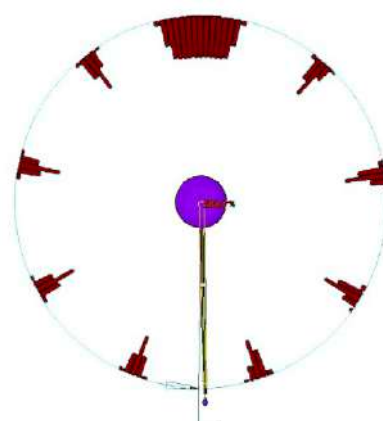


Figure 35: enter image description here

Si existiera algún desfase en el equipo detector, las dos matrices reconstruidas, que en el planificador son idénticas, estarían rotadas un cierto ángulo. Se comparan ambas mediante análisis gamma con el programa Verisoft (PTW), rotando manualmente una de ellas hasta encontrar el ángulo con el que se obtenga un mejor resultado (Fig. 2). Partiendo de la hipótesis de que el desfase es igual en ambas direcciones, se le atribuye a cada campo un desfase igual a la mitad del ángulo calculado.

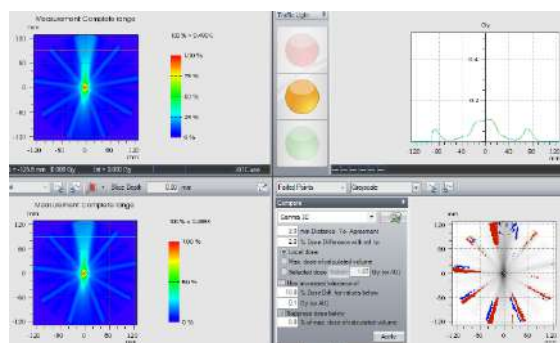


Figure 36: enter image description here

Al ser una rotación, el efecto se acentúa conforme nos alejamos del isocentro. Por tanto las medidas se han realizado con una matriz de detectores grande (detector Octavius 1500, PTW).

Resultados

Las medidas presentan un desfase de $0.60 \pm 0.13^\circ$ ($k=2$) por campo.

Discusión

El valor encontrado para el desfase se halla dentro de las tolerancias del fabricante (1°).

No obstante, estos pequeños desfases pueden tener consecuencias detectables en la evaluación de planes de pacientes. Para un campo individual, el hecho de que todo esté rotado en un sentido implica que el valor de DTA usado en el cálculo gamma deje de ser simétrico de forma efectiva, pues en la práctica habrá aumentado en el sentido del desfase, permitiendo que un mayor número de puntos cumpla el criterio gamma, y habrá disminuido en el opuesto (criterio de puntos más restrictivo). Con nuestros resultados, y atendiendo solo al caso más restrictivo, una DTA de 3 mm en el isocentro se convierte en ~ 2.5 mm al alejarnos 5 cm, o de 2 mm a 10 cm. Esto debe tenerse en cuenta al evaluar las medidas de los planes de pacientes.

Conclusión

El procedimiento desarrollado ha demostrado ser válido para comprobar la correcta sincronía del equipo detector con el giro de gantry, cuando esté se mueve con velocidad uniforme. Además sirve como ayuda para aislar posibles discrepancias en los resultados de la verificación de planes de pacientes.

El procedimiento será ampliado para evaluar también la respuesta del detector ante cambios de velocidad angular, considerando arcos en los que el gantry experimente aceleraciones.

ORALES A2 / 1135

Verificación de tratamientos con múltiples haces de protones empleando un detector PET con tiempo de vuelo

Autores: Juan Ignacio Lagares González¹ ; Pedro Arce Dubois¹ ; Pedro Rato Mendes¹ ; Oscar Vela Morales¹ ; Jesús Marín Muñoz¹ ; Pedro Borja Aguilar Redondo² ; Leticia Irazola Rosales² ; Juan Diego Azcona Armendáriz³

¹ CIEMAT

² CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: juanignacio.lagares@ciemat.es

Antecedentes y propósito: El uso de la tomografía por emisión de positrones (PET) en la verificación de tratamientos en radioterapia con partículas cargadas es una técnica que se ha perfeccionado a lo largo de las últimas décadas para determinación del rango de protones e iones. En el caso de una única dirección de irradiación la determinación de rango a partir de imágenes PET es relativamente sencilla de implementar. Sin embargo, en el caso de múltiples haces la superposición de las distribuciones de emisores de positrones generados en el paciente por cada campo de irradiación no permite una determinación del rango. Para abordar el problema de la verificación de tratamientos en estos casos se propone en este trabajo un método basado en el análisis de imágenes PET adquiridas inmediatamente a continuación del tratamiento y se presentan los resultados de su implementación a través de simulaciones Monte Carlo de casos reales y del uso de un detector PET dedicado.

Material y métodos: Las simulaciones se han realizado utilizando la herramienta GAMOS, basada en *Geant4*, a partir de planificaciones de tratamientos reales de cabeza y cuello, para campos de irradiación de dos y tres ángulos de incidencia diferentes. El acelerador empleado posee un *gantry* de 360° y el método de irradiación es *Beam Scanning*. Para el modelado de los haces se han usado los mismos parámetros de energía y forma de cada haz empleados para el modelado del planificador. Para cada tratamiento se ha generado y almacenado el espacio de fases de los emisores de positrones generados en el paciente, procesándose posteriormente sus desintegraciones y la consecuente detección de la radiación de aniquilación en un detector PET dedicado. Dicho detector está formado por dos cabezales planos enfrentados de 20x20 cm² de área activa cada uno y está basado en la electrónica frontal HRFlexToT desarrollada por nuestro grupo, capaz de proporcionar resoluciones temporales del orden de 200 ps. La posición y la distancia relativa entre cabezales se ha seleccionado de forma individual para cada tratamiento según la región de interés a estudiar. Para cada paciente se ha simulado el tratamiento original, en la posición de planificación tomada como referencia, y varios tratamientos con el paciente desplazado hasta 10 mm en distintas direcciones, con vista a determinar la sensibilidad del método en la identificación de dichos desplazamientos. Las imágenes PET se han analizado a través de la comparación de la actividad esperada en el sistema de adquisición de la actividad PET de zonas de alto gradiente, a lo largo de la trayectoria de los haces de protones en el sistema de referencia de adquisición PET y de información de las imágenes TAC de planificación.

Resultados y discusión: Los resultados obtenidos indican que es posible identificar desplazamientos del orden de 1-2 mm según distintas direcciones. El uso de tiempo de vuelo en la reconstrucción de imagen compensa en parte las limitaciones debidas a la reducida cobertura angular de los detectores PET.

Conclusiones: Se ha propuesto y validado a través de simulaciones Monte Carlo un método basado en imágenes PET con tiempo de vuelo para verificación de tratamientos de radioterapia con protones capaz de identificar desplazamientos del paciente del orden de 1-2 mm. Con base en los resultados obtenidos se está diseñando un prototipo de detector PET con tiempo de vuelo basado en matrices de fotomultiplicadores de silicio (SiPM), centelleadores segmentados de LYSO:Ce y electrónica frontal rápida para su uso en verificación de tratamientos de protonterapia clínica.

ORALES A2 / 1161

Puesta en marcha de sistemas de dosimetría pre tratamiento e in vivo mediante imágenes adquiridas con el panel portal.

Autores: Juan David García Fuentes¹ ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; Miguel Cámara Gallego² ; David Sevillano Martínez¹ ; Ana Belén Capuz Suárez¹ ; Rafael Moris Pablos¹ ; Pedro Retorta Fernández³ ; Felipe Orozco Martínez¹ ; Pablo Galiano Fernández¹ ; María José Béjar Navarro⁴ ; Daniel Prieto Moran⁵ ; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal

³ HU Ramón y Cajal

⁴ H.U. Ramón y Cajal

⁵ Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: juandavid.garcia@salud.madrid.org

1. Introducción:

En el continuo intento de mejorar la calidad de los tratamientos administrados en oncología radioterápica así como la minimización de errores, una herramienta de gran utilidad es la dosimetría *in vivo* haciendo uso de imágenes de tránsito. De esta forma se asegura la correcta administración del tratamiento, al estar presente el propio paciente y no limitarse a evaluar la verificación pre tratamiento.

Se presenta la puesta en marcha de dos sistemas, uno de verificación pre tratamiento y otro de dosimetría de tránsito. Ambos mediante la recopilación de imágenes adquiridas por el panel plano del que disponen los aceleradores lineales implicados.

2. Material y métodos:

Las unidades involucradas son dos aceleradores lineales Elekta Synergy e Infinity. Ambos con panel plano IviewGT.

Las aplicaciones instaladas han sido EPIbeam (Dosisfot S.A.) para la verificación pre tratamiento y EPIgray (Dosisoft S.A.) para la dosimetría de tránsito.

La caracterización de los paneles detectores y la modelización de los haces de radiación la ha realizado la casa comercial. Han necesitado la siguiente información:

- Para EPIbeam se han realizado irradiaciones sin material atenuador sobre el panel con distintas configuraciones de tamaño de campo, ángulo de gantry, unidades de monitor, etc. Así como los RTplan de todas ellas.
- Para EPIgray se han adquirido imágenes irradiando distintos espesores de maniquí equivalente a agua con un gran número de configuraciones distintas. Se han realizado medidas con cámara de ionización para esas mismas situaciones, situando el detector a la distancia foco-panel y sumergida en agua a la profundidad del máximo de cada energía. Se ha extraído información del planificador relativa a estas irradiaciones (RTplan, RTdose, RTstruct y CT). Por último, se ha requerido información del modelado del haz en el planificador como PDD para distintos tamaños de campo y perfiles, con y sin cuña.

3. Resultados:

Tras la puesta en marcha, las primeras verificaciones han arrojado resultados esperanzadores.

Para un total de 21 verificaciones pre tratamiento de VMAT utilizando ArcCheck (Sun Nuclear Corporation) los resultados han sido $\gamma(3\%,2\text{mm}) = 98.5 \pm 0.8 \%$, $\gamma(2\%,2\text{mm}) = 96.4 \pm 1.3 \%$, mientras que utilizando EPIbeam, $\gamma(2\%,2\text{mm}) = 97.9 \pm 2.4 \%$. Todas ellas atendiendo a un criterio de dosis absoluta, global y con un umbral del 10%.

En lo referente a EPIgray, el resultado inmediato que arroja es la diferencia de dosis promedio en una gran cantidad de puntos generados automáticamente dentro del volumen de alta dosis. Algunos de los resultados preliminares son:

Automatic review per fraction:

	Auto_V252
Mean predicted dose (Gy)	2.52
Mean reconstructed dose (Gy)	2.51
Mean doses relative deviation	-0.54%
Status	

Paciente 1

Automatic review per fraction:

	Auto_V219
Mean predicted dose (Gy)	2.23
Mean reconstructed dose (Gy)	2.28
Mean doses relative deviation	2.54%
Status	

Paciente 2

Automatic review per fraction:

	Auto_V185	Auto_V228
Mean predicted dose (Gy)	1.85	2.27
Mean reconstructed dose (Gy)	1.76	2.17
Mean doses relative deviation	-4.91%	-4.2%
Status		

Paciente 3

Figure 37: Comparaciones en tres tratamientos distintos. El paciente 3 presenta dos niveles de dosis.

También es posible estudiar una reconstrucción volumétrica para cada fracción y analizar los órganos que interesen, incluido su histograma dosis-volumen (DVH).

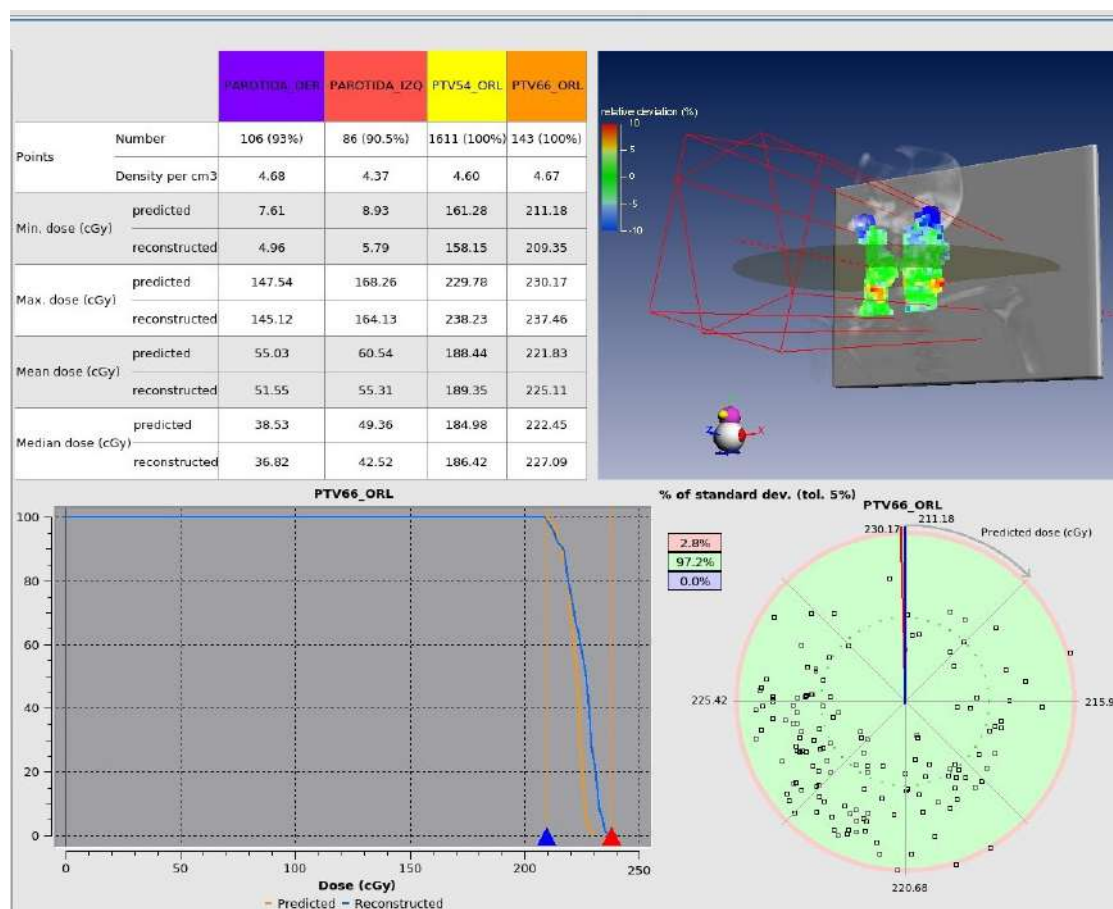


Figure 38: Módulo de análisis detallado. Presenta distintas comparaciones entre la reconstrucción y el cálculo previsto.

4. Discusión:

Los resultados de la verificación pre tratamiento son comparables a los obtenidos mediante nuestro método actual, con una mayor sencillez de setup y el acceso mediante navegador web a la plataforma con toda la información de los resultados. Esto nos aporta una alternativa a tener en cuenta.

La dosimetría *in vivo* se espera utilizar de forma rutinaria en las próximas semanas. A partir de entonces se empezará a adquirir estadística para definir niveles de tolerancia y acción para cada localización.

5. Conclusiones:

El uso de la dosimetría *in vivo* ayudará a detectar diferencias entre el tratamiento administrado y el planificado. Todo esto de una forma casi inmediata, ya que el análisis se efectúa sesión a sesión.

ORALES A2 / 1174

Diseño y comisionamiento de una nueva técnica rotacional para Irradiación de Piel Total basado en un sistema de diodos

Autores: Ruben Farias¹ ; Leon Aldrovandi¹ ; Maria Florencia Mauri¹ ; Maria Liliana Mairal²

¹ *Mevaterapia Oncología Radiante*

² *MEVATERAPIA ONCOLOGÍA RADIANTE*

Corresponding Author: rfarias@mevaterapia.com.ar

Introducción

La técnica rotacional para Irradiación de Piel Total (IPT) presenta una mayor homogeneidad de la dosis entregada y por ser menos crítica la uniformidad transversal del haz es posible utilizarla en salas reducidas

En el presente trabajo se adaptará la técnica rotacional de la Universidad de McGill para poder emplearla en salas de tamaño estándar sin necesidad de filtros aplanadores y/o dispersores utilizando el modo High Dose Total Skin electron (HDTSe) de un acelerador lineal VARIAN 2100CD. Se usará una configuración de tratamiento de 3 campos con gantry $270^\circ - \alpha$, 270° y $270^\circ + \alpha$.

Esta técnica requiere el relevamiento de un perfil de más de 2 m de longitud para varias configuraciones posibles de campos, el mismo se basó principalmente en el uso de un sistema de 14 diodos Sun Nuclear QED Electron.

Materiales y métodos

En primer lugar se realizó el comisionamiento de los diodos en condiciones de IPT, y se completó el comisionamiento de la técnica IPT.

Se determinó mediante diodos el valor óptimo de α , entre 26° y 40° y la uniformidad para el valor óptimo encontrado.

La técnica se validó con una prueba End-to-End con un fantoma antropomórfico Anderson Radiation Therapy (ART) (Radiology Support Devices Inc., California, USA) donde se colocaron placas EBT3 en 6 secciones del fantoma y 24 placas sobre la superficie del fantoma con la finalidad de evaluar la dosis piel.

Resultados

En condiciones de IPT los diodos se comportaron adecuadamente. La corrección para por SSD resultó inferior al 1%, mientras que por oblicuidad en la incidencia de haz sobre el diodo en el rango $\pm 30^\circ$ se ajusta a una función cuadrática.

La uniformidad para el valor óptimo de α resultó de $\pm 3\%$ en todo el eje vertical y la dosis en la totalidad del plano de tratamiento (Figura 1). La posición de los diodos es mostrada con círculos en la Figura 1.

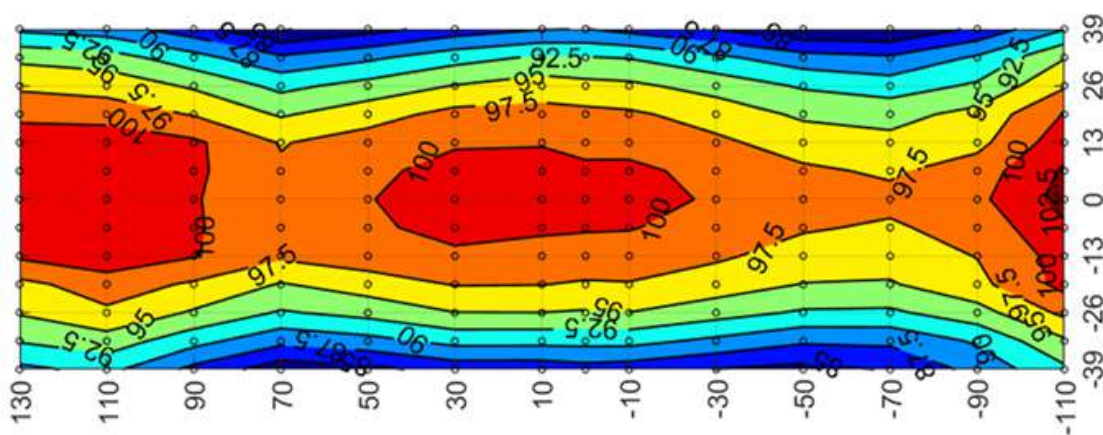


Figure 39: Dosis en plano de tratamiento a SSD 305 cm

La validación End-to-End con fantoma, resultó en una distribución axial de dosis aceptable y una diferencia relativa entre la dosis prescrita y entregada en la superficie del paciente inferior al 10% (Figura 2)

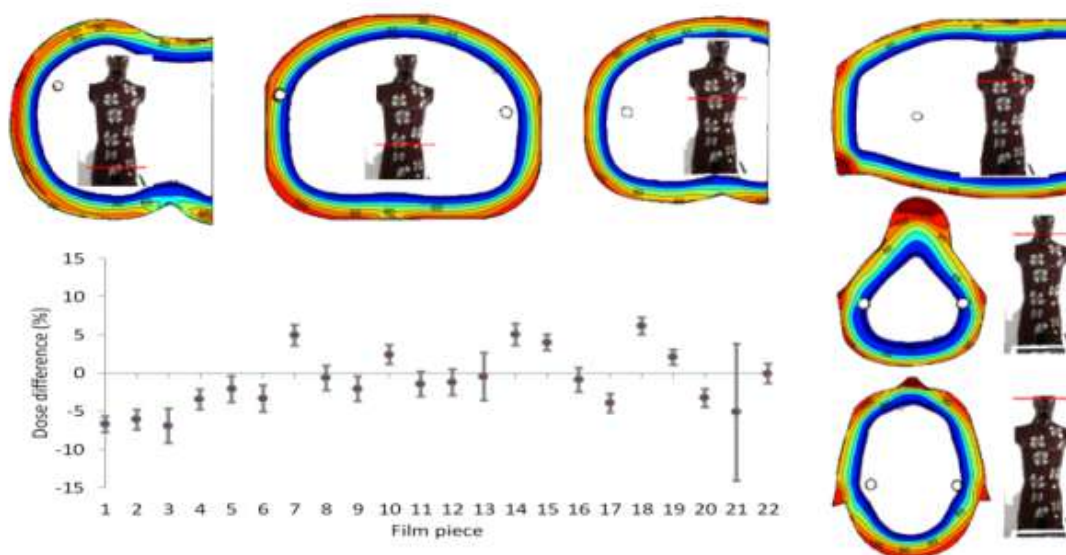


Figure 40: Diferencia relativa de la dosis piel medida respecto a la dosis prescrita y distribución axial de dosis.

Conclusiones

Se caracterizaron los diodos para una SSD entre 280 y 320 cm, con el modo HDTSe. Mediante diodos se definieron los ángulos de Gantry para la IPT con una optimización en tiempo real de los mismos. Se relevó el plano de dosis de tratamiento, sin requerir un pos procesamiento complejo de las lecturas obtenidas.

Con el modo HDTSe, y sin la necesidad de utilizar filtros específicos se comisionó y verificó la técnica en un bunker de tamaño estándar.

Hasta la fecha se trataron 5 pacientes con esta técnica con dosimetría In-Vivo mediante EBT3 films y un tiempo de tratamiento por sesión inferior a los 10 minutos.

ORALES A2 / 1201

Implementación de un control estadístico de procesos sobre verificaciones pretratamiento

Autor: Nagore Garcia Apellaniz¹

Co-autores: Artur Latorre-Musoll¹; Jose María Chimenó Hernández¹; Jaime Pérez-Alija¹; Pedro Gallego¹; Nuria Jornet Sala¹; Cristina Ansón Marcos¹; Pablo Carrasco de Fez¹; Marta Barceló-Pagès¹; Agustín Ruiz Martínez¹; Mar Adrià Mora¹; Helena Vivancos Bargalló¹; Montserrat Ribas¹

¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

Corresponding Author: ngarciaap@santpau.cat

Introducción

El presente trabajo ha tenido como objetivo implementar un control estadístico de procesos (SPC) sobre las verificaciones pretatamiento. En particular, se han determinado límites de control locales para el análisis gamma, estratificados por unidad de tratamiento, técnica y localización.

Material y métodos

Se han evaluado retrospectivamente las verificaciones realizadas durante 3 meses en dos aceleradores TrueBeam (Varian Medical Systems) gemelos con el módulo Fraction 0 de la plataforma SunCHECK (Sun Nuclear Corporation). Este evalúa automáticamente las verificaciones pretatamiento comparando las imágenes adquiridas con el EPID con la predicción de dosis portal obtenida con un algoritmo independiente al del planificador. Las verificaciones se han analizado con tres criterios gamma global (3%/2mm, 2%/2mm y 2%/1mm), con un umbral del 10%, y estratificando por acelerador (TrueBeam0, TrueBeam1), técnica (IMRT, VMAT) y localización (cerebro, próstata, pelvis, ORL, mama, otros). Los casos de mama se han planificado con IMRT y el resto con VMAT. Se han utilizado los t-tests de Welch, Wilcoxon y Yuen (según la forma de la distribución de los valores gamma) para determinar si los subgrupos propuestos son estadísticamente distintos. Para estos grupos, se han calculado los valores centrales $VC = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$, el límite de control inferior $LC = VC - \frac{2,66}{n-1} \sum_{i=2}^n |x_i - x_{i-1}|$, y el límite inferior de acción $LA = 100 - 3 \cdot \sqrt{\sigma^2 + (\bar{x} - 100)^2}$ locales, siguiendo la metodología del TG-218 de la AAPM.

Resultados

El número de campos/arcs con >95% de los puntos cumpliendo los criterios 3%/2mm y 2%/2mm fue del 100% y 96,3%, respectivamente. Para un criterio 2%/1mm obtenemos los valores reflejados en las figuras 1 y 2, que muestran los VC, LC y LA estratificados por acelerador, técnica y localización. Los subgrupos próstata y cerebro han resultado ser estadísticamente distintos entre sí y con respecto al resto ($p < 0.05$); mientras que, pelvis y ORL han sido tratados conjuntamente. Las diferencias entre unidades son estadísticamente significativas para todas las localizaciones ($p < 0.001$).

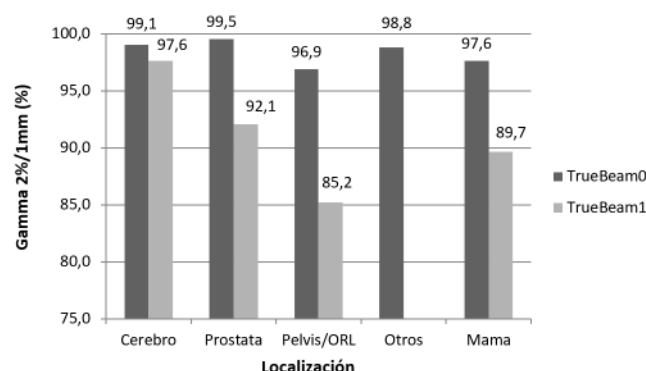


Figure 41: VC por localización y acelerador para un análisis gamma 2%/1mm.

Localización	TrueBeam0			TrueBeam1		
	Tamaño muestra (n)	LC (%)	LA (%)	Tamaño muestra (n)	LC (%)	LA (%)
Cerebro	11	97,4	96,5	7	92,6	91,6
Próstata	24	98,6	98,0	34	76,5	70,3
Pelvis/URL	78	89,6	83,8	49	57,7	46,5
Otros	15	95,6	94,1	-		
Mama	73	87,9	82,5	60	65,3	53,4

Figure 42: tabla con los LC y LA obtenidos por localización y acelerador para un análisis gamma 2%/1mm.

Discusión

El análisis estadístico sugiere que los subgrupos próstata y cerebro son procesos diferenciados y que, por tanto, necesitan unos LC y LA propios. En cambio, los subgrupos pelvis y ORL, que siguen un patrón similar (2 arcos y SIB con 3 niveles de dosis) han resultado ser estadísticamente compatibles. Se ha descartado que las diferencias entre las unidades sean debidas a una desviación en la equivalencia dosis/UM respecto a la referencia. Las variaciones en la misma no han sido relevantes (<0.5%) durante el período estudiado, por tanto se están analizando otras hipótesis (calibración EPID, modelo de cálculo y DLS) que expliquen las diferencias sistemáticas entre aceleradores.

Conclusiones

Se han implementado técnicas de SPC en las verificaciones pretratamiento basadas en el formalismo del TG-218. La utilización de un criterio gamma estricto (2%/1mm) permite: (1) estratificar por unidad, técnica y localización; (2) establecer unos límites de control a cada subgrupo, y (3) encontrar diferencias que permiten establecer objetivos de mejora. Sin embargo, el criterio 3%/2mm muestra que todos los aspectos que influyen en la variación del proceso para IMRT y VMAT y que tienen relevancia clínica están controlados en nuestro centro.

ORALES A2 / 1203

IORT: Obtención de un modelo 3D del lecho quirúrgico en sarcomas para simulación del tratamiento y medida de dosis con película radiocrómica

Autores: Sergio Alberto Lozares Cordero¹ ; David González² ; Carlos Bermejo Barbanoj² ; Alberto Badias³ ; Raquel Castro Moreno^{None}

Co-autores: David Carlos Villa Gazulla¹ ; Almudena Gandia Martinez¹ ; Jose Antonio Font Gomez¹ ; Verónica Alba Escorihuela¹ ; Sara Jiménez Puertas¹ ; Mónica Hernández Hernández⁴

¹ Hospital Universitario Miguel Servet, Zaragoza

² Universidad de Zaragoza

³ I3A, Universidad de Zaragoza

⁴ Hospital Universitario Miguel Servet

Corresponding Authors: slozares@salud.aragon.es, 700296@unizar.es

1. **Introducción** La radioterapia intraoperatoria (IORT) con fotones de baja energía se ha mostrado como un método eficaz en pacientes de cáncer de mama, permitiendo un tratamiento in situ durante la cirugía sobre el lecho tumoral. La aplicación de esta técnica sobre tumores localizados en sarcomas también es posible, siendo requisito indispensable el control de la dosis absorbida en los órganos y tejidos que rodean al lecho tumoral. Para ello, en este trabajo proponemos la introducción de un protocolo que permita el estudio de la dosis recibida tanto por la masa tumoral como por los tejidos circundantes, haciendo uso de modelos tridimensionales creados por fotogrametría a partir de una serie de intervenciones quirúrgicas, lo que puede facilitar la determinación de la dosis a aplicar en futuras intervenciones.
2. **Material y métodos** Durante las intervenciones quirúrgicas, tras retirar el tumor y antes de aplicar el tratamiento de radioterapia, se han obtenido imágenes de la zona a tratar del paciente.

Generación de la malla

A partir de las imágenes capturadas en el quirófano se obtiene una malla tridimensional densa de la zona tratada haciendo uso de técnicas de fotogrametría, empleando para ello el software Meshroom. El dispositivo empleado es un teléfono móvil con cámara estándar, lo que dota de gran versatilidad a nuestro método. Para una correcta reconstrucción es recomendable realizar un proceso previo de calibración de la cámara, empleando un patrón conocido, con el mismo dispositivo con el que se capturan las imágenes de la intervención.

Obtención del modelo tridimensional

Una vez obtenida la malla se genera un modelo tridimensional cerrado mediante el software de modelado Meshmixer, con el que se suaviza y reparan posibles defectos. Posteriormente se aplica una operación de extrusión para convertir la superficie en un sólido continuo y se verifica su integridad, obteniendo un modelo computacional que puede ser impreso mediante una impresora 3D.

3. Resultados

Con las imágenes capturadas durante varias intervenciones, se han realizado cuatro estudios para obtener la reconstrucción de la zona a radiar. Se ha aplicado en sarcomas sobre la cavidad abdominal (tres casos) junto con un ejemplo de sarcoma cerebral (Fig. 1).

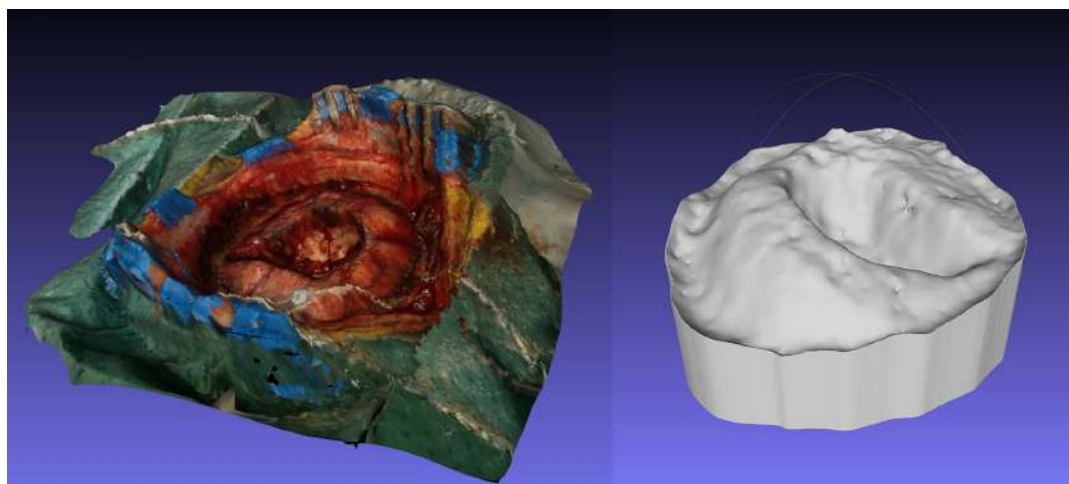


Figure 43: Fig 1. Ejemplo de reconstrucción para el caso de metástasis cerebral. Izda: malla obtenida mediante fotogrametría. Dcha: modelo sólido apto para impresión 3D.

Modelo ya impreso en resina dispuesto para simular tratamiento y medir dosis con película radiocrómica (Fig. 2).



Figure 44: Fig 2. Modelo impreso para un sarcoma en la cavidad abdominal. Sobre este modelo es posible simular el tratamiento para estimar la dosis mediante el uso de película radiocrómica.

4. Discusión

La obtención de un modelo tridimensional físico posibilita tanto la planificación de reirradiaciones con mayor seguridad, como la comparación entre diferentes sujetos.

Además, se simula el tratamiento sobre el modelo impreso para medir con película radiocrómica la dosis recibida en cada punto de interés. La probabilidad de recidiva de los sarcomas es alta y este proceso permite conocer las dosis recibidas en todas las zonas de interés, y así, planificar futuras intervenciones en la misma zona.

Por otro lado, mediante el uso del modelo virtual reconstruido es posible simular con elementos finitos el proceso de radiación, lo que permite validar los experimentos físicos anteriores, crear una herramienta de medicina personalizada o incluso cubrir diferentes escenarios en breves periodos de tiempo.

5.Conclusiones

Se ha establecido un protocolo para la obtención de modelos fidedignos de la morfología del paciente mediante imágenes tomadas durante intervenciones quirúrgicas reales, con el objetivo de crear reconstrucciones para impresión 3D y simulaciones virtuales.

ORALES A2 / 1261

Primera fase de implementación de un procedimiento de dosimetría in-vivo usando un sistema comercial de dosimetría de tránsito

Autores: Cristina Ansón Marcos¹ ; Nuria Jornet Sala¹ ; Artur Latorre-Musoll¹ ; Pablo Carrasco de Fez¹ ; Jaime Pérez-Alija¹ ; Pedro Gallego¹ ; Jose María Chimeno Hernández¹ ; Marta Barceló-Pagès¹ ; Nagore Garcia Apellaniz¹ ; Mar Adrià Mora¹ ; Agustín Ruiz Martínez¹ ; Helena Vivancos Bargalló¹ ; Montserrat Ribas¹

¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

Corresponding Author: anson.cristina@gmail.com

Introducción

Este trabajo presenta una primera fase de implementación de dosimetría in-vivo con un sistema comercial de dosimetría de tránsito mediante EPID. El objetivo es cuantificar y clasificar los fallos de acuerdo a criterios gamma dependientes de la localización tumoral.

Material y métodos

Se ha utilizado el módulo PerFraction, de la plataforma SunCHECK (SunNuclear) para el análisis automático. El sistema realiza una comparación de la dosis en el EPID con una predicción con un algoritmo de tránsito propio. En todos los tratamientos se programaron imágenes EPID 2D los 5 primeros días y semanalmente. Se han analizado 531 fracciones correspondientes a localizaciones de mama, ORL, próstata y pulmón en un Clinac 2100C/D equipado con EPID aS1000 y dos TrueBeam con EPID aS1200. Se ha utilizado el análisis gamma local de 3%/3mm para ORL y de 5%/5mm para el resto de localizaciones con un umbral del 20% y una tolerancia del 95% en ambos casos. Cuando el análisis resultaba en fallo, se determinaba la causa mediante la siguiente clasificación: interrupción del haz, posición del paciente, anatomía, problema de adquisición EPID, error MLC y desconocido. Asimismo se programó un CBCT ya que el sistema permite recalcular la dosis sobre la imagen 3D a partir de los logfiles. A partir de esto, se diseñó un procedimiento de toma de decisiones (figura1).

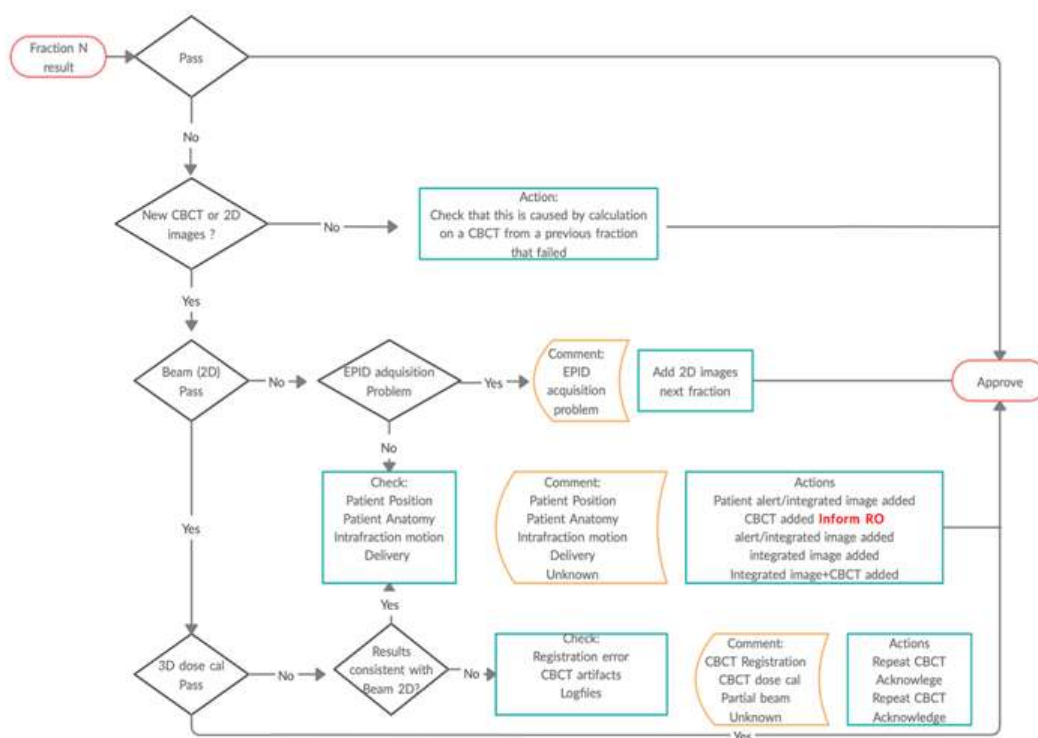


Figura 1

Figure 45: enter image description here

Resultados

Los resultados del análisis se encuentran en la figura 2. La localización de mama representa el mayor porcentaje de fallo (65%), correspondiendo un 45% de ellos con la técnica DIBH. La mayoría de los puntos que fallaron en el análisis correspondían a la extensión del PTV fuera del cuerpo. En la localización de pulmón un 57% resultó en fallo, correspondiendo un 74% de estos a la variación en la anatomía del paciente debido a la respiración y/o a la respuesta del tumor. Un 49% de las fracciones de ORL fallaron, un 51% de los cuales fue debido a la posición del paciente, siendo el fallo más repetido debido a la posición de los hombros en pacientes inmovilizados con máscara corta. Los tratamientos de próstata presentaron un 2% de fallos, correspondiendo 57% de los mismos a variaciones en la anatomía de paciente. En total, un 11% de los fallos fue debido a un error de calibración del EPID de uno de los linacs. El porcentaje de puntos que pasan el análisis gamma en promedio fueron de 87%, 90%, 91% y 99% para mama, pulmón, ORL y próstata respectivamente.

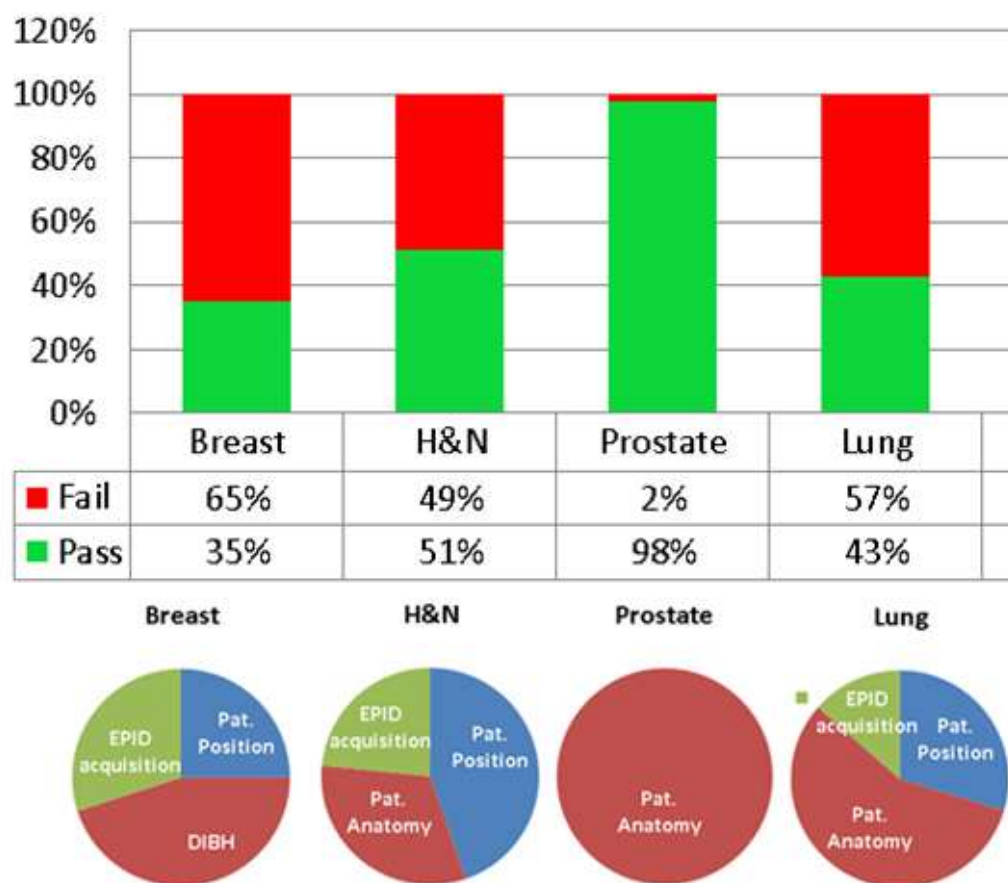


Figura2

Figure 46: enter image description here

Discusión

De entre los fallos que han resultado del análisis de se ha encontrado que no todas las desviaciones detectadas tuvieron implicaciones clínicas una vez recalculada la distribución de dosis en el CBCT. Esto sirve como punto de partida para determinar niveles de tolerancia que sin disminuir la sensibilidad aumente la especificidad del método.

Conclusiones

El análisis de dosimetría de tránsito mediante un sistema automático permite detectar desviaciones con respecto al TC de planificación. A partir de la evaluación de fallos de esta primera fase se tendrán que redefinir los niveles de tolerancia por localización.

ORALES A2 / 1266

CARACTERIZACIÓN CLÍNICA DE LA DOSIMETRÍA CEREBRAL CON CIBERKNIFE EN FUNCIÓN DEL VOLUMEN DE GTV.

Autores: Miguel Sánchez Carrascal¹ ; Celia Madam Rodriguez²

¹ *Servicio Canario de Salud*

² *Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín*

Corresponding Author: mijel.san@gmail.com

Introducción.

El comportamiento dosimétrico de los haces producidos por el acelerador ciberknife en las proximidades del GTV dependen del volumen del mismo, y de la distancia. Volúmenes absolutos iguales de cerebro sano evaluados para volúmenes de distinto tamaño de GTV se corresponderán a distintos espesores del cascarón de cerebro sano que rodea al GTV. Asimismo según el tamaño del GTV se usan distintos colimadores que nos llevan a una caída mayor o menor de la dosis alrededor del mismo. En este estudio intentaremos entender el comportamiento del gradiente de dosis alrededor del tumor en función del volumen de éste utilizando de forma prospectiva el constraint del cerebro recopilado en dosimetrías clínicas reales.

Material y métodos.

En este estudio hemos revisado las dosimetrías de 23 pacientes tratados en sesión única de localización tumor cerebral utilizando el acelerador Cyberknife.

Si aproximamos el GTV por una esfera de radio r_0 y volumen $v = \frac{4}{3}\pi r_0^3$ cuyo borde va a la dosis de prescripción D_0 y la caída de dosis en torno a la misma por una exponencial decreciente: $D = D_0 e^{-\alpha r}$, con $r > r_0$, la dosis mínima D_x recibida por un cascarón esférico de volumen v_x externo al GTV será:

$$D_x = D_0 e^{-\alpha v_x / 4\pi r_0^2}$$

Los constraint de cerebro que solemos evaluar son: D5cc<12Gy y D10cc<10Gy, así podemos calcular la k conseguida para cada planificación de forma prospectiva como:

$$\alpha = \frac{4\pi r_0^2}{5} \log(D_{5cm^3} / D_{10cm^3})$$

Si representamos en papel bilogarítmico k en función del volumen para 23 pacientes sucesivos tratados con ciberknife en sesión única, parece sugestivo de aproximarla a un modelo lineal de tipo:

$$\log \alpha = a \log(v) + b$$

Para el ajuste e interpretación de estos datos hemos usado el paquete de programación probabilística PYMC3.

Resultados.

El ajuste del coeficiente α en función del volumen con un intervalo de confianza del 95%:

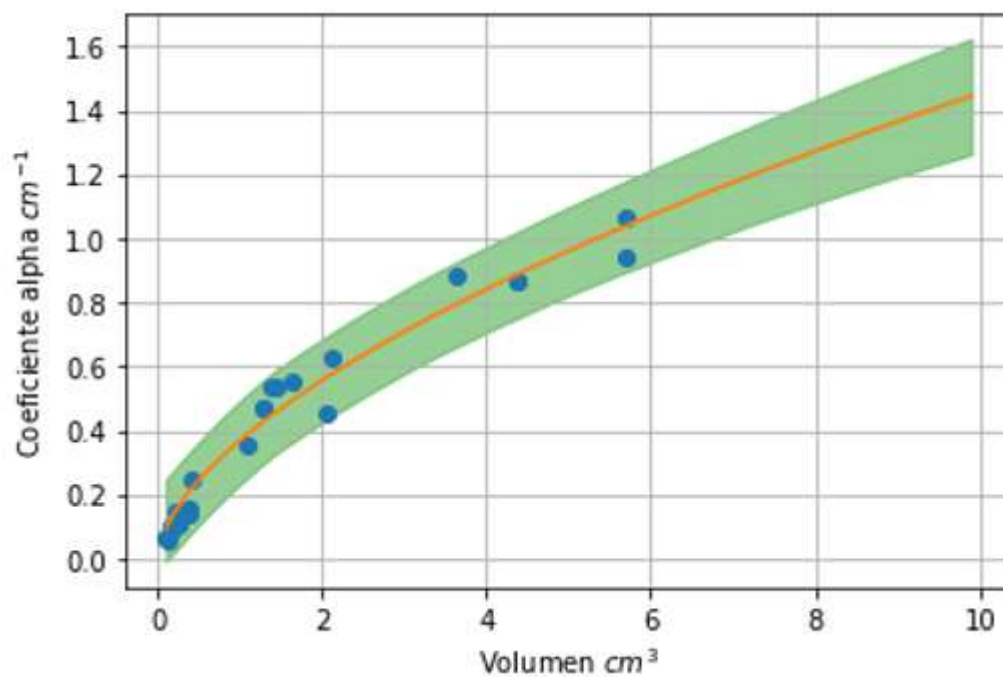


Figure 47: coeficiente α frente al volumen

Discusión.

El análisis probabilístico de PYMC3 nos permite calcular la dosis límite de prescripción para un volumen dado de GTV para el constraint de cerebro $D5\text{cm}^3 < 12\text{Gy}$. En la gráfica 2 aparece como puntos experimentales las dosis reales prescritas para 23 pacientes sucesivos así como la dosis máxima alcanzable para cada volumen según nuestro modelo (probabilidad del 99,5% de no poderse sobrepasar)

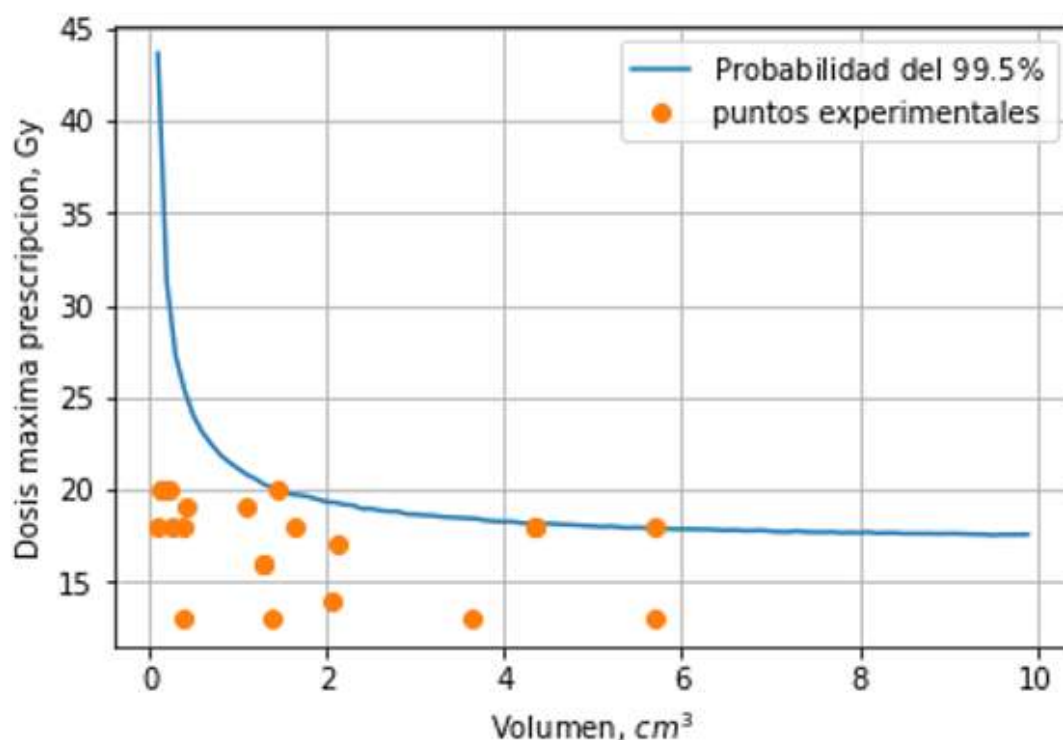


Figure 48: Curva de prescripción máxima y prescripciones reales utilizadas para su cálculo

Para volúmenes muy pequeños podemos dar altas dosis de radiación sin comprometer el constraint cerebral D5cm3, para volúmenes a partir de 5 cm3 la dosis máxima de prescripción parece estar limitada a 18 Gy si queremos cumplir este constraint, y el modelo predice que esta dosis podría ser dada a volúmenes más grandes, tal vez hasta 10 cm3 o más con el haz del acelerador cyberknife si bien no tenemos puntos en esa zona por lo que sería necesario incrementar el número de pacientes incluidos en el estudio en esa zona de volúmenes más grandes para verificar este punto.

Conclusiones.

Hemos visto que la dosis de prescripción en sesión única está limitada para el haz del cyberknife y es función del volumen de GTV cerebral, volúmenes más pequeños admiten dosis más elevadas, para a partir de cierto volumen se estabiliza esta dosis máxima posible.

ORALES A3 / 961

Impacto del parámetro Dosimetric Leaf Gap (DLG) en Radiocirugía Estereotáxica

Autores: Carmen Herrero Capellán¹ ; María Denia Vilches Fernández¹ ; Patricia Santín Crespo² ; María Sánchez Moro³ ; Manuel Vilches Pacheco⁴

¹ IMOMA

² Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias

³ Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias (IMOMA)

⁴ CENTROM MÉDICO DE ASTURIAS / IMOMA

Corresponding Author: carmen.herrero@imoma.es

1 Introducción

En el planificador Eclipse® el borde curvo del colimador multiláminas (MLC) se modela mediante un parámetro denominado Dosimetric Leaf Gap (DLG) de forma que durante el cálculo de dosis los algoritmos suponen cada lámina retraída una distancia igual a la mitad del valor del DLG respecto de su posición nominal.

Evaluaremos el efecto del parámetro DLG en Eclipse® v15.5, para un TrueBeam® STx con multiláminas HDMLC, en planes de Radiocirugía Estereotáxica (SRS) cerebral con energía 6 FFF.

2 Material y métodos

En la aplicación Beam Configuration de Eclipse® creamos copias del algoritmo AcurosXB, y a cada copia le añadimos un Add On de tipo MLC al que asignamos un valor de DLG. Los parámetros del MLC asignados aquí prevalecen sobre los definidos en RT Administration.

Calculamos sobre el maniquí LUCY® 3D QA PHANTOM planificaciones de SRS cerebral realizadas con la técnica de Arco Conformado (PTVs entre 0.18 cm³ y 11 cm³) y VMAT (PTVs entre 0.5 cm³ y 10 cm³) con energía 6 FFF. Cada plan se calcula con el algoritmo AcurosXB con valores de DLG 1.1, 0.9, 0.6 y 0.3 mm. Evaluamos para cada plan la dosis calculada en el isocentro con los distintos valores de DLG.

3 Resultados

En la figura 1 (resultados para Arco Conformado) representamos la disminución porcentual de la dosis calculada en el isocentro con los DLG 0.9, 0.6 y 0.3 mm respecto de la calculada con DLG 1.1 mm en función del tamaño de la lesión.

Figura 1: Arco conformado

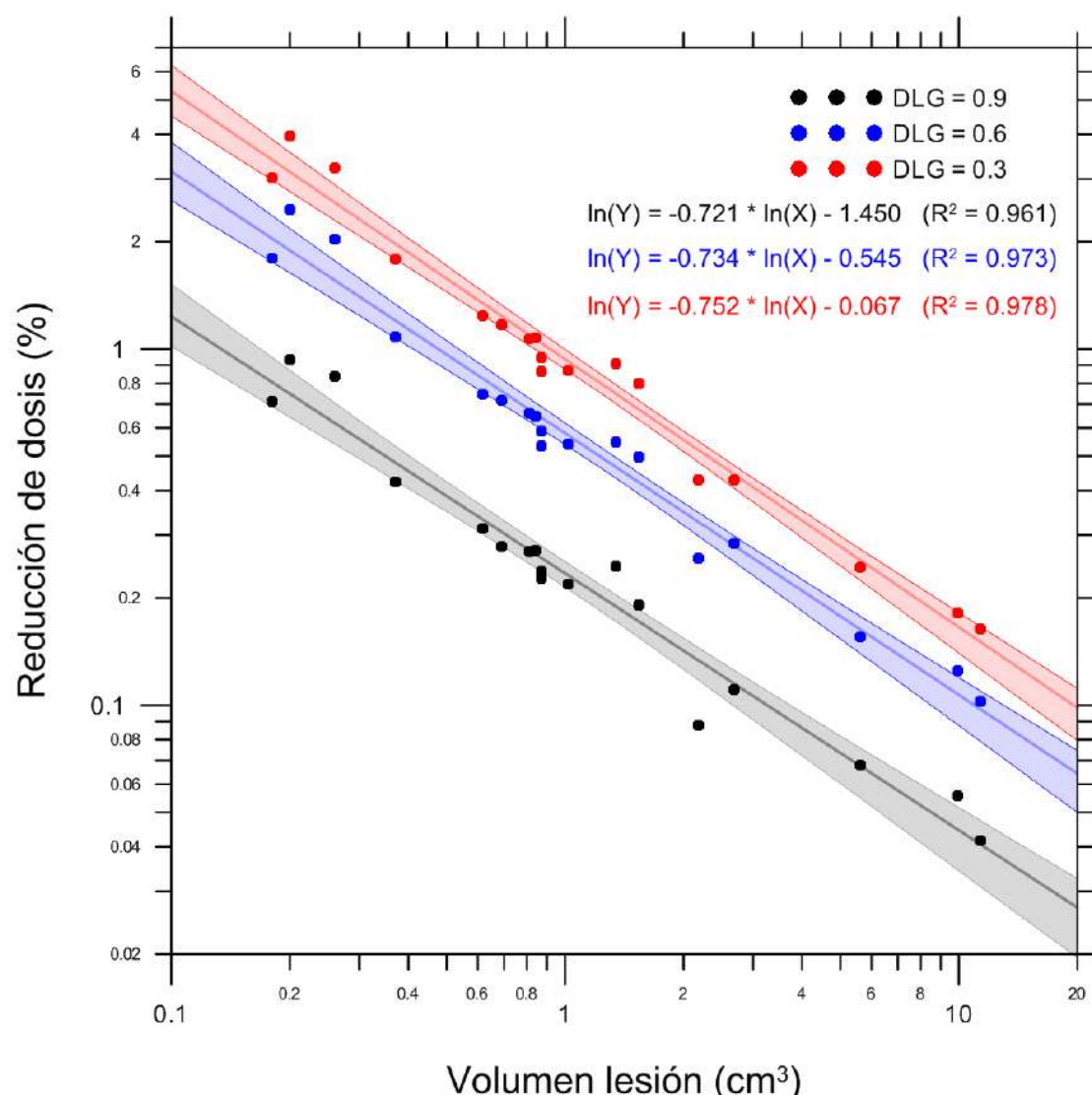


Figure 49: enter image description here

En la figura 2 (VMAT) representamos la disminución porcentual de la dosis calculada en el isocentro con DLG 0.9, 0.6 y 0.3 mm respecto de la calculada con DLG 1.1 mm en función del índice de modulación, evaluado como el cociente entre las unidades de monitor (UM) del plan con VMAT y las UM del mismo plan con Arco Conformado para una misma dosis en el isocentro. Para cada volumen irradiado se ha forzado el grado de modulación, creando en algunos casos distintos planes para un mismo PTV con diferente índice de modulación.

Figura 2: VMAT

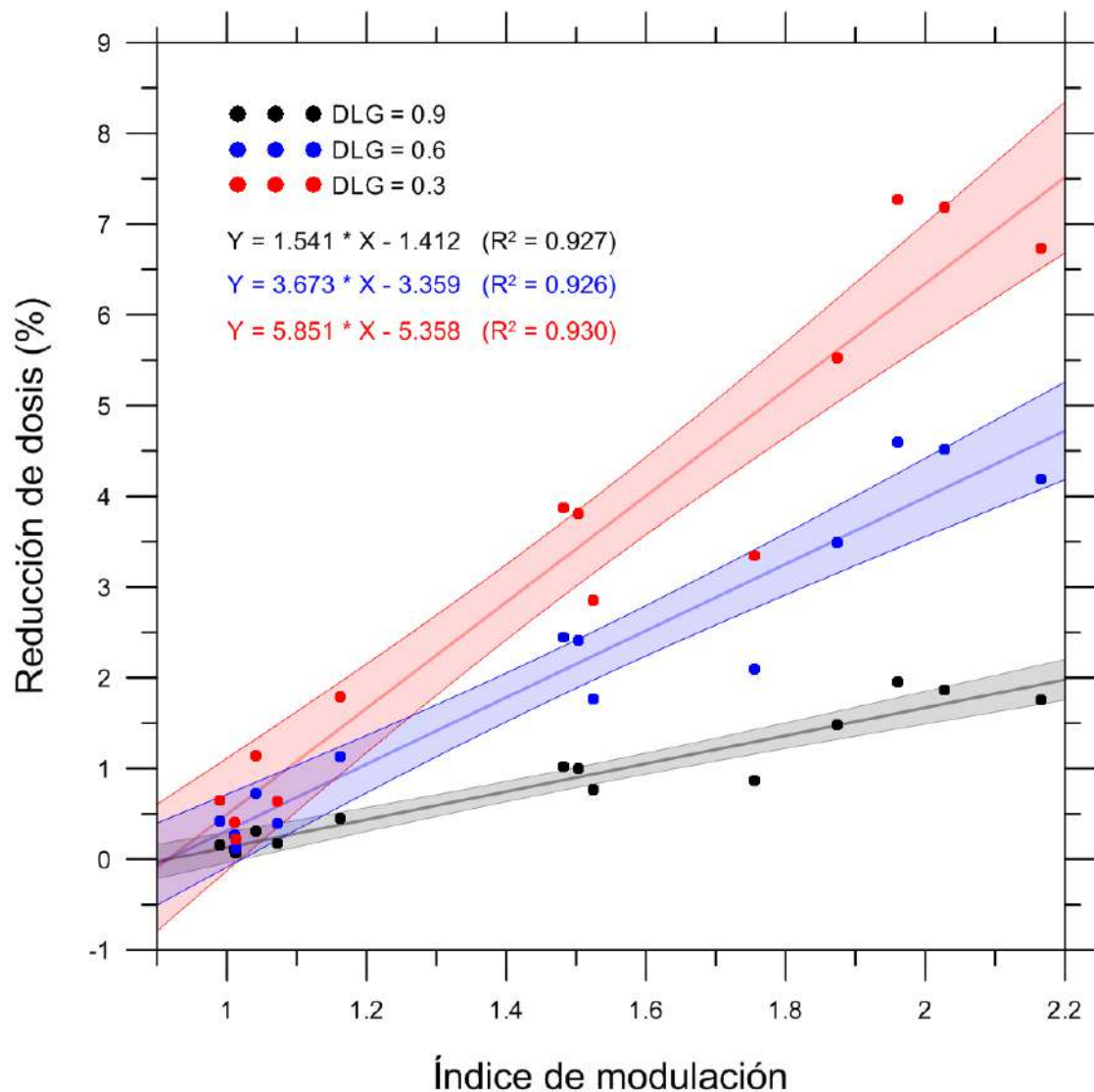


Figure 50: enter image description here

4 Discusión

En los planes de Arco Conformado las diferencias en el cálculo de dosis no son significativas (menores del 1%) para volúmenes mayores de 1 cm³, pero pueden serlo para volúmenes menores de 0.3 cm³ con diferencias por encima del 3 % al pasar de un valor DLG 1.1 a 0.3 mm.

En VMAT las diferencias en el cálculo de dosis aumentan con tendencia lineal en función del índice de modulación, llegando al 7% con índices en torno a 2 al pasar de un DLG de 1.1 a 0.3 mm.

5 Conclusiones.

El valor del parámetro DLG influye en el cálculo de dosis en tratamientos de radiocirugía, siendo las diferencias más significativas en los planes de VMAT con elevada modulación. Estudiamos también la correlación del tamaño de la lesión con la modulación y las diferencias de dosis para VMAT.

ORALES A3 / 1170

Procedimiento para la optimización del modelado del MLC para el sistema de planificación RayStation

Autores: Alfredo Montes Uruén¹ ; Patricia Sánchez Rubio¹ ; María Pinto Monedero¹ ; Jaime Martínez Ortega¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author:

Introducción

El modelado de un acelerador lineal de electrones en un sistema de planificación (SP) es un proceso laborioso con especial dificultad en cuanto a su comisionado para técnicas de intensidad modulada (IMRT). El objetivo de este trabajo es proponer una guía útil para el modelado del MLC en el SP-RayStation.

Material y Método

Se efectuó el modelado de la fuente en el SP RayStation (RaySearch Laboratories), con algoritmo *collapsed cone*. de un acelerador TrueBeam(Varian) con HD-MLC(120 láminas), para las energías 6WFF y 6FFF, a partir de los perfiles definidos sólo con mordazas. A continuación, se determinaron los parámetros del MLC mediante perfiles conformados sólo por él: ganancia, curvatura, *leaf-tip offset*, *leaf-tip width*, *Tongue&Groove* y transmisión.

Con el modelo inicial se realizó un plan dIMRT con 7 haces para un tratamiento de próstata obteniéndose una discrepancia entre la dosis calculada y medida de -4.5%. Para mejorar el modelo inicial del MLC se creó, mediante scripting, un plan que simuló un gap dinámico (GD) consistente en 6 rendijas dinámicas de aperturas 0.2cm, 0.4cm, 0.6cm, 1cm, 1.4cm, 1.6cm y 2cm, que fueron medidas en agua sólida con cámara de ionización tipo Farmer. Se siguió el siguiente proceso iterativo:

- 1.- Se creó un plan 10x10 cm2 abierto/cerrado sólo con MLC para medir la transmisión . El valor medido se introdujo en el planificador.
- 2.- Con los valores iniciales del MLC y el nuevo valor de transmisión, se calculó el GD y se comparó con los valores medidos. Si la diferencia entre la dosis medida y la calculada se produjo en el mismo sentido para todas las rendijas, se ajustó el offset. Si la discordancia se produjo para las rendijas de menor tamaño, de manera que la dosis medida fue menor que la calculada se disminuyó el *leaf-tip width*, en caso contrario se aumentó.
- 3.- Con el nuevo *leaf-tip width* se recalcularon los perfiles indicados por el fabricante (*abutment*) para estimar dicho parámetro y se compararon con los medidos para refinar, de nuevo, su valor, necesitando incluso ajustar el *offset*. Como con los parámetros del MLC no se pudo conseguir un acuerdo total para el *abutment* y el GD, se dio prioridad a este último.
- 4.- Modificado el *offset* y el *leaf-tip width*, se compensó la ganancia y la curvatura.
- 5.- Se introdujeron estos valores en el modelado inicial y se repitió el paso 2, hasta que la coincidencia entre la dosis medida y calculada para todas las rendijas fue menor del 1%.

Los parámetros finales del modelado del MLC fueron comparados con los que se obtuvieron siguiendo el método propuesto por J. Sáez et al basados en gaps sincrónicos y asíncrónicos, método fundamental para obtener el punto de partida para afinar el ajuste.

Resultados y Discusión

Tabla 1 muestra la diferencia entre dosis medida y calculada con los parámetros iniciales del MLC, modelado sincrónico y con GD. El ajuste de los parámetros del MLC es muy sensible, ya que un cambio de unas décimas de milímetro afectan a la dosis calculada en las rendijas hasta un 10%.

Los parámetros finales elegidos fueron los obtenidos con nuestro procedimiento, ya que como se aprecia en la tabla 1, proporciona mejores resultados para todas las energías para las rendijas de menor tamaño, garantizando la precisión dosimétrica necesaria para planificar tratamientos de SRS, que es el objetivo en nuestro centro.

		Inicial	Síncrono	Gap Dinámico
6 WFF	Valores ajuste MLC	LTW 0.03; T 0.00814; Offset 0.026	LTW 0.096; T 0.0122; Offset 0.008	LTW 0.27; T 0.0115; Offset 0.005
	2mm	-0.06%	-8.98%	0.42%
	4mm	-0.94%	-6.06%	-0.81%
	6mm	-0.30%	-3.94%	-0.41%
	10mm	0.35%	-2.07%	0.28%
	14mm	0.46%	-1.51%	0.20%
	16mm	0.57%	-1.16%	0.34%
	20mm	1.10%	-0.38%	0.91%
6 FFF	Valores ajuste MLC	LTW 0,2; T 0.001; Offset 0.016	LTW 0,050; T 0.0102; Offset 0.015	LTW 0,083; T 0.0098; Offset 0.010
	2mm	15.72%	3.87%	0.11%
	4mm	8.31%	2.06%	0.10%
	6mm	5.63%	1.20%	-0.08%
	10mm	3.35%	0.88%	0.10%
	14mm	2.48%	0.65%	0.09%
	16mm	2.15%	0.53%	0.14%
	20mm	1.76%	0.50%	0.10%

Tabla 1: Comparación de los resultados obtenidos por el método iterativo con gap dinámico vs síncrono vs método fabricante..

Figure 51: enter image description here

Conclusiones

Se propone un método útil y sistemático para el modelado del MLC en el SP *RayStation* que evita el procedimiento de prueba y error habitualmente seguido para conseguir la precisión requerida en técnicas de IMRT.

ORALES A3 / 1245

Comisionado clínico de un sistema de protonterapia basado en un sincrotrón**Autor:** Juan Diego Azcona Armendáriz¹**Co-autores:** Pedro Borja Aguilar Redondo ² ; Leticia Irazola Rosales ³ ; Álvaro Perales ; Alberto Viñals ; Ramon Polo Cezon ; Pablo Cabello Garcia ; Daniel Zucca Aparicio ⁴ ; Jose Miguel Delgado Rodriguez ⁵¹ *Clínica Universidad de Navarra*² *CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA*³ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona*⁴ *Hospital Universitario HM Sanchinarro*⁵ *GenesisCare***Corresponding Author:** jazcona@unav.es

Introducción: Nuestro sistema de protonterapia permite la extracción de haces con 98 energías diferentes, entre 70,2 MeV y 228,7 MeV. Las medidas requeridas para modelar el haz son: rendimientos en profundidad integrados (IDD), perfiles de “spot” en aire y valor absoluto de la dosis absorbida. La validación del modelo prestó especial atención a comprobar: 1) La corrección hecha por el planificador, empleando Monte Carlo, de la señal de las IDD medidas mediante cámara de ionización; 2) El modelado del “spot” mediante una única función gaussiana circular.

Material y métodos: El modelado y comienzo de tratamientos del sistema Hitachi ProBeat-CR se hizo con RayStation 9B (RaySearch). Se empleó una cámara de Bragg, modelo 34070, de la firma PTW, para la obtención de IDD. Respecto al “spot”, las medidas se hicieron con el centelleador Lynx, de IBA. El valor absoluto de la dosis se midió en la zona de “plateau” de cada haz monoenergético, con cámara Advanced Markus.

Para la validación del modelo se compararon cálculos y medidas con cámaras Farmer PTW 30013, Semiflex 3D y PinPoint 3D en puntos en el centro del campo y del SOBP para campos cuadrados extendidos entre 2 y 30 cm de lado, con anchuras de SOBP de 5 y 10 cm situados a distintas profundidades entre 5 y 30 cm. Se compararon puntos a lo largo del eje central en campos SOBP de lados 5, 10 y 20 cm, con SOBP de anchuras 5 y 10 cm situados entre 5 y 20 cm de profundidad.

La validación de casos clínicos se realizó empleando película radiocrómica (Gafchromic) y el “array” 2D de cámaras de ionización MatriXX, de IBA, en campos cuya envolvente tenía tamaños comprendidos entre 4 x 4 cm² y 15 x 15 cm².

Resultados: El ajuste entre los valores medidos con cámara en puntos situados en el centro de campos SOBP mostró un acuerdo muy bueno (media de las diferencias para distintos campos en torno al 1%). En función del tamaño del campo, el acuerdo fue mejor para campos grandes (1%) que pequeños (2% para 3 cm de lado y 3% para 2 cm de lado). Con respecto a las medidas en los puntos a lo largo del eje central de campos SOBP, la diferencia media en los campos considerados fue del 0,7%. El análisis gamma de campos clínicos con película radiocrómica y con el array 2D Matrix arrojó valores (3%, 3mm) por encima del 95% habitualmente.

Discusión: Los valores presentados de la dosis en el centro de campos SOBP presentan un ajuste ligeramente mejor para campos grandes. En los campos pequeños se podría mejorar empleando un modelo de haz con dos gaussianas. La corrección de RaySearch de las IDD está bien hecha. La aproximación de spot de gaussiana única circular es adecuada. La validación se repitió para la versión 10 A con resultados similares.

Conclusiones: La validación exhaustiva de RayStation en protones demuestra que se pueden tratar pacientes con seguridad.

ORALES A4 / 878

Caracterización del puntaje Gleason en pacientes de próstata mediante un modelo radiómico con imagen [68Ga]-PSMA-PET

Autor: Montserrat Carles Fariña¹

¹ Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI230)

Corresponding Author: montserrat.carles@uniklinik-freiburg.de

La caracterización del puntaje Gleason en base a modelos radiómicos es de especial interés en la rutina clínica en pacientes con cáncer de próstata (PCa). Por un lado, el puntaje Gleason permite estratificar el nivel de riesgo de estos pacientes y es una ayuda para la elección de la terapia a aplicar. Por otro lado, el uso de modelos radiómicos suponen una alternativa no invasiva a la realización de una biopsia. Nuestro objetivo es obtener un modelo radiómico a partir de la imagen [68Ga]-PSMA-PET que caracterice el puntaje patológico de Gleason (suma de los dos grados más comunes) en pacientes con PCa.

Se reclutaron prospectivamente 20 pacientes con PCa, para los que el protocolo incluía un [68Ga]-PSMA-PET/CT seguido de una prostatectomía radical. Para la validación del modelo, analizamos la imagen [68Ga]-PSMA-PET para 20 pacientes adicionales, que fueron reclutados retrospectivamente. La segmentación de los tumores fue mediante contorno manual por expertos (C-Exp). En la cohorte prospectiva se contorneó también la imagen tras correregistro con la histopatología (C-Histo), considerada como el patrón de referencia (Figura 1).

Indico rendering error

Could not include image: Problem downloading image (<http://Figura1>)

A partir de la imagen [68Ga]-PSMA-PET se obtuvieron 135 características radiómicas, entre las que se incluyeron las orientadas a la describir la textura. El estudio abordó (i) la comparación de las radiómicas dentro y fuera del tumor prostático (PCa vs próstata sin PCa) para evaluar la discriminación del tumor; (ii) la comparación de las radiómicas obtenidas para los distintos contornos (C-Exp vs C-Histo) para evaluar la fiabilidad del contorno manual; (iii) la evaluación de la correlación entre las variables radiómicas y el puntaje Gleason total; y (iv) el desarrollo y validación del modelo radiómico para la caracterización tumoral no invasiva. En el análisis se utilizaron los tests estadísticos two-tailed Mann-Whitney U (i) y correlación de Spearman (ii and iii). La incorporación de las radiómicas en modelos multivariable se hizo por medio de regresión logística. En el desarrollo del modelo se aplicó imbalance-adjusted bootstrap para los procesos de selección de radiómicas, de cómputo de coeficientes del modelo y de estimación de la calidad de la predicción del modelo.

Indico rendering error

Could not include image: Problem downloading image (<http://Figura2>)

La mayoría de las características radiómicas discriminaron entre zona tumoral y no tumoral de la próstata: 76% para C-Histo y 81% para C-Exp. 82% de las radiómicas derivadas de C-Exp presentaron una fuerte correlación estadísticamente significativa con las radiómicas derivadas del contorno de referencia ($r > 0.8$ y p cumpliendo con la corrección por múltiple testeó). La variable short-zones-high-gray-level-emphasis-after-quantization-resampling (QSZHGE) mostró la mejor caracterización del puntaje Gleason (G-7 vs G $\geq$ 8) con un área-bajo-la-curva (AUC) de 0.91 para C-Exp y de 0.93 para C-Histo. Esta discriminación del puntaje Gleason fue también posible con una firma radiómica (AUC=0.93 y sensibilidad=0.90, Figura 2) constituida por 5 características: co-occurrence matrix variance-after-quantization-resampling, 60% percentil-innactive, busyness, size-zone matrix gray-level-variance-after-quantization-resampling y large-zone-high-gray-level-emphasis-after-wavelet-bandpass-filtering. Los modelos radiómicos se validaron en la segunda cohorte: para QSZHGE se obtuvo una AUC de 0.84 para C-Exp y la validación de la firma radiómica resultó en AUC=0.78 y sensibilidad=0.76.

Es factible caracterizar de forma no invasiva el puntaje de Gleason suma en pacientes con PCa mediante modelos radiómicos en las imágenes PSAM-PET. De entre los modelos predictivos obtenidos, el QSHGE es el recomendado por su simplicidad y calidad en la predicción.

ORALE A4 / 1169

Evaluación de la segmentación automática con Smart Segmentation en pelvis y cabeza y cuello

Autores: Mireia Serra i Ribas¹ ; Diego Jurado-Bruggeman² ; Àlvar Roselló³ ; Jordi Marruecos Querol⁴

¹ *Universitat Autònoma de Barcelona*

² *Institut Català d'Oncologia - Girona*

³ *Radiation oncologist*

⁴ *ICO Girona*

Corresponding Author: mserrapalafolls@gmail.com

Introducción

Las herramientas de segmentación automática de volúmenes permiten mejorar la eficiencia en el proceso de contorno. El objetivo del trabajo es evaluar la viabilidad de los contornos generados mediante la herramienta Smart Segmentation para órganos de riesgo de localizaciones pélvicas y de cabeza y cuello.

Materiales/Métodos

Se utiliza la herramienta Smart Segmentation (v15.5), implementada en Aria, que se basa en librerías de casos por localización. Para contornear un paciente, clasifica los casos de la librería por grado de similitud anatómica. El usuario puede escoger utilizar uno o varios de estos casos (Expert Case Propagation) o basarse en el gradiente de HU en algunos órganos concretos (Smart Detection). Si se utilizan los casos expertos, la herramienta realiza automáticamente un registro deformable de cada uno de los casos escogidos con la imagen del paciente a contornear, traslada los contornos, y los combina para obtener el contorno final (algoritmo STAPLE).

Se utilizaron 15 casos para la librería de pelvis y 50 para la de cabeza y cuello. Los casos de cada librería fueron delimitados por el mismo médico para garantizar la coherencia.

Se autosegmentaron los siguientes órganos de riesgo en pacientes diferentes de los de las librerías: recto, vejiga y cabezas femorales para 17 pacientes de pelvis; médula, tronco, cerebro, parótidas, cavidad oral y laringe para 18 pacientes de cabeza y cuello. Para cada paciente se realizaron diferentes segmentaciones: una con Smart Detection (recto, vejiga, cabezas femorales y cerebro), y varias con Expert Case Propagation para uno, cinco y siete (solo cabeza y cuello) casos de la librería.

La evaluación se efectuó comparando los volúmenes generados con los aprobados por el médico mediante el índice de similitud Dice = $(2 \cdot |A \cap B|) / (|A| + |B|)$.

El grado de coincidencia se valora con la proximidad del Dice a 1, y la consistencia se infiere de la dispersión entre pacientes.

Resultados

En la figura se muestran los valores del índice Dice para las dos técnicas de segmentación en los órganos estudiados.

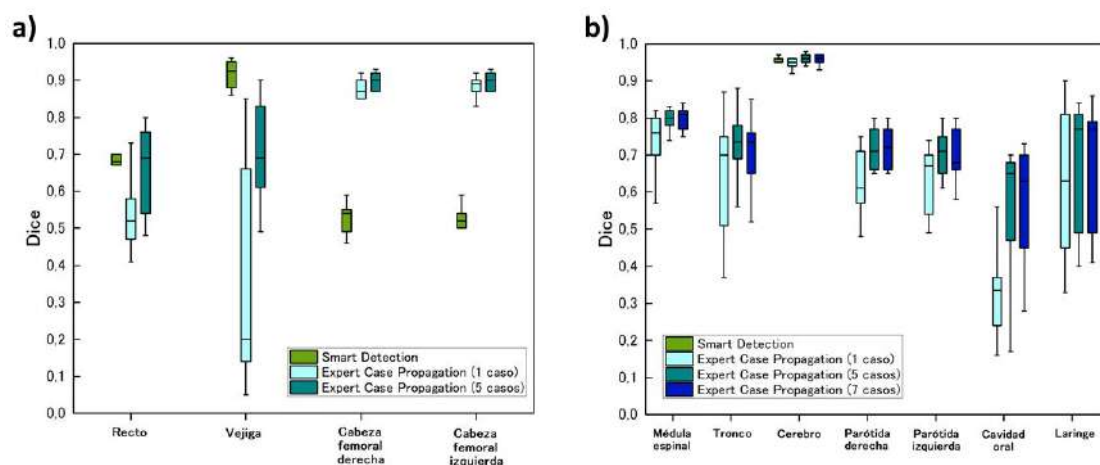


Figure 52: enter image description here

Discusión

En pelvis, el tipo de autosegmentación óptimo depende del órgano considerado. Para vejiga y recto, los resultados con Smart Detection son mejores y más consistentes. La causa más probable es que, aunque los casos expertos elegidos son similares anatómicamente, presentan variabilidad para estos órganos. Para las cabezas femorales, ambas opciones son consistentes. No obstante, los resultados con Smart Detection presentan un sesgo ya que su algoritmo interno difiere de la metodología de nuestros médicos.

En cabeza y cuello, escogeríamos la propagación con 5 casos. Para el cerebro, donde Smart Detection también está disponible, los resultados son excelentes con cualquier método. Para el resto de órganos considerados, los resultados para 1 caso son peores y el hecho de añadir casos incrementa el tiempo sin repercutir en una mejora significativa.

Conclusiones

La herramienta Smart Segmentation delimita los órganos de riesgo en localizaciones pélvicas y de cabeza y cuello con resultados satisfactorios. La metodología concreta difiere en función del órgano considerado. Se deben revisar los volúmenes resultantes, pero el tiempo dedicado a su contorno es potencialmente menor.

ORALE A4 / 1198

Calibración estequiométrica de un CT en SPR para protonterapia y validación con muestras biológicas

Autor: Pedro Borja Aguilar Redondo¹

Co-autores: Ramón Polo Cezón²; Álvaro Perales; Daniel Zucca Aparicio³; Alberto Viñals⁴; Pablo Cabello García; Jose Miguel Delgado Rodríguez⁵; Juan Diego Azcona Armendáriz⁶

¹ CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

² HOSPITAL UNIVERSITARIO REY JUAN CARLOS

³ Hospital Universitario HM Sanchinarro

⁴ H.U. la Princesa

⁵ GenesisCare

⁶ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: paguilarr@unav.es

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

En protonterapia, la exactitud en el cálculo de la dosis a partir de la imagen CT está determinada por la exactitud en la calibración HU – SPR (*Hounsfield Units – Stopping Power Ratio*). Una fuente de error es la aproximación del tejido biológico por maniqués comerciales cuya composición química es diferente a la del tejido real.

El objetivo del presente trabajo es la calibración estequiométrica de un CT convencional y su validación empleando muestras de tejido biológico de cerdo y ternera como sustituto del tejido humano.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se obtuvo la curva de calibración de tres CTs (*SOMATOM Drive*, *PET/CT Biograph mCT Flow*, y *SOMATOM Emotion*) para su uso en un equipo *ProBeat-CR (HITACHI)*.

La calibración estequiométrica se llevó a cabo empleando un maniquí *CIRS Model 062* (fig. 1A). El poder de frenado relativo al agua (SPR) se calculó empleando la fórmula de Bethe-Bloch con una energía de referencia de 219.0 MeV y teniendo en cuenta la composición química de los insertos proporcionada por el fabricante del maniquí.

$$SPR_{esteq} = \rho_e \frac{\ln \left[\frac{2m_e \beta^2 c^2}{I_m (1 - \beta^2)} \right] - \beta^2}{\ln \left[\frac{2m_e \beta^2 c^2}{I_w (1 - \beta^2)} \right] - \beta^2}$$

Cada curva de calibración se construyó por interpolación lineal en tres tramos, correspondientes a densidad pulmón, agua y hueso.

La validación se llevó a cabo empleando un total de 15 muestras biológicas de diferentes tejidos. Durante la preparación de las mismas es importante evitar la formación de cavidades de aire en su interior para conseguir que sean homogéneas. Para la adquisición de las HU en cada CT se empleó un maniquí de fabricación propia relleno de agua en cuyo centro se situaba la muestra de interés (fig. 1B).

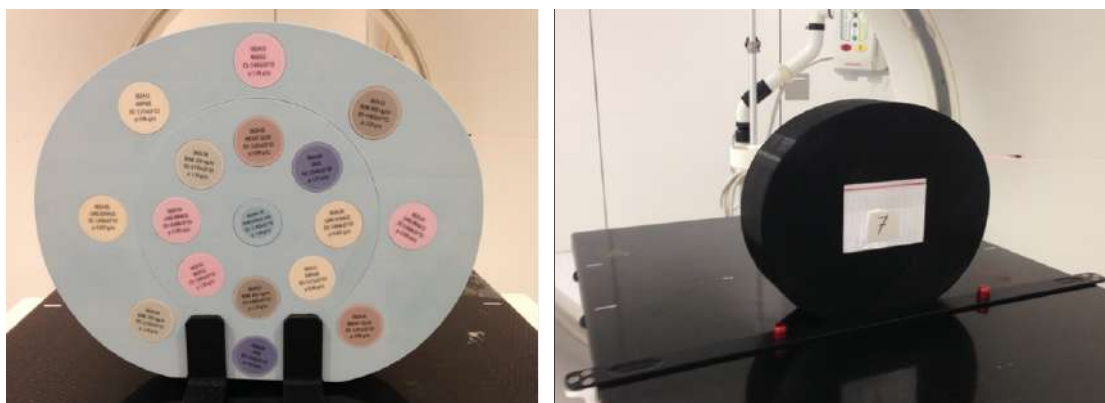


Figure 53: Figura 1. A. Maniquí empleado para la calibración estequiométrica en SPR. B. Maniquí casero relleno de agua (en color negro) y recipiente con la muestra biológica de interés (en color blanco).

El SPR de cada muestra se calculó midiendo IDD's (*Integrated Depth Dose curves*) con una energía de 203.0 MeV empleando la ecuación

$$SPR_{tejido} = \frac{R_{80,aire} - R_{80,tejido}}{R_{80,aire} - R_{80,agua}}$$

donde R_{80} indica el 80 % del rango distal.

La muestra de hueso se preparó a partir de un fémur de ternera formando un bloque apilando pequeños cortes de aproximadamente 0.5 cm de espesor y 3 x 3 cm² de sección. El SPR se calculó como

$$SPR_{hueso} = \frac{R_{80,aire} - R_{80,hueso}}{\bar{t}_{hueso}}$$

siendo $\bar{t}_{hueso}$ el espesor del bloque en la dirección del haz.

RESULTADOS

Se comparó el SPR medido con el determinado empleando la calibración estequiométrica (tabla 1).

Tejido	SPR _{tejido}	SPR obtenido a partir de la curva de calibración					
		Emotion	Dif. (%)	Biograph	Dif. (%)	Drive	Dif. (%)
Seso cerdo	1.0396	1.0447	0.49	1.0443	0.45	1.0456	0.57
Sangre cerdo	1.0517	1.0542	0.23	1.0538	0.20	1.0558	0.39
Hígado cerdo entero	1.0709	1.0618	-0.85	1.0614	-0.88	1.0632	-0.71
Hueso cortical	1.7554	1.7346	-1.19	1.7536	-0.10	1.7464	-0.51
Grasa de cerdo	0.9796	0.9700	-0.98	0.9636	-1.64	0.9689	-1.09

Figure 54: Tabla 1. Resultados de la validación para algunas de las muestras biológicas.

DISCUSIÓN

Se comprobó que la calibración estequiométrica en SPR con maniqués permite obtener curvas de calibración teóricas que se aproximan a lo determinado experimentalmente.

CONCLUSIONES

La metodología empleada en el presente trabajo permite validar la exactitud de una curva de calibración para protonterapia determinada teóricamente.

ORALES A4 / 1236

Resultados de un programa de gestión de interrupciones en radioterapia tras 8 años de seguimiento

Autores: Catalina de los Ángeles Rodríguez Cano¹; Juan Román Raya¹; Pablo Martín Cascales¹; Cristina Forastero²; Diego Ignacio Castilla García¹; Cristina Moreno Saiz¹; Rebeca Hernández Rodríguez¹; Diego Eduardo Burgos Trujillo¹; Rafael Guerrero³; Damián Guirado Llorente⁴; Jose Manuel de la Vega Fernández⁵

¹ Hospital Universitario Clínico San Cecilio Granada

² Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

³ Hosp. Univ. Clínico San Cecilio de Granada

⁴ Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio de Granada

⁵ Hospital Universitario Reina Sofía Córdoba

Corresponding Author: catircano@gmail.com

Introducción:

Las interrupciones en radioterapia aumentan el tiempo total de tratamiento, lo que conlleva una disminución de la probabilidad de control tumoral.

En este trabajo se ha estudiado el efecto que, sobre el tiempo total de tratamiento, ha tenido el programa de gestión de interrupciones implantado en nuestro hospital. En particular, se ha analizado el efecto del programa durante varios años tras su implantación, así como la prolongación del tiempo total del tratamiento en función del día de la semana en que se inicie el mismo.

Material y métodos:

Desde el año 2011, en nuestro servicio se aplica un programa de gestión de interrupciones de los tratamientos de radioterapia externa. Semanalmente el radiofísico analiza las interrupciones de cada paciente y sus causas, junto con el oncólogo radioterápico, y siguiendo el protocolo creado a tal efecto, se evalúan las distintas opciones para compensar las interrupciones: impartir dos sesiones de tratamiento en el mismo día (con un intervalo mínimo entre sesiones de 6 horas), administrar la dosis biológicamente efectiva (DBE) de dos fracciones en una sola sesión o distribuir la dosis restante entre el resto de fracciones, preservando la DBE. La compensación se aplica en la misma semana que se produce la interrupción cuando es posible.

Para analizar los resultados de la aplicación del programa se han considerado 3314 pacientes tratados en nuestro servicio desde el 7 de febrero de 2011 al 23 de julio de 2018.

Resultados y discusión:

En primer lugar, se ha analizado el tiempo de prolongación de los tratamientos por años, como se muestra en la Figura 1, en la que también se indica el valor de prolongación de referencia previo a la implantación del programa de gestión de interrupciones.

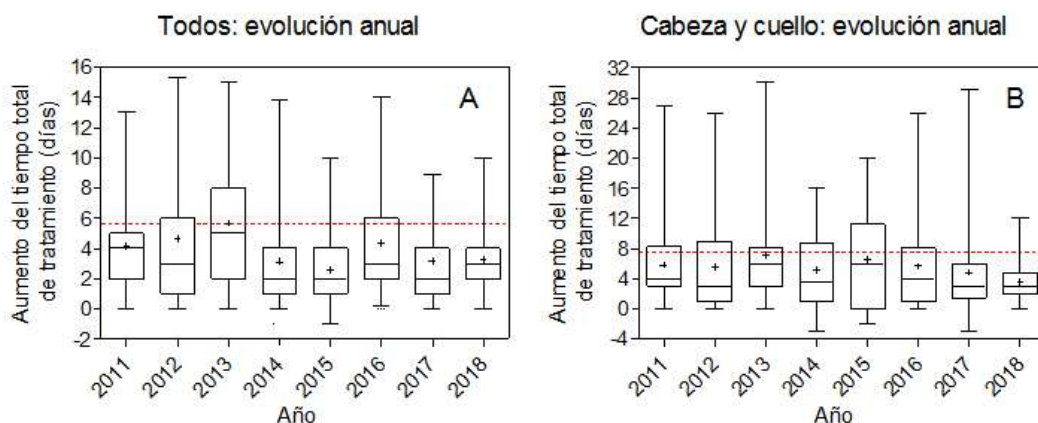


Figura 1. Evolución del aumento del tiempo total de tratamiento respecto del previsto para la muestra completa (A) y para los pacientes con cánceres de cabeza y cuello (B). Las cajas están limitadas por los cuartiles 25 y 75%, las cruces representan los valores medios y las líneas centrales las medianas; los intervalos incluyen el 95% de la distribución. Las líneas de trazos rojas representan el valor de aumento del tiempo total de tratamiento obtenido en la auditoría previa a la puesta en marcha del programa de interrupciones.

Figure 55: enter image description here

También se analizaron la duración total y la prolongación del tiempo de tratamiento (diferencia entre la fecha real y la fecha prevista de finalización) en función del día de la semana en el que se inició ese tratamiento. En la Figura 2 se recogen los resultados obtenidos para los cánceres de cabeza y cuello. Como se puede apreciar, los tratamientos que comienzan un lunes tienen una duración media de entre 1 y 2 días menos que los que comienzan el resto de días, aunque no hay diferencias significativas en el aumento del tiempo total de tratamiento en función del día de comienzo. Este análisis también se ha realizado para diferentes patologías, como cáncer de cabeza y cuello, cérvix, mama, próstata y recto.

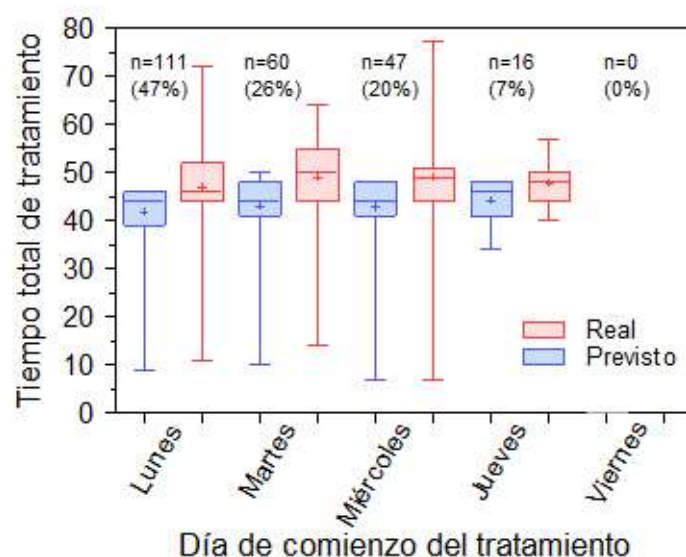


Figura 2. Tiempo total de tratamiento previsto y realmente empleado, en función del día de comienzo de la radioterapia, para los los pacientes con cánceres de cabeza y cuello de la muestra estudiada. Las cajas están limitadas por los cuartiles 25 y 75%, las cruces representan los valores medios y las líneas centrales las medianas; los intervalos incluyen el 95% de la distribución. En la gráfica también se indica el número de pacientes que comienzan cada día de la semana y su porcentaje respecto del total.

Figure 56: enter image description here

Conclusiones:

Para la muestra analizada, se observa que no hay diferencias significativas en el tiempo total de tratamiento en función del día de la semana en que se inicie la radioterapia, salvo una modesta disminución de 1 día en el caso de comenzar un lunes. El efecto global del programa de gestión de interrupciones ha sido una consistente disminución de 3 días en el tiempo total de tratamiento.

ORALES A5 / 866

Experiencia inicial en el uso de SGRT junto con IGRT para posicionamiento y control intrafracción en tratamientos de Radiocirugía Estereotáxica (SRS)

Autores: Patricia Sánchez Rubio¹ ; Ruth Rodríguez Romero² ; María Pinto Monedero³ ; Jaime Martínez Ortega¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Puerta de Hierro

³ Hospital U. Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: patricia.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

La radioterapia guiada por superficie (SGRT) permite posicionar al paciente y controlar el movimiento intrafracción sin necesidad de radiación ionizante o de implantación de marcas fiduciales. Su utilización está principalmente documentada para tratamientos de mama, o en el caso de la radiocirugía estereotáxica (SRS), sobre maniquíes.

El objetivo de este trabajo es analizar la precisión de un sistema de SGRT para SRS, así como su capacidad de control del movimiento intrafracción a partir de tratamientos reales de pacientes.

Material y Método.

Desde mayo de 2020, fecha de inicio de tratamientos SRS con sistema de SGRT *AlignRT* (*VisionRT*, UK), se analizaron 36 imágenes 2D de megavoltaje (MV), 24 imágenes 3D (*Cone Beam Computed Tomography* CBCT) y 133 sesiones de monitorización de SGRT, correspondientes a once pacientes inmovilizados con máscaras abiertas *Encompass SRS Fiberplast (Qfix)* y tratados en acelerador *TrueBEAM* (Varian), con HD-MLC (120 láminas) y mesa *Perfect Pitch* (6 grados de libertad, DoF), con técnicas de VMAT o dIMRT y energía 6FFF en sesión única.

Para cada paciente se realizó un CBCT inicial y, previo al tratamiento de cada campo/arco con giro de mesa, una imagen AP de MV, seguida cada una de las adquisiciones de imagen de una captura de referencia de la superficie externa. Durante el tratamiento se adquirieron nuevos CBCTs cuando *AlignRT* detectó, durante más de un segundo, alguna traslación y/o rotación superior a los umbrales de 0.3mm o 0.3°, respectivamente. Tras aplicar las correcciones detectadas en el CBCT, se tomó una nueva captura de referencia.

Para evaluar la precisión de posicionamiento inicial y control intrafracción de *AlignRT*, se compararon las correcciones propuestas por él con las de los sistemas de guiado por imagen (IGRT). También se calcularon las traslaciones/rotaciones promedio resultantes de la monitorización con *AlignRT* durante la administración de cada uno de los arcos/haces.

Resultados y Discusión

La diferencia promedio y su desviación estándar entre las correcciones de *AlignRT* y CBCT, Δ SGRT – CBCT INICIAL, fueron 0.62(1.16), 1.01(1.19), -0.26(0.94)mm vertical, lateral y longitudinal, respectivamente; 0.03°(0.59°), 0.26°(0.83°), 0.19°(0.74°) *pitch*, *roll* y *yaw*, respectivamente, siendo la corrección longitudinal la de mayor divergencia, similar a resultados de otros autores. Tales diferencias disminuyeron en el control intrafracción, siendo Δ SGRT – CBCT INTRAFRAX: -0.37(0.67), 0.08(0.55), -0.26(0.31)mm vertical, lateral y longitudinal, respectivamente; 0.05°(0.56°), -0.35°(0.37°), -1.16°(2°) *pitch*, *roll* y *yaw*, respectivamente. Las discrepancias entre ambos sistemas pudiesen ser debidas a la disparidad en la ROI empleada para realizar el registro en el CBCT o en *AlignRT*.

La fig.1 muestra que *AlignRT* propone correcciones mayores que la imagen de MV para ángulos de mesa superiores a $\pm 50^\circ$, en especial en lateral, con una diferencia promedio máxima, Δ SGRT– MV, de -0.61mm en lateral y 2.39° de *yaw* para mesa 80°- 85°. Para una mejor comparación de ambos sistemas en los 6 DoF deberían adquirirse imágenes ortogonales, preferiblemente kV-MV (actualmente bajo estudio).

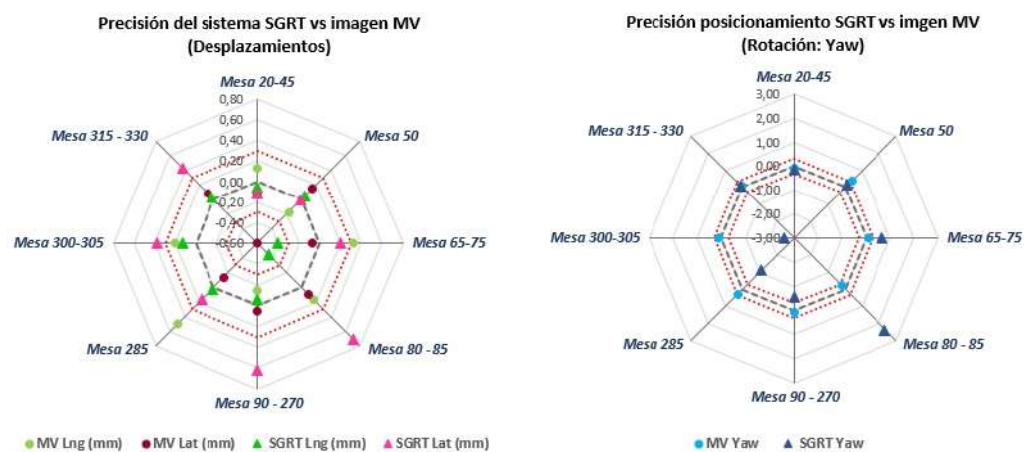


Figura1. Desplazamientos longitudinal y lateral (izqda) y rotación (dcha) detectados mediante imagen de MV con *gantry 0°* y el sistema de SGRT para los ángulos de mesa empleados en los tratamientos de SRS de los 11 pacientes analizados. Las líneas rojas marcan la tolerancia, 0.3 mm - 0.3°, dentro de las cuales se permite la administración del tratamiento.

Figure 57:

La fig.2 muestra que el sistema de SGRT permite monitorizar el movimiento en tiempo real con una precisión superior a 0.3mm y 0.3°, registrando un desplazamiento promedio máximo de 0.09 mm en longitudinal y 0.08° de yaw para todas las sesiones analizadas.

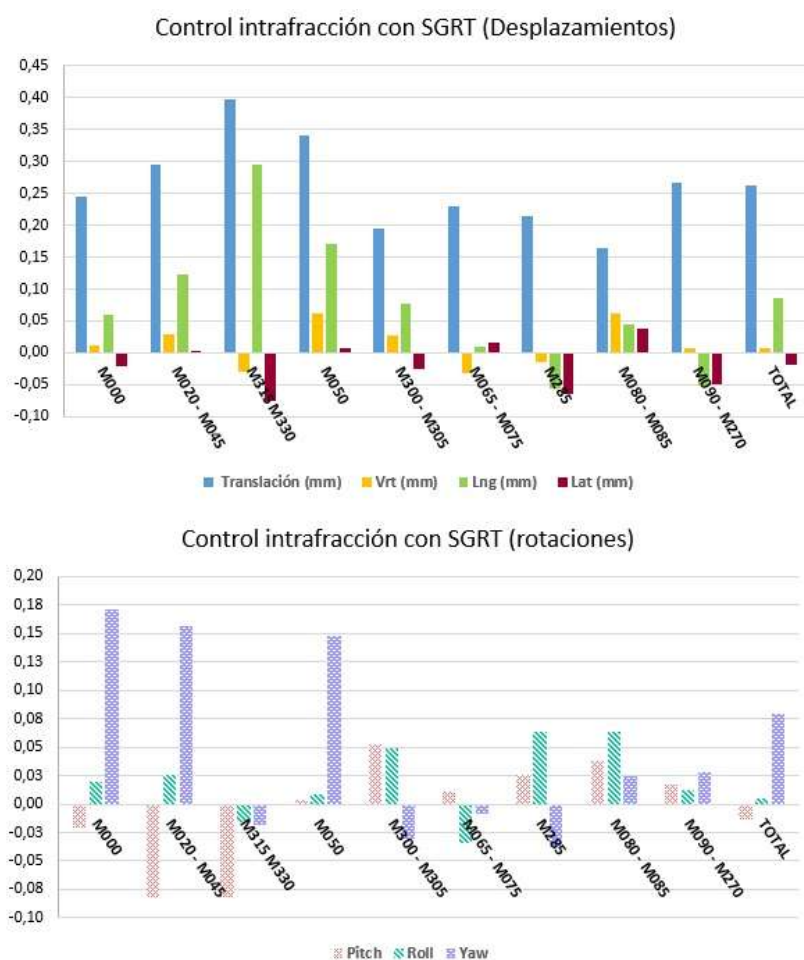


Figura 2. Desplazamientos y rotaciones promedio resultantes de las sesiones de monitorización con el sistema SGRT *AlignRT* para ángulos de mesa empleados en los tratamientos de SRS de los 11 pacientes analizados. Las barras identificadas como TOTAL, indican las traslaciones y rotaciones detectadas para todas las sesiones de monitorización y ángulos de mesa.

Figure 58:

Conclusiones

AlignRT permite realizar tratamientos de SRS con una precisión similar a la ofrecida por la IGRT. La monitorización del tratamiento realizada por el sistema en tiempo real es capaz de detectar desviaciones submilimétricas en la posición de tratamiento.

ORALES A5 / 1034

Control de calidad de un sistema de guiado por superficie para tratamientos estereotáxicos

Autor: Ruth Rodríguez Romero¹

Co-autores: María Pinto Monedero²; Patricia Sánchez Rubio³; Arturo López Corella; Miguel Torres López⁴; Julia Ciudad Rivas³; Ana Maria Lloret Gudina⁵; Jaime Martínez Ortega³

¹ Hospital Puerta de Hierro

² Hospital U. Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁵ Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda

Corresponding Author: rromero@gmail.com

Introducción

Los sistemas de guiado por superficie en radioterapia (SGRT) permiten monitorizar la posición del paciente en todo momento, complementando al guiado por imagen. En el caso de tratamientos estereotáxicos se requiere exactitud y precisión submilimétrica.

El objetivo de este trabajo es describir el programa de control de calidad elaborado para un sistema de SGRT destinado principalmente a tratamientos estereotáxicos craneales, así como los resultados obtenidos.

Material y Método

El programa de control de calidad se ha implementado, desde febrero de 2020, en un sistema de SGRT *AlignRT* (VisionRT) instalado en un acelerador lineal de electrones *TrueBeam* (Varian). El sistema de SGRT utilizado consta de tres dispositivos de posicionamiento óptico (POD) fijados al techo situados a ambos lados y a los pies de la mesa de tratamiento.

Diariamente, se comprueba que la consistencia de la posición detectada por cada POD sea menor de 0.5 mm, empleando un panel con patrón bidimensional de círculos negros sobre fondo blanco.

Semanalmente, se comprueba que la exactitud del posicionamiento del panel de MV sea inferior a 0.5 mm, utilizando la herramienta *IsoCal* de Varian que analiza la posición del isocentro de radiación y de los dispositivos de imagen, a partir de múltiples proyecciones de un maniquí cilíndrico con perdigones en su superficie. Posteriormente, se comprueba la validez de la calibración de *AlignRT* mediante el análisis de imágenes portales correspondientes a proyecciones antero-posteriores y laterales, de un maniquí cúbico que contiene cinco esferas radio-opacas de 7.5 mm de diámetro. Se recalibra el sistema si algún grado de libertad excede de 0.1 (mm de traslación o grados de rotación), o si más de uno iguala dicho valor. A continuación, se verifica el funcionamiento de *AlignRT* respecto al giro isocéntrico de mesa, adquiriendo proyecciones antero-posteriores del cubo a +45° y +90°.

Resultados y Discusión

Los resultados del control diario mostraron discrepancias promedio de 0.3 mm entre PODs, sin observarse tendencia, y excediéndose la tolerancia establecida en 3 ocasiones, siendo necesario recalibrar *AlignRT*.

El análisis de las imágenes realizado por la herramienta *IsoCal*, mostró desviaciones máximas del isocentro del receptor de imagen de MV y de radiación del orden de 0.1 mm, y 0.33 mm, respectivamente.

Los resultados de las verificaciones de la calibración realizadas con el maniquí cúbico fueron <0.1 mm y 0.1° en el 24% de los casos (fig.1), no siendo necesario recalibrar el sistema semanalmente. Las correcciones aplicadas fueron menores de 0.5 mm, salvo en 7 ocasiones (18%) en que los desplazamientos fueron del orden del mm. Dichos casos coincidieron con la calibración óptica previa de *AlignRT* utilizando el panel bidimensional de círculos (líneas verticales).

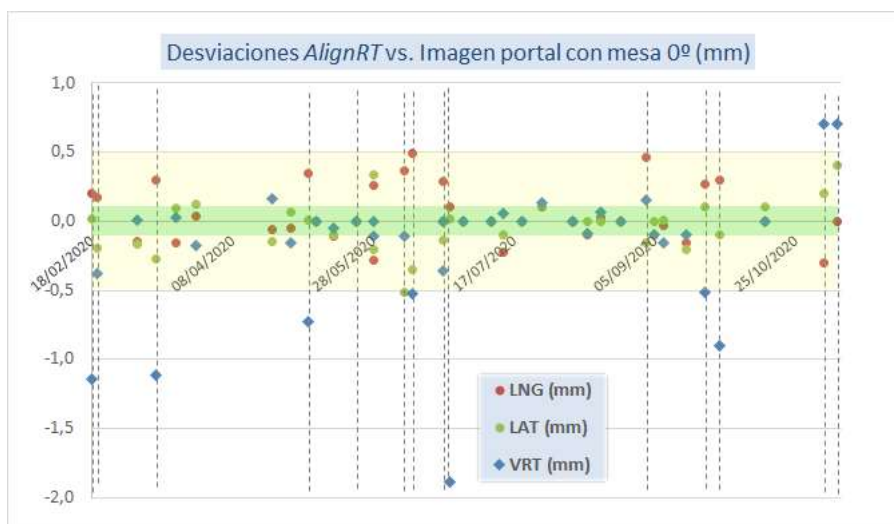


Figure 59: Desviaciones AlingRT sin rotación de mesa

Las discrepancia encontradas entre *AlignRT* y la imagen portal con la rotación de mesa, fueron inferiores a 0.5 mm, 0.4 mm y 0.3 mm en el 99%, 92% y 65% de los casos, respectivamente (ver fig.2). No se detectó desviación sistemática (mediana 0.2 mm), si bien se observaron discrepancias máximas para $\pm 90^\circ$.

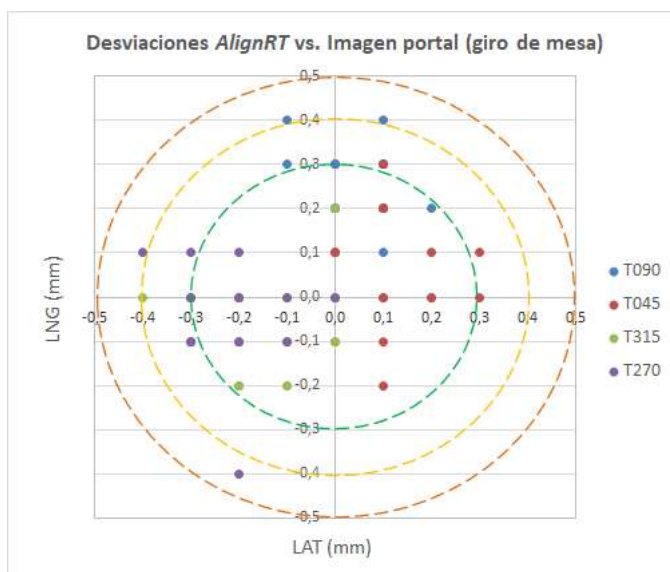


Figure 60: Desviaciones AlingRT con rotación de mesa

Conclusiones

Los resultados del control de calidad implementado para *AlignRT* permiten garantizar precisión sub-milimétrica requerida en tratamientos estereotáxicos.

ORALES A5 / 1043

Variaciones anatómicas en SBRT de próstata: efectos dosimétricos y verificación de márgenes CTV-PTV

Autores: Inés Flores-Cacho¹ ; Alejandro Prado Barragán² ; Miguel Ángel De la Casa De Julián³ ; Daniel Collado Álvarez⁴ ; Carmen Gomez Agudo⁵ ; Ruth Martin Alvarez^{None} ; Pedro Fernandez Letón⁵

¹ Hospital Central de la Defensa "Gómez Ulla"

² HU HM Sanchinarro. HM Hospitales.

³ HU HM Sanchinarro. HM Hospitales

⁴ Hospital Universitario HM Sanchinarro

⁵ Hospital HM Sanchinarro

Corresponding Author: ines.flores.cacho@gmail.com

Introducción

En los tratamientos de SBRT de próstata se proporcionan al paciente pautas para reproducir el volumen vesical del CT de simulación. Aun así, la variabilidad en este volumen puede tener efectos dosimétricos reseñables. En este estudio analizamos los efectos dosimétricos producidos por el cambio de volumen vesical y verificamos la adecuación de los márgenes CTV-PTV.

Material y método

Se seleccionaron 8 pacientes de próstata de alto riesgo (prescripción: 40Gy en 5 fracciones) tratados en Versa (Elekta Medical) con CBCT diario. En todos los pacientes se usó un balón rectal con 100cc de aire para fijar la próstata y eliminar variaciones de llenado del recto.

Los CBCTs se exportaron al planificador RayStation (RaySearch Labs), donde se contornearon recto y vejiga. Con los datos de desplazamientos y rotaciones obtenidos mediante CBCT en las sesiones de tratamiento se realizaron fusiones rígidas CBCT-CT para cada sesión y paciente. Esto nos permite calcular la dosis en el CBCT correspondiente a cada sesión de tratamiento. A partir de registros deformables CBCT-CT es posible trasladar la dosis de cada sesión al CT de simulación y calcular la dosis total para vejiga, recto, CTV y PTV.

Resultados

Observamos una alta variabilidad en el volumen vesical inter-fracción y respecto a la simulación. En un 57,5% de los CBCTs la variación respecto al CT de simulación es mayor del 30% (tabla1, panel superior figura 1).

Respecto a la cobertura del PTV vemos que los efectos de la variación del volumen vesical dependen mucho del paciente (tabla 1). En promedio se da una disminución del V95% desde (97,3±2,2)% hasta (87,0±10,5)% y de la D98% desde (37,9±0,3)Gy hasta (35,0±3,0)Gy. Sin embargo, al analizar la cobertura del CTV la variación es menor. El V95% [D98%] cambia desde (92,8±2,8)% [(36,9±0,7)Gy] hasta (97,7±0,6)% [(34,8±0,9)Gy].

Discusión

La variación en el volumen de la vejiga afecta tanto a la dosis recibida por la vejiga como a la impartida al PTV (figura1, panel inferior), ya que la próstata es desplazada y deformada respecto al CT de simulación. Esto implica que, aun existiendo protocolos de llenado de vejiga claros y de imagen diaria, existe una variabilidad intrínseca que se debe considerar en la planificación. La buena cobertura obtenida para los CTVs da cuenta de lo adecuados que son los márgenes que se usan en los tratamientos de SBRT de próstata en nuestro centro (expansión isotrópica de 5mm salvo en sentido posterior, donde se reduce a 3mm).

A la vista de los resultados, este tipo de patologías se beneficiarían de sistemas de radioterapia adaptativa, donde la planificación se adecúa al estado diario del paciente. Esto es muy útil en tratamientos hipofraccionados, donde la probabilidad de compensar diferencias aleatorias entre las diferentes sesiones es menor.

Conclusión

Los cambios inter-fracción en el volumen de la vejiga no son despreciables y tienen efectos dosimétricos importantes. Sin un sistema de radioterapia adaptativa que disminuya estas variaciones los márgenes CTV-PTV deben ser suficientes. Es responsabilidad de cada institución definir márgenes adecuados entre CTV y PTV que aseguren la cobertura del CTV.

Paciente	Vejiga			Pared Vesical			
	Volumen simul. (cc)	(Volumen) CBCT (cc)	% de fx con $\Delta V > 30\%$	V24Gy plan (%)	V24Gy tto. (%)	Dmax plan (cGy)	Dmax tto. (cGy)
1	159,9	150,5 ± 124,3	80%	33,71	37,96	4177	4118
2	136,6	103,8 ± 32,2	40%	32,87	35,50	4206	4190
3	603,0	492,4 ± 50,3	0%	22,13	15,21	4171	3905
4	322,4	325,5 ± 96,1	40%	31,91	32,20	4175	4171
5	556,9	333,5 ± 141,2	60%	32,73	38,19	4162	4167
6	135,1	118,8 ± 54,8	80%	31,09	29,95	4180	4085
7	209,7	132,4 ± 28,1	80%	31,22	35,30	4191	4134
8	344,6	252,3 ± 252,3	60%	46,07	55,30	4251	4253
GLOBAL			57,5%	37,7±6,1	35,0±10,3	4189±26	4127±97

Paciente	PTV				CTV			
	V95 plan (%)	V95 tto. (%)	D98 plan (cGy)	D98 tto (cGy)	V95 plan (%)	V95 tto. (%)	D98 plan (cGy)	D98 tto (cGy)
1	98,53	81,73	3814	3215	91,56	92,49	3673	3639
2	98,00	84,37	3800	3207	94,65	93,24	3641	3631
3	98,44	65,59	3805	3079	90,51	78,76	3716	3504
4	91,50	80,09	3717	3393	94,17	96,54	3763	3775
5	98,01	98,17	3800	3807	93,85	95,61	3692	3738
6	97,98	93,56	3800	3697	87,66	91,71	3551	3654
7	98,42	94,30	3805	3762	97,50	97,85	3794	3798
8	97,60	98,10	3793	3804	92,51	95,29	3657	3728
GLOBAL	97,3±2,2	87,0±10,5	3792±29	3496±285	92,8±2,8	97,7±5,6	3686±71	3483±90

Figure 61: Variación de volumen vesical y efectos dosimétricos sobre pared vesical, PTV y CTV. Los márgenes de error corresponden a la desviación estándar

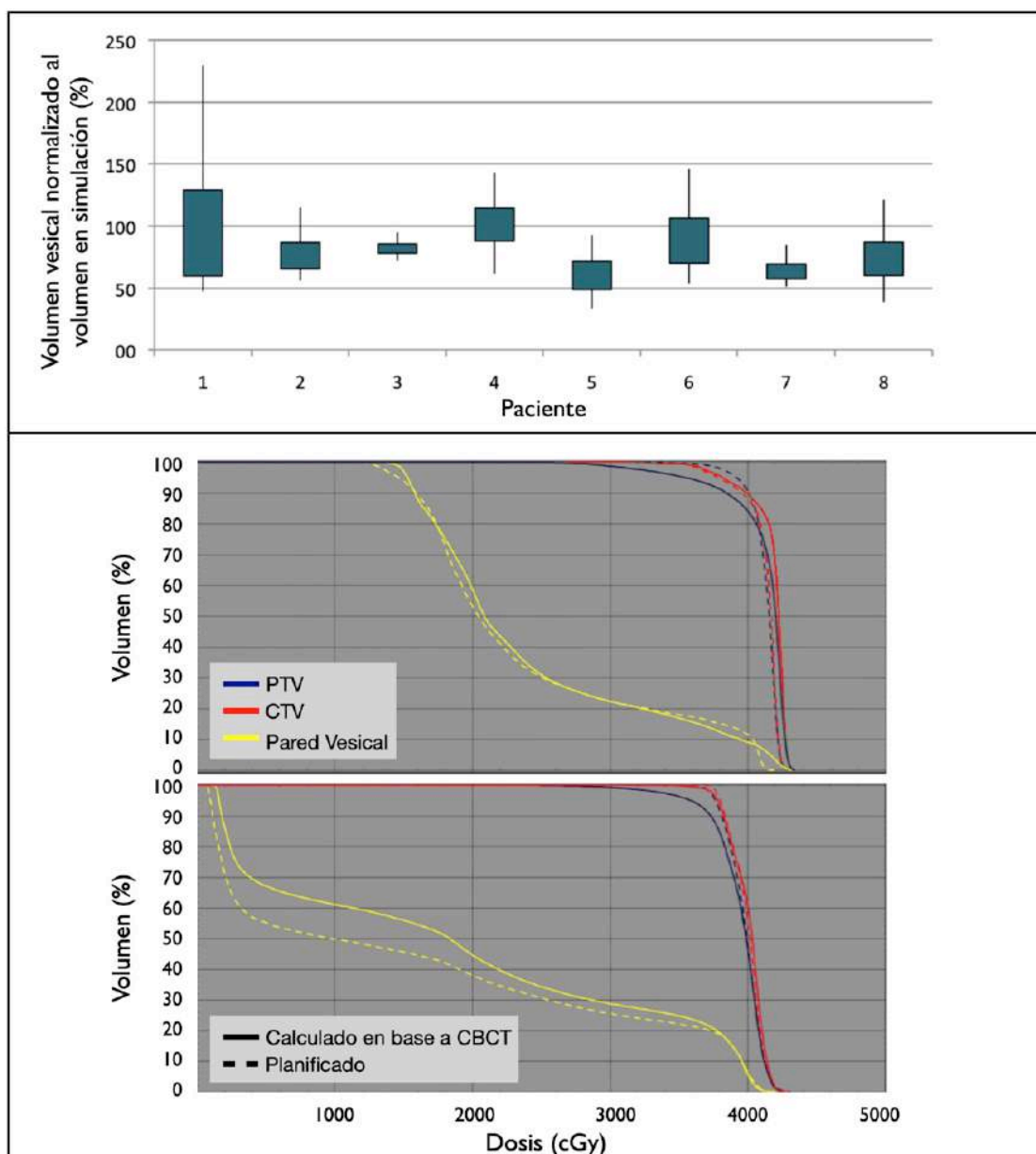


Figure 62: Panel superior: variación del volumen vesical durante el tratamiento. Las zonas sombreadas corresponden al promedio $\pm$ desviación estándar y las líneas muestran el rango completo. Panel inferior: Histograma dosis-volumen para dos pacientes. En línea discontinua las curvas correspondientes a la planificación; en línea continua las curvas estimadas a partir de los CBCT. Se muestran sólo PTV (azul), CTV (rojo) y pared vesical (amarillo)

ORALES A5 / 1138

Cálculo de ITV a partir de un modelo de movimiento respiratorio 5D

Autores: Leon Aldrovandi¹ ; Ruben Farias¹ ; Maria Florencia Mauri¹ ; Mara Lia Scarabino² ; Maria Liliana Mairal³

¹ *Mevaterapia Oncología Radiante*

² *Mevaterapia*

³ *MEVATERAPIA ONCOLOGÍA RADIANTE*

Corresponding Author: laldro@mevaterapia.com.ar

Introducción

Es bien sabido que en tratamientos SBRT de pulmón en respiración libre (RL), el movimiento tumoral debe ser evaluado individualmente, de manera de poder determinar un ITV paciente-específico. La metodología estándar para la derivación del ITV se basa en el uso de la tomografía 4D. Sin embargo, el acceso a esta tecnología puede ser limitado, principalmente en países no desarrollados. En estos casos, la opción más habitual es la de inspiración-espriación en respiración sostenida. En este trabajo describiremos una metodología alternativa basada en un modelo de movimiento respiratorio 5D desarrollado por Low et.al. 1. Seguido a esto se presentará el análisis realizado con el fin de evaluar la factibilidad y conveniencia de esta nueva técnica.

Materiales y métodos

El modelo 5D utilizado describe el movimiento del tejido pulmonar como una función de: la posición del tejido en una dada fase de referencia, el volumen tidal y el flujo de aire. En conjunto con la información derivada de 14 tomografías de baja dosis y el registro simultáneo del ciclo respiratorio mediante un espirómetro, este modelo permite determinar la posición del centro de masa de la lesión a lo largo de todo el ciclo.

Para 11 pacientes de SBRT de pulmón se determinó el ITV siguiendo tres metodologías: inspiración-espriación (ITV_{InEs}), inspiración-espriación más 3 tomografías en RL ($ITV_{InEs+RL}$) y el modelo 5D (ITV_{5D}). Luego se realizó una evaluación del ITV_{5D} en base a la comparación con ITV_{InEs} e $ITV_{InEs+RL}$, utilizando la información suministrada por las tomografías en RL (17 volúmenes GTV en total, definiendo el volumen suma GTV_{RL}) así como el ITV derivado de las imágenes CBCT adquiridas en la sala de tratamiento (ITV_{CBCT}). Los volúmenes GTV_{RL} y ITV_{CBCT} resultan de utilidad en la evaluación del ITV_{5D} debido a están necesariamente contenidos por el ITV real.

Resultados

El porcentaje de GTV_{RL} que queda excluido de cada ITV tiene un valor promedio ($\pm 1SD$) de 29.9% ($\pm 16.4\%$), 15.5% ($\pm 11.9\%$) y 8.8% ($\pm 6.3\%$) para ITV_{InEs} , $ITV_{InEs+RL}$ e ITV_{5D} , respectivamente. Así mismo, los valores promedio ($\pm 1SD$) de la distancia entre cada ITV y las regiones de GTV_{RL} por fuera de dicho volumen son 1.8 (± 1.1) mm, 1.1 (± 0.8) mm y 0.7 (± 0.5) mm para ITV_{InEs} , $ITV_{InEs+RL}$ e ITV_{5D} , respectivamente. Se observa que el modelo 5D es el que mejor contiene a GTV_{RL} . Del cálculo del coeficiente de Dice entre ITV_{5D} y GTV_{RL} se encuentra un valor promedio del coeficiente de 0.91 (± 0.06). Esto permite suponer que de existir una sobrestimación en el tamaño de ITV_{5D} , esta no es significativa.

Por último, la comparación del volumen ITV_{5D} con el volumen ITV derivado de las imágenes CBCT muestra que el ITV_{5D} contiene adecuadamente al ITV_{CBCT} , con un porcentaje promedio ($\pm 1SD$) de ITV_{CBCT} fuera del ITV_{5D} de 4.5% ($\pm 5.9\%$) y una distancia promedio ($\pm 1SD$) de las regiones de ITV_{CBCT} fuera del ITV_{5D} de 0.7 (± 0.5) mm.

Conclusiones

La metodología desarrollada permite contar con una estimación más exacta del ITV real que la obtenida con la metodología empleada actualmente en nuestra institución. Además, permite reducir la dosis entregada al paciente debido a imágenes gracias al uso de tomografías de baja dosis, al tiempo que lleva a una simplificación considerable del proceso de tomosimulación al no requerir la adquisición de imágenes en respiración sostenida.

Referencias

1- Low, Daniel A., et al. "Novel breathing motion model for radiotherapy." *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 63.3 (2005): 921-929.

ORALES A5 / 1277

Comparación entre el sistema de rayos X de Exactrac Dynamic y el sistema Cone-Beam de Varian

Autores: Rodrigo Astudillo Olalla¹ ; Marina Gutiérrez Ruiz^{None}

Co-autores: Jorge Alonso Muriedas ; Verónica Cañón García¹ ; Ana Laura Rivero Perez² ; Javier Albendea Roch ; Samuel Ruiz Arrebola¹ ; José Andrés Vázquez Rodríguez³ ; M^a Teresa Pacheco Baldor¹ ; Uriel Alexander Corro Verde⁴ ; Paola Andrea Navarrete Solano⁵ ; Ivan Diaz de Cerio Martinez⁴ ; Elisabeth Estefanía Arrojo Álvarez ; María Ferri Molina¹ ; Rosa Fabregat Borrás¹

¹ *Hospital Universitario Marqués de Valdecilla*

² *H.U. Marqués de Valdecilla*

³ *SEFM*

⁴ *Hospital Universitario Marques de Valdecilla*

⁵ *Hospital universitario marqués de Valdecilla*

Corresponding Author: ras.spa@gmail.com

Introducción

El Exactrac Dynamic es un sistema de posicionamiento y control intrafracción que combina el guiado por superficie mediante luz estructurada y cámara térmica junto con imágenes estereoscópicas de rayos X.

El sistema Cone-Beam (CBCT) es una modalidad de imagen de rayos X que permite adquirir una imagen tridimensional del paciente a partir de una sola rotación del gantry del acelerador para compararla con la TC de simulación del tratamiento.

El objetivo de este trabajo es estudiar la precisión y exactitud con la que el Exactrac Dynamic detecta diversos desplazamientos intencionados y compararlos con los resultantes del sistema Cone-Beam (CBCT) del acelerador TrueBeam.

Material y métodos

Las medidas se han realizado en un acelerador Varian Truebeam STX que cuenta con el sistema Exactrac Dynamic, utilizando el maniquí de cabeza "Cranial verification phantom" de Brainlab al que se le ha moldeado una máscara termoplástica "Cranial 4Pi Stereotactic Mask" de Brainlab y se le ha realizado una TC de simulación. Para poder realizar el posicionado del maniquí en el acelerador con el sistema Exactrac Dynamic y con el CBCT se ha preparado un plan de tratamiento con un isocentro centrado en una de las esferas radiopacas que tiene el maniquí en su interior.

El posicionamiento del maniquí se realiza con el sistema Exactrac Dynamic, primero utilizando el guiado por superficie y a posteriori utilizando el sistema de rayos X, hasta obtener una discrepancia respecto las radiografías reconstruidas digitalmente inferior a 0,3mm y 0,3°. Una vez posicionado, se aplican desplazamientos intencionados de 2mm, 1mm y 0,5mm en los tres ejes de la mesa. Tras aplicar estos desplazamientos se realizan adquisiciones de imagen con los dos sistemas, con el fin de estudiar los desplazamientos calculados por cada uno de ellos. Se realiza el mismo procedimiento en tres ocasiones para cada desplazamiento intencionado aplicado.

Resultados y discusión

La tabla 1 muestra los valores de la media y desviación estándar de los desplazamientos que ambos sistemas han calculado para los tres ejes principales de la mesa. Se observa que ambos sistemas tienen una precisión y exactitud muy similar, inferior a 0,2mm y que no depende del desplazamiento realizado.

No se observa que las diferencias entre los desplazamientos calculados por Exactrac Dynamic y por el CBCT dependan del desplazamiento aplicado, encontrándose un promedio de $-0,03 \pm 0,05$ mm, $0,16 \pm 0,09$ mm y $0,01 \pm 0,06$ mm en lateral, longitudinal y vertical, respectivamente.

Desplazamiento intencionado	Sistema de medida		Desplazamientos calculados		
			Lateral	Longitudinal	Vertical
2 mm	Exactrac Dynamic	media [mm]	1,97	2,03	2,00
		desviación estándar [mm]	0,06	0,01	0,02
	CBCT	media [mm]	1,97	1,87	2,00
		desviación estándar [mm]	0,06	0,06	0,17
1 mm	Exactrac Dynamic	media [mm]	1,07	1,17	1,00
		desviación estándar [mm]	0,12	0,01	0,01
	CBCT	media [mm]	1,03	0,97	1,03
		desviación estándar [mm]	0,06	0,06	0,06
0,5 mm	Exactrac Dynamic	media [mm]	0,50	0,60	0,57
		desviación estándar [mm]	0,10	0,01	0,01
	CBCT	media [mm]	0,43	0,43	0,57
		desviación estándar [mm]	0,15	0,06	0,06

Figure 63: Media y desviación estándar (k=1) de los desplazamientos medidos con el CBCT de Varian y el Exactrac Dynamic después de realizar un desplazamiento intencionado

Conclusión

Se puede afirmar que ambos sistemas detectan los movimientos estudiados con una precisión y exactitud mejores que 0,2mm además de ser consistentes entre ellos.

ORALES A5 / 1310

Validación del algoritmo de registro de imagen deformable MIM en Tomoterapia

Autores: Noelia Suarez Alvarez¹ ; Albert Bartrés Salido¹ ; Vicent Pastor Sanchis² ; Melanie Erzilbengoa Izaguirre¹

¹ Onkologikoa

² Onkologikoa Fundazioa

Corresponding Author: nsuarez@onkologikoa.org

Introducción

La reciente actualización de los equipos de Tomoterapia a IDMS incorpora en su módulo de Radioterapia Adaptativa (ART) el uso de MIM. Éste emplea un algoritmo de tipo *free-form* basado en la intensidad de los vóxeles para realizar la deformación de la imagen diaria sobre el CT de planificación y computar la dosis acumulada en cada sesión.

Este tipo de algoritmos funcionan como cajas negras y es importante entender su propia incertidumbre asociada. En este trabajo nos hemos apoyado en el TG132 y en bibliografía reciente para validar el algoritmo y estudiar su comportamiento en distintas situaciones.

Material y métodos

Se evaluaron deformaciones en 3 niveles de complejidad: maniquí rígido Cheese con insertos de distintas densidades e inserto de resolución espacial, maniquí Steev (CIRS) con inserto deformable y pacientes reales. Sobre los maniquíes se generaron planes IMRT con parámetros habituales de planificación.

Las métricas utilizadas para evaluar la similitud de las estructuras fueron:

- Distancia Hausdorff (HD): máxima distancia de un punto entre dos series.
- Distancia media promedio (MDA).
- Coeficiente Dice (DSC): grado de superposición de los contornos.
- Índice Jaccard (JI): grado de superposición de los volúmenes.

Se contemplaron 8 casos en los que el comportamiento del algoritmo podría verse afectado (tabla 1)

Caso	Parámetro a evaluar	Método de evaluación
1	Modalidad de imagen	Registro CT-MVCT versus MVCT-MVCT
2	Límite del FOV de la imagen	Contornos parcialmente registrados en la <u>tomoimagen</u>
3	Parámetros de adquisición de la imagen diaria	Variación de las resoluciones de reconstrucción (<u>Coarse/Normal/Fine</u>) y el ancho de corte (ST=1/2/3/4/6mm)
4	Longitud de la <u>tomoimagen</u>	5 longitudes distintas de adquisición en maniquíes
5	Heterogeneidades	Deformación de los insertos de distintas densidades
6	Singularidades del algoritmo	Presencia de artefactos: inserto de titanio en el maniquí <u>cheese</u> y prótesis dentales en pacientes
7	Método de regularización	Deformación de tejido blando manteniendo la integridad anatómica sin saltos de <u>vóxel</u> en pacientes
8	Reproducibilidad	Repetición de 3 <u>tomoimágenes</u> y su correspondiente irradiación del plan sin desplazamiento de los maniquíes

Figure 64: Tabla 1

Resultados

Los resultados más destacables en cada caso son:

1. $DSC_m > 0.95$ en ambas modalidades. MDA_m es mayor en MVCT, pero se mantiene $< 1mm$.
2. La estructura cuyos parámetros se ven más afectados es la piel, con $HD_m = 6.0mm$ y $JI_m = 0.69$.
3. No hay correlación entre la resolución de la imagen y las métricas evaluadas. $DSC_m > 0.96$ en todos los casos.
4. HD_m y MDA_m aumentan con la longitud del scan, debido a que un menor volumen de las estructuras se completa con el CT.
5. En la tabla 2 se recogen los valores para distintas densidades.

Estructura	$\rho(g/cm^3)$	$HD_m \pm STD(mm)$	$MDA_m \pm STD(mm)$	$DSC_m \pm STD$	$JI_m \pm STD$
Pulmón_0.3	0.3	3.13 ± 0.04	$0.5 \pm$	0.95 ± 0.02	0.90 ± 0.03
Pulmón_0.45	0.45	2.8 ± 0.5	0.32 ± 0.03	0.968 ± 0.03	0.939 ± 0.06
Cerebro	1.053	3.3 ± 0.2	0.73 ± 0.09	0.92 ± 0.01	0.85 ± 0.02
Hueso	1.152	2.7 ± 0.7	0.52 ± 0.1	0.95 ± 0.01	0.90 ± 0.02
Hueso cortical	1.823	2.1 ± 0.8	0.2 ± 0.05	0.979 ± 0.03	0.960 ± 0.006
Titanio	3.79	2.2 ± 0.9	0.4 ± 0.2	0.92 ± 0.03	0.86 ± 0.05

Figure 65: Tabla 2

6. En el maniquí Cheese: $MDA_m < 1mm$, $DSC_m > 0.9$ y $JI_m > 0.8$ para el inserto de titanio. En pacientes con prótesis dentales, el contorno de la mandíbula muestra $HD_m = 2,2cm$, $DSC_m = 0.88$ y $JI_m = 0.79$, mientras que en pacientes sin prótesis $HD_m < 5mm$, $DSC_m = 0.91$ y $JI_m = 0.83$.
7. Evaluación visual óptima de la interfaz entre columna vertebral y pulmón de diez pacientes.
8. Aunque en porcentaje la STD de la HD y la MDA es alta, siempre se mantiene por debajo de 1mm.

Discusión

El comportamiento del algoritmo es bueno. El $DSC_m > 0.7$ como recomiendan Zimring et al (2005), salvo en el caso de la piel. La MDA_m es menor al propio tamaño del vóxel. La HD_{mx} siempre corresponde a puntos en la dirección craneocaudal, donde la resolución es menor.

En presencia de singularidades y estructuras en tejido homogéneo, la deformación es menos precisa. No hemos encontrado correlación entre la resolución de la imagen y la calidad de la deformación, por lo que un cambio de parámetros de adquisición habituales de la tomoimagen (normal; 2mm) implicaría un aumento de dosis y tiempo de adquisición no justificados.

Conclusiones

Se ha validado el algoritmo, encontrándose limitaciones en la deformación de estructuras en la dirección craneocaudal y en presencia de artefactos.

ORALES A6 / 1074

Desarrollo de una metodología para habilitar la edición de pesos de puntos de control como grado de libertad en planificación directa de arcoterapia

Autores: Enrique Tenllado-Baena¹ ; Raúl Sánchez-López² ; Laura Granado-Alonso² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Susana Donis-Gil² ; Miguel A. Díez-Gallego² ; Álvaro A. Fernández-Lara² ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Sofía García-Repiso² ; Fernando Gómez-Enríquez² ; Carlos Montes Fuentes² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: etenllado@saludcastillayleon.es

Introducción

Las unidades de tratamiento capaces de administrar planes de VMAT tienen la posibilidad de cambiar las condiciones de disparo en cada punto de control (tasa y velocidad de gantry). En planificación directa de arcoterapia dinámica conformada, sin embargo, estas condiciones son constantes.

En este trabajo, se propone una metodología para ajustar esas condiciones de acuerdo a patrones elegidos por el usuario.

Material y métodos

Dicha metodología consiste en modificar los pesos de los puntos de control en el plan DICOM exportado desde el planificador Eclipse (Varian). Dicho plan consta de un arco con un movimiento de láminas concreto. Ese plan editado se vuelve a enviar al planificador, ya con el campo modificado.

En nuestro centro se han creado aplicaciones usando la librería de Python “pydicom”, y se han diseñado varios métodos de edición:

- Definir una función matemática y trasladarla al perfil de pesos del campo. En las figuras se puede ver un ejemplo de cómo una función (Fig. 1) es interpretada por el planificador (Fig. 2).
- Crear el perfil de pesos buscando unos valores concretos de tasa de disparo y velocidad de gantry.
- Crear el perfil de pesos de forma iterativa para conseguir una aceleración de gantry específica.

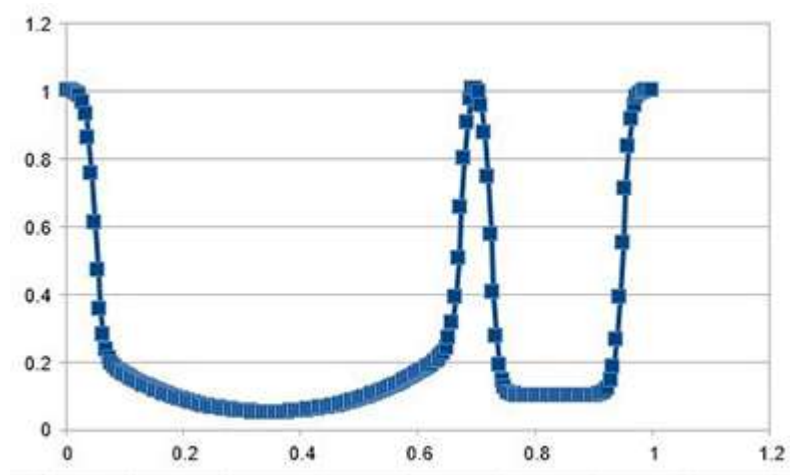


Figure 66: Fig.1



Figure 67: Fig.2

Es recomendable conocer las limitaciones de la unidad de tratamiento (Clinac DHX, Varian). Se ha desarrollado una herramienta para verificar algunos parámetros limitantes (UM/grado, aceleración del gantry, ...) y comprobar la correcta implementación del plan modificado en la unidad de tratamiento, corrigiendo dicho plan si fuera necesario y factible. En cualquier caso, el control final lo hace el planificador al importar el plan.

Resultados

En los planes modificados y posteriormente calculados por Eclipse de forma correcta, se ha comprobado que los parámetros editados que calcula el planificador (tasa, aceleración,...) responden a las modificaciones introducidas en el fichero DICOM, y en la máquina, estos planes pasan los mismos controles de calidad que aquellos planificados con otras técnicas complejas de tratamiento.

Discusión

Las utilidades aplicables de esta metodología son, entre otras, su aplicación en la dosimetría clínica de pacientes para mejorar la homogeneidad de la dosis en arcos conformados, y la creación de numerosos planes de control de calidad para el equipamiento y la propia unidad de tratamiento.

Por otro lado, el hecho de usar una solución externa al planificador (Python) debería hacer posible su fácil adaptación a las soluciones de planificación de distintas casas comerciales.

Conclusión

Se ha conseguido habilitar un grado de libertad para la planificación directa de arcoterapia que habitualmente no ofrecen los planificadores comerciales. Esta era la intención principal, y será el usuario, en cada caso, el que valore su utilidad en diferentes escenarios.

ORALES A6 / 1100

Impacto dosimétrico de la introducción de objetivos de optimización biológicos gEUD y planificación automática**Autor:** Marta Barceló-Pagès¹**Co-autores:** Pedro Gallego¹ ; Jaime Pérez-Alija¹ ; Artur Latorre-Musoll¹ ; Nuria Jornet Sala¹ ; Cristina Ansón Marcos¹ ; Nagore García Apellaniz¹ ; Pablo Carrasco de Fez¹ ; Jose María Chimeno Hernández¹ ; Mar Adrià Mora¹ ; Helena Vivancos Bargalló¹ ; Agustín Ruiz Martínez¹ ; Montserrat Ribas¹¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.**Corresponding Author:** marta.barcelopages@gmail.com**Introducción**

La introducción de nuevas estrategias de optimización de los planes de tratamiento requiere de una evaluación de su impacto dosimétrico. Este estudio analiza el impacto en las dosis a órganos de riesgo de dos de las mejoras implementadas en el proceso de optimización de la técnica de VMAT en la planificación de pacientes de próstata: la utilización de objetivos de optimización biológicos gEUD (Fogliata et al., 2018) y el uso de planificación automática RapidPlan.

Material y métodos

La gEUD se introdujo en nuestra rutina clínica en enero de 2019 y RapidPlan en enero de 2020, por lo que se han seleccionado 20 planes tratados entre julio y diciembre de cada año (2018, 2019 y 2020) a fin de evitar el periodo de aprendizaje. Durante este periodo los criterios de definición de volúmenes y preparación del paciente son consistentes.

Se han elegido únicamente pacientes con próstata, o próstata con vesículas. Para poder comparar las dosis a órganos de riesgo, todos los planes se han normalizado a la prescripción más alta (76 Gy). Se han extraído de manera automática las siguientes métricas para el recto y la vejiga: V30Gy, V40Gy, V50Gy, V60Gy, V70Gy, V74Gy, V76Gy y Dmedia.

Resultados

Se han representado gráficamente las métricas y se ha aplicado test t-student para estudiar la significancia estadística de las variaciones.

La figura 1 muestra que, en el caso del recto, el uso de gEUD disminuyó de forma estadísticamente significativa todas las métricas ($p < 0.05$). Por su parte, RapidPlan no disminuyó significativamente las dosis respecto a los planes gEUD, pero sí que se aprecia una disminución de la variabilidad inter-paciente.

La dosis media en recto disminuyó significativamente del valor inicial $D_{media}(VMAT) = (42 \pm 4) \text{ Gy}$ a $D_{media}(gEUD) = (30 \pm 8) \text{ Gy}$ ($p < 0.05$) y $D_{media}(RapidPlan) = (27 \pm 5) \text{ Gy}$ ($p < 0.05$).

En la figura 2, correspondiente a la vejiga, disminuyen los valores de todas las métricas y la variabilidad, tanto en gEUD como RapidPlan, aunque no en todas se alcanza la significancia estadística (V70Gy, V74Gy, V76Gy).

La dosis media en vejiga disminuyó significativamente de $D_{media}(VMAT) = (33 \pm 9) \text{ Gy}$ a $D_{media}(gEUD) = (24 \pm 8) \text{ Gy}$ ($p < 0.05$) y $D_{media}(RapidPlan) = (26 \pm 8) \text{ Gy}$ ($p < 0.05$).

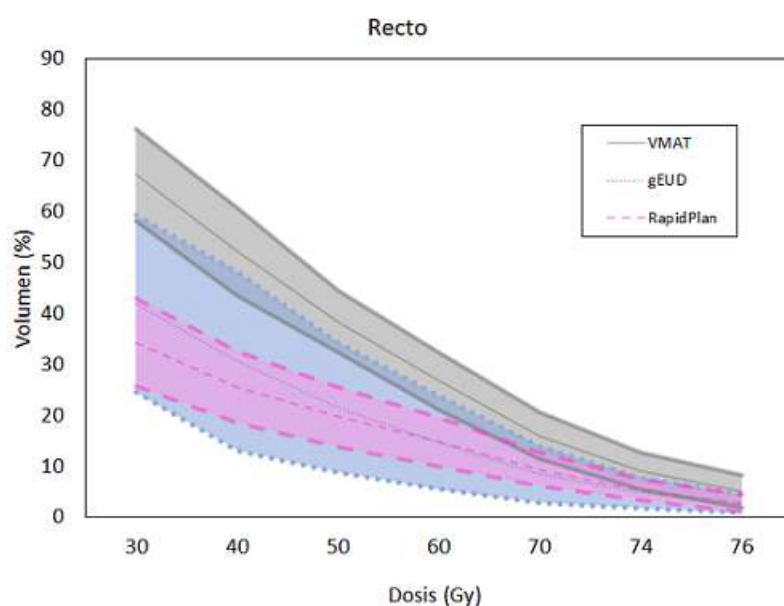


Figure 68: Valor medio y ± 1 desviación estándar de los histogramas dosis-volumen de recto de cada muestra.

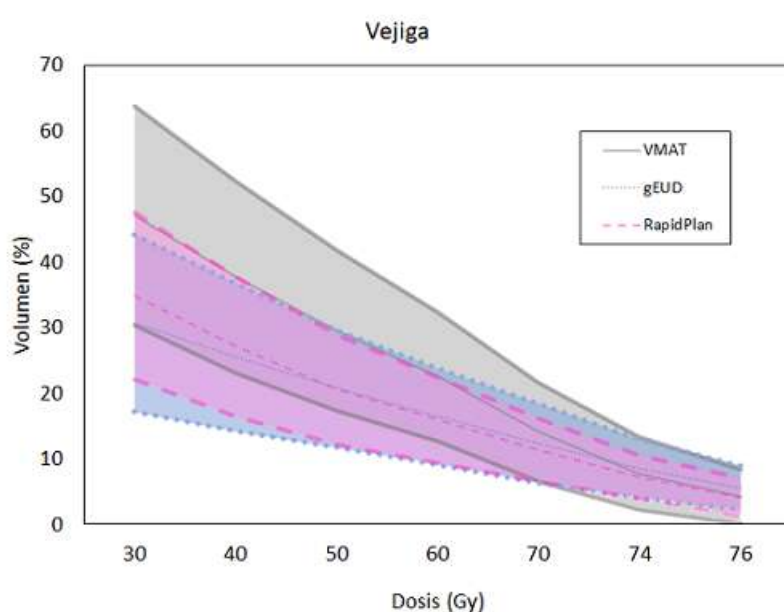


Figure 69: Valor medio y ± 1 desviación estándar de los histogramas dosis-volumen de vejiga de cada muestra.

Discusión

Ambas estrategias en la optimización de la planificación han reducido la dosis absorbida para los dos órganos de riesgo, siendo el recto el más beneficiado, y en el caso de RapidPlan ha reducido la variabilidad. Este resultado es relevante porque nos permite mejorar la calidad de los tratamientos en nuestro centro reduciendo la influencia de la experiencia o apreciaciones individuales en el proceso de la planificación.

La mejora en vejiga, aunque muestra una tendencia no es significativa por la mayor variabilidad anatómica y de preparación que presentan los pacientes.

Conclusiones

En este trabajo hemos constatado que los cambios introducidos en la optimización de los planes para próstata han resultado en una mejoría significativa en la dosis absorbida y una reducción de la variabilidad entre pacientes. El siguiente paso será evaluar el impacto clínico de estas variaciones.

Referencias

Fogliata A, Thompson S, Stravato A, Tomatis S, Scorsetti M, Cozzi L. On the gEUD biological optimization objective for organs at risk in Photon Optimizer of Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(1):106-114. doi:10.1002/acm2.12224

ORALES A6 / 1109

IMAGEN FUNCIONAL DEL SPECT EN LA PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS PULMONARES EN RADIOTERAPIA

Autores: Alba Sanchez Rodriguez^{None} ; Víctor González Pérez¹ ; Alba Montaner Alemany² ; Veronica Cotanda Ricart³ ; Oscar José Pellicer Valero⁴ ; Victor De los Dolores⁵ ; Carmen Guardino⁵ ; José Domingo Lago Martin^{None} ; Vicente Crispín⁵

¹ *Fundación Instituto Valenciano de Oncología*

² *Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO) - Centro Nacional de Dosimetría (CND)*

³ *FIVO-CND*

⁴ *Universitat de València*

⁵ *Fundación Instituto Valenciano de Oncología*

Corresponding Author: alba.sanchezrodriguez27@gmail.com

INTRODUCCION

En la dosimetría clínica del tratamiento de cáncer de pulmón con radioterapia es posible incorporar información funcional. En este estudio se evaluaron las consecuencias dosimétricas de añadir la imagen del SPECT a la planificación para localizar las zonas del pulmón altamente funcionales y optimizar el tratamiento modificando la distribución de dosis para evitar dichas regiones.

MATERIAL Y MÉTODOS

En este estudio retrospectivo se identificaron 7 pacientes tratados con radioterapia entre 09/2019 y 10/2020 en un VERSA HD (Elekta) y ONCOR (Siemens) con diversos fraccionamientos: 33x200 Gy/fx (4), 30x200 Gy/fx (1) , 8x7,50 Gy/fx (1) y 17x4,10 Gy/fx (1); a los que, además, se les había realizado un SPECT/CT de perfusión con 3 mCi de 99mTc-MAA.

La imagen funcional del SPECT/CT se importó al sistema de planificación (RayStation 8A) donde se delimitó la zona más funcional del pulmón (Vfuncional) estableciendo como umbral el 70% del valor máximo de captación (Figura1) y se trasladó al CT de planificación mediante una fusión deformable. La media del volumen de Vfuncional fue de 130 ± 70 cc (rango 40-220 cc) que equivale a un 1-8 % del volumen total del pulmón.

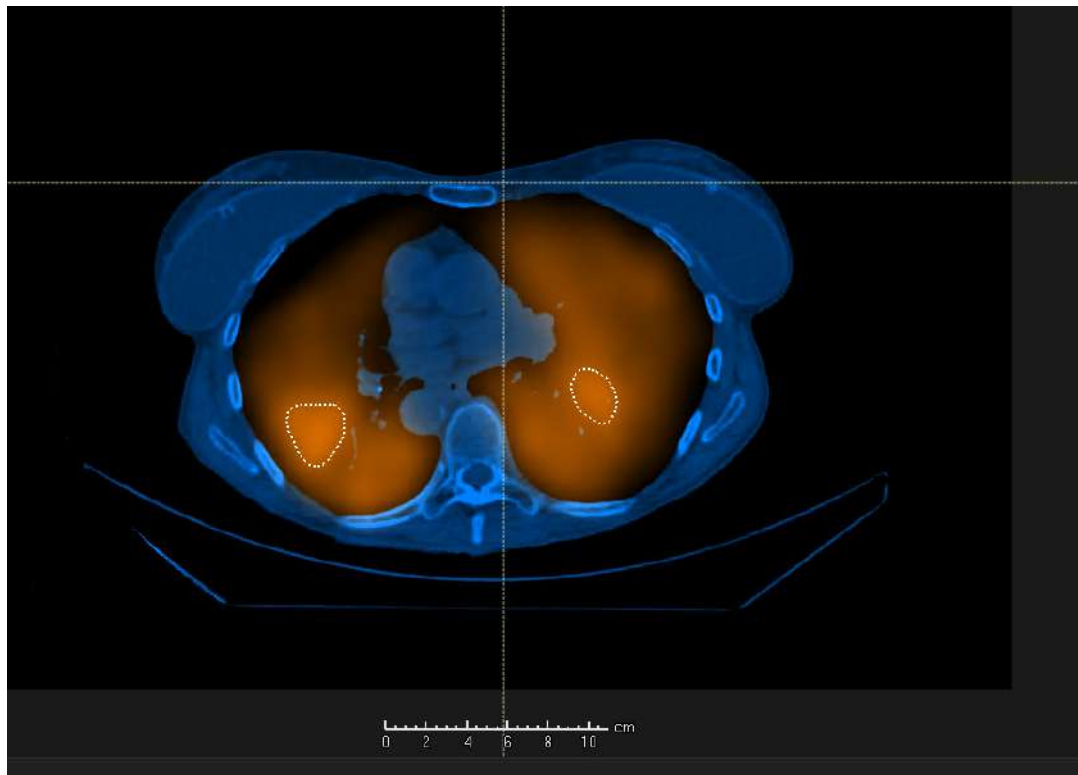


Figure 70: Volumen funcional en el SPECT/CT

Para cada paciente, dos observadores planificaron independientemente los tratamientos con IMRT step and shoot y VMAT sin tener en cuenta la imagen funcional del SPECT. En un siguiente paso, reoptimizaron dichos tratamientos considerando también el Vfuncional tratando de bajar la dosis que recibía previamente. En todas estas planificaciones se normalizó la dosis de prescripción al parámetro D90.

Se recopilaron los valores de los siguientes parámetros dosimétricos: D98 y D2 del PTV, Dmedia de Vfuncional, Dmedia del corazón, esófago, pulmones contra e ipsilateral, Dmáxima a la médula y V20 del pulmón total menos el PTV.

Se realizó un análisis estadístico de estos parámetros para las planificaciones con y sin información funcional mediante el test U de Mann-Whitney. Se consideró estadísticamente significativo el valor $p < 0,05$.

RESULTADOS

El análisis estadístico muestra una diferencia significativa, $p=0.037$ (Figura2), de la Dmedia de Vfuncional entre las planificaciones con y sin información funcional (mediana 850 y 490 cGy respectivamente) mientras que no se han obtenido ninguna diferencia significativa en los parámetros que evaluaban el PTV y la dosis recibida por los órganos de riesgo.

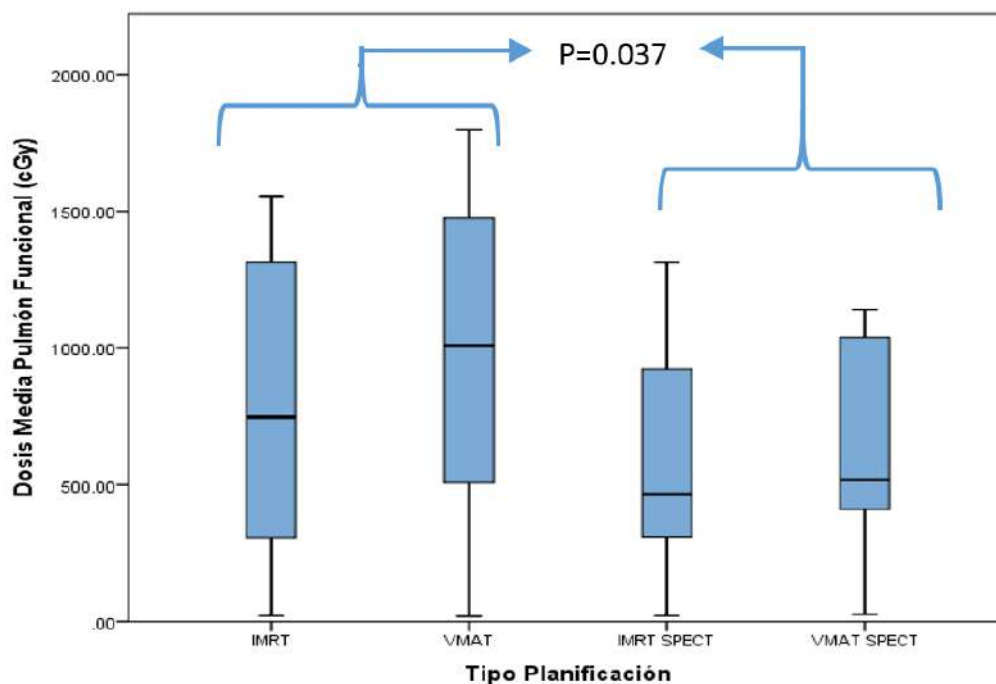


Figure 71: Dosis media al volumen funcional para cada tipo de planificación

DISCUSION

Las planificaciones han sido robustas frente al tipo de técnica utilizada (VMAT o IMRT) y al radiofísico que la ha realizado, al no hallarse diferencias significativas entre ellas.

La mayor disminución de la Dmedia del Vfuncional para un paciente ha sido de 18 a 11 Gy tras la nueva optimización, mientras que para otro paciente no se obtuvo ninguna mejora apreciable.

CONCLUSIÓN

Se puede incorporar la función pulmonar existente previa a la planificación para reducir la dosis recibida en las zonas de alta funcionalidad manteniendo la cobertura del PTV y sin afectar a la dosimetría de los órganos de riesgo.

ORALES A6 / 1197

Método y resultados de 32 Gy sesión única en SBRT de pulmón bajo protocolo RTOG 0915

Autores: Nerea López Martín^{None} ; Santiago Velázquez Miranda¹ ; Felipe Arturo Derecho Torres¹ ; Elena Montero Perea²

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

² Servicio Andaluz de Salud

Corresponding Author: nerealopez16@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La SBRT de pulmón en única sesión está poco extendida, pero cada vez atrae más atención no sólo ya por las razones expuestas en la RTOG 0915, sino por sus posibilidades de coadyuvancia a las terapias inmunológicas. Parece que las sesiones siguientes pueden frenar las señales citoquímicas que se generan en la primera sesión. A la vez son un reto para el diseño dosimétrico porque al elevar tanto la dosis en una única sesión el pulmón pasa de tener un comportamiento radiobiológico más parecido a un órgano en serie que a uno paralelo pasándose a valorar su toxicidad no por porcentaje en volumen sino por los centímetros cúbicos absolutos. Describimos aquí nuestra experiencia en los primeros 4 pacientes durante 2019.

MATERIAL Y MÉTODO

Los pacientes se sometieron a un procedimiento multidamping para reducir su movimiento y se localizaron los isocentros estereotácticamente usando para ambos objetivos el sistema eXaCradle. Todo el proceso se debe realizar en el mismo día para que las fluctuaciones del paciente no afecten a la precisión.

El procedimiento de simulación es el siguiente:

1. Se adquiere un Slow-CT del paciente en respiración libre, dentro del eXaCradle, pero sin ningún tipo de compresión. Trabajamos con un Aquilion LB
2. Se adquiere un 4DCT centrado en la lesión. El Slow-CT y el 4DCT se utilizan para evaluar el movimiento de la lesión y su asincronicidad con los movimientos costales.
3. A partir del tipo y amplitud del movimiento de la lesión, se decide y aplica el tipo y grado de compresión.
4. Se adquiere un nuevo Slow-CT para el cálculo dosimétrico.
5. Se adquiere un nuevo 4DCT para la definición del ITV.
6. Se adquiere un HRCT con contraste y respiración detenida para la delimitación del GTV y de los órganos de riesgo.
7. Se fusiona el Slow-CT con el HRCT. Se delimita el ITV en el Slow-CT.
8. Se diseña el tratamiento en el Slow-CT con una configuración en 4 $\times$ a la que puede añadirse una VMAT ipsilateral. Para la optimización alteramos la densidad del PTV a densidad agua, pero para informar sobre la dosis de los órganos críticos usamos un cálculo de la fluencia anterior sobre el Slow-CT normodenso (figura 1).
9. Se realiza un primer CBCT. Si los desplazamientos no superan los 2mm, se trata sin desplazamientos. Si se supera una diferencia de posición mayor de 2 mm sin llegar a los 5 mm, desplazamos la mesa y repetimos el CBCT. Trabajamos con acelerador Synergy.

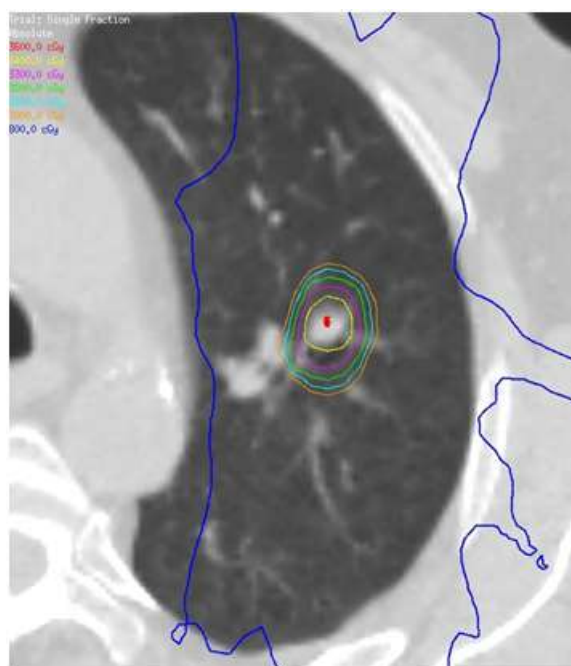


Figure 72: Ejemplo de distribución de dosis en sesión única de 32 Gy.

RESULTADOS

Las desviaciones de posición del blanco están por debajo de 2.3 mm y la dosis media al GTV y PTV fue de 32.47 Gy y 32.28 Gy respectivamente (tabla 1).

orden	pulmón	delta X (cm)	delta Y (cm)	delta Z (cm)	Dmax media (Gy)	Vol. pulmón - Vol. pulmón 7Gy (cc)	Dmax corazón (Gy)	Costilla D1cc (Gy)	plegma D1cc (Gy)	GTV vol (cc)	GTV Dmin	GTV Dmax	GTV Dmean	PTV Dmin	PTV Dmax	PTV Dmean	R50%	V (PTV) 50% D	PTV vol (cc)	pres.V(PTV) cc	pres.V(PTV) %	90% pres V(PTV) %
1	IZQ	0.0	0.0	0.0	1.4	1430	0.5	18.2	10.3	0.6	32.7	36.0	34.5	30.3	36.1	33.8	1.0	5.0	5.0	2.0	39.7	99.9
2	DCHO	0.1	0.0	0.2	1.3	1807	0.5	22.1	7.4	1.1	27.1	32.4	30.2	24.9	32.6	30.0	1.0	5.2	5.2	5.2	100.0	100.0
3	IZQ	0.1	0.1	0.0	0.2	2663	2.9	32.6	13.0	2.6	28.7	33.0	31.9	27.2	33.0	31.3	1.0	9.2	9.2	3.2	33.1	99.8
4	IZQ	0.1	0.1	0.0	6.0	1403	0.4	32.6	15.2	4.2	30.4	37.6	34.9	26.8	37.8	34.1	1.0	13.8	13.8	7.4	54.0	96.1
	valor promedio	0.1	0.1	0.1	2.2	1826	1.1	26.4	11.4	2.1	29.7	34.8	32.9	27.3	34.8	32.3	1.0	8.3	8.3	4.5	57.2	98.9
	valor máximo	0.1	0.1	0.2	6.0	2663	2.9	32.6	15.2	4.2	32.7	37.6	34.9	30.3	37.8	34.1	1.0	13.8	13.8	7.4	100	100
	Dev. estándar	0.1	0.1	0.1	2.6	588	1.2	7.4	3.4	1.6	2.4	2.5	2.2	2.2	2.5	2.0	0.0	4.1	4.1	2.4	29.6	1.9

Figure 73: Valores de obtenidos en los diseños dosimétricos

DISCUSIÓN

Hemos resuelto 4 casos de SBRT de pulmón de única fracción a través de este procedimiento, sin que hayan acontecido fenómenos agudos adversos.

CONCLUSIÓN

Hemos implementado un procedimiento seguro y eficaz para la sesión única en SBRT de pulmón bajo que espera el aumento de casos para poder cotejar sus resultados con la SBRT fraccionada. Esperamos poder pronto emprender la coadyuvancia con las terapias inmunológicas.

ORALES A6 / 1211

Método y resultados de 24 Gy sesión única en SBRT de mama con TAC de alta resolución dinámico como alternativa a cirugía**Autores:** Nerea López Martín¹ ; Santiago Velázquez Miranda² ; David Miguel Muñoz Carmona³¹ *Hospital Universitario Virgen Macarena*² *Hospital Universitario Virgen del Rocío*³ *HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO***Corresponding Author:** nerealopez16@gmail.com**Introducción**

La SBRT de mama es todavía una técnica desarrollada en pocos centros a nivel mundial y necesita de imágenes de resonancia para la definición del blanco. En HUVR hemos implementado esta técnica gracias a una investigación, becada por la Consejería de Salud de Andalucía, que propone la utilización de CT 4D dinámico de alta resolución junto a un sistema estereotáxico ad hoc patentado ya por la Junta de Andalucía. Exponemos a continuación el procedimiento de SBRT de cáncer de mama desarrollado y los resultados obtenidos en 17 pacientes de los dos últimos años.

Material y Método

Las primeras pacientes del proyecto son pacientes con cáncer de mama en estadio temprano con contraindicaciones quirúrgicas. Al comienzo de la simulación las pacientes se sientan perpendicularmente a la mesa del TC sobre una superficie giratoria del equipo patentado que le fija la sínfisis y los trocantes. Se elevan las piernas y la plataforma gira hasta bloquearse en la dirección de avance de la mesa. Las pacientes se inclinan sobre una superficie en forma de uve truncada que deja al aire y sin apoyo las apófisis espinosas, recayendo el peso sobre la musculatura abdomen hasta la mama recortándose el cuadrante donde se localiza la lesión. Mientras se enfría el termoplástico se coloca sobre él desde el pliegue submamario hasta el final del arco costal una compresión elástica que minimiza sobre la pared costal cualquier movimiento de inesperada respiración profunda o tos. El dispositivo además cuenta con un sistema estereotáxico para la localización del isocentro. Por último, en el cuadrante liberado y en el termoplástico se trazan líneas correspondientes al arco estereotáxico en cuyos vértices se colocan BB's (figura 1).

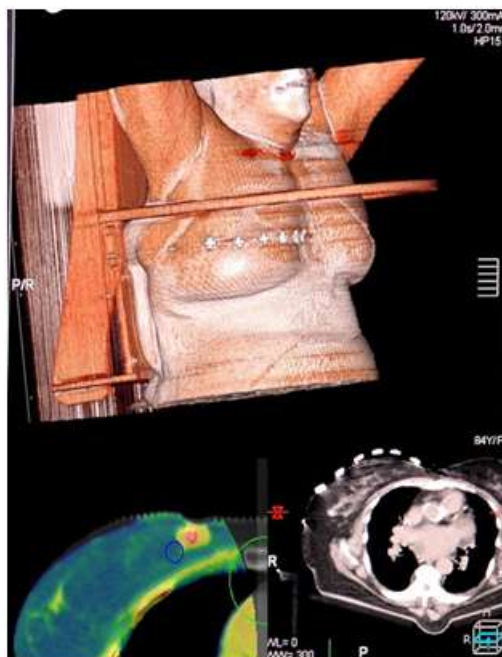


Figure 74: Imágenes de la simulación de SBRT mama

Estas líneas son cubiertas por apósitos adhesivos transparentes resistentes al agua. Así en el reposicionamiento por un lado tendremos a la paciente y separadamente la mama en sí que ha de colocarse según las líneas pintadas sobre ellas en relación con el arco estereotáxico.

Trabajamos con un Aquilion LBen el que realizamos un slowCT con FOV de 700 mm en toda el área torácica para el cálculo de la dosis; y en segundo lugar, una adquisición de 4DCT con FOV de 240 mm centrada en la lesión como una adquisición dinámica para cardiología sin movimiento de mesa. La definición del blanco es automática en Pinnacle, el CBCT es ayudado por un marcaje radiopaco y el tratamiento es en un acelerador Synergy con técnica de margen negativo 4π de 15 haces. La SBRT administró fracción única de 24Gy al PTV con tiempos de irradiación menores de 12 minutos.

Resultados

Las desviaciones de posición del blanco están por debajo de 1,3 mm y la dosis media al GTV y PTV fue de 25.35 Gy y 24.52 Gy respectivamente con control de las lesiones y sin producir toxicidad alguna (tabla 1).

nº	localización mama	pulmón ipsilateral D _{mean} (Gy)	Corazón V _{2,8Gy} (%)	Pared Costal D _{20cc} (Gy)	Piel(5mm) D _{1cc} (Gy)	mama D _{mean} (Gy)	GTV D _{mean} (Gy)	PTV D _{mean} (Gy)	Ring 20-3 D _{max} (Gy)
1	derecha	0,33	0,00	0,00	-	2,32	24,98	23,71	16,54
2	derecha (2)	0,75	7,45	4,85	12,20	2,48	25,81	25,11	10,36
3	izquierda	0,54	0,06	0,90	7,50	2,93	27,02	25,37	13,21
4	derecha	1,13	0,95	10,60	7,60	1,62	22,57	22,05	9,92
5	izquierda	0,62	0,00	0,00	16,00	5,05	25,11	24,65	16,85
6	izquierda	0,83	0,00	3,90	11,80	3,73	26,84	25,62	16,51
7	izquierda	2,85	8,48	13,80	17,85	7,19	23,62	22,89	15,31
8	derecha	1,09	8,48	2,65	17,85	-	21,50	20,37	10,40
9	derecha	0,49	1,18	2,85	9,60	1,86	28,01	26,91	12,31
10	derecha	1,05	0,00	6,00	14,80	7,20	22,77	22,11	10,76
11	derecha	0,43	0,00	0,53	4,90	1,95	23,94	23,31	10,20
12	izquierda	1,27	1,09	4,30	22,80	2,09	26,58	25,16	12,10
13	derecha	1,12	5,05	5,70	13,40	2,61	28,53	27,28	14,86
14	izquierda	0,30	0,52	0,32	5,25	1,45	26,22	26,23	7,66
15	derecha	0,58	0,02	5,56	16,63	6,21	25,35	24,69	14,54
16	derecha	0,76	3,55	5,21	11,00	2,39	26,18	25,79	13,65
17	izquierda	0,97	0,00	4,42	7,32	3,97	25,98	25,52	18,77
constraints HUVR		< 3.6 Gy	< 10 %	< 16.3 Gy	< 16 Gy	< 9 Gy	= 24 Gy	= 24 Gy	= 12 Gy
media		0,89	2,17	4,21	12,28	3,44	25,35	24,52	13,17
máximo		2,85	8,48	13,80	22,80	7,20	28,53	27,28	18,77
desviación est.		0,59	3,18	3,72	5,13	1,95	1,94	1,86	3,06

Figure 75: Parámetros dosimétricos de los tratamientos de SBRT de mama en 17 pacientes.

Discusión

Los valores obtenidos muestran que la técnica de margen negativo 4π de 15 haces es una técnica que permite cumplir los constraints determinados en nuestro centro para los órganos de riesgo en el tratamiento de SBRT de mama. Sin embargo, la condición del anillo de 3mm a 20mm del PTV es la más complicada de cumplir debido a la complejidad de la dosimetría.

Conclusión

Hemos implementado un procedimiento seguro y eficaz para la SBRT de mama que espera el aumento de casos para poder cotejar sus resultados con la cirugía.

ORALES A6 / 1305

Evaluación de la robustez de la técnica de gradientes en tratamientos de irradiación corporal total con Tomoterapia frente a errores en el posicionamiento del paciente

Autores: Ana Morcillo García¹ ; Concepción Huertas Martínez¹ ; Carlos Ferrer Gracia² ; Patricia de la Monja Rey¹ ; Luis Alejo Luque³ ; Rodrigo Plaza Núñez¹ ; Cristina Minguez Aguilar¹ ; Alberto Marín Caba¹ ; David García Riñón¹ ; Moisés Sáez-Beltrán¹

¹ Hospital Universitario La Paz

² H.U. La Paz

³ Servicio de Radiofísica y Radioprotección, H. U. La Paz

Corresponding Author: anabmorga@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El uso de la Tomoterapia en tratamientos de irradiación corporal total permite garantizar una irradiación homogénea controlando la dosis en los órganos de riesgo. Sin embargo, debido al limitado recorrido de la mesa es necesario dividir el tratamiento, irradiando la parte superior del paciente en posición cabeza a gantry y la parte inferior en posición pies a gantry.

Para lograr una irradiación uniforme en la zona de unión, se realiza un gradiente mediante 5 volúmenes auxiliares de 2 cm en dirección cráneo-caudal, que permitan reducir progresivamente la dosis, desde los 12 Gy de prescripción hasta 2 Gy en intervalos de 2 Gy¹. El objetivo de este trabajo es evaluar la robustez de este método simulando errores en el posicionamiento del paciente.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para simular un caso clínico real se irradió el tratamiento de un paciente de nuestro hospital sobre el maniquí ArcCheck (SunNuclear). El plan inferior se irradió sin desplazamientos. Sin embargo el plan superior se irradió 15 veces: una de ellas sin desplazamiento, de forma que los gradientes de los planes superior e inferior fueran coincidentes; y otras 14 veces desplazando el isocentro en la dirección cráneo-caudal desde -35 mm a 35 mm en intervalos de 5 mm. Además se usaron películas radiocrómicas colocadas sobre la superficie del ArcCheck para verificar la dosimetría de la zona de unión.

RESULTADOS

En la Figura 1 se muestran los resultados obtenidos. Los tratamientos medidos con el ArcCheck (suma del plan inferior no desplazado y el plan superior desplazado) se compararon con el tratamiento sin desplazamientos mediante el método "Distance to Agreement" (DTA) con un umbral del 10% y un porcentaje de 3% y 5%. Para desplazamientos inferiores a 1 cm se obtiene un DTA 5% superior al 90%.

En la Figura 1 se muestran también los valores medios de dosis medidos en las placas radiocrómicas con una ROI colocada en la zona del gradiente. Esta variación en la dosimetría se aprecia también en la Figura 2, donde se ha dibujado un perfil en la zona del gradiente atravesando todas las placas radiocrómicas con desplazamientos negativos del isocentro.

Desplazamiento del isocentro	ArcCheck DTA (%)		Radiocrómicas	
	3%	5%	Media (cGy)	Δ (%)
35 mm	8.2	22.9	114.9	-25
30 mm	11.5	28.2	115.4	-24
25 mm	19.3	31.2	119.1	-22
20 mm	25.7	37.3	121.6	-20
15 mm	29.5	44.9	129.3	-15
10 mm	40	59.5	136.5	-10
5 mm	80.1	93.6	146.1	-4
0 mm	-	-	152.5	-
- 5 mm	84.3	96.1	154.4	1
- 10 mm	57.3	77.9	157.4	3
- 15 mm	45.8	55.3	161.6	6
- 20 mm	32.6	43.6	161.5	6
- 25 mm	26.8	34.9	167	10
- 30 mm	18.6	32.5	169.2	11
- 35 mm	15.7	24.5	178	17

Figure 76: Variación de la dosimetría para distintos errores de posicionamiento evaluada con ArcCheck y placas radiocrómicas.

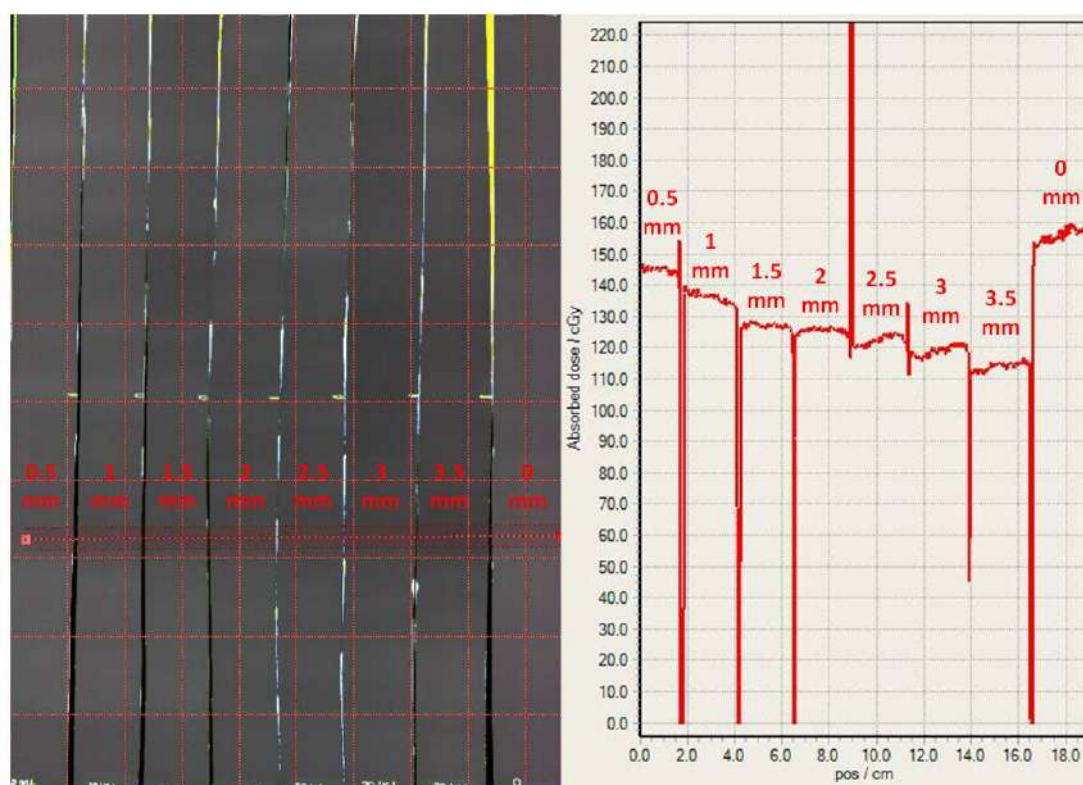


Figure 77: Evaluación de la dosimetría en la zona de gradiente mediante placas radiocrómicas.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Considerando como aceptable una variación del 5% respecto a la dosis que se obtendría en ausencia de errores de posicionamiento, se observa que el método de gradientes empleado permite errores de 5 mm en el posicionamiento del paciente sin que afecte significativamente a la dosimetría: el 90% de los puntos evaluados mediante el ArcCheck diferiría en menos del 5% con respecto al tratamiento sin errores y la infra/sobre dosificación evaluada mediante placas radiocrómicas sería inferior al 5% también.

Incluso con un error de posicionamiento de 1 cm en la dirección cráneo-caudal la dosis administrada en la zona de solapamiento se encontraría entre el 90-107% de la dosis prescrita.

REFERENCIAS

¹Hong et al. Radiation Oncology 2019;14:233. Available at: <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1435-5>

ORALES A6 / 1319

Evaluación del impacto de "Aperture Shape Controller" en la modulación del MLC en planes de VMAT

Autores: Néstor Cons Pérez¹ ; Silvia Reigosa Montes¹ ; Manuel García Pazos¹ ; Ana María Rodríguez Fernández¹

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Ourense*

Corresponding Author: nestor.cons.perez@sergas.es

Introducción

La versión 15 del algoritmo PO "Photon Optimizer" (Varian), introduce un parámetro con el objetivo de reducir la modulación en los planes de VMAT. Este parámetro denominado "Aperture Shape Controller" (ASC) presenta 5 configuraciones distintas que van desde "very low" hasta "very high", siendo posible desactivar su uso. Nos proponemos evaluar el efecto que tiene cada valor del parámetro sobre un grupo de pacientes.

Material y métodos

Selección de pacientes: Tratamientos pelvis divididos en 2 grupos: (I) 10 de pequeño volumen (lechos prostáticos y próstatas) y (II) 10 de gran volumen y mayor complejidad geométrica (Próstatas o endometrios con cadenas ganglionares pélvicas).

Optimización: Con el fin de eliminar la dependencia de la interacción del usuario durante la planificación se emplearán los modelos de RapidPlan en uso en el centro. En una primera optimización no se interacciona durante el proceso. En una segunda ronda se continúa desde el MRL4 doblando las prioridades de los PTV.

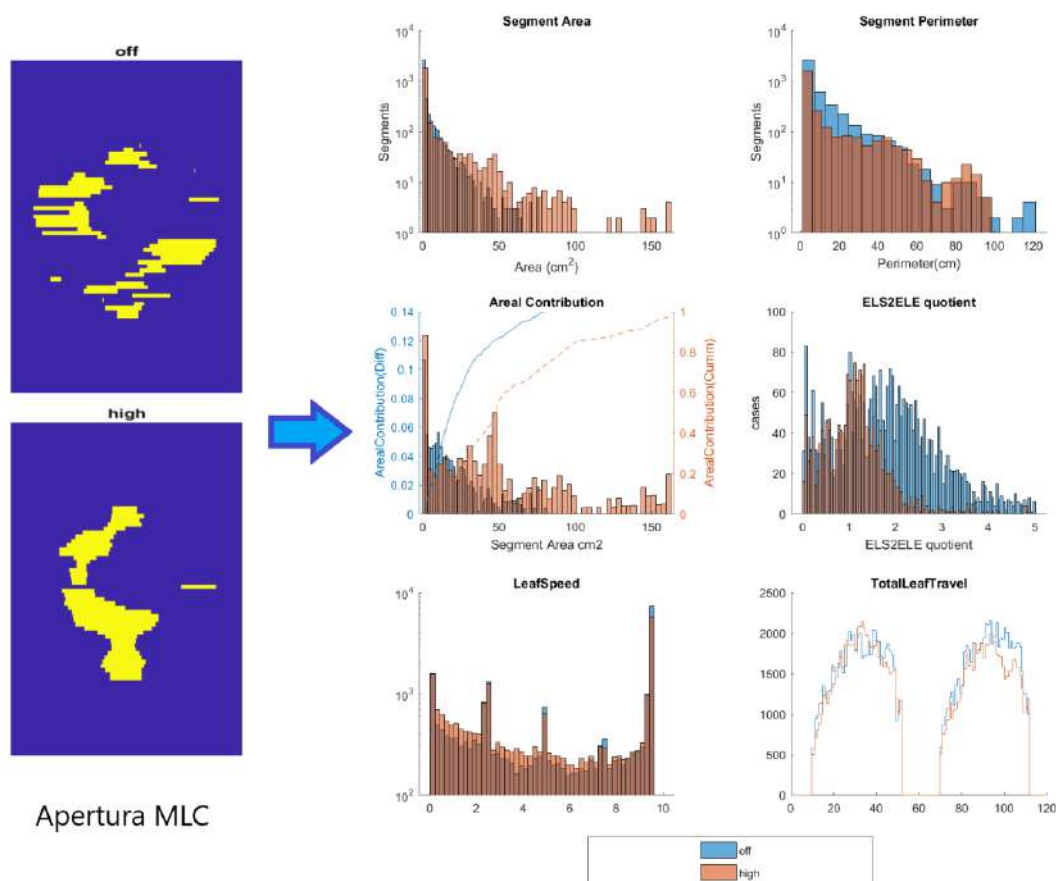


Fig.1: Ilustración del análisis del MLC. Se evidencia como los segmentos de mayor tamaño se favorecen en ASC high respecto de off, también la complejidad de los mismos, ya que se tiene a exponer menor porcentaje de leaf-side respecto de leaf-end (ELS2ELE). Esto resulta también en menor recorrido efectuado por las láminas y menor velocidad media

Figure 78: Figura 1

Evaluación de los planes (Fig.1): evaluaremos la reducción de complejidad del plan a través de la secuencia del MLC analizada con Matlab. Se transforma la abertura de cada punto de control en una imagen binaria y se analiza independientemente cada fracción de campo desconectada del resto (en lo sucesivo, segmentos). Se calculan para cada segmento: el área y cociente (ELS2ELE) entre las longitudes de lateral de lámina expuesta (exposed leaf-side, ELS) y de frente de lámina expuesto (exposed leaf-end, ELE).

Análisis de datos: Se tratan todos los segmentos independientemente del punto de control al que pertenecen (típicamente para 178 CP tendremos >1000 segmentos). Estos segmentos se histograman según su área y se calcula su contribución aerolar (siendo el área de normalización el área sumada de la abertura de todos los puntos de control). mediante un histograma acumulativo podemos deducir el tamaño máximo de los segmentos más pequeños que cubren un determinado porcentaje de la apertura total, (en adelante iso-área), ej: para un 25% de iso-área, obtendríamos valor X (cm²) que nos indica que el 25% del área de la apertura total del plan está generada con segmentos de área $\leq X$. Se histograman los valores ELS2ELE de todos los segmentos del plan. La distribución obtenida se ajusta a una Gaussiana de donde obtendremos el valor medio y varianza que serán los parámetros que compararemos entre planes

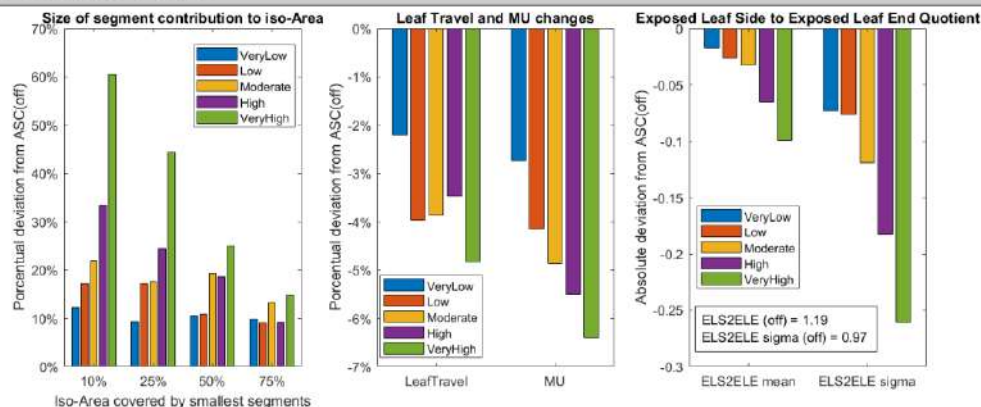
Se estudiará el recorrido total de las láminas y el número de MU empleadas.

Los resultados de cada paciente se referencian al plan obtenido con ASC_off.

Resultados

Se presentan los resultados en Fig.2

Small Volume Plans



Big Volume Plans

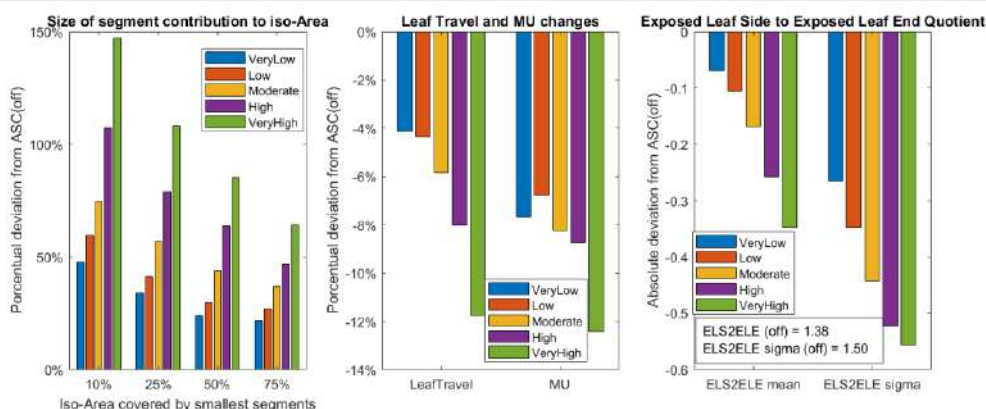


Fig.2: Resultados de los parámetros analizados promediados en los 10 pacientes de cada grupo. De ambos conjuntos se pueden extraer las mismas conclusiones observándose un efecto más acusado en el grupo inferior (Nótese que presenta una geometría más desafiante por la presencia de las cadenas ganglionares pélvicas y el efecto no es debido simplemente a una cuestión de volumen)

Figure 79: Figura 2

Discusión

No es objeto de este trabajo cuantificar la dosimetría resultante en cada caso, podemos aseverar que si bien en los planes del grupo I, no se observan pérdidas en la cobertura de los PTV (V98 y V95 dentro 0.5% respecto de ASC_off) ni en OAR. Si se compromete el resultado en los casos del grupo II, especialmente en el nivel “very high”.

Conclusiones

Se observa como la opción de ASC reduce considerablemente la complejidad del mlc, la contribución de los segmentos más pequeños a la apertura decrece a medida que ASC crece en “intensidad”. La irregularidad de las aperturas también decrece (cociente ELS2ELE). La reducción en MU, si bien sucede, hubiéramos esperado que fuera mayor.

La reducción de complejidad observada tiene el potencial de mejorar los resultados de las DQA ya que implica una menor exigencia al MLC en la impartición y una menor dependencia del modelado.

ORALES A6 / 1323

Una herramienta informática para la automatización de las planificaciones VMAT

Autores: Pedro Sánchez Galiano¹ ; Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Alfonso Villacé Gallego² ; Zahara Martín Rodríguez¹ ; Silvia Fernández Cerezo³ ; Diego Crelgo Alonso² ; Daniel San José Olmedo² ; Cristina Arroyo Sánchez^{None} ; Carlos Díaz Aviño^{None} ; Daniel Rodríguez Latorre⁴ ; Jose Fernandez Garcia¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Universitario de Asturias

⁴ Hospital Central de Asturias

Corresponding Author: pedroantonio.sanchez@sespa.es

Introducción

Se analiza el funcionamiento de un programa informático no comercial para la automatización de las planificaciones de tratamiento con la técnica VMAT que ha sido desarrollado en el Hospital Universitario Central de Asturias. La aplicación lleva a cabo el proceso completo de planificación con una mínima interacción humana: interpreta la prescripción clínica y la traslada a los objetivos de optimización, realiza el preprocesado de las estructuras pudiendo crear contornos auxiliares (piel, pulmones, artefactos de alta densidad) y gestiona el proceso de optimización del plan. Además permite el procesamiento simultáneo de varios planes, pudiendo diferir los cálculos para evitar sobrecargas del sistema.

Materiales y método

El programa trabaja en el sistema Varian Aria con el planificador Eclipse y accede a los datos dosimétricos utilizando la biblioteca de programación ESAPI. Para comprobar su funcionamiento, se escogieron aleatoriamente 32 planes ya tratados de diferentes localizaciones anatómicas (próstata, ginecológico, pulmón y cabeza y cuello) que fueron replanificados utilizando esta herramienta automática y analizados comparativamente. Se estudió la diferencia entre la dosis prescrita y la calculada para todas las restricciones y se compararon los resultados de los planes manuales con los automáticos. También se analizó el tiempo total para realizar las dosimetrías en ambos casos.

Resultados

Los planes automáticos obtuvieron mejores resultados en más de la mitad de los límites de dosis prescritos para todas las localizaciones excepto para los órganos de riesgo en los tratamientos de pulmón. A cambio la aplicación mejoró la irradiación de los PTVs en esta localización. El programa consiguió sus mejores resultados en las planificaciones de próstata y de cabeza y cuello. Por otra parte, también redujo el tiempo de procesado total, sin olvidar que al contrario que en la planificación manual, la aplicación no requiere prácticamente atención.

Discusión

La planificación automática permite liberar muchas horas de personal, reduce la experiencia necesaria y suaviza la curva de aprendizaje de una técnica compleja como es la VMAT. También disminuye la toma de decisiones subjetivas y por tanto incrementa la homogeneidad en los tratamientos. Aunque el software comercial puede ser una solución efectiva, las aplicaciones caseras tienen la ventaja de estar adaptadas a las condiciones y preferencias locales y además pueden ser actualizadas mucho más rápido.

Recientemente, el programa ha demostrado su utilidad como herramienta de teletrabajo tanto para planificación como para revisión de dosimetrías.

Conclusión

La automatización no debe ser entendida como una solución a instalaciones con escaso personal o países con baja capacidad económica. En nuestra opinión, cada tarea automatizable debe ser automatizada, no simplemente para ahorrar tiempo de personal sino para minimizar la comisión de errores. Ninguna empresa debería desperdiciar su principal activo, sus recursos humanos, en tareas que las computadoras puedan llevar a cabo.

ORALES A7 / 1085

Desarrollo de un procedimiento de control de calidad para evaluar la sincronización entre radiación y ángulo de gantry de la unidad de tratamiento en planes de arcoterapia

Autores: Enrique Tenllado-Baena¹ ; Laura Granado-Alonso² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Raúl Sánchez-López² ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Miguel A. Díez-Gallego² ; Sofía García-Repiso² ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Susana Donis-Gil² ; Álvaro A. Fernández-Lara² ; Fernando Gómez-Enríquez² ; Carlos Montes Fuentes² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: etenllado@saludcastillayleon.es

Introducción

Debido al continuo desarrollo de las técnicas de tratamiento en radioterapia, es cada vez más crítica la sincronización entre diversos parámetros del acelerador (MLC, velocidad de gantry, tasa,...). Esto hace necesario el desarrollo de pruebas de control de calidad más específicas, y que permitan evaluar dicha sincronización de forma aislada. En este trabajo se propone un método para evaluar la sincronización entre radiación y giro de gantry.

Material y métodos

Aplicando una metodología consistente en modificar los pesos de los puntos de control en el plan DICOM exportado desde el planificador Eclipse (Varian), se han creado parejas de arcos iguales pero de sentido opuesto, una con aceleración de gantry y otra sin ella. Los campos irradian un solo pulso de UM a través de una rendija delgada de 1 cm definida por las mordazas, que se divide en dos mitades longitudinalmente, irradiando una mitad en cada sentido.

Cualquier desfase temporal entre la posición de irradiación planificada y la administrada se reflejaría en un desplazamiento de la distribución de dosis en un plano fuera del isocentro. A tal efecto, se han usado detectores de CR, colocados sobre la mesa de tratamiento a una SSD menor de 100 cm.

Como los dos arcos de una pareja son idénticos, una perfecta sincronización permitiría obtener la imagen de una rendija uniforme, mientras que una discontinuidad en la parte central de la imagen indicaría que los arcos presentan cierto desfase.

Para el análisis de resultados, nos ayudamos de la Fig. 1. Asumimos que ha habido un desfase y los arcos irradiados se corresponden a las líneas rojas; el isocentro es el centro de la circunferencia y la placa se ha colocado a una altura h. Suponemos, también, que el desfase angular es igual en ambas direcciones, (α), y que las rendijas resultantes están a una distancia d. En ese caso:

$$2\alpha = 2 \tan^{-1} \left(\frac{d}{2h} \right) \xrightarrow{d \ll h} \frac{d}{h} \Rightarrow \alpha \cong \frac{d}{2h}$$

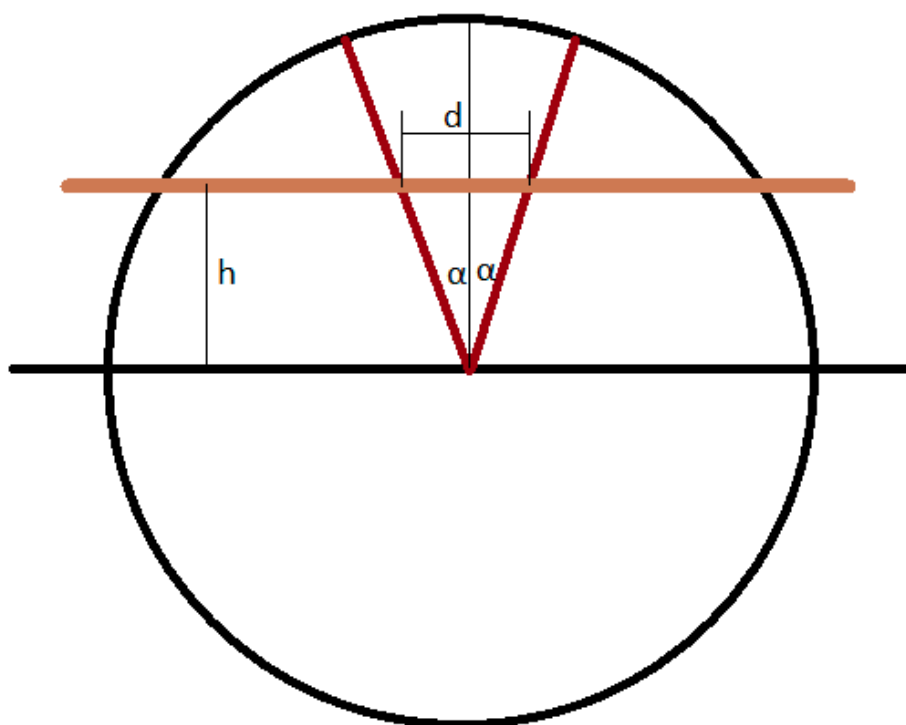


Figure 80: Fig.1

En un acelerador Clinac DHX se han irradiado ambos planes en cinco ocasiones, a una SSD = 85 cm.

Resultados

En la Fig. 2 se puede ver la imagen de la rendija para una irradiación de los arcos a velocidad constante. Se aprecia un corte en el centro, indicativo de desfase. Con este plan se obtiene un desfase promedio $\alpha=0.14\pm0.02^\circ$ ($k=2$). Por otro lado, para los arcos con aceleración de gantry, resulta un desfase promedio $\alpha=0.16\pm0.04^\circ$ ($k=2$). En ambos casos, la radiación llega al detector antes de que el gantry haya alcanzado su posición planificada.



Figure 81: Fig.2

Discusión

Los ángulos de desfase que se obtienen son muy pequeños, cercanos a la sensibilidad en ángulo de gantry del acelerador usado (0.1°).

La aceleración tampoco tiene un efecto notable. Con el parámetro de cobertura usado, los intervalos de incertidumbre de ambos casos solapan.

Conclusión

Se ha diseñado un procedimiento eficaz para implementar como control de calidad del acelerador, que ha demostrado ser útil para aislar posibles fallos en la cadena de verificación de tratamientos, permitiendo separar errores asociados al equipo de medida de los propios de la unidad de tratamiento, sin suponer un tiempo de medida excesivo.

ORALE A7 / 1153

Incorporación de un test ágil en el control de calidad de un acelerador Elekta Versa HDTM para la detección de desviaciones en el punto focal del haz.

Autor: Ana García Sanz^{None}

Co-autores: Rafael Ayala Lázaro¹; María Jesús García Hernández²; Juan Miguel Becerro Morgado³; Álvaro Soza Marañón²; M. Susana Gómez Cores⁴; July Esmeralda Martínez Gómez

¹ H.G.U. Gregorio Marañón

² Hospital General Universitario Gregorio Marañón

³ HGU GREGORIO MARAÑÓN

⁴ HGU Gregorio Marañón

Corresponding Author: ana.gar.sanz@gmail.com

Introducción:

La verificación del punto focal del haz no está explícitamente recomendada en los protocolos QA de los linacs, sin embargo, es un parámetro que afecta a propiedades geométricas y dosimétricas del haz (e.g. simetría o planidad), y por tanto, a la calidad de los tratamientos. En nuestro servicio, durante el proceso de verificación de tratamientos, detectamos un caso clínico SBRT de arco parcial con un desplazamiento lateral en el perfil de dosis. Después de descartar diferentes causas, cómo el sistema MLC, se determinó que se debía a una desviación del punto focal del haz respecto al eje de rotación del colimador. El método convencional (Nyiri 2012) para ajustar el punto focal ("co-rotational half-block method") resulta lento y tedioso. Siguiendo la metodología alternativa propuesta recientemente por Chojnowski (2020), hemos detectado y ajustado las desviaciones en el punto focal de un linac Elekta Versa HDTM obteniendo buenos resultados. El procedimiento ha sido incluido en nuestra rutina QA de los linacs a través de la aplicación QAttrack+.

Metodología:

La desviación del punto focal del haz respecto al eje de rotación del colimador fue cuantificada con el test Winston-Lutz, empleando el maniquí Ball-Bearing de Elekta y realizando el análisis de datos con el software pyQAserver. La desviación del punto focal está directamente correlacionada con el promedio de las desviaciones del centro de los campos respecto a la posición del BB. Posteriormente, la desviación del punto focal fue corregida usando el detector ICProfilerTM anclado al cabezal del gantry con el adaptador. Se tomaron medidas en ángulos opuestos de colimador (0° y 180°) y se midieron las respectivas posiciones del centro del haz, que han de igualarse para garantizar que no haya desviaciones en el punto focal. Las discrepancias detectadas entre los centros se redujeron ajustando los parámetros 2T I Ctrl y 2T Bal del acelerador, de forma iterativa y en tiempo real, junto con el ingeniero responsable de la unidad.

Resultados:

Las medidas tomadas en ángulos opuestos del colimador con el ICProfilerTM mostraban una discrepancia entre ambas en la posición del centro del haz de 1.9mm (dirección crossline). Mediante sucesivas iteraciones se consiguió reducir las diferencias de centrado sin comprometer la simetría (Tabla 1). Con el test de WL se verificó que la desviación lateral del foco del haz se había reducido, pasando de una desviación promedio de los centros de los campos de $\Delta=1.68$ mm a $\Delta=0.31$ mm (Fig 1b). El tratamiento SBRT fue verificado nuevamente con el detector Delta4+ observándose una mejora en el perfil de dosis (Fig 1a).

Conclusiones:

El procedimiento empleado permite detectar y ajustar desviaciones del punto focal de una manera ágil y con material fácilmente disponible en un servicio de radioterapia. En la aplicación de control de calidad QAttrack+ se ha incorporado un test único que permite verificar conjuntamente las desviaciones del punto focal y otras verificaciones establecidas, como la coincidencia de isocentros MV y KV, exactitud de posicionamiento con la mesa Hexapod y el tamaño del isocentro MV.

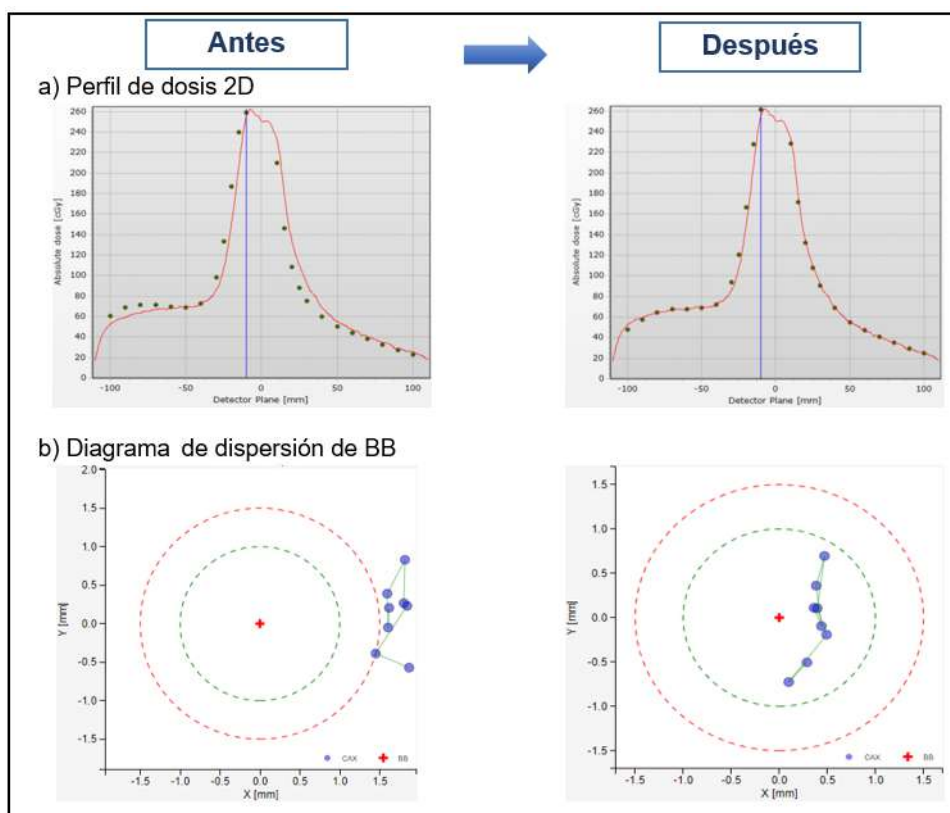


Figure 82: a) Perfil de dosis 2D y b) diagrama de dispersión del Ball-Bearing, antes y después del ajuste del punto focal del haz.

Centro del haz (mm)	Posición inicial	It. 1	It. 2	It. 3	It. 4	Posición final
Colimador 0°	0,3	-0,6	-0,9	-0,8	-1	-0,7
Colimador 180°	-1,6	-0,6	-0,3	-0,4	-0,3	-0,6
Diferencia	1,9	0	-0,6	-0,4	-0,7	-0,1
Simetría (%)						
Colimador 0°	-0,4	0,8	1,3	1,1	1,3	0,9
Colimador 180°	0,9	-0,6	-0,9	-0,7	-1	-0,5
Diferencia	-1,3	1,4	2,2	1,8	2,3	1,4

Figure 83: Posicionamiento del centro del haz y simetría en dirección crossline, medido con el detector ICPProfilerTM en el ajuste iterativo del punto focal del haz.

ORALES A7 / 1249

Control de calidad para el uso de imagen multimodal (PET/RM/TC) en oncología radioterápica de cerebro y cabeza-cuello.

Autor: Montserrat Carles Fariña¹

Co-autores: Irene Torres-Espallardo²; Francisco Blázquez Molina²; José Pérez-Calatayud³; Luis Martí-Bonmatí⁴

¹ Instituto de Investigación Sanitaria La FE

² Hospital Universitario y Politécnico La Fe

³ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.

⁴ 13Medical Imaging Department and Biomedical Imaging Research Group (GIBI230), La Fe Polytechnics and University Hospital and Health Research Institute,

Corresponding Author: montserrat.carles@uniklinik-freiburg.de

Cada vez son más los centros que, tras haberse evidenciado las ventajas que supone la complementariedad de la información proporcionada por la imagen multimodal, están implementando la imagen PET y RM en la rutina clínica de oncología radioterápica. El control de calidad de los sistemas de imagen y softwares implicados en el flujo de trabajo es un requisito indispensable para la implementación de la imagen multimodal en la rutina clínica. El objetivo de nuestro trabajo es presentar una propuesta para el control de calidad tanto de los sistemas de imagen, como de las aplicaciones informáticas implicadas en el flujo de trabajo requerido para el uso de la imagen PET/RM/TC en radioterapia de cerebro y cabeza-cuello.

El estudio se basa en medidas con maniqués experimentales, Figura 1, éstos incluyen: maniquí CIRs de densidades electrónicas para TC (Mpe), maniquí de cabeza-cuello compatible con MR y CT (MCabeza) y maniquí de coregistro Gilliam para PET/TC (MGilliam). Si bien el análisis es aplicable a todos los sistemas de imagen PET, TC o RM, los sistemas de imagen evaluados en nuestro estudio fueron el PET/TC Gemini TF de Philips y el Signa PET/MR de General Electric. Los softwares evaluados fueron 3D-Slicer, un software de código abierto comúnmente aplicado en investigación, y el software ECLIPSE, comercializado por Varian y utilizado en nuestro centro para llevar a cabo la planificación radioterápica. El análisis incluye la evaluación de la distorsión intrínseca del sistema RM, el registro intermodalidad y la cuantificación para PET y para TC. Para cuantificar el desvío causado por la distorsión, las posiciones en la rejilla de MCabeza visibles en TC se establecieron como valor de referencia. Para la evaluación del coregistro, MGilliam se rellenó con 68Ga y a MCabeza se le implantaron unas lesiones simuladas de 18F-fluorodesoxiglucosa (FDG). Mpe se utilizó para la caracterización de densidad de tejidos en TC y se desarrollaron insertos rellenables (11 y 33 ml) para permitir evaluar la cuantificación en PET.

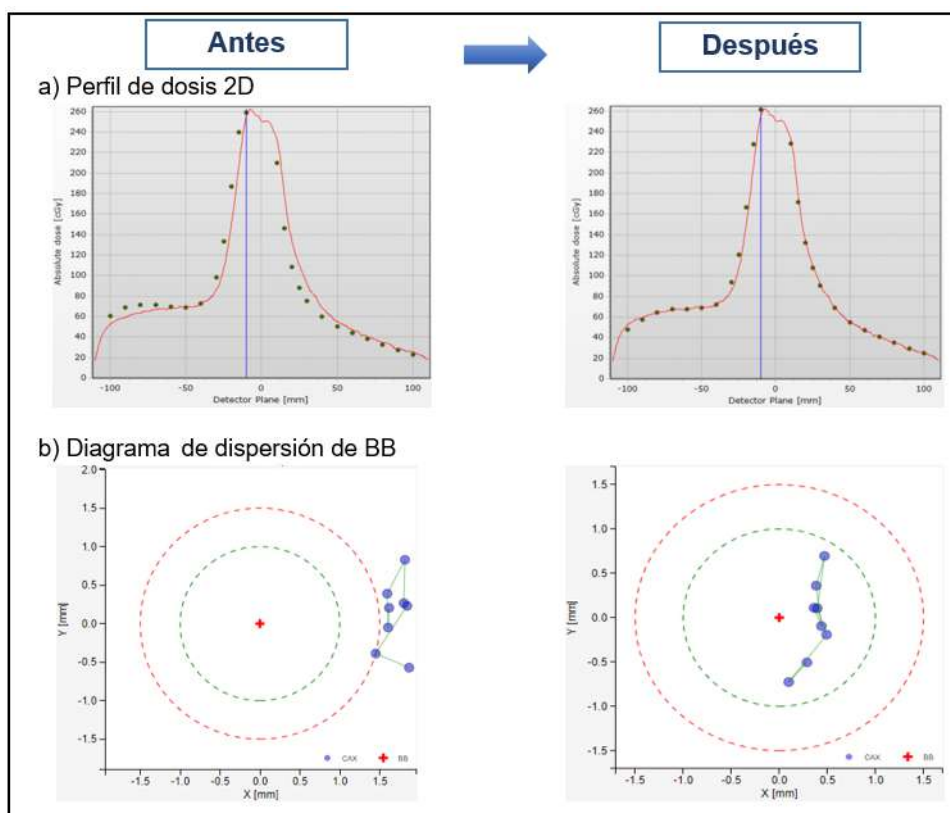


Figure 84: Maniqués experimentales e imágenes para PET/CT y PET/MR

Para la imagen 3D en RM, se ha verificado que tras la aplicación de la corrección geométrica no persiste distorsión implícita del sistema dentro de un campo de visión transversal de 30x30 cm²; no obstante, una distorsión no despreciable (>2 mm) se obtiene a partir de un desplazamiento de 18.5 cm a lo largo de la dirección superior-inferior. El análisis con MGillian ha permitido identificar un error de coregistro PET/CT (>4 mm) y validar su compensación. El registro CT-MR para el maniquí cabeza-cuello ha sido satisfactorio con un error inferior a la resolución de imagen implicada en oncología radioterápica: (-0.2, 0.4, -0.3)mm. Por el contrario, en el registro PET(CT)-PET(MR) se ha obtenido un error no menospreciable (>4 mm) y por tanto se recomienda su registro a través de la imagen anatómica correspondiente (1.8, -1.9, 2.4)mm. La reproducibilidad de la cuantificación CT y PET se ha validado para los distintos softwares y sistemas (Wilcoxon rank test $p > 0.05$). Además, los coeficientes de recuperación PET ($RC = \text{medida}/\text{real}$) se incluyen en los márgenes contemplados en la acreditación europea para FDG PET/CT: $RC = 0.820 \pm 0.003$ para cilindros en Mpe y $RC = 0.700 \pm 0.005$ para lesiones de cabeza-cuello.

El control de calidad presentado permite cuantificar el error intrínseco de distorsión en RM, el error de registro rígido multimodal (PET-TC-RM) y la reproducibilidad y cuantificación para PET y TC. El estudio realizado es, por tanto, de interés para todos aquellos centros que incorporen, o quieran incorporar, la información PET y RM en la planificación radioterápica para cerebro y cabeza-cuello. Nuestro trabajo futuro se centrará en establecer unos controles de calidad rutinarios para confirmar la estabilidad con el tiempo de los resultados obtenidos.

ORALES A7 / 1331

Experiencia con la herramienta MPC (Machine Performance Check) en el control diario de un acelerador Varian TrueBeam durante 3 años

Autores: Carlos Fernández Fernández¹ ; Carlos Luciano Gesto Lage¹ ; Jacobo Guiu Souto² ; José Manuel Fandiño Lareo¹ ; Marcos Soto Búa² ; Victoria Parra Osorio¹

¹ Fundación Centro Oncológico de Galicia

² Centro Oncológico de Galicia

Corresponding Author: jose.fandino@cog.es

Introducción

La aplicación *Machine Performance Check* (MPC) se suministra con los aceleradores Varian TrueBeam con el propósito de comprobar antes de su uso diario que los parámetros geométricos y dosimétricos de la unidad se hallan dentro de especificaciones. Este test automático adquiere una serie de 39 imágenes (12 con el detector kV y 27 con el panel MV) en posiciones predefinidas con/sin maniquí en el haz de radiación y con unos patrones particulares del colimador multilámina (MLC).

Material y Métodos

La herramienta MPC ha sido utilizada diariamente desde julio de 2017 en un acelerador Varian TrueBeam provisto de un MLC de alta definición (HD120MLC), con 4 energías de fotones (6x, 15x, 6xFFF y 10xFFF) y 7 haces de electrones (6e, 6e HDTSE, 9e, 12e, 15e, 18e y 20e).

Los valores de uniformidad y constancia de dosis arrojados por el MPC son comparados diariamente justo después con las medidas del detector DailyQA3 (Sun Nuclear) y con las verificaciones semanales de tasa de dosis con cámara de ionización (TN30006/30013, PTW Freiburg). Los resultados mecánicos han sido contrastados con los valores de las pruebas periódicas con IsoCal (*Isocenter Calibration*).

Resultados

En el apartado geométrico el MPC es una herramienta muy potente pues permite en apenas 10 minutos comprobar: isocentros MV/kV (<0,5 mm); exactitud en la posición del MLC (<1mm) exactitud de las mordazas (<1mm), así como los desplazamientos y rotaciones de la mesa 6D. Gracias al análisis de tendencias se pueden anticipar acciones correctivas como por ejemplo la calibración de una mordaza cuya exactitud en la posición está próxima al nivel de acción.

En la parte de análisis del haz (dosis, uniformidad, desplazamiento del centro) el panel detector DMI (*Digital Megavolt Imager*, aS1200) ha mostrado en nuestra unidad un comportamiento aceptable para la estimación de la salida/dosis: similar a las cámaras de ionización del dispositivo DailyQA3 de control diario y a las medidas semanales con cámara de ionización Farmer. No obstante, las estimaciones de uniformidad de los haces de fotones y electrones están sesgadas por una deriva de la respuesta del panel cada vez más acusada a lo largo del tiempo.

Inicialmente esta pérdida de uniformidad era sutil pero apreciable en comparación con el DailyQA3, corrigiéndose fácilmente con una calibración del modo de imagen MV cada 3-4 meses. Sin embargo, en la actualidad esta deriva es tan fuerte que los resultados de uniformidad (correctos tras una calibración MV) caen fuera de tolerancias (>3%) en un par de días.

Discusión

Este problema en la medida de uniformidad del haz es independiente de la conocida fase de estabilización inicial de las cámaras monitoras del TrueBeam durante aproximadamente los primeros 2 años de uso, la cual afecta a la sensibilidad de estas cámaras de ionización selladas debido a procesos químicos inducidos por la radiación en su interior. También es sorprendente que dicha deriva no se aprecie en las adquisiciones de imagen integrada de la dosimetría portal, ámbito en el que el panel detector DMI destaca de forma notable por su estabilidad y reproducibilidad.

A día de hoy el equipo de Ingeniería y Desarrollo de Varian Medical Systems sigue investigando este problema, reportado en un número limitado de detectores de imagen MV. Una solución sería el reemplazo de estos paneles “extraños” pero posiblemente se pueda mejorar el diseño de las adquisiciones de uniformidad de los haces para minimizar su efecto.

Conclusiones

El módulo MPC es una excelente herramienta para el control de los parámetros geométricos de la unidad de radiación, pero de fiabilidad limitada en el aspecto dosimétrico. En nuestra opinión no debe sustituir al uso de un dispositivo externo para un control diario del acelerador lineal.

ORALES A7 / 1337

Evaluación del test de WinstonLutz para diferentes Energías

Autor: José Carlos Ramírez Ros¹

Co-autores: Clara Isabel Jover Pérez¹ ; Daniel Jimena Hermosilla² ; Luis Ignacio Zamora Ardoy²

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: ramirezrosjc@gmail.com

1. Introducción: El test de Winston-Lutz (o una versión del mismo) se emplea tanto para evaluar la correcta colocación de un colimador terciario, como para evaluar la coincidencia de los isocentros de tratamiento e imagen en ALE. Así mismo se usa para evaluar la posición del láser con respecto al centro del isocentro y el tamaño de éste en los 3 ejes cardinales. Evaluamos la prueba de Winston-Lutz en un ALE Elekta Versa-HD con 4 energías y varias Tasas de Repetición para identificar la posición del mismo.
2. Material y métodos: Colocamos un maniquí de SunNuclear con una bolita radioopaca centrado en los láseres y en una misma sesión, hacemos varias adquisiciones con el EPID. Realizamos 8 imágenes por prueba, con Gantry = 180°, 270°, 0° y 90° y colimador 0° y 180° en cada caso. Tenemos un fichero icomCat para realizar cada prueba. Ajustamos las UM según la Tasa para tener un tiempo de irradiación similar (aproximadamente 5 segundos por imagen). Evaluamos las imágenes con una macro de ImageJ hecha en casa.
3. Resultados: El resultado muestra un variación pequeña (0.2 mm) en función de la tasa y la repetibilidad para un mismo conjunto Energía/Tasa. Si bien se observan discrepancias de 0.45 mm en InPlane para algunas energías.

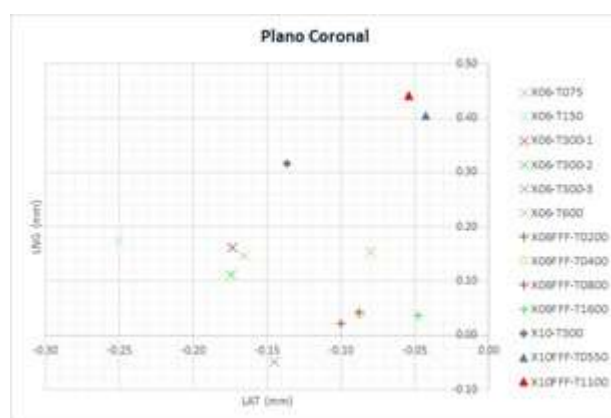


Figure 85: Plano Coronal. Bolita respecto al isocentro de radiación

Numero deModula	Energía	Tasa	UM	tiempo (seg)	Nota	ALE	Abaniqui	Bolita Respecto a ISO (mm)			Radio ISO (mm)			Radio Iso (mm)
								VER	ENQ	LAT	VER	ENQ	LAT	
1	K06	75	50	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.30	0.15	-0.10	0.01	0.16	0.21	0.60
2	K06	150	100	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.25	0.17	-0.25	0.05	0.05	-0.21	0.69
3	K06	300	200	5.0	1	Verda, 2	Disoc,ati	0.29	0.16	-0.17	0.17	0.03	-0.11	0.71
4	K06	600	200	5.0	2	Verda, 2	Disoc,ati	0.24	0.15	-0.17	0.21	0.02	0.18	0.76
5	K06	900	200	5.0	3	Verda, 2	Disoc,ati	0.26	0.05	-0.16	0.18	0.02	0.17	0.74
6	K06	900	200	5.0	3000 (270)	Verda, 2	Disoc,ati	0.28	0.16	-0.17	0.17	0.01	0.11	0.71
7	K06	600	200	2.5		Verda, 2	Disoc,ati	0.30	0.13	-0.25	0.04	0.00	0.46	0.83
8	K06	600	600	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.19	0.16	-0.16	0.18	0.02	0.19	0.77
9	K06FFF	200	100	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.26	0.09	-0.09	0.00	0.01	0.29	0.79
10	K06FFF	400	500	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.28	0.04	-0.09	0.15	0.01	0.41	0.92
11	K06FFF	600	300	5.0	13000 (270)	Verda, 2	Disoc,ati	0.27	0.10	-0.12	0.19	0.07	0.00	0.99
12	K06FFF	800	600	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.24	0.03	-0.10	0.18	0.19	0.04	0.82
13	K06FFF	1100	900	8.2		Verda, 2	Disoc,ati	0.26	0.04	-0.08	0.19	0.19	0.09	0.96
14	X10	300	200	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.17	0.11	-0.14	0.17	0.03	0.10	0.71
15	X10FF	400	400	5.0		Verda, 2	Disoc,ati	0.10	0.11	-0.04	0.40	0.19	0.10	0.80
16	X10FF	1100	800	5.5		Verda, 2	Disoc,ati	0.05	0.14	-0.05	0.48	0.16	0.14	0.87

Figure 86: Resultados del láser/bolita frente al isocentro en función de la energía y la tasa de repetición

4. Discusión: Para diferentes energías, se observa un desplazamiento que debemos controlar. En nuestra experiencia el isocentro de las energías FFF se desplaza, sobre todo en InPlane y periódicamente, una optimización del haz lo mueve a la deseada. Es posible realizar el test completo para X06 y sólo hacerlo con Gantry 0º para las demás energías/Tasas.
5. Conclusiones: Es necesario realizar un control de calidad periódico de la coincidencia de los isocentros de MV. Habría que plantearse incluir esta prueba en el CAT del ALE.

ORALES A8 / 887

Ajuste del parámetro SpotSize en Acuros para optimizar la dosis calculada en campos pequeños

Autores: Lucía Franco Sánchez¹ ; Laila Azzouz Louahabi² ; Ignasi Boada Coronado³ ; Alessio Rocchi⁴ ; Marco Panichi⁵

¹ IOA Atrys Health

² IOA ATRYS

³ Atrys Health

⁴ Atryshealth

⁵ Atrys Oncology

Corresponding Author: luciafs87@gmail.com

Introducción

El objetivo es ajustar el parámetro “Effective target Spot Size” (SpotSize o XSpot/YSpot) analizando cómo varía la dosis absorbida calculada con el algoritmo Acuros en función de medidas físicas (planificador Eclipse V15.6, Varian). La variación de SpotSize tiene una repercusión en los cálculos según la guía de Eclipse, concretamente en la penumbra de los perfiles y en la dosis absoluta para los campos pequeños, lo que ha permitido hacer un estudio para ajustar la dosis calculada en estos campos respecto a los valores medidos.

Material y métodos

Se obtienen perfiles y valores puntuales de dosis absorbida en campos colimados con MLC (HD 120) y calculados en Eclipse con Acuros (XSpot/YSpot = 1/1 mm). Retrospectivamente se recalcula con otros valores de XSpot/YSpot manteniendo la geometría y unidades monitor originales, obteniendo nuevos datos.

Los valores obtenidos se comparan con medidas físicas (Truebeam, SN 4301) en las mismas condiciones (en agua, con SSD = 100 cm y profundidad de 10 cm). Las medidas son realizadas con un diodo IBA EFD 3G, que ha sido verificado y comparado con medidas realizadas con una cámara de ionización de diamante (PTW TW60019) y películas radiocrómicas (EBT3), siguiendo el protocolo TRS483.

Correlacionando las medidas realizadas con los valores de dosis calculados se ajusta el parámetro SpotSize para las energías de 6 MV FFF y 10 MV FFF.

Resultados

Respecto de los perfiles calculados (30x30, 10x10, 2x2 y 1x1 cm), se comparan con las medidas según el protocolo AAPM TG53 - Rpt62, todos resultan dentro de tolerancia pero se observan diferencias importantes en la penumbra para los campos pequeños (2x2 y 1x1 cm). [Figura 1]

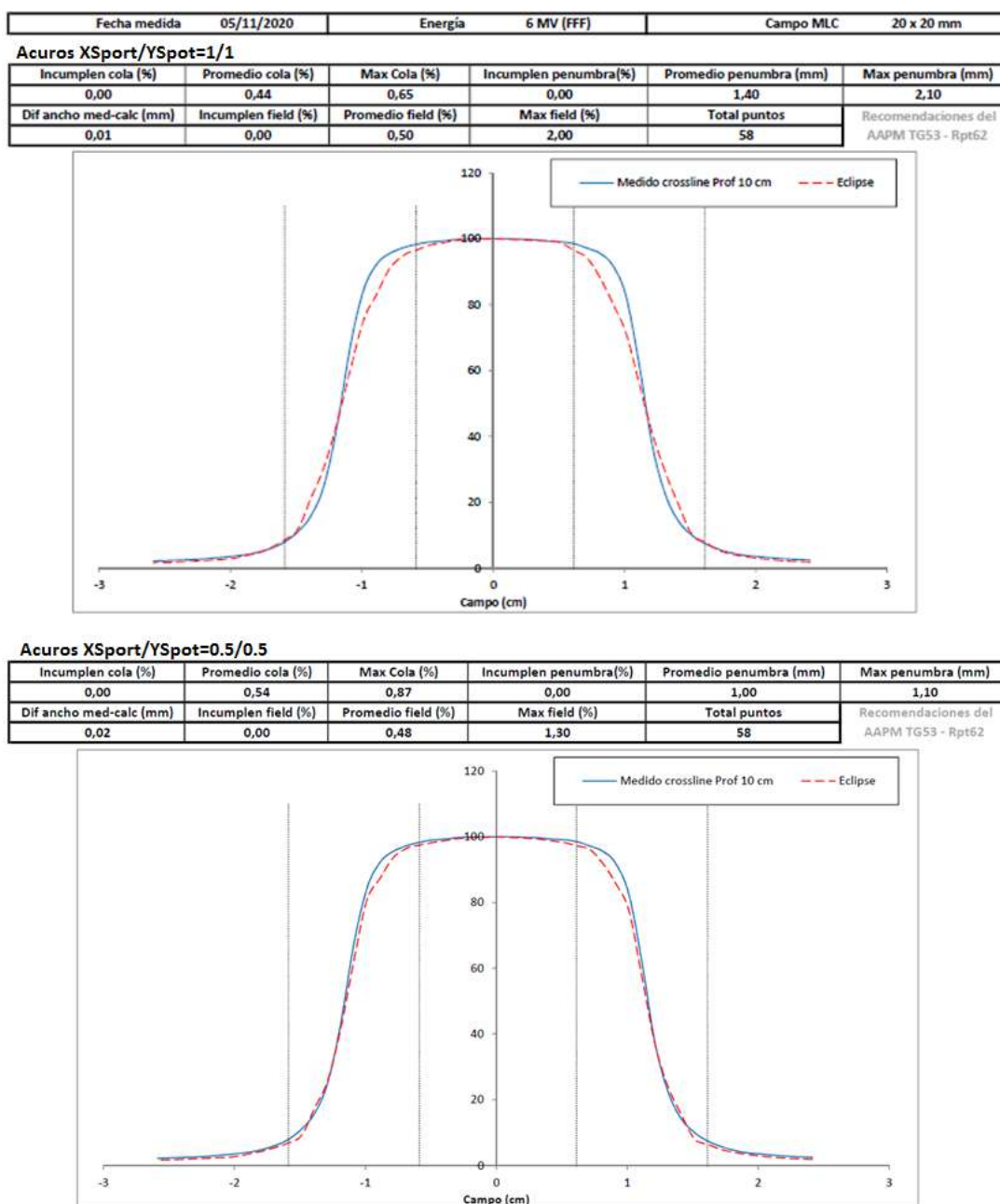


Figure 87: enter image description here

Se observan variaciones de dosis en campos menores de 2x2 cm, siendo muy significativas en campos de 0.5x0.5 cm, que justifican el ajuste del parámetro XSpot/YSpot al valor 0.5/0.5 mm para ambas energías al comparar con los valores medidos (Tabla 1).

Energía 6 MV FFF

Detector	Jaws (mm)	MLC	Dosis Corr	Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =1/1		Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =0,5/1		Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =1/0,5		Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =0,5/0,5	
				D (gy)	Dif	D (gy)	Dif	D (gy)	Dif	D (gy)	Dif
EFD	100	100	0,63111539	0,628	-0,49%	0,627	-0,65%	0,627	-0,65%	0,627	-0,65%
EFD	40	30x30	0,53415703	0,532	-0,40%	0,532	-0,40%	0,532	-0,40%	0,532	-0,40%
EFD	30	20x20	0,50805675	0,51	0,38%	0,51	0,38%	0,509	0,19%	0,51	0,38%
EFD	20	10x10	0,4545432	0,452	-0,56%	0,454	-0,12%	0,45	-1,00%	0,457	0,54%
EFD	20	10x6	0,43746322	0,407	-5,96%	0,431	-1,48%	0,403	-7,88%	0,434	-0,79%
EFD	20	5x5	0,38257668	0,315	-17,66%	0,344	-10,06%	0,307	-19,75%	0,379	-0,93%

Energía 10 MV FFF

Detector	Jaws (mm)	MLC	Dosis Corr	Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =1/1		Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =0,5/1		Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =1/0,5		Eclipse (Acuros) - Xspot/Yspot =0,5/0,5	
				D (gy)	Dif	D (gy)	Dif	D (gy)	Dif	D (gy)	Dif
EFD	100	100	0,70535417	0,708	0,37%	0,707	0,23%	0,707	0,23%	0,707	0,23%
EFD	40	30x30	0,62970305	0,63	0,05%	0,627	-0,43%	0,627	-0,43%	0,629	-0,11%
EFD	30	20x20	0,59245157	0,596	0,60%	0,594	0,26%	0,594	0,26%	0,597	0,76%
EFD	20	10x10	0,51100096	0,496	-2,94%	0,5	-2,15%	0,501	-1,96%	0,504	-1,37%
EFD	20	10x6	0,469958	0,44	-5,37%	0,447	-4,89%	0,445	-5,31%	0,466	-0,84%
EFD	20	5x5	0,40094581	0,331	-17,45%	0,33	-17,69%	0,327	-18,44%	0,39	-2,73%

Figure 88: enter image description here

El ajuste del SpotSize no tiene repercusión en los cálculos de dosis en campos mayores o iguales a 3x3 cm.

Discusión

La guía de Eclipse indica que la variación de SpotSize tiene repercusión sobre las penumbras de los campos, se puede apreciar este efecto en la comparación realizada. Se observan diferencias en los perfiles de 2x2 y 1x1 cm de la medida respecto del cálculo (en penumbra) que son corregidos al realizar el cambio en SpotSize [Figura 1].

La dosis para campos pequeños varía con modificaciones del XSpot/YSpot, lo que justifica su ajuste para aceptar tratamientos con campos menores de 2x2 cm. La dosis es ajustada hasta un valor que está dentro de tolerancias según el Real Decreto 1566/1998 (diferencias menores de 2% respecto de la medida).

Conclusiones

Se concluye que el cambio y ajuste del SpotSize es necesario para tener una buena concordancia entre el tratamiento calculado y el real (tratamiento al paciente). La variación de XSpot/YSpot afecta a valores de dosis de campos pequeños y su valor óptimo para Acuros es 0.5/0.5 mm para las energías 6 MV FFF y 10 MV FFF.

ORALES A8 / 905

Estudio de métricas alternativas para el análisis de la constancia de la energía en un haz de fotones

Autor: Beatriz Chover Diaz¹

Co-autores: M^a Carmen Baños Capilla ² ; Lorena Delgado ³ ; María López Ordoñez ³ ; Lidia Ros ³ ; Patricia Gil Deltoro ³ ; José Bea Gilabert ⁴ ; David Reinado ⁵

¹ Hospital Vithas Virgen del Consuelo

² Hospital Vithas Virgen del Consuelo - S. Radiofísica

³ Hospital Vithas Virgen del Consuelo

⁴ Vithas Hospital Nisa Virgen del Consuelo

⁵ UPV

Corresponding Author: beatriz.chover@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 1566/1998, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, así como diversos protocolos internacionales, indican la necesidad de comprobar periódicamente la constancia de la energía del haz de radiación en los aceleradores lineales de electrones (LINAC), siendo el procedimiento de referencia para ello la medida del cociente TPR_{15,10} (Tissue Phantom Ratio).

Basándose en que los filtros aplanadores empleados en los LINAC están diseñados para un espectro y una distribución angular de energía concreta y, por tanto, un cambio en esta se verá reflejado en el perfil del haz, una alternativa al procedimiento anterior es el análisis de los perfiles mediante una matriz de detectores.

El objetivo de este trabajo es comparar varias métricas y establecer cuál de ellas es más sensible a un cambio de energía del haz de fotones.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las medidas se realizan en un LINAC Infinity (Elekta) con energía de fotones 6MV, tamaño de campo de 25x25cm y DFS=100cm. Para forzar el cambio de energía se varía la BMI - corriente del bending magnet (bending fine y bending coarse) - un $\pm 2\%$ y un $\pm 10\%$ del valor nominal. Por un lado, en la medida del TPR se emplean láminas de PMMA de 1cm de espesor y una cámara de ionización tipo Farmer de 0.6cm³. Por otro, la medida de los perfiles se realiza con el MatrixX Evolution (IBA Dosimetry), una matriz con 1020 cámaras de ionización de 0.08cm³ espaciadas 7.62mm. Para el análisis de los datos se emplea el software OmniPro (IBA Dosimetry).

Se compararán las variaciones de las siguientes métricas respecto a la variación del BMI (proporcional a la variación de energía) a dos profundidades (10cm y 15cm):

- TPR_{15,10}: Cociente de dosis a 15cm y 10 cm de profundidad.
- OAR "Off Axis Ratio": Cociente de la media de las lecturas del detector a una distancia fija del centro de la matriz (CAX) y la lectura en este punto.
- FDN ("Flatness diagonalizada"): OAR empleando las lecturas a lo largo de las diagonales.

RESULTADOS

En la gráfica 1 se observa que, a una profundidad de 10cm y una variación de la BMI del 2%, el TPR_{15,10} cambia un 0.01% mientras que la FD, N lo hace un 0.04%. Esta diferencia se hace más notable cuando $\Delta BMI=5\%$, siendo un 0.26% la variación del TPR_{15,10} y un 2.44% la de la FD, N. Este comportamiento se reproduce a la profundidad de 15cm.

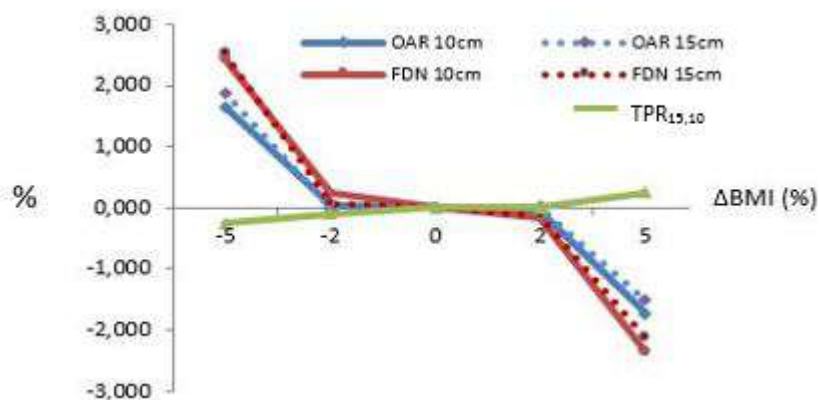


Figure 89: Variación (en %) respecto el valor nominal de diferentes métricas en función de la variación del BMI (%).

CONCLUSIÓN

Se concluye que la métrica FDN es la más sensible al cambio de BMI además de independiente de la simetría del haz y, por tanto, más óptima para la comprobación de la constancia de la energía que la usada normalmente en el flujo diario de trabajo (TPR).

ORALES A8 / 1004**Estudio piloto de auditoría postal dosimétrica para haces de fotones en radioterapia en condiciones de referencia**

Autores: María del Carmen Pujades¹ ; Cristian Candela Juan² ; Laura Oliver Cañamás¹ ; Ángela Soriano Cruz¹ ; María Gracia Ochoa¹ ; Juan J. Rovira Escutia¹ ; Juan Diego Palma Copete¹ ; Juan Carlos Sánchez Relucio^{None} ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ *Centro Nacional de Dosimetría*

² *Centro Nacional de Dosimetría (CND)*

Corresponding Author: mpuclau@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El Centro Nacional de Dosimetría (CND) trabaja en la creación de un servicio de auditoría dosimétrica postal para radioterapia. En 2019 organizó un estudio piloto para centros de radioterapia nacionales. En este trabajo se describe en qué consistió y se presentan los resultados obtenidos.

MATERIAL Y MÉTODOS

La auditoría consistió en una verificación de la calibración de haces de fotones de megavoltaje de los aceleradores empleados en radioterapia donde se pudieran adoptar las condiciones de referencia (tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a una profundidad de 10 cm en agua). La magnitud de interés fue la dosis absorbida en agua y a los participantes se les requirió una irradiación de 2 Gy en la profundidad de referencia, donde se ubicaba el dosímetro.

Se emplearon dosímetros OSL modelo nanoDot (Landauer) colocados en un maniquí de agua. Para conseguir la impermeabilidad de los dosímetros éstos se colocaron en un inserto cilíndrico de PMMA compatible con la mayoría de holders comerciales para cámaras tipo Roos.

El ejercicio se realizó simultáneamente con 14 hospitales nacionales y 1 laboratorio de radiofísica. Se auditaron un total de 48 haces de radiación, de energías: 6 MV, 10 MV y 15 MV con filtro aplanador y 6FFF y 10FFF sin filtro aplanador.

A cada centro se enviaron dos dosímetros por cada haz auditado, tres para medida de fondo y dos de reserva por si el usuario necesitaba repetir alguna irradiación.

A los participantes se les indicó el periodo en el que debían realizar las irradiaciones. Durante ese periodo, el CND también irradió dosímetros de referencia (2 Gy, haz de Co-60) en el Laboratorio de Radiofísica (RPL) de la Universidad de Santiago de Compostela para calibración del sistema dosimétrico. Se consideraron aceptables los resultados dentro de un límite del 5%.

RESULTADOS

En la figura 1 se muestran los resultados obtenidos:

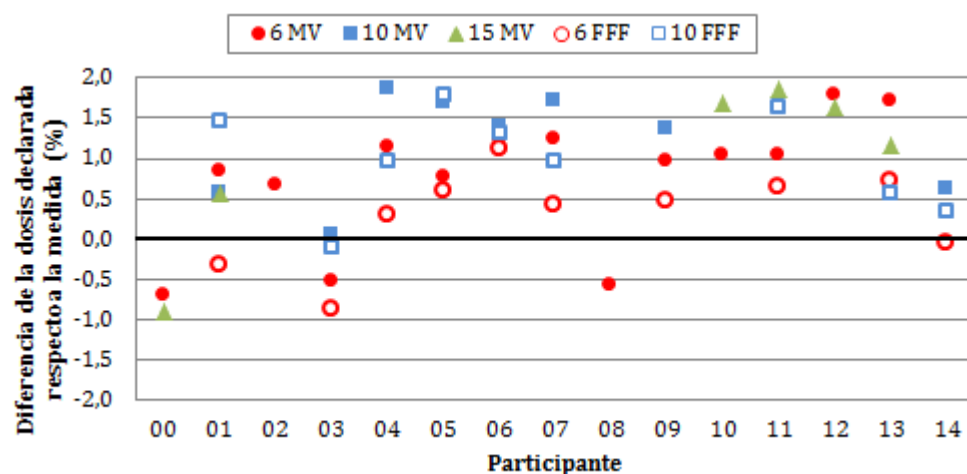


Figure 90: Diferencias entre la dosis declarada por cada centro participante y la medida por el CND.

La media de las diferencias entre la dosis declarada por los centros participantes y la medida por el CND ha sido del 0.8%. La máxima diferencia obtenida ha sido de un 1.9%. La incertidumbre en la medida de la dosis que proporcionó el CND fue de 1.6%.

DISCUSIÓN

En ningún caso se han obtenido resultados que queden fuera del límite de aceptación. Las mayores diferencias se observan para los haces de 15 MV, donde la calidad del haz resulta ser muy diferente respecto a la de referencia empleada en la calibración del sistema dosimétrico.

CONCLUSIONES

De este estudio se concluye que el método propuesto por el CND para auditar haces de fotones de uso en radioterapia es viable y los resultados obtenidos en los diferentes centros auditados han sido satisfactorios. La incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida es similar a la de otras organizaciones que ofrecen este tipo de servicio.

AGRADECIMIENTOS

El CND agradece la participación voluntaria en este estudio de los servicios/unidades de radiofísica de los centros:

Complejo hospitalario de Navarra
Fundación Instituto Valenciano de Oncología
Hospital Campus de la Salud
Hospital Clínico San Carlos
Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa
Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau
Hospital Universitario Basurto
Hospital Universitario La Paz
Hospital Universitario La Princesa
Hospital Universitario Ntra.Sra.de Candelaria
Hospital Universitario Puerta de Hierro
Hospital Universitario Ramón y Cajal
Hospital Universitario y Politécnico La Fe
Laboratorio de Radiofísica (RPL) de la USC

ORALES A8 / 1021

Puesta en marcha de dosímetros TLD-400 para dosimetría in vivo de Irradiación total de piel

Autores: Miguel Torres¹ ; Alfredo Montes² ; Jaime Martínez Ortega² ; Ruth Rodríguez² ; María Pinto Monedero² ; Xavier Pifarré Martínez³ ; Julián Ruiz Martín⁴ ; Jose Luis Colado Tornero⁵ ; Gemma Braña Carballo⁶

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ HOSPITAL PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA

⁴ SERMAS

⁵ Hospital Puerta de Hierro

⁶ HUPuerta de Hierro

Corresponding Author: miguel.torres@salud.madrid.org

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda.

Introducción

La técnica de irradiación total de piel (TSI) supone una distribución de dosis inhomogénea dependiente tanto de la anatomía como del posicionamiento del paciente en cada sesión de tratamiento. Es por ello conveniente la determinación de dosis en piel de regiones que puedan resultar sobre o infra-dosificadas. Los dosímetros termoluminiscentes (TLD), dada su escasa dependencia energética y su radiotransparencia, permiten determinar dosis in vivo durante el tratamiento de pacientes de micosis fungoide. El objetivo de este trabajo es describir las pruebas realizadas y resultados obtenidos para la puesta en marcha de los dosímetros TLD-400.

Material y Método

Las irradiaciones se realizaron acorde a la técnica implementada en nuestro centro, en un acelerador lineal de electrones Clinac 21EX (Varian) para la energía de 6 MeV específica de TSI de tasa 888 UM/min, tamaño de campo 36 x 36 cm² y distancia fuente superficie 400 cm, anteponiendo una plancha de 8 mm de PMMA a 20 cm de la superficie (para degradar la energía nominal a 4 MeV). Se caracterizó un conjunto de 25 chips de TLD-400 (CaF₂:Mn), analizando la reproducibilidad de las medidas correspondiente a 4 irradiaciones, y determinando el correspondiente coeficiente de calibración individual para cada dosímetro. Para ello se colocaron los TLD-400 en una plancha de agua sólida perpendicular al haz de radiación.

Asimismo, se estudió la dependencia angular de los TLD-400, utilizando un maniquí de 30 cm de diámetro, sobre el que se dispusieron los dosímetros equiespaciados cada 10°. Se realizaron irradiaciones tanto con haz directo (90°) como con el haz dual de tratamiento (72,5° y 107,5°).

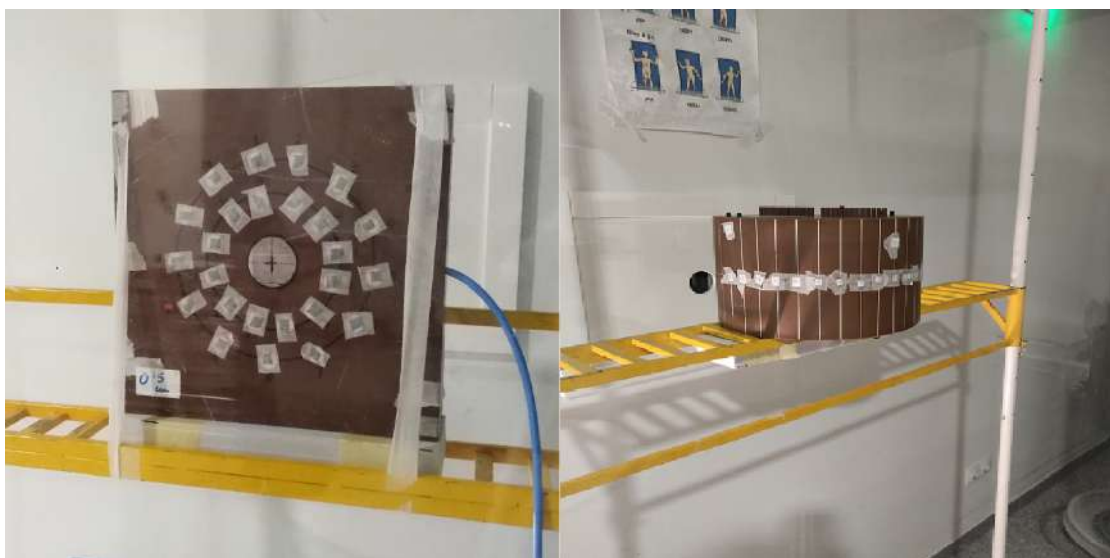


Figure 91: Fig 1: Imagen de los montajes

El equipo de lectura utilizado fue un Harsaw 4000 utilizando las siguientes características de lectura: un precalentamiento de 50°C, velocidad de calentamiento de 20°C/s, una temperatura máxima de 400°C y un tiempo de adquisición de 20s.

Resultados y Discusión

La media de los coeficientes de variación del factor de calibración de los 25 dosímetros TLD-400 es de 2,77%, para un rango de variación de 1,45% a 4,2%. Un coeficiente de variación menor del 5% se considera aceptable para el uso clínico 1. Algunos estudios reportan resultados del CV similares (3,14%) a los obtenidos mediante este trabajo.2

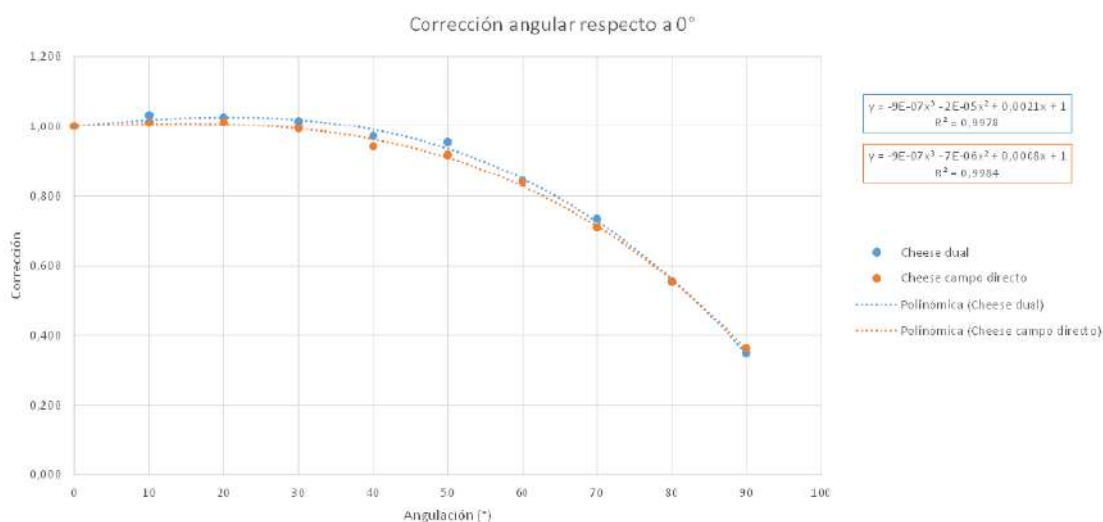


Figure 92: Fig 2: Corrección angular respecto de 0°

Los resultados de la dependencia angular de los dosímetros TLD-400 se muestran en Fig.2. Para las angulaciones comprendidas entre 0° y 40° el comportamiento tiene una tendencia lineal. La angulación del dosímetro será próxima a 90° cuando la colocación del dosímetro sea en empuje o calota.

Conclusiones

Se ha caracterizado un conjunto de TLD-400 para condiciones de irradiación total de piel, obteniendo una reproducibilidad aceptable, CV menor del 3% en promedio. Si bien el comportamiento observado en estos chips con la dependencia angular requiere conocer la inclinación aproximada de la superficie del dosímetro respecto al haz para poder aplicar la corrección pertinente.

Referencias

- 1: "T.Rivera/*Applied Radiation and Isotopes* 71(2012) 30-34"
- 2: "Performance of thermoluminescent materials for high dose dosimetry Maria Inês Teixeiraa,c, Sonia G. P. Cecattia,b and Linda V. E. Caldasa"*

ORALES A8 / 1182

Caracterización física de fotorresistencias como dosímetros en radioterapia.

Autores: Juan Román Raya¹; Catalina Ángeles Rodríguez Cano^{None}; Isidoro Ruiz García²; Miguel Angel Carvajal³; Damián Guirado Llorente⁴

¹ Hospital Universitario San Cecilio de Granada

² Universidad de Granada

³ Departamento de Electrónica y Tecnología de Computadores, Universidad de Granada.

⁴ Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio de Granada

Corresponding Author: juan95rr@gmail.com

Introducción: Las fotorresistencias son dispositivos electrónicos comúnmente utilizados como sensores de luz visible, debido a su bajo coste y alta sensibilidad. En este trabajo se aborda la caracterización de las dependencias angular, energética y con la tasa de dosis absorbida de estos detectores, un paso necesario antes de ensayar su uso clínico.

Material y métodos: Se caracterizaron los modelos de fotorresistencias NSL-19M51 (Luna Optoelectronics, EE.UU.) y VT43N2 (Excelitas Technologies, EE.UU.) mediante los haces de fotones de 6 MV y electrones de 6, 9, 12 y 15 MeV producidos por un acelerador lineal Artiste (Siemens, Alemania) y un acelerador lineal Infinity (Elekta, Suecia). Para minimizar el efecto de la luz ambiental, los dispositivos se recubrieron con esmalte negro. Las fotorresistencias se conectaron mediante un cable TNC a un electrómetro PC Electrometer (Sun Nuclear, EE.UU.).

Para estudiar la dependencia con la tasa de dosis absorbida y con la energía de los haces disponibles, los dispositivos se colocaron entre láminas de agua sólida (RW3). En el primer caso se empleó como referencia una cámara tipo PTW 30010 (PTW, Alemania); mientras que en el estudio de la dependencia energética, para determinar la dosis absorbida en las condiciones de irradiación, se usaron películas radiocrómicas (Gafchromic EBT3).

Para el estudio de la dependencia angular, se empleó el maniquí StereoPHAN (Sun Nuclear, EE.UU.), que posee simetría cilíndrica. Para determinar la dependencia angular propia del acelerador se introdujo previamente una cámara Semiflex 3D (PTW, Alemania) en el interior del maniquí.

Resultados y discusión: Las fotorresistencias se estudiaron previamente con voltajes de polarización entre 30 y 150 V; puesto que la dependencia de su respuesta a bajas tasas de dosis fue más acusada a altos voltajes, se decidió emplear un voltaje de polarización de 150 V. El electrómetro se empleó en modo corriente, y la lectura se calculó como el cociente entre la integral temporal de la corriente, cuando su valor es superior a tres veces la desviación estándar de la corriente de línea base, y el tiempo de irradiación. Los datos experimentales se ajustaron a la curva mostrada en la Figura 1. Como se puede apreciar, estos dispositivos presentan una alta dependencia de la corriente con la tasa. En cuanto a la dependencia angular, los dispositivos se irradiaron a una tasa de dosis absorbida constante de 500 cGy/min, y se obtuvo una variación máxima en la respuesta del 7 y el 4 % según el modelo, como se puede ver en la Figura 2. La variación máxima de la respuesta en función de la energía es de un 35 % para el modelo NSL-19M51 y un 15 % para el modelo VT43N2.

Conclusiones: La alta sensibilidad y el bajo coste de las fotorresistencias las convierten en candidatas para ser empleadas como detectores de radiación ionizante. Ha podido realizarse una caracterización adecuada de estos dispositivos que incluye la dependencia con la tasa de dosis absorbida, el ángulo de incidencia y la energía, caracterización que debe ser completada en algunos aspectos como paso previo a las pruebas para su uso clínico.

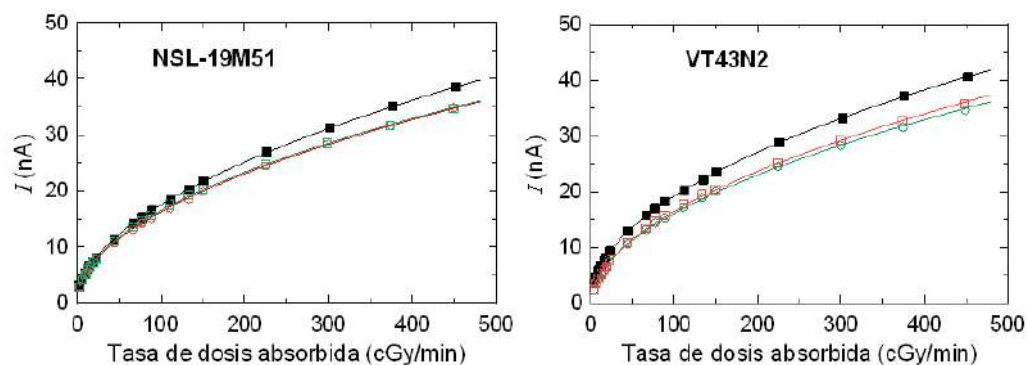


Figura 1: Dependencia con la tasa de dosis absorbida de la corriente medida por las fotorresistencias. Se han analizado tres dispositivos para cada uno de los modelos estudiados. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=1$ y son más pequeñas que los símbolos empleados para representar los datos experimentales.

Figure 93:

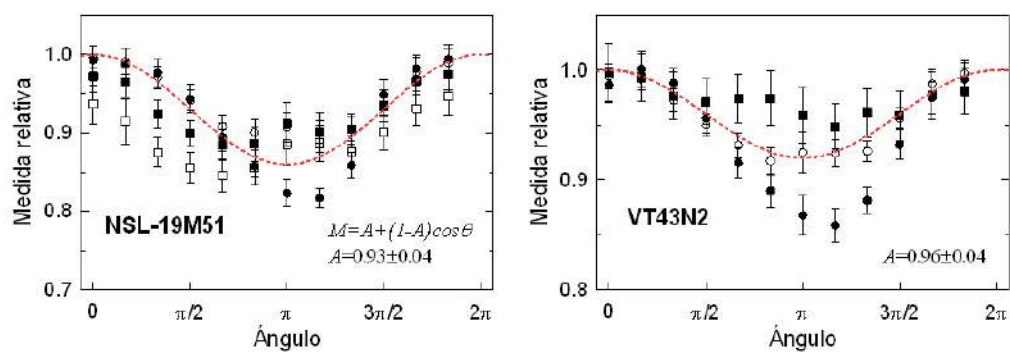


Figura 2: Dependencia angular de la respuesta de las fotorresistencias empleadas en este trabajo. Se han analizado tres dispositivos para cada uno de los modelos estudiados. La línea roja de trazos representa la respuesta promedio para cada modelo ajustada a una función senoidal. Las incertidumbres corresponden a un factor de cobertura $k=1$.

Figure 94:

ORALES A8 / 1270

Factibilidad de medir la generación realce de dosis por Gd mediante dosímetros radiocrómicos EBT3 y polímeros de gel PAGAT en irradiación con energías de kV**Autores:** Mauricio Santibañez Villalobos¹ ; Melani Fuentealba Moraga²¹ Universidad de La Frontera² HGGB**Corresponding Author:** mauricio.santibanez@ufrontera.cl

Objetivo: Evaluar dosímetros con la capacidad de determinar experimental el fenómeno de realce de dosis generado por Gd al ser irradiado con energías de kV de interés en Braquiterapia electrónica.

Método: Dosímetros de polímero gel tipo PAGAT fueron dopados durante su elaboración con compuestos clínicos de Gd, a fin de obtener un elemento dosimétrico que pudiera comportarse como un maniquí de irradiación que posee en su volumen radiosensible el elemento de realce de dosis. Por otro lado, dosímetros radiocrómicos EBT3 con capacidad reportada de poder realizar mediciones en inmersión en agua, fueron cuidadosamente cortados y colocados al interior de viales de PMMA con soluciones de agua con Gd. Los dosímetros fueron irradiados con fuentes de kV con energías de 50kV y 160kV a fin de evaluar el realce de dosis por el borde de absorción-K de 50.2 keV del Gd, el cual puede ser de interés para las energías de Braquiterapia electrónica. La evaluación del factor de realce de dosis medido por cada dosímetro se realizó para el rango de 2.0-8.0 Gy, asociando los incrementos en la densidad óptica en la lectura de dosímetros irradiados como incrementos en la dosis suministrada.

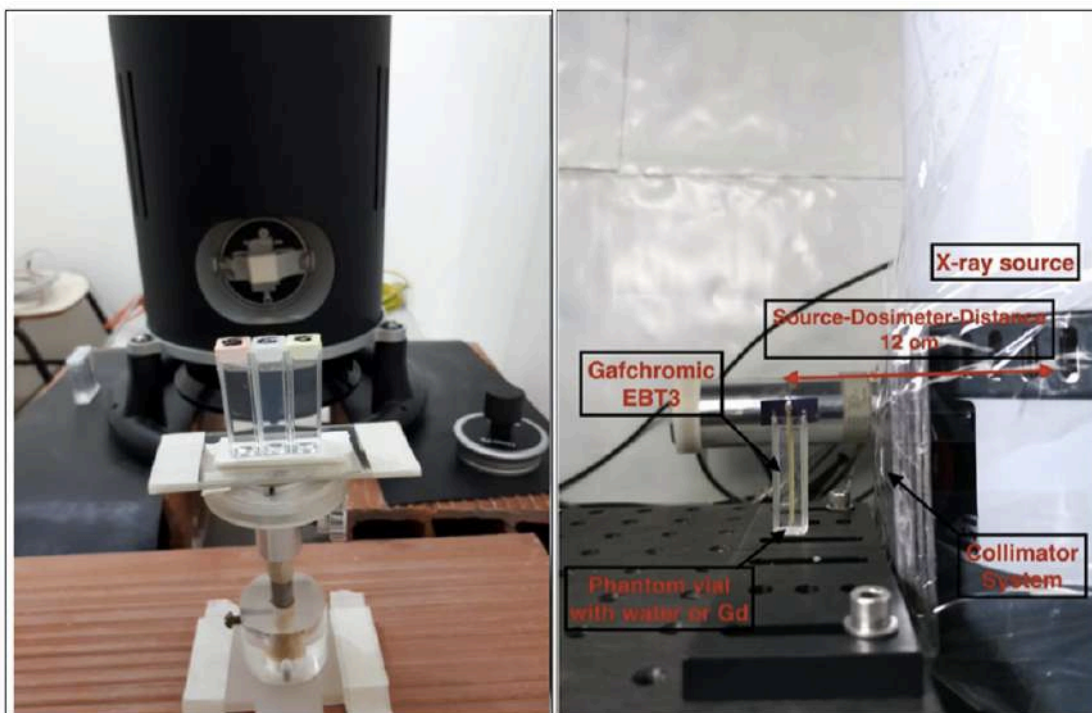


Figure 95: a) irradiación de dosímetros PAGAT. b) irradiación de dosímetros EBT3.

Resultados: Un apreciado factor de realce de dosis de borde-K (160kVp/50kVp) fue encontrado en los dosímetros PAGAT para muestra con concentraciones de 20 mg/ml y 10 mg/ml de Gd, con valores de incremento que van en función de la dosis, desde 1.20-1.61 y 1.10-1.41, respectivamente. Estos resultados pueden ser interpretados como la contribución a la dosis debido a la generación de

electrones Auger y Fotoelectrones emitidos por el Gd en interacciones de borde-K. De igual forma altos valores de factor de realce dosis fueron medidos por los dosímetros EBT3 en rangos en rangos en función de la dosis de 1.45-1.84 para la concentración de 18 mg/ml.

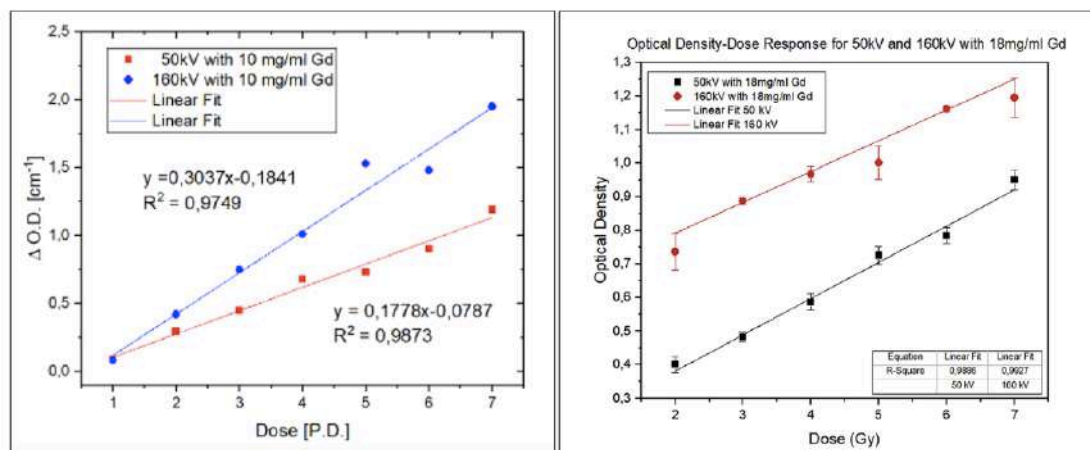


Figure 96: densidad óptica en función de la dosis medido con: a) PAGAT b) EBT3.

Conclusión: fue posible generar dosímetros integrales de polímero gel tipo PAGAT dopados con Gd y medir significativos valores de factor de realce de dosis por Gd. Sin embargo aun estos dosímetros requieren un delicado manejo en su elaboración y utilización restringiendo su uso de forma masiva. Los dosímetros EBT3 mostraron factibilidad medir realce de dosis, con un grado mayor de incertezas, dado la cubierta de poliéster protector que impide que electrones Auger y fotoelectrones de baja energía lleguen al sustrato radiosensible. Sin embargo ofrecen una alternativa muy versátil y de fácil manejo en clínica, siendo factible mejorar sus cualidades de medición, realizando un deslaminado de su cubierta.

Referencias:

1. Santibáñez, M., Fuentealba, M., Torres, F., Vargas, A. G. 2019. Applied Radiation and Isotopes. 154, 108857.
2. Santibáñez, M., Guillen, Y., Chacón, D., Figueroa, R. G., Valente, M. 2018. Applied Radiation and Isotopes. 141, 210-218.

Agradecimientos: Este proyecto fue financiado por la dirección de investigación de la Universidad de La Frontera mediante el proyecto DIUFRO DI 19-0106.

ORALES B1 / 917

Análisis comparado de la dosis ocupacional en cristalino en procedimientos intervencionistas pediátricos y adultos

Autores: Ana Morcillo García¹ ; Luis Alejo Luque²

Co-autores: José Bayón Llera¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo¹ ; Eva Corredoira Silva¹ ; Eliseo Vañó Carruana³ ; Eduardo Guibelalde del Castillo³

¹ Hospital Universitario La Paz

² Servicio de Radiofísica y Radioprotección, H. U. La Paz

³ Universidad Complutense de Madrid

Corresponding Author: amorcillo@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN

La radiología intervencionista pediátrica ha sufrido un fuerte crecimiento en las últimas décadas porque emplea técnicas mínimamente invasivas que son aplicables en diversos ámbitos de la pediatría hospitalaria¹. Esta subespecialidad se distingue en muchos aspectos de la radiología intervencionista de adultos, debido tanto al diferente tamaño de los pacientes como a la complejidad y duración de los procedimientos². Teniendo en cuenta la importancia que en los últimos años ha cobrado la evaluación de la dosis ocupacional en cristalino, el objetivo del presente trabajo es comparar la exposición del cristalino en procedimientos pediátricos y adultos.

MATERIALES Y MÉTODOS

La dosis en cristalino se ha estimado mensualmente a partir de 6 dosímetros OSL (por sus siglas en inglés, Optically Stimulated Luminiscense) nanoDot calibrados para $H_p(0.07)$ y colocados sobre las gafas plomadas. Se han utilizado dos pares de gafas, es decir, dos conjuntos de 6 dosímetros, para evaluar separadamente la exposición en procedimientos pediátricos y de adultos. Además, se ha utilizado una base de datos para unificar toda la información de cada procedimiento: radiólogo, tipo de paciente, uso de la mampara plomada, acceso (yugular, femoral, etc.) y producto dosis-área (PDA).

RESULTADOS

Durante 17 meses, los tres radiólogos participantes en el estudio realizaron 1332 procedimientos, de los cuales aproximadamente el 17% fueron pediátricos. En la Figura 1 se presenta una comparación de la dosis en cristalino por procedimiento y la dosis en cristalino normalizada al PDA para procedimientos pediátricos y de adultos. En la Figura 2 se muestra una comparación del uso de la mampara plomada de acuerdo al tipo de paciente y punto de acceso.

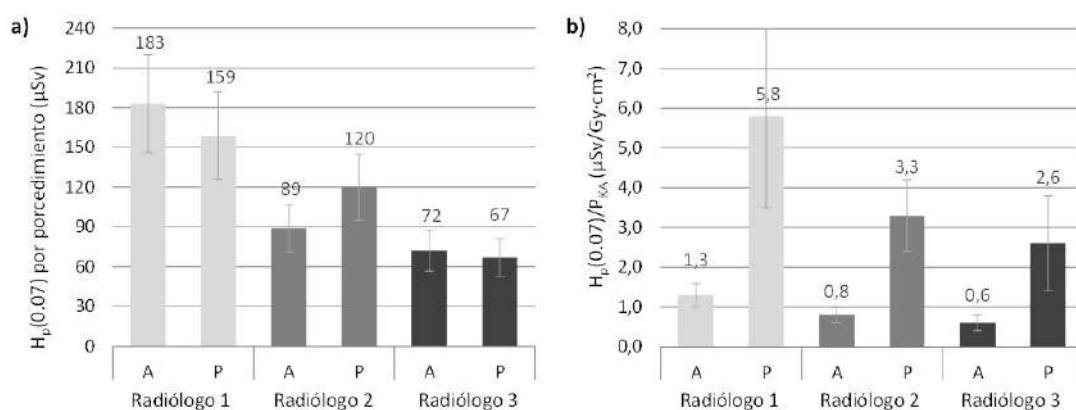


Figure 97: Comparación de la dosis ocupacional en cristalino en procedimientos pediátricos (P) y adultos (A).

Acceso	Pediatria		Adultos	
	Procedimientos	Uso mampara (%)	Procedimientos	Uso mampara (%)
Yugular	72	15	487	12
Local	124	53	261	44
Femoral	22	73	299	71
Braquial	5	20	55	42
Otros	-	-	7	29

Figure 98: Análisis comparado del uso de la mampara plomada.

DISCUSIÓN

En la Figura 1 se observa que, para cada radiólogo, la dosis en cristalino por procedimiento es similar independientemente del tipo de paciente mientras que la dosis por PDA es entre 4.1 y 4.5 veces mayor en los procedimientos pediátricos. Se podría argumentar que aunque en pediatría generalmente se requiere menos radiación por el menor tamaño de los pacientes, siendo también menor la radiación dispersa, es habitual que los radiólogos necesiten trabajar más cerca del paciente y como consecuencia reciban mayores dosis por PDA. Sin embargo, como el PDA por procedimiento es generalmente mayor en adultos, la dosis final en cristalino resulta ser similar.

Además, hemos comprobado que el uso de la mampara plomada está más vinculada al tipo de acceso que al tipo de paciente. En general, los accesos yugulares dificultan su uso durante las intervenciones. Por lo tanto, la mampara plomada no parece un elemento diferenciador entre procedimientos pediátricos y de adultos.

CONCLUSIONES

Se ha observado que la dosis en cristalino por procedimiento es similar independientemente del tipo de paciente, por lo que no deberían relajarse las medidas de protección radiológica en radiología intervencionista pediátrica.

REFERENCIAS

¹McLaren, C. Paediatric interventional radiology. Radiography, 2014;20:195-201.

²ICRP. Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 2013;42(2).

ORALES B1 / 1053

ESTABLECIMIENTO DE NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS PARA PROCEDIMIENTOS RADIOLÓGICOS REALIZADOS EN QUIRÓFANO

Autores: Paula García Castañón¹ ; Paloma Botella Faus² ; Carlos Prieto Martín³ ; Sergio Honorato Hernández² ; Roser Fayos-Solà Capilla⁴ ; David Hernández González⁵

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

² Hospital Universitario La Princesa

³ Hospital Universitario de La Princesa

⁴ H.U.La Princesa

⁵ H.U. La Princesa

Corresponding Author: pgcastanon@salud.madrid.org

INTRODUCCIÓN

Los equipos quirúrgicos, usualmente llamados arcos quirúrgicos o arcos en C son portátiles y permiten realizar diferentes procedimientos fluoroscópicos intervencionistas fuera del departamento de radiodiagnóstico. Su uso está aumentando rápidamente a medida que la cirugía convencional cambia a cirugía de acceso mínimo, y cada vez son más especialidades las que se benefician de este tipo de procedimientos de distinta complejidad. A priori, los procedimientos son relativamente sencillos y no implican altas dosis de radiación al paciente, pero en los últimos años las prestaciones de los equipos han ido creciendo y con ellas el número y complejidad de los procedimientos realizados.

La Directiva Euratom 2013/59 fomenta el establecimiento de niveles de referencia en diagnóstico (DRL) como una parte crucial del proceso de optimización de la exposición médica de los pacientes, a nivel local siempre que no existan DRL nacionales o internacionales.

El propósito de este estudio es evaluar las dosis de radiación recibidas por el paciente en diferentes exámenes fluoroscópicos de distintas especialidades para establecer los DRLs locales, como base para iniciar procesos de optimización de dosis.

MATERIAL Y MÉTODO

El estudio se ha realizado en los diferentes quirófanos de un hospital universitario. Se encuentran disponibles 8 arcos quirúrgicos en C para realizar diferentes procedimientos quirúrgicos guiados por fluoroscopia por diferentes departamentos tales como Urología, Aparato Digestivo, Neurocirugía, Ortopedia y traumatología o Unidad del dolor.

Los procedimientos considerados en el estudio, por tratarse de los más comunes son: columna (neurocirugía), caderas (traumatología), extremidades (traumatología), Colangiopancreatografía Retrógrada (CPR, digestivo) y procedimientos de urología.

La evaluación de la dosis se ha realizado a partir de las magnitudes dosimétricas proporcionadas por cada equipo, que son el Producto Kerma Área (KAP) y el tiempo de fluoroscopia (t). Estos datos son registrados manualmente por los técnicos de diagnóstico por imagen después de cada procedimiento y se introducen en una base de datos en el HIS del hospital. Después se clasifican y depuran.

La magnitud de interés para establecer DRL es el KAP. Para el establecimiento de DRL locales, se ha calculado el percentil 50 de la muestra de valores de KAP (ICRP 135) para cada uno de los procedimientos, después de descartar los valores atípicos.

RESULTADOS

Los DRL locales preliminares establecidos son: 3900 mGy.cm2 para columna (neurocirugía), 750 mGy.cm2 para caderas (traumatología), 40 mGy.cm2 para extremidades (traumatología), 2000 mGy.cm2 en CPR (digestivo) y urología con 900 mGy.cm2.

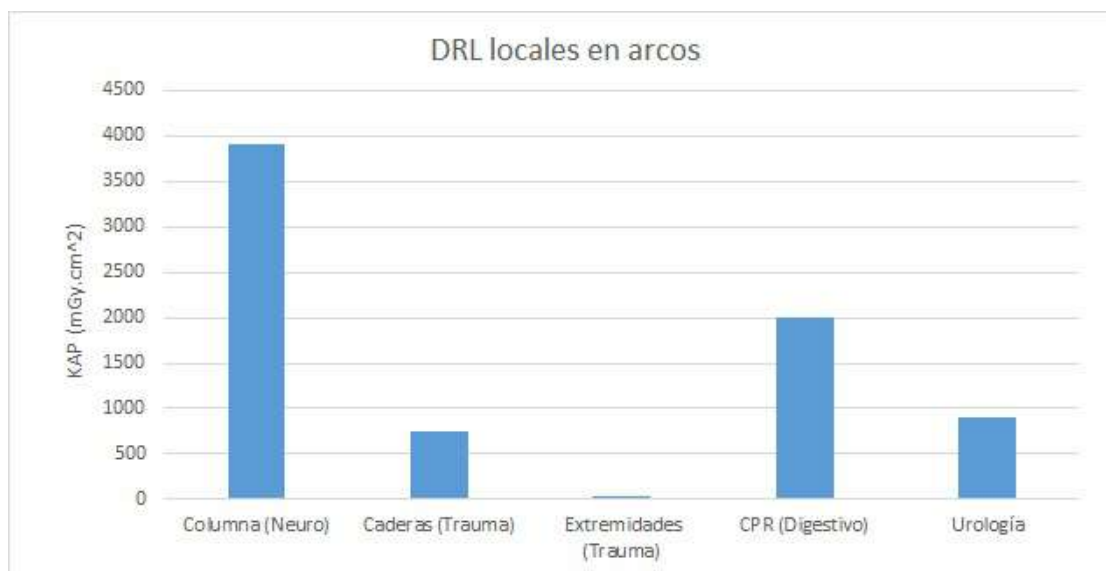


Figure 99: enter image description here

DISCUSIÓN

Las dosis más bajas corresponden, como se esperaba, a procedimientos de traumatología, sobre todo los de extremidades. Les siguen los procedimientos de urología, agrupadas por tener una mayor estadística y por tratarse de procedimientos similares desde el punto de vista radiológico. Los valores obtenidos para Digestivo y Neurocirugía son similares a los obtenidos en procedimientos simples de radiología intervencionista realizados en salas dedicadas.

Conectar estos equipos a un programa de gestión de dosis facilitaría la tarea de establecer los DRL y su revisión periódica, mejoraría la estadística y reduciría errores de transcripción.

CONCLUSIONES

Se han establecido LDRLs iniciales, con el fin de analizar y optimizar las dosis de los pacientes fuera de los servicios de radiología.

Estos niveles sientan las bases para iniciar procesos de optimización de dosis a los pacientes de quirófano.

ORALES B1 / 1149

Evaluación de la dosis de radiación en piel durante procedimientos intervencionistas: validación de un algoritmo de generación de mapas de kerma

Autores: Víctor Joel Caraballo Arroyo¹ ; Juan J. Rovira Escutia² ; Maria Luisa Alcaraz Lozano³ ; Cristian Candela-Juan⁴ ; Diego Abad Mocholi² ; Juan Diego Palma Copete² ; María del Carmen Pujades² ; Jorge Vilar-Palop² ; Irene Más Muñoz² ; Alba Montaner Alemany⁵ ; Veronica Cotanda Ricart⁶ ; Nieves Llorca Domaica²

¹ Universitat de València

² Centro Nacional de Dosimetría

³ Hospital General Universitario de Valencia

⁴ Centro Nacional de Dosimetría (CND)

⁵ Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO) - Centro Nacional de Dosimetría (CND)

⁶ FIVO-CND

Corresponding Author: victorjoelc@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Durante las últimas décadas los procedimientos de radiología y cardiología intervencionistas han aumentado en número y complejidad. Aquellos procedimientos que requieren de una mayor exposición del paciente a la radiación ionizante comportan un aumento de la posibilidad de aparición de reacciones tisulares adversas en piel.

El objetivo de este trabajo es validar un algoritmo propio, desarrollado en MATLAB, cuya finalidad es reconstruir la distribución (mapa) de kerma en aire sobre la superficie de entrada de la radiación en un paciente sometido a procedimientos intervencionistas.

MATERIAL Y MÉTODOS

La irradiación producida en este tipo de procedimientos fue simulada mediante un arco en C Philips Azurion 7C20. La irradiación de validación consistió en ocho haces cuadrados con diferentes ángulos de incidencia.

Una película radiocrómica Gafchromic XR-SP2 fue colocada sobre la mesa del arco, a la altura de su punto de referencia intervencionista, para obtener una medida de la distribución de radiación generada durante el procedimiento de validación.

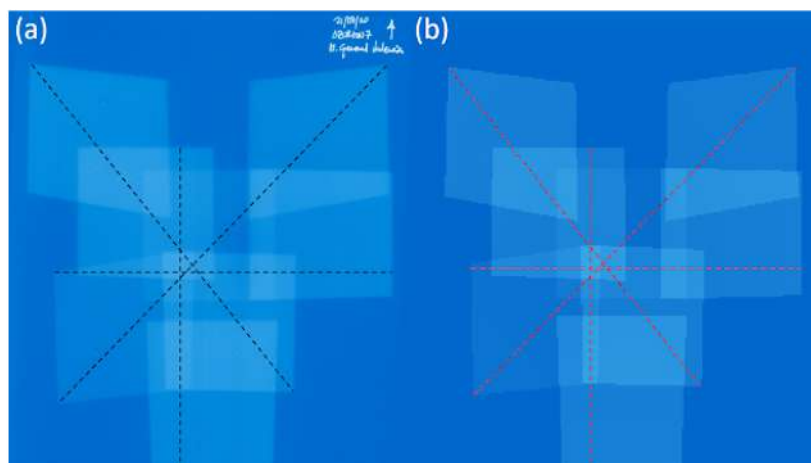


Figure 100: Imágenes de la película radiocrómica escaneada (a) y de la distribución de kerma en aire generada por el algoritmo (b), ambas con los perfiles analizados superpuestos.

Los parámetros geométricos y dosimétricos de la irradiación, necesarios para la generación de la distribución de kerma con nuestro algoritmo, fueron obtenidos del informe estructurado de dosis de radiación (Radiation Dose Structured Report, RDSR) proporcionado por el arco.

RESULTADOS

En la figura 1a se muestra la imagen escaneada de la película radiocrómica impresionada por la radiación producida durante el procedimiento de validación.

En la figura 1b se presenta la distribución de kerma en aire resultado de la utilización del algoritmo con los parámetros del procedimiento de validación obtenidos de su RDSR.

Se han trazado perfiles en diferentes direcciones tanto sobre la imagen de la película radiocrómica como sobre la imagen del mapa de kerma generado mediante el algoritmo, ambas normalizadas (figuras 1a y 1b). En la figura 2 hemos representado los valores de dichos perfiles.

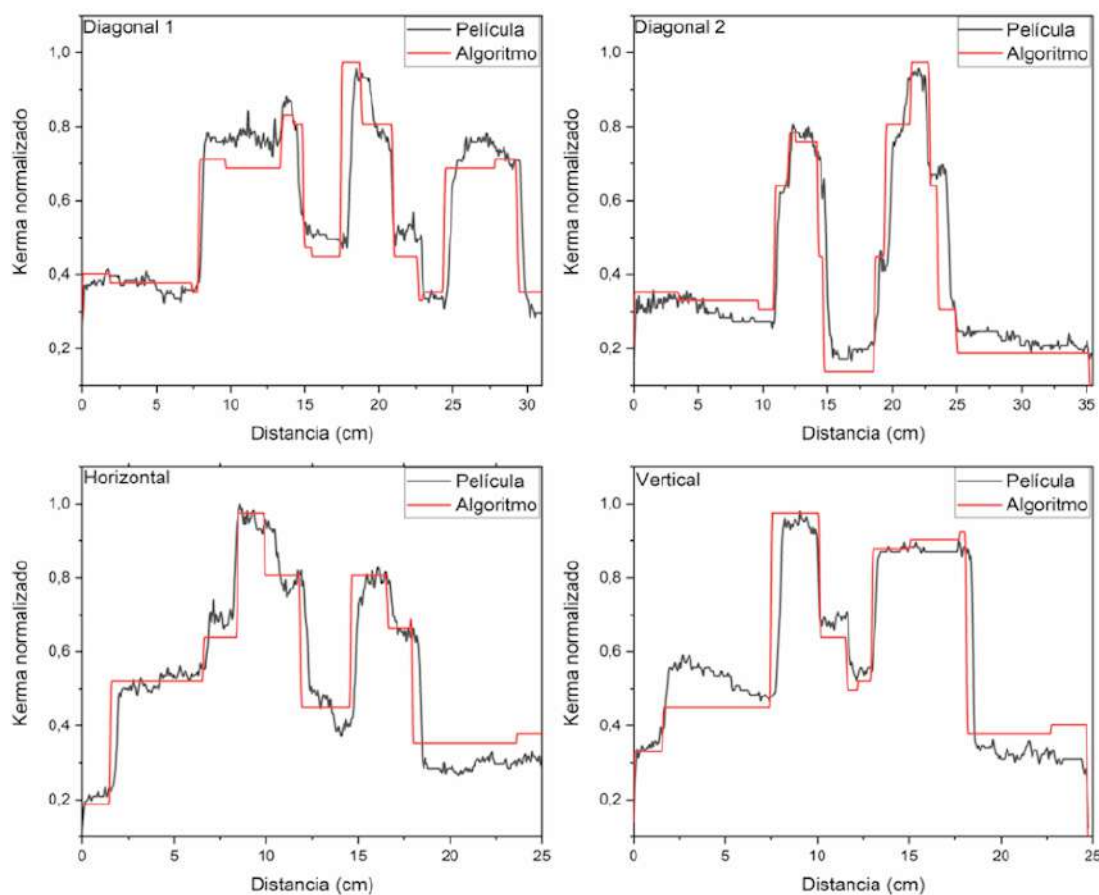


Figure 101: Valores de los perfiles trazados sobre las imágenes normalizadas de la película radiocrómica escaneada (negro) y de la distribución de kerma en aire generada por el algoritmo (rojo).

Un análisis de las diferencias entre el tamaño de los campos medidos con película y los generados por el algoritmo muestra que, para los campos con menor angulación, estas diferencias están entre 0.2 mm y 2.0 mm. Para los campos con mayor angulación se ha encontrado una diferencia máxima de 5.1 mm. Así mismo, para los contornos de los campos hemos encontrado una diferencia angular máxima de 1° entre los contornos medidos con la película y los generados por el algoritmo.

DISCUSIÓN

Nuestro algoritmo ha podido reconstruir con precisión las áreas donde se producen solapamientos de campos. Este hecho evidencia la utilidad clínica del algoritmo como herramienta de control y seguimiento, capaz de localizar en pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas zonas de la piel en las que se pudieran llegar a producir lesiones.

CONCLUSIONES

Los resultados presentados demuestran que nuestro algoritmo reproduce con éxito la distribución de kerma en aire sobre la superficie de entrada de la radiación en un paciente sometido a un procedimiento intervencionista.

AGRADECIMIENTOS

Consorci Hospital General Universitari de València

ORALES B1 / 1314

Influencia del grado de iteración de un CT en la dosis al paciente

Autores: José Antonio Feroso Gutierrez¹ ; Aída López Romero² ; Xavier Pifarré Martínez³ ; Gemma Braña Carballo⁴

¹ Hospital Puerta de Hierro

² Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

³ HOSPITAL PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA

⁴ HUPuerta de Hierro

Corresponding Author: joseantonio.feroso@salud.madrid.org

Introducción

La tomografía computarizada es una de las técnicas de diagnóstico más empleadas en los departamentos de radiología de los hospitales, siendo una de las principales fuentes de dosis a la población. La implementación de nuevos métodos de reconstrucción iterativos constituye una alternativa a la clásica retroproyección filtrada (FBP).

En este trabajo se pretende relacionar los niveles de iteración aplicados con las correspondientes reducciones de dosis que éstos posibilitan, a partir de imágenes adquiridas para distintas cargas de tubo y niveles de reconstrucción iterativa.

Además, se va a analizar el efecto producido por estos cambios del grado de iteración en determinados parámetros de calidad de imagen (MTF y resolución a bajo contraste (LCO)).

El estudio se ha llevado a cabo en dos TC de fabricantes (y sistemas iterativos) distintos: SAFIRE (Siemens) y ASIR (GE).

Material y métodos

Se adquirieron imágenes de un maniquí Catphan600 empleando dos equipos TC del Hospital de Móstoles: Siemens Go.Top y GE Revolution EVO. Las adquisiciones se realizaron utilizando, como estudio de referencia, el protocolo de tórax sin contraste que habitualmente se emplea para el diagnóstico de pacientes y se trabajó con las imágenes correspondientes al kernel de reconstrucción utilizado en la visualización de pulmón.

Para el equipo de GE se obtuvieron imágenes a 120 kV para 5 niveles de iteración (ASIR) en la reconstrucción de las mismas: 0, 30, 50, 70 y 100%. Para cada uno de ellos se localizó el valor de mAs/vuelta de tubo que permitía mantener el nivel de ruido obtenido en el estudio de referencia.

Se repitió el procedimiento para el TC Siemens a 110 kV y 6 niveles de SAFIRE: desde 0 (desactivado) a 5.

Las medidas de ruido se realizaron midiendo la desviación estándar (σ) en una ROI central del módulo de uniformidad del Catphan, empleando el propio software de cada TC, mientras que para el análisis de la calidad de imagen se ha empleado el software AutoQALite.

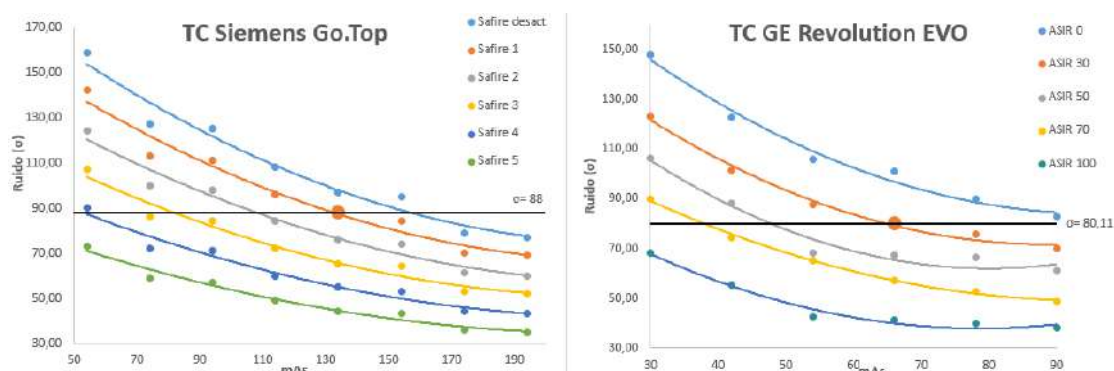
Resultados y discusión

Los protocolos de referencia utilizados fueron **134 mAs, SAFIRE1, kernel Br60** para el Siemens y **66 mAs, ASIR30, kernel BonePlus** para el GE.

El valor de σ hallado para estos protocolos de referencia fue de $\sigma=88$ para el Siemens y $\sigma=80,11$ para el GE.

Para mantener el valor obtenido de σ se compensó el aumento del grado de iteración con una disminución controlada de los mAs.

En la Figura 1 se muestran los resultados encontrados para σ en función del valor de la carga del disparo (mAs) y el nivel de iteración.

Figure 102: σ en función de los mAs y el nivel de iteración

Una vez hallados los valores de mAs para los cuales se mantiene constante el nivel de ruido al aumentar el grado de iteración, se realizó el análisis de los parámetros de calidad de imagen LCO y MTF para comprobar si se ven afectados por el aumento de la iteración en la reconstrucción de las imágenes.

TC General Electric						
ASIR	mAs	Reducción de mAs (dosis)	Ruido	LCO (3mm)	LCO (8mm)	MTF 50%
30	66	0	80,11	10,66	4,00	9,74
50	48	-27,3%	80,11	11,36	4,26	8,61
70	36	-45,5%	80,11	9,91	3,72	9,24
100	18	-72,7%	80,11	7,89	2,95	9,56
TC Siemens						
SAFIRE	mAs	Reducción de mAs (dosis)	Ruido	LCO (3mm)	LCO (8mm)	MTF 50%
1	134	0	88	11,69	4,38	7,67
2	100	-25,4%	88	10,57	4,22	7,56
3	78	-41,8%	88	10,25	4,09	8,33
4	57	-57,5%	88	10,29	3,79	9,48
5	40	-70,1%	88	10,25	3,93	10,54

Figure 103: Valores de mAs obtenidos para mantener el ruido constante y su influencia sobre la LCO y la MTF

Podemos observar una mejora en la resolución espacial según va aumentando el nivel de iteración con la técnica SAFIRE, mientras que los datos procedentes del GE(ASIR) no son concluyentes.

El nivel de detección de los objetos a bajo contraste muestra un ligero empeoramiento en ambos casos, siendo el descenso más acusado en el GE.

Conclusiones

Observamos que las posibilidades de reducción de dosis al implementar sistemas de reconstrucción iterativos son muy considerables, con reducciones que sobrepasan el 70% respecto a las dosis proporcionadas con los protocolos actuales.

Además, se ha comprobado que el uso de la iteración apenas afecta a otros parámetros de calidad de imagen.

No se observan diferencias significativas en los resultados hallados entre uno y otro fabricante.

ORALES B3 / 947

Dosis absorbidas vs fracción volumen blanco/volumen tumoral en radioembolización con ^{90}Y para tratamientos de hepatocarcinomas

Autores: Alicia González Pose¹; Mercedes Riveira Martín²

Co-autores: Sonia Martínez Bernardes³; Inés Domínguez Prado⁴; Jose Muñoz Iglesias⁵; Antonio López Medina⁶; Manuel Salgado Fernández⁶

¹ Servicio Radiofísica H.Meixoeiro

² FBGS (Fundación Biomédica Galicia Sur)

³ Servicio Radiofísica H. Meixoeiro

⁴ CHU Meixoeiro

⁵ CHUVI

⁶ Hospital do Meixoeiro

Corresponding Author: alicia.gonzalez.pose@sergas.es

Introducción

La radioembolización en tumores hepáticos consiste en la administración por vía intraarterial hepática de microesferas marcadas con ^{90}Y , que debido a su específico tamaño, quedan confinadas en el volumen a tratar. Pretratamiento, se realiza una valoración de la vascularización con macroagregados de albúmina marcados con ^{99}Tc ($^{99\text{m}}\text{Tc} - \text{MAA}$). En este trabajo se estudia la relación entre las dosis absorbidas y la fracción entre algunos volúmenes delimitados.

Material y métodos

Trece pacientes diagnosticados de hepatocarcinoma han sido tratados con radioembolización hepática con microesferas marcadas con ^{90}Y de TheraSphereTM. Sobre las imágenes obtenidas del estudio de macroagregados previo se han delimitado el volumen tumoral y el volumen blanco (volumen de tejido que será radiado), y se ha realizado el cálculo de actividad personalizada. Post-tratamiento se obtuvieron imágenes SPECT de Bremsstrahlung, observando en dos de ellos un patrón ligeramente discordante a los $^{99\text{m}}\text{Tc} - \text{MAA}$. Se calculó la relación volumen blanco/volumen tumoral agrupando a los pacientes en aquellos con una fracción baja (<10, N=8) y fracción alta (>10, N=5). Siguiendo el modelo multicompartmental, obtuvimos las dosis absorbidas en volumen tumoral, blanco y parénquima sano.

Resultados

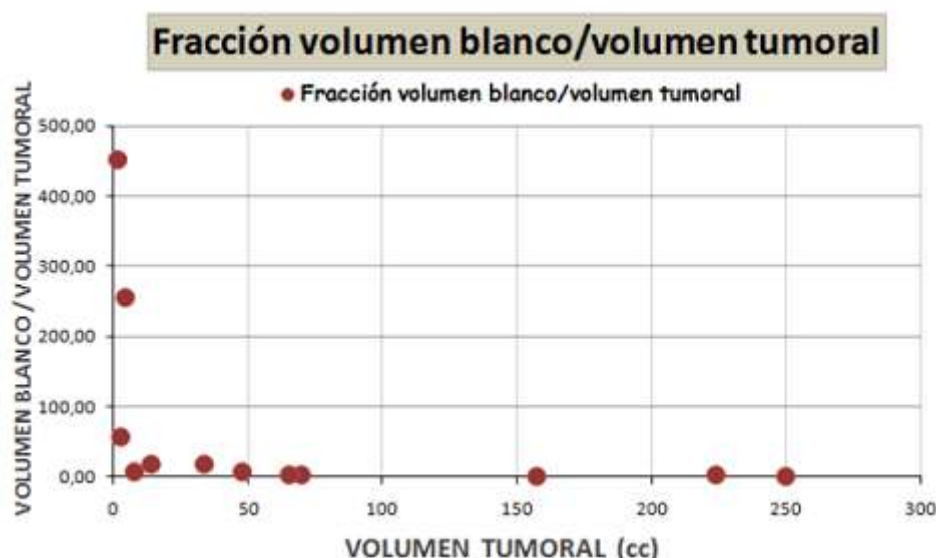


Figure 104: Fracción volumen blanco/volumen tumoral frente volumen tumoral (cc).

Una fracción alta indica que existe mucho tejido sano dentro del volumen blanco. Por su parte, una fracción baja, que la mayoría del volumen blanco es neoplásico. La figura 1 muestra como las fracciones bajas se aprecian en tumores grandes, indicando que la mayoría del volumen tratado es tumoral.

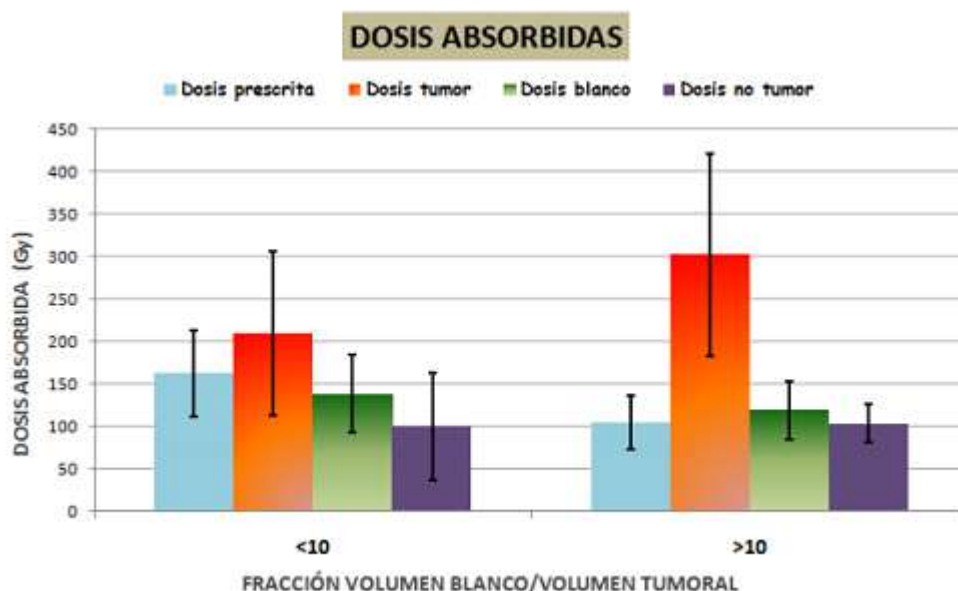


Figure 105: Dosis prescrita, dosis absorbidas en tumor, blanco y no tumor (Gy) frente fracción volumen blanco/volumen tumoral.

En fracciones bajas la dosis en blanco (139 ± 45 Gy) y en tejido sano (100 ± 43 Gy) es menor que la prescrita (163 ± 50 Gy) y la dosis en tumor (210 ± 51 Gy) ligeramente mayor. En fracciones altas en relación con la prescrita (112 ± 31 Gy), en los tres casos la dosis absorbida es mayor, siendo muy relevante en el caso de la dosis absorbidas en tumor (222 ± 58 Gy).

Discusión

En fracciones bajas es más complicado discernir tejido sano de tumoral, tratando prácticamente el volumen blanco como tumor. La dosis prescrita en fracciones bajas es mayor (163 ± 50 Gy) que en altas (112 ± 31 Gy). Asumiendo que la distribución de actividad es homogénea y localizada en la zona tumoral, en fracciones altas se pueden prescribir dosis menores al volumen blanco porque la actividad correspondiente se va a concentrar en un volumen tumoral más pequeño. Esto se comprueba con las dosis absorbidas en tumor, que en fracciones bajas es un 1,29 % mayor que la prescrita y en el caso de fracciones altas un 2,87 % mayor. Esto último es debido a que para actividades similares, el volumen tumoral es más pequeño (fracciones altas) y por lo tanto las dosis absorbidas son mayores.

Conclusiones

Volúmenes tumorales pequeños implican mayor volumen blanco relativo, lo que permite prescribir menor dosis al blanco. Además al tratarse de una deposición de actividad en un volumen de tumor pequeño, la dosis absorbida en tumor es mayor. En volúmenes tumorales mayores, gran parte del volumen blanco es tumoral, la prescripción de dosis es mayor para asegurar la deposición de dosis en todo el tejido y, puesto que el volumen de tejido sano es pequeño, se ve una mayor semejanza entre dosis prescrita, tumoral y en blanco.

Referencias

1. Ahmadzadehfar, Hojjat, Hans-Jürgen Biersack et. *Radioembolization of liver tumors with yttrium-90 microspheres*. Seminars in nuclear medicine. Vol.40. Saunders, 2010.

ORALES B3 / 973

Dosimetría por imagen en radioembolización hepática con Y90: impacto de la resolución espacial

Autores: Nuria Carrasco Vela¹ ; Natalia Tejedor Aguilar^{None} ; Francisco Blázquez Molina² ; Vicent Giménez Gómez³ ; Irene Torres Espallardo⁴

¹ *Hospital Dr. Peset*

² *HUiP La Fé*

³ *Universidad Valencia - IFIC*

⁴ *Hospital Universitario y Politécnico La Fe*

Corresponding Author: nuria.carrasco@uv.es

INTRODUCCIÓN

La imagen PET juega un papel crucial para la dosimetría cuantitativa post-tratamiento en radioembolización hepática con Y90. Sin embargo, dada la resolución espacial del PET, la distribución real de actividad se ve difuminada.

Entre los métodos de dosimetría 3D destacan el de deposición local de dosis (LDM) y el de convolución o Voxel-S-Value (VSV). Suele argumentarse que el difuminado o “blurring” de la distribución de actividad debido al equipo es mayor que el de la convolución con el kernel de dosis y por ello LDM aporta resultados suficientemente precisos siendo además más sencillo de implementar.

En este trabajo hemos comparado los resultados LDM y VSV frente a Monte Carlo (MC) aplicando difuminados a imágenes PET sintéticas con el objetivo de establecer cuando MC aportaría información relevante.

MATERIAL Y MÉTODOS

Usando programas propios en Matlab se han generado imágenes PET con voxelizado de 4mm: tumores de 4, 8 y 24 mm de diámetro y uno o varios tumores de 5 cm con y sin necrosis y con sin fondo de actividad. A continuación, se han aplicado kernels gaussianos de 4, 7 y 10 mm.

La dosimetría 3D con LDM y VSV fue realizada con programas propios en Matlab mientras que las simulaciones MC se realizaron con GATE v8.2 considerando CT de pacientes como distribuciones de atenuación.

Los mapas de dosis se han comparado mediante la dosis media en VOIs, DVHs y test gammas.

RESULTADOS

Se muestra como ejemplo uno de los casos con mayores diferencias: un tumor esférico de diámetro 5 cm necrosado con una corteza de 6mm y siendo la actividad de la corteza 80 veces superior a la actividad en el interior.

	Er (D(Gy))			% $\Gamma < 1$ 4mm/1% 1% corte baja dosis			% $\Gamma < 1$ 4mm/0.1% 0.1% corte baja dosis		
FWHM blurring (mm)	LDM- MC	VSV- MC	LDM- VSV	MC vs LDM	MC vs VSV	VSV vs LDM	MC vs LDM	MC vs VSV	VSV vs LDM
0	12,52 %	5,62 %	6,91 %	0,889	0,968	0,964	0,396	0,704	0,427
4	8,53 %	4,55 %	3,98 %	1,000	0,999	1,000	0,805	0,880	0,812
7	6,09 %	4,02 %	2,07 %	0,985	0,989	1,000	0,848	0,889	0,902
10	5,24 %	3,83 %	1,41 %	0,948	0,952	1,000	0,837	0,869	0,935

Figure 106: Diferencias relativas de dosis media con cada par de métodos en la VOI correspondiente al tumor y resultados del test gamma para un tumor esférico necrosado.

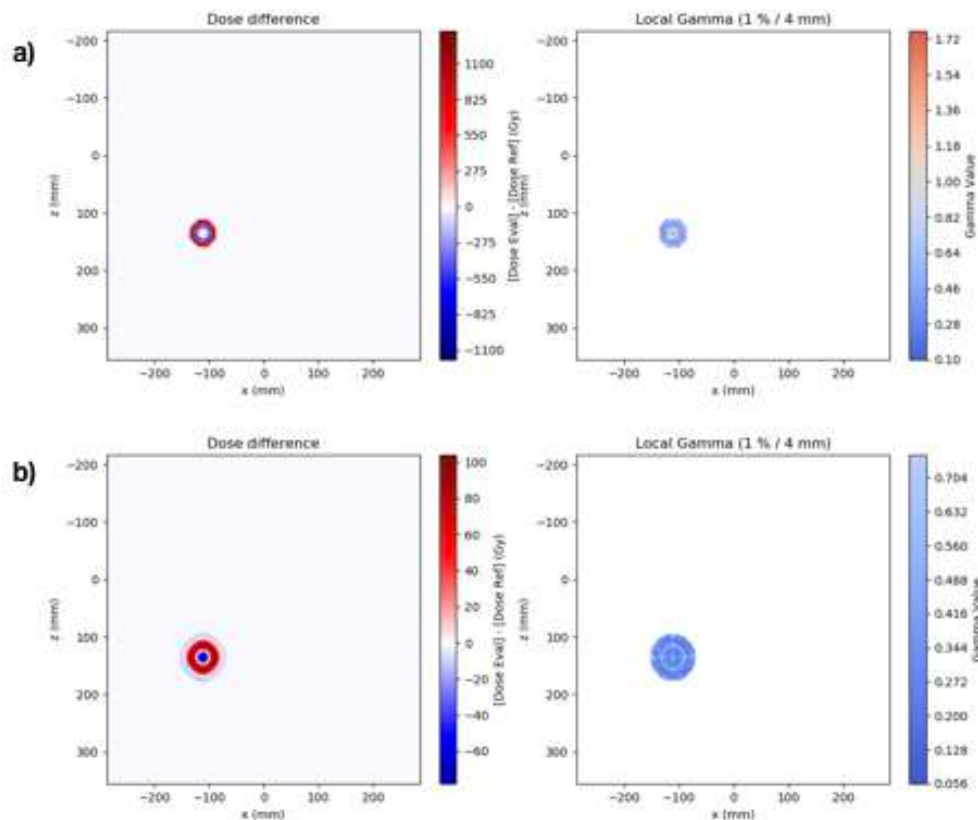


Figure 107: Mapa de diferencias de dosis (derecha) y matriz gamma (izquierda) correspondientes a la comparación MC vs LDM para un corte axial de un tumor esférico necrosado sin blurring a) y con blurring 7 mm b)

DISCUSIÓN

Al aumentar el difuminado disminuye la diferencia entre VSV y LDM y ambos tienden a MC siendo siempre VSV más cercano a MC.

El difuminado conlleva en general diferencias de dosis a nivel voxel menores del 1%. Sin embargo, al considerar VOIs estas pequeñas diferencias se acumulan mostrando diferencias superiores a la incertidumbre del MC.

CONCLUSIÓN

La resolución espacial de los PET actuales está en el rango 7-10 mm [1,2,3] mientras que con equipos más modernos se espera llegar a 4 mm [4]. En este rango esperamos dosis a nivel voxel similares entre cada método pero se debería prestar atención al considerar la dosis media.

REFERENCIAS

- 1 Werner MK, et al. AJR Am J Roentgenor (2009) 193:1640-5 doi:10.2214/AJR.09.2516
- 2 van Elmb LL, et al. Phys Med Biol (2011) 56:6759-77 doi:10.1088/0031- 9155/56/21/001
- 3 Bagni O, et al. Nucl Med Commun (2012) 33:198–204. doi:10.1097/MNM.0b013e32834dfa58
- [4] Delso G et al. J Nucl Med. 2011 Dec;52(12):1914-22. doi:10.2967/jnumed.111.092726

ORALES B3 / 976

Comparación de métodos de dosimetría 3D en radioembolización hepática con microesferas de Y90

Autores: Natalia Tejedor Aguilar¹; Nuria Carrasco Vela²; Belen Luna Molero^{None}; Francisco ´ Blázquez Molina³; Pilar Bello⁴; Vicent Giménez Gómez^{None}; Consuelo Olivas⁴; Daniel Pérez-Enguix⁴; Irene Torres-Espallardo⁴

¹ Hospital Universitario y Politécnico La Fé

² Hospital Dr. Peset

³ HUiP La Fé

⁴ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

Corresponding Author: tejedor_natagu@gva.es

Introducción

La imagen PET/CT se puede emplear para la dosimetría cuantitativa post-tratamiento en radioembolización hepática (RE) con Y90. El objetivo de este estudio retrospectivo es la comparación de diferentes métodos dosimétricos 3D respecto a simulaciones Monte Carlo (MC) para conocer en qué casos es necesario mayor precisión en el cálculo.

Material y métodos

Se incluyen en el estudio diez casos de RE con Therasphere™. Se contornea hígado, región perfundida, tejido sano y tumor en las imágenes post-tratamiento con un equipo PET/CT Gemini TF 64. Se evalúan tres métodos dosimétricos 3D: método de deposición local (LDM) y método Voxel-S-Value basado en MIRD 17 (VSV) usando el software MIM SurePlan™ LiverY90 y simulaciones MC con GATE v8.2. MIM permite extraer la actividad de la imagen asumiendo un factor de corrección para Y90 (LDM) o normalizar la distribución de actividad medida conociendo la actividad administrada (LDM Ac). Se comparan los histogramas dosis-volumen (DVH), parámetros dosimétricos D90, D70, D50, V100, dosis media, máxima y mínima y mapas de isodosis.

Las matrices de dosis se importan en MIM y se comparan mediante el test gamma utilizando la librería de Python PyMedPhys. Estos resultados se verifican con el software de PTW Verisoft.

Resultados

El error relativo de los métodos LDM Ac, LDM y VSV con respecto a MC de los parámetros dosimétricos D90, D70 y D50 se muestra en la Figura 1.

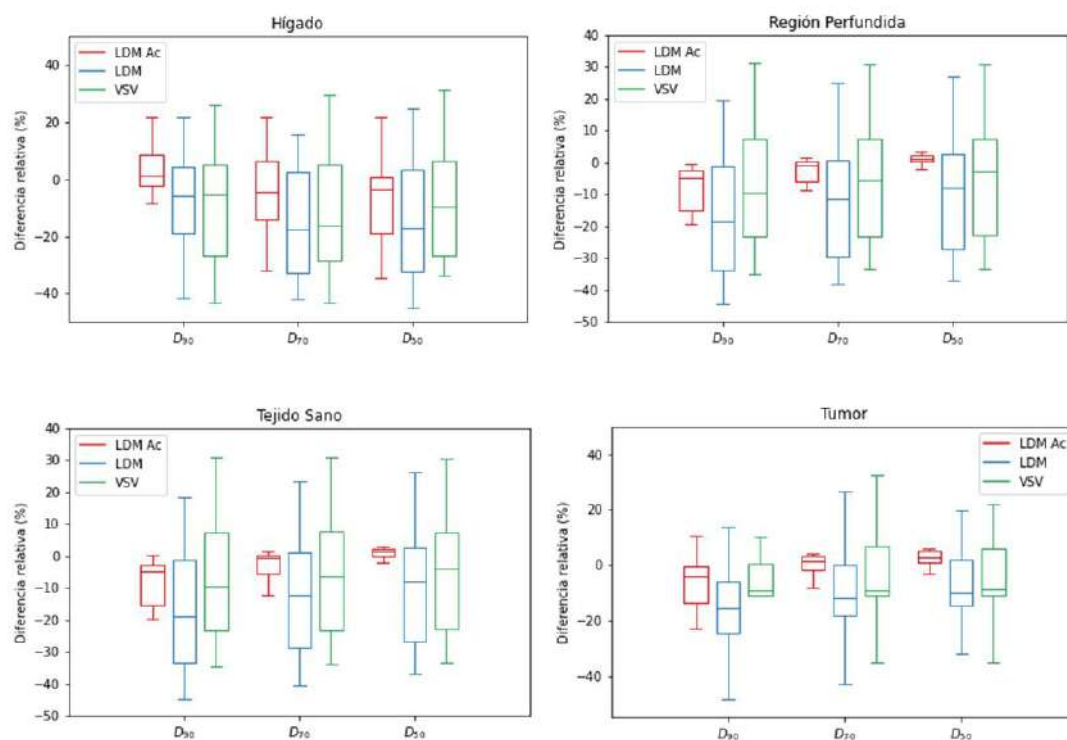


Figure 108: Diferencia relativa en D90, D70 y D50 de los métodos LDM Ac, LDM y VSV respecto a MC en hígado, región profundida, tejido sano y tumor.

El % de $\Gamma(4\text{mm}/1\%) < 1$ obtenido al comparar MC con LDM Ac es 80-99% mientras que al comparar VSV con LDM encontramos un 100% de $\Gamma < 1$. La Figura 2 muestra las isodosis de los distintos métodos para un paciente que presenta altas fugas pulmonares.

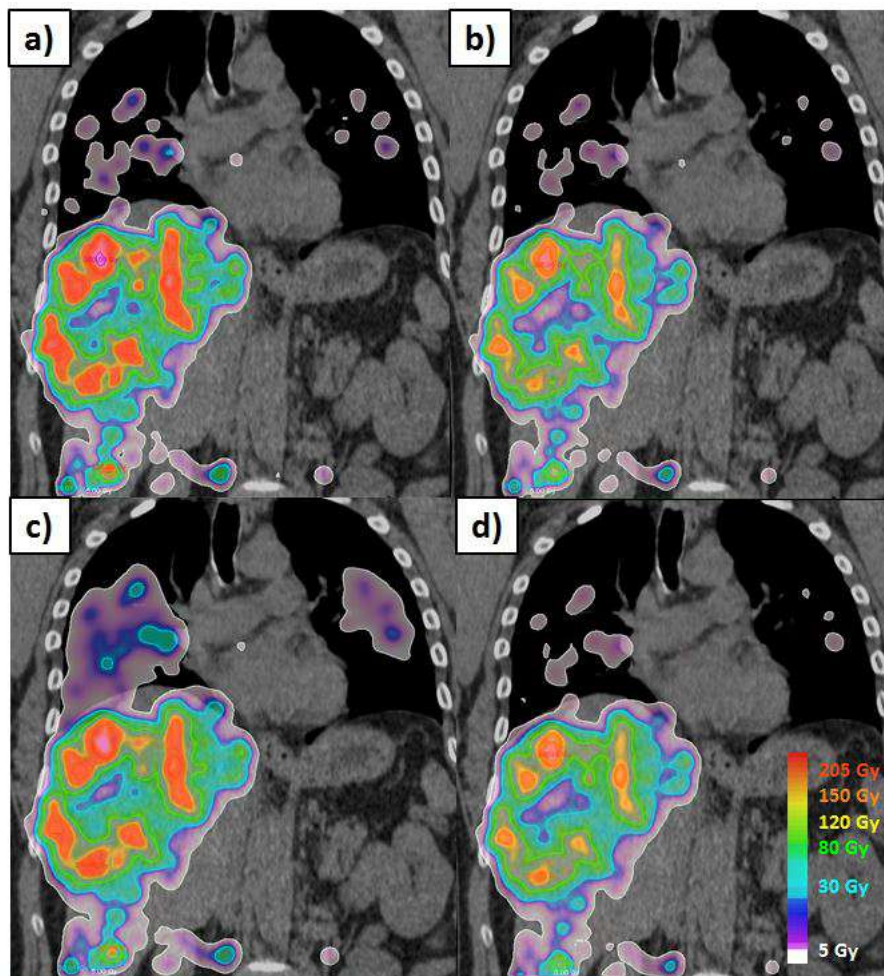


Figure 109: Mapa de isodosis en paciente que presenta altas fugas pulmonares utilizando a) LDM Ac, b) LDM, c) MC y d) VSV.

Discusión

Se observan diferencias significativas entre LDM Ac y LDM debido a la presencia de actividad fuera del FOV o artefactos. Además, LDM Ac subestima y sobreestima la dosis para actividades bajas y altas, respectivamente.

Aparecen notables diferencias en el cálculo de la distribución de dosis de MC frente al resto de métodos en el caso de tumores en cúpula hepática y fugas pulmonares debido a que tiene en cuenta las heterogeneidades en la interfase hígado-pulmón. Estas discrepancias también se deben a que la distribución de la actividad en la cúpula hepática viene afectada por el movimiento respiratorio.

Conclusiones

La calibración del equipo con Y90 es fundamental para la dosimetría basada en imagen. El método de MC aporta información relevante en la dosimetría de casos con fugas pulmonares y lesiones en cúpula hepática. En estos casos, junto con el método de MC, se debería considerar un procedimiento para gestionar estos artefactos debidos al movimiento respiratorio.

ORALES B3 / 1064

Desarrollo de un modelo de partición multi-tumor para dosimetría pre-tratamiento en tratamientos de Radioembolización hepática con 90Y-microesferas

Autores: Verónica Moran Velasco¹ ; Elena Prieto Azcárate² ; Leticia Soria Ruiz-Ogarrio² ; Lidia Sancho Rodríguez² ; Macarena Rodríguez-Fraile^{None} ; Josep María Martí i Climent²

¹ CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

² Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: vmoran@unav.es

Introducción

El modelo de partición estándar (MP) utilizado para el cálculo de la dosis absorbida en tratamientos de radioembolización (RE) asume que la distribución del mismo dentro del conglomerado tumoral es uniforme. Sin embargo, su distribución puede ser muy heterogénea. El objetivo de este trabajo fue desarrollar un modelo de partición multi-tumor (MPMT) que permita determinar la dosis absorbida promedio en cada una de las lesiones tumorales que conforman el conglomerado y desarrollar una herramienta que permita implementar su uso en la práctica clínica diaria. Asimismo, se compararon las dosis absorbidas en cada tumor calculadas a partir de ambos métodos dosimétricos.

Material y Métodos

Se desarrolló una herramienta basada en Excel para el cálculo de la dosis absorbida mediante el método MPMT, a partir del número de lesiones tumorales a tratar, el volumen y las cuentas registradas en cada compartimento, el shunt hepato-pulmonar (SHP) y la actividad de 90Y administrada. Se incluyeron 9 pacientes tratados con RE, con más de una lesión. Se analizaron un total de 93 lesiones individuales. Se delimitaron (n+2) compartimentos sobre las imágenes 99mTc-MAA SPECT-CT realizadas para la planificación del tratamiento: hígado diana sano, pulmones y n lesiones tumorales individuales.

Se calcularon las dosis absorbidas promedio en el conglomerado tumoral (Ttotal) y en cada una de las lesiones individuales (Ti) aplicando los métodos MP (ec.1 y ec.2) y MPMT (ec.3 y ec.4), respectivamente. Se calcularon las diferencias en dosis absoluta (Gy) y en porcentaje con respecto al promedio. Se realizó un análisis estadístico para determinar si ambos métodos se pueden emplear indistintamente.

$$D_{media}^{T_{total}}(Gy) = \frac{49.67 \left(\frac{I}{GBq} \right) \bullet A(^{90}Y)(GBq)(1-SHP/100) \bullet TNR}{V_{T_{total}}(kg) \bullet TNR + V_{diana\ sano}(kg)} \quad (ec.1)$$

$$TNR = \frac{C_{T_{total}}/V_{T_{total}}}{C_{diana\ sano}/V_{diana\ sano}} \quad (ec.2)$$

$$D_{media}^{T_i}(Gy) = \frac{49.67 \left(\frac{I}{GBq} \right) \bullet A(^{90}Y)(GBq)(1-LSF/100) \bullet TNR_i}{V_{T_{total}}(Kg) \bullet TNR + V_{diana\ sano}(Kg)} \quad (ec.3)$$

$$TNR_i = \frac{C_{T_i}/V_{T_i}}{C_{diana\ sano}/V_{diana\ sano}} \quad (ec.4)$$

Resultados

La dosis absorbida para cada lesión tumoral se muestra en la figura.1. Las diferencias en la dosis fueron inferiores a 10 Gy en el 44 % de los tumores, entre 10 y 40 Gy en el 41 % y superiores a 40 Gy en el 15%. La diferencia en porcentaje (media±SD) fue 21 ± 64%. Sin embargo, no existen diferencias estadísticamente significativas (p=0.28). De la representación Bland-Altman se desprenden los siguientes resultados: el promedio de la diferencia fue 5,2 Gy con unos límites de concordancia de -61,7 y 72,0 Gy. La correlación y concordancia entre ambas medidas fue pobre (ρ= 0,53 y ρc=0,49).

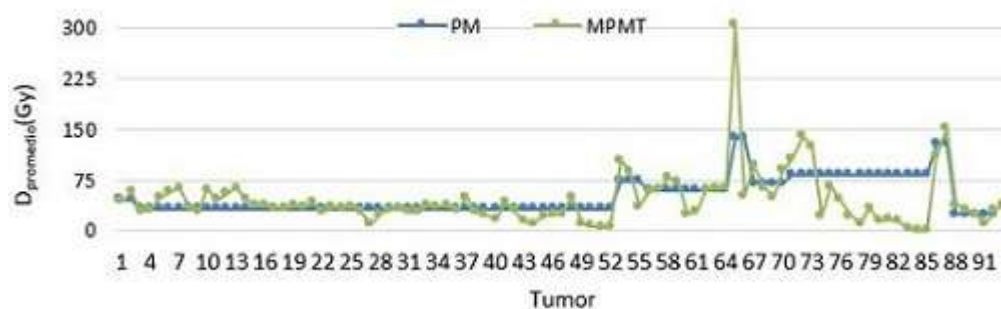


Figure 110: enter image description here

Figura.1 Dosis absorbida promedio en cada una de las lesiones tumorales calculada mediante el método MP (azul) y MPMT (verde).

Discusión

Aunque las diferencias encontradas entre métodos no sean estadísticamente significativas, sí son importantes. Los límites de concordancia de la representación Bland-Altman se corresponden con diferencias en las dosis que no son clínicamente asumibles. Además, los métodos no son concordantes, es decir, no se pueden utilizar indistintamente.

Conclusiones

El nuevo método MPMT da lugar a un cálculo más preciso de las dosis absorbidas, teniendo en cuenta la heterogeneidad de la distribución del tratamiento en las diferentes lesiones, lo que puede contribuir a una mejor selección de los pacientes candidatos a RE y a una mejora en el enfoque clínico del paciente.

ORALES B3 / 1121

Cualificación previa para participar un estudio multicéntrico de neuroimagen PET

Autores: Elena Prieto Azcárate¹ ; Leticia Irazola Rosales² ; Javier Arbizu Lostao¹ ; Pedro Borja Aguilar Redondo³ ; Leticia Soria Ruiz-Ogarrio¹ ; Verónica Morán Velasco⁴ ; Josep María Martí Climent¹

¹ Clínica Universidad de Navarra

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona

³ CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

⁴ CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

Corresponding Author: eprietoaz@unav.es

Para un estudio multicéntrico enfocado a crear un repositorio nacional de imágenes PET de amiloide (consorcio PET-ADDs), se requirió un proceso previo de cualificación de los centros para asegurar la uniformidad entre centros tanto de la cuantificación como de la calidad de imagen.

OBJETIVO

Evaluar la calidad de imagen de varios tomógrafos PET/CT ubicados en los centros PET participantes en un estudio multicéntrico con el fin de asegurar la uniformidad de las imágenes.

MÉTODOS

Entre enero de 2017 y noviembre de 2019, se realizó el proceso de cualificación de diferentes centros PET en España participantes en el proyecto PET-ADDs. A cada centro se le solicitó completar un formulario con datos relativos al equipamiento y a los procedimientos de trabajo. Además, se solicitó la adquisición una imagen PET/ CT de un maniquí Jaszczak con esferas calientes (contraste 10:1) siguiendo un procedimiento detallado. Las imágenes adquiridas se debían enviar para realizar una evaluación centralizada.

Para cada centro, se comprobó la calibración del valor de SUV del equipo, analizando la imagen del maniquí con un VOI esférico en el área de fondo. Se estableció una desviación del 10% como criterio de aceptación. Además, para cada esfera del maniquí se calcularon los coeficientes de recuperación (CR) del valor de SUV máximo y promedio, mediante isocontornos al 50% del valor máximo. Para una evaluación preliminar, los CRs se compararon con los criterios de aceptación del programa de estandarización de la sociedad europea de Medicina Nuclear programa (EARL).

RESULTADOS

Se recopilaron los formularios y las imágenes de 15 centros, incluyendo 16 tomógrafos PET de diferentes fabricantes (5 de GE, 1 de Philips y 10 de Siemens).

La calibración de SUV resultó fuera de tolerancia ($\pm 10\%$) en 5 de los 16 tomógrafos (42%). Se solicitó a estos centros que repitieran la adquisición del maniquí y/o que tomaran acciones correctivas (recalibración del sistema PET) y en la reevaluación la calibración entró en tolerancia en 3 de los 5 centros.

Los valores de RC de todos los centros se presentan en la Figura 1. Se observa que, en general, los valores de RC están en el rango alto de aceptabilidad de la acreditación EARL o incluso por encima. Como el objetivo final era conseguir la uniformidad entre centros sin degradar la calidad de imagen innecesariamente, se deben definir unos límites de tolerancia acordes a la calidad de imagen observada en estos centros. Como primera aproximación, se han calculado las curvas correspondientes a los percentiles 5 y 95 de los CRs de diferentes centros (ver Figura 1). Se observa que el rango de valores es más amplio que el considerado en EARL, especialmente para esferas pequeñas.

DISCUSIÓN

Los criterios de EARL para la evaluación de CRs parecen demasiado bajos para la calidad de las imágenes que se han obtenido en este grupo de centros. Esto puede ser debido a que se trata, en general, de tomógrafos bastante modernos. Para el objetivo del estudio multicéntrico se considera que es necesario definir límites acordes a la capacidad de estos tomógrafos, sin degradar la calidad solo con el objetivo de uniformizar.

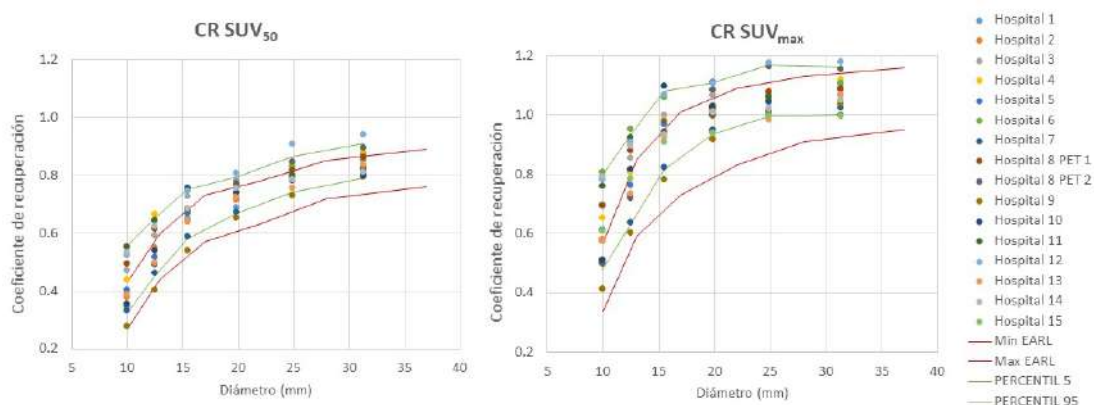


Figure 111: Coeficientes de recuperación obtenidos de las imágenes del maniquí Jaszczak en los 15 centros participantes. Las líneas rojas indican los límites de tolerancia según los criterios de la EARL. Las líneas verdes indican los percentiles 5 y 95 de la distribución de datos obtenida

CONCLUSIÓN

Este estudio ha permitido identificar errores de calibración de SUV en algunos de centros y verificar la uniformidad de los coeficientes de recuperación, si bien los criterios de EARL no se consideran adecuados en este caso.

ORALES B3 / 1131

Dosimetría individualizada Monte Carlo para radioisótopos II: aplicación a una cohorte de pacientes FDG-PET

Autores: Jacobo Guiu Souto¹ ; Sara Neira^{None} ; Carlos Fernández Fernández² ; Paulino Pais^{None} ; Virginia Pubul Núñez³ ; Miguel Pombar Cameán⁴ ; Álvaro Ruibal Morell⁵ ; Cristian Candela Juan⁶ ; María Araceli Gago Arias⁷ ; Juan Pardo Montero⁸

¹ Centro Oncológico de Galicia

² Fundación Centro Oncológico de Galicia

³ complejo hospitalario universitario de santiago de compostela

⁴ CHUS

⁵ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

⁶ Centro Nacional de Dosimetría (CND)

⁷ Fundación Instituto de Investigación Sanitaria de Santiago de Compostela

⁸ Complejo Hospitalario Universitario de Santiago (CHUS)

Corresponding Author: jacoboguiu@cog.es

Introducción

La FDG-PET es una de las técnicas diagnósticas más utilizadas en medicina nuclear. En diagnóstico conocer con veracidad la dosis administrada al paciente es importante desde el punto de vista del principio de optimización (directiva 2013/59/Euratom), en términos poblacionales, ya que ello nos permitirá determinar unos niveles de referencia de dosis de mayor calidad. Actualmente, la dosimetría interna en estudios PET se realiza en base a factores precalculados sobre modelos poblacionales genéricos, por ello sería aconsejable dar un paso más de cara a la individualización de los cálculos dosimétricos tanto desde el punto de la biocinética del paciente, como desde su anatomía particular.

En este estudio se aplicó un método de dosimetría interna basado en cálculo Monte Carlo (MC) a un grupo de pacientes sometidos a pruebas diagnósticas PET-FDG 1 para evaluar la aplicabilidad de la técnica, así como, las diferencias con respecto los métodos tradicionales.

Materiales y Métodos

Se obtuvieron imágenes PET/CT para un grupo de 14 pacientes, a los que previamente se les había administrado una actividad inicial de FDG. Para cada paciente, un total de 42 órganos/tejidos fueron individualmente identificados y contorneados. Se elaboró un mapa 3D de desintegraciones a partir de datos individuales de actividad (PET). El software GATE se empleó como motor de cálculo MC. Las dosis MC fueron comparadas con las del método MIRD, usando una distribución de actividad personalizada y distintos phantoms (Cristy-Eckerman, ICRP-133), y con las recomendaciones actuales de la ICRP-128.

Resultados y discusión

El método dosimétrico aplicado muestra que la dosis media por actividad inyectada presenta una dispersión no despreciable (Figura 1a) que se asocia a las particularidades de cada paciente: distinto ritmo metabólico y anatomía. Los órganos de mayor dosis media fueron el cerebro y las paredes de la vejiga, con valores alrededor de 0.06 mGy/MBq.

Se encontraron importantes discrepancias respecto del método MIRD, aplicado con datos de actividad individualizada a dos familias de modelos (Cristy-Eckerman e ICRP-133) y no individualizada (ICRP-128), Fig. 1b. Las diferencias entre ambos métodos se sitúan en el rango entre -80% al 260%.

La magnitud de estas discrepancias muestra que, por un lado las generalizaciones anatómicas producen efectos importantes en la estimación final a pesar de ser aplicadas a través de una biocinética personalizada (Cristy-Eckerman e ICRP-133). Por otro lado, dichas diferencias se acentúan si además se consideran datos poblacionales para la biocinética (ICRP-128).

Conclusiones

A través de este estudio se ha validado la aplicabilidad del método desarrollado a un grupo de pacientes reales. Los resultados resaltaron la importancia de individualización de la dosimetría

en pacientes PET-FDG, abriendo la puerta a la extensión del método hacia aplicaciones terapéuticas.

Referencias

1 S. Neira, et al, Quantification of internal dosimetry in PET patients: individualized Monte Carlo vs generic phantom-based calculations, Med. Phys. 47 (2020) 4574–4588.

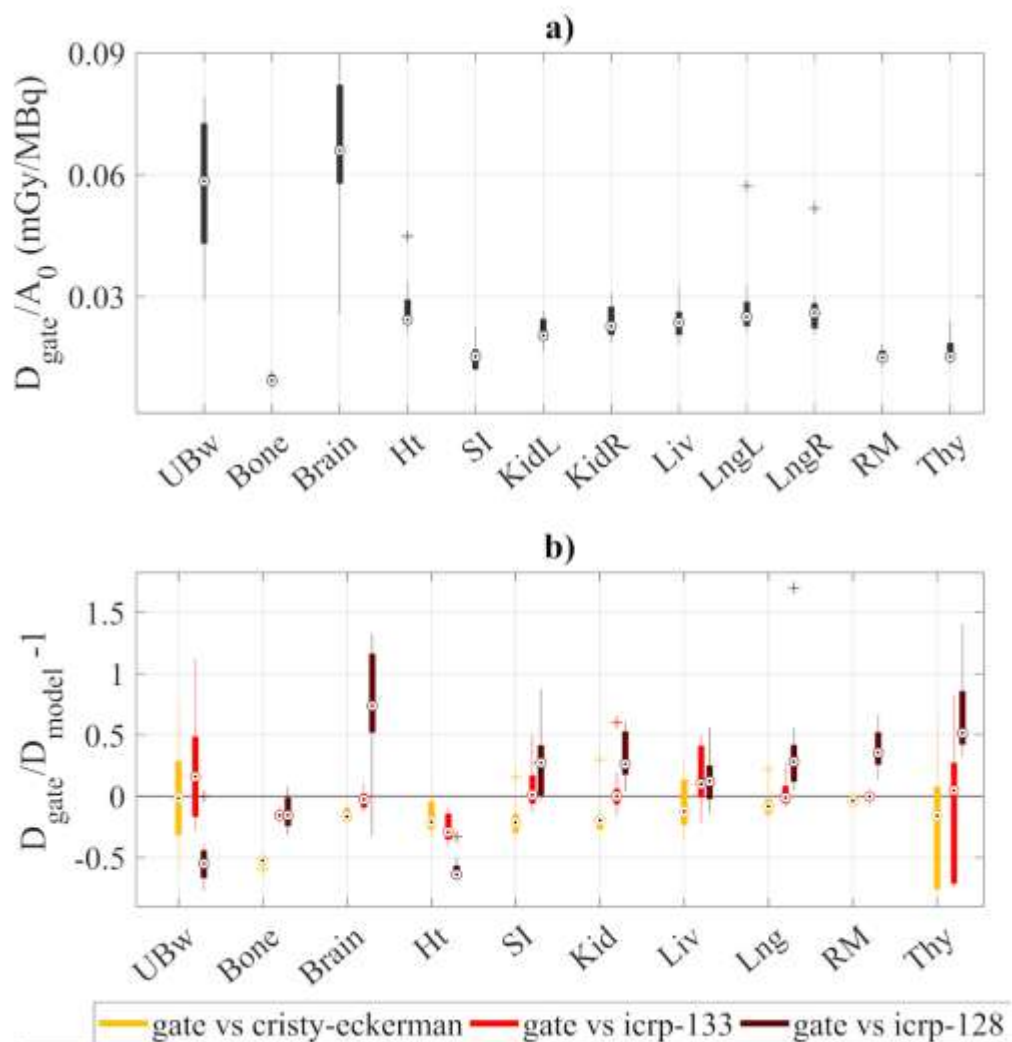


Figure 112: enter image description here

Figura 1. a) Dispersión de la dosis media por actividad inyectada en el grupo de pacientes. b) Diferencias encontradas respecto del método MIRD aplicado con biocinética individualizada y dos familias de phantoms (Cristy-Eckerman e ICRP-133), y las recomendaciones de la ICRP-128 para el FDG (sin biocinética individualizada).

ORALES B3 / 1187

Optimización de la dosis recibida por el paciente en los estudios de tumores cerebrales con 11C-metionina PET/CT

Autores: Josep María Martí-Climent¹ ; Angela Sirera Perez² ; Juan Fernando Bastidas Tamayo^{None} ; Leticia Irazola Rosales³ ; Juan José Rosales Castillo¹ ; Elena Prieto Azcárate¹ ; Javier Arbizu Lostao¹

¹ *Clínica Universidad de Navarra*

² *Clinica Universidad de Navarra*

³ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona*

Corresponding Author: jmmartic@unav.es

Introducción

El desarrollo de los nuevos equipos PET que incorporan las técnicas de tiempo de vuelo (TOF) y la modelización de la respuesta del equipo (PSF) ha supuesto una importante mejora de la calidad de la imagen, permitiendo reducir la actividad administrada al paciente. El objetivo del estudio fue optimizar la actividad administrada al paciente en estudios de neuro-oncología con 11C-metionina PET/CT, simulando la reducción de la actividad por medio de la reducción equivalente del tiempo de adquisición.

Material y Métodos

Se incluyeron 18 pacientes con un total de 30 focos/lesiones tumorales, a los que se realizó un estudio PET/CT 20 min después de la administración de 444 ± 49 MBq de 11C-metionina. La adquisición se realizó en modo lista con un equipo Biograph mCT TrueV (Siemens), que permitió la reconstrucción de las imágenes considerando distintos tiempos de adquisición: 900, 600, 450, 300, 150 y 75 s. Los algoritmos de reconstrucción utilizados fueron OSEM, OSEM+TOF (TOF), OSEM+PSF (HD) y OSEM+TOF+PSF (UHD).

Las imágenes se analizaron cuantitativamente por medio de volúmenes de interés, obteniendo la concentración máxima en el tumor (Tmax), y la concentración media (Refmedia) y su desviación estándar (Refde) en una región cortical de referencia. Se evaluaron 3 parámetros:

- el ruido, como porcentaje de Refde respecto a Refmedia,
- la relación-síñal-ruido (SNR) como el cociente de la diferencia entre la captación del tumor y la región de referencia (Tmax - Refmedia) respecto a la variabilidad de la señal en la región cortical (Refde),
- la relación tumor-fondo (TBR), como cociente ente la captación del tumor y la de referencia (Tmax/Refmedia).

Resultados

La figura 1 muestra un ejemplo del impacto de la reducción del tiempo de adquisición en la calidad de imagen. El comportamiento del índice TBR se muestra en la figura 2. La disminución del tiempo de adquisición mostró un aumento del ruido y una disminución del SNR en los estudios PET.

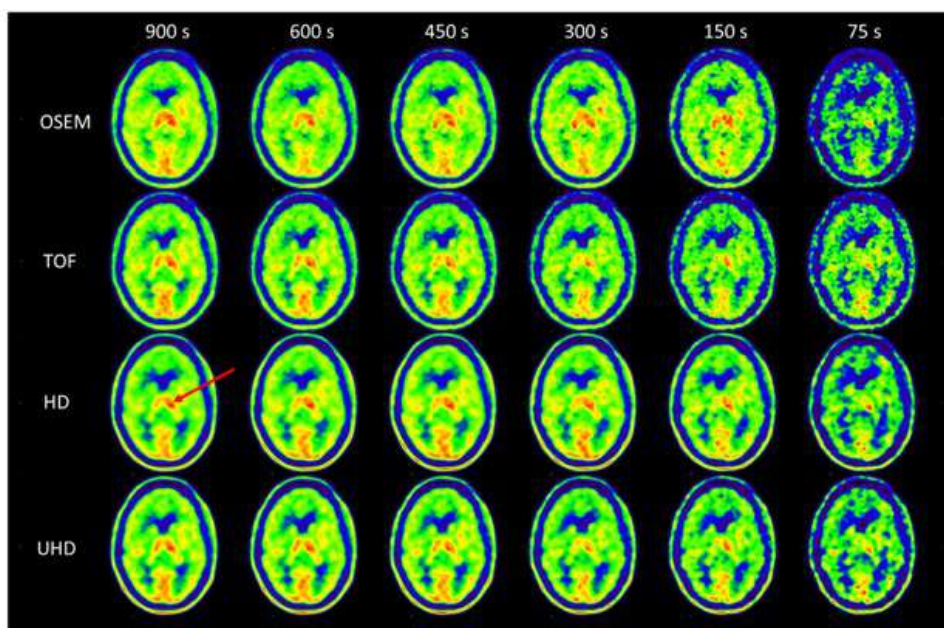


Figure 113: Figura1. Variación de la calidad de la imagen en función del tiempo de adquisición, para los 4 algoritmos de reconstrucción. La flecha indica la captación tumoral.

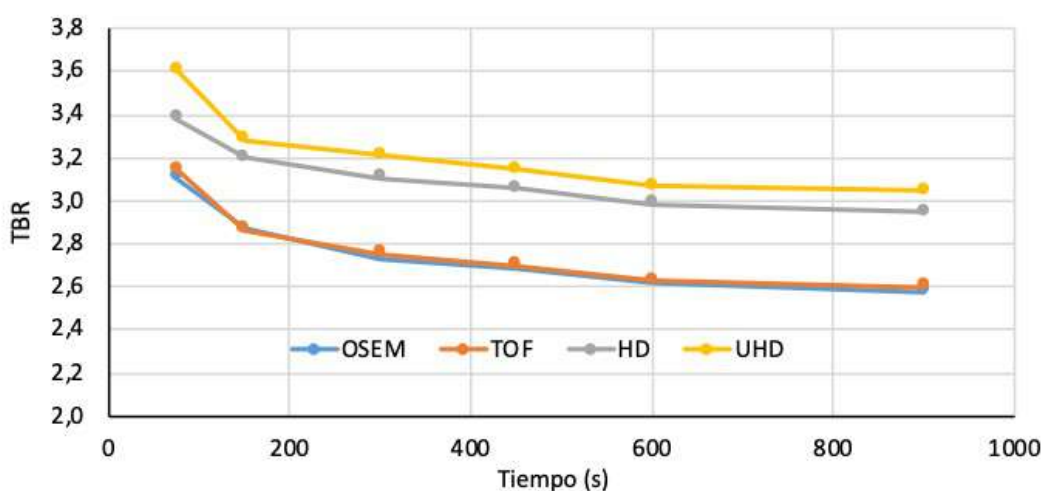


Figure 114: Figura 2. Variación del índice TBR en función de algoritmo de reconstrucción y el tiempo de adquisición

Discusión

En este estudio, la actividad administrada al paciente y el tiempo de adquisición están dentro de los valores recomendados por la guía EANM/SEMMI de 2019 (370-555 MBq, y 20 min). Empleando el coeficiente de dosis por unidad de actividad administrada $5.49 \cdot 10^{-3}$ mSv/MBq 1, la dosis efectiva media en la serie de pacientes fue de 2.4 mSv. Los resultados muestran que al reducir el tiempo de adquisición de 900 s a 300 s se mantiene el diagnóstico cuantitativo (TBR) sin pérdida significativa de la calidad de la imagen. Esta reducción del tiempo de adquisición es equivalente a una reducción similar de la actividad administrada.

Conclusiones

El estudio muestra que se puede optimizar la actividad administrada al paciente en los estudios PET/CT de neuro-oncología con ^{11}C -metionina. En particular se podría reducir la actividad, y en consecuencia la dosis del paciente, en factor 3 sin perder capacidad diagnóstica.

Referencias

1 Andersson M, et al. Effective dose to adult patients from 338 radiopharmaceuticals estimated using ICRP biokinetic data, ICRP/ICRU computational reference phantoms and ICRP 2007 tissue weighting factors. EJNMMI Phys 2014;1:1–13.

ORALES B3 / 1222

Estudio dosimétrico basado en Imagen en tratamientos con ^{177}Lu -DOTATE.

Autores: Francisco Blázquez Molina¹; Natalia Tejedor Aguilar²; Irene Torres Espallardo³; Marc Agudelo^{None}; Ana Utrera^{None}

¹ Hospital Universitari i Politècnic La Fe

² Hospital Universitario y Politécnico La Fé

³ Hospital Universitario y Politécnico La Fe

Corresponding Author: fblazquezm@gmail.com

1. Introducción.

El tratamiento con ^{177}Lu -DOTATATE está indicado para el tratamiento de tumores neuroendocrinos. Se administra en cuatro sesiones, con una actividad de 7400 MBq cada una, separadas seis semanas. En este tratamiento se observa una gran variabilidad en la captación, surgiendo la necesidad de realizar un estudio dosimétrico basado en imagen (EDI) para realizar una buena estimación de la dosis absorbida.

El ^{177}Lu se desintegra por emisión β^- con energía media de 0,13 MeV. También emite radiación gamma de 113 keV y 208 keV. Gracias a estas emisiones es posible realizar un EDI empleando una gammacámara o SPECT.

2. Objetivo.

El objetivo del trabajo es la puesta en marcha de EDI en pacientes con tumores neuroendocrinos tratados con ^{177}Lu -DOTATATE. Se calcula la dosis en las lesiones y en los riñones.

3. Materiales.

Para realizar dicha dosimetría se empleará el SPECT/TC Bright View XCT (Philips) con colimadores MEGP. Para la segmentación de las lesiones y riñones se emplean las estaciones de trabajo EBW de Philips. Se ha diseñado una hoja de cálculo para la realización de los cálculos dosimétricos.

4. Métodos.

Para realizar el EDI tras la administración se realizan tres rastreos corporales (a las 2 h, 24 h y 6 días) y un SPECT/TC a las 24 h. Un ejemplo de adquisición planar y SPECT se muestra en la fig. 1.

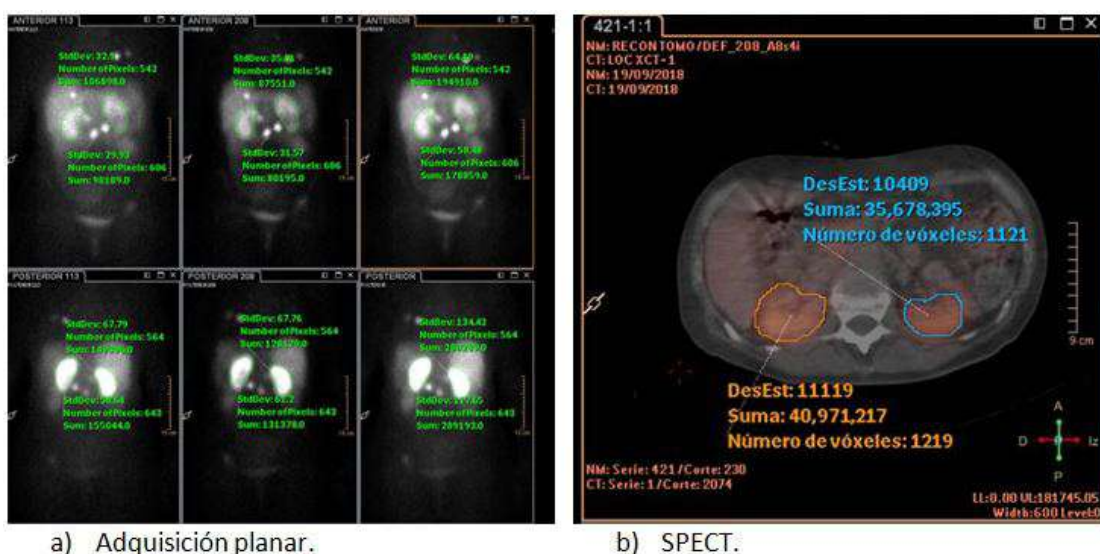


Figure 115: Adquisición planar y SPECT

Se contornean las 3 lesiones más importantes y ambos riñones. Se recoge las cuentas tanto en cada una de las imágenes planares como en el SPECT.

El SPECT está calibrado para las distintas emisiones del ^{177}Lu y para la adquisición suma de ambos fotopicos. La relación entre las cuentas detectadas en cada adquisición planar y las que se detectarían en un SPECT se supone constante. Puesto que tenemos esta relación del segundo estudio, es posible calcular la actividad en el primero y en el tercero. De esta forma, obtenemos la actividad en tres momentos distintos. Suponemos un descenso exponencial de la actividad en cada volumen de interés. Con los tres puntos obtenidos, hacemos un ajuste exponencial, y calculamos la actividad acumulada. Usamos el formalismo MIRD para el cálculo de dosis en cada volumen, suponiendo que solo cuenta la dosis debida a las desintegraciones que se producen en el propio volumen.

5. Resultados.

Los resultados obtenidos para los EDI se muestran en la fig. 2.

Id estudio	Nº trat.	Pico de 208 keV				Suma picos de 113 keV y 208 keV				Dosis en riñones según f.t. (Gy)
		Dosis riñones (Gy)	Dosis L1 (Gy)	Dosis L2 (Gy)	Dosis L3 (Gy)	Dosis riñones (Gy)	Dosis L1 (Gy)	Dosis L2 (Gy)	Dosis L3 (Gy)	
5	5	1,05	1,02			1,27	2,53			4,81
19	1	5,35	3,15	4,65		5,41	2,99	8,50		4,81
24	2	5,01	26,84	28,54	41,01	6,34	42,60	44,38	37,50	4,81
	3	3,89	16,55	31,48	18,46	4,03	17,15	37,14	23,00	4,81
26	1	1,29	---	---	---	1,42	---	---	---	4,81
	3	2,84	---	---	---	1,90	---	---	---	4,81
	4	4,34	---	---	---	4,24	---	---	---	4,81
27	2	2,80	14,84	---	24,47	2,90	14,20	12,63	19,31	4,81
30	1	5,92	13,98	16,19		5,50	0,32	0,35		4,81
	2	2,50	0,99	0,53		2,43	1,19			4,81
35	1	4,57	8,39			4,89	12,05			4,81
	3	0,88	8,23			1,09	7,59			4,81

	Dosis riñones (Gy)	Dosis L1 (Gy)	Dosis L2 (Gy)	Dosis L3 (Gy)
Promedio pico 208 keV	3,37	10,44	16,28	27,98
Promedio suma picos	3,45	11,18	20,60	26,60
Según ficha técnica del medicamento	4,81			

Figure 116: Resultados de los EDI.

6. Discusión.

Las dosis medias en riñones obtenidas en los EDI, empleando tanto las adquisiciones de la suma de fotopicos como la del fotopico de 208 keV, son del mismo orden a las expuestas en la ficha técnica del medicamento. Se observa una diferente captación entre tratamientos.

En la rutina clínica, es difícil realizar EDI, ya que no siempre se pueden realizar las tres adquisiciones por diversos motivos: mal estado de los pacientes, imposibilidad de desplazarse al hospital para la tercera adquisición, decisión propia de no participar en el estudio o falta de tiempo de máquinas. Aproximadamente un 30% de los pacientes tratados han colaborado en este estudio y se les ha realizado la tercera adquisición, que los pacientes hacen de manera voluntaria. Sería necesario que el estudio estuviera integrado en la rutina como parte necesaria del tratamiento y en los casos que no se pudiera realizar, por mal estado o imposibilidad de desplazarse, se buscaran métodos alternativos con menos medidas. Sería necesario una estimación del error en estos casos.

7. Conclusiones.

El procedimiento empleado para la realización del EDI obtiene valores consistentes con la bibliografía. Hay que destacar la dificultad de poder contar con las tres adquisiciones necesarias para poder realizarlo.

ORALES B3 / 1278

Caracterización de la curva de saturación para el Holmio-166 en dos gammacámaras

Autores: Rocío Estrada García¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Naiara Fuentesmilla^{None} ; Victor de la Llana Granja¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Santiago Miquelez³

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

³ Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Author: rocioegarcia@gmail.com

Introducción:

En los últimos años se han incrementado globalmente los tratamientos de neoplasias de hígado con radioembolización por Ho-166. Una de las principales ventajas de este radioisótopo es que, aparte de ser un emisor beta de alta energía, es emisor gamma, así que se puede emplear una actividad reducida de él mismo (*Scout Dose*) para la planificación del tratamiento. Debido a esto, hay que caracterizar de forma muy precisa la influencia del tiempo muerto en la respuesta de los detectores para el rango de actividades comprendido entre la actividad de la *Scout Dose* hasta la de las imágenes post-tratamiento. En este trabajo presentamos un análisis de la pérdida de linealidad para el Ho-166 en dos gammacámaras.

Material y métodos:

Se ha empleado un vial en forma de V con una actividad inicial de 6.8 GBq de Ho-166 (Quirem Medical B.V., Deventer, The Netherlands). Se han adquirido imágenes en dos gammacámaras: una Infinia Hawkeye (GE Healthcare, Chicago, Illinois) y una Symbia Intevo (Siemens Healthineers Global, Erlangen, Germany). Las adquisiciones se hicieron durante 7 días consecutivos bajo las mismas condiciones:

- o Colimadores: media energía, propósito general (MEGP), modo H.
- o Dos distancias fuente – colimador (SCD): 15 cm y 30 cm.
- o Matriz: 256 x 256 píxeles.
- o Ventana: 74.56 a 86.64 keV.
- o Tiempo por adquisición: 60 s.

Resultados:

Las curvas de saturación obtenidas se pueden ver en la Figura 1. Los valores de actividad límites de la región lineal de los detectores (donde la pérdida de cuentas no supera el 20%) son aproximadamente: 1 GBq (SCD 15 cm) y 2 GBq (SCD 30 cm).

Discusión:

Se han representado las cuentas detectadas frente a la actividad de la fuente para cada adquisición. Como se esperaba, debido a la saturación de los detectores, las curvas alcanzan su valor máximo al tercer día de comenzar las adquisiciones. Para la SCD de 30 cm este valor es de 2 GBq, y para la SCD de 15 cm es de 1 GBq. Estas actividades máximas marcan el límite superior de las regiones lineales de los detectores y supone una limitación temporal de 72 horas para la cuantificación (y por tanto adquisición) de las imágenes post-tratamiento. La *Scout Dose* estándar es de 250 MBq, y, por tanto, se encuentra dentro de la región lineal de los detectores, así que las imágenes obtenidas justo tras su administración son óptimas para la cuantificación.

Conclusiones:

Ambas gammacámaras empleadas muestran una curva de saturación similar para el Ho-166. La actividad máxima a partir de la cual se sale de la región lineal es de 1 GBq para SCD de 15 cm y 2 GBq para SCD de 30 cm. Estos resultados concuerdan con los encontrados en la bibliografía. El límite temporal para entrar en la zona lineal de los detectores es de 72 horas tras la administración de un tratamiento con 6.8 GBq de Ho-166. Además, la *Scout Dose* entra dentro de la región lineal.

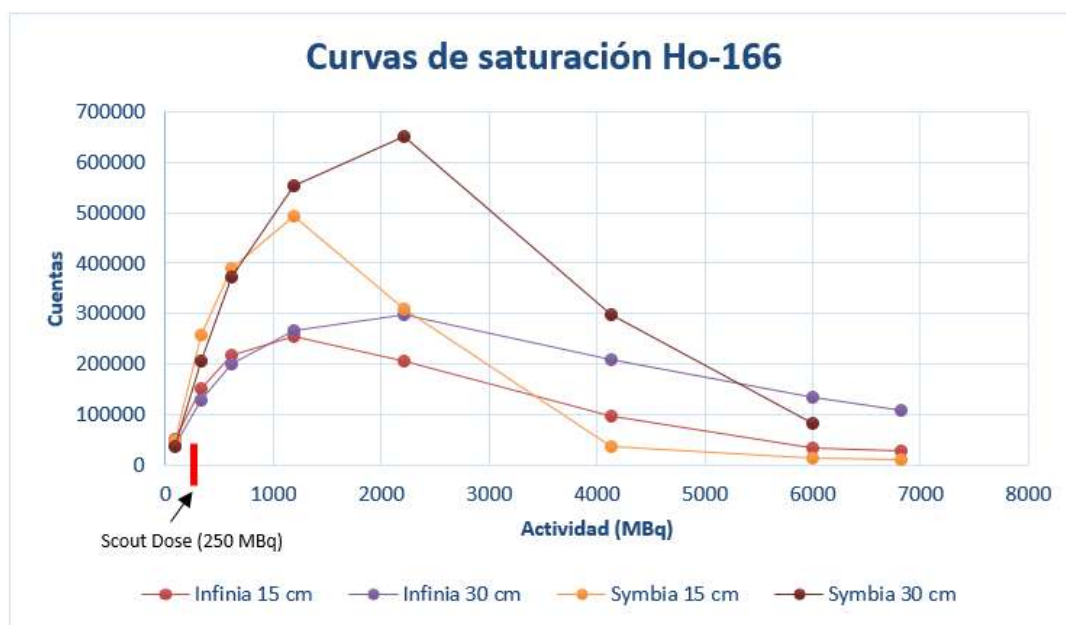


Figura 1. Curvas de saturación para el Ho-166 en las gammacámaras empleadas. Se puede ver que para SCD 15 cm en ambas gammacámaras obtenemos el pico en aproximadamente 1 GBq y para SCD 30 cm está en aproximadamente 2 GBq.

Figure 117:

ORALES B3 / 1289

Desarrollo de un programa de control de calidad para radiocromatógrafos empleados en medicina nuclear

Autores: Miguel Jiménez Melguizo¹ ; Juan Román Raya² ; Joaquín Montes³ ; Antonia Laut⁴ ; Raquel Arenas² ; Damián Guirado Llorente²

¹ Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada

² Hospital Universitario San Cecilio de Granada

³ Hospital Universitario Juan Ramón Jiménez, Huelva

⁴ Curium Pharma S.A., Alcobendas

Corresponding Author: migueljimenezmelguizo@gmail.com

Objetivo: El equipamiento de medicina nuclear debe seguir un programa de control de calidad para garantizar su correcto funcionamiento. Sin embargo, los radiocromatógrafos, dispositivos empleados para medir la pureza química de los radiofármacos, no han recibido la misma atención en comparación con otros equipos en esta área, y su control no se incluye en los protocolos; aunque son clave para asegurar la calidad de los procedimientos en medicina nuclear. En este trabajo se pretende llenar este hueco, desarrollando y aplicando un programa de control de calidad para radiocromatógrafos.

Material y métodos: Los radiocromatógrafos se basan en un detector centelleador que puede moverse a lo largo de un eje. En nuestro caso, se ha empleado un radiocromatógrafo Raytest miniGITA (Isotopenmeßgeräte, Alemania), y se han realizado cuatro pruebas para caracterizar su comportamiento y se ha sugerido su frecuencia atendiendo a la variabilidad de los resultados:

- *Estabilidad del alto voltaje:* Se midió la posición correspondiente a 1/3 del *plateau* del perfil de alto voltaje para ^{99m}Tc (Fig.1a). El fabricante indica que este valor debe estar en torno a 800 V. Frecuencia: mensual.

- *Estabilidad del espectro:* Se controló la posición del máximo del fotopico del ^{99m}Tc (140.5 keV) y del ¹³⁷Cs (662 keV) (Fig.1b). Frecuencia: diaria para ^{99m}Tc, mensual para ¹³⁷Cs.

- *Precisión geométrica:* Se empleó una lámina de metacrilato con alojamientos en distancias conocidas y rellenos con ^{99m}Tc. Se midió la desviación entre las distancias conocidas entre picos y las medidas por el radiocromatógrafo (Fig.1c). Frecuencia: mensual.

- *Linealidad:* Se realizaron medidas de fuentes de ^{99m}Tc con distinta actividad, determinadas previamente con un activímetro, y se comprobó su linealidad a través del coeficiente de determinación R^2 . Frecuencia: aceptación.

Las tres primeras pruebas se repitieron durante ocho días seguidos para determinar el estado de referencia inicial. Su evolución a lo largo del tiempo se controló mediante gráficas Shewhart y CUSUM.

Resultados y discusión: Primero se presentan los resultados obtenidos en el establecimiento del estado de referencia inicial. Las incertidumbres se muestran con un factor de cobertura $k=2$. La posición de 1/3 del *plateau* del perfil de alto voltaje es 795 ± 21 V, muy cercano al valor recomendado. Del espectro se obtuvieron los valores de 143 ± 8 keV y 655 ± 9 keV para los fotopicos del ^{99m}Tc y del ¹³⁷Cs, respectivamente. La precisión geométrica es buena, con distancias medidas de 19.7 ± 1.6 mm, 50.1 ± 1.0 mm y 100.2 ± 1.3 mm, frente a los valores esperados de 20.0 ± 1.2 mm, 50.0 ± 1.2 mm y 99.0 ± 1.2 mm, respectivamente. La respuesta del dispositivo para distintas actividades es bastante lineal, con $R^2 = 0.9982$.

Por otro lado, las variables de control no mostraron desviaciones significativas durante el período de seguimiento (Fig.2), excepto la constancia del espectro del ^{99m}Tc, que al final del estudio comenzó a salir del estado de control, lo que puede comprobarse en sus correspondientes gráficos Shewhart y CUSUM (Fig.2 (c y d)).

Conclusiones: Se ha podido comprobar que la respuesta de los radiocromatógrafos puede cambiar con el tiempo, poniéndose de manifiesto la importancia del desarrollo de un programa de control de calidad para estos dispositivos, mediante el control estadístico de procesos.

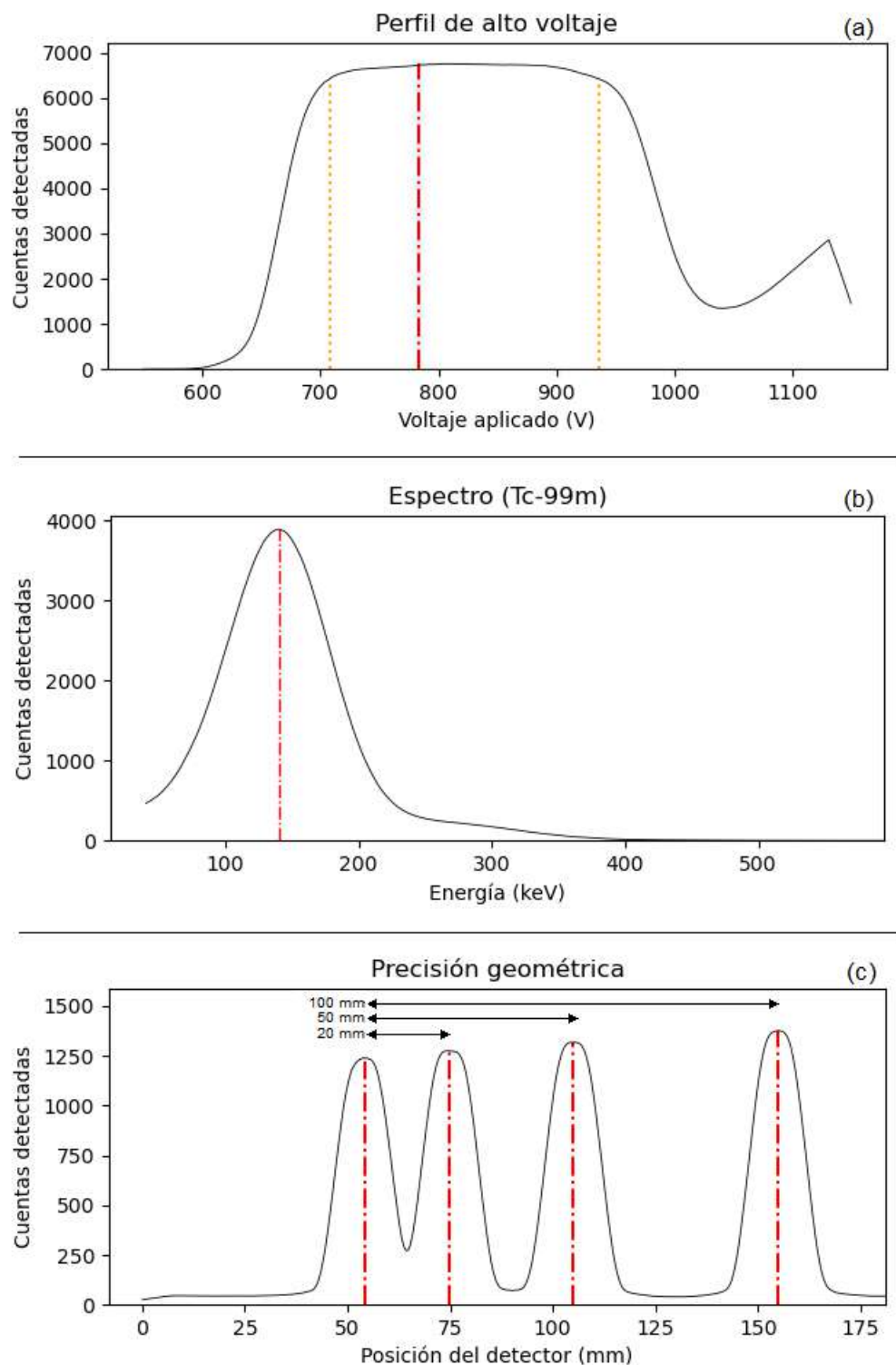


Figura 1. Se muestra la respuesta del detector para las distintas pruebas realizadas. En las gráficas, la línea roja indica la posición de la variable de control. En a), las líneas naranjas señalan el inicio y el final del *plateau*. En c), las flechas marcan la distancia entre picos.

Figure 118:

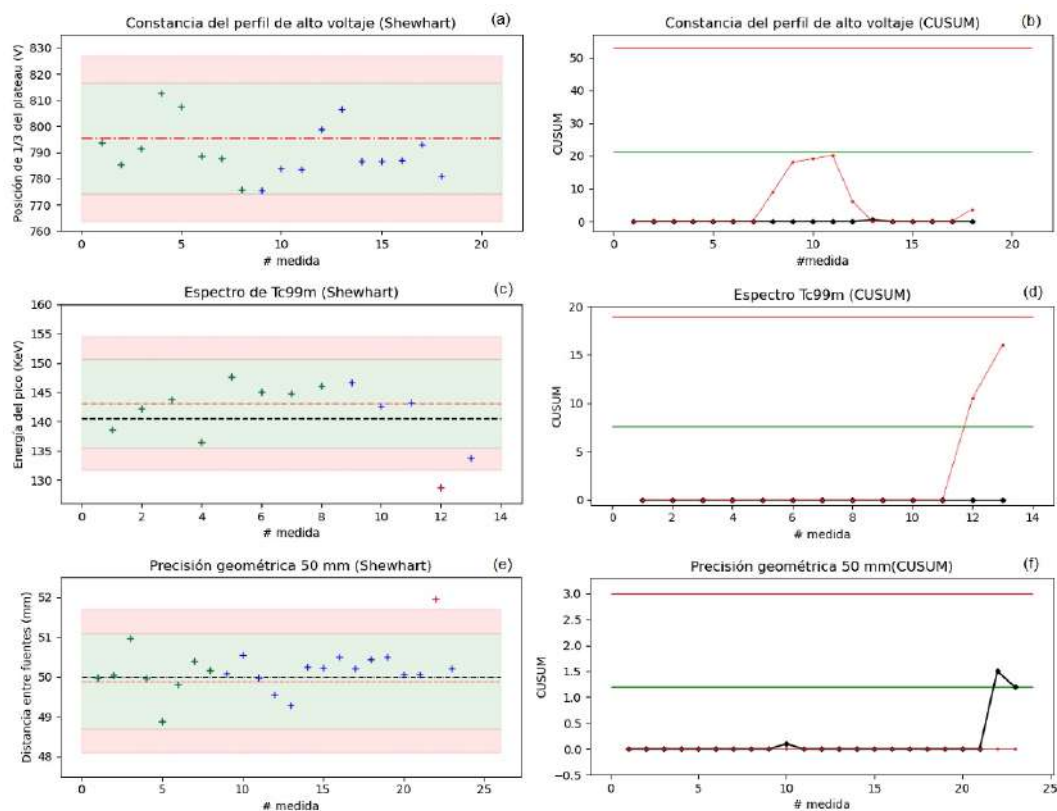


Figura 2. Se muestran los gráficos Shewhart y CUSUM para el seguimiento del perfil de alto voltaje (a y b), el espectro del Tc-99m (c y d) y la precisión geométrica (e y f). En los gráficos Shewhart los puntos verdes se corresponden con las medidas realizadas para establecer el estado de referencia, los azules las medidas ordinarias y los puntos fuera de control en rojo. La franja verde indica el intervalo de advertencia y la roja el intervalo de control. La línea discontinua roja se corresponde con la media, mientras que la negra indica la referencia. Por otra parte, en los gráficos CUSUM, la línea roja corresponde a los valores de C- y la negra a los valores de C+. La línea verde indica el límite de advertencia y la roja el límite de control.

Figure 119:

ORALES C1 / 858

Evaluation of prescribed and administered activity discrepancies for PET procedures using F-18 and Ga-68 radiopharmaceuticals over a sample taken at the Instituto Nacional de Cancerología in 2019**Autores:** Andrea Lizeth Lopez Rodriguez¹ ; Nathaly Barbosa² ; Lorena Sandoval Castillo²¹ *Universidad Nacional de Colombia*² *Instituto Nacional de Cancerología***Corresponding Author:** nathalybarbosa@gmail.com

In 2019 20% of the procedures in Nuclear Medicine of the Instituto Nacional de Cancerología (INC) were PET/CT images employing F-18 (FDG) and Ga-68 (DOTANOC and PSMA) radiopharmaceuticals. For quality assurance, 10% is the set nominal tolerance for the prescribed radiopharmaceutical activity (prescribed by the nuclear physician based on the patient's weight) compared to the administered activity. Disparities between prescribed and administered activities lie in variations of, among others, late (or early) administration of the radiopharmaceuticals and residuals left into the used vials and syringes. We assessed the above two factors' impact in two modes, as suggested by Task Group 181 of the AAPM, using data collected during 2019 at the INC. i) We evaluated differences between prescribed times and administration times. And ii) we studied residual activities (vial, syringes-needle) by measuring their remaining activity after every administration procedure. We found variations between prescribed and administered activities for F-18 (FDG) of 2.7% and 2.5% using the first and second AAPM's methods respectively. For Ga-68 (DOTANOC and PSMA), variations were 2% and 8.2%. These results follow the nominal tolerance established by the Nuclear Regulatory Commission in 2007. Our results are the first step to standardize a procedure to improve the accuracy of administrated activities, then set local DRL reference levels lowering variation tolerances.

ORALES C1 / 985

Análisis de un sistema de modulación de corriente de TC basado en órganos: beneficio dosimétrico, efecto sobre la calidad de imagen y eficacia clínica

Autor: Kefrén Sánchez Noriega¹

¹ Hospital Universitario Príncipe de Asturias

Corresponding Author: kefren.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

Los sistemas de modulación de corriente basados en órganos son herramientas de optimización de dosis de TC utilizados para proteger órganos radiosensibles, como el cristalino o la mama. Se analiza la reducción de dosis prevista en dichos órganos, la repercusión sobre la calidad de imagen y la eficacia real sobre los pacientes para el sistema *ODM* (*Organ Dose Modulation*) de GE.

Metodología

El sistema *ODM* de nuestro TC *GE Revolution Evo* incluye una reducción adicional de corriente en incidencias anterioposteriores sobre el sistema de modulación de corriente angular de referencia en nuestros protocolos, *SmartmA* (fig1). Esta herramienta se ha comparado con una reducción global de corriente mediante el parámetro *Noise Index* que produciría una optimización equivalente de la dosis en cristalino o mama, así como con la aplicación de protectores de bismuto.

La dosis se ha medido con una cámara CTDI *Raysafe X2* alojada en los orificios de maniqués de PMMA de 16 o 32cm de diámetro. El efecto sobre la calidad la imagen se ha estudiado utilizando un maniquí de control de calidad *GE Helios*.

La eficacia en pacientes se analizó comprobando si la corriente indicada por la cabecera DICOM de estudios de cráneo y tórax realizados en nuestro centro coincidía con la mínima del protocolo para ciertos cortes.

Resultados

Se aprecia una reducción de dosis en el orificio anterior del maniquí del 21% para la exploración de cráneo y del 32% para el TC de tórax (correspondiéndose con una reducción de dosis del 21% en cristalino y del 32% en mama), los cuales son inferiores, aunque del orden, a las reducciones producidas por los protectores de bismuto (25% y 42%, respectivamente).

El sistema *ODM* no incrementa el ruido apreciablemente ni modifica las UH de agua (tabla1), mientras que los protectores de bismuto alteran la imagen en sus proximidades. La reducción global de corriente tampoco altera el promedio de UH, aunque en algunas regiones del tórax incrementa el ruido hasta un 27%.

Aproximadamente el 40% de las pacientes de tórax con activación de *ODM* mostraron regiones extensas con corriente mínima del protocolo. Para cráneo dicha situación no se observó.

Discusión

Aunque la optimización de dosis que produce el sistema *ODM* en cristalino y mama es menor que la producida por protectores de bismuto, no genera pérdida alguna de calidad de imagen, cumpliendo los criterios propuestos por el PECCRD de promedio y desviación típica de UH. Dichos criterios pueden utilizarse para verificar el adecuado funcionamiento del *ODM*.

La herramienta *ODM* no aparenta ser siempre un método objetivamente superior a la reducción global de corriente, pues en nuestro caso se observó un menor ruido en maniquí para el protocolo de tórax pero no para cráneo.

Para alcanzar una eficacia clínica real del sistema *ODM* debe revisarse la corriente mínima del protocolo, ya que en nuestro centro se encontró un número significativo de pacientes de tórax con poco grosor en los que dicha corriente mínima impidió que la reducción adicional de la dosis en mama se

alcanzará en su totalidad.

Conclusiones

El sistema *ODM* permite optimizar la protección de cristalino y mama con un efecto imperceptible sobre la calidad de imagen en los protocolos analizados, mejorando claramente a los protectores de bismuto. Esta mejora es discutible frente a una reducción global de corriente y debería analizarse en cada protocolo individualmente.

Para que la herramienta *ODM* reduzca efectivamente la dosis sobre los pacientes debe tenerse en cuenta la corriente mínima establecida en los protocolos, ya que un valor excesivamente alto puede provocar que no se llegue a producir el beneficio deseado.

Tabla 1. Valor medio de pixel y desviación típica obtenidos en regiones de interés de agua del maniquí GE Helios cuando se ha utilizado el protocolo de tórax (arriba) y cráneo (abajo) de nuestro hospital. Se comparan los resultados del sistema ODM con la imagen de referencia (obtenida con el sistema SmartmA), una reducción global de la corriente que produce una reducción equivalente de dosis en la región anterior (indicada aquí como N) mediante la modificación del parámetro Noise Index y la utilización de un protector de bismuto. Todos los valores están expresados en UH.

Tórax	Ref. SmartmA (Noise Index = 22,6)		Sistema ODM (Noise Index = 22,6)		Red. global de mA (Noise Index = 27,4)		Protector de Bi (Noise Index = 22,6)	
	VMP	DTP	VMP	DTP	VMP	DTP	VMP	DTP
N	-0,2	15,4	0,5	16,0	0,9	16,8	34,4	20,5
S	0,6	15,2	1,0	16,9	0,8	19,4	2,5	16,5
E	0,6	14,9	0,6	15,8	0,7	17,9	17,6	18,1
O	0,2	14,6	-0,1	15,4	0,8	17,2	16,8	17,8
NE	-0,3	14,8	0,6	16,4	1,3	17,0	34,0	20,4
NO	-0,3	15,0	0,2	15,3	0,6	17,6	37,4	20,0
C	1,1	19,9	1,6	20,5	2,1	22,7	10,8	21,9
Cráneo	Ref. SmartmA (Noise Index = 3,96)		Sistema ODM (Noise Index = 3,96)		Red. global de mA (Noise Index = 4,47)		Protector de Bi (Noise Index = 3,96)	
	VMP	DTP	VMP	DTP	VMP	DTP	VMP	DTP
N	0,0	2,0	-0,1	2,5	-0,1	2,4	25,8	8,2
S	-0,1	2,2	-0,3	2,3	-0,3	2,4	0,6	2,3
E	0,0	2,1	-0,1	2,3	-0,1	2,4	1,5	2,5
O	-0,2	2,2	0,0	2,4	-0,1	2,3	1,8	2,4
NE	0,2	2,4	0,2	2,5	0,2	2,6	3,1	2,9
NO	0,0	2,0	0,1	2,3	0,0	2,4	7,4	3,7
C	-0,1	2,1	0,0	2,4	0,0	2,4	8,2	3,6

Figure 120: -

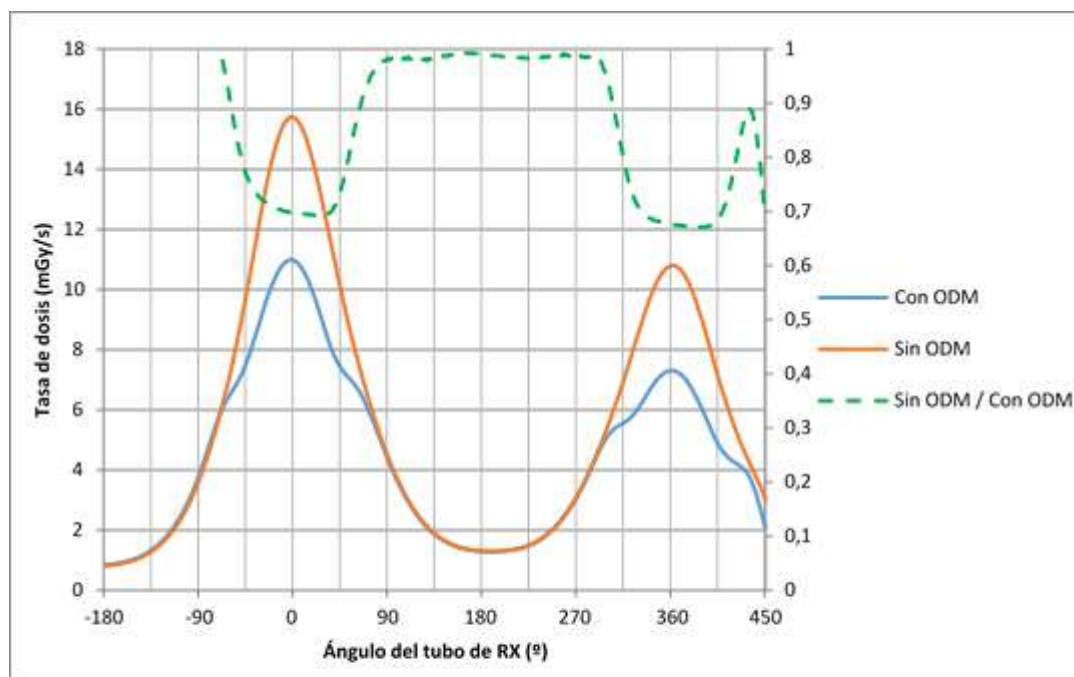


Figura 1. Tasa de dosis medida en el orificio N (posición anterior) del maniquí de PMMA de 16 cm para la exploración TC de cráneo. Se puede apreciar que la reducción de corriente que genera el sistema ODM cuando el tubo realiza incidencias anteroposteriores provoca una disminución de la tasa de dosis cercana al 30%, mientras que en incidencias laterales o posteroanteriores la tasa de dosis no se altera al no modificarse la corriente.

Figure 121: -

ORALES C1 / 852

Diseño de blindajes con bloques prefabricados de barita

Autores: Javier Sánchez Jiménez¹ ; Diego Bengoechea Álvaro¹ ; Lara Núñez Martínez¹ ; María Luisa Martín Albina¹ ; Juan Morillas Ruiz¹ ; Fernando Pizarro Trigo¹ ; Teresa Cepas Arroyo¹ ; Susana Crespo Mesa¹ ; Ignacio Agustín Pérez Urbón¹ ; Sandra Zaballós Carrera¹

¹ Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: jsanchezj@saludcastillayleon.es

Introducción

En el diseño de los blindajes de las instalaciones PET, es frecuente la utilización de materiales como el plomo, el acero o el hormigón.

Cada uno de ellos tiene sus ventajas e inconvenientes. Cuando se quiere optimizar el espacio se suele utilizar el plomo, que por otro lado es un material caro y logísticamente más complicado de instalar puesto que además precisa un paramento previo y dependiendo del espesor, puede requerir una estructura de soporte. El hormigón requiere más espacio para una misma atenuación y conlleva también un proceso de encofrado que puede dilatar la construcción de la instalación.

La alternativa que se propone es la utilización de bloques machiembreados prefabricados de barita. Estos presentan varias ventajas: mejor coste frente al plomo, no necesitan paramento previo ni estructura de soporte porque los bloques conforman la misma pared, se pueden instalar en un solo día dado que se colocan como un ladrillo sin necesidad de encofrado ni secado, gran atenuación dada la utilización de barita pura y menos espacio requerido dado que el plomo necesita paramento previo y en ocasiones estructura de soporte.

Material y Método

Se diseña una instalación PET con 5 boxes de captación, radiofarmacia, aseo de pacientes inyectados, sala del equipo y control. Se establecen límites de inferiores a los marcados en la normativa especialmente en la zona exterior a los boxes de captación por tratarse de una zona de acceso libre.

Los requisitos de blindaje calculados según [1-2] se presentan en la tabla 1.

Para conseguir esos niveles de atenuación se utilizan bloques machiembreados prefabricados de barita, diseñados y utilizados por primera vez para esta instalación con nombre comercial RadiaBrick y RadiaBlock (www.barruca.es) con espesores de 10,5 y 16,5 cm respectivamente.

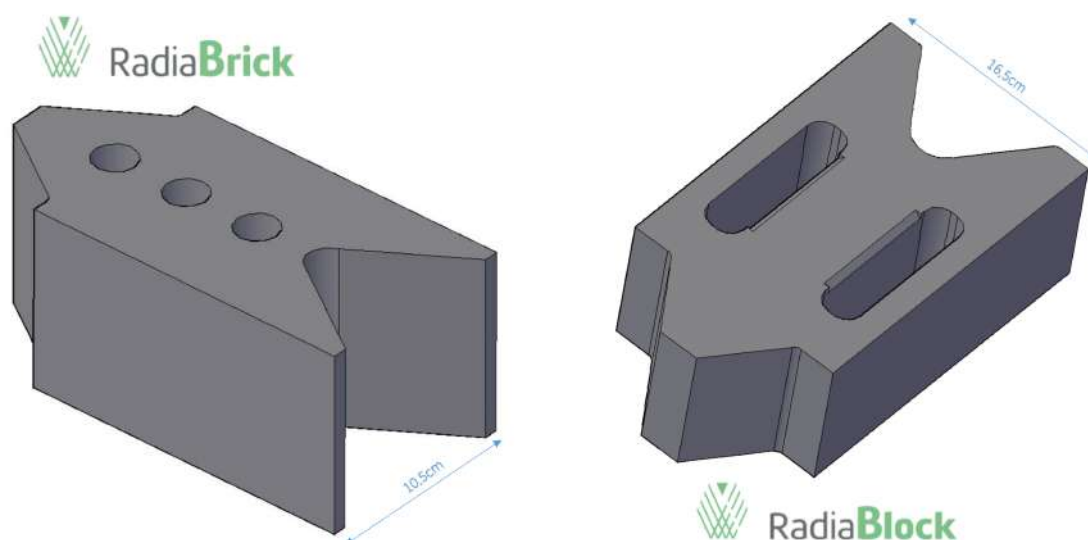


Figure 122: Modelos de bloques de barita

Se realizan varias medidas de atenuación en diversos puntos de la instalación de acuerdo a las condiciones de irradiación de haz ancho de la norma UNE 3. Para ello se utiliza una fuente de F-18 de 3,7

GBq colocada a 80 cm en horizontal respecto a la pared y un detector de radiación ambiental Ludlum 9DP N/S 25003382 situado a 10cm al otro lado de la barrera. Ambos se sitúan a 80cm de altura sobre el suelo.

Resultados

Se presentan los resultados de las medidas obtenidas en la tabla 1. Se puede observar que la atenuación obtenida para los muros con bloques de barita es el equivalente a 17 mm Pb y 24 mm Pb respectivamente. Y ello con muros que acabados tienen un espesor total de 12 cm y 18cm, similar al espesor de una pared de ladrillo convencional.

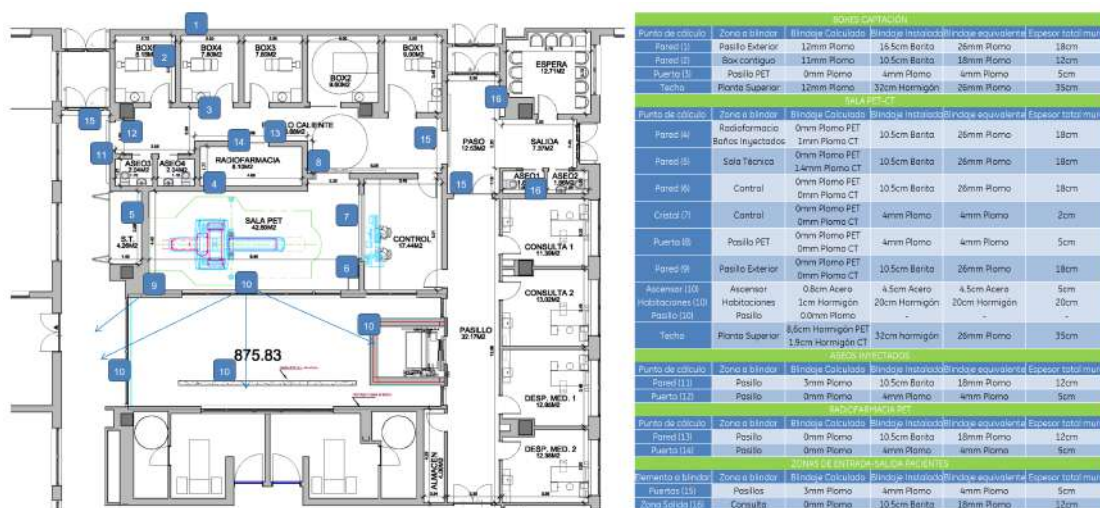


Figure 123: Tabla 1: Requisitos de blindaje, resultados de las medidas y plano de la instalación

Conclusiones

La utilización de bloques de barita prefabricados en instalaciones radiactivas se ha demostrado como una herramienta eficaz y eficiente que presenta múltiples ventajas frente a la utilización de otros materiales como el plomo, el acero o el hormigón.

Su coste es menor, su rapidez y facilidad de instalación es mayor y el espacio requerido es menor lo que da lugar a un mejor aprovechamiento de los espacios.

La versatilidad en la fabricación de estos bloques permite su uso potencial no sólo en estas instalaciones sino también en instalaciones de radiodiagnóstico, radioterapia e instalaciones nucleares y almacenamiento de residuos.

Referencias

- 1 AAPM Task Group 108. PET and PET/CT Shielding Requirements. Med Phys 33 (1), Enero 2006
- 2 IAEA Safety Reports Series No 58; Radiation Protection in Newer Medical Imaging Techniques PET/CT (2008)
- 3 UNE-EN 61331-1. Parte 1: Determinación de las propiedades de atenuación de los materiales.

ORALES C1 / 1158

Contribuciones a la protección radiológica operacional en centros compactos de protonterapia (CPTC)

Autores: Gonzalo Felipe García Fernández¹ ; Eduardo Gallego Díaz² ; José María Gómez Ros³ ; Héctor-René Vega-Carrillo⁴

Co-autores: Lenin Cevallos Robalino⁵ ; Karen Guzmán-García² ; Roberto García Baonza²

¹ Universidad Politécnica de Madrid (UPM)

² Universidad Politécnica de Madrid

³ CIEMAT

⁴ Universidad Autónoma de Zacatecas

⁵ Universidad Politécnica de Madrid

Corresponding Author: gf.garcia@upm.es

1 - Introducción

La terapia de protones está en continua evolución para mejorar su desempeño. Algunas tendencias actuales destacadas implican métodos de deposición de dosis más desarrollados o la construcción de centros de protones compactos. Estos nuevos desarrollos tienen un impacto directo en la protección radiológica de las instalaciones. Los centros compactos tienen características específicas para reducir su tamaño al tiempo que logran instalaciones más asequibles: generalmente tienen una sola ala de tratamiento (a veces dos) y tamaño reducido, mayor densidad de radiación, geometría estándar, uso intensivo de nuevos materiales, equipos avanzados y maquinaria, Pencil Beam Scanning (PBS) como técnica de entrega, mezcla de trabajadores profesionales expuestos (personal clínico y técnico). Estas características hacen que los centros compactos se enfrenten a importantes retos, desde el punto de vista de la protección radiológica operativa.

Este trabajo se enmarca en el proyecto Contribuciones a la protección radiológica operativa y la dosimetría neutrónica en centros compactos de terapia de protones (CPTC), que se centra en evaluar el impacto de estas innovaciones en la protección radiológica operativa y la puesta en servicio de las instalaciones compactas de protones.

El objetivo del trabajo es presentar las diferentes actividades desarrolladas desde 2018 hasta la actualidad, en el diseño de la protección radiológica operativa de los centros compactos de terapia de protones (CPTC), recogiendo los resultados obtenidos en los campos antes mencionados, como la evaluación de blindajes y dosis equivalente ambiental, H*(10), activación en barreras, activación en maquinaria, aire y agua, evaluación de rem-metros y monitores de neutrones ambientales, comparación de campos de neutrones obtenidos con métodos de liberación de protones actuales y nuevos, o estudios preliminares de dosímetros de neutrones ajustados a los expuestos personal en estos centros.

2 - Materiales y métodos

Las tareas llevadas a cabo han sido la verificación del blindaje, la comparación de la dosis ambiental producida por neutrones en varios CPTC, el análisis de la activación en blindajes con diferentes tipos de hormigón, caracterizando Rem-metros de amplio rango para medir campos de neutrones, estudiando nuevas técnicas de suministro de protones y sus campos de neutrones producidos, o evaluando dosímetros personales adecuados para CPTC, entre otros.

Los métodos empleados han sido tanto simulaciones mediante códigos de Monte Carlo, MCNP6 y GEANT4, como medidas experimentales con rem-metros de rango extendido como WENDI, LUPIN y Prescila.

3 - Resultados y conclusiones

De acuerdo con los resultados obtenidos se recogen varias acciones propuestas para desarrollar el seguimiento radiológico del área, con total garantía y cumplimiento de los límites de dosis para el personal clínico, técnico y público en general. Como resultado de estas actividades, se propone un proceso de puesta en servicio de la protección radiológica operativa de CPTC, en línea con los requisitos exigidos por las autoridades. Conteniendo, por ejemplo, verificación de que se ha ejecutado blindaje en cumplimiento de solicitud inicial, certificado de materiales con composición de cemento y densidad de hormigón, sistema de detección y control ambiental en operación, incluyendo la justificación, limitación y optimización (ALARA) de las acciones propuestas.

Agradecimientos

Este trabajo se ha desarrollado en el marco del Programa de Doctorado Industrial IND2017/AMB-7797 financiado por la Comunidad de Madrid (CM).

ORALES C1 / 1200

Propuesta de un método más flexible para fijar el periodo de restricciones para pacientes de terapia metabólica con I-131

Autor: Kefrén Sánchez Noriega¹

¹ Hospital Universitario Príncipe de Asturias

Corresponding Author: kefren.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

Habitualmente se dan instrucciones personalizadas a pacientes de terapia metabólica con I-131 siguiendo la metodología de la bibliografía {1-3}, que supone que las condiciones normales de convivencia son idénticas todos los días.

Se propone refinar dicho método con unas condiciones normales de convivencia que puedan variar durante los días de la semana. Así se daría respuesta a situaciones detectadas en nuestra consulta de hipertiroidismo que son difícilmente abordables con el método original.

Metodología

Partiendo de los principios de {1} se puede obtener una ecuación para determinar el nº de días necesarios con restricciones (T_{CR}) aplicando la solución de la serie geométrica con términos semanales y no diarios:

$$T_{CR} = -\tau_{ef} * \ln \left[\frac{RD - \sum_{i=1}^N t_{CRi} * \dot{D}_{CRi}}{\frac{D_{SRsem}}{1 - e^{-7/\tau_{ef}}} - \sum_{i=1}^N t_{CRi} * \dot{D}_{CRi}} \right] \quad (1).$$

τ_{ef} = vida media efectiva

t_{CRi} = horas que el contacto permanece recibiendo del paciente una tasa de dosis $\dot{D}_{CRi}$ en días de restricciones

D_{SRsem} = dosis semanal sin restricciones:

$$D_{SRsem} = \sum_{d=1}^7 \sum_{j=1}^M t_{SRdj} * \dot{D}_{SRdj} \quad (2).$$

Se descomponen las contribuciones $t_{SRdj} * \dot{D}_{SRdj}$ de los 7 días de la semana, considerados independientes entre sí.

Estas fórmulas se implementan en una Excel (fig 1) con una tabla semanal con las horas y distancias de referencia en condiciones normales y otra con las de los días de restricciones. Se incluye la opción de plantear unos días de restricciones totales (sin contacto alguno) para mayor flexibilidad.

Hospital Universitario Príncipe de Asturias

RESTRICCIONES PARA PACIENTES DE TRATAMIENTOS CON I-131

Datos del tratamiento:

Fecha del tratamiento:	01/02/21
Día de la semana:	S
Tasa de dosis a 1 m:	30,0 $\mu\text{Sv/h}$
Vida media efectiva:	5 días
Restricción de dosis objetivo:	1 mSv

Condiciones normales:

Dist. (m)	Tiempo diario (h)						
	S	D	L	M	X	J	V
0,4	4	4	2	2	2	2	2
1	12	12	5	5	5	5	5
3	0	0	0	0	0	0	0

Condiciones con restricciones:

Días con restric. totales:	0	días
----------------------------	---	------

Restricciones parciales	
Dist. (m)	Tiempo diario (h)
0,4	0
1,5	5
3	0

Conclusiones:

Severidad de restricciones:	Restricciones parciales suficientemente severas.
Necesidad de restricciones:	Es necesario establecer restricciones parciales.

Días con restric. totales:	0 días
Días con restric. parciales:	9 días
Días totales con restric.:	9 días

Figura 1. Aspecto de la hoja Excel de toma de datos y presentación de resultados del nuevo método desarrollado. En blanco se aprecian las casillas para las que hay que introducir los datos, ya sea información del tratamiento, condiciones sin restricciones o con ellas. Debajo se visualizan las casillas en las que se verifica que las restricciones son lo suficientemente severas y el número de días en los que se deben cumplir, si fuese necesario.

Figure 124:

Resultados

Se comprobó la correcta implementación del método anterior comparando las restricciones obtenidas con las del método original. Las pequeñas discrepancias con las restricciones de la bibliografía [1-2] parecen deberse al redondeo.

Se reevaluaron dos casos antiguos para ver cuáles serían las nuevas restricciones.

El primero es un varón que recibió 555 MBq de I-131 un martes y que convive con su nieta de 9 años en semanas alternas de custodia. Según [2] le corresponderían 10 días de restricciones y se le aplicaron en su momento 12 días. Con el nuevo método le corresponderían 6 días de restricciones totales (semana en la que no convive) mas 3 días con restricciones parciales.

El segundo es un varón casado, con un hijo de 1 año y compañeros de trabajo que recibió 370 MBq de I-131. Los resultados se detallan en la tabla 1.

Tabla 1. Resumen de los periodos de restricciones, expresados en días, obtenidos para el caso 2 (os asteriscos indican que las condiciones con restricciones para compañeros de trabajo siempre consisten en aislamiento total). La posibilidad de pautar días con restricciones totales en el nuevo método, ayuda a reducir el número total de días con restricciones frente al método antiguo o a los resultados de la bibliografía.

	Nuevo método (utilizando días de restricción total)			Antiguo método	Bibliografía [1-2]
	Restricción total	Restricción parcial	Total restricciones	Restricción parcial	Restricción parcial
Cónyuge	3	4	7	7	9
Hijo 1 año	3	7	7	9	11
Compañero de trabajo	3	3 (*)	6	9 (*)	10 (*)

Figure 125:

Discusión

Aunque en este trabajo solo se presentaron dos ejemplos, se estima que con el nuevo modelo podrían beneficiarse más del 10% de los pacientes tratados en nuestro centro, principalmente abuelos que cuidan a sus nietos por la tarde entre semana.

Especificar la contribución de los fines de semana a la dosis sin restricciones hace previsible que en el nuevo modelo se requieran restricciones algo más severas para los niños convivientes y menos severas para compañeros de trabajo.

La combinación de restricciones totales y parciales pueden ser muy útiles para optimizar el periodo total de restricciones de los padres de niños en custodia compartida.

Conclusiones

El método propuesto en este trabajo demuestra que es posible optimizar con éxito las restricciones para diversas situaciones personales de pacientes de tratamientos con I-131 que no se podrían enmarcar dentro de los ejemplos tradicionales planteados en la bibliografía.

Bibliografía

{1} *Criterios de alta de pacientes y medidas para la protección radiológica del público después de tratamientos metabólicos con 131I*, Foro sobre protección radiológica en el medio sanitario (2011).

ORALES C1 / 883

Variaciones de NTCP y TCP en tratamiento de IMRT de mama en función del tipo de algoritmo

Autores: Lucía Franco Sánchez^{None} ; Alessio Rocchi¹ ; Laila Azzouz Louahabi² ; Ignasi Boada Coronado³ ; Marco Panichi⁴

¹ *Atryshealth*

² *IOA ATRYS*

³ *Atrys Health*

⁴ *Atrys Oncology*

Corresponding Author: luciafs87@gmail.com

Introducción

El objetivo es analizar cómo varía la probabilidad de complicación de tejido sano (NTCP) en pulmón y la probabilidad de control tumoral (TCP) para tratamientos de radioterapia IMRT de mama al calcular en el planificador Eclipse (V15.6, Varian) con dos algoritmos diferentes (AAA y Acuros XB).

Material y métodos

Se obtiene el DVH de 14 pacientes calculados en Eclipse con AAA-15.6.05 y tratados en un acelerador Truebeam (SN 4301). Retrospectivamente se recalcula con Acuros XB-15.6.05 manteniendo la geometría y unidades monitor originales, obteniendo nuevos DVHs.

Para los 2 grupos de cálculo y, a partir de los DHV, se obtienen las probabilidades usando programas de desarrollo propio. Se calcula la NTCP y la dosis efectiva (Deff) de pulmón mediante el modelo de Lyman-Kutcher-Burman (LKB). Por otro lado, se obtiene el TCP del PTV de la mama mediante la formulación lineal de Poisson. Los valores de la NTCP se correlacionan con los valores obtenidos en la publicación anterior realizada en tratamientos de 3D de mama.

Resultados [Tabla 1]

Se obtiene una disminución promedio de la NTCP de 0.13 puntos porcentuales (pts) al pasar de AAA a Acuros y una disminución promedio de la Deff de 4.2 pts.

La variación de TCP es de -0.3pts, sin embargo, se obtiene una mayor diferencia para mama con boost integrado o con ganglios (supra) (aprox. -0.5 pts).

Respecto del trabajo anteriormente publicado, se obtienen unas disminuciones de NTCP de 15.7 y 14.7 pts con AAA y Acuros respectivamente. Además se observa un decremento de aprox. 6 Gy en la Deff.

Discusión

La disminución obtenida de la NTCP y de la Deff se puede observar en una comparación de histogramas. Se observan diferencias con valores bajos de dosis y, a valores altos, la dosis absorbida en pulmón es similar en ambos algoritmos. [Figura 1]

Aunque el valor de la TCP es similar entre los algoritmos, se observa que la curva calculada con AAA es más caliente en la mayor parte del volumen y la de Acuros tiene mayor cobertura entorno al máximo del volumen. [Figura 1]

Existe una diferencia importante entre esta publicación (IMRT, 42.6 Gy, 2.7Gy/fracción) y la anterior (3D, 50 Gy, 2Gy/fracción) debida, obviamente, a la diferencia en el tratamiento.

Conclusiones

La disminución de NTCP entre los algoritmos AAA y Acuros es debida, sobretudo, a la disminución de volumen que recibe dosis absorbidas bajas.

Debido al decremento en la NTCP y la Deff, se puede concluir que el tratamiento modulado e hipofraccionado (IMRT, 42.6 Gy, 2.7Gy/fracción) resulta en un beneficio importante para el pulmón. El cambio de tipo de algoritmo (hacia algoritmos que mejoran la modelización del proceso físico de la absorción de radiación) disminuye la NTCP, con una distribución de dosis absorbidas que minimiza el daño a pulmón.

ORALES C1 / 964

Diseño de una Aplicación que Ajusta por Método Montecarlo los Parámetros de un Modelo Radiobiológico LKB

Autor: Javier García Ledesma¹

Co-autor: Miguel Ángel Suero Rodrigo¹

¹ Hospital Virgen del Puerto

Corresponding Author: javiergled@gmail.com

Introducción

Se realiza una aplicación en Matlab R2020b, que permite ajustar el triplete de parámetros radiobiológicos TD_{50} , n , m , de un modelo Lyman-Kutcher-Burman, para una toxicidad dada de un órgano de riesgo, a partir de los histogramas dosis-volumen (DVH) extraídos del planificador indicando que pacientes presentan o no dicha toxicidad.

La aplicación, tras introducir los datos anteriores e indicando un intervalo de búsqueda de los parámetros, ajusta los parámetros mediante un estimador logístico.

Además nos permite visualizar como varía el estimador logístico con la variación de los parámetros y por último, nos presenta el ajuste de la función NTCP, junto con la toxicidad presentada por los pacientes en función del Equivalente Uniforme de Dosis (EUD), calculado a partir de los parámetros anteriores y de los DVH.

Materiales y Métodos

Se ha realizado una aplicación con interfaz de usuario gráfico (GUI), en Matlab R2020b, en el que se pide por un lado al usuario, el intervalo de búsqueda de los parámetros del modelo radiobiológico Lyman-Kutcher-Burman (LKB) que nos permiten ajustar la probabilidad de toxicidad de un órgano de riesgo (OAR), como:

$$NTCP(TD_{50}, EUD, m) = \frac{1}{2} \left[1 + \operatorname{erf} \left(\frac{EUD - TD_{50}}{m TD_{50}} \frac{1}{\sqrt{2}} \right) \right]$$

el parámetro TD_{50} es el equivalente de dosis uniforme (EUD), donde se produce toxicidad en el

$$EUD(n, dvh) = \left[\frac{1}{N} \sum_i^{1/n} D_i \right]^n$$

n es el factor de volumen y da idea de si el órgano se comporta en serie o en paralelo para una toxicidad dada, m es la pendiente de la función error y por tanto de la función NTCP.

Se utiliza un estimador de Máxima Verosimilitud (MLE), que nos proporcione el triplete TD_{50}, n, m , que mejor ajuste a los datos proporcionados por los dvh y la toxicidad de los pacientes.

Para ello definimos:

$$LLH = \sum_{tox=1} \log(NTCP(TD_{50}, n, m)) + \sum_{tox=0} \log(1 - NTCP(TD_{50}, n, m))$$

El triplete con mayor verosimilitud hace LLH máximo:

$$MLE = LLH(TD_{fit}, n_{fit}, m_{fit})$$

Indicando la rejilla de búsqueda de los parámetros, los DVH con los pacientes que presentan la toxicidad y los DVH con los pacientes que no presentan la toxicidad se obtiene los parámetros con mayor verosimilitud a la población estudiada. Como podemos ver en la figura 1:

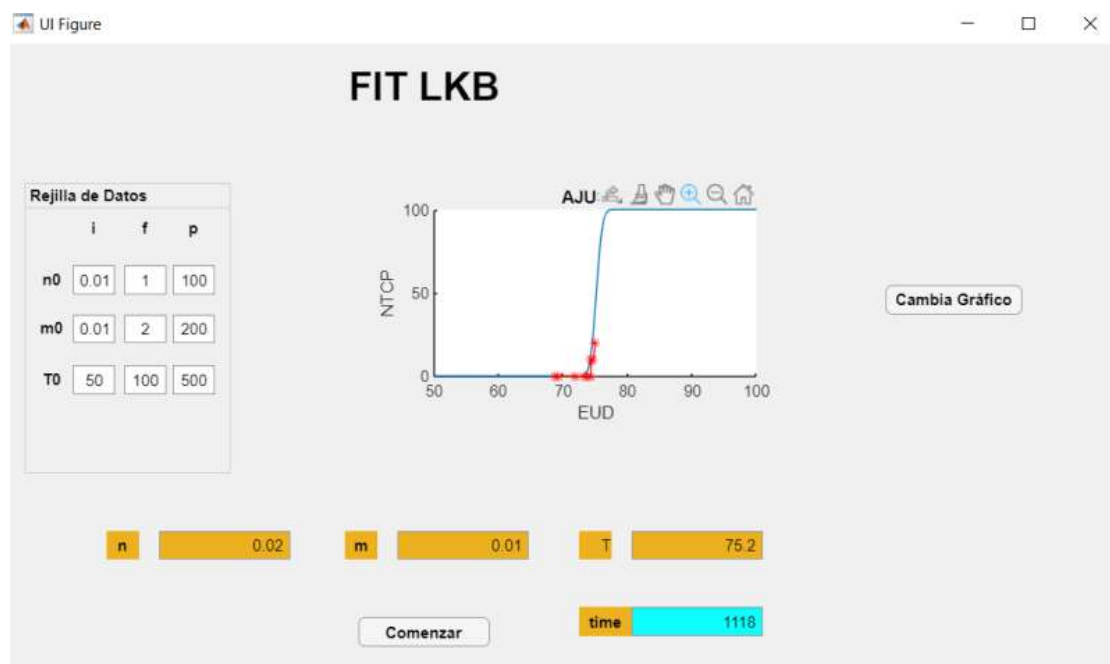


Figure 126: Interfaz Gráfica de la Aplicación

El programa actualmente lee los DVH diferenciales, exportados por el sistema de planificación de tratamientos Pinnacle 9.8 de Philips, exportados en formato texto, por un script del planificador.

Resultados

Se comprueba la funcionalidad de la aplicación con una muestra pequeña de la toxicidad de pacientes. En la aplicación, como podemos ver en la figura 1 se puede visualizar en rojo los datos introducidos y en azul el ajuste del modelo LKB.

Por otra lado en la pantalla de visualización, también se puede ver como varía el valor del estimador LLH en función del valor de cada uno de los parámetros.

Se realiza un formulario web en Office 365 para elaborar una base de datos de toxicidad aguda o tardía, definida por criterio RTOG/EORTC.

ORALES C1 / 1247

Desarrollo de una línea de haz externo para experimentos de radiobiología en el ciclotrón de 18 MeV del CNA

Autor: Anna Baratto-Roldán¹

Co-autores: María del Carmen Jimenez Ramos²; María isabel Gallardo Fuentes³; Miguel Antonio Cortes-Giraldo³; José M. Espino Navas³

¹ Centro Nacional de Aceleradores (CNA) / Universidad de Sevilla

² Centro Nacional de Aceleradores

³ Universidad de Sevilla

Corresponding Author: abaratto@us.es

Introducción

En tratamientos de protones se suele utilizar un valor uniforme de Eficacia Biológica Relativa (RBE) igual a 1.1; es decir, se considera que los protones son un 10% más eficaces que los fotones para destruir las células tumorales. Aun así, cada vez hay más evidencia de que la RBE de protones no es constante, sino que crece con su Transferencia Lineal de Energía (LET). Por ello, estudios de RBE de protones a bajas energías son necesarios para controlar las variaciones del RBE en la proximidad del pico de Bragg. No hay muchas instalaciones de protones que puedan proporcionar un haz de baja energía (por debajo de 20 MeV) casi monocromático y poco degradado. El Centro Nacional de Aceleradores (CNA), con sus dos instalaciones de protones, puede ayudar a cubrir ese rango de energías proporcionando haces con poca dispersión de energía. En este trabajo se describe la preparación de una línea de radiobiología para irradiación de cultivos celulares mono-capa en la línea de haz externo del ciclotrón de 18 MeV del CNA.

Material y Métodos

Los experimentos de radiobiología con protones requieren condiciones específicas tanto desde el punto de vista físico como biológico. La distribución de dosis debe ser homogénea en toda la superficie de la muestra y la dosis por unidad de tiempo comparable con la estándar en la práctica clínica. Además, el corto alcance en agua de los protones de baja energía obliga a irradiar las muestras celulares en placas de cultivo expuestas al aire y a posibles contaminaciones, por lo que la irradiación debe ser lo más rápida posible y realizarse en condiciones ambientales controladas. Para mejorar la homogeneidad y disminuir la intensidad del haz hemos usado un haz sin focalizar, degradándolo en vacío con una lámina de aluminio de 0.5 mm de espesor colocada 2 m por delante de la ventana de salida. Para determinar las mejores condiciones de irradiación hemos caracterizado el haz con películas radiocrómicas EBT3 y una cámara de ionización. Además, hemos comparado todos los resultados experimentales con simulaciones Monte Carlo hechas con Geant4. Finalmente, hemos llevado a cabo un experimento preliminar con cultivos celulares mono capa de células de osteosarcoma humano.

Resultados

Con la configuración experimental previamente descrita se ha obtenido un campo de irradiación homogéneo, con desviaciones inferiores al 4% en toda la zona irradiada (35 mm de diámetro, la dimensión estándar de pocillo de cultivo de Petri), para una energía del haz de 12.8 MeV y una tasa de dosis de 5-6 Gy/min.

Respecto a la irradiación de cultivos celulares, no hemos observado ninguna diferencia considerable entre la irradiación de protones y fotones, un resultado esperado a esta energía (LET aproximadamente de unos 3.8 keV/μm). Las muestras irradiadas con protones no mostraron ninguna señal de estrés relacionada con las condiciones de medida.

Discusión

Para determinar la configuración óptima de los elementos de la línea de haz externo del ciclotrón del CNA ha sido necesario desfocalizar el haz y trabajar con el mínimo posible del rango de intensidad de haz. La primera irradiación de cultivos celulares se ha llevado a cabo con éxito en estas condiciones. Además, dada la alta intensidad de haz disponible, la instalación podría ser usada también para experimentos con irradiación "flash".

Conclusiones

Se ha desarrollado con éxito una línea de radiobiología en la línea de haz externo del ciclotrón y se ha establecido un protocolo para la irradiación de cultivos celulares monocapa. La primera irradiación de cultivos celulares se ha llevado a cabo con éxito.

ORALES C1 / 1250**Análisis retrospectivo de pacientes tratados mediante TBI**

Autores: Diego Aldave Yaniz¹ ; David Hernández González²

Co-autores: Emma González Díaz³ ; Roser Fayos-Solà Capilla⁴ ; Sara Martín Juárez⁴ ; Aránzazu Valiente González⁴ ; Alberto Viñals⁵ ; María Roch González⁶ ; Pablo Castro Tejero¹ ; María Teresa Murillo González⁴

¹ *Hospital Universitario de La Princesa*

² *H.U.LA PRINCESA*

³ *Hospital Universitario La Princesa*

⁴ *H.U.La Princesa*

⁵ *H.U. la Princesa*

⁶ *Hospital Universitario de la Princesa*

Corresponding Author: diegoaldavey1@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La irradiación corporal total (TBI) es una parte importante de los regímenes de acondicionamiento para el trasplante alogénico de células madre hematopoyéticas.

Con la TBI se obtiene la inmunosupresión necesaria para permitir el injerto de las células madre del donante consiguiendo además un efecto citorreductor de las células malignas.

La TBI permite acceder fácilmente a localizaciones “santuario” como los testículos o el cerebro. La combinación de esta técnica con la quimioterapia potencia la erradicación de la enfermedad y mejora la inmunosupresión en el paciente.

La planificación del tratamiento puede variar en función del fraccionamiento prescrito.

El objetivo de este trabajo es analizar retrospectivamente las TBI realizadas en el Hospital Universitario de La Princesa y estudiar la evolución clínica de los pacientes tratados en los últimos 5 años.

MATERIAL Y MÉTODOS

Un total de 19 pacientes han sido tratados en nuestro centro desde 2015. Con una edad media de 42 años, el diagnóstico más frecuente fue el de leucemia linfoblástica aguda.

En el 95% de los casos, la prescripción del tratamiento ha sido 12 Gy impartidos en 4 sesiones (3Gy/sesión) en punto ICRU (línea media del paciente a la altura del ombligo). Previo al tratamiento, se realiza un TC del paciente en posición decúbito lateral céfalo caudal. Con este TC se pretende establecer el espesor del paciente en el punto ICRU. La dosis máxima en los pulmones debe ser inferior a 9 Gy, para ello se utiliza un bloque plomado de protección pulmonar personalizado para cada paciente. Conocido el espesor y la prescripción de dosis, mediante una hoja Excel (imagen1)



Hospital Universitario de La Princesa
SaludMadrid

HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA
Radiofísica Sº Oncología Radioterápica

Fecha informe

Cálculo UM TBI

1. DATOS DEL PACIENTE:

Nombre

Apellidos

Nº Historia

Fecha inicio tratamiento

Espesor en punto ICRU cm (evaluado en imagen TC simulación)

2. DATOS PARA EL CÁLCULO:

TPR (hemiespesor)

Dosis prescripción punto ICRU (Total)

% dosis en punto ICRU

% dosis límite en pulmón

Nº sesiones

Coef calibración en condiciones TBI MU/Gy

Dosis en AP Gy

Dosis en PA Gy

Límite dosis en pulmón Gy

Factor dosis pulmón sin bloque

Factor dosis pulmón con bloque

3. DOSIS CAMPOS CON y SIN BLOQUE

Dosis AP SIN bloque Gy

Dosis PA CON bloque Gy

Dosis PA SIN bloque Gy

TOTAL Gy

4. UM/sesión CAMPOS CON y SIN BLOQUE

UM campo AP SIN bloque UM

UM campo PA CON bloque UM

UM campo PA SIN bloque UM

Tasa óptima UM/min

Radiofísico responsable

Imagen 1. Hoja de cálculo Excel donde se introducen los datos del paciente, el espesor en el punto ICRU, la dosis de prescripción y el número de fracciones (fondo verde) y automáticamente calcula las UM que hay que administrar.

Figure 127: enter image description here

se calcula las UM de cada plan de tratamiento y la tasa de dosis óptima para cada paciente. La planificación se realiza con 3 planes. Uno Antero-Posterior y dos Postero-Anterior (uno con el bloque de protección pulmonar y otro sin el). El tratamiento se administra con el paciente tumbado en decúbito lateral a una distancia 4020 del foco del haz de radiación y sobre una camilla que contiene una pantalla de metacrilato para mejorar la uniformidad de la dosis debido al build-up del haz de radiación. Al paciente se le colocan 4 diodos en el punto ICRU (dos situados en la parte posterior y dos en la parte anterior) que permiten realizar una dosimetría in vivo del tratamiento.

RESULTADOS

El 68.4% de los pacientes tratados se encuentran actualmente vivos y con remisión completa de la enfermedad. Como se puede apreciar en la tabla 1

Diagnostico	Fraccionamiento	Fecha de trasplante	Toxicidad tardía	Recidiva de la enfermedad	Estado actual
LAL Ph +	4fx. de 3Gy	08/04/2016		no	Fallecido por CA, 07/2016
LAL Ph+	4fx. de 3Gy	29/04/2016		no	Fallecido por CA, 07/2016
LAL t(14; 18)	4fx. de 3Gy	08/09/2016	ERC G2	no	Vivo en RC
SMD	1fx. de 3Gy	28/09/2016		no	Vivo en RC
LAL-T	4fx. de 3Gy	16/12/2016		no	Vivo en RC
LAL Ph+	4fx. de 3Gy	24/04/2017		no	Vivo en RC
LLA CALLA+	4fx. de 3Gy	21/04/2017		no	Vivo en RC
LAL, early T	4fx. de 3Gy	19/05/2017		jul-19 (26m)	Fallecido por recidiva, 11/19
LAL Ph+	4fx. de 3Gy	04/07/2017	linfoma	no	Fallecido, 11/2017
LAL Ph +	4fx. de 3Gy	22/09/2017		no	Vivo en RC
LAL Ph -	4fx. de 3Gy	23/11/2017		may-19 (18m)	Fallecido por recidiva, 07/20
LAL-T	4fx. de 3Gy	23/02/2018	hipotiroidismo G2	no	Vivo en RC
LBDCG	4fx. de 3Gy	25/05/2018		no	Vivo en RC
LAM-M3	4fx. de 3Gy	22/05/2018		no	Vivo en RC
LAL Ph +	3fx. de 2.5Gy	20/21/2018		no	Vivo en RC
LAM-M5	4fx. de 3Gy	18/01/2019		jun-20 (17m)	Fallecido por recidiva, 08/20
LAM-M5	4fx. de 3Gy	05/06/2020		no	Vivo en RC
LAL	4fx. de 3Gy	09/10/2020		no	Vivo en RC
LAL-T	4fx. de 3Gy	30/10/2020		no	Vivo en RC

Figura 1: Evolución clínica de pacientes tratados con TBI.

LAL: Leucemia aguda linfoblástica, Ph: cromosoma philadelphia, SMD: Síndrome mielodisplásico, LBDCG: Linfoma B difuso de células grandes, LAM: Leucemia mieloide aguda. ERC: enfermedad renal crónica, G2: Toxicidad grado 2 (escala CTCAE v.4), RC: respuesta completa. CA: Complicaciones agudas del trasplante

Figure 128: enter image description here

, tan sólo 3 pacientes han presentado recidiva de la enfermedad (15%) con una mediana recaída de 20 meses. Hasta la fecha únicamente dos pacientes han presentado toxicidad tardía, en ambos casos grado 2. Un paciente desarrolló un linfoma en el contexto de la inmunosupresión. Las desviaciones de dosis medidas con los diodos en el punto ICRU respecto a la dosis planificada no superan el 5% en ninguno de los tratamientos administrados.

CONCLUSIONES

La TBI es una técnica compleja que requiere de un equipo especializado y entrenado. Ofrece un buen control de la enfermedad con un perfil de toxicidad aceptable. Ningún paciente presentó toxicidad tardía grado 3 o superior.

ORALES C1 / 1264

Hipofraccionamiento extremo (FAST-Forward) en el tratamiento radioterápico del cáncer de mama: Toxicidad aguda y dosimetría clínica.

Autores: Emma González Díaz¹ ; David Hernández González²

Co-autores: Diego Aldave Yaniz³ ; Pablo Castro Tejero³ ; Paloma Botella Faus¹ ; Roser Fayos-Solà Capilla⁴ ; Aránzazu Valiente González⁴ ; Sara Martín Juárez⁴ ; María Teresa Murillo González⁴

¹ Hospital Universitario La Princesa

² H.U.LA PRINCESA

³ Hospital Universitario de La Princesa

⁴ H.U.La Princesa

Corresponding Author: emmad28@gmail.com

Introducción: El fraccionamiento del tratamiento radioterápico del cáncer de mama está en constante evolución con tendencia al hipofraccionamiento, y en los últimos años se han publicado estudios aleatorizados con hipofraccionamiento extremo, que demuestran ser al menos tan seguros y efectivos como los tratamientos estándar. El objetivo de este trabajo es analizar la dosimetría y toxicidad de las pacientes con carcinoma de mama, tratadas con hipofraccionamiento extremos FAST-Forward en el Hospital Universitario de La Princesa.

Métodos: En este estudio retrospectivo, unicéntrico, se recogen los datos de 10 pacientes con edades comprendidas entre 51 y 87 años, con una mediana de edad de 68 años, tratadas en el último semestre del 2020. Seis pacientes han sido tratadas de la mama derecha y cuatro de la mama izquierda. De las 10 pacientes, dos de ellas han sido diagnosticadas de carcinoma intraductal (pTis); y ocho de carcinoma ductal infiltrante (pT1-2), de las cuales solo una tenía afectación ganglionar (pN1a) y recibió quimioterapia adyuvante, sin criterios de irradiación ganglionar. Se realizó cirugía conservadora en todas las pacientes. El tratamiento se planifica con la técnica 3D conformada, utilizando campos tangenciales, y se administra en 5 fracciones de 5.2Gy cada una, alcanzando un total de 26 Gy. Los efectos secundarios cutáneos fueron evaluados por oncólogo, enfermera y la paciente, de acuerdo a criterios de toxicidad aguda de la RTOG/EORTC, registrados en dos momentos: el quinto y último día de tratamiento con radioterapia y en consulta de revisión una vez superado el mes tras el mismo.

Resultados: El 30% de las pacientes no presentó ninguna toxicidad, el 70% restante presentó toxicidad cutánea leve (grado 1-2). El día 5 de tratamiento se registró un total de 4 pacientes con dermatitis grado 1; ninguna dermatitis grado 2 o superior. En la reevaluación al mes de haber finalizado, se había resuelto la dermatitis de las 4 pacientes anteriores, 2 pacientes debutaron con dermatitis grado 1 a los 11-15 días tras finalizar el tratamiento que se autolimitó en 5-7 días; y 1 paciente presentó dermatitis grado 2 a los 20 días tras finalizar el tratamiento, aún en resolución al momento de la reevaluación. No se reportó toxicidad $\geq$ grado 3. (Figura 1). El 100% de las pacientes refieren que el tratamiento fue cómodo y bien tolerado. El valor promedio de dosis con el que se cubre el 95% del PTV es 97,3%. El volumen medio de las mamas analizadas es 969.11 cm³. El V8 promedio de pulmón es 8,34%, estando muy por debajo del valor de prescripción (V8 < 15%).

DERMITIS AGUDA					
Tiempo de aparición	Grado 0	Grado 1	Grado 2	Grado 3	Grado 4
Día 1-5	30%	40%	0%	0%	0%
Día 6-10		0%	0%		
Día 11-15		20%	0%		
Día 16-20		0%	10%		
Día 21-25		0%	0%		
Día 26-30		0%	0%		
TOTAL	30%	60%	10%	0%	0%

Figure 129: Toxicidad cutánea aguda secundaria a tratamiento FAST-Forward de acuerdo a criterios RTOG/EORTC

Conclusiones: La implementación del esquema FAST-Forward ayuda a reducir la duración del tratamiento y las visitas hospitalarias, siendo favorable en el contexto actual de estado de alarma COVID19, con un perfil de toxicidad cutánea leve, mejorando la calidad de vida de las pacientes.

ORALES C1 / 1159

Medidas experimentales, cálculos y comparación de los campos de neutrones secundarios producidos mediante arco terapia con protones monoenergéticos (PMAT) frente a terapia de intensidad modulada con protones (IMPT)

Autores: Gonzalo Garcia Fernandez¹ ; Alejandro Carabe² ; Alejandro Bertolet Reina³ ; Marisa Ogando⁴ ; José María Gómez Ros⁵ ; Eduardo Gallego Díaz⁶

¹ *Universidad Politécnica de Madrid (UPM)*

² *Hampton University Proton Therapy*

³ *Massachusetts General Hospital*

⁴ *Bioterra S.L.*

⁵ *CIEMAT*

⁶ *Universidad Politécnica de Madrid*

Corresponding Authors: gf.garcia@upm.es, marisa.ogando@bioterra.net, jm.gomezros@ciemat.es, eduardo.gallego@upm.es

1 - Introducción

La radiación secundaria más importante en instalaciones de protonterapia son neutrones dispersos, de hasta 250 MeV de energía, generados por interacciones de los protones con el paciente y los elementos de la línea. En la última década los sistemas de administración pasivos (double scattering) han sido sustituidos gradualmente por sistemas activos (pencil beam scanning, PBS), que permiten conformar la dosis tridimensionalmente, siguiendo la forma del tumor, usando protonterapia de intensidad modulada (IMPT). Actualmente existen diferentes técnicas en fase de investigación, como arco terapia mediante protones (PMAT), proton-minibeams o flash-therapy.

El objetivo del presente trabajo ha sido comparar los campos neutrónicos producidos con PMAT frente a los campos generados con el tratamiento convencional de intensidad modulada, IMPT. Para ello se han obtenido medidas experimentales a diferentes distancias y ángulos del phantom circular.

2 - Materiales y métodos

Para conseguir la irradiación continua en arco de forma aproximada, se mantiene el haz de protones con una dirección constante, mientras que el phantom gira con una velocidad predeterminada. Dicho phantom tiene dispositivos donde se alojan placas Petri con diversos tipos de células y así poder comprobar el daño por irradiación con distintas modalidades de tratamiento (Fig. 1). Los campos neutrónicos se han medido con el equipo Prescila, que es un detector tipo centelleador con rango de medida hasta cientos de MeV. Las medidas experimentales se han llevado a cabo en la sala de haz fijo (FBTR, Fixed beam treatment room) del Roberts Proton Therapy Center (RPTC), perteneciente al Hospital de la Universidad de Pennsylvania (UPenn), al mismo tiempo que los estudios comparativos sobre la efectividad radiobiológica con ambos tipos de tratamientos, IMPT frente a PMAT, desarrollados por el Profesor Carabe-Fernández y su equipo a lo largo de los últimos años.

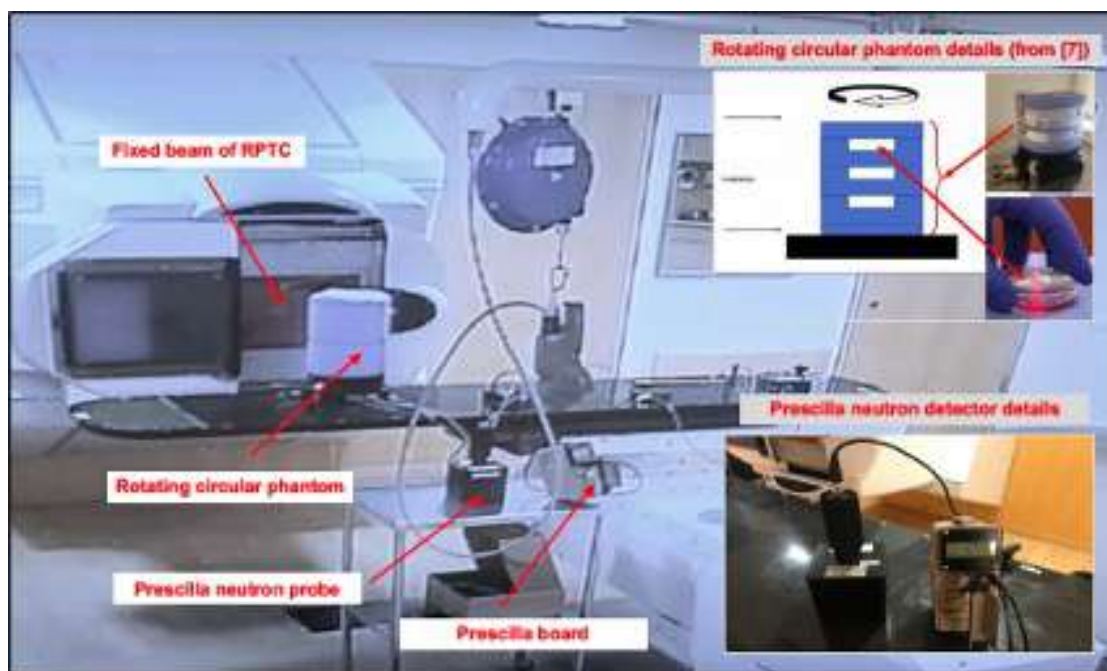


Figure 130: Configuración experimental en la sala FBTR del RPTC, UPenn

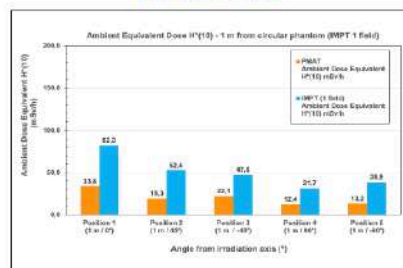
3 - Resultados

Los resultados medidos (Fig.2), indican que la dosis equivalente ambiental, $H^*(10)$, debido a neutrones, es entre dos y tres veces inferior con PMAT que la obtenida con IMPT, por campo aplicado, con un pico esperado en la dirección de irradiación (0°). En un tratamiento típico de IMPT con tres campos, la dosis de neutrones secundarios es entre 5 y 10 veces mayor que con PMAT, debido a que PMAT permite utilizar protones con energías más bajas al irradiar desde más ángulos de incidencia, y así concentrar más LET sobre el tumor.

Main results PMAT vs IMPT

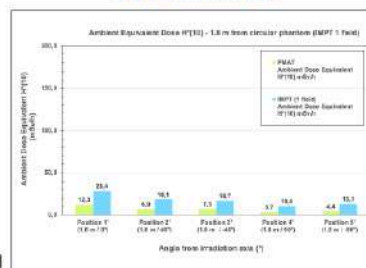
IMPT one field

1 m isocenter



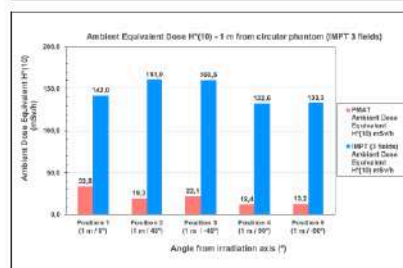
[17]

1.8 m isocenter

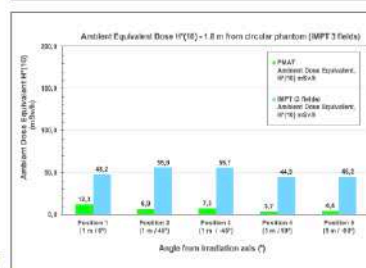


[17]

IMPT three fields



[17]



[17]

Figure 131: Resultados IMPT vs PMAT

4 - Conclusiones

- 1) La producción de neutrones con IMPT (tres campos), es dos órdenes de magnitud superior a la generada con tratamientos PMAT. La principal causa de una menor dosis con PMAT sería el uso de energías más bajas, 117.14 MeV, en comparación con un SOBPs completo con IMPT, y energías entre 141.7 MeV y 89.5 MeV.
- 2) La reducción de la generación de neutrones secundarios con PMAT podría tener un impacto rele-

vante en la reducción de las dimensiones de la sala y disminuir la activación de las barreras.

3) PMAT tendría ventajas dosimétricas y optimización de LET en el tumor, de acuerdo con lo recogido en los trabajos correspondientes, al mismo tiempo que se lograría una reducción no despreciable de neutrones secundarios, con un impacto directo positivo en la protección radiológica operacional y en el paciente.

Agradecimientos

Este trabajo se ha desarrollado en el marco del Programa de Doctorado industrial IND2017/AMB-7797 financiado por la Comunidad de Madrid (CM).

La estancia de investigación internacional de G.F. García-Fernández en el RPTC ha sido parcialmente financiada por la Cátedra Federico Goded del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

ORALES C1 / 1225

Terapia mediante captura de neutrones por boro con fuente basada en acelerador

Autor: Ignacio Porras¹

¹ Universidad de Granada

Corresponding Author: porras@ugr.es

Introducción:

La terapia mediante captura de neutrones por boro (BNCT) es una forma experimental de radioterapia para tumores de mal pronóstico. Se basa en la acción combinada de la irradiación con neutrones de baja energía y la administración previa de un compuesto de boro no tóxico que es absorbido selectivamente por las células tumorales. Es la única radioterapia externa que es selectiva a nivel celular y produce una dosis muy superior en las células malignas que en el tejido sano. Los ensayos clínicos realizados en pacientes de tumores muy avanzados muestran unos resultados muy prometedores. La principal limitación de estas terapias es la escasez de fuentes de neutrones adecuadas para la terapia; hasta la fecha solo se han empleado en ensayos clínicos reactores nucleares de experimentación, instalaciones alejadas del ámbito hospitalario y que producen un espectro de neutrones amplio.

La tecnología actual permite obtener haces de neutrones de la intensidad requerida a partir de aceleradores de partículas mediante irradiación con protones o deuterones de blancos como el litio o el berilio. Esto permitiría la construcción de instalaciones para esta terapia dentro de los hospitales y por este motivo se están desarrollando diferentes proyectos en el mundo, basados en diferentes configuraciones de blanco, moderador, reflector y colimador para ajustar el espectro de neutrones a las energías epitérmicas, las más adecuadas para la terapia. En este trabajo se describirán las distintas opciones y la propuesta de nuestro grupo de investigación. Además de esto, se describirán algunos problemas abiertos en el campo de interés en física médica.

Materiales y métodos:

El cálculo del flujo espectral diferencial $d^2\Phi/d\Omega dE$ de neutrones producidos por la reacción ${}^7\text{Li}(p,n)$ se ha realizado a partir de parametrizaciones de la sección eficaz diferencial experimental y se han calculado las tasas de producción en blanco grueso teniendo en cuenta la potencia de frenado del blanco sobre los protones. El flujo espectral obtenido se introduce como input en simulaciones Monte Carlo de diversos materiales de moderación. Se han simulado los perfiles de dosis en profundidad en dos maniqués: un modelo de Snyder de cabeza y otro cilíndrico de tejido blando ICRU-33 y se han determinado las figuras de mérito usuales en BNCT.

Resultados y discusión:

Se han optimizado las dimensiones de los mismos para obtener un haz epitérmico y se ha conseguido cumplir con todas las recomendaciones de la IAEA para haces para BNCT a una energía de protones más baja que la de los demás diseños conocidos hasta la fecha (2.1 MeV). El máximo del espectro de neutrones obtenido (2 keV) se encuentra dentro de las energías óptimas para BNCT.

Suponiendo concentraciones típicas en BNCT con BPA en tumor y en tejido sano, se encuentra que la profundidad de ventaja supera los 9 cm en cerebro y los 8 cm en tejido sano con un solo campo y que en una amplia región la dosis en tumor supera en un factor mayor que 3 a la dosis máxima en el tejido sano, llegando a superar un factor 6 en el máximo del perfil.

Conclusiones:

La posibilidad de obtener un haz de neutrones que cumple con todas las recomendaciones de la IAEA a tan baja energía de protones tiene la ventaja de que por cinemática no se producen neutrones con energías superiores a unos pocos cientos de KeV, con lo que la cola de neutrones rápidos es mucho menos energética que en los restantes diseños, lo cual reduce los riesgos de efectos en los órganos de riesgo en los tratamientos BNCT. Asimismo el resto de figuras de mérito sugieren una alta calidad de tratamientos con el presente diseño.

ORALES C2 / 1089**Influencia del ancho de línea natural en la respuesta espacial en Imagen por Resonancia Magnética (IRM)**

Autores: Gerardo Alfonso Perez¹ ; Víctor Martínez²

¹ *Universidad Complutense Madrid*

² *Departamento de Radiología. Universidad Complutense*

Corresponding Author: geraalfo@ucm.es

Introducción:

La emisión de ondas electromagnéticas por sistemas oscilantes amortiguados presenta un ancho de línea natural, tanto mayor cuanto mayor es la amortiguación. Hay áreas de la Física en que este ancho de línea natural, descrito por una función de Breit-Wigner, llamada también de Cauchy Lorenz, hay que tenerlo en cuenta:

Es la componente fundamental en la descripción de las resonancias en Física de Partículas Elementales. En espectrometría de rayos x de alta resolución aparece como una modificación al perfil gaussiano de los picos, siendo el perfil una distribución de Voigt, convolución de una distribución Gaussiana y una de Cauchy-Lorenz.

Puesto que en IRM hay amortiguación en la emisión, que es fundamental para obtener imágenes para diagnóstico, parece oportuno preguntarse si el efecto de este ancho de línea natural es muy importante, como en la descripción de resonancias, o difícilmente detectable, como en espectrometría de rayos x. Este es el objeto del presente trabajo.

Material:

Se han utilizado conjuntos de valores reales de campo magnético base, gradiente de campo magnético, anchura de corte y tiempos de relajación utilizados en IRM. Para los cálculos se han usado programas de matemáticas asistidas por ordenador.

Método:

Para obtener la respuesta espacial en una dimensión se ha convolucionado el ancho de línea natural, descrito por una distribución de Cauchy-Lorentz determinada por la frecuencia de Larmor asociada al campo magnético base y por los tiempos de relajación, con un filtro pasabanda modelado por una función rectángulo de anchura determinada por la anchura de la rodaja y por el gradiente de campo magnético.

Resultados:

La influencia del ancho de línea natural es perceptible en la respuesta espacial para todas las condiciones matemáticamente estudiadas. Es tanto más perceptible cuanto menores son el campo magnético base, la anchura de corte y el gradiente, y el tiempo de relajación.

Discusión:

Usar una función rectángulo para describir el filtro pasabanda es inexacto, pero cualquier filtro pasabanda presenta caídas mucho más rápidas que la distribución de Cauchy-Lorenz, la función rectángulo presenta la ventaja de que pueden obtenerse de forma cerrada las convoluciones, lo mismo sucede con una ventana de entrada apodizada de forma Gaussiana, en que la convolución da una distribución Voigt. La distribución estadística de Cauchy-Lorenz es de colas muy gruesas, su media no está definida y su varianza es infinita. Esto hace que en un pixel aparezca información de píxeles

muy alejados y ello distorsiona la imagen a través de la respuesta espacial. En algún estudio experimental aparece ensanchamiento significativo de la respuesta espacial con respecto a una función rectángulo.

Es posible que este tipo de comportamiento de la señal detectada provoque ruido en la imagen del tipo “sal y pimienta”, ruido que, con frecuencia, aparece en las IRM.

Conclusiones:

El ancho de línea natural es perceptible en la respuesta espacial en una dimensión de las IRM y es posible que provoque ruido del tipo “sal y pimienta” en las imágenes.

ORALES C2 / 903

PenRed: Un motor de Monte-Carlo extensible y paralelo para el transporte de radiación basado en PENELOPE.

Autor: Vicent Giménez Alventosa¹

Co-autores: Vicent Giménez Gómez ; Sandra Oliver

¹ *Universitat Politècnica de València (UPV)*

Corresponding Author: vicent.gimenez@i3m.upv.es

Introducción

Las simulaciones del transporte de radiación en materia con métodos de Monte-Carlo, son ampliamente utilizadas en física médica. Sin embargo, tienen un elevado coste computacional, lo que limita su empleo en la práctica clínica. Además, debido al gran número de ámbitos de aplicación, muchos códigos existentes no son de propósito general sino que están especializados en aplicaciones concretas. Por ello, tanto la mejora de los tiempos de cálculo, como la capacidad de adaptación a estudios específicos, facilitará notablemente el uso de estas técnicas. Con este objetivo se presenta PenRed, un entorno de trabajo altamente paralelo, eficiente y adaptable para simulaciones de Monte-Carlo basado en PENELOPE. PenRed se distribuye como código abierto y puede ser descargado directamente de su repositorio (<https://github.com/PenRed/PenRed>).

Material y métodos

PenRed implementa una traducción reestructurada a C++ del código original PENELOPE, usando técnicas de programación orientadas a objetos e incluyendo todos los modelos de física y técnicas de muestreo. A diferencia de PENELOPE, PenRed se ha paralelizado a dos niveles, multihilo, mediante el estándar de C++11, y multiproceso, usando el estándar MPI. Como mejora, PenRed incluye un sistema de balanceo de carga, permitiendo optimizar las ejecuciones en infraestructuras heterogéneas. Además, se ha implementado soporte para poder realizar simulaciones de imágenes DICOM. Finalmente, PenRed ha sido diseñado de forma modular para permitir la incorporación de nuevos componentes por parte del usuario de forma sencilla y aislada del resto del código.

Resultados

Para su verificación, se han comparado los resultados de los muestreos de las secciones eficaces para todas las interacciones incluidas en PENELOPE, además de todos los ejemplos contenidos en dicho paquete. Para validar las simulaciones basadas en DICOMs, se han reproducido ejemplos de GATE. Para evaluar la escalabilidad y rendimiento de nuestra implementación, se han comparado PenRed, el programa principal proporcionado por PENELOPE, y PenEasy. Finalmente, se ha llevado a cabo un estudio del comportamiento del *speed-up* de PenRed.

Discusión

En todos los test realizados, PenRed reproduce resultados estadísticamente compatibles con los obtenidos tanto con PENELOPE como GATE (figura 1). Por otro lado, el estudio de escalabilidad muestra que PenRed es más eficiente, acentuándose al aumentar el paralelismo (figura 2). Finalmente, el estudio del *speed-up* presenta un comportamiento lineal hasta la región de hyperthreading, y sigue mejorando cuando se usa esta tecnología.

Conclusiones

En este trabajo se presenta PenRed, un código paralelo, eficiente y extensible para simulaciones de

Monte Carlo del transporte de electrones, positrones y fotones en la materia. Se ha comprobado exhaustivamente tanto su fiabilidad como su eficiencia, e incluye soporte para simular sobre imágenes DICOM, lo que lo hace adecuado para realizar simulaciones de tratamientos médicos.

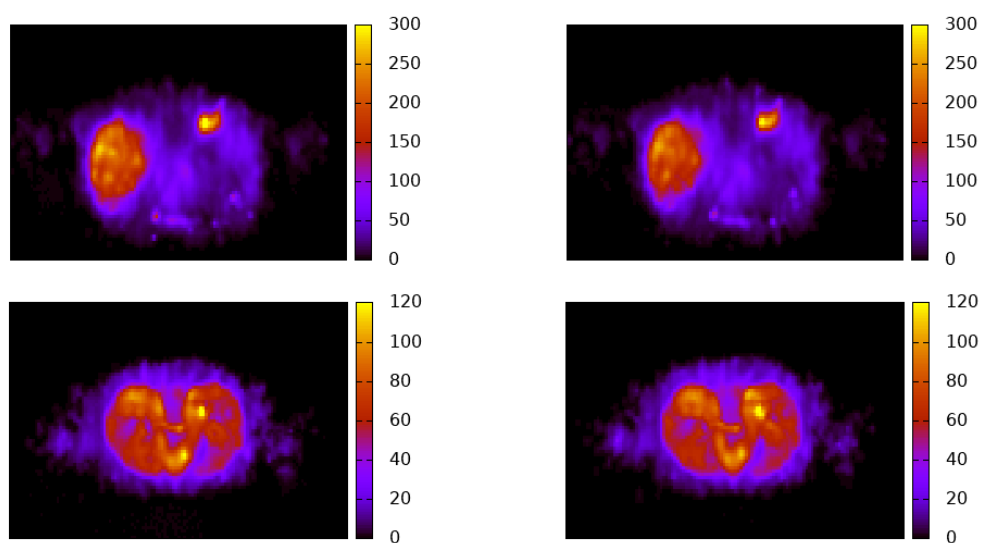


Figure 132: Distribución de dosis en eV/g por historia simulada con PenRed (izquierda) y GATE (derecha) a partir de una imagen DICOM.

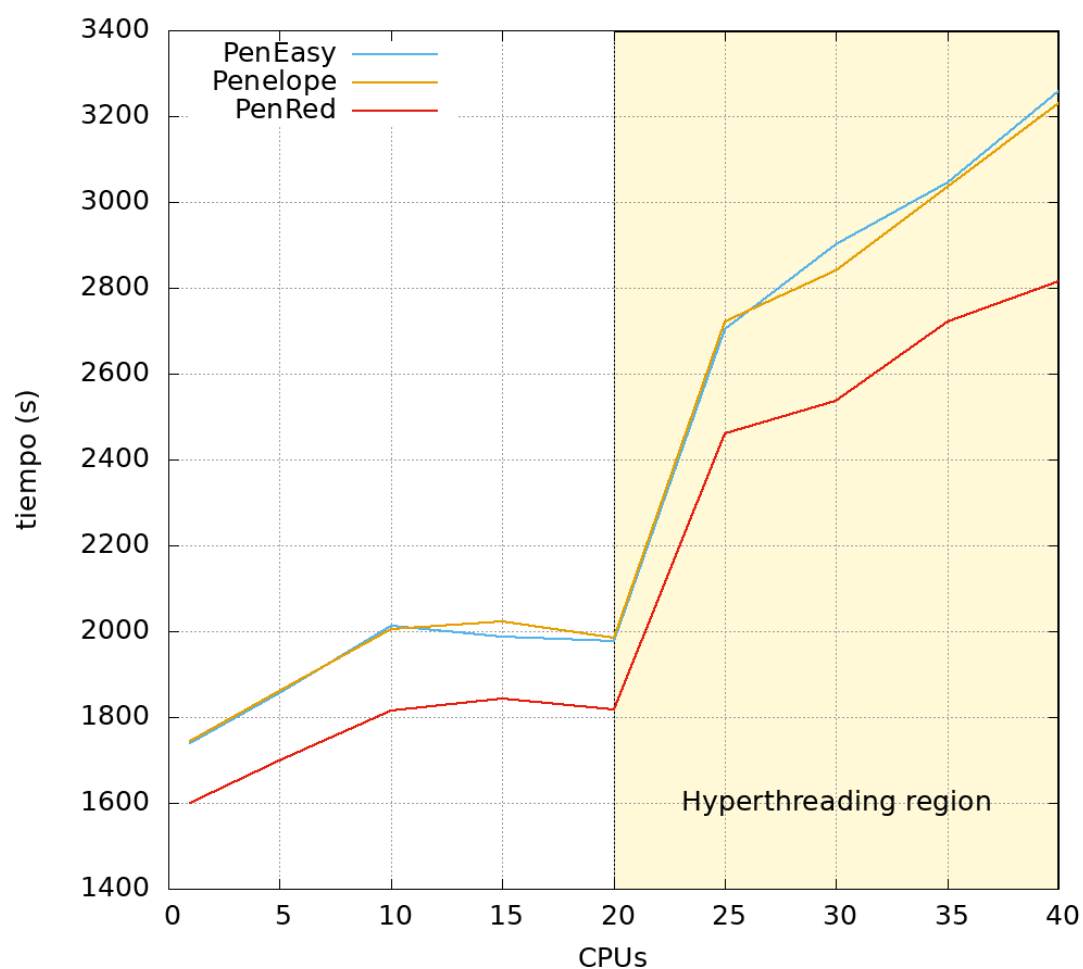


Figure 133: Comparación de los tiempos de ejecución para los tres códigos mencionados, escalando el coste en función del número de CPUs. La infraestructura usada dispone de 2 procesadores Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2660 v3 @ 2.60 con 20 hilos lógicos cada uno.

ORALES C2 / 941

Las nuevas esferas de rango extendido del sistema de espectrometría Bonner de la UPM

Autores: Roberto García-Baonza¹ ; Eduardo Gallego¹

Co-autor: Gonzalo F. García-Fernández²

¹ Universidad Politécnica de Madrid

² Universidad Politécnica de Madrid (UPM)

Corresponding Author: roberto.gabaonza@upm.es

1.INTRODUCCIÓN.

España ya cuenta con dos centros de protones en funcionamiento, uno propiedad del Grupo Quirón-salud (2019) y otro de la Clínica Universidad de Navarra (2020). Adicionalmente, hay un tercer centro previsto en la ciudad de Córdoba.

Por ello, desde la Universidad Politécnica de Madrid (UPM) se están desarrollando actividades de investigación relacionadas con la protección radiológica de dichos centros.

El presente trabajo tiene como objetivo presentar por primera vez las funciones de respuesta de las dos nuevas esferas de rango extendido desarrolladas para el sistema de espectrometría Bonner de la UPM (UPM BSS), a fin de emplear este sistema en la determinación del espectro neutrónico en los nuevos centros de protones.

2.MATERIALES Y MÉTODOS.

El UPM BSS estaba constituido hasta el año pasado por 6 esferas de HDPE de diferentes diámetros, con un detector central de ⁶Li(Eu). A fin de extender su rango de aplicación, un primer estudio fue realizado para evaluar diferentes opciones. Finalmente, dos nuevas esferas fueron construidas para este sistema (Figure 1).

Componente/Esfera	Esfera 1 (P3B2)	Esfera 2 (P5B2)
Diámetro esfera interior de HDPE (cm)	7.62	12.7
Diámetros int/ext esfera de Pb (cm)	7.62 / 12.7	12.7 / 17.78
Diámetros int/ext esfera exterior de HDPE (cm)	12.7 / 20.32	17.78 / 30.48

Figure 134: Dimensiones de los componentes de las esferas.

Las funciones de respuesta para estas dos esferas se obtuvieron mediante el código MCNP6.1, empleándose una interpolación spline a partir de las 56 simulaciones monoenergéticas ejecutadas entre 10^{-9} -230 MeV. Estas funciones se obtuvieron para dos modelos diferentes de irradiación lateral, fuente puntual con proyección en cono de aire y fuente paralela en disco, comparándose ambos modelos. Además, estas simulaciones también fueron ejecutadas para obtener la función de respuesta de la esfera convencional de HDPE de Ø30.48cm.

La librería de datos nucleares empleada en la definición de todos los materiales fue la ENDF/B-VII.1, excepto para el hidrógeno (ENDF/B-VI.8), empleándose para las simulaciones que lo han requerido los modelos físicos INC-EVAP por defecto de MCNP6. Todas las simulaciones han sido ejecutadas con un número de historias suficiente como para cometerse un error estadístico menor del 1%, teniendo siempre en cuenta las matrices de dispersión térmica de los materiales a través de las tarjetas poly.20t y al27.22t de la ENDF71SaB.

3.RESULTADOS.

Las funciones de respuesta obtenidas para las tres esferas son las expuestas en la Figure 2, analizándose cada esfera con dos modelos de irradiación diferentes.

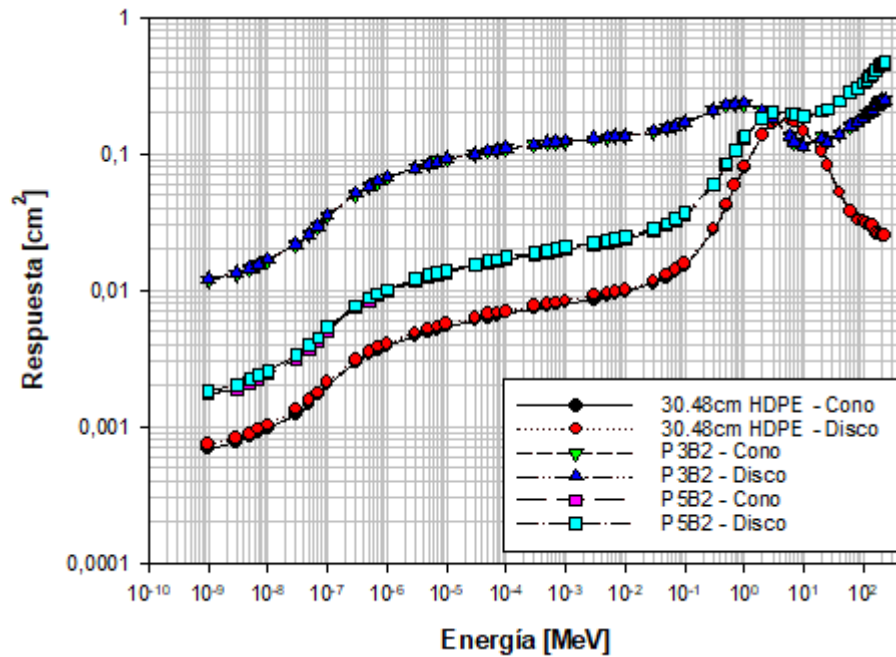


Figure 135: Funciones de respuesta.

4.DISCUSIÓN.

Las funciones de respuesta obtenidas para las dos nuevas esferas presentan una extensión de su rango de medida, observándose una pendiente positiva de las funciones para energías mayores de los 20 MeV, tal y como se da en otros sistemas extendidos, no dándose este hecho en la esfera convencional de HDPE. Por tanto, se demuestra la extensión de rango del UPM BSS.

Además, las funciones obtenidas mediante los dos modelos de irradiación estudiados presentan una gran similitud, demostrándose como ambos modelos son prácticamente equivalentes.

5.CONCLUSIONES.

En el presente trabajo se ha presentado la finalización de la extensión de rango del UPM BSS, el cual ya se encuentra listo para realizar labores de espectrometría neutrónica en centros de protones.

ORALES C2 / 1046

Evaluación comparativa del código de Monte Carlo MC-GPU con condiciones experimentales realistas para cardiología y radiología intervencionista.**Autores:** David Fernández Bosman¹ ; Merce Ginjaume² ; María Amor Duch Guillén³¹ *Universitat Politècnica de Catalunya*² *Universitat Politecnica de Catalunya*³ *UPC***Corresponding Author:** david.fernandez.bosman@upc.edu

Los procedimientos de radiología intervencionista están asociados con dosis de radiación potencialmente elevadas a la piel de los pacientes. Los códigos de simulación Monte Carlo (MC) se consideran una de las herramientas más fiables disponibles para evaluar las dosis en este ámbito. Sin embargo, su aplicación se ve altamente limitada por sus elevados tiempos de computación. MC-GPU es un código MC para el transporte de la radiación implementado en unidades de procesamiento gráfico. A principios de 2021, en el marco del proyecto europeo H2020 MEDIRAD, nuestro grupo publicó en la revista *Physica Medica* la validación de MC-GPU, comparando sus resultados con el código de Monte Carlo PENELOPE/penEasy y con medidas dosimétricas en configuraciones experimentales simples. Se demostró que MC-GPU proporciona buenas estimaciones de la dosis y que los tiempos de ejecución son muy rápidos, de hasta 2500 veces menores en comparación con PENELOPE/penEasy. En este trabajo se presenta una segunda fase de validación del programa consistente en la aplicación de MC-GPU a situaciones más complejas. Se han llevado a cabo tres experimentos. En todos ellos se ha usado un sistema angiográfico Siemens Artis Zee y se han empleado detectores de termoluminiscencia para la estimación de la dosis en piel y órganos. Las configuraciones experimentales han sido descritas mediante geometrías voxelizadas y se han comparado los resultados MC con las dosis medidas. La primera experiencia consiste en la irradiación de una serie de maniqués paralelepípedos de metacrilato de diferentes grosores y para diferentes energías del haz de radiación. La segunda experiencia consiste en la irradiación de un maniqué antropomórfico Alderson Rando para diferentes angulaciones del haz de radiación. La tercera experiencia consiste en tres procedimientos clínicos. Cada procedimiento clínico consiste en varias irradiaciones del maniqué Alderson Rando con diferentes angulaciones y energías. Los resultados muestran para la mayoría de las experiencias diferencias por debajo del 20% y, para todos los casos, las diferencias están por debajo del criterio de aceptabilidad del 40%. Se muestra un ejemplo en la figura y tabla adjuntas. Los resultados de MC-GPU están en concordancia con las estimaciones obtenidas por otras herramientas computacionales existentes en el mercado. Es importante destacar que, si bien otros algoritmos basan el cálculo de la dosis en la corrección de la dosis absorbida en aire dada por los sistemas angiográficos con una serie de factores que representan diferentes fenómenos como la atenuación de la camilla o la retrodispersión de los fotones, MC-GPU simula detalladamente el transporte de la radiación a través de los diferentes tejidos permitiendo calcular dosis medias y máximas en diferentes órganos, así como otros cálculos más complejos. Se ha demostrado que MC-GPU es una herramienta fiable para la monitorización de la dosis en procedimientos de radiología intervencionista dados sus tiempos de ejecución, así como su precisión en el cálculo de la dosis. MC-GPU es, por lo tanto, un buen candidato para la elaboración de una herramienta informática para su uso en el campo de la radiología intervencionista.

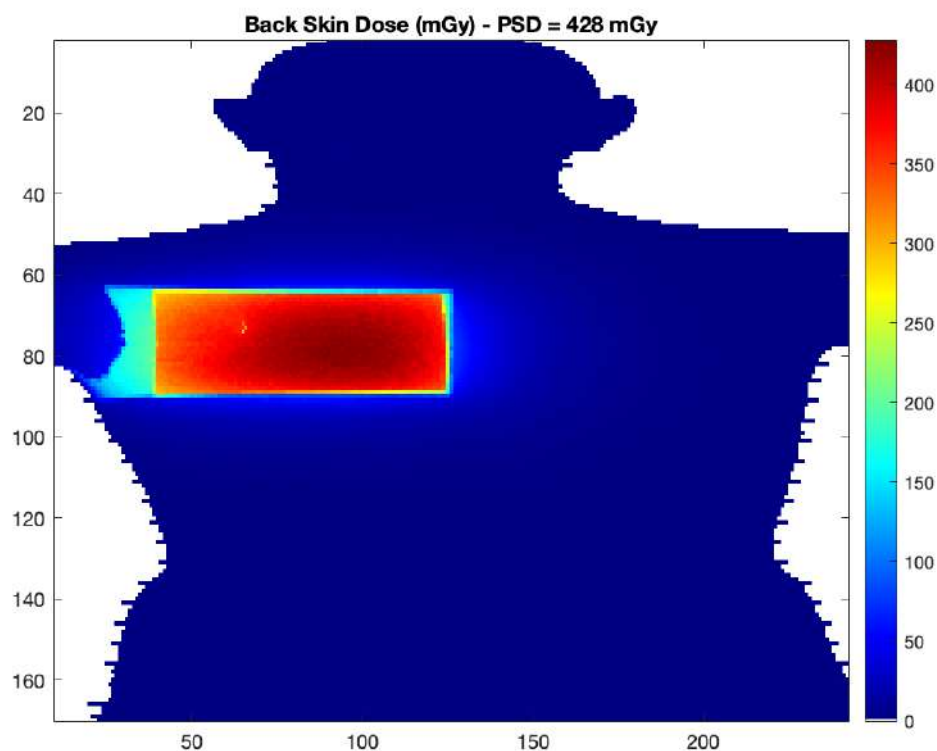


Figure 136: Distribución de la dosis en piel de la espalda del maniquí Alderson Rando.

MC-GPU doses (mGy) 5 x 5 TLDs in SKIN (12 x 12 cm ²)				
329	366	387	384	191
350	385	415	413	225
357	399	421	417	242
347	388	406	403	229
75	62	62	55	46
Experimental TLD dose (mGy) (12 x 12 cm ²)				
239	411	419	377	247
267	455	438	440	271
279	470	512	453	288
251	456	461	408	259
51	67	66	58	43

Figure 137: En las dos tablas se muestran las dosis medidas (experimentalmente) y estimadas (MC-GPU) de una disposición de 25 detectores formando un cuadrado de 5 x 5 colocados en la región de irradiación mostrada en la figura.

ORALES C2 / 1084

ESTUDIO NUMÉRICO DE LOS PROCESOS DE PÉRDIDA DE CARGA DE MATERIALES TERMOLUMINISCENTES, USANDO UN MODELO TEÓRICO BASADO EN TRES CENTROS DE ATRAPAMIENTO.

Autor: José Francisco Benavente Cuevas¹

Co-autores: Maryame Tghos Naim² ; Iciar Sarasola Martin² ; Virgilio Correcher² ; José María Gómez Ros²

¹ Ciemat

² CIEMAT

Corresponding Author: jf.benavente@ciemat.es

Introducción:

El objetivo del presente trabajo, es analizar el comportamiento de la emisión luminiscente (termoluminiscencia, TL o luminiscencia estimulada ópticamente, OSL) de un material, utilizando un modelo basado en tres centros de atrapamiento y dos de recombinación, para estudiar cómo influyen determinados parámetros constitutivos del material en los procesos de pérdida de carga asociado a los fenómenos de fading.

Material y métodos:

Usando los modelos que describen la transferencia de carga entre los niveles en estos materiales (McKeever, 1985), se obtiene el siguiente sistema de ecuaciones diferenciales (EDOs):

$$\begin{aligned}\frac{dn_c}{dt} &= K + \sum_{i=1}^3 (n_i \cdot p_i + n_i \cdot f_i) - \left[\sum_{i=1}^3 A_i \cdot (N_i - n_i) - {}^RA_{mn} \cdot {}^RM - {}^{NR}A_{mn} \cdot {}^{NR}m \right] \cdot n_c \\ \frac{dn_{i=1,2,3}}{dt} &= -(n_i \cdot p_i + n_i \cdot f_i) + A_i \cdot (N_i - n_i) \cdot n_c \\ \frac{d{}^{NR,R}m}{dt} &= -{}^{NR,R}A_{mn} \cdot {}^{NR,R}m \cdot n_c + A_{NR,R} \cdot ({}^{NR,R}M - {}^{NR,R}m) \cdot n_v \\ \frac{dn_v}{dt} &= K - A_{NR} \cdot ({}^{NR}M - {}^{NR}m) \cdot n_v - A_R \cdot ({}^RM - {}^RM) \cdot n_v\end{aligned}$$

Donde:

$$f_i(\lambda) = \phi(\lambda) \cdot \sigma_0(\lambda) = \phi(\lambda) \cdot C \cdot \sqrt{E_0} \cdot \frac{(h\nu - E_0)^{3/2}}{(h\nu - \gamma \cdot E_0)^2}$$

Figure 138:

Siendo p_i la probabilidad de liberación de electrones de cada una de las trampas, debido a la temperatura, que sigue una ley de Arrhenius y f_i es el ratio de excitación óptica (Chen and McKeever, 1997).

Tomando los datos que se muestra en la Figura 1a, las simulaciones se desarrollan en las siguientes etapas:

1. Irradiación. Donde K es constante, T constante y valor de f_i nulo, se asume que la irradiación es capaz de generar trampas radio-inducidas (McKeever, 1988).
2. Relajación siendo $K=0$, T constante y valor de f_i nulo.
3. Blanqueamiento $K=0$, T constante y $f_i = f(t)$.
4. Calentamiento $K=0$, $T=T(t)$ con ciclos de calentamiento que hacen que T_3 actúe siempre como sumidero de electrones (Benavente et al., 2019a) y valor de f_i nulo. Las curvas de luz TL obtenidas son analizadas usando la aplicación GCAV1.1.exe (Benavente et al., 2019b).

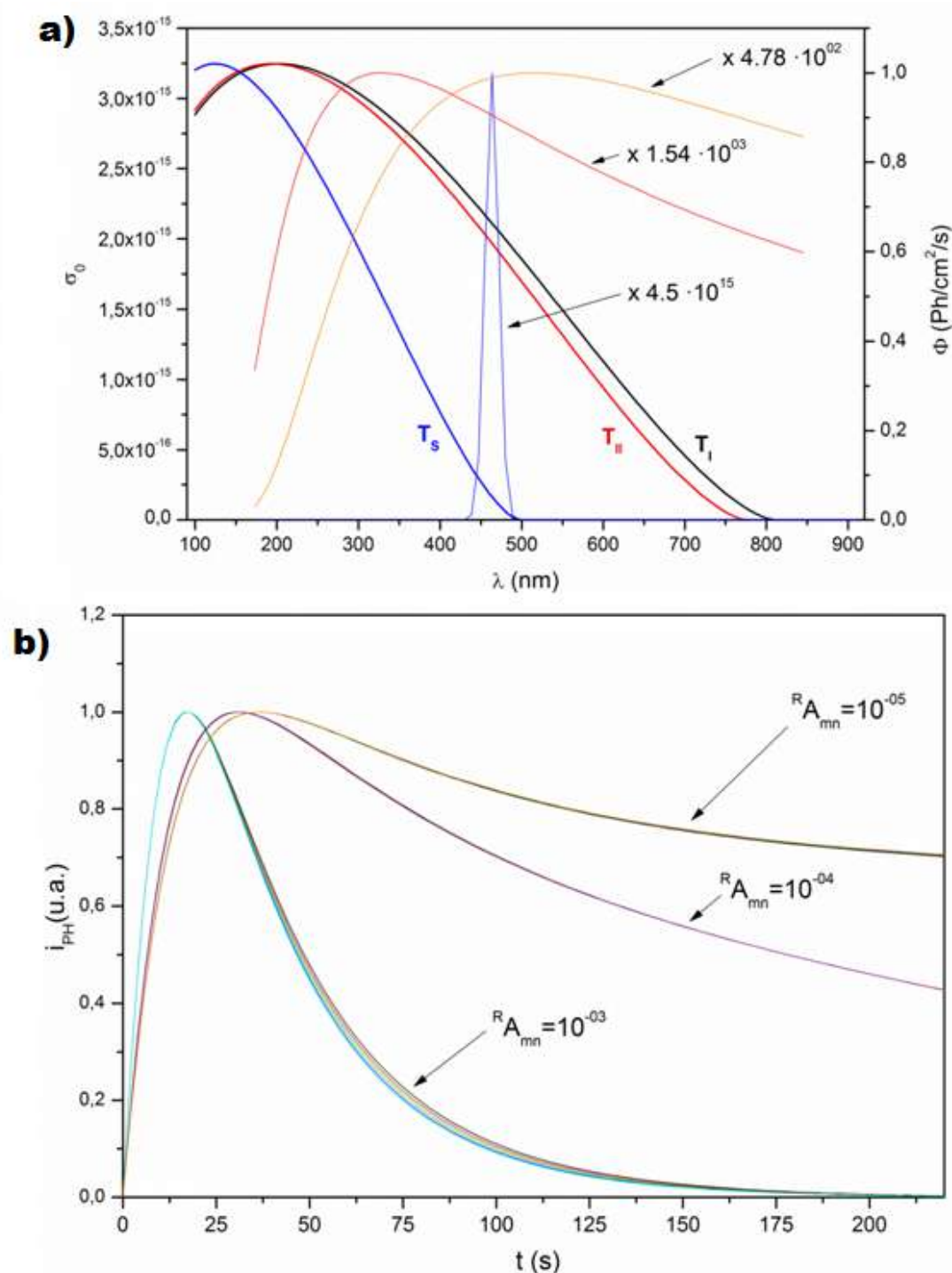


Figure 139: a) Eje principal muestra la sección eficaz de fotoionización de las tres trampas (línea negra trampa 1, línea roja trampa 2, línea azul trampa 3). El eje secundario muestra las fuentes de foto-excitación (Línea azul Laser de 50mW, Línea Naranja emisión de un Cuerpo Negro a $T=2900K$ y Línea Roja emisión de un Cuerpo Negro a $T=5000K$). b) Intensidad de fotoionización normalizada, de tres grupos de curvas con un mismo valor de $\langle R \rangle_{A_{mn}}$, pero distinto valor $\langle R \rangle_{M(t)}$ [1009,1010]

El modelo de EDOs propuesto, no tiene solución analítica, por ello se implementa un algoritmo de resolución, basado en un método numérico de Runge-Kutta-Felberg de paso variable.

Resultados:

La Figura 1b muestra los resultados obtenidos al aplicar un mismo proceso de blanqueamiento, variando el valor del coeficiente RA_{mn} , se observa como la forma de las curvas depende fuertemente

de este valor.

Conclusiones:

Los resultados de este trabajo muestran dos conclusiones. Primero, un valor elevado del coeficiente de probabilidad de recombinación radiativa R_{Amn} , puede reproducir grupos de curvas OSL con capacidad de ser usadas para estimar dosis. Segunda, ni una exposición prologada a fuentes de luz térmica, ni la temperatura ambiente, son capaces de explicar el proceso de pérdida de carga de trampas profundas.

Referencias:

- McKeever, S.W.S., 1985. Thermoluminescence of Solids. Cambridge University Press, London.
- Chen, R., McKeever, S.W.S., 1997. Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena, World Scientific Publishing, Singapore.
- J.F. Benavente, J.M. Gómez-Ros, A.M. Romero 2019. "Thermoluminescence glow curve deconvolution for discrete and continuous trap distributions" Applied Radiation and Isotopes 153 (2019) 108843. DOI: 0.1016/j.apradiso.2019.108843.
- J.F. Benavente, J.M. Gómez-Ros, A.M. Romero 2019. "NUMERICAL ANALYSIS OF THE IRRADIATION AND HEATING PROCESSES OF THERMOLUMINESCENT MATERIALS." Radiation Physics and Chemistry 170 (2020) 108671.DOI: 0.1016/j.apradiso.2019.108843.

ORALES C2 / 1120

SIMULACIÓN MONTE CARLO DE COLIMADORES CÓNICOS PARA RADIOCIRUGÍA EN UN HAZ DE FOTONES SIN FILTRO APLANADOR**Autor:** Marcelino Hermida López¹**Co-autores:** David Sánchez Artuñedo²; Miguel Rodríguez³; Lorenzo Brualla⁴¹ Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Vall d'Hebron (Barcelona)² Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Vall d'Hebron³ Centro Médico Paitilla, Panama City, Panama⁴ Westdeutsches Protonentherapiezentrum Essen, Alemania**Corresponding Author:** mhermida@vhebron.net**Introducción:**

Los colimadores cónicos (conos) son colimadores terciarios utilizados para el tratamiento de lesiones cerebrales mediante radiocirugía estereotáxica. El pequeño diámetro de los conos más utilizados hace difícil la adquisición de los datos dosimétricos necesarios para la configuración de los sistemas de planificación y cálculo (TPS).

Aunque existen muchas publicaciones sobre dosimetría de conos, la mayoría usan diferentes condiciones, dificultando las comparaciones. En algunos trabajos, los factores de cono reportados no tienen en cuenta el efecto del tamaño de campo en la respuesta del detector utilizado. Por otro lado, existen pocos trabajos en los que se usen haces sin filtro aplanador.

El objetivo del trabajo es caracterizar mediante simulación Monte Carlo los conos fabricados por Brainlab en un haz de fotones 6 MV FFF de un acelerador TrueBeam STx (Varian Medical Systems).

Material y métodos:

Se simularon curvas de dosis en profundidad (PDDs), perfiles laterales de dosis y factores de cono para doce conos con diámetros entre 4 y 30 mm. La distancia fuente-superficie fue de 90 cm, y los perfiles y factores de cono se determinaron a 10 cm de profundidad. La simulación del cabezal del acelerador se hizo con el sistema Monte Carlo de verificación de dosis PRIMO v. 0.3.1.1780. La simulación de las distribuciones de dosis producidas por los conos en un maniquí de agua se realizó con el código Monte Carlo PENELOPE 2018.

El modelo de simulación se validó comparando las simulaciones con medidas obtenidas para los conos de 4, 5, y 7.5 mm. Las medidas fueron realizadas con un diodo estereotáctico SFD (IBA) (perfiles y factores de cono), un detector microDiamond (PTW) (PDD y factores de cono), y película radiocrómica EBT3 (Ashland) (factores de cono).

Resultados:

Las simulaciones reproducen la profundidad del máximo dentro de 0.1 mm, y las diferencias entre PDDs simulados y medidos son menores de 1% (Figura 1). Las diferencias en el ancho en la semi-altura y en la penumbra 80%-20% de los perfiles son menores de 0.2 mm y 0.25 mm, respectivamente. Las diferencias entre los factores de cono simulados y experimentales para los conos de 4, 5, y 7.5 mm fueron de 0.0%, 0.0% y 3.0%, respectivamente (Figura 2), dentro de la incertidumbre estadística obtenida (4% con $k=2$).

Los factores de cono simulados coinciden además dentro de 2% con el promedio de factores reportados en la literatura, excepto para el cono de 30 mm, para el que la diferencia es del 4%.

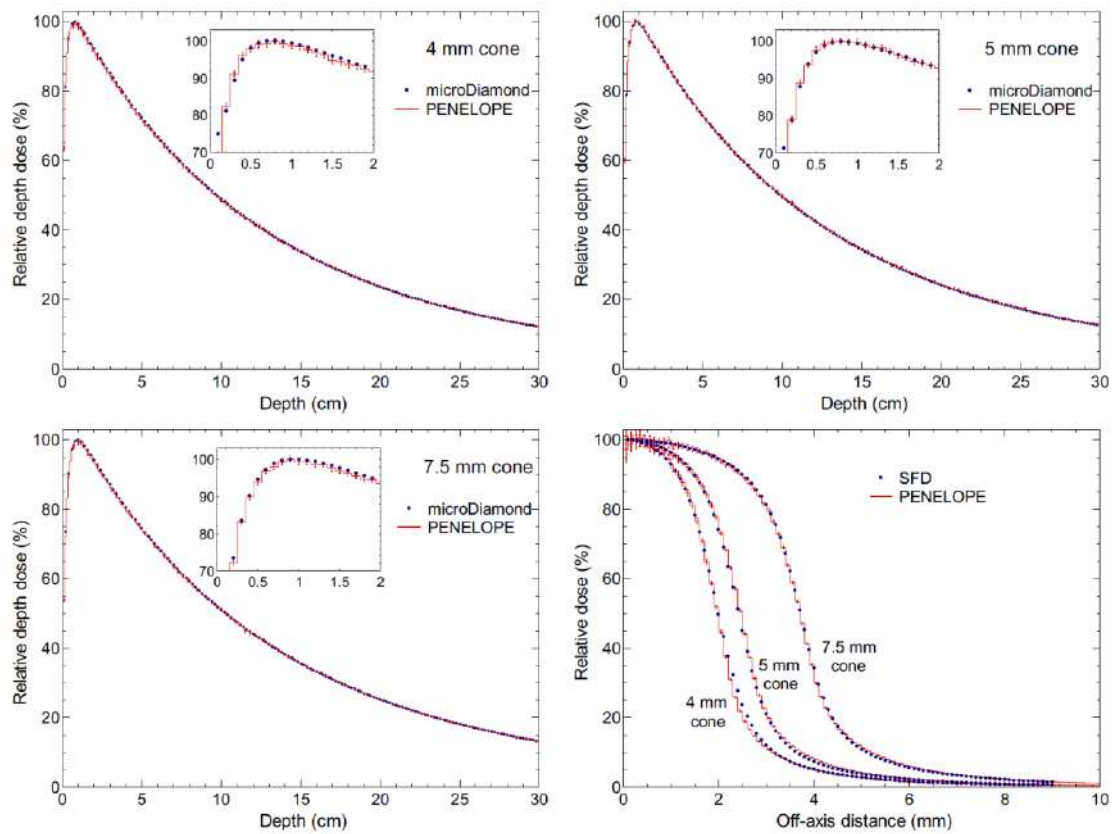


Figure 140: Comparación entre simulaciones y medidas para los conos de 4, 5 y 7.5 mm de diámetro.

Diámetro cono (mm)	Factor de cono (DFS = 90 cm, z = 10 cm)					Dif. PENELOPE-promedio medidas (%)
	microDiamond	SFD	EBT3	Promedio medidas	PENELOPE	
4	-	-	0.52 ± 0.03	0.52	0.52 ± 0.02	0.0 %
5	0.56 ± 0.01	0.56 ± 0.01	0.56 ± 0.03	0.56	0.56 ± 0.02	0.0 %
7.5	0.65 ± 0.01	0.65 ± 0.01	0.66 ± 0.04	0.65	0.67 ± 0.03	3.0 %

Figure 141: Factores de cono experimentales y simulados.

Discusión:

Tanto el informe del TG-106 de la AAPM como la Medical Physics Practice Guideline 5.a recomiendan hacer una comparación de los datos usados para configurar un TPS. Este trabajo proporciona un conjunto de datos dosimétricos para conos adecuado para este propósito.

Conclusiones:

Se ha desarrollado y validado experimentalmente un modelo de simulación Monte Carlo para colimadores cónicos utilizados en radiocirugía estereotáctica en un haz 6 MV FFF.

ORALES C2 / 1104

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA AL ALCANCE DE TODOS: INFORMACIÓN PARA PACIENTES Y ACOMPAÑANTES.

Autores: Paloma Botella Faus¹ ; Paula García Castañón¹ ; Carlos Prieto Martín² ; Roser Fayos-Solá Capilla² ; Sergio Honorato Hernández¹

¹ Hospital Universitario La Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

Corresponding Author: paloma.botella@salud.madrid.org

Introducción

El Real Decreto 601/2019 sobre la justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas destaca la importancia de informar a los pacientes acerca de los aspectos de la protección radiológica. La falta de información sobre las radiaciones ionizantes, y el exceso de información no siempre veraz, causa preocupación tanto a los pacientes sometidos a procedimientos de diagnóstico con rayos X y/o medicina nuclear, como a los acompañantes, sometidos voluntariamente a una exposición por el bienestar del paciente.

El objetivo de este estudio es presentar la información sobre las radiaciones ionizantes y sus efectos, proporcionada tanto a los pacientes que se someten a procedimientos de diagnóstico con rayos X y/o radionúclidos, como a quienes los acompañan, y evaluar su eficacia mediante una encuesta.

Material y Métodos

De acuerdo con el artículo 3.10 del RD ya mencionado, todas las personas sujetas a exposición médica deben recibir información adecuada sobre los beneficios y riesgos asociados a la dosis de radiación resultante de la exposición. El departamento de Radiofísica y Protección Radiológica ha estudiado los aspectos más relevantes de la información que necesitan los pacientes y cuidadores, y se han creado tres trípticos dirigidos a distintos grupos de público, así como un póster y un vídeo para responder a las posibles dudas e inquietudes sobre estos procedimientos. Para ello se ha utilizado la información de organizaciones nacionales e internacionales, como la OIEA o la SEFM.

El video está formado por una serie de preguntas y respuestas acerca del embarazo y las exposiciones con radiación.

El póster está dirigido a acompañantes que estén o puedan estar embarazadas y colaboren en el bienestar del paciente, ya que según el artículo 7 del RD, en ese caso debe evitarse la exposición a las radiaciones ionizantes.

El primer tríptico está dirigido a los acompañantes que colaboran en el bienestar del paciente sometido a procedimientos diagnósticos con rayos X. El segundo tríptico está dirigido a los pacientes que van a ser sometidos a un procedimiento diagnóstico en Medicina Nuclear, y el tercer tríptico está dirigido a los pacientes con hipertiroidismo que van a ser sometidos a un tratamiento metabólico con I-131. Esto da respuesta al artículo 3.10, según el cual todas las personas sometidas a exposición médica, antes de la exposición, deben recibir información sobre los beneficios y riesgos asociados a la exposición.

Esta información se ha presentado en forma de preguntas que pueden ser formuladas por los interesados, con imágenes y un vocabulario sencillo y directo adaptado al público en general.

En cada tríptico se ha incluido un código QR que conduce a una encuesta de opinión para analizar la eficacia de los mismos y detectar oportunidades de mejora.



Figure 142: Trípticos informativos

Resultados

La principal preocupación del público son los efectos secundarios de la radiación.

En los tratamientos de hipertiroidismo la restricción que se estima más difícil de seguir es mantener la distancia con los niños (40% de los encuestados), seguida del tener que ausentarse del trabajo (20% de los encuestados).

El 100% de los encuestados está de acuerdo en que estos folletos les fueron útiles para resolver sus dudas e inquietudes.

Conclusión

La información proporcionada es bien recibida por los pacientes y acompañantes de los mismos. Es esencial que las personas expuestas a radiaciones ionizantes reciban información clara y sencilla para garantizar la protección radiológica dentro y fuera de las instalaciones hospitalarias.

ORALES C2 / 1286

APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA OKR EN LA COMISIÓN J-SEPR**Autor:** Saroa Rozas Guinea¹**Co-autores:** Cristian Candela Juan² ; Marina Sáez Muñoz³ ; Natividad Sebastia Fabregat ; Roberto García Baonza⁴ ; Anna Camp Brunés⁵¹ Universidad del País Vasco (UPV/EHU)² Centro Nacional de Dosimetría (CND)³ Laboratorio Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València⁴ Universidad Politécnica de Madrid⁵ UPC**Corresponding Author:** saroa.rozas@ehu.eus**APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA OKR EN LA COMISIÓN J-SEPR****S. Rozas, C. Candela-Juan, M. Sáez, N. Sebastià, R. García-Baonza, A. Camp****INTRODUCCIÓN**

La Comisión de Jóvenes de la Sociedad Española de Protección Radiológica (J-SEPR) es un grupo de trabajo formado por socios voluntarios con menos de 35 años que trabajan en diferentes sectores donde aplica la protección radiológica (PR). Se constituyó en 2017 impulsado por la Junta Directiva de la SEPR, en cumplimiento de su Plan Estratégico.

La estructura orgánica de la J-SEPR está formada por un presidente, un vicepresidente, un secretario y hasta nueve vocales. Esta composición ha permitido realizar actividades de divulgación científica, formación, promoción del empleo y apoyo a la investigación, así como participar en otros grupos de la SEPR y en el IRPA YGN (*Young Generation Network*), durante los tres primeros años de la J-SEPR.

Con el objetivo de crecer y mejorar como equipo profesional, la J-SEPR ha decidido analizar su situación actual y alinear su trabajo con los objetivos estratégicos de la SEPR, utilizando para ello herramientas de gestión.

En este trabajo se presentan los resultados del análisis, así como los objetivos y resultados clave definidos para el año 2021.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para poder lograr el objetivo definido en el apartado anterior, se realiza un análisis DAFO de la situación de partida sobre la que se aplicará la metodología OKR (*Objectives and Key Results*). Este análisis permite identificar las debilidades, amenazas, fortalezas y oportunidades de la J-SEPR, mediante una matriz cuadrada. Para realizarlo se consideran situaciones específicas de la J-SEPR, como una cierta inestabilidad derivada de la situación laboral de cada socio.

En base a los resultados obtenidos en el análisis DAFO y a la metodología OKR, se establecen 5 objetivos para 2021 y 3 resultados clave por objetivo, que serán revisados y actualizados trimestralmente. A cada resultado clave se le asigna un indicador cualitativo o cuantitativo que permitirá evaluar el progreso y el realismo de las tareas propuestas para alcanzar los objetivos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados preliminares obtenidos en el análisis DAFO muestran que las principales debilidades de la J-SEPR son la falta de experiencia y tiempo para desarrollar sus tareas y la breve participación de sus miembros por límite de edad, mientras que la amenaza más significativa es la inestabilidad laboral.

Por otra parte, sus principales fortalezas son la motivación, las nuevas ideas y el dominio de la tecnología, mientras que la oportunidad más relevante es la integración de los jóvenes en la SEPR.

Ante este diagnóstico, los 5 objetivos OKR propuestos para 2021 son: atraer talento a la J-SEPR, informar sobre becas, premios y ofertas de empleo, despertar el interés por la PR en los jóvenes, habilitar nuevos canales de comunicación entre la SEPR y la sociedad y establecer sinergias de trabajo con otros grupos de la SEPR y otras sociedades científicas afines.

CONCLUSIONES

La aplicación de las técnicas de análisis y gestión citadas ha permitido establecer un plan de actividades adecuado al objetivo de la J-SEPR.

ORALES C2 / 1083

APLICACIÓN DE UN ENFOQUE BASADO EN EL RIESGO EN TÉCNICAS IN VITRO DE DOSIMETRÍA INTERNA

Autor: Carolina Hernández González¹

Co-autores: Inmaculada Sierra Bercedo ¹ ; Raúl Martín García ¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: carolina.hernandez@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

Uno de los principales cambios y desafíos de la nueva versión de la ISO/IEC 17025:2017 se centra en el pensamiento basado en el riesgo. Aunque dicha norma no requiere del desarrollo de un proceso formal de gestión de riesgos, los laboratorios acreditados sí deben planificar e implementar acciones que tengan en cuenta riesgos y oportunidades. Los laboratorios han de evaluar todos los riesgos asociados a sus actividades técnicas y de gestión, decidir qué riesgos y oportunidades deben abordarse, definir acciones para reducir o eliminar los riesgos identificados y, finalmente, evaluar la efectividad de las acciones implementadas. Por tanto, la evaluación de riesgos es una actividad que deberá abordarse y realizarse continuamente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las matrices de riesgo se utilizan ampliamente en la gestión de riesgos. Son una herramienta práctica y fácil de utilizar para clasificar y priorizar los riesgos al considerar la probabilidad de ocurrencia frente a la gravedad de sus consecuencias, de modo que se puedan usar tanto como criterio de evaluación del riesgo como para priorizar qué riesgos deben abordarse primero.

En este trabajo se presenta la evaluación de riesgos realizada en el Laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones (SDR) del CIEMAT utilizando la matriz de riesgo definida en la sistemática general del sistema de calidad del SDR, enfocada en los escenarios y particularidades consideradas en dicho laboratorio.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se han identificado y evaluado casi 50 riesgos; la mayor parte están relacionados con la gestión de equipos (22,4%), la realización de los ensayos (20,4%) y las actividades de control de calidad (14,3%). Otros riesgos identificados están asociados con la atención al cliente (10,2%), la gestión de muestras (10,2%) y la calibración de equipos (8,2%). La falta de personal con cualificación en los métodos acreditados y la obsolescencia de algunos equipos de laboratorio se han identificado como los riesgos más prioritarios y por ello también se han definido acciones adicionales para tratar de reducir su impacto en las actividades del laboratorio. Además, una muestra de la necesidad de consideración y evaluación continua de los riesgos es la reciente inclusión de los riesgos derivados de la COVID-19 que puedan o hayan podido afectar a la actividad rutinaria del laboratorio, como son retrasos

en la prestación de servicios al cliente o retrasos en la realización de los planes de mantenimiento, calibración y/o verificación establecidos.

CONCLUSIONES

El Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT está acreditado según la norma ISO/IEC 17025:2005 desde el año 2012 (Expediente nº 144/LE1836). El cumplimiento de los requisitos de la nueva versión de la norma, incluyendo las acciones para abordar riesgos y oportunidades, fue examinado en la auditoría de seguimiento de acreditación realizada por la Entidad Nacional de Acreditación (ENAC) en 2020, y ha permitido actualizar la acreditación del SDR en base a la nueva versión de la norma ISO/IEC17025:2017.

REFERENCIAS

International Organization for Standardization. "Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración". ISO/IEC 17025:2017.

ORALES C2 / 1112

Impacto del Coronavirus en los Servicios de Radiofísica Hospitalaria

Autores: Pedro Gallego Franco¹ ; Jaime Pérez-Alija¹ ; Mar Adrià Mora¹ ; Agustín Ruiz Martínez¹ ; Montserrat Ribas¹ ; Cristina Ansón Marcos¹ ; Jose María Chimenó Hernández¹ ; Pablo Carrasco de Fez¹ ; Nuria Jornet Sala¹ ; Artur Latorre-Musoll¹ ; Marta Barceló-Pagès¹ ; Nagore García Apellaniz¹ ; Helena Vivancos Bargalló¹

¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.

Corresponding Author: madria@santpau.cat

1. Antecedentes y propósito:

El inicio de la pandemia por la COVID-19 afectó de manera global al sistema sanitario español. Desde el Servicio de Radiofísica del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau (Barcelona) quisimos recoger cómo se había gestionado el inicio de la pandemia en los Servicios de Radiofísica de nuestro país. El objetivo primario del trabajo fue conocer el impacto que la pandemia por la COVID-19 tuvo en nuestros servicios, y cómo dicha situación habría podido afectar a nuestras prácticas profesionales.

2. Material y métodos:

Realizamos una encuesta durante la primera mitad del mes de julio del 2020. La encuesta se distribuyó a todos los socios de la Sociedad Española de Física Médica a través de la misma. El cuestionario constaba de 27 preguntas y permitía, en función de las respuestas, agregar los resultados tanto por Comunidades Autónomas, por centros públicos o privados, y por categoría profesional. Con las respuestas se pudo realizar un primer análisis descriptivo sobre las nuevas condiciones laborales, las medidas preventivas que se adoptaron, así como hasta qué punto se vieron afectadas las tareas asistenciales y no asistenciales de los servicios.

3. Resultados:

Respondieron a la encuesta un total de 75 hospitales (17 privados, 53 públicos, 5 no identificados). Según los datos facilitados por la SEOR, esto supone que respondieron el 38% de los centros privados y el 78% de los centros públicos existentes en nuestro país. El 83% de los centros consideraron que los servicios se habían adaptado adecuadamente a la nueva situación (el 88% de los servicios distinguieron entre tareas urgentes y secundarias). En la figura 1 se muestra la percepción de los encuestados sobre el grado de disponibilidad de los equipos de protección individual, así como de los controles de PCR por Comunidad Autónoma (las cinco con más respuestas), y la distribución de mascarillas diferenciando por centro público o privado.

Más de un tercio (37%) de los servicios tuvieron casos diagnosticados de la COVID-19.

Antes del inicio de la pandemia, el 95% de los servicios no realizaba teletrabajo. Durante la pandemia, el 82% de los centros fueron capaces de ofrecer la opción del teletrabajo. Como se indica

en la figura, durante esta etapa, la calidad de las tareas no se vio afectada. De igual manera, el teletrabajo facilitó una mejor conciliación con la vida privada (90%).

4. Discusión:

Nuestro estudio demuestra que la mayoría de los centros fueron capaces de seguir ofreciendo un servicio asistencial de calidad durante la pandemia. Para ello, adaptaron sus protocolos de calidad y tuvieron que priorizar las tareas más esenciales.

Aunque la mayoría de los centros facilitaron equipos de protección individual como guantes, gel hidroalcohólico y vestuario, fallaron en la distribución de mascarillas, un elemento esencial a la hora de evitar el contagio.

El detrimento causado por la pandemia COVID-19 en los servicios de radiofísica estuvo minimizado por las opciones de teletrabajo que habilitaron en los centros. En una situación socialmente complicada, el teletrabajo facilitó la conciliación con la vida privada.

5. Conclusión:

La mayoría de los servicios de radiofísica consiguieron adaptarse a la nueva situación de pandemia, manteniendo los controles de calidad esenciales y no interrumpiendo las tareas asistenciales relacionadas con los tratamientos.

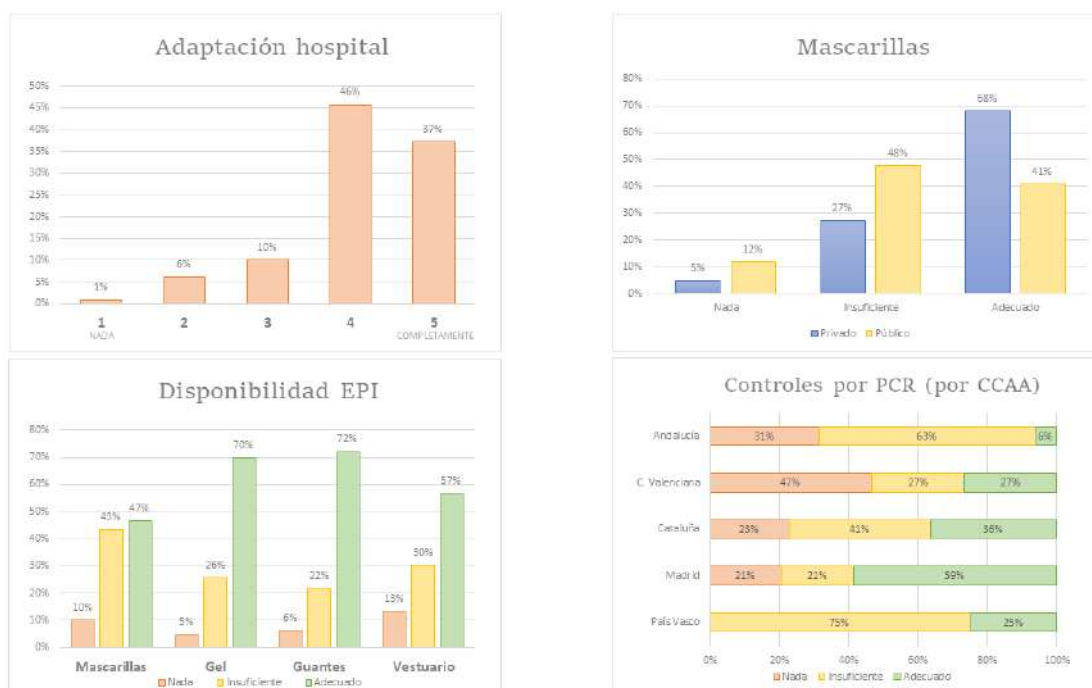


Figura 1

Figure 143:

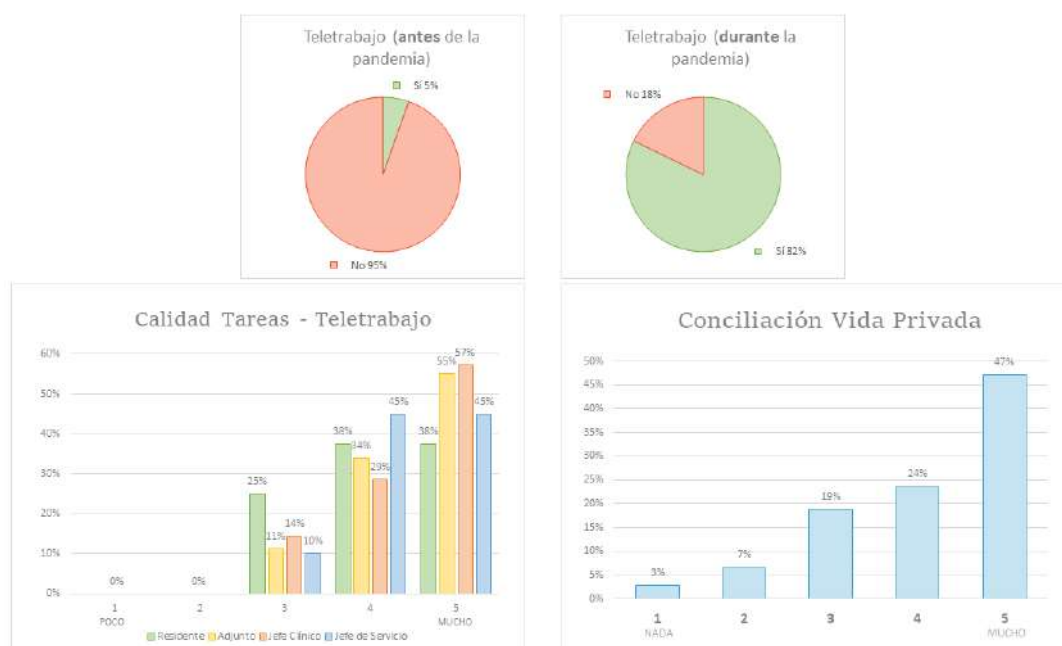


Figura 2.

Figure 144:

ORALES D1 / 859

Evaluación de dosis para el personal de radiofarmacia de alta complejidad en el Instituto Nacional de Cancerología, Colombia

Autores: Andrea Lizeth Lopez Rodriguez¹ ; Nathaly Barbosa²

¹ *Universidad Nacional de Colombia*

² *Instituto Nacional de Cancerología*

Corresponding Authors: anllopezro@unal.edu.co, nathalybarbosa@gmail.com

Introducción: En 2012, la radiofarmacia del Instituto Nacional de Cancerología (INC) comenzó a producir diversos radiofármacos para diagnóstico (con Tc-99m, Ga-68, F-18 y C-11) y para terapia (con I-131, Lu-177 y Ra-223) como una radiofarmacia de alta complejidad. La producción y dosificación de dicho material radiactivo requiere un programa de protección radiológica para los trabajadores ocupacionalmente expuestos (TOE). En este se debe mantener un control de la dosis de radiación usando dosímetros de cuerpo completo y de anillo en la mano dominante (MD) y la mano no dominante (MND) cuando se exponen a la radiación, estos dosímetros miden las dosis absorbidas Hp (10) y Hp (0.07).

Metodología: Se analizaron los resultados de las medidas de los dosímetros en busca de tendencias, discrepancias, redundancias y correlaciones. Se utilizaron informes de dosis en 27 trabajadores de la radiofarmacia del INC en el período 2013-2019.

Resultados: Se encontró una dosis efectiva corporal anual mínima de 0.02 mSv, máxima de 7.02 mSv, y un valor promedio de 1.14 mSv para el personal de producción. Análogamente se reporta un mínimo de 0.02 mSv, máximo de 0.92 mSv, y un valor promedio de 0.23 mSv para el personal de control de calidad, ciclotrón y seguridad radiológica. Los análisis de tendencia muestran valores más altos entre los años 2015 y 2016 que con una reducción de la dosis colectiva media del 1.13 mSv desde 2016, incluso con un incremento del número de procedimientos.

En la exposición en extremidades, para la MD, se encontró que la dosis anual equivalente mínima de 0.18 mSv, máxima de 171.83 mSv, y un valor promedio de 38.66 mSv y para la MND, un mínimo de 0.15 mSv, máximo de 183.72 mSv, y promedio de 39.44 mSv. Como reporte de caso, se evalúan las diferencias en exposición de un trabajador de marcación frente a uno de síntesis. Finalmente, se realiza un análisis de correlación entre la exposición de la MD y la MND encontrando correlación entre los valores (un factor de correlación de Pearson de 0.84 y un valor-p menor a 0.001).

Conclusiones:

Los valores de dosis encontrados en la radiofarmacia de alta complejidad son inferiores a los límites de dosis establecidos por la ICRP. La optimización de los procesos y la apropiación de estos, así como la presencia de un responsable de la protección radiológica durante los procesos de producción en una radiofarmacia de alta complejidad puede llevar a disminuir los valores de exposición significativamente. La exposición en la MD y la MND muestra una alta correlación entre las medidas realizadas evaluada a través del uso del factor de correlación de Pearson y un análisis estadístico estándar de valor-p.

ORALES D1 / 1045

DESCLASIFICACIÓN RADIOLÓGICA DE LA INSTALACIÓN IN-04 “CELDA CALIENTES METALÚRGICAS” DEL CIEMAT

Autor: Luis Yagüe Rodríguez¹

Co-autores: Ana María Vico Ocón¹; María del Carmen Nogueras Bartolomé¹; Alicia Álvarez García¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: luis.yague@ciemat.es

Introducción

Una vez finalizadas las últimas actividades de descontaminación del edificio que albergó la instalación nuclear IN-04 “Celdas Calientes Metalúrgicas”, se inició el proceso de desclasificación de acuerdo con el Plan de desclasificación de materiales y superficies (PCMD) licenciado por el CSN para el proyecto PIMIC-R.

El isotópico-tipo para esta instalación establece como radionucleido-llave el ¹³⁷Cs, lo que es coherente con la antigua documentación de licenciamiento y las actividades realizadas en relación con el combustible nuclear irradiado.

El objeto de este trabajo es describir el proceso de desclasificación propuesto por CIEMAT que está pendiente de la apreciación favorable del CSN para este isotópico aplicando dos sistemas de medida (espectrométricos y actividad beta total).

Materiales y Métodos

El proceso de desclasificación está basado en la metodología MARSSIM, que requiere la clasificación previa de las superficies y la definición de las Unidades de Desclasificación (UDs) Figura 1. El diseño del proceso incluye la selección de los equipos de medida de acuerdo con el isotópico-tipo, la rugosidad de las superficies y los requerimientos de MARSSIM en cuanto a sensibilidad y eficiencia.

El sistema de medida espectrométrico propuesto para las soleras, está formado por un detector de Ge y su correspondiente cadena electrónica que se monta en un carrito que incluye blindajes de plomo para colimar la superficie a medir (1m²); el radionucleido-llave es el ¹³⁷Cs.

Los paramentos verticales han sido caracterizados utilizando detectores portátiles proporcionales de gas con una superficie sensible de 177cm², teniendo en cuenta los emisores mayoritarios ¹³⁷Cs y ⁹⁰Sr/⁹⁰Y en el cálculo de la eficiencia de detección.



Figure 145: Clasificación de áreas impactadas: clase 1 en rojo y clase 2 en amarillo (a la izquierda) y Geometría del Ge utilizada (a la derecha)

Resultados

La superficie a desclasificar en esta instalación es aproximadamente de 4000m², de los que 3350m² son paramentos verticales y techos (agrupados en 20UDs de clase 1 y clase 2) y 650m² corresponden a las soleras de la instalación (agrupadas en 12UDs de clase 1).

Se han realizado medidas dinámicas (en barrido) en todos los paramentos, cuyo límite de detección permite garantizar que no se supera el nivel de desclasificación derivado, ya que para el proyecto PIMIC no se admite la existencia de “áreas de actividad elevada”.

Las medidas espectrométricas realizadas en las soleras (Figura 2) son estáticas y también garantizan la no superación del nivel de desclasificación derivado. Los resultados de ambos tipos de medidas permiten además, estimar la actividad residual en cada UD y establecer un determinado de medidas al azar como última etapa del proceso.



Figure 146: Caracterización de soleras en IN-04

Discusión

MARSSIM incluye para la evaluación de los resultados de las medidas la utilización de test estadísticos, que en el caso del proyecto PIMIC no son necesarios debido a la ausencia de áreas con actividad superior a los ND.

Conclusiones

Está pendiente de realizar el plan de pruebas para obtener la apreciación favorable del CSN para este isotópico con ambos sistemas de medida, lo que permitirá realizar el proceso de desclasificación en el edificio que ocupaba esta antigua instalación.

ORALES D1 / 1047

DISEÑO DE UN SISTEMA DE MEDIDA PARA CLASIFICACIÓN DE MATERIALES IMPACTADOS CON URANIO PROCESADO

Autores: Maria del Carmen Noguerales Bartolomé¹ ; Alicia Álvarez García¹

Co-autores: Ana María Vico Ocón¹ ; Maria Angeles Benavente Ruiz¹ ; Luis Yagüe Rodríguez ; Lina Rodríguez Rodrigo¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: alicia.alvarez@ciemat.es

Introducción

En el área del proyecto PIMIC-R ejecutado por CIEMAT existen edificios donde en el pasado se realizaron distintas actividades para obtener concentrados de Uranio. La actividad residual existente en los paramentos y sobre todo en el subsuelo de dichos edificios es debida a los isotopos del U natural y a los inmediatos descendientes del ²³⁸U (²³⁴Th y ^{234m}Pa) y del ²³⁵U (²³¹Th), lo que se denomina “Uranio procesado”.

Las actividades de descontaminación de estos edificios y su subsuelo generan un elevado volumen de materiales residuales que debe clasificarse para segregar entre residuo radiactivo y material desclasificable. Esta segregación “in situ”, que para radionucleidos artificiales como ¹³⁷Cs no presenta dificultades, en el caso de los naturales incluidos en el Uranio procesado (emisores alfa y beta) exige el diseño de un sistema de medida que permita ejecutar el proceso con una sensibilidad suficiente para realizar una estimación fiable del contenido radiactivo del mismo, teniendo en cuenta los niveles de desclasificación de materiales establecidos para el proyecto PIMIC.

Materiales y Métodos

El nivel de corte en términos de concentración de actividad del isótopo llave (²³⁴Th o ^{234m}Pa, ambos en equilibrio secular con el ²³⁸U) para distinguir entre residuo y desclasificable se estableció en 0.5 Bq.g⁻¹.

La evaluación de la capacidad de detección de las emisiones γ del ²³⁴Th (63 keV y 92.6 keV) y ^{234m}Pa (1001 keV) se realizó mediante simulaciones de atenuación de la emisión γ con MicroShield para dos geometrías de medida: actividad residual homogéneamente distribuida en el terreno y en un contenedor estándar de residuos

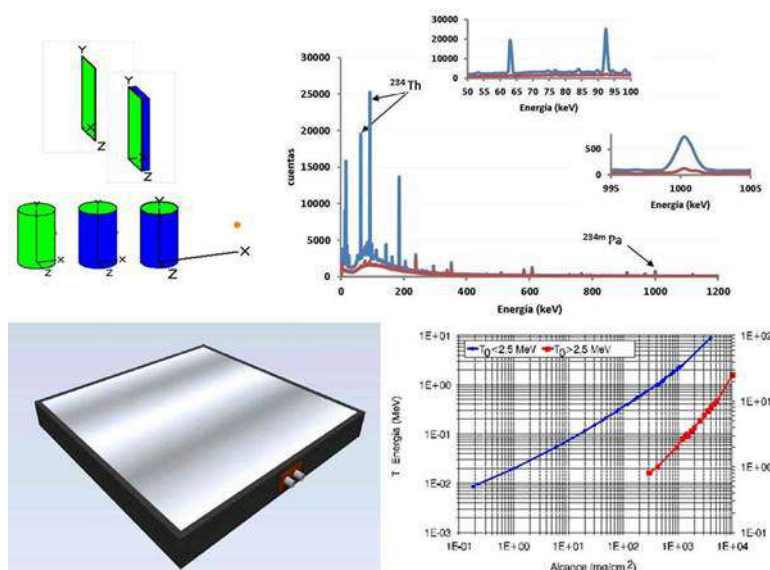


Figure 147: Diseño experimental

Además se aplicó la experiencia del SPR en la medida en superficies de 234mPa mediante espectrometría y “in situ” 1001 keV (0.835%) y mediante medida de su emisión actividad beta ($E_{max}=2278$ keV) con detectores de centelleo plástico.

Resultados

En la Figura 2 se muestra un resumen de los resultados de atenuación y al aumentar el espesor de recubrimiento limpio sobre el terreno contaminado y al aumentar la distancia fuente-detector en el caso del contenedor considerando, además, su propio blindaje.

Geometría terreno						
Espesor recubrimiento (cm)	Tasa de fluencia de fotones			Tasa de fluencia de energía		
	Fotones.cm ² .s ⁻¹	Fotones.s ⁻¹	atenuación (%)	MeV.cm ² .s ⁻¹	MeV.s ⁻¹	atenuación (%)
234mPa						
0	1.50E-02	7.52E+01	-	1.01E-02	5.04E+01	-
1	1.24E-02	6.19E+01	18	8.45E-03	4.23E+01	16
2	9.80E-03	4.90E+01	35	6.69E-03	3.35E+01	34
4	7.02E-03	3.51E+01	53	4.86E-03	2.43E+01	52
5	6.08E-03	3.04E+01	60	4.25E-03	2.12E+01	58
10	3.25E-03	1.62E+01	78	2.41E-03	1.21E+01	76
15	1.88E-03	9.40E+00	87	1.48E-03	7.41E+00	85
234Th						
0	1.09E-01	5.47E+02	-	8.51E-03	4.26E+01	-
1	8.19E-02	4.10E+02	25	6.76E-03	3.38E+01	21
2	6.35E-02	3.17E+02	42	5.27E-03	2.64E+01	38
4	4.15E-02	2.07E+02	62	3.48E-03	1.74E+01	59
5	3.40E-02	1.70E+02	69	2.87E-03	1.44E+01	66
10	1.33E-02	6.64E+01	88	1.15E-03	5.73E+00	87
15	5.37E-03	2.69E+01	95	4.73E-04	2.36E+00	94
Geometría bidón						
Distancia (cm)	Tasa de fluencia de fotones			Tasa de fluencia de energía		
	Fotones.cm ² .s ⁻¹	Fotones.s ⁻¹		MeV.cm ² .s ⁻¹	MeV.s ⁻¹	atenuación (%)
234mPa						
Contacto sin blindaje	8.50E-02	1.36E+03		5.73E-02	9.18E+02	-
Contacto con blindaje	5.16E-02	8.27E+02		4.53E-02	7.26E+02	39
50	9.30E-03	1.49E+02		8.07E-03	1.29E+02	89
80	4.94E-03	7.92E+01		4.28E-03	6.87E+01	94
100	3.52E-03	5.64E+01		3.06E-03	4.90E+01	96
234Th						
Contacto sin blindaje	5.68E-01	9.10E+03		4.71E-02	7.55E+02	-
Contacto con blindaje	5.72E-02	9.17E+02		5.04E-03	8.08E+01	90
50	9.93E-03	1.59E+02		8.69E-04	1.39E+01	98
80	6.68E-03	1.07E+02		5.84E-04	9.37E+00	99
100	4.76E-03	7.63E+01		4.16E-04	6.67E+00	99

Figure 148: Resultados atenuación emisión gamma

Discusión

Las simulaciones teóricas realizadas muestran que pequeños espesores de terreno producen una gran atenuación de la emisión γ , tanto para ^{234}Th (88%) como para 234mPa (78%). Por tanto, la medida de emisión γ en geometrías como las simuladas sólo puede realizarse en contenedores si se garantiza previamente la homogeneidad del material,

Dada la experiencia del SPR en medidas de desclasificación de superficies con este mismo isotópico mediante monitores portátiles, se seleccionó un sistema de medida para la detección de la emisión β del 234mPa que permite la medida de espesores pequeños de material.

El prototipo diseñado consta de un detector de centelleo plástico, dopado con una molécula orgánica sensible, de gran superficie (50 x 50 cm) con una eficiencia intrínseca para el 234mPa > 50% y un sistema de bandejas que permite la medida de espesores adecuados.

Una vez adquirido el prototipo, las medidas realizadas se validaran con los resultados obtenidos de muestras reales analizadas en el laboratorio del SPR (LMPR).

Conclusiones

La experiencia del SPR en la detección en paramentos de las emisiones β del ^{234}mPa ha permitido establecer un diseño para medida de materiales impactados con U procesado utilizando un detector que por tamaño y material proporciona una elevada eficiencia, garantizando una sensibilidad suficiente para realizar una estimación fiable para segregación de material. Este prototipo está pendiente de validación.

ORALES D1 / 1054

EVALUACIÓN RADIOLÓGICA DE UNA ZONA DE LIBRE ACCESO DEL LNF DEL CIEMAT

Autor: Maria del Carmen Noguerales Bartolomé¹

Co-autores: Virginia Fernández Bedoya¹; Miguel Embid Segura¹; Macarena Liniers¹; Enrique Ascasíbar Zubizarreta¹; Alicia Álvarez García¹; Lina Rodríguez Rodrigo¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: mcarmen.noguerales@ciemat.es

Introducción

El CIEMAT es una instalación nuclear y la clasificación radiológica de las áreas se realiza de acuerdo con los niveles operacionales establecidos en el Manual de PR. De acuerdo con los resultados de las medidas realizadas con dosímetros ambientales, la sala experimental del TJ-II es una zona controlada de acceso prohibido durante su funcionamiento y el resto de las dependencias anexas son zonas de libre acceso.

Cuando el TJ-II no está en operación el acceso a la nave experimental está permitido. En esta situación se puede operar con el sistema de inyección de haces neutros NBI. La generación del haz de iones se consigue por extracción electrostática a partir de una fuente de plasma y su posterior aceleración hasta unas decenas de keV. Durante este proceso se generan electrones que por bremsstrahlung generan la emisión de rayos X blandos. Los resultados de las medidas realizadas con los dosímetros ambientales en esta zona corresponden al fondo radiactivo natural. Sin embargo, debido a que se trata de una emisión pulsada de muy baja energía y en presencia de campos eléctricos y magnéticos, se ha realizado una evaluación radiológica de la zona más precisa utilizando equipos espectrométricos.

Materiales y Métodos

Las fuentes de iones están situadas en el interior de las jaulas de Faraday tal y como se muestra en la figura 1.

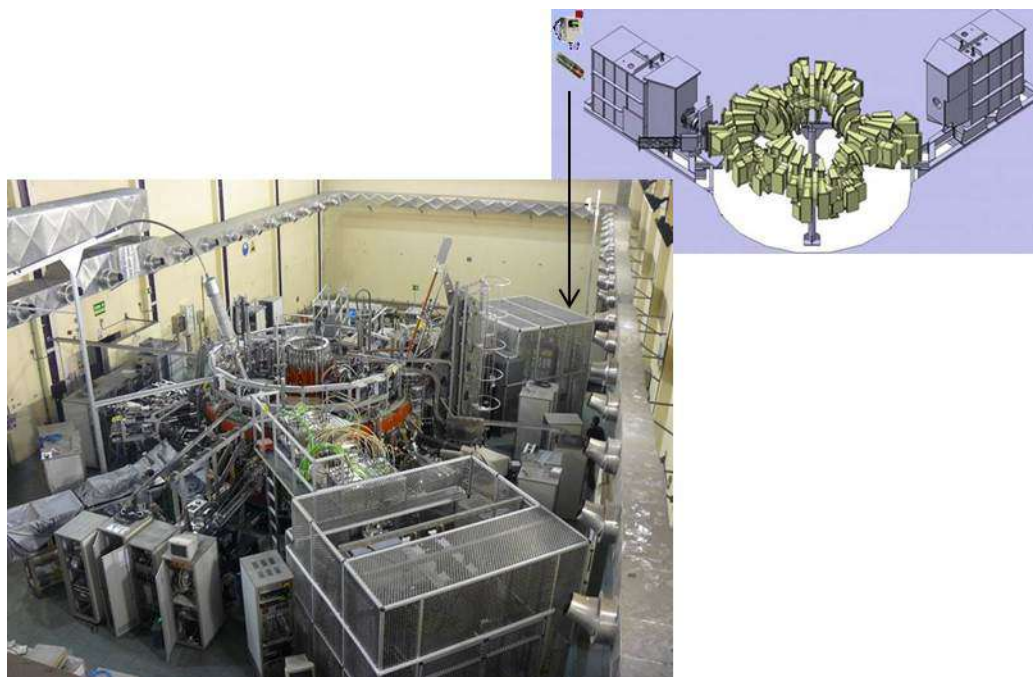


Figure 149: Diseño experimental

Las medidas espectrométricas se realizaron en la parte frontal de la jaula de Faraday asociada al inyector NBI1 utilizando dos tipos de detectores de centelleo: CeBr3 de 1.5"x 1.5", caracterizado en diferentes calidades de rayos X y otro de INa (TI) de 2"x 2", existiendo una comunicación continua entre el personal del SPR y el personal de operación del LNF que dirigían y monitorizaban las operaciones desde la sala de control NBI.

Resultados

En los espectros obtenidos con los dos tipos de detectores utilizados se observa la emisión de Rayos X a bajas energías (10-38 keV) para CeBr3 y (18-32 keV) para el INa (TI), existiendo una correlación entre el área del espectro y la duración del pulso, cuanto mayor es la duración de pulso se observa un aumento en el área espectral.

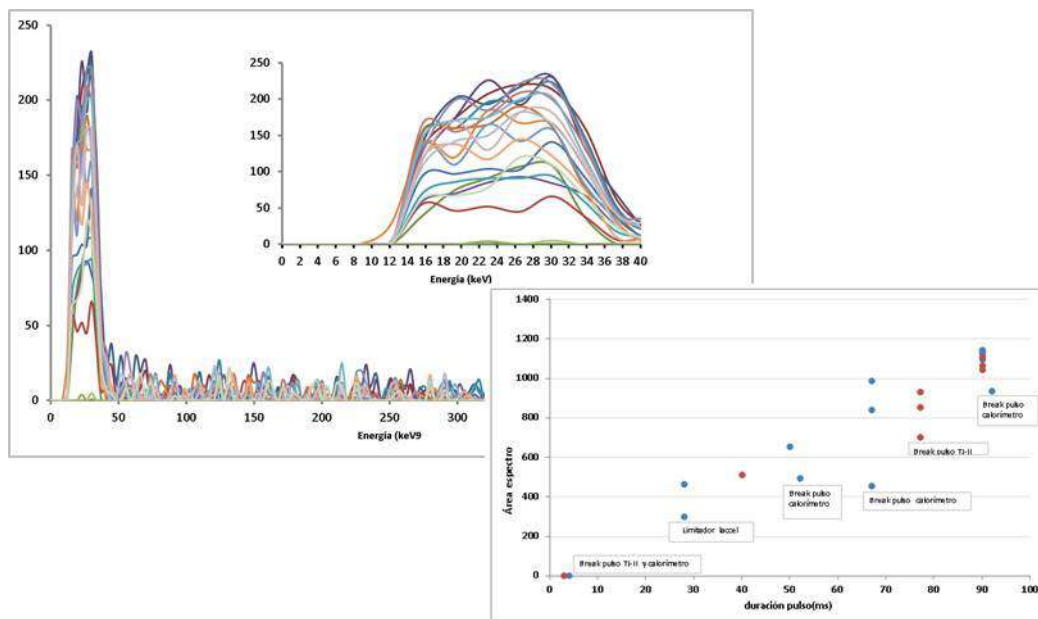


Figure 150: Espectros CeBr3 y áreas espectros vs. duración pulso

Discusión

Ambos detectores son adecuados para la detección de la emisión de Rayos X a bajas energías asociada a las operaciones NBI. Los espectros obtenidos con el CeBr3 permiten caracterizar la emisión en un rango más amplio de energías, una vez corregida la interferencia de la propia emisión intrínseca del detector. Cuando se comparan las áreas espectrales obtenidas durante la operación con un espectro de fondo obtenido en la misma zona cuando no se realiza operaciones NBI, se observa un incremento que no supera en ningún caso el 20% del área del espectro de fondo. Teniendo en cuenta la tasa de dosis de fondo en esta zona medida tanto con dosímetros ambientales como con monitores portátiles de radiación es inferior a $0,2 \mu\text{Sv.h}^{-1}$, se puede afirmar que no se supera el valor establecido en el MPR para zona de libre acceso ($0,5 \mu\text{Sv.h}^{-1}$).

Conclusiones

Se ha caracterizado la emisión de Rayos X blandos asociada a la operación NBI mediante 2 tipos de detectores de centelleo. Los resultados obtenidos permiten garantizar el cumplimiento del Manual de PR en lo que se refiere a la clasificación de zonas radiológicas de libre acceso en el Laboratorio Nacional de Fusión.

ORALES D1 / 1056

EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN AL RADÓN EN EL CIEMAT

Autores: Pablo Pérez-Cejuela Rincón¹ ; Candelas Gómez Caloca¹ ; Juan Nieto Hierro¹ ; Alicia Álvarez García¹ ; José Carlos Sáez Vergara¹ ; Lina Rodríguez Rodrigo¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: pablo.perezcejuela@ciemat.es

Introducción:

El estudio radiológico de exposición al radón en lugares de trabajo en interiores del CIEMAT ha requerido de una organización y planificación detallada, incluyéndose la selección de los dispositivos de medida y su control de calidad, la realización de las exposiciones, el análisis de los resultados y su optimización, la toma de decisiones, la difusión de la información y la implantación de medidas para reducir la exposición al radón de los trabajadores y miembros del público durante su estancia en el centro.

La evaluación de la exposición al radón se ha efectuado a partir de los resultados experimentales de las medidas de concentración de radón y de la estimación de la ocupación máxima realizada por los usuarios.

Materiales y Métodos:

La determinación in situ de la concentración promedio de radón en aire se realizó mediante el sistema pasivo E-PERM®, según la norma ISO 11665-4 y la G.S.11.4 del CSN, entre 2018 y 2020. Como control de calidad, en ocho lugares se expusieron, en idénticas condiciones, detectores de trazas suministrados por laboratorios o servicios con acreditación ENAC. Además, las medidas se complementaron en ocasiones mediante el empleo simultáneo de detectores activos basados en cámaras de ionización o en cámaras de difusión con diodo de silicio.

El estudio comenzó con una fase previa para seleccionar los lugares de trabajo con mayor concentración de radón por planta y edificio que fueron estudiados en continuo durante al menos un año. Desde su inicio, si la concentración de radón superaba 600 Bq·m⁻³ se tomaron acciones de evacuación de la dependencia o de control administrativo de ocupación con objeto de garantizar el cumplimiento de la IS-33.

Resultados:

Se estableció, como criterio de optimización, que ningún trabajador recibiese como dosis efectiva debida a radón la correspondiente a una concentración media anual superior a 200 Bq·m⁻³ (2.66 mSv).

Los resultados obtenidos en el estudio previo y continuado han sido:

Estudio previo: 1087 dependencias			
$C_{Rn} > 1000 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$	$600 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3} > C_{Rn} < 1000 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$	$C_{Rn} < 600 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$	
7 dependencias (0.65%)	19 dependencias (1.75%)	1061 dependencias (97.6%)	
		$300 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3} > C_{Rn} < 600 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$	$C_{Rn} < 300 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$
		72 dependencias (6.6%)	989 dependencias (91%)
Estudio continuado: 233 dependencias			
$C_{Rn} > 600 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$	$300 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3} > C_{Rn} < 600 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$	$200 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3} > C_{Rn} < 300 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$	$C_{Rn} < 200 \text{ Bq} \cdot \text{m}^{-3}$
13 dependencias (5.6%)	35 dependencias (15%)	35 dependencias (15%)	150 dependencias (64.4%)

Figure 151: Distribución de las dependencias estudiadas según la concentración promedio de radón en aire medida

Las acciones de remedio administrativas y constructivas se fueron implementando en paralelo con el avance del estudio continuado.

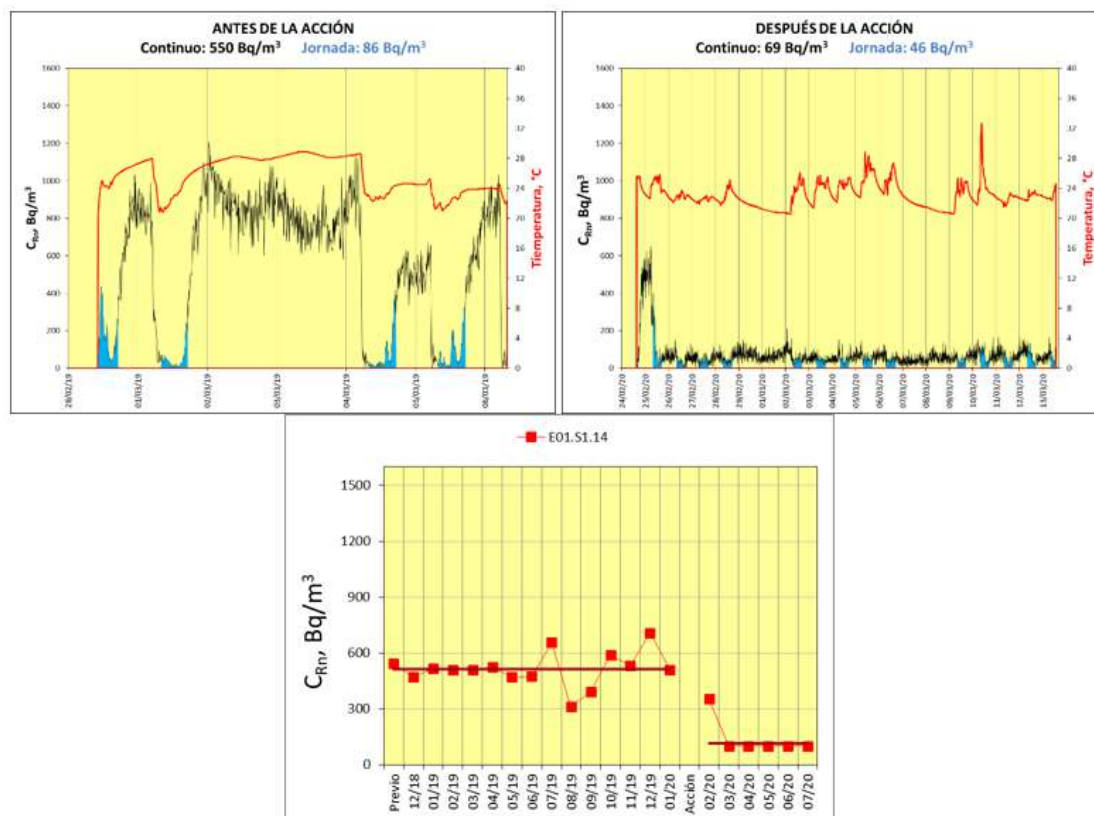


Figure 152: Resultados de las medidas en una misma dependencia: Superior: Medidas con detector activo antes (izq) y después (dcha) de la acción. Inferior: Resultados mensuales del estudio continuado

A partir del tiempo de ocupación de cada dependencia estimado por los responsables correspondientes se corrige el valor promedio de concentración de radón medido y se evalúa la exposición.

En noviembre de 2020, de las 233 dependencias incluidas en el estudio continuado, 158 no tenían restricciones de acceso u ocupación, 44 estaban sometidas a control administrativo, 16 tenían iniciadas actuaciones de remedio constructivo y en 8 dependencias el remedio constructivo realizado fue eficaz. Las 7 restantes se localizan en un edificio desalojado.

Discusión:

El estudio del riesgo radiológico asociado al radón realizado, representativo de la exposición anual de los trabajadores, ha permitido, de acuerdo con el criterio ALARA, identificar y diseñar actuaciones técnicas o administrativas dirigidas a reducir la exposición al radón en el ambiente laboral.

Conclusiones:

La implicación de la organización CIEMAT en la evaluación y remediación del impacto del radón ha sido fundamental, así como, en la transparencia y difusión de la información.

Los resultados de las medidas junto con el factor de ocupación han permitido evaluar la exposición al radón en todo el centro y realizar en algunos casos de forma inmediata remedios constructivos sencillos o establecer controles administrativos.

ORALES D1 / 1059

EVALUACIÓN DE IMPACTO RADIOLÓGICO SOBRE EL EMPLAZAMIENTO DE UNA ANTIGUA FÁBRICA DE FOSFATO DICÁLCICO

Autores: Borja Bravo Pérez-Tinao¹ ; Inés De Miguel Martínez²

¹ *Tecnatom*

² *TECNATOM*

Corresponding Author: bbravo@tecnatom.es

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo trata de mostrar el estudio realizado sobre unos terrenos situados en España sobre los que se encuentran apilados en balsas y acopios material radiactivo residual de origen natural NORM, procedente de una antigua instalación de producción de fosfato bicálcico, con objeto de realizar una propuesta de solución para la gestión de dichos terrenos.

DESARROLLO

El estudio ha consistido en realizar:

- Un plan de caracterización radiológica de los terrenos y análisis de muestras para la identificación de los radionucleidos presentes en el emplazamiento, así como la concentración de estos en las distintas zonas del mismo.
- Una evaluación del impacto radiológico mediante el uso de códigos de cálculo sobre la población actual y futura circundante de la parcela, y de unos potenciales trabajadores futuros en la misma, en base a diferentes acciones de remediación.
- Propuestas de actuación en base a las estimaciones realizadas.
- Un Estudio del potencial impacto radiológico sobre la población y los trabajadores durante los trabajos de remediación del emplazamiento.

CONCLUSIONES

Con los supuestos planteados, de las evaluaciones de impacto radiológico realizadas y en base a los resultados obtenidos, se podría concluir que la presencia de lodos de fosfato en el emplazamiento no supone un incremento significativo de la exposición desde un punto de vista de la protección radiológica para la población actual y futura.

Así mismo, la propuesta de solución planteada, con las hipótesis utilizadas y siempre que se mantengan las condiciones estructurales de la misma a lo largo del tiempo, permite la reutilización con limitaciones del emplazamiento para un uso industrial, sin que ello suponga un riesgo significativo para los trabajadores de dicho emplazamiento desde el punto de vista de la protección radiológica.

ORALES D1 / 1086

Residuos sólidos y líquidos de Lu-177 producidos en una Unidad de Terapia Metabólica.

Autores: Miguel Angel Sebastian Segura¹ ; David Sánchez-Artuñedo¹ ; Mercè Beltran Vilagrasa¹

¹ *Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Universitari Vall d'Hebron*

Corresponding Author: misebast@vhebron.net

Introducción

En los últimos años los procedimientos terapéuticos que utilizan radiofármacos marcados con Lu-177 han aumentado significativamente. Según el fabricante del radiofármaco éste contiene trazas de Lu-177m. El largo período de semidesintegración del Lu-177m ($T_{1/2} = 160d$) impacta en el procedimiento de gestión de residuos sólidos y líquidos.

En este trabajo se presentan el resultado de la gestión de residuos radiactivos de Lu-177 generados en una Unidad de Terapia Metabólica de Medicina Nuclear (UTMMN) durante 4 años de funcionamiento.

Materiales y métodos

La UTMMN consiste en dos habitaciones con baño independiente y un almacén de residuos radioactivos. El váter dispone de dos zonas separadas para orina y heces que permite la recogida de la orina contaminada. El residuo líquido (RL) que se genera es la orina más el agua que proviene de la cisterna del váter. Para los tratamientos con radionúclidos con $T_{1/2}$ inferior a 10 días el RL se almacena en 3 depósitos blindados de 3200 l y para los tratamientos con radionúclidos de $T_{1/2}$ superior a 10 días se dispone de un bidón de 60 l. La consola de control del sistema de gestión de RL permite seleccionar el contenedor hacia el cual se debe dirigir la orina.

Para determinar la presencia de Lu-177m, se tomó una muestra de orina de uno de los bidones de RL después de más de 6 meses de decaimiento y se midió el espectro con un espectrómetro Ortec Digibase con sonda de NaI (Bicron RCA 3M3/3).

El residuo sólido (RS) se clasifica en: normal (viales, gasas, vasos platos de papel, pañuelos...) textil (sábanas y toallas), putrescible (restos de comida, pañales, compresas) y punzante (jeringuillas)

El paciente recibe instrucciones para segregar el RS que genera durante su estancia. El personal de la UTMMN coloca el RS en bolsas etiquetadas según el radionúclido del tratamiento, tipos de RS, peso, medida de tasa a 1m y en contacto.

Resultados

Desde mayo del año 2017 hasta diciembre del 2020 se han realizado 189 tratamientos con Lu-177, el 70% en el último año. La actividad administrada es de 7400MBq. En la tabla 1 se muestran los kg de RS y RL generados.

Tipo de residuo	Total (kg)	Promedio (kg/tratamiento)	Promedio de tiempo de almacenamiento hasta evacuación
Sólido punzante	11.5	0.1	>2 años
Sólido normal	58.7	0.3	>2 años
Sólido textil	228.3	1.2	59 días
Sólido putrescible	24.1	0.1	112 días
Residuo líquido	1960.7	10.4	2,7 años

Tabla1. Peso total de cada tipo de residuo generado, promedio de peso por tratamiento y tiempo de almacenamiento promedio hasta evacuación

Figure 153:

La figura 1 muestra los espectros obtenidos de la muestra de RL, se observa claramente la presencia de Lu-177m una vez decaído el Lu-177.

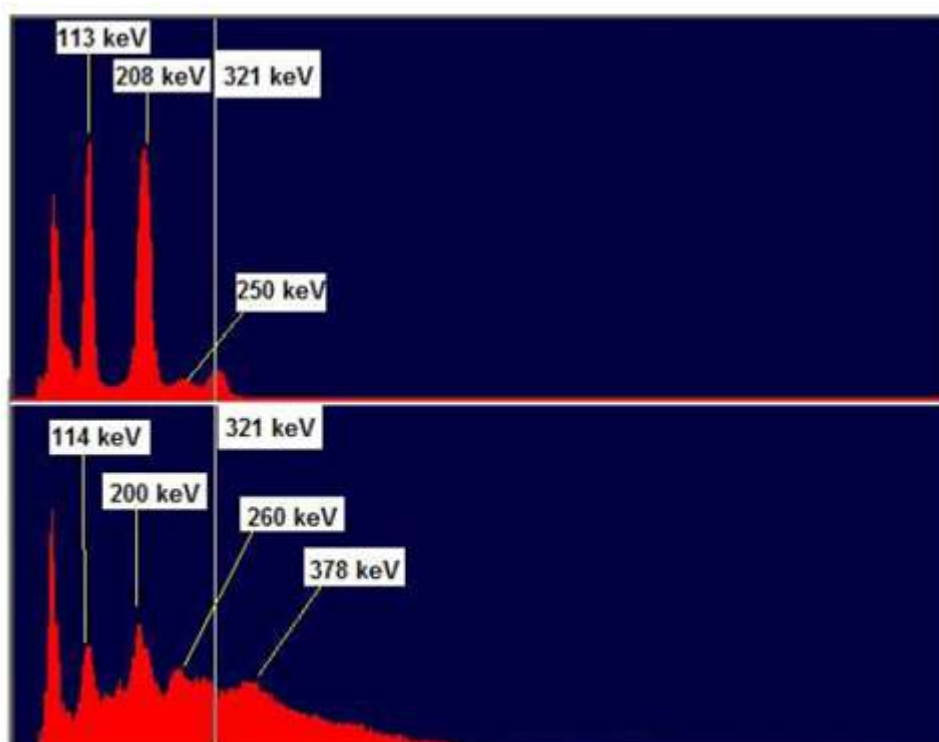


Figura 1: Imagen superior muestra del resto de un vial de tratamiento con Lu-177 donde solo se observan los fotopicos del Lu-177. Imagen inferior: muestra de orina recogida de los tratamientos con Lu -177después de más de seis meses de almacenamiento donde se observan los fotopicos del Lu-177m.

Figure 154:

Discusión

Los tratamientos con Lu-177 generan poco RS, debido a que el paciente pasa en la UTMN entre 5-6 horas. El alto valor de RL se debe a que el paciente bebe hasta 5l de agua mientras está ingresado. Aunque el Lu-177 sea un isótopo de T_{1/2} inferior a 10 días la presencia de Lu-177m en los residuos

obliga a una gestión diferenciada de otros isótopos de vida media corta como el I-131.

Conclusiones

La presencia del Lu-177m en algunos de los radiofármacos utilizados en una UTMMN conlleva un aumento en el tiempo de almacenaje de los residuos radioactivos. Este hecho debe tenerse en consideración al diseñar el sistema y procedimientos de gestión y almacenaje de residuos radioactivos.

ORALES D1 / 1103

Caracterización radiológica con vistas al desmantelamiento de un reactor nuclear: ejercicio de intercomparación de medidas in situ de un blindaje biológico

Autores: Margarita Herranz¹ ; Raquel Idoeta Hernandorena² ; Jesús Ruiz González³ ; Fernando Legarda Ibáñez⁴ ; Khalil Amgarou^{None}

¹ UPV

² Universidad del País Vasco UPV/EHU

³ Tecnatom S.A.

⁴ UPV/EHU

Corresponding Author: m.herranz@ehu.eus

Sven Boden(a), Péter Völgyesi(b), Wouter Broeckx(a), Polina Otiougova (c), Axel Klix(d), Lou Sai Leong(e), Zoltán Hlavathy(b), István Almási(b), Marielle Crozet(f)

(a)SCK CEN,(Belgium)

(b)MTA-EK,(Hungary)

(c)PSI,(Switzerland)

(d)KIT, (Germany)

(e)Mirion Technologies (France)

(f)CEA, (France)

Introducción

El proyecto EURATOM INSIDER pretende mejorar la gestión en las operaciones de desmantelamiento y clausura con el objetivo de permitir una adecuada caracterización de los materiales, desde el punto de vista de su consideración como residuos radiactivos, y mejorar la gestión de estos últimos. Para ello desarrolla y valida una metodología mejorada de caracterización radiológica, basada en diferentes tratamientos estadísticos y nuevos modelos, junto con los métodos analíticos y de medida actuales.

En este contexto, se planteó un ejercicio de intercomparación dentro del proyecto, consistente en la realización de diferentes medidas radiológicas in situ, usando diferentes equipos y metodologías, en el blindaje de un reactor nuclear para su caracterización inicial previa. El objetivo es analizar la utilidad de dichos equipos y metodologías para esta caracterización. Se describe a continuación este ejercicio así como sus resultados y conclusiones.

Material y métodos

Se realizaron distintas medidas en el blindaje biológico del reactor BR3, en fase de desmantelamiento en el centro SCK-CEN de Bélgica. 7 organizaciones participaron midiendo la tasa de dosis en términos de $H^*(10)$ y la actividad gamma total en 3 puntos con distintos niveles, calibrando con una fuente de ^{137}Cs . La espectrometría gamma se realizó en un punto, el de mayor información radiológica, con los resultados de: profundidad en la que la actividad de $^{133}\text{Ba} \leq 0,1 \text{ Bq.g}^{-1}$; profundidad en la que la actividad de $^{152}\text{Eu} \leq 0,1 \text{ Bq.g}^{-1}$; profundidad en la que $\text{ActEsp}(^{133}\text{Ba})/0,1 + \text{ActEsp}(^{152}\text{Eu})/0,1 \leq 1 \text{ Bq.g}^{-1}$; relación de actividad $^{152}\text{Eu}/^{154}\text{Eu}$; y concentración de actividad superficial de ^{137}Cs , utilizando la información proporcionada por el centro SCK-CEN.

Se emplearon 7 equipos de medida: detectores de gas (cámara de ionización, contador proporcional y sondas G-M) y de centelleo (inorgánicos y orgánicos) para la medida de las tasas de dosis; 8 equipos

distintos entre contadores proporcionales y detectores de centelleo (inorgánicos y orgánicos) para la medida de la actividad gamma total. Para la espectrometría gamma, se utilizó un detector de centelleo LaBr₃(Ce) y detectores de semiconductor (CZT y HPGe).

Resultados y conclusiones

Los resultados de H*(10) son muy consistentes a pesar de la variedad de equipamiento. Para cartografiar la superficie interior del blindaje biológico, los equipos más adecuados serían el centelleador orgánico, el BGO o incluso la cámara de ionización.

Las medidas de actividad gamma total fueron más difíciles de comparar debido a la variedad de detectores utilizados y a la limitación del procedimiento de calibración. Para cartografiar la superficie interior del blindaje biológico, los equipos más adecuados serían el LaBr₃, el centelleador orgánico grueso o el BGO. Otros equipos podrían resultar válidos con tiempos de recuento adaptados. Las incertidumbres podrían reducirse utilizando un LaBr₃.

Los resultados de las medidas de gamma total muestran que este parámetro sólo puede utilizarse como parámetro secundario y de forma relativa, ya que los resultados de este tipo de medidas depende de muchos factores, como la geometría de la zona, la distribución de la actividad gamma, el fondo y la medida.

Para la espectrometría gamma, se encontraron resultados muy consistentes entre los equipos de alta resolución. Con los equipos de resolución media fue algo diferente, pero comparable habida cuenta del complejo espectro gamma. No obstante, está claro que la espectrometría gamma in situ es una técnica interesante, aunque no puede sustituir totalmente el muestreo y el análisis en el laboratorio.

ORALES D1 / 1141

Calibración de detectores de germanio BEGe para la medida “in vivo” de radionucleidos emisores de radiación X y/o gamma en cuerpo entero en situaciones de emergencia nuclear o radiológica

Autores: Juan Francisco Navarro Amaro¹ ; Begoña Pérez López¹ ; M.A. López Ponte²

¹ CIEMAT

² Servicio Dosimetría Personal Interna. U.Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT

Corresponding Author: jf.navarro@ciemat.es

INTRODUCCIÓN.

En situaciones de emergencia nuclear, se pueden dar casos complejos de contaminación interna tanto en TE como en individuos del público en los que varios radionucleidos pueden interferir unos con otros dificultando su rápida identificación y cuantificación. Los fotopicos correspondientes a las emisiones de dichos radionucleidos se solapan y pueden ser imposibles de resolver mediante medidas in vivo con detectores de centelleo de NaI(Tl) debido a su baja resolución en energías. En estas situaciones en las que se requiere una respuesta rápida y precisa en la medida, los detectores de germanio son la mejor opción debido a su alta resolución y buena eficiencia. Para mejorar la respuesta en este tipo de escenarios, el Laboratorio del CRC ha calibrado y validado su nuevo sistema de detección BEGe (broad energy germanium detector) de alta resolución y eficientes en el rango de energías de 10 a 3000 KeV para la medida in vivo de la contaminación interna debida a la incorporación en cuerpo entero de emisores X/gamma. La validación de la calibración se ha hecho con maniqués tipo IGOR (brick phantoms) muy diferentes al maniquí utilizado en la calibración de tipo BOMAB(ANSI 13.35).

MATERIALES Y MÉTODO

El nuevo sistema BEGe consiste en dos detectores de germanio con un área activa de 6500 milímetros cuadrados ,alojados en el interior de una cámara blindada constituida por planchas de acero de 130 mm, 5 mm de Plomo, 1 mm de Cadmio y 1 mm de cobre, proporcionando una importante reducción del fondo ambiental y favoreciendo un incremento de la sensibilidad de detección. El software de espectrometría utilizado,Apex in vivo,es específico para el tratamiento de medidas en cuerpo entero y órganos y se ha desarrollado bajo el entorno Genie 2000 (Canberra).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La calibración en eficiencias para el nuevo método de ensayo se ha llevado a cabo utilizando el maniquí oficial del laboratorio de tipo BOMAB (Bottle Maniquin Absortion Phantom),simulador de hombre estándar definido en ICRP89. Consiste en diez piezas cilíndricas de polietileno equivalente a tejido que simulan el cuerpo humano. Cada pieza se rellena con agua destilada y una proporción del cóctel de radionucleidos que emiten en el rango operativo del sistema.

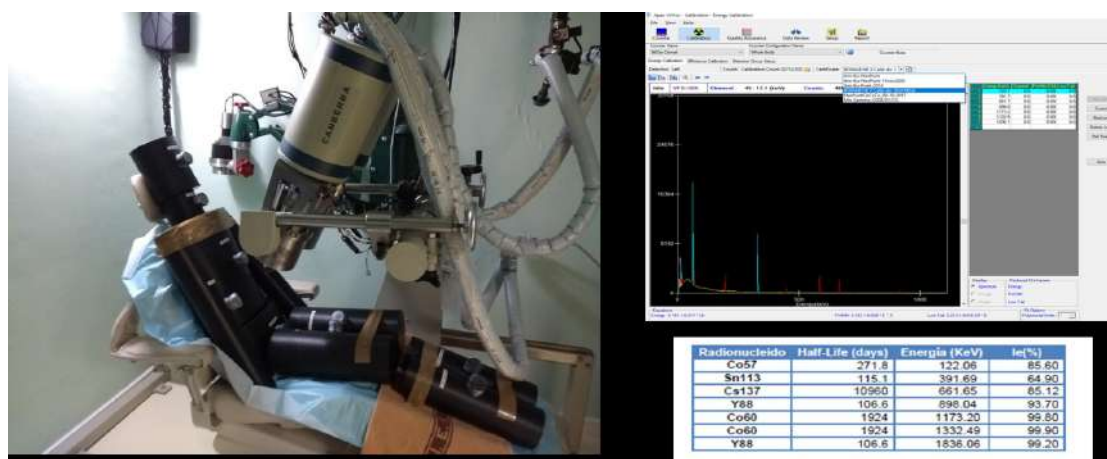


Figure 155: enter image description here

Para la validación de la calibración, se ha utilizado un maniquí de tipo IGOR (brick phantoms) dentro del proyecto financiado por la Comisión Europea EIVIC 2020 (European in-Vivo Intercomparison Exercise 2020). Este maniquí consiste en una serie de ladrillos rectangulares de polietileno que se pueden configurar en diferentes modos simulando personas desde 12kg a 110 kg. Los ladrillos contienen agujeros, que se pueden rellenar con fuentes de varillas de actividades conocidas simulando una contaminación homogénea en el cuerpo entero. Las validaciones se han realizado utilizando las configuraciones IGOR 70kg y 90kg, simulando el hombre estándar y el hombre percentil 95 definidos en ICRP 89.



Figure 156: enter image description here

Los resultados obtenidos para los parámetros “Exactitud” y “Precisión” han sido conformes a los criterios de aceptación de la norma ISO 28218“.

CONCLUSIONES

El nuevo sistema de detección basado en detectores de germanio de alta resolución y excelente eficiencia mejora las capacidades actuales del laboratorio del CRC permitiendo realizar medidas rápidas, de gran precisión, excelente resolución y bajo fondo radiactivo ambiental en geometría de cuerpo entero. Este método complementará a los ya existentes en el laboratorio y podrá ser utilizado en situaciones de emergencia o accidente radiológico en los que la complejidad de los espectros de medida (contaminaciones cruzadas, interferencias multipicos) requieran una mayor resolución espectral.

ORALES D1 / 1156

Desarrollo de procedimientos para la caracterización radiológica de polvo en suspensión en el ámbito de la industria cerámica de la Comunitat Valenciana

Autor: Marina Sáez Muñoz¹

Co-autores: Aixa Sevilla Terrasa²; Josefina Ortiz Moragon²; Sebastián Martorell³

¹ Laboratorio Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València

² Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València

³ Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València.

Corresponding Author: masaemuo@etsii.upv.es

Introducción

En la industria cerámica se emplean algunos materiales NORM (Naturally Occurring Radioactive Materials) como las arenas de circonio, que contienen isótopos naturales de la cadena del 238U y 232Th. Es por ello, que las actividades realizadas en estas empresas están reguladas por el RD 783/2001 y la IS-33 del CSN sobre criterios radiológicos para la protección frente a la exposición a la radiación natural. Además, para evaluar el impacto radiológico de las industrias NORM se ha de seguir la guía de seguridad GS 11-03 del CSN, considerando tanto la exposición externa como interna. En particular, se ha de llevar a cabo la evaluación de la exposición interna de los trabajadores por inhalación. Con este objetivo, el Laboratorio de Radiactividad de la Universitat Politècnica de València (LRA-UPV) está trabajando en el proyecto de “Caracterización y medida radiológica de polvo en suspensión en el ámbito de la industria cerámica de la Comunitat Valenciana” subvencionado por la Generalitat Valenciana (AICO/2020/106).

Metodología

La metodología empleada hasta el momento consiste en la evaluación de la dosis interna por inhalación a partir de la actividad de los materiales cerámicos y la cantidad total de polvo presente en el ambiente de trabajo. Sin embargo, esta es una aproximación conservadora de la dosis recibida por inhalación, ya que no se determina la actividad real del polvo recogido. Por ello, se pretende mejorar la caracterización del término fuente inhalado mediante procedimientos de separación radioquímica de los isótopos de interés. En particular, se ha iniciado el trabajo con el desarrollo de procedimientos para la determinación de los isótopos de uranio y torio presentes en filtros con polvo de silicato de circonio. Debido a la complejidad de disolución de la matriz se lleva a cabo el pretratamiento de la muestra mediante la técnica de fusión con sales de borato. Posteriormente se probaron tanto resinas de extracción cromatográfica UTEVA, como resinas de intercambio iónico para separar los isótopos de interés y se llevó a cabo la medida por espectrometría alfa para la cuantificación de su actividad.

Resultados y Discusión

Los resultados obtenidos para el procedimiento con resinas UTEVA presentaban poca variabilidad y fueron comparables a las actividades estimadas para las cadenas de desintegración del U-238 y Th-232 por espectrometría gamma. Sin embargo, los rendimientos químicos para el uranio fueron inferiores al 10% en todos los ensayos realizados. En el caso de las resinas de intercambio iónico los rendimientos de uranio aumentaron considerablemente hasta el 50%. Los rendimientos de torio presentaron mayor variabilidad y se está trabajando en la mejora del procedimiento.

Conclusiones

El LRA-UPV está desarrollando procedimientos para la caracterización de los isótopos de uranio y torio en el polvo en suspensión presente en la industria cerámica de la Comunitat Valenciana. Una vez validados los procedimientos, se llevará a cabo un muestreo en empresas del sector y se procederá a su análisis.

ORALES D1 / 1193

Análisis de presencia radionucléica en el agua recuperada tras la síntesis de [18F]FDG para seguridad en el transporte**Autor:** Leticia Irazola Rosales¹**Co-autores:** Elena Prieto Azcárate² ; Iván Peñuelas³ ; Josep María Martí i Climent²¹ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona*² *Clínica Universidad de Navarra*³ *Unidad de Radiofarmacia. Unidad de Imagen Molecular Traslacional. Clínica Universidad de Navarra. IdISNA***Corresponding Author:** lirazola@unav.es**Introducción**

La producción de F-18 en un ciclotrón, para la producción de FDG, se realiza mediante el bombardeo de [18O]-H₂O con protones. Este proceso conlleva la generación de contaminantes radionucleídicos, principalmente radiometales derivados de la activación de las ventanas del blanco que quedan disueltos en el agua. En los procesos de radiosíntesis se recupera el agua para su reenvío al proveedor, con intención de reutilizarla. Este trabajo evalúa los niveles de actividad presentes en el agua recuperada para asegurar su envío dentro de los niveles permitidos en términos de protección radiológica.

Material y métodos

Para la identificación de los posibles isótopos presentes en el vial, se tomaron dos muestras de 18 mL de los depósitos de agua usada en periodos distantes (2015-17 y 2020). Estos viales se midieron en un detector NaI(Tl) de una sonda de captación tiroidea del Servicio de Medicina Nuclear (Captus4000e, Capintec, USA) con objeto de realizar un análisis espectrométrico. Se comparó la energía de los picos observados con las energías emitidas por los isótopos potencialmente presentes.

Para cuantificar la concentración (Bq/g) de los isótopos encontrados y poder compararla con los niveles de exención (IS-05 CSN-2003), se calibró la eficiencia de la sonda. Para ello, se emplearon fuentes encapsuladas (con certificado de calibración) empleadas en la verificación de los activímetros del Servicio, de geometría similar a los viales de agua.

Resultados

La Figura muestra los espectros obtenidos para los dos viales de agua. Se identificaron tres picos en torno a: 120, 511 y 811 keV. Al analizar isótopos potencialmente presentes, estos fotopicos se atribuyeron a: Co-57, pico de aniquilación y Co-58, respectivamente.

Para calcular el factor de calibración de la sonda para estas condiciones de medida, solo se disponía de una fuente de Co-57. Se observó una gran similitud tanto en la forma como en el rango de energía (104-140 keV) del pico, como se puede apreciar en el inserto de la Figura. El factor de calibración resultante para Co-57 fue de 5.15 cps/MBq, permitió obtener las concentraciones de 4.7×10^2 Bq/g y 1.8×10^4 Bq/g de Co-57 para los viales de 2015 y 2020, respectivamente.

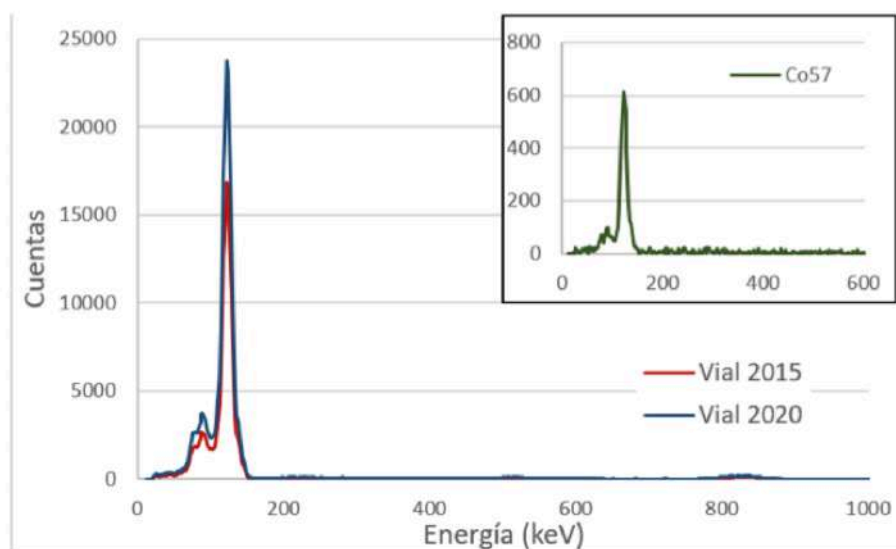


Figura 1. Espectro obtenido en el contador tipo pozo para los viales de agua enriquecida y el pozo.

Figure 157: enter image description here

Discusión

En el espectro obtenido para los restos de agua recuperada, se observa la presencia de Co-57, con una ligera disminución en la altura del pico entre ambos viales, con 5 años de diferencia. Considerando el nivel de exención marcado para este isótopo en la normativa, de 10^2 Bq/g, se deberá reducir la presencia de estos isótopos antes de proceder con el envío, mediante resinas de filtrado o esperar a que decaiga por desintegración radiactiva.

Conclusiones

Con objeto de retornar agua recuperada del bombardeo al proveedor, se realizó un estudio espectrométrico de la presencia de contaminantes con una sonda de captación. Se observó un pico predominante que pudo ser identificado y cuantificado para asegurar un correcto tratamiento de los viales, en materia de protección radiológica.

ORALES D1 / 1252

EVALUACIÓN RÁPIDA DE LA DOSIS EN TIROIDES EN UNA EMERGENCIA NUCLEAR Y ESTUDIO DE LAS INCERTIDUMBRES ASOCIADAS. PROYECTO CONFIDENCE.

Autor: María Antonia López Ponte¹

Co-autores: Carolina Hernández González¹; Juan Francisco Navarro Amaro¹; Begoña Pérez López¹; Inmaculada Sierra Bercedo¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: ma.lopez@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

El proyecto CONFIDENCE “Coping with uNcertainties For Improved modeling and Decision making in Nuclear emergenCiEs” tuvo como objetivo afrontar las incertidumbres para mejorar la modelización y la toma de decisiones en emergencias nucleares (convocatoria CONCERT Comisión Europea H2020 2017-2019).

MATERIAL Y MÉTODOS

Desde CIEMAT (Dosimetría Interna) se han coordinado los desarrollos dosimétricos que permiten la reducción de incertidumbres en la evaluación de dosis en base a la medida de la exposición interna (priorizando la incorporación de radioyodos y ¹³²Te) y de la exposición externa (dosimetría retrospectiva física y biológica) en la fase temprana post accidente nuclear.

Se ha considerado un escenario de exposición interna de incorporación por inhalación o ingestión de ¹³¹I, ¹³²I, ¹³³I, ¹³⁵I y ¹³²Te en diversas formas físico-químicas y se ha desarrollado el Prototipo IDOSE (RPI, Ucrania) para smart-phones y tabletas para una evaluación rápida de la dosis en tiroides en un gran número de personas expuestas().

RESULTADOS

Las estimaciones dosimétricas se basan en funciones de “dosis absorbida en tiroides en 30 días por contenido de actividad de yodo en tiroides” (concepto DPC “dose per content” de ICRP) con valores GyBq⁻¹ obtenidos con los modelos biocinéticos y dosimétricos actualizados de la ICRP para individuos de diversas edades. El código permite también la obtención de la dosis efectiva comprometida E(50) Sv a partir de la determinación de ¹³¹I en tiroides.

Se realizó un análisis de sensibilidad teniendo en cuenta todas las fuentes de incertidumbre relacionadas con las medidas de yodo radiactivo en la glándula tiroidea (“Scattering Factors”) y con la evaluación de la dosis, en 16 escenarios de exposición que conducen a 16 estimaciones de dosis diferentes, utilizando modelos de yodo de ICRP56/119 (ICRP60) frente a ICRP130/137 (ICRP103) para adultos, variando el instante de incorporación, exposición aguda/crónica y considerando una abundancia relativa no bien definida entre los isótopos de yodo radiactivo incorporados y el ¹³²Te.

DISCUSIÓN

Se utilizaron casos reales de europeos contaminados en Japón poco después del accidente de la central nuclear de Fukushima Daiichi para complementar el estudio de sensibilidad, con el mismo enfoque anterior, comparando las dosis individuales con las conclusiones de las medidas de contaminación ambiental teniendo en cuenta la ubicación y tiempo de exposición de personas contaminadas en investigación.

Se generaron casos artificiales para ver el impacto de los diferentes parámetros en este estudio en escenarios de alto nivel de exposición interna, aplicando multi-hipótesis de escenarios de incorporación.

CONCLUSIONES

Los resultados del grupo de trabajo WP2 de CONFIDENCE permiten mejorar el conocimiento de las consecuencias del accidente y la estimación de riesgo radiológico de la población expuesta. La herramienta IDOSE de cálculo rápido de dosis en tiroides mediante smartphone contribuye a una toma de decisiones rápida en base a información real de la contaminación interna producida en la fase inicial del accidente. La aplicación de los modelos recientes de ICRP conduce a una reducción en la dosis asociada a la incorporación de radioyodos por adultos.

() Improvements in individual dose measurement techniques following nuclear emergencies, M.A. Lopez y col. Radioprotection 55:S89-S93. 2020

CONFIDENCE WP2 - Reduction of uncertainty in Dose assessment for improving situation awareness and risk estimation

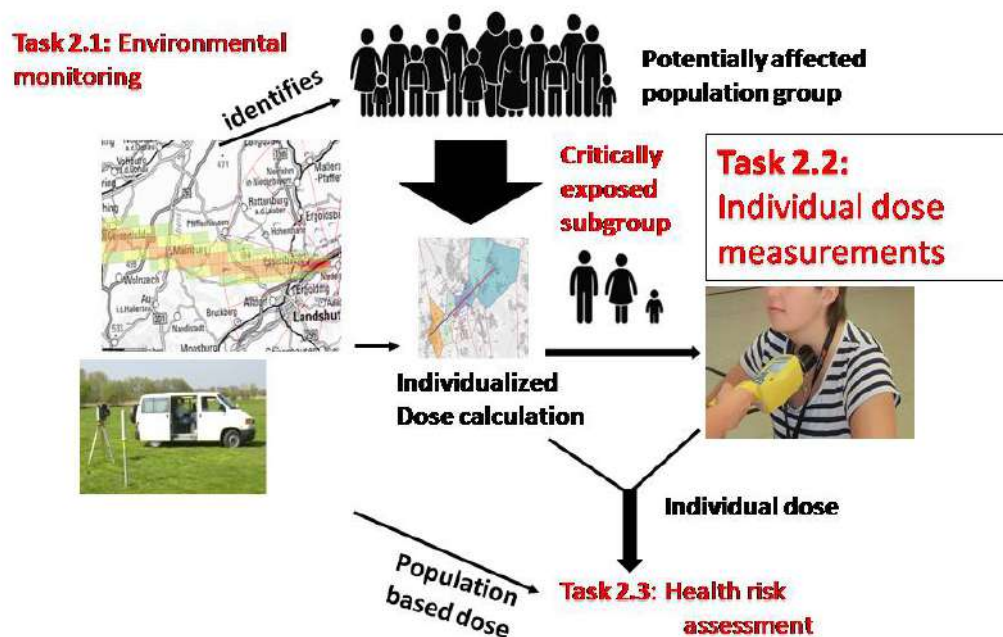


Figure 158:

CONFIDENCE WP2 - CIEMAT Case Study. Sensitivity analysis

Rescue worker from Czech Rep. Exposure in Japan: 19-31 March 2011 Thyroid monitoring on 6 April 2011 in Prague

Scenario number	Exposure 19-31/3/2011	Intake Pattern - REAL CASE Monitoring at tm(d) = days post start of exposure	$H_{thyroid}$ Sv	$E(50)$ Sv
2 (LOWER LEVEL)	Last day 24h	Chronic 24 31/3/2011 Tokyo (tm= 6 d)	1.26E-04	6.35E-06
1	Last day	Acute D0 31/3/2011 Tokyo (tm= 6 d)	1.32E-04	6.66E-06
9	7d	Acute D0 (23/3/2011) and D3 (26/3/2011) Senday (tm=14 days)	1.41E-04	7.07E-06
5	3 d	Chronic 3 d 28-29-30 Senday and Tokyo (tm= 9 days)	1.52E-04	7.65E-06
4	3 d	Chronic 24 h 28/3/2011 Senday and Tokyo (tm= 9 days)	1.68E-04	8.43E-06
3	3 d	Acute D0 28/3/2011 Senday and Tokyo (tm= 9 days)	1.76E-04	8.84E-06
8	7d	Chronic 7 d 23-24-25-26-27-28-29/3/2011 Senday (tm=14 days)	1.99E-04	1.00E-05
12	30 d	Chronic 7 d: 20-21 Ibaraki + 22-26 Senday (tm=17 days)	2.63E-04	1.32E-05
7	7d	Chronic 24 h 23/3/2011 Senday (tm=14 days)	2.68E-04	1.35E-05
6	7d	Acute D0 23/3/2011 Senday (tm=14 days)	2.81E-04	1.41E-05
15	30 d	Chronic 7d (20-21/3/2011 Ibaraki + 22-26/3/2011 Senday)+ Acute: D0(20/3/2011 Ibaraki) + D3(23/3/2011 Senday) (tm=17 days)	3.06E-04	1.54E-05
14	30 d	Acute D0(20/3/2011 Ibaraki) + D3(23/3/2011 Senday) (tm=17 days)	3.27E-04	1.64E-05
11	30 d	Chronic 24h 20/3/2011 Mito (Ibaraki) (tm=17 days)	3.55E-04	1.79E-05
10 TOP LEVEL	30 d	Acute D0 20/3/2011 Mito (Ibaraki) (tm=17 days)	3.72E-04	1.87E-05
13	30 d	Chronic 30 d - NA		
16	30 d	Chronic 30 d + Acute D0 and D3 - NA		

Figure 159:

ORALES D1 / 1263

Estudio de la influencia del tipo de carbón activo y del agua adsorbida por el material en la capacidad de adsorción de radón

Autores: Beatriz Ruvira Quintana¹ ; Beatriz Garcia Fayos² ; Belén Juste Vidal³ ; José Miguel Arnal Arnal⁴ ; Gumersindo Verdu⁵

¹ ISIRYM (Universitat Politècnica de València)

² Universitat Politècnica de València

³ ISIRYM

⁴ Universidad

⁵ UPV

Corresponding Author: bearuqui@alumni.upv.es

El radón es un gas noble radioactivo que emana principalmente del suelo y que puede alcanzar altas concentraciones en espacios cerrados, aumentando el riesgo de padecer cáncer. Por ello, es necesario controlar y reducir la exposición a la inhalación de radón, reduciendo la exhalación desde su origen o su concentración en el aire. El carbón activo es un adsorbente, que ha probado su buena capacidad de adsorción para eliminar contaminantes orgánicos del agua y el aire. Este trabajo explora el potencial del carbón activo como material adsorbente para aplicarse en el tratamiento del aire contaminado, analizando la influencia del tipo de carbón y el agua adsorbida por el material en su ratio de adsorción de radón. Se han usado diferentes tipos de carbón activo de origen vegetal o mineral y se ha determinado y analizado su capacidad de adsorción de radón (Bq/g). Además, se ha estudiado la influencia del agua adsorbida en la capacidad de adsorción de radón al cambiar el contenido de agua adsorbida en el carbón activo.

El montaje experimental consiste en un depósito con una piedra de pechblenda y tierra y en la superficie, una plantilla de papel usada para poner siete canisters en una posición fija. En cada test, los canisters se llenan con un tipo de carbón activo seco. Después de 24 horas de exposición, el radón adsorbido se mide a través de sus descendientes mediante espectrometría gamma con un detector de NaI. La influencia en la capacidad de adsorción de radón del agua adsorbida en el material se estudia siguiendo el mismo procedimiento pero usando carbón activo con diferente agua adsorbida (0%, 5%, 12.5%, 30% y 100%).

De acuerdo a los resultados, el Lignito (origen mineral) es el carbón activo que adsorbe más radón por gramo (1394.77 Bq/g). Para el Kemira, el Cabot AW y el Cabot EN (todos de origen vegetal) los resultados obtenidos son más similares (1283.66, 1262.34, 1203.03 Bq/g, respectivamente). Sin embargo, se observa que todos los carbones activos probados adsorben más radón por gramo que el Control (carbón activo de origen vegetal que llevan los canisters), cuya adsorción es 1021.89 Bq/g. Como el Lignito y Kemira son los dos carbones activos que más radón por gramo adsorben, se ha estudiado cómo afecta el agua adsorbida por el propio carbón a la adsorción de radón. Para ambos carbones se observa que la capacidad de adsorción de radón aumenta a medida que el agua adsorbida disminuye. Cuando el carbón activo está completamente saturado (100% de agua adsorbida), se prueba que la cantidad de radón adsorbida es muy pequeña.

En conclusión, para un resultado óptimo de adsorción de radón, los carbones minerales son preferibles a los carbones vegetales. El agua adsorbida en el carbón reduce la capacidad de adsorción de radón, por lo que el uso de material seco se recomienda siempre. Estas recomendaciones se utilizarán como referencia para diseñar nuevas estrategias para tratar aire contaminado con radón o para reducir la concentración de radón exhalada desde el suelo.

ORALES D1 / 1332

Adaptación del módulo MOIRA-River del sistema JRodos para su aplicación a los emplazamientos nucleares fluviales españoles

Autores: Eduardo Gallego Díaz¹ ; Paula Villanueva^{None}

¹ *Universidad Politécnica de Madrid*

Corresponding Author: eduardo.gallego@upm.es

INTRODUCCIÓN

JRodos es el principal sistema europeo para ayuda a la decisión en emergencias nucleares y radiológicas, con capacidad de análisis y pronóstico en todas las fases del accidente, incluida la fase de recuperación a largo plazo. Su configuración se actualiza y mejora de forma continua. En el curso del proyecto europeo PREPARE (2013-2016), se integró el módulo MOIRA-River, que analiza la contaminación radiactiva de los sistemas fluviales a medio y largo plazo (meses a décadas) derivada de la contaminación de las cuencas hidráulicas tras un accidente nuclear, y el consiguiente impacto radiológico a la población y la biota por las distintas vías de exposición. Su estudio, junto con el de la potencial efectividad de ciertas contramedidas, es el objeto de MOIRA. Para su aplicación en España, durante el proyecto PREPARE se habían incorporado los datos de las cuencas del Tago y Ebro, quedando pendiente la cuenca del río Júcar, que ahora ya hemos procedido a integrar plenamente.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han incorporado al módulo MOIRA-River del sistema JRodos todos los datos de la cuenca hidráulica del Júcar, integrándolos en la plataforma georreferenciada del mismo (GIS). El río se ha estructurado en 20 cajas tras realizar un estudio detallado del Sistema de Explotación del Júcar, teniendo en cuenta las subcuencas que lo componen, unidades hidrogeológicas, movimientos del flujo de agua y registros históricos de las estaciones de aforo entre otros aspectos. Los datos que se han incluido describen la morfología de cada caja y sus subcuencas; las características químicas del agua en cuanto a concentración de calcio, potasio y materia suspendida; los datos medios mensuales en cuanto a la precipitación, la escorrentía desde cada vertiente de cada subcuenca y la extracción de agua.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El principal resultado es que, una vez realizada la integración del sistema hidráulico del Júcar, con JRodos se pueden estudiar los depósitos radiactivos producidos en el mismo por la dispersión atmosférica de escapes ocasionados por accidentes bajo condiciones muy realistas, al emplear los distintos modelos avanzados de dispersión atmosférica del mismo.

Como demostración de las capacidades disponibles, en el trabajo se presentan dos escenarios de accidentes severos en la central nuclear de Cofrentes. Entre las principales medidas para reducir las dosis causadas se han hecho análisis de la retirada de sedimentos (dragado) de algunos segmentos del río y de restricciones al consumo de peces, que es la vía principal de exposición a las personas.

CONCLUSIONES

Como conclusión principal, cabe indicar que tras integrar el río Júcar, con el módulo MOIRA-River en el sistema JRodos se dispone de buena capacidad para evaluar la evolución a largo plazo de la situación radiológica resultante de una contaminación post-accidental de las principales cuencas fluviales españolas. El conjunto del sistema puede ser de aplicación directa en la planificación de la fase de recuperación post-accidente en cada zona nuclear española.

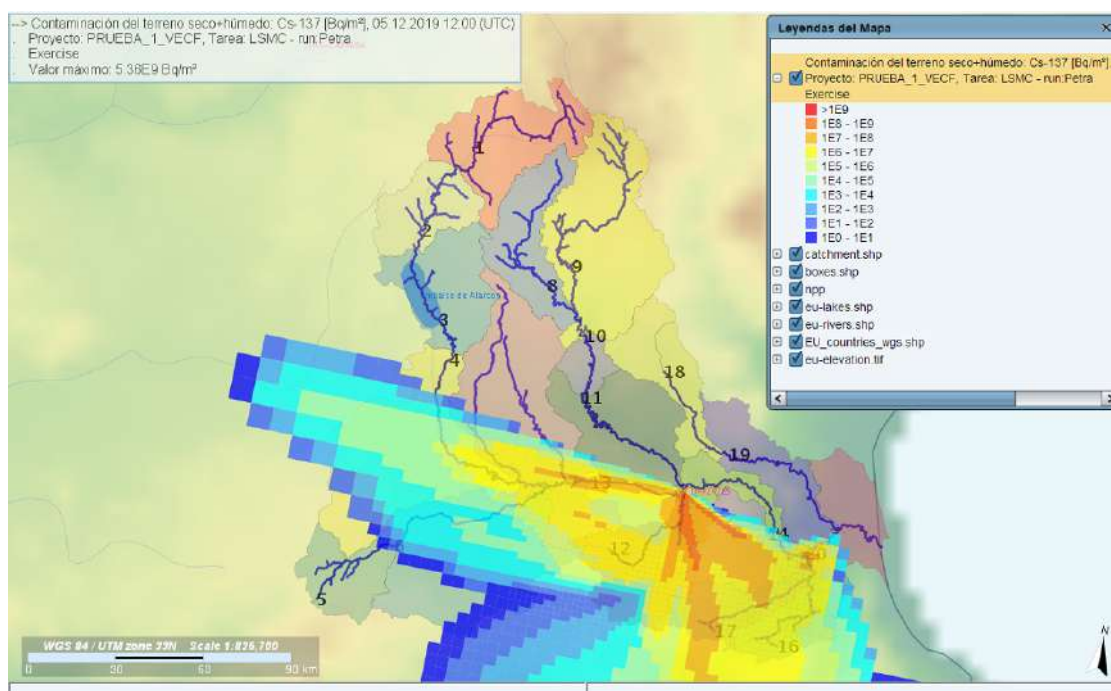


Figure 160: Ventana del sistema JRodos en la que se observa la cuenca del Júcar y la concentración de actividad de Cs-137 depositado en el suelo (Bq/m²) para uno de los escenarios analizados

ORALES D1 / 1340

Recomendaciones para afrontar mejor las incertidumbres que surgen en el proceso de toma de decisiones durante la fase intermedia de una emergencia. Resultados del proyecto CONFIDENCE.

Autores: Milagros Montero Prieto¹ ; Roser Sala Escarrabill¹ ; Cristina Trueba Alonso¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: milagros.montero@ciemat.es

Una situación de emergencia está sujeta a múltiples fuentes de incertidumbre que deben ser identificadas con antelación para abordar con éxito su finalización y la transición hacia la recuperación postaccidente, y así favorecer de forma óptima las condiciones de vida futura de la población y la calidad de su entorno.

En este contexto, el paquete de trabajo WP4 (Transition to long-term recovery, involving stakeholders in decision-making processes) del proyecto europeo CONFIDENCE, estuvo dedicado a identificar y abordar las problemáticas e incertidumbres que surgen en el proceso de toma de decisiones con el objetivo de mejorar la preparación y la gestión de la fase de transición de una emergencia nuclear.

En esta ponencia se presentan el resumen de la metodología utilizada, las principales incertidumbres identificadas y las recomendaciones que se proponen para afrontarlas y promover buenas prácticas para la planificación de estrategias óptimas de remediación y para la participación de las partes interesadas en el proceso de toma de decisiones.

A través de un proceso participativo incorporando expertos y las partes interesadas el trabajo se ha dividido en las siguientes etapas:

- 1) Proceso participativo de debate e identificación de incertidumbres. Organización de paneles nacionales de discusión en nueve países europeos en combinación con un estudio Delphi para identificar las principales incertidumbres en juego en el proceso de toma de decisiones durante la fase de transición.
- 2) Estructuración analítica y consolidación de los resultados por país. Análisis transnacional de los resultados de los paneles de partes interesadas para extraer conclusiones y las principales incertidumbres categorizadas en seis categorías principales (medio ambiente, economía, social, gobernanza, salud, transversal).
- 3) Elaboración de recomendaciones por país. Sugerencia o asociación de las recomendaciones que podrían ayudar a reducir o considerar estas incertidumbres en el proceso de toma de decisiones para cada categoría.
- 4) Armonización de las recomendaciones sugeridas combinando y agrupando las de todos los paneles para cada categoría.

Mediante esta metodología, los paneles nacionales se enfrentaron a las incertidumbres generadas principalmente por la ambigüedad de la toma de decisiones durante la fase de transición. Se han recogido las preferencias y expectativas de partes interesadas locales y nacionales junto con los criterios/atributos clave que influyen en el desarrollo y la fijación de preferencias de las estrategias de recuperación.

Se ha llevado a cabo un análisis exhaustivo de los resultados de los paneles en todos los países, conectando las incertidumbres críticas con los criterios/requisitos de sostenibilidad que deberían impulsar la toma de decisión y la optimización de las estrategias alternativas. Por último, se elaboraron 14 recomendaciones para hacer frente a dichas incertidumbres con el objetivo adicional de identificar las lagunas y las necesidades de investigación adicionales.

Esta investigación representa el primer intento de estructurar y derivar recomendaciones generales para hacer frente a las incertidumbres en los procesos de toma de decisiones durante las fases de emergencia y transición.

Además de nueva investigación, el reto es aplicarlas de forma práctica dentro de cada territorio que pueda verse potencialmente afectado por un accidente nuclear.

ORALES D2 / 956

Validación experimental del Modelo de Compartimento Cerrado aplicado al radón

Autores: Aina Noverques Medina¹ ; Belén Juste Vidal² ; María Sancho Fernández³ ; Gumersindo Verdu⁴

¹ ISIRYM, Universitat Politècnica de València

² ISIRYM

³ Universitat Politècnica València

⁴ UPV

Corresponding Author: ainome@iqn.upv.es

1. Introducción

Considerado como elemento cancerígeno, el radón es la primera fuente de exposición a la radiación natural. Su emanación desde suelos, materiales de construcción, así como ríos, lagos o acuíferos provoca un aumento de su concentración en aire en espacios cerrados. Dada su peligrosidad, estos niveles en el interior de viviendas, lugares de trabajo y espacios públicos deben ser medidos de acuerdo con la legislación vigente. Sin embargo, este proceso de medida puede resultar largo y costoso por lo que diversas investigaciones se centran en predecir la concentración de radón en aire, a partir de un modelo matemático. Esto serviría también de cribado y una mejora en la selección de las técnicas de medida: si se tiene un valor estimado de concentración, el proceso de medición será más ajustado a las necesidades de cada ubicación.

El modelo seleccionado en esta investigación es el Modelo de Compartimento Cerrado (MCC) que permite, no solo analizar la evolución de la concentración de radón en aire en función del tiempo, sino también conocer la tasa de exposición que genera la fuente y el valor de la concentración máxima que se alcanzará para ese sistema de ensayo. En esta investigación se pretende analizar de forma experimental si ese valor de concentración máxima se alcanza en el tiempo de exposición que se obtiene mediante el MCC y, por tanto, quedaría justificado su aplicación en la predicción de los niveles de concentración de radón en aire.

2. Materiales y métodos

2.1. Procedimiento experimental

En esta investigación se han utilizado tres fuentes de radio-226 de diferentes actividades: 1.84 kBq, 4.27 kBq y 45 kBq. Todas ellas se han muestreado y caracterizado en dos depósitos de polietileno de alta densidad sellados herméticamente de diferente volumen: 30 y 120 L. En el interior de cada depósito se ubica la fuente, justo en el fondo, y el detector de radón en aire, situado sobre un soporte metálico elevado, tal y como se muestra en las Figura 1 y 2:

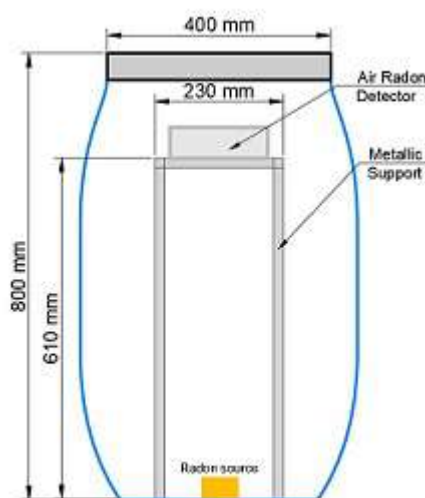


Figure 161: Dimensiones y montaje del bidón de 120 L

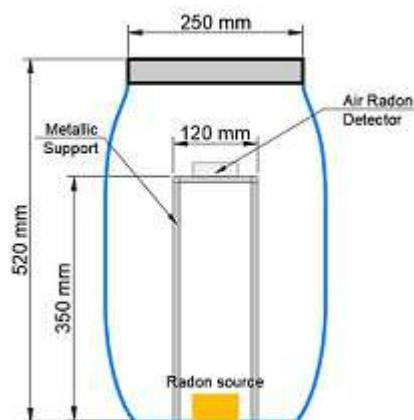


Figure 162: Dimensiones y montaje del bidón de 30 L

Los ensayos de medida de radón en aire en el interior de los depósitos se han llevado a cabo mediante el detector en continuo Radon Scout Plus (SARAD Company).

2.2. Modelo matemático empleado

El Modelo de Compartimento Cerrado (MCC), es ampliamente utilizado para analizar el comportamiento del radón en aire en un emplazamiento cerrado, aislado del exterior, en el que no hay aporte de agua o aire externo.

3. Resultados

De los resultados obtenidos se observa que, para las diferentes fuentes ensayadas en los dos depósitos de polietileno de alta densidad, el tiempo de ensayo teórico para alcanzar la concentración máxima de radón en aire en el sistema coincide con tiempo experimental en las diferentes medidas realizadas.

4. Discusión

Estos resultados demuestran la utilidad de la aplicación de uno de los modelos matemáticos en la predicción de los niveles de radón en aire. Disponer de estas ecuaciones permiten optimizar los tiempos de medida de los ensayos y mejorar así las técnicas empleadas.

5. Conclusiones

Los resultados muestran la verificación de forma satisfactoria del MCC para los tiempos de ensayo a nivel experimental. Esto facilita ensayos futuros sobre los niveles de radón en aire: cómo y durante cuánto tiempo medir radón en aire.

ORALES D2 / 1024

Comparación entre diferentes métodos de medida del factor de equilibrio del radón

Autores: Javier Enrique Martínez Ferri¹ ; Belén Juste Vidal² ; Gumersindo Verdu³

¹ *Universitat Politècnica de València*

² *ISIRYM*

³ *UPV*

Corresponding Author: jamarfe4@doctor.upv.es

En este trabajo se ha calculado el factor de equilibrio del radón y comparado usando tres métodos diferentes. El primer método utiliza el monitor de aire en continuo SmartCam (Ultraelectronics) que registra las desintegraciones alfa y beta de los descendientes del radón que se depositan en un filtro. El segundo método utiliza el mismo monitor de aire, pero en este caso el filtro se analiza en un espectrómetro gamma. El tercer método se basa en exponer varios detectores de trazas, la mitad de ellos con cámara y la otra mitad sin ella. La relación entre la densidad de trazas de los que tienen cámara y los que no, permite calcular el factor de equilibrio. El factor de equilibrio se ha calculado con estas tres metodologías y los resultados obtenidos muestran una buena concordancia.

Material y métodos

1. Método continuo de la SmartCam: Se utiliza la SmartCam (provista de bomba de aire) para monitorizar cada minuto las desintegraciones alfa y beta de los descendientes del radón adheridos a un filtro mediante un detector PIPS.
2. Método gamma de los descendientes del radón: Se utiliza la SmartCam durante 22 minutos para realizar un muestreo. El filtro con los descendientes se mide en un espectrómetro gamma de germanio Ortec GMX 40 durante 17 minutos y se analizan los picos gamma del Bi-214 y Pb-214. Mediante un algoritmo se calcula el factor de equilibrio.
3. Método de los detectores de trazas: Este método consiste en exponer durante varios meses, varios detectores de trazas con y sin cámara. Solo el radón entra a los detectores con cámara y los que no tienen cámara están expuestos al radón y sus descendientes. Los detectores de trazas utilizados son los Radosys CR39.

Resultados

Las tres metodologías se han utilizado para medir el factor de equilibrio en el Laboratorio de Física Nuclear de la UPV, así mismo, los métodos 1 y 2 también se han utilizado para calcular el factor de equilibrio en el bunker de estas instalaciones. Las medidas fueron realizadas durante el primer trimestre de 2020, y los resultados obtenidos son compatibles y entran dentro de los intervalos de incertidumbre de cada uno de ellos.

Los resultados obtenidos en la medida del factor de equilibrio en el laboratorio con los tres métodos es de 0.69 de media con una desviación estándar de 0.05, y para el bunker 0.1 de media con la misma desviación.

Discusión

Con los tres métodos diferentes descritos se han obtenido valores del factor de equilibrio situados en el mismo intervalo de error. Cada metodología puede utilizarse en distintos tipos de medida. El método 1 se puede utilizar para conocer la evolución del factor de equilibrio en medidas de largo y corto plazo, el método 2 para medidas puntuales y el método 3 para medidas a largo plazo.

Conclusiones

Las metodologías de cálculo del factor de equilibrio ofrecen buenos resultados y cada una de ellas puede utilizarse para medidas de rango temporal diferente. Los factores de equilibrio obtenidos en el laboratorio superan el valor recomendado por la UNSCEAR (0.4). En este caso, si en lugar de utilizar el factor medido se hiciera uso del propuesto por defecto, las dosis podrían subestimarse hasta en un 30%, lo que indica la importancia de conocer con precisión este factor de equilibrio del radón.

ORALES D2 / 1078

Recomendaciones del proyecto TERRITORIES para la evaluación y gestión de situaciones de exposición existentes post-accidente y NORM

Autores: Roser Sala Escarrabill¹ ; Almudena Real Gallego¹ ; Danyl Pérez¹ ; Juan Carlos Mora Cañadas¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: almudena.real@ciemat.es

Introducción

La protección radiológica de las personas y del medioambiente ha evolucionado con la publicación de las Normas Básicas de Seguridad Internacionales y Europeas, y las lecciones extraídas de experiencias recientes, como el accidente nuclear de Fukushima-Daiichi. El sistema actual de protección radiológica identifica como “situaciones de exposición existentes” a las exposiciones radiológicas a largo plazo post-accidente y las debidas a la contaminación por materiales radiactivos de origen natural (NORM). Ambas situaciones se basan en un mismo marco conceptual y siguen los mismos principios radiológicos.

El proyecto europeo TERRITORIES(<https://territories.eu>) ha propuesto recomendaciones para evaluar y manejar estas situaciones de exposición post-accidente y NORM. Dichas recomendaciones se refieren, tanto al tratamiento de las incertidumbres asociadas a la evaluación de las dosis a las personas y la biota, como a su consideración en los procesos de toma de decisiones.

La presente comunicación describe el trabajo realizado en TERRITORIES para elaborar las recomendaciones mencionadas.

Material y métodos

Se realizó una revisión de la legislación europea referente a situaciones de exposición existentes, y de las recomendaciones internacionales y normas fundamentales subyacentes a dicha legislación. También se recopiló y sintetizaron los resultados de todos los paquetes de trabajo de TERRITORIES. Se presentó una primera versión de las recomendaciones a un amplio grupo de partes interesadas para recopilar sus puntos de vista e incorporarlos en la versión final de las recomendaciones.

Resultados

Se identificaron y discutieron con las partes interesadas las incertidumbres asociadas a la evaluación de las dos situaciones de exposición consideradas (post-accidente y NORM), con el fin de mejorar la consideración de tales incertidumbres en la gestión y la recuperación de los territorios afectados.

Se elaboraron dos documentos, uno para cada situación estudiada, que contienen una serie de recomendaciones. Para cada recomendación se estableció una justificación, amén de cómo y quién debía aplicarla.

Discusión

Aunque desde el punto de vista del sistema de protección radiológica, las situaciones de exposición existentes post-accidente y NORM se consideran similares, ambas tienen diferencias que repercuten en el impacto que tienen las incertidumbres en los procesos de toma de decisiones.

Una de las diferencias más importante es la naturaleza excepcional y la ocurrencia súbita de los grandes accidentes nucleares, que afecta de manera profunda y duradera a la vida cotidiana de las poblaciones y repercute en sus actividades socio-económicas. En el caso de los NORM, el impacto sobre la población y el medioambiente se percibe inferior por la sociedad, pero las consecuencias radiológicas pueden ser similares o incluso superiores para grupos específicos.

En ambas situaciones, entran en juego otros factores además de los radiológicos (económicos, sociales, de gobernanza, etc.) que aportan incertidumbres en todas las fases de los procesos de tomas de decisiones.

Conclusiones

TERRITORIES ha publicado recomendaciones clave para mejorar los procesos de toma de decisiones, mediante un enfoque innovador, en situaciones de exposición existentes post-accidente y NORM. Estas recomendaciones pueden servir como apoyo a las autoridades nacionales e internacionales para seguir desarrollando y mejorando las herramientas técnicas a través del diálogo en los territorios afectados. TERRITORIES ha recibido financiación del programa de investigación y formación de Euratom 2014-2018 en virtud del acuerdo de subvención nº 662287 (CONCERT). Esta publicación refleja únicamente la opinión del autor. La responsabilidad de la información y las opiniones expresadas en el mismo recae enteramente en los autores. La Comisión Europea no se hace responsable del uso que pueda hacerse de la información que contiene.

ORALES D2 / 1080

La nueva red de vigilancia radiológica automática del País Vasco

Autores: Natalia Alegria Gutierrez^{None} ; Fernando Legarda¹ ; José Miguel Muñoz² ; Margarita Herranz¹ ; Raquel Idoeta³

¹ *Universidad del País Vasco*

² *Gobierno Vasco*

³ *Universidad del País Vasco*

Corresponding Author: natalia.alegria@ehu.es

Introducción

En la Comunidad Autónoma del País Vasco (CAPV) existe una sensibilidad sobresaliente en relación con todo lo que se refiere a radiactividad y radiaciones ionizantes.

Estos hechos movieron al Gobierno Vasco (GV) a constituir, en el año 2000, una red de vigilancia radiológica automática.

Recientemente, se ha producido a nivel internacional una modernización de las redes de vigilancia. Por ello, y tras un análisis de posibilidades el Gobierno Vasco inició en colaboración con la Universidad del País Vasco, el diseño de una red de vigilancia radiológica ambiental de operación en tiempo real y automática.

Material y métodos

Una red de estaciones constituida mediante la colocación de estaciones de medida en diferentes puntos del territorio, es decir una red territorial, permitiría, si fuese lo suficientemente tupida, determinar la trayectoria de la nube de material radiactivo por medida y no mediante cálculo. Tras una detección, se requeriría del desplazamiento de equipos de medida a los lugares de detección para determinar con precisión la naturaleza del suceso.

Para diseñar la malla de estaciones del modelo territorial, se divide la CAPV en cuadrados de 20 km de lado (Alemania utiliza unos 15 km) y en cada uno de ellos se busca un núcleo urbano que albergue al mayor número de habitantes posible y de modo que el conjunto de estaciones permita detectar una fracción lo más próxima posible al 100% de las posibles nubes de contaminación que alcancen la CAPV.

Para determinar la red que conseguirá un nivel de detección de nubes posibles próximo al 100%, se ha desarrollado un software que genera nubes en las centrales nucleares próximas (hasta ~450 km) que se dispersan mediante un modelo gaussiano y que son detectadas por las estaciones dispuestas cuando el área de influencia de la nube contiene a una estación. Recíprocamente una estación detectará una nube cuando se encuentre dentro del área de influencia de la misma, determinada por una anchura de nube de 3s.

Para el diseño de la red se ha partido de un núcleo básico constituido por las estaciones ubicadas en las capitales de los tres territorios históricos y se han ido añadiendo estaciones en los diferentes cuadrados de 20 km de lado que constituyen la retícula de vigilancia radiológica de la CAPV.

Se ha considerado, además, que cada estación debiera estar dotada de equipamiento para metrología meteorológica que permita conocer de donde proviene la nube y cuál será su ruta inicial a partir de la estación, así como las condiciones de dispersión en el punto.

Resultados

Casi el 100% de detecciones en categoría de dispersión E y el 100% en todas las demás.

Conclusiones

La red diseñada realiza una vigilancia exhaustiva que posibilitará la detección de la presencia de una nube de material radiactivo con alta fiabilidad, lo que permitirá activar el protocolo de alarma de manera temprana.

ORALES D2 / 1160

Papel de la litología en la presencia de radionucleidos de origen natural en muestras de agua de consumo de la provincia de Tarragona

Autor: Joana Martínez Ratia¹

Co-autores: Alejandra Peñalver Hernando¹; Carme Aguilar¹; Francesc Borrull¹

¹ *Unitat de Radioquímica Ambiental i Sanitària (URAI), Departament de Química Analítica i Química Orgànica, Universitat Rovira i Virgili*

Corresponding Author: joana.martinez@fundacio.urv.cat

1. Introducción

Las aguas superficiales y subterráneas pueden contener elementos radioactivos tanto de origen natural o artificial. La presencia de radionucleidos naturales, que es la mayoritaria en las matrices mencionadas, podría deberse a distintos factores como por ejemplo la interacción entre el agua y el terreno por el que circula. Estos recursos hídricos suelen usarse, previa potabilización, como agua de consumo humano y deben cumplir los requisitos del R.D. 314/2016.

Por todo esto, el presente estudio tiene como objetivo evaluar la calidad radiológica de un número significativo de aguas de consumo de diferentes localidades de la provincia de Tarragona y relacionar los resultados obtenidos con las características litológicas del terreno de origen. Además, también se han evaluado los posibles riesgos radiológicos derivados del consumo de las diferentes aguas analizadas.

2. Material y métodos

Se han recogido 196 muestras de agua de consumo procedentes de diferentes localidades de la provincia de Tarragona y que se diferencian entre ellas por las propiedades litológicas del terreno.

La caracterización radiológica de dichas muestras se basó en la medida de los índices de actividad alfa y beta total mediante un contador de centelleo sólido de ZnS (Ag) y un contador proporcional de flujo de gas de bajo fondo (Berthold LB770) respectivamente. Las actividades de Po-210, U-234 y U-238 se midieron por espectrometría alfa, la actividad de Ra-224 y Ra-226 con contador de centelleo sólido y la actividad de Ra-228 por espectrometría gamma (GeHP). Finalmente, la actividad de Rn-222 se midió con un contador de centelleo líquido de bajo fondo (Quantulus 1220).

3. Resultados y discusión

Como consecuencia de la complejidad y variabilidad de las características litológicas de la superficie de la provincia de Tarragona y de los diferentes orígenes del agua de consumo abastecida en la zona se observa una gran variación en el contenido radiológico natural de dichas muestras.

El 77% de las muestras analizadas no superan el nivel paramétrico del índice de actividad alfa (0,1Bq/L), mientras que para el resto de los parámetros determinados en este estudio ninguna de las muestras supera su valor paramétrico. La mayoría de las muestras que exceden el valor de la actividad alfa tienen su origen en tres áreas determinadas de la provincia que se caracterizan por la presencia de material granítico. El agua que interacciona con dicho material suele contener altos niveles de radionucleidos provenientes de las cadenas de desintegración del U-238 y Th-232, tal y como se ha verificado en este estudio. Mediante el cálculo de la dosis indicativa (D.I.) se puede concluir que el 95,5% de las muestras analizadas son aptas para el consumo ya que no exceden el límite permitido (0,1 mSv/año). Únicamente una de las muestras supera dicho límite, siendo el Ra-226 el radionucleido con mayor contribución a la superación de los 0,1 mSv/año.

4. Conclusiones

El 23% de las muestras analizadas exceden el nivel paramétrico del índice de actividad alfa total. La determinación de los radionucleidos naturales en estas muestras ha permitido evaluar su correlación con el origen del agua (zonas graníticas). La mayoría de las aguas de consumo analizadas para este estudio en la provincia de Tarragona presentan una D.I. inferior a los 0,1 mSv/año.

ORALES D2 / 1195

Estudio de seguridad en el área de urgencias durante la Pandemia Covid-19

Autor: Leticia Irazola Rosales¹

Co-autores: Veronica Moran Velasco² ; Leticia Soria Ruiz - Ogarrio³ ; Elena Prieto Azcárate³ ; Josep María Martí i Climent³

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona

² CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

³ Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: lirazola@unav.es

Introducción

Considerando el aumento del uso de los equipos portátiles de radiología convencional en urgencias debido a la afluencia de pacientes CoVid-19, se decidió realizar un estudio de seguridad retrospectivo en materia de protección radiológica. El objetivo fue evaluar si las condiciones de trabajo en el área de urgencias de la Clínica Universidad de Navarra (sedes de Pamplona y Madrid) resultaban adecuadas.

Material y métodos

Se revisó el número de placas mensuales realizadas en el área de urgencias de ambas sedes a lo largo del año 2020. Este se comparó con el número máximo de placas diarias que podrían realizarse en una sala tipo sin superar el límite de dosis anual para miembros del público en el exterior ($H_W=1$ mSv, RD 783/2001). En la Figura 1 se muestra la sala tipo. Se considera que la sala está revestida con pladur y ladrillo, equivalente a 0.2 mm de plomo.

Los parámetros empleados para el análisis caracterizarían el peor escenario posible (1 mAs, 121 kV, dfoco-barrera=1.5 m, tamaño de campo=35x45 cm², factor de ocupación $T=1$ o $T=\frac{1}{4}$). Se consideraron tanto radiografías en decúbito supino (RX hacia el suelo, radiación dispersa hacia la barrera) para pacientes encamados, como bipedestación (RX hacia la pared, radiación primaria hacia la barrera) en pacientes con buen estado general (Figura1). Los cálculos realizaron según el procedimiento de la Guía de Seguridad 5.11 del CSN.

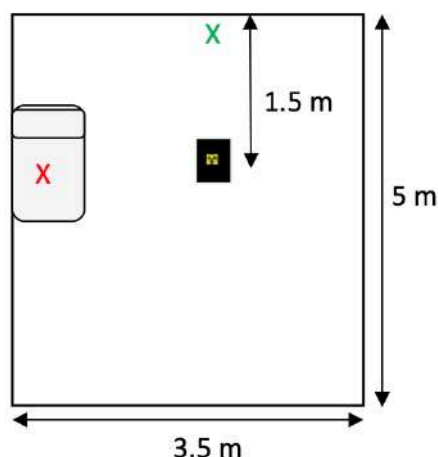


Figura 1. Representación de una sala modelo empleada para los cálculos, las cruces indican la localización del paciente y tubo en exploraciones decúbito supino (roja) y de pie (verde).

Figure 163: enter image description here

Resultados

La Figura 2 muestra el aumento del número de radiografías en urgencias para ambas sedes (valores diarios promedio) durante los periodos de mayor incidencia de la pandemia en el 2020.

En base a los resultados obtenidos, en el peor de los escenarios únicamente se podría realizar 1 radiografía al día en cada sala en bipedestación si las salas contiguas son de ocupación continuada y 4 si son de menor ocupación. En el caso de exploraciones realizadas en decúbito supino, podrían realizarse 3 placas al día en cada sala si el factor de ocupación es 1, aumentando a 11 para ocupación 1/4. Estos límites se indican en la Figura 2, señalando tanto el número máximo de placas diarias en bipedestación (línea continua) y en decúbito (discontinua).

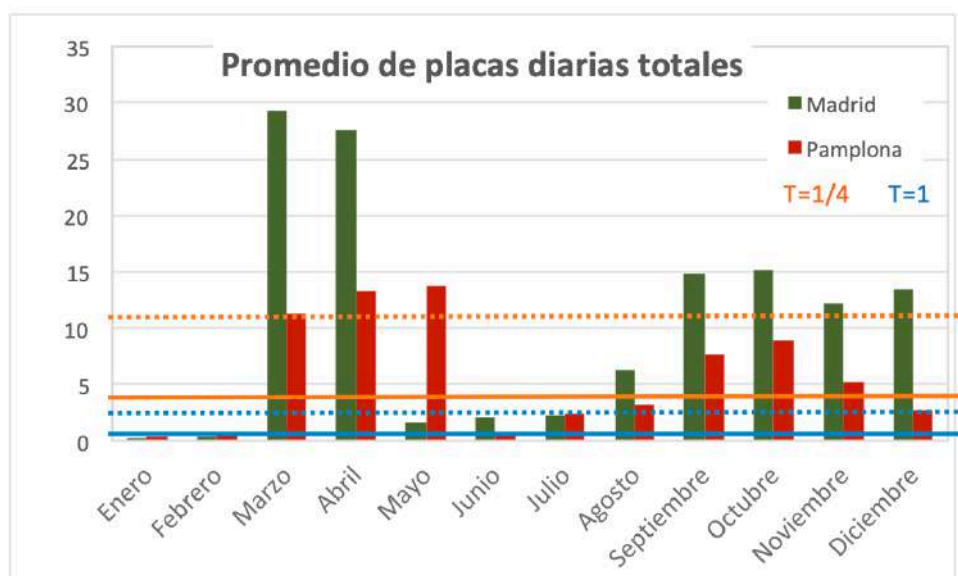


Figura 2. Número de radiografías realizadas en el área de urgencias en la sede de Madrid (verde) y Pamplona (rojo). Las líneas indicarían los límites de pruebas diarias por sala que no habrían de ser superados considerando la radiación primaria (línea continua) y secundaria (línea discontinua) en condiciones de ocupación completa ($T=1$) o parcial ($T=1/4$) para el peor de los escenarios contemplados (1 mAs, 121 kV, $d_{\text{foco-paciente}}=1$ m encamado y 1.5 m en parþed).

Figure 164: enter image description here

Conclusiones

Este estudio pretende mostrar la posible necesidad de medidas adicionales de protección radiológica, tales como modificación de la forma de proceder, con el objetivo de cumplir con los límites de dosis en situaciones excepcionales como la que se viene dando en los hospitales desde la aparición de la CoVid-19.

ORALES D2 / 1196

Hacia la optimización del protocolo de restricciones en pacientes de ^{177}Lu -DOTATE

Autor: Leticia Irazola Rosales¹

Co-autores: Elena Prieto Azcárate ² ; Juan José Rosales Castillo ² ; Josep María Martí i Climent ² ; Javier Arbizu Lostao ²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona

² Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: lirazola@unav.es

Introducción

Las terapias con ^{177}Lu -Ocreotat para el tratamiento de tumores neuroendocrinos bien diferenciados, normalmente conllevan el ingreso hospitalario con objeto de minimizar la exposición radiactiva del público. El tratamiento comprende 4 ciclo de unos 740 MBq/ciclo. Este estudio pretende analizar distintas aproximaciones para el cálculo de las posibles restricciones establecidas al alta de estos pacientes.

Material y métodos

En nuestro centro, el ingreso de estos pacientes dura 24 h tras la administración del radiofármaco. Durante cada ciclo, se realizan medidas de tasa de dosis (de $\text{H}^*(10)$). a nivel abdominal a 1 m, tras 1, 2, 4, 8, 24 horas tras el tratamiento. Además, en el primer ciclo se registra la tasa de dosis a las 48 y 96 horas. Se estudió la variabilidad de la vida media efectiva (τ) inter-ciclo.

Se analizaron las restricciones de convivencia para 12 pacientes (42 ciclos), siguiendo el formalismo del FORO 1 asegurando que no se supere el límite de 1 mSv/año para familiares y público. Para ello, se emplearon la tasa de dosis al alta y la vida media efectiva del primer ciclo (τ_{propio}), y las vidas medias percentil 95 (τ_{95}) y media (τ_m) obtenidas en una cohorte de 49 tratamientos 2.

Resultados

La variabilidad de la vida media efectiva inter-tratamiento inferior al 29%. La Figura muestra las restricciones en días obtenidas para los tres supuestos considerando el caso más restrictivo (convivencia con niños <5 años).

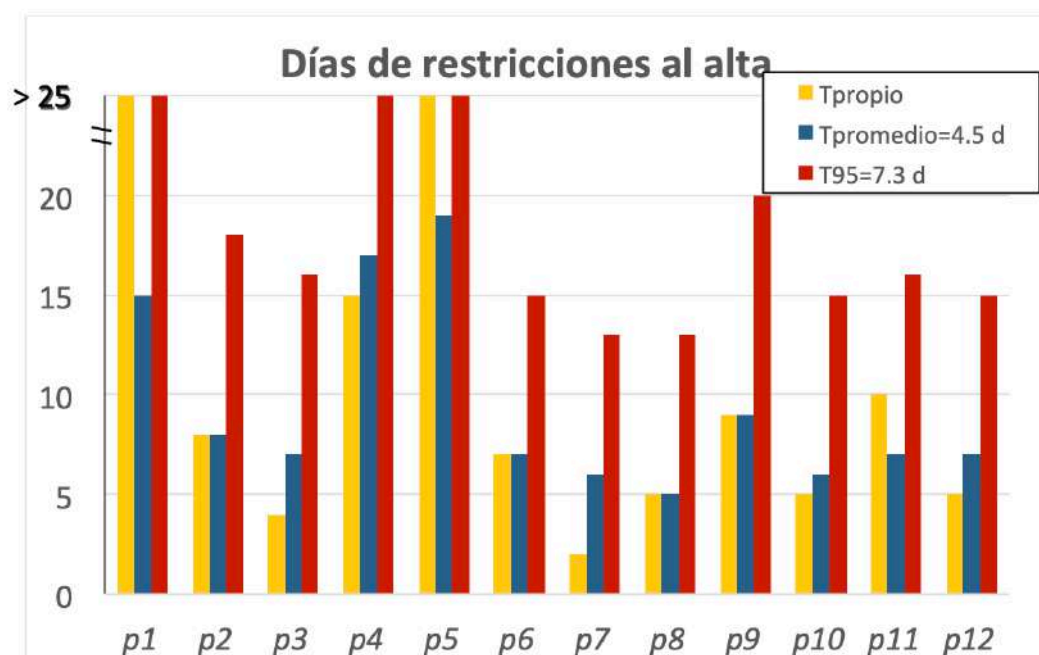


Figura. Estimación de días de restricciones para el caso más restrictivo (convivencia con niños <5 años), según: el valor promedio ($\tau_m=4.5$ d en azul), el valor del P95 ($\tau_{95}=7.3$ d en rojo) y el valor estimado del primer tratamiento (τ_{propio} en amarillo). Los valores que se muestran superando los 25 días representan pacientes para los que se supera el límite permitido para el alta.

Figure 165: enter image description here

Discusión

Tras un análisis anterior 2, se optó por tomar el valor más restrictivo (P95) para las recomendaciones al alta del paciente. En este estudio podemos observar que el empleo de este valor conlleva un exceso promedio de 9 días para el parámetro más restrictivo (convivencia con niños) con respecto al a los días de restricciones obtenidos con el dato del primer ciclo de cada paciente, y de 1 día en caso de considerar la vida media promedio estimada en la misma referencia 2. Se observa también que, si bien en algunos casos donde las estimaciones no permitirían el alta del paciente (>25 días), empleando otro valor de vida media efectiva, se obtienen unas restricciones que sí lo permitirían.

Conclusiones

Las restricciones al alta de pacientes tratados con ^{177}Lu -Ocreotatate resultan necesarias para limitar la dosis tanto de familiares como del público. Este trabajo muestra el impacto en los periodos con restricciones según la vida media considerada para la estimación de los mismos. La aplicación de la vida media del primer ciclo del paciente al resto de ciclos, supondría una mayor personalización de las restricciones frente a la aplicación de los valores poblacionales. Sin embargo, habría que considerar tanto la variabilidad intra-ciclos que supone una sobre-infra protección, en contraste con nivel de protección obtenido aplicando el P95.

ORALES D2 / 1256

VALIDACIÓN DEL PROCEDIMIENTO DE DETERMINACIÓN DE ACTIVIDAD DEL RA-226 POR ESPECTROMETRÍA ALFA**Autor:** Concepción Olondo Castro¹**Co-autores:** Saroa Rozas Guinea ¹ ; Natalia Alegria Gutierrez ; Margarita Herranz ²¹ UPV/EHU² UPV**Corresponding Author:** natalia.alegria@ehu.es**1. Introducción**

En el Laboratorio de Medidas de Baja Actividad de la UPV/EHU se ha validado el método de determinación del Ra-226 por espectrometría alfa aplicable a matrices sólidas o líquidas, cuando se requiere alcanzar límites de detección muy bajos.

Para la validación se ha seguido un sistema mixto, utilizando muestras de referencia y otras de origen industrial. El valor de referencia de estas últimas se ha establecido determinando la de actividad de Ra-226 por espectrometría gamma o por centelleo líquido (LSC).

El rango de valores de concentración de actividad considerado va de 0,16 Bq/kg a 2226 Bq/kg.

2. Materiales y método.

Las medidas se han realizado con detectores PIPs de 450 mm² de área, 25% de eficiencia y fondos de 2 10⁻⁵ cps. El tiempo de medida ha sido de 600000 s. Para el cálculo del límite de detección se ha seguido la norma ISO 11929 y las incertidumbres de se han determinado según el GUM (Evaluation of measurement data – Guide to the expression of uncertainty in measurement (JCGM 100:2008)).

Se han analizado un total de 11 muestras; 4 proceden de intercomparaciones: 1 muestra acuosa, 1 sedimento, 1 carbonato cálcico y 1 suelo y 7 provienen de la industria del petróleo y el gas

Para la validación del método se ha analizado la exactitud, la precisión, la reproducibilidad, la linealidad y la especificidad. Asimismo, se han establecido los valores de los límites de detección e incertidumbres que se obtienen utilizando este método en determinadas condiciones de medida y tamaño de muestra.

Para valorar los resultados, y en el caso de existir un valor de referencia, se han utilizado los siguientes parámetros, para estimar la precisión y la exactitud del método:

$$u_{test} = \frac{|v_{referencia} - v_{medida}|}{\sqrt{Inc_{referencia}^2 + Inc_{medida}^2}} [-]$$

$$p = \sqrt{\left(\frac{Inc_{referencia}}{v_{referencia}}\right)^2 + \left(\frac{Inc_{medida}}{v_{medida}}\right)^2} \cdot 100 [\%]$$

El resultado será considerado como válido si $u_{test} < 2,58$ y $p \leq 15 \%$.

Los resultados se consideraran reproducibles cuando la dispersión entre la media y los resultados parciales es menor del 15% y se produce un solape entre las bandas de incertidumbre.

En el caso de las muestras que carecen de valor de referencia, se verifica que la dispersión entre los resultados no supera el 15% y que las bandas de incertidumbre se solapan.

La linealidad del método viene corroborada por el hecho de medir muestras con distintos niveles de concentración de actividad.

La especificidad se obtiene a partir de un análisis de posibles interferentes, tanto en la separación como en la medida.

3. Resultados y discusión

Las muestras con valor de referencia han presentado valores del $u_{test} < 2,58$ y de $p \leq 15\%$. En las muestras sin valor de referencia también se cumplen con los criterios previamente definidos. La reproducibilidad resulta ser aceptable.

En cuanto a la linealidad, estadísticamente, no se observan diferencias entre los resultados obtenidos en las diferentes concentraciones analizadas.

El método es específico y permite alcanzar límites de detección de 0,02 Bq/kg para muestras de 1 g. con tiempos de medida de 600000 s.

4. Conclusiones

Se considera validado el procedimiento para la determinación de actividad de Ra-226 por espectrometría alfa.

ORALES D2 / 1273

VALIDACIÓN DE UN PROCEDIMIENTO PARA LA DETERMINACIÓN DE Tc-99

Autor: Saroa Rozas Guinea¹

Co-autores: María Teresa Rodríguez Gonzalez² ; Concepción Olondo Castro³ ; Raquel Idoeta Hernandorena⁴

¹ Universidad del País Vasco (UPV/EHU)

² EHU/UPV

³ UPV/EHU

⁴ Universidad del País Vasco UPV/EHU

Corresponding Author: saroa.rozas@ehu.eus

VALIDACIÓN DE UN PROCEDIMIENTO PARA LA DETERMINACIÓN DE Tc-99

S. Rozas, M. T. Rodríguez, C. Olondo, R. Idoeta

INTRODUCCIÓN

El Tc-99 es un emisor beta y uno de los productos de la fisión de U-235 más significativo, dado que el rendimiento de la reacción con neutrones térmicos es del 6 % y su periodo es de 211.500 años. Por ello, es uno de los isótopos habituales en el inventario radiactivo de las instalaciones nucleares en desmantelamiento.

En este trabajo se presenta la validación de un procedimiento para la determinación de la actividad de Tc-99, en muestras sólidas y líquidas, centrada en la evaluación de la linealidad, exactitud, precisión y reproducibilidad de los resultados de unas muestras trazadas con diferentes concentraciones de actividad de Tc-99. Asimismo, se analizan los rendimientos de separación, las incertidumbres y los límites de detección (LID) alcanzables, en función de la masa y el tiempo de medida, y su carácter específico a partir del análisis de los posibles interferentes espectrales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la validación del método de Tc-99 se prepararon dos colecciones de 5 muestras de agua con una concentración de actividad entre 10 y 100 veces el LID esperado, sobre las cuales se aplicó el procedimiento que consiste en: digestión ácida de las muestras sólidas o evaporación de las muestras líquidas, disolución del residuo y separación en una columna TEVA.

La resina de la columna se deposita en un vial de polietileno junto con 10 ml de líquido centelleador Ultima Gold LLT y se mide en un espectrómetro de centelleo líquido 1220 QUANTULUS de Perkin Elmer.

Se utiliza una solución patrón de Tc-99 para obtener la eficiencia de detección y una muestra trazada para obtener la eficiencia global y el rendimiento químico.

Una vez medidas las muestras de validación, se evaluaron la linealidad, exactitud, precisión y reproducibilidad de los resultados; y se establecieron las incertidumbres y los LID alcanzables.

Su especificidad se analizó participando en intercomparaciones, con muestras sólidas conteniendo otros radionúclidos y cantidades variables de Tc-99.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Un resumen de los resultados es el siguiente:

La exactitud obtenida es menor que el estadístico t (2,58) y la precisión mejor que el 15 %. Los resultados son reproducibles, ya que la dispersión entre la media y los resultados parciales es menor que el 15 %, y hay solape entre bandas de error (2σ).

El carácter lineal del método se confirma y los valores de LID son del orden de 32 Bq/kg, para muestras sólidas de 1 g y tiempos de medida de muestra y blanco de 6 y 12 h, respectivamente.

En cuanto a la especificidad, los isótopos que interfieren en el espectro del Tc-99 son Cs-137 e Y-90. El Y-90 tiene un periodo corto y desaparece rápidamente; en presencia de Cs-137 hay que estrechar la ventana de Tc-99, lo que incrementa el LID.

CONCLUSIONES

El procedimiento para la determinación de la actividad de Tc-99 en muestras sólidas y líquidas es un procedimiento validado.

ORALES D3 / 991

Sexta intercomparación entre servicios de dosimetría personal externa organizada por el CSN en colaboración con la UPC

Autores: María Luisa Tormo de las Heras¹ ; Maria Roig Costa² ; Merce Ginjaume³ ; Anna Torras González²

¹ Consejo de Seguridad Nuclear

² Universitat Politècnica de Catalunya

³ Universitat Politècnica de Catalunya

Corresponding Author: mlth@csn.es

Autores

M. Tormo, I. Amor. Consejo de Seguridad Nuclear.

A. Torras, M. Roig, M. Ginjaume. Instituto de Técnicas Energéticas. Universitat Politècnica de Catalunya.

1. Introducción:

Desde 1987, el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) organiza periódicamente intercomparaciones entre los Servicios de Dosimetría Personal Externa (SDPE) autorizados por el mismo para valorar el nivel de fiabilidad de sus estimaciones dosimétricas y para, si procede, requerirles las acciones correctivas que resulten necesarias para mejorar dicha fiabilidad. Durante el año 2020 y a pesar de la situación ocasionada por la pandemia de COVID-19, el CSN ha llevado a cabo la 6ª intercomparación entre SDPE en colaboración con el Laboratorio de Calibración y Dosimetría del Instituto de Técnicas Energéticas de la Universitat Politècnica de Catalunya (INTE-UPC).

2. Material y métodos:

En la intercomparación han participado veintiún laboratorios, veinte SDPE autorizados por el CSN y uno en vías de licenciamiento. El diseño de la intercomparación y el análisis de sus resultados se ha llevado a cabo de acuerdo con la Norma ISO 14146:2018. El procedimiento utilizado por el Laboratorio INTE-UPC para la calibración de los dosímetros sigue las recomendaciones descritas en la Norma ISO 4037-3:2019.

El parámetro utilizado en el análisis de los resultados es la respuesta del dosímetro, R, definida como el cociente entre la dosis equivalente personal determinada por el SDPE, H_m, y el valor de referencia, H_v. Para fotones con una energía media mayor que 10 keV, el valor de R ha de satisfacer la siguiente expresión:

$$0.71 \cdot \left(1 - \frac{2 \cdot H_0 / 1.33}{H_0 / 1.33 + H_v}\right) \leq R \leq 1.67 \cdot \left(1 + \frac{H_0}{4 \cdot H_0 + H_v}\right)$$

Donde, H₀ representa el límite inferior de dosis equivalente personal, o nivel de registro.

La representación gráfica de los límites establecidos para R, en función de los valores de dosis de referencia H_v, se denomina curva trompeta.

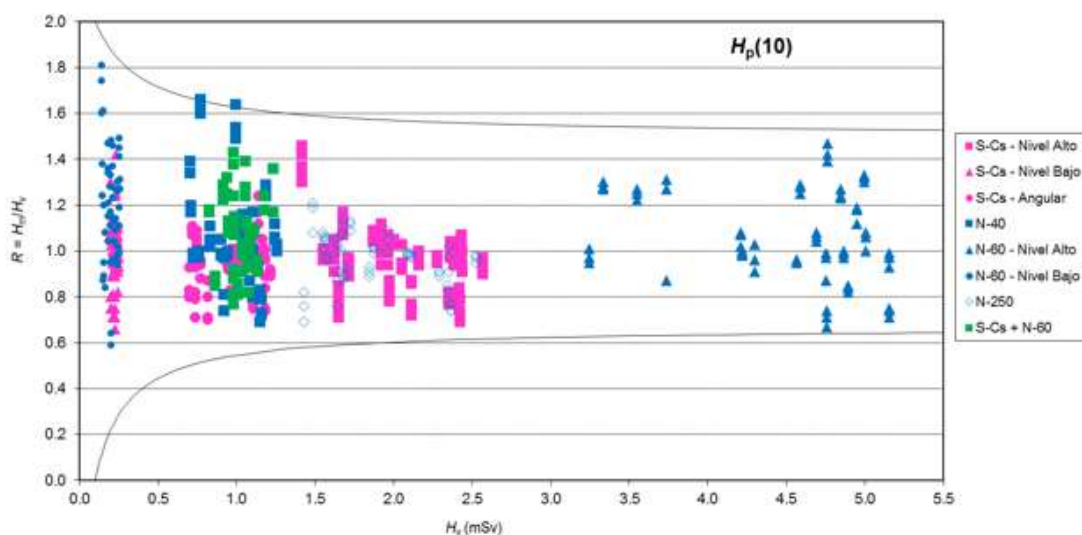
Se han considerado ocho puntos de calibración utilizando las calidades definidas en la Norma ISO 4037-1:2019 según se indica en la tabla 1. Las irradiaciones se han efectuado con incidencia normal, excepto en el punto 3, en que se efectuaron con un ángulo de 45°.

Punto de calibración	Calidad de radiación	Rango de dosis equivalente personal (mSv)	Incertidumbre (%) (k = 2)
1	S-Cs	2.60 - 1.40	5.8
2	S-Cs	0.26 - 0.20	5.8
3	S-Cs (45º)	1.30 - 0.70	5.8
4	N-40	1.30 - 0.70	5.4
5	N-60	5.20 - 2.80	5.4
6	N-60	0.26 - 0.14	5.4
7	N-250	2.60 - 1.40	5.4
8	N-60 + S-Cs	0.65 - 0.35 0.65 - 0.45	5.5

Figure 166: Definición de los puntos de calibración seleccionados en la intercomparación

3. Resultados

Se ha llevado a cabo un análisis de los resultados por participante y por magnitud dosimétrica para cada calidad de irradiación. En la figura 1 se representan las respuestas, R , de todos los participantes para $H_p(10)$ junto con los criterios de aceptación según la Norma ISO 14146:2018 (curvas trompeta). Se han eliminado de la gráfica dos resultados con respuesta superior a 3. La norma establece como tolerancia que un máximo del 10 % de los dosímetros irradiados se encuentre fuera de los límites indicados por las curvas trompeta.

Figure 167: Representación de las respuestas de todos los participantes para $H_p(10)$ junto con las curvas trompeta para $H_0 = 0.1$ mSv (eliminando dos respuestas con valor superior a 3)

4. Conclusiones

Todos los centros participantes en la sexta intercomparación satisfacen los criterios de aceptación, lo que supone una mejora respecto a los resultados de la intercomparación del 2013, en la que 4 SDPE no cumplían la tolerancia propuesta por ISO. Dicha mejora global se traduce también en el porcentaje de determinaciones dosimétricas dentro de los límites de las curvas trompeta (en 2013 era el 95.5 % de las determinaciones y en esta ocasión ha sido el 99.4 %).

ORALES D3 / 1040

Dosimetría en terapia FLASH

Autores: Antonio Pazos Alvarez¹ ; Diego Miguel González Castaño^{None} ; Faustino Gómez Rodríguez² ; Nicolás Gómez Fernández³

¹ Universidad de Santiago

² Universidad de Santiago de Compostela

³ Laboratorio de Radiofísica USC

Corresponding Author: faustino.gomez@usc.es

Dosimetría en terapia FLASH

Faustino Gómez^{1,2}, José Paz-Martín¹, Diego González-Castaño², Nicolás Gómez-Fernández², Antonio Pazos^{1,2}

1.- Dept. Física de Partículas y Materia Condensada, Facultad de Física,
Universidad de Santiago, E-15782 Santiago de Compostela, España

2.- Laboratorio de Radiofísica, RIAIDT,
Universidad de Santiago, E-15782 Santiago de Compostela, España

Introducción:

La radioterapia FLASH (FLASH-RT) es una nueva modalidad de tratamiento que utiliza haces de radiación pulsados de muy alta tasa de dosis instantánea. El interés por esta nueva técnica ha crecido recientemente de modo notable [1,2,3]. Sin embargo, debido a uso de tasas de dosis hasta 10^6 Gy/s diferentes métodos de medida y patrones útiles en la radioterapia convencional presentan graves desviaciones en la aplicación a FLASH-RT 4.

Material y métodos:

Hemos desarrollado un modelo numérico para el cálculo del factor k_{sat} a partir de la resolución del sistema de ecuaciones diferenciales que describen la generación, transporte y recombinación de carga en cámaras de ionización plano paralelas, similar al de M. Gotz 5. Esto nos permite predecir el valor k_{sat} para una cámara plano paralela sometida a alta dosis por pulso (Figura 1) y explorar la separación entre electrodos óptima. Se ha diseñado y construido una cámara ultradelgada de 250 μm de gap que a 300 V podría operar hasta 8 Gy por pulso con una corrección inferior al 3% (Figura 2).

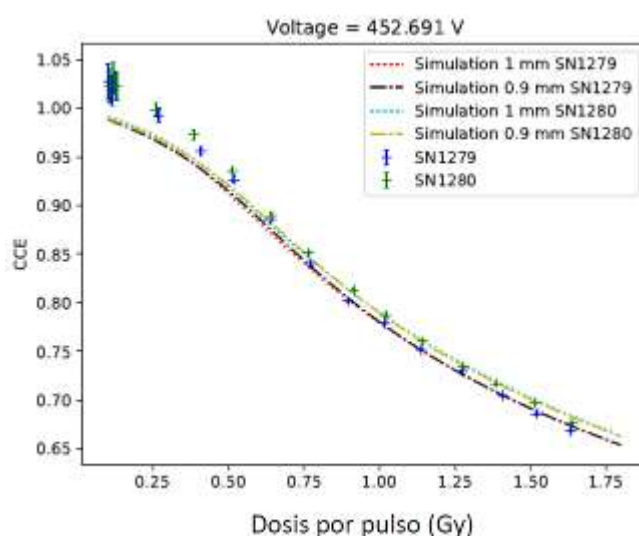


Figure 168: Valor experimental y predicción numérica de eficiencia de colección de carga para una cámara Advanced Markus en el acelerador PTB MELAF con haz de electrones de 9 MeV, DPP hasta 1.8 Gy y duración de pulso de 2.5 μs .

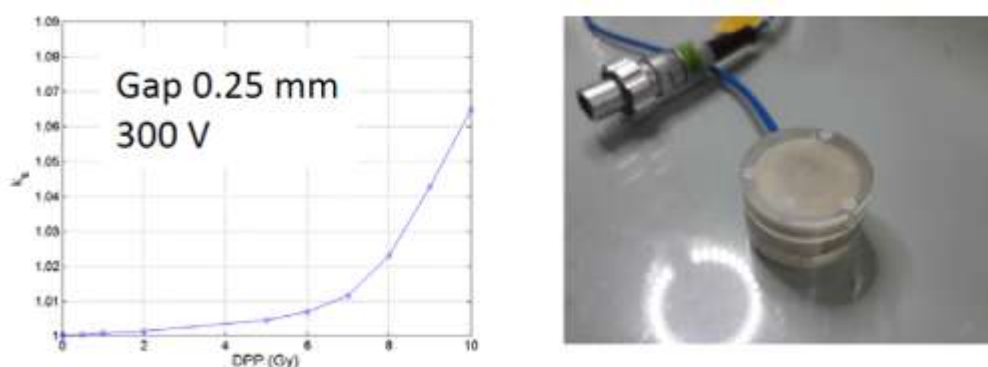


Figure 169: Valor de k_{sat} para una cámara ultradelgada de 250 μm de gap como función de la dosis por pulso de 1 μs (957 hPa; 25 $^{\circ}\text{C}$).

Resultados:

El desarrollo de un modelo numérico para la eficiencia de colección de carga permite predecir el valor de k_{sat} para haces de tipo FLASH y la dependencia de este factor de la geometría y parámetros de operación de las cámaras de ionización. La simulación se ha comparado con resultados obtenidos por el NPL y PTB en haces de electrones de ultra alta dosis por pulso (CLEAR CERN y MELAF PTB). Actualmente se ha construido una cámara de 250 μm de gap que se está probando en haces FLASH como alternativa a las cámaras de ionización comerciales existentes.

Referencias:

- 1 J. Bourhis et al. Clinical translation of FLASH radiotherapy: Why and how? Radiotherapy and Oncology 139 (2019) 11–17
- 2 V. Favaudon et al. Ultrahigh dose-rate FLASH irradiation increases the differential response between normal and tumor tissue in mice, Science Translational Medicine Vol. 6 Iss. 245 (2014)
- 3 J. Bourhis et al. Treatment of a first patient with FLASH-radiotherapy, Radiotherapy and Oncology 139 (2019) 18–22
- 4 K. Petersson et al. High dose-per-pulse electron beam dosimetry — A model to correct for the ion recombination in the Advanced Markus ionization chamber Med. Phys. 44 (3), (2017)
- 5 M. Gotz et al. A new model for volume recombination in plane-parallel chambers in pulsed fields of high dose-per-pulse Phys. Med. Biol. 62 (2017) 8634–8654

This work has been performed inside the project “Metrology for advanced radiotherapy using particle beams with ultra-high pulse dose rates” that has received funding from the EMPIR program cofinanced by the Participating States and from the European Union’s Horizon 2020 research and innovation program.

ORALES D3 / 1093

Caracterización preliminar de la emisión termoluminiscente del RbCl:KOH para su utilización en dosimetría

Autor: Iciar Sarasola Martin¹

Co-autores: José Francisco Benavente Cuevas²; Virgilio Correcher¹

¹ CIEMAT

² Ciemat

Corresponding Author: iciar.sarasola@ciemat.es

Introducción: La respuesta termoluminiscente (TL) del RbCl:KOH sintético no se ha estudiado previamente. En este trabajo se presenta un estudio dosimétrico preliminar de la respuesta termoluminiscente del RbCl:KOH en el rango espectral del azul.

Materiales y métodos: La caracterización TL del material se realizó utilizando el sistema automatizado TL-DA-12 de Risø National Laboratory disponible en el Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT). Las lecturas se llevaron a cabo en atmósfera de nitrógeno utilizando un filtro azul Melles-Griot FIB002 (320-480 nm), aplicando una tasa de calentamiento de 5 °C/s con lectura hasta 300°C.

Resultados y discusión: El RbCl:KOH muestra (i) una sensibilidad a la radiación aceptable cuando es expuesto con dosis de al menos 100 mGy, (ii) exhibe un comportamiento uniforme de la intensidad de la señal TL presentando variaciones inferiores al 5% respecto al valor medio tras someter a la muestra a cinco ciclos de irradiación-lectura consecutivos, (iii) presenta una respuesta lineal con la dosis en el rango desde 100 mGy a 5 Gy con coeficientes de regresión lineal superiores a 0,999. (iv) la estabilidad de la señal de TL (“fading”) a temperatura ambiente para períodos de almacenamiento de hasta 850 h, presenta variaciones inferiores al 4% al considerar el pico centrado en 180°C de la emisión TL, (v) al aplicar el método TSTOP (desde 70°C a 250°C) para la caracterización de la estructura de trampas se observa una clara coexistencia de trampas continuas y discretas presentando cuatro grupos de componentes centradas en 90°C, 180°C, 250°C y 280°C.

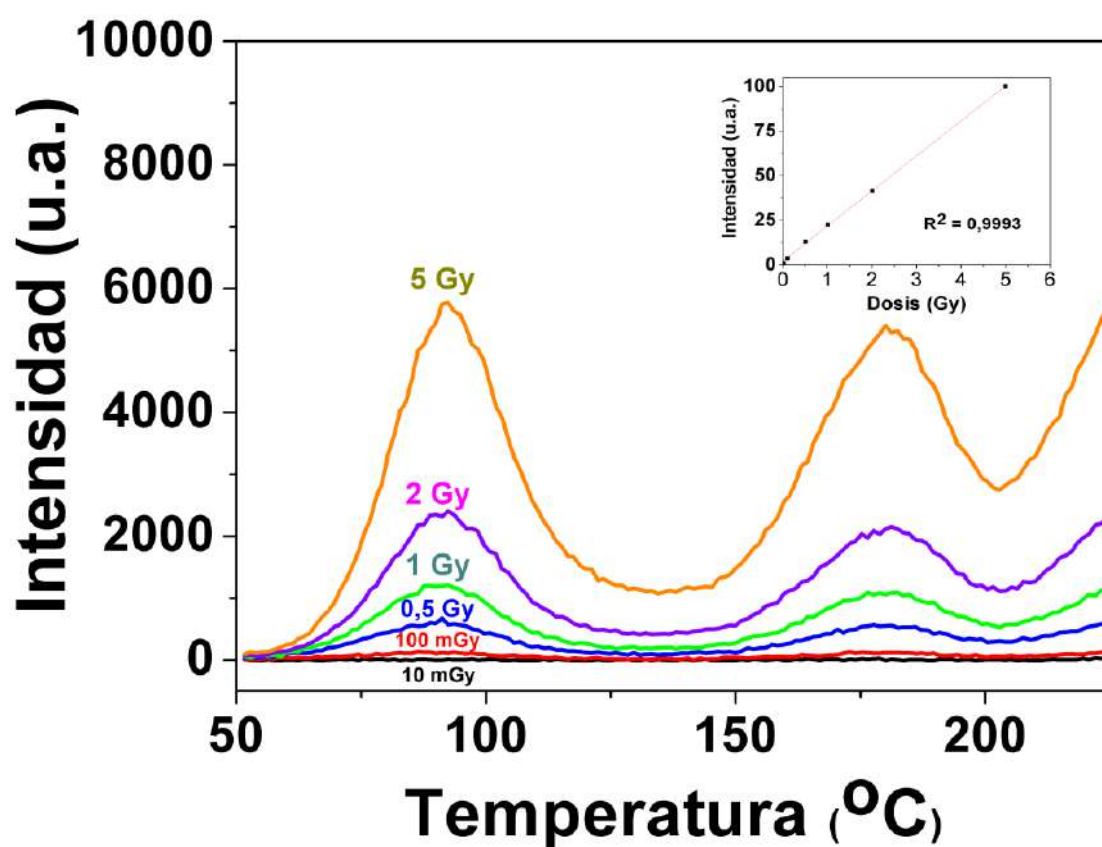


Figure 170: Dependencia con la dosis de la emisión termoluminiscente del RbCl:KOH en el rango de 10 mGy-5 Gy.

ORALES D3 / 1094

ANÁLISIS DE PATRONES DE COMPORTAMIENTO DE CURVAS DE LUZ OBTENIDAS EN RUTINA EN SERVICIOS DE DOSIMETRÍA

Autor: José Francisco Benavente Cuevas¹

Co-autores: Iciar Sarasola Martin² ; Virgilio Correcher²

¹ Ciemat

² CIEMAT

Corresponding Author: jf.benavente@ciemat.es

Introducción:

Este trabajo muestra patrones de comportamiento anómalo, en la forma de las curvas de termoluminiscencia (TL), obtenidas por los Servicios de Dosimetría en rutina, para estimar magnitudes operacionales Hp(10) y Hp(0.07). El objetivo es desarrollar métodos numéricos de análisis, que permitan estimar parámetros medibles, relacionados con anomalías de los dosímetros termoluminiscentes (TLDs) usados de forma rutinaria.

Material y métodos:

Se han estudiado un conjunto de curvas TL obtenidas de lectores de la gama Thermo/Harshaw aplicando un ciclo determinado de calentamiento, sobre LiF:Mg,Ti (TLD100). La forma de las curvas obtenidas depende del ciclo de calentamiento.

El método se basa en encontrar áreas dentro de una curva de luz TL, que permita determinar si un TLD presenta un comportamiento 'correcto', sin necesidad de obtener curvas de referencia.

Resultados:

La Figura 1, muestra una curva de luz TL asociada a un comportamiento 'correcto' de un TLD dado, para el ciclo de temperatura aplicado. Fijándonos en el área asociada a los canales de más alta temperatura, se pueden obtener las siguientes conclusiones:

1. Los últimos canales forman un conjunto de puntos (Canal, ITL), asociados a una línea horizontal con una mala correlación o tendencia (**Patrón de Tendencia**).
2. Debe existir una relación mínima entre el máximo de la curva de luz TL y un punto determinado de la línea definida anteriormente (**Patrón de Máximo**).
3. El máximo de cada Curva TL debe estar en punto centrado, dentro de un intervalo de tolerancia (**Patrón de Desplazamiento**).

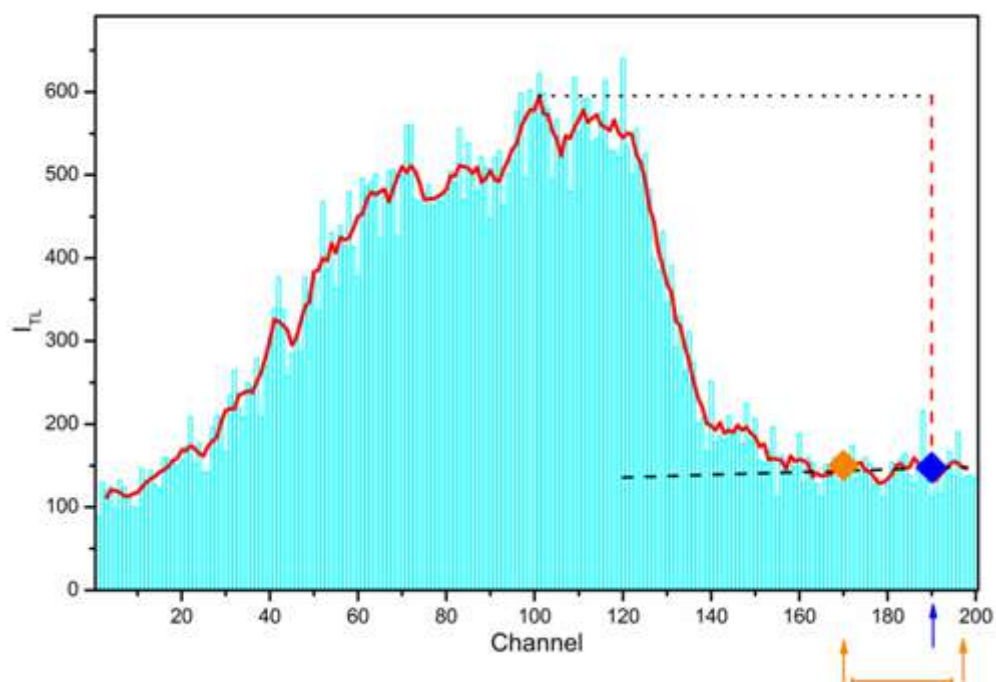


Figure 171: Curva de luz asociado a un comportamiento correcto del TLD.

La Figura 2 muestra cómo, la intensidad TL asociada a los canales relacionados al área de más alta temperatura, presentan una tendencia claramente marcada a una correlación de pendiente negativa o descendiente, por tanto, no cumple el Patrón de Tendencia, mostrando un comportamiento anómalo del TLD.

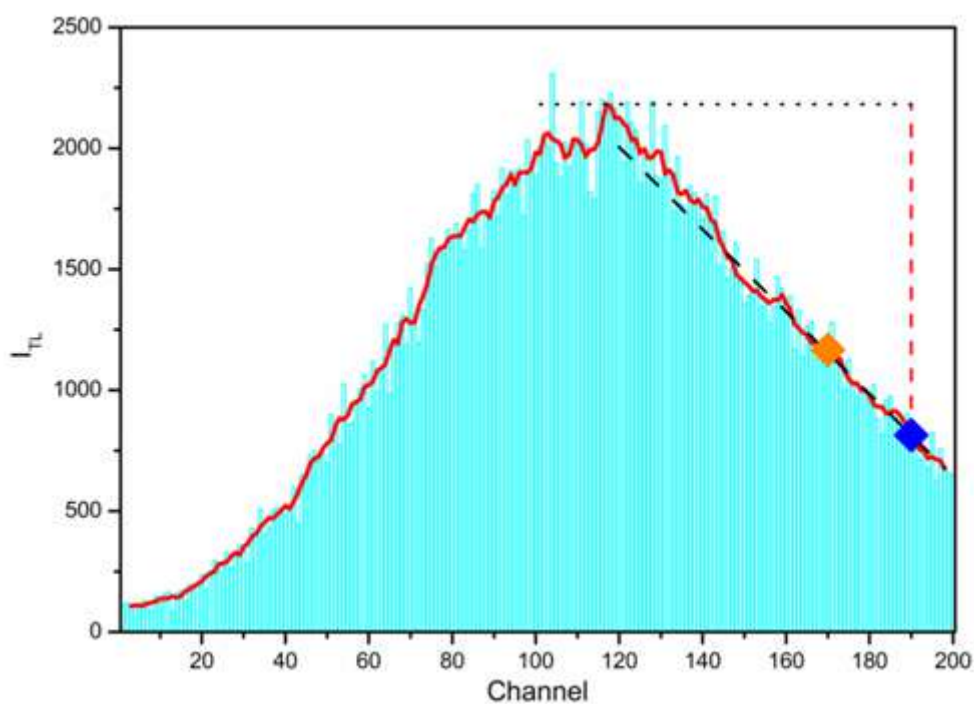


Figure 172: Curva de luz asociado a un comportamiento anómalo del TLD.

Conclusiones:

Por tanto, una vez definido el ciclo de calentamiento, se pueden detectar patrones asociados a la forma de cada una de las curvas de TL, que van a permitir desarrollar métodos numéricos implementables en herramientas informáticas, útiles para estimar un conjunto de parámetros que detecten TLD100 con emisión anómala sin necesidad de establecer comparaciones con curvas de referencia.

Referencias:

J.F. Benavente, J.M. Gómez-Ros, A.M. Romero 2019. "Thermoluminescence glow curve deconvolution for discrete and continuous trap distributions" *Applied Radiation and Isotopes* 153 (2019) 108843. DOI: 0.1016/j.apradiso.2019.108843.

ORALES D3 / 1098

NOVEDADES EN LA CARACTERIZACIÓN DE HACES FOTÓNICOS PARA LA CALIBRACIÓN DE EQUIPOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (ISO 4037:2019)

Autores: Anna Camp Brunés¹ ; Maria Roig Costa² ; Merce Ginjaume³

¹ *Institut de Tècniques Energètiques - Universitat Politècnica de Catalunya*

² *Universitat Politècnica de Catalunya*

³ *Universitat Politècnica de Catalunya*

Corresponding Author: anna.camp@upc.edu

Introducción

En el ámbito de la protección radiológica, la calibración de equipos para la vigilancia radiológica individual y ambiental se realiza mediante el uso de haces de radiación definidos en normas internacionales. Para la radiación fotónica, la norma utilizada es la ISO 4037 que especifica las características y métodos de producción de las radiaciones de referencia y los procedimientos a usar en la calibración de monitores de protección radiológica.

El Laboratorio de Calibración y Dosimetría (LCD) del Instituto de Técnicas Energéticas de la Universitat Politècnica de Catalunya (INTE-UPC) está acreditado por ENAC para calibrar equipos de medida utilizados en protección radiológica de acuerdo con ISO 4037.

En este trabajo se describen las principales novedades de la versión de 2019 de la norma y las acciones llevadas a cabo por el laboratorio para validar sus procedimientos.

Novedades en ISO 4037:2019

La norma revisada introduce el concepto de campos de referencia coincidentes y campos de referencia caracterizados. El campo de referencia coincidente debe cumplir con unas características metrológicas que permiten usar los coeficientes de conversión de ISO 4037-3 para la determinación de magnitudes operacionales. El campo de referencia caracterizado tiene unas tolerancias más amplias y, en este caso, el laboratorio debe calcular los coeficientes, *ad hoc*, para sus características específicas.

Se presentan nuevos límites para la tensión de polarización, los valores de las capas de hemireducción (CHRx) y la filtración de los haces. También se introducen requisitos en las dimensiones de las cámaras patrón utilizadas en la determinación de las CHRx y en los métodos experimentales para su cálculo.

Por primera vez se establecen procedimientos para la calibración en $H'(3)$ y $H_p(3)$ para la estimación de la dosis equivalente en el cristalino.

En las calibraciones con fuentes de ^{137}Cs y ^{60}Co (calidades S-Cs y S-Co), para garantizar el equilibrio electrónico y poder aplicar los coeficientes de conversión de la norma, debe situarse una lámina de PMMA de 0.3 cm frente al detector (ver Figura 1).

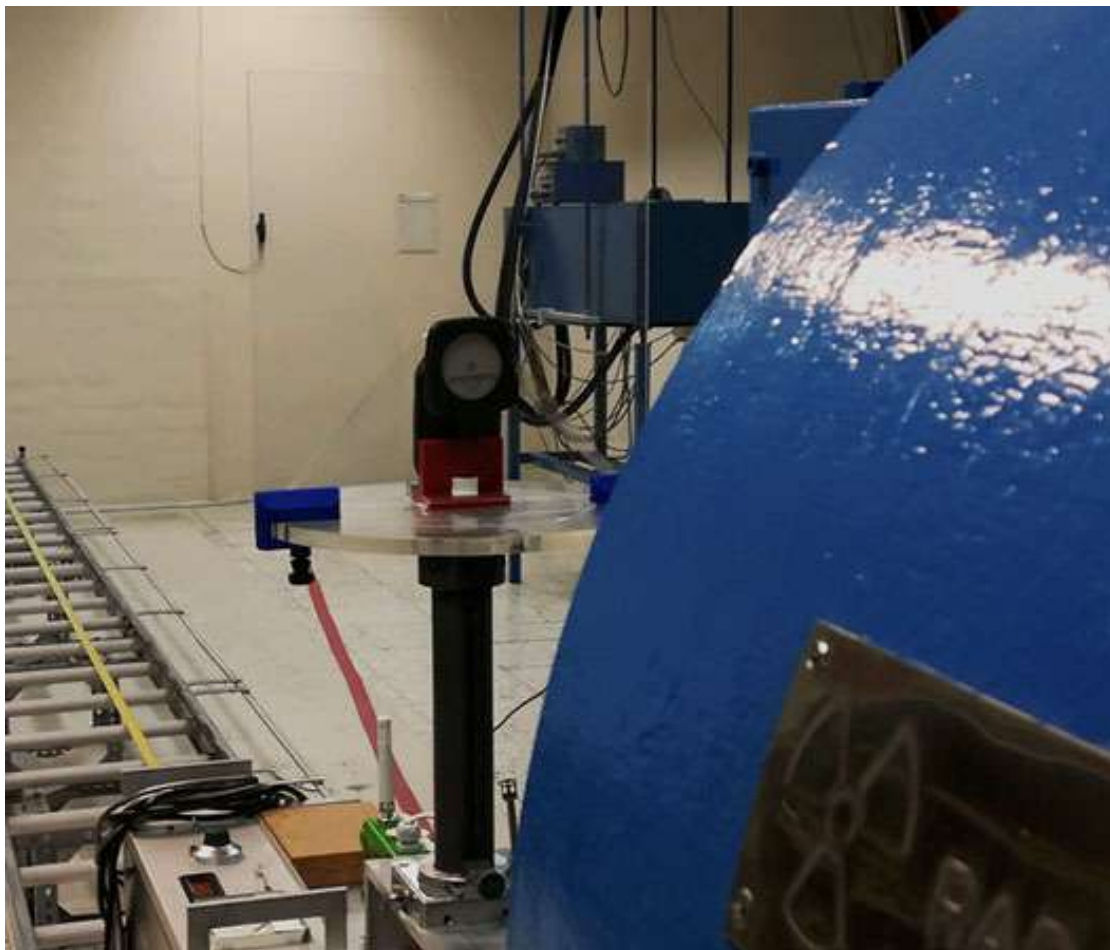


Figure 173: Colocación de la lámina de PMMA

Verificación de los haces de calibración en el LCD

Se han revisado los grosores de los filtros utilizados en la generación de rayos X de espectro estrecho y los parámetros eléctricos del tubo para comprobar la adecuación a los requerimientos. Únicamente ha sido necesario ajustar la filtración adicional de Cu en la calidad N-40 que ha pasado de 0.19 mm Cu a 0.21 mm Cu.

A continuación, se han determinado las CHR_x para los haces de rayos X de espectro estrecho utilizando una cámara de ionización de 30 cm³ marca PTW modelo TM23361. En la Tabla 1 se muestran los resultados obtenidos, que cumplen las tolerancias para los campos de radiación de referencia coincidentes.

Calidad	Filtración adicional			d = 1 m		d = 2.5 m	
	Pb (mm)	Sn (mm)	Cu (mm)	1ª CHR	2ª CHR	1ª CHR	2ª CHR
N - 40			0.21	2.57	2.78	2.55	2.82
N - 60			0.6	0.237	0.254	0.239	0.253
N - 80			2.0	0.587	0.632	0.578	0.618
N - 100			5.0	1.13	1.16	1.11	1.17
N - 120		1.0	5.0	1.71	1.75	1.72	1.74
N - 150		2.5		2.36	2.46	2.36	2.47
N - 200	1.0	3.0	2.0	4.00	4.06	3.96	4.04
N - 250	3.0	2.0		5.22	5.20	5.18	5.16
N - 300	5.0	3.0		6.11	6.09	6.05	6.07

Figure 174: Calidades de rayos X de espectro estrecho del LCD INTE-UPC. La filtración total incluye la filtración ajustada a 4mm de Al.

Cambios en los procedimientos de calibración

Se han adquirido diversas láminas de PMMA para las calibraciones en las magnitudes operacionales en la calidad S-Cs y un maniquí cilíndrico para las irradiaciones de dosímetros de cristalino.

Se ha analizado el efecto de la lámina de PMMA en diversos monitores de radiación y dosímetros personales. En general, los cambios observados se mantienen dentro de las incertidumbres propias de la calibración.

Conclusiones

En base a las verificaciones realizadas, el laboratorio ha demostrado que cumple los requisitos de la versión 2019 de la ISO 4037. Desde junio de 2020, el alcance de acreditación de ENAC del laboratorio informa de la adecuación de los procedimientos de calibración a la nueva revisión de la norma.

ORALES D3 / 1106

Recomendaciones en la selección de técnicas de medida in situ para la caracterización radiológica en instalaciones nucleares y radiactivas en proceso de desmantelamiento y clausura

Autores: Khalil Amgarou^{None} ; Raquel Idoeta Hernandorena¹ ; Margarita Herranz²

¹ Universidad del País Vasco UPV/EHU

² UPV

Corresponding Author: raquel.idoeta@ehu.eus

Introducción

INSIDER es un proyecto de investigación de la UE Horizonte 2020 - EURATOM, que tiene como objetivo desarrollar y validar una metodología y estrategia de caracterización en instalaciones nucleares sometidos a procesos de D&D con el objetivo de permitir una adecuada caracterización de los materiales, desde el punto de vista de su consideración como residuos radiactivos, y mejorar la gestión de estos últimos. Uno de los objetivos estratégicos de dicho proyecto es la “Evaluación del rendimiento de las técnicas de medida disponibles para establecer una base científica para la toma de decisiones”. Parte de estas técnicas de medida son las medidas in-situ.

Para ello hay que definir cuáles son los entornos restringidos que se dan en las instalaciones en las diferentes fases de los procesos de D&D para, a continuación, evaluar cómo esas restricciones impactan sobre los distintos tipos de equipamientos existentes y, finalmente, recomendar para cada entorno y cada magnitud a determinar, cuál sería el equipamiento recomendado para de esta manera ayudar en el proceso de toma de decisiones.

En este trabajo se presenta un resumen de estas tres actividades.

Material y Métodos

Se considera que, de forma general, las técnicas in-situ más habitualmente utilizadas para realizar la caracterización radiológica de las instalaciones nucleares en procesos de D&D se pueden clasificar como: medidas de radiación ambiental, de contaminación superficial, espectrometría gamma, conteo pasivo de neutrones y cámaras de radiación. Se toman en consideración los diferentes equipamientos existentes para realizar cada uno de estos tipos de determinaciones.

Se analizan, además, las restricciones ambientales más habituales: radiactividad, materiales, accesibilidad y otros peligros, cuyo resumen puede verse en la Fig. 1.

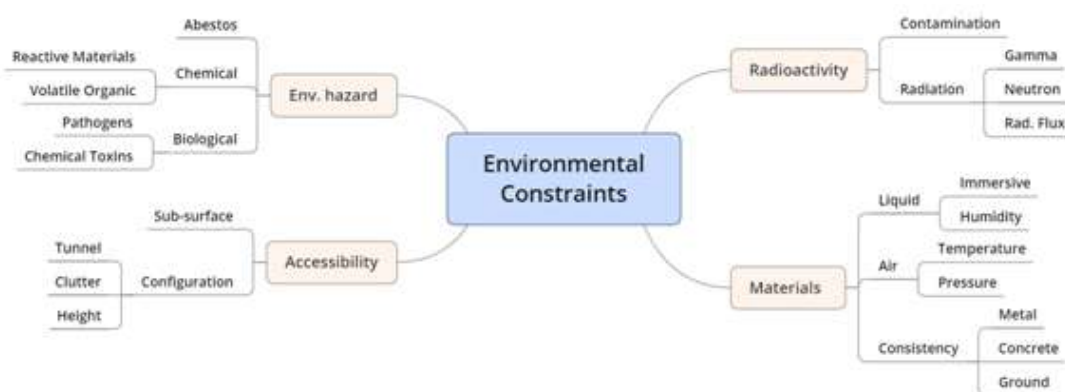


Figure 175: Categorías de restricciones ambientales y restricciones específicas

Se trabaja según el diagrama de flujo de la Fig. 2 para definir el mejor sistema de medida in-situ que permita, incluyendo el diseño experimental, la integración mecánica y la gestión de datos, definir el mejor método de caracterización radiológica que cumpla con los objetivos predefinidos para los cuales se estableció el programa de medidas in-situ.

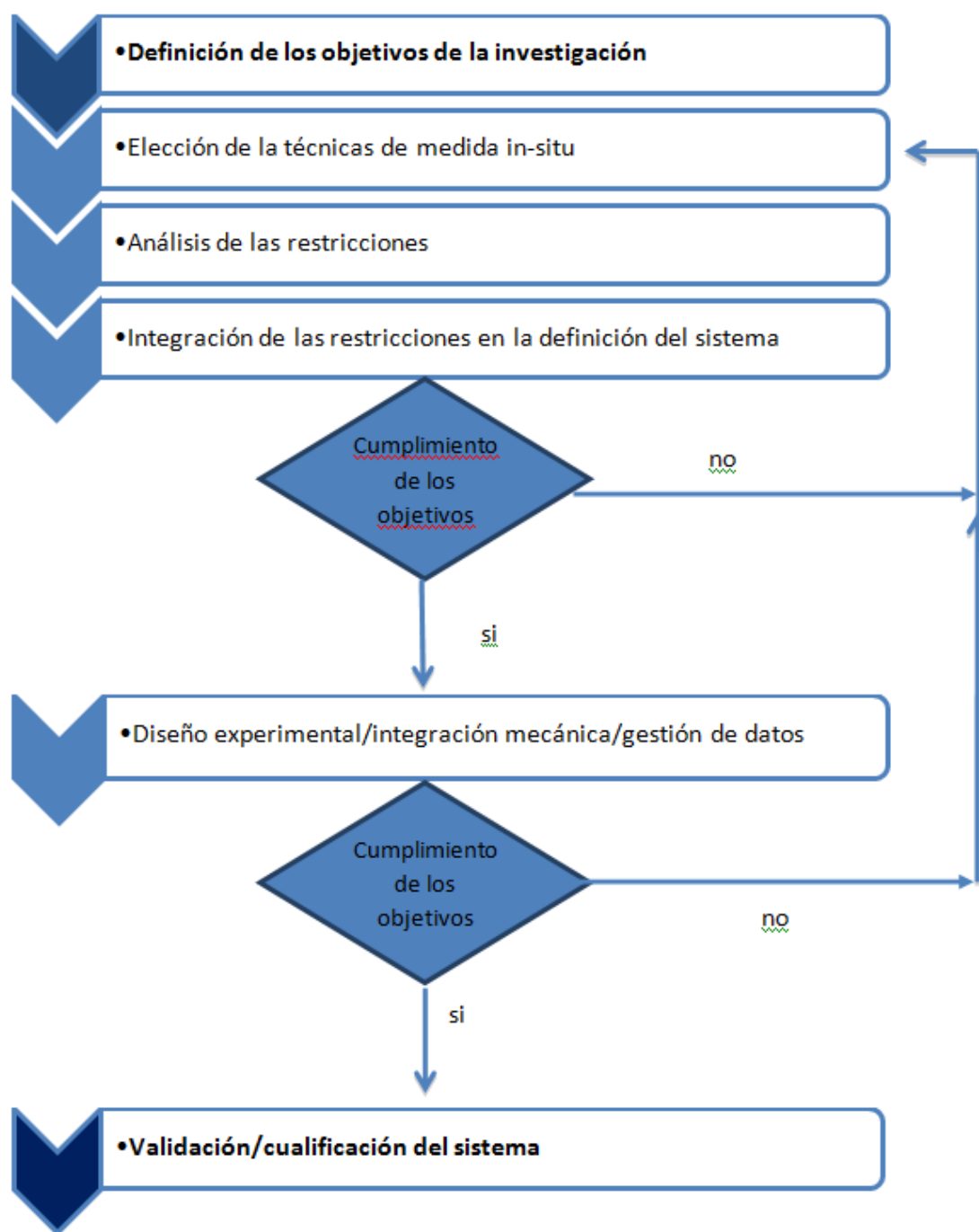


Figure 176: Diagrama de flujo simplificado para la elección del sistema in-situ más adecuado, considerando las restricciones y los objetivos.

Resultados y Conclusiones

Se presenta en formato tabla, para cada una de las técnicas generales de medida in situ las diferentes posibilidades de equipamiento con un estudio de sus puntos fuertes y débiles así como una recomendación de situaciones en las que se pueden aplicar en instalaciones nucleares y radiactivas sujetas a un programa de D&D, en función de los diferentes parámetros que permiten calificar al entorno de restringido.

Como complemento a esta visión general, este documento tiene en cuenta las diferentes fases de un proyecto de D&D -desde la inicial hasta la final- para ofrecer asimismo recomendaciones sobre la elección de la técnica de medición in situ.

ORALES D3 / 1155

COMPARACIÓN DE DOS MÉTODOS DE MEDIDA IN VITRO PARA LA CUANTIFICACIÓN DE SR-90 EN ORINA EN ESCENARIOS DE RUTINA Y EMERGENCIAS

Autor: Inmaculada Sierra Bercedo¹**Co-autor:** Carolina Hernández González ¹¹ CIEMAT**Corresponding Author:** inma.sierra@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

Durante los últimos años, los Servicios de Dosimetría Interna han dirigido sus investigaciones y esfuerzos en encontrar nuevos métodos rápidos que permitan estar preparados para responder ante una situación de emergencia de un modo rápido y eficaz ante un previsible elevado número de personas expuestas y altos niveles de actividad. El objetivo principal de los laboratorios de medidas in vitro o indirectos es cuantificar la actividad en muestras biológicas de personas expuestas a radionucleidos con riesgo de contaminación interna. Uno de los isótopos de interés dosimétrico es el emisor beta Sr-90 que, al incorporarse al organismo, se metaboliza del mismo modo que el calcio, siendo los huesos uno de los principales lugares de afección.

MATERIAL Y MÉTODOS

Recientemente, el Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT ha investigado en técnicas de medida rápida indirectas, desarrollando protocolos de análisis para la cuantificación de actividad de diversos isótopos (Hernández, C., 2019). De modo específico, el laboratorio dispone de dos procedimientos radioquímicos diferentes para aislar y cuantificar la actividad de Sr-90 en muestras de orina. En ambos casos, la fracción de Sr-90 eluida tras el proceso de separación se mide mediante Espectrometría de Centelleo en Fase Líquida, aunque la radioquímica empleada es diferente.

RESULTADOS

En este trabajo se presentan ambos métodos de separación: convencional y rápido, desarrollados para su aplicación en situaciones de rutina y emergencia, respectivamente. Se identifican y analizan las similitudes y diferencias relacionadas con los requisitos mínimos de muestreo (recogida de muestra de orina de 24 horas o muestreo puntual), el tiempo requerido para la obtención de resultados, el tiempo de conteo, el límite de detección y el tiempo de respuesta.

El método de bioensayo de rutina se utiliza en el Servicio de Dosimetría Interna del CIEMAT de modo convencional para la vigilancia de los trabajadores expuestos desde 1996, está autorizado por el Consejo de Seguridad Nuclear y está acreditado según la norma ISO 17025 desde 2012. Su precisión ha sido probada mediante la asidua participación en diferentes ejercicios de intercomparación internacional organizados por BfS y PROCORAD. En 2019 fue reconocido por la organización francesa PROCORAD como "TOP LAB" por los excelentes resultados obtenidos.

Así mismo, el método rápido de aplicación en escenarios de emergencia ha podido ser validado mediante la participación en dos ejercicios específicos de intercomparación de medidas in vitro en emergencias organizados por los grupos EURADOS (Li et al., 2014) y GSHI (Li et al., 2017). En ambos casos, los resultados obtenidos también fueron excelentes.

CONCLUSIONES

El Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT tiene implementado dos técnicas de medida in vitro para la separación y cuantificación de Sr-90 en orina en situaciones de rutina y emergencia que permiten dar respuesta rápida y eficaz acorde al escenario de actuación.

REFERENCIAS

- Hernández, C. and Sierra, I. 2019. Rapid procedure for actinides and 90Sr analysis in emergency urine spot samples applied in the GHSI-RNWG emergency intercomparison exercise. *Applied Radiation and Isotopes*. 144, 19-23.
- Li, C. et al. 2014. EURADOS Intercomparison on Emergency Radiobioassay. *Radiation Protection Dosimetry*. 167, 485-489.
- Li, C. et al. 2017. GHSI Emergency Radionuclide Bioassay Laboratory Network-Summary of the Second Exercise. *Radiation Protection Dosimetry*. 170, 449-456.

ORALES D3 / 1208

Medidas de Microdosimetría 2D en Centros de Protonterapia

Autores: Diana Bachiller-Perea¹ ; Faustino Gómez Rodríguez² ; Ludovic De Marzi³ ; María Celeste Fleta Corral⁴ ; Giulio Pellegrini⁵ ; Consuelo Guardiola Salmerón⁶

¹ *IJCLab (CNRS, Université de Paris)*

² *Universidad de Santiago de Compostela*

³ *Institut Curie*

⁴ *Instituto de Microelectrónica de Barcelona*

⁵ *Centro Nacional de Microelectrónica (IMB-CNM-CSIC) (ES)*

⁶ *Laboratoire Imagerie et Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie (CNRS)*

Corresponding Author: dianabachillerperea@gmail.com

1.- Introducción

Uno de los parámetros fundamentales para planificar tratamientos de hadronterapia es la efectividad biológica relativa (RBE). La RBE depende (entre otros factores) de la transferencia lineal de energía de las partículas utilizadas para el tratamiento (LET), cuyo equivalente en microdosimetría es y (energía lineal). Para poder medir experimentalmente la energía lineal, y así optimizar los tratamientos de hadronterapia, hemos desarrollado detectores de silicio en 3D con forma cilíndrica y dimensiones micrométricas emulando la forma y el tamaño celular [1,2]. En este trabajo se presentan los primeros resultados obtenidos con estos nuevos dispositivos en un centro de protonterapia.

2.- Material y métodos

Se ha utilizado un sistema de 11×11 microdetectores de $20 \mu\text{m}$ de espesor y $25 \mu\text{m}$ de diámetro, separados $200 \mu\text{m}$ entre sí. Cada detector está conectado a un canal de un chip de lectura de 128 canales. Un sistema de adquisición multicanal y un software desarrollado en nuestro grupo nos permiten analizar los datos de cada detector individual en tiempo real durante irradiaciones en centros de hadronterapia.

Las medidas presentadas aquí se han realizado en el Centro de Protonterapia de Orsay (CPO, Francia) usando dos métodos de irradiación: Double Scattering (DS) y Pencil Beam Scanning (PBS). Se utilizaron condiciones de irradiación clínicas (energías de 89-100 MeV y flujos de iones de 10^7 - $10^8 \text{ s}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$) y bloques de agua sólida (PMMA) de espesor variable (entre 0 y 7 cm) para realizar medidas equivalentes a diferentes profundidades.

3.- Resultados

Para cada espesor de PMMA se han calculado las cantidades microdosimétricas relevantes en protonterapia como los mapas de energía lineal en 2D o las funciones de densidad de probabilidad asociadas $f(y)$ y $d(y)$. Algunos resultados representativos obtenidos en PBS y con un haz de 100 MeV se muestran en las Figs. 1 y 2.

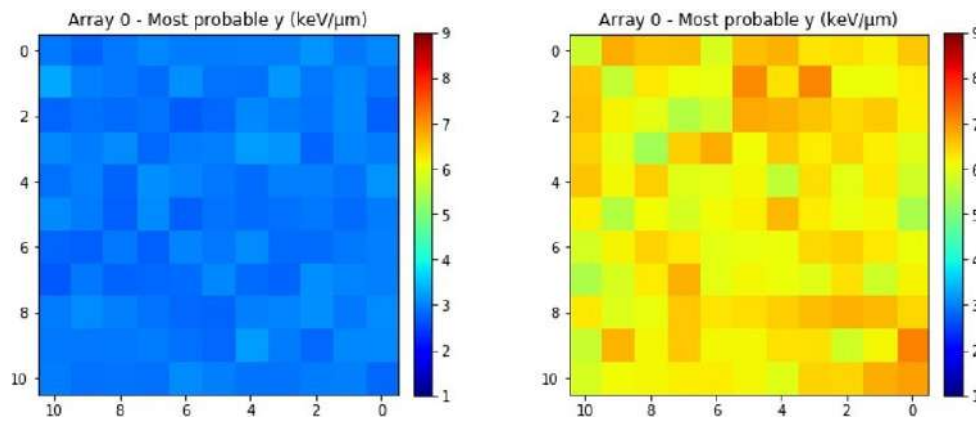


Figure 177: Mapas 2D (matrices 11×11) de la energía lineal (y) más probable usando espesores de 4.24 cm (izquierda) y 6.27 cm (derecha) de PPMA.

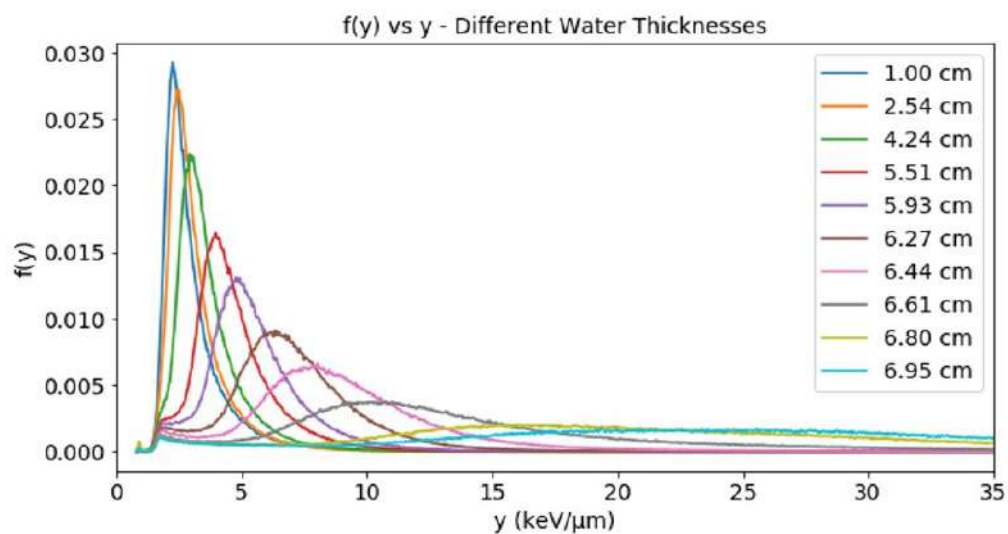


Figure 178: Distribuciones de probabilidad $f(y)$ obtenidas para diferentes espesores de PMMA (convertidos al espesor equivalente en agua).

4.- Conclusiones

Los experimentos llevados a cabo en dos salas diferentes del CPO han sido realizados con éxito. Se ha demostrado la capacidad del nuevo sistema de detección desarrollado para realizar medidas de microdosimetría en condiciones clínicas. Se han obtenido *in situ* y en tiempo real caracterizaciones dosimétricas equivalentes a diferentes profundidades en agua. Por primera vez se han obtenido mapas 2D de LET en un centro de protonterapia. Este sistema podría utilizarse en la clínica en el futuro para la obtención precisa de la RBE y posterior optimización de los tratamientos de hadronterapia.

5.- Referencias

- 1 C. Guardiola et al., "Silicon-based three-dimensional micro-structures for radiation dosimetry in hadrontherapy", Appl. Phys. Lett., vol. 107, no. 2, p. Art. no. 023505, 2015.
- 2 C. Fleta et al., "3D cylindrical silicon microdosimeters: Fabrication, simulation and charge collection study", J. Instrum., vol. 10, no. 10, p. P10001, 2015.

ORALES D3 / 1237

Determinación experimental del factor de corrección por volumen de una cámara de ionización para haces de radiación no filtrados

Autores: Carlos Fernández Leira¹; Ismael Sancho Kolster²; Ignasi Modolell i Farré³; Cristina Picón Olmos⁴

¹ Hospital Universitari de Bellvitge

² Institut Català d'Oncologia

³ Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica - ICO Hospitalet

⁴ Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet

Corresponding Author: cfernandezle@bellvitgehospital.cat

Introducción

El protocolo TRS-398 de la IAEA se ha venido utilizando convencionalmente para la determinación de la dosis absorbida en haces de radiación de uso terapéutico. Existen, sin embargo, ciertos tipos de haces, como es el caso de los haces no filtrados (FFF), que no pueden satisfacer las condiciones de referencia marcadas por dicho protocolo. Es por ello que otro protocolo más reciente, TRS-483, establece una serie de correcciones aplicables a algunos de estos casos.

Una de estas correcciones es un factor, k_{vol} , que cuantifica el hecho de que la forma del perfil de los haces no filtrados provoca que la dosis absorbida no es constante en toda la longitud de la cámara de ionización, efecto más relevante cuanto mayor sea esta longitud. El presente experimento consistió en la determinación experimental de ese factor para una cámara cilíndrica (PTW 31021, 0.07 cm^3) mediante la intercomparación con otra (PTW 30013, 0.6 cm^3) cuyo factor se encuentra tabulado.

Métodos

Para realizar la intercomparación entre las cámaras, se utilizó un acelerador de radioterapia monoenergético Halcyon (Varian Medical Systems), que emite haces de radiación de fotones con energía de 6 MV sin filtro aplanador. La intercomparación entre las cámaras se realizó en aplicación de la siguiente expresión para la determinación de la dosis absorbida:

$$D_{w,Q} = k_Q k_{sat} k_{pol} k_{vol} S_{FFF}/S_{WFF} N_{D,w,Q_0} M$$

en donde M es la medida de la cámara. Considerando iguales las dosis absorbidas en las medidas realizadas con cada cámara, los factores fueron obtenidos a partir de sus definiciones o de los datos del fabricante, excepto el factor k_{vol} de la cámara PTW 31021, objetivo del experimento.

El valor obtenido experimentalmente para el k_{vol} se comparó con el calculado a partir de la siguiente expresión aproximada, incluida en el protocolo TRS-483:

$$k_{vol} = 1 + (6.2 \cdot 10^{-3} \text{ TPR}_{20-10} - 3.57 \cdot 10^{-3}) (100 / \text{SDD})^2 L^2$$

en donde L es la longitud de la cámara en centímetros.

Resultados

Se muestran en la Tabla 1 los factores de corrección obtenidos para las dos cámaras utilizadas en el experimento.

Teniendo en cuenta que la longitud de la cámara, según las especificaciones del fabricante, es de 0.48 cm , se obtuvo un valor teórico para el k_{vol} de 1.00008.

Discusión

El resultado obtenido para el k_{vol} es coherente con el esperado para una cámara con las dimensiones de la PTW 31021.

El valor experimental y el teórico concuerdan, ya que ambos implican que la magnitud del factor de corrección es del orden de un 0.01% sobre la medida de la cámara, si bien es cierto que existen diversos factores de incertidumbre muy relevantes. Esto está en consonancia con los datos del fabricante, en los que figura que el efecto de volumen es menor a un 0.05%.

	PTW 30013	PTW 31021	
k_Q	0,99611	0,99482	
k_{sat}	1,00598	1,00433	
k_{pol}	1,00135	0,99809	
k_{vol}	1,00196	0,99996	
S_{FFF}/S_{WFF}	0,99904	0,99904	
$N_{D,w,Q0}$	5,35E+07	5,89E+08	[Gy/C]

Figure 179: Factores de corrección

Conclusión

Se concluye que la corrección por volumen para cámaras en este rango de volúmenes es prescindible en la práctica diaria por su mínimo efecto. Es por ello que el protocolo TRS-483 recomienda el uso de cámaras de hasta 0.3 cm^3 para la caracterización de haces no filtrados.

ORALES D3 / 1246

Medida de actínidos en pulmón con los nuevos detectores Broad Energy Germanium (BE Ge) del laboratorio del CRC del CIEMAT

Autor: Begoña Pérez López¹

Co-autores: Juan Francisco Navarro Amaro ¹ ; M.A. López Ponte ² ; Víctor Sánchez Lara ¹

¹ CIEMAT

² Servicio Dosimetría Personal Interna. U.Dosimetría de Radiaciones. CIEMAT

Corresponding Author: begona.perez@ciemat.es

Introducción

Los trabajadores expuestos a radiaciones gamma y con posibilidad de incorporar en el organismo a través de la inhalación radionucleidos contaminantes permaneciendo en los pulmones durante un tiempo hasta que son absorbidos por la sangre pasando al riego sanguíneo.

En medidas rutinarias y en los primeros momentos, después de la incorporación, es posible determinar la actividad incorporada a través de medida en pulmón.

Materiales y métodos

El sistema de detección Broad Energy Germanium (BEGe) consiste en dos detectores de germanio, con un área activa de 6500 mm² y un espesor de cristal de 30 mm., de alta resolución energética, que están en el interior de una cámara blindada, construida con unas placas de acero prenuclear de 130 mm de espesor, 5 mm de plomo, 1 mm de cadmio y 1 mm de cobre, lo cual proporciona una reducción del fondo radiactivo en el interior de la cámara.

El maniquí utilizado para simular un torso de hombre adulto está fabricado en el Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL), consiste en un torso que contiene los órganos internos móviles. Todos están fabricados con materiales que simulan la densidad y el coeficiente de atenuación del pulmón, tejido blando y el tejido óseo y/o el hueso. Los pulmones utilizados en la calibración son de una espuma simuladora de los pulmones. Los pulmones son de Am-241 y de Eu-152. Además, el maniquí tiene adicionalmente diferentes capas que se pueden ir añadiendo con el fin de simular diferentes espesores torácicos.



Figura 1: Detectores Broad Energy Germanium en el interior de una cámara blindada de bajo fondo radiactivo. Maniquí de torso con pulmones contaminados con Americio y Europio, así como las diferentes capas que cubren el torso para simular diferentes espesores torácicos.

Figure 180:

El software utilizado es Appex in vivo de Canberra, el cual permite calibrar los detectores, adquirir y analizar las medidas así como visualizar los resultados.

Se definió una geometría de calibración de sentado semirreclinado bajo los detectores con una distancia entre los detectores y el maniquí de un centímetro.

Resultados y discusión

Los detectores BEGe son calibrados con el maniquí simulador de torso en posición semirreclinado.

Añadiendo al tórax las capas simuladoras permiten calibrar con diferentes espesores torácicos. La calibración en eficiencia obtenida son varias curvas de eficiencia representadas en el rango energético seleccionado. Cada una de las curvas representa la eficiencia de cada uno de los espesores torácicos. Las validaciones de las calibraciones se realizaron con otros pulmones de Am-241. Los resultados de la exactitud [-0.25,-0.5] y precisión [<0.4] cumplieron los criterios de aceptación en todas las geometrías de la norma ISO 28218.

Los límites de detección (LD) se calculan a partir de medidas de personas blanco en geometrías similares a las de calibración, para el mismo tiempo de medida rutinaria 45 minutos.

Conclusiones

Los nuevos detectores BEGe del laboratorio del Contador de Radiactividad Corporal del Ciemat se han calibrado para la medida in vivo de actínidos en pulmón. Se ha mejorado en la metodología de medida in vivo de actínidos en pulmón para trabajadores expuestos.

ORALES D3 / 1321

Análisis de los métodos de calibración de monitores neutrónicos según la norma ISO 8529-2

Autores: Xandra Campo Blanco¹ ; Roberto Méndez Villafañe¹ ; Sergio Rivera¹

¹ CIEMAT

Corresponding Author: xandra.campo@ciemat.es

Introducción

El Laboratorio de Patrones Neutrónicos (LPN) perteneciente al Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes del CIEMAT es el depositario de los patrones de fluencia neutrónica. Tiene entre sus tareas proporcionar trazabilidad metrológica a equipos de medida neutrónica a través de calibraciones periódicas de monitores de área y dosímetros personales. Para ello tiene tres fuentes neutrónicas de ²⁵²Cf, ²⁴¹Am-Be y ²⁵²Cf moderado por agua pesada, de acuerdo con la norma ISO 8529-1 (1).

La norma ISO 8529-2 (2) desarrolla varios métodos de calibración de detectores neutrónicos y recomienda que se comparen al menos dos de ellos para garantizar la calidad de los resultados de la calibración.

El factor de calibración de un monitor neutrónico es una propiedad única del equipo, y debe ser independiente de la instalación. Se define como la relación entre el valor convencionalmente verdadero de la magnitud y la medida corregida, que corresponde a la contribución directa de la fuente, tras aislar la contribución debida a dispersiones en las paredes, suelo y techo de la instalación, estructuras presentes o el aire. Los cuatro métodos de calibración propuestos en ISO 8529-2 difieren en la forma de determinar esta medida corregida y son el objeto del análisis de este trabajo.

Materiales y métodos

Las irradiaciones se han realizado empleando dos monitores neutrónicos de área Berthold LB6411 en las instalaciones del LPN, que cuenta con un búnker de irradiación de 9 x 7,5 x 8 m³. Se ha empleado la fuente neutrónica de calibración de ²⁴¹Am-Be (185 GBq y B = 1,09·10⁷ s⁻¹). Las fuentes se almacenan en una piscina y se manipulan remotamente mediante un sistema automatizado.

El objetivo de los cuatro métodos de calibración es discriminar entre las contribuciones directa y dispersa en la lectura del monitor, pero para ello emplean dos estrategias diferentes, según se trate del método del cono de sombra (MCS) o de los métodos basados en ajustes.

En el primero se emplea un cono de sombra, interpuesto entre fuente y detector. Discriminar la contribución dispersa y determina la directa mediante dos medidas a la misma distancia, con y sin cono. En los otros tres métodos se mide a distintas distancias de la fuente. La contribución dispersa se obtiene del ajuste por mínimos cuadrados de las medidas a la ecuación propuesta para representar la lectura del monitor. Las ecuaciones de los tres métodos consideran distintas componentes en la

contribución dispersa. El método de ajuste generalizado (MAG) considera la atenuación del aire, la dispersión del aire y las paredes de la instalación y el efecto del tamaño finito del detector. El método semi-empírico (MSE) considera las mismas componentes, pero agrupando la atenuación y dispersión del aire. El método de ajuste reducido (MAR) asume que la atenuación y dispersión del aire son despreciables frente a la dispersión por las paredes de la instalación.

Resultados y conclusiones

Los factores de calibración obtenidos mediante los cuatro métodos (Figura 1) se pueden agrupar en aquellos determinados mediante métodos de ajuste y el obtenido por el método del cono de sombra. Aunque asumen dos planteamientos completamente diferentes para determinar el factor de calibración, se puede observar que los resultados son compatibles estadísticamente y, como recomienda la norma, difieren menos del 4%. Esto permite garantizar la calidad de los resultados de la calibración. Como continuación, este estudio podría extenderse al resto de fuentes de calibración y permitirá ampliar en un futuro los servicios de calibración ofrecidos por el LPN.

	Monitor A				Monitor B			
Método	N	u(N)	u(N) (%)	N/N _{MCS}	N	u(N)	u(N) (%)	N/N _{MCS}
MCS	0,816	0,034	4,1	1,00	0,833	0,034	4,1	1,00
MAG	0,933	0,042	5,1	1,02	0,858	0,043	5,1	1,03
MSE	0,806	0,041	5,1	0,99	0,820	0,042	5,2	0,98
MAR	0,804	0,033	4,2	0,99	0,815	0,034	4,2	0,98

Figure 181: Factores de calibración obtenidos mediante los cuatro métodos.

Referencias

- (1) ISO 8529-1 (2001) Reference neutron radiations - Part 1.
- (2) ISO 8529-2 (2000) Reference neutron radiations - Part 2.

ORALES D3 / 1232

Nueva metodología para determinar radionucleidos naturales mediante espectrometría gamma

Autor: Alejandro Barba Lobo¹

Co-autor: Juan Pedro Bolívar Raya²

¹ Universidad de Huelva

² UNIVERSIDAD DE HUELVA

Corresponding Author: alejandro.barba@dcu.uhu.es

1. Introducción

En múltiples problemas del campo de la radiactividad ambiental se requiere la determinación de radionucleidos naturales que son emisores gamma tales como ^{210}Pb , $^{228,226}\text{Ra}$, $^{234,228}\text{Th}$ y ^{40}K en matrices de composición y densidad muy variables, así como en diferentes geometrías. Por tanto, la eficiencia calculada en la matriz del patrón de calibración deberá corregirse por efectos de autoabsorción para obtener la eficiencia para la muestra problema, ya que la autoabsorción varía según la muestra seleccionada.

2. Materiales y métodos

Para realizar este estudio, se ha empleado un detector coaxial de germanio de alta pureza de rango de energía extendido (HPGe XtRa). Además, una cadena electrónica convencional es conectada al detector XtRa, pudiéndose analizar los espectros mediante el software Genie 2000. Por otro lado, para calibrar en eficiencia, se escogieron tres patrones suministrados por la IAEA: RGU-1, RGTh-1 y RGK-1, que contienen solo radionucleidos naturales de las series ^{238}U , ^{232}Th , así como ^{40}K , respectivamente.

El objetivo de este trabajo ha sido obtener una función general de la eficiencia de fotopico (*FEPE*) en geometría cilíndrica. Para ello, tras seleccionar las emisiones (E_γ) sin interferencias y más intensas, los patrones fueron compactados hasta alcanzar el espesor deseado (h). Tras obtener los valores experimentales de *FEPE* para diferentes E_γ y h , encontramos la función empírica que mejor se ajustaba con h para cada E_γ , obteniéndose una función general de la eficiencia ($\epsilon_c(E_\gamma, h)$). Finalmente, tras calcular ϵ_c , se puede conocer la eficiencia para la muestra problema (ϵ) mediante el factor de autoabsorción (f), el cual depende de las composiciones, densidades aparentes y espesores (h) del patrón y de la muestra problema.

3. Resultados

Respecto a los resultados obtenidos, se ha comprobado mediante la prueba de Chi-cuadrado, así como mediante simulaciones hechas con Genie 2000, que la función empírica obtenida para la eficiencia se ajustaba adecuadamente a los valores experimentales de ésta. Además, la función obtenida para ϵ se ha validado mediante muestras reales certificadas, obteniéndose muy buenos valores de z-score.

4. Discusión

Se ha observado que en ciertos casos (46 keV, 583 keV, 609 keV y 1120 keV) las curvas de ϵ_c se comportaban de una manera algo distinta con respecto a lo esperado. Así pues, el comportamiento de ϵ_c en 46 keV se debió a la gran importancia de los efectos de autoabsorción en esa energía, mientras que para los otros tres casos el motivo estuvo relacionado con los efectos verdaderos de suma por coincidencia (EVSC). No obstante, en nuestro caso dichos EVSC fueron prácticamente despreciables, ya que realizando la calibración en eficiencia variando h en lugar de E_γ , conseguimos que los EVSC se minimicen para esas tres energías.

5. Conclusiones

Considerando los resultados obtenidos, así como la discusión previa, podemos afirmar que la nueva metodología seguida en este estudio para determinar radionucleidos naturales funciona correctamente. Asimismo, hemos comprobado que es recomendable calibrar en eficiencia mediante dicha metodología, ya que los EVSC son prácticamente despreciables, haciendo que sea mucho más apropiado calibrar en eficiencia variando h en lugar de E_γ .

ORALES D3 / 924

ANILLO PLANO DE UN SOLO USO PARA DOSIMETRÍA DE EXTREMIDADES Y CRISTALINO

Autores: Joan Gultresa Colomer¹ ; Oscar Gultresa Saez² ; Jordi Llansana Arnalot³ ; Julia Muñoz Blasco⁴

¹ Centro de Dosimetría, S.L.

² centro de dosimetría, s.l.

³ centro de dosimetría, s.l.

⁴ centro de dosimetría, s.l.

Corresponding Author: julia.munoz@dosimetria.com

Introducción

El creciente uso de la radiofarmacia y la radiología intervencionista ha creado la necesidad de un mayor control de extremidades y cristalino con dosimetría específica para ambos.

Material y Métodos

En este contexto centro de dosimetría ha diseñado, fabricado y patentado un dosímetro versátil para el uso de anillo o cristalino con las siguientes propiedades funcionales:

- Un solo uso, para eliminar la contaminación radiactiva e incrementar la higiene
- Estanco
- Identificación exhaustiva del usuario, mes de uso y departamento
- Ergonomía y flexibilidad de ajuste
- Alternativas en la colocación del dosímetro de cristalino (cinta, gorro, gafas)
- Facilidad para discriminar radiación beta de RX-Gamma.

Adicionalmente destacamos los siguientes aspectos técnicos:

- La capsula del anillo mantiene la filtración de polipropileno del utilizado anteriormente (Radpro) y que está ampliamente probado (1,2,3,4).
- Permite alojar dos detectores, uno encima de otro.
- Su forma plana y superficie facilitan una amplia identificación. Se utiliza grabado laser que resulta indeleble.
- La capsula se suelda con ultrasonidos asegurando su estanquidad.
- El mismo molde puede producir un tetón para acoplar una pinza como elemento adicional de sujeción del dosímetro de cristalino.

Resultados

Desde la variante funcional el dosímetro ha tenido muy buena aceptación por los usuarios.

Tras las Calibraciones en el SSDL se ha verificado la respuesta en la intercomparación (IC2019exteye). Para ambas configuraciones los resultados cumplen con el criterio de análisis mediante las curvas trompeta (5).

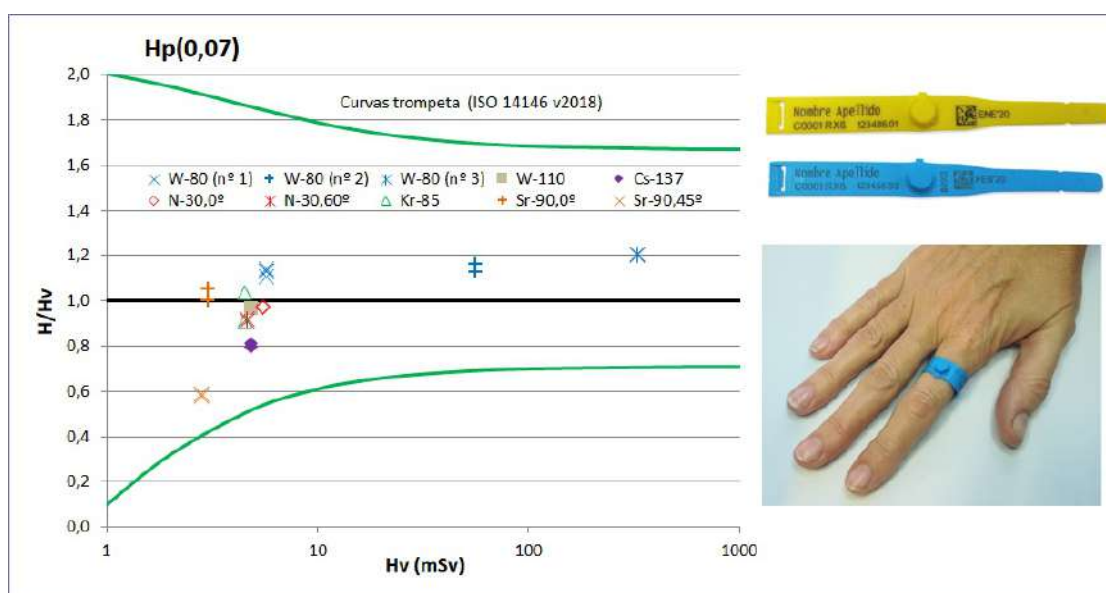


Figure 182: IC2019 dosímetro anillo

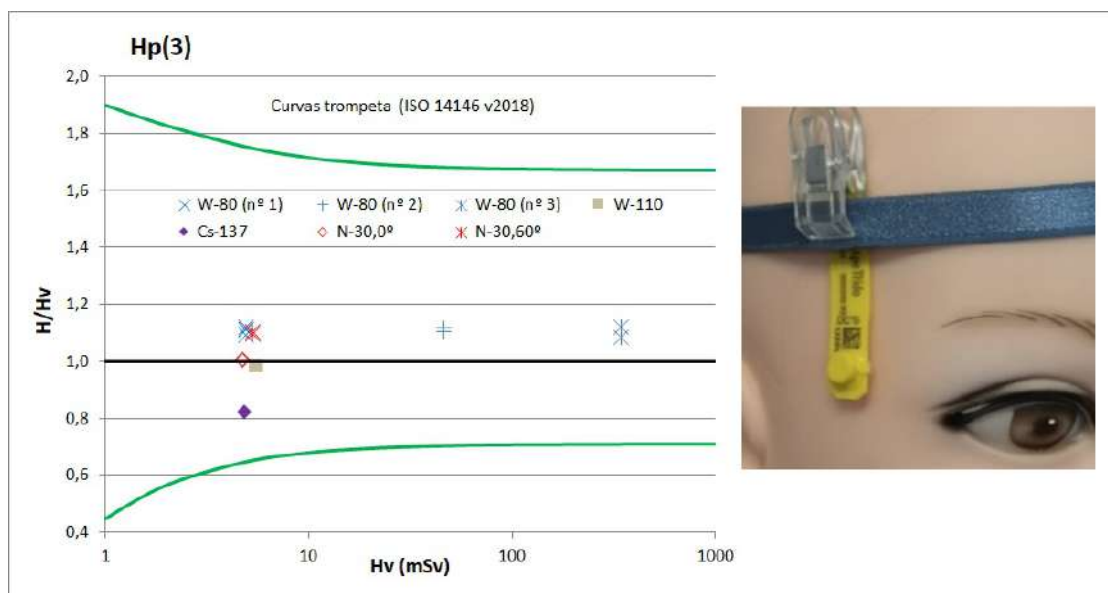


Figure 183: IC2019 dosímetro cristalino

Los resultados desfavorables (6):

- Del ^{137}Cs se han debido a que la irradiación se realiza añadiendo un espesor adicional de PMMA frente a la cazoleta del dosímetro, lo que ha hecho desaparecer el pequeño indicador de energía del ^{137}Cs , aplicando un factor de calibración medio.
- Los de W80 a que nuestra calibración se ha realizado en haces estrechos.
- La respuesta angular del ^{90}Sr a la propia geometría de irradiación.

Conclusiones

El dosímetro se considera operativo para ambas medidas, para mejorar resultados se propone:

- Revisar el algoritmo de cálculo considerando la calibración en haces de espectro ancho, más habituales en la práctica clínica que los de espectro estrecho.
- Para el infrecuente caso de control de cristalino y trabajo con ^{137}Cs aplicar un factor de corrección en base a un registro informático.

Referencias

- 1- ISO 12794:2000, Nuclear energy - Radiation protection - Individual thermoluminescence dosimeters for extremities and eyes.
- 2- EURADOS 2007 Intercomparison of ring dosimeters for medical applications
- 3- CSN 2008 Estudio piloto sobre las prestaciones de dosímetros de extremidades
- 4- J.Gultresa, J.Llansana, M.Roig and M.Ginjaume, 2016. A Practical approach to perform the isotropy test for extremity dosimeters. Radiation Protection Dosimetry. 170, 95–99.
- 5- ISO 14146:2018, Radiological Protection - Criteria and performance limits for the periodic evaluation of dosimetry services.
- 6- IEC 62387:2012, Radiation protection instrumentation – Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation

Pósteres A1: Braquiterapia / 888**Pruebas de aceptación del posicionamiento de la fuente en el aplicador para tratamientos de braquiterapia de alta tasa**

Autores: Carmen Libertad Candón González¹ ; Alberto Viñals Muñoz² ; Roser Fayos-Solá Capilla³ ; Pablo Castro Tejero³ ; David Hernández González²

¹ *Hospital Universitario Puerta del Hierro*

² *Hospital Universitario de la Princesa*

³ *Hospital Universitario de La Princesa*

Corresponding Author: carmenlibertad.candon@salud.madrid.org

Introducción

Se presenta el procedimiento, así como los resultados de las pruebas de aceptación para la verificación del posicionamiento de la fuente en aplicadores de alta tasa realizadas en el Hospital Universitario de la Princesa (Madrid) para los siguientes aplicadores: cilindros segmentados con sus sondas asociadas para cuello uterino, aplicadores de titanio tipo Fletcher, una muestra representativa de agujas intersticiales de plástico y titanio de 200 y 320 mm de longitud y conjuntos de aplicadores con anillo de 45°, 60° y 90° (anillos y sondas asociadas).

Material y métodos

Para cada conjunto de aplicadores se repite el mismo procedimiento en el montaje y el análisis. Se colocan los aplicadores en una película radiocrómica y con un marcador permanente se pinta un punto que señala la posición de la punta del aplicador en la película. La fuente se lleva a la posición de parada más distal y se hace parar en posiciones separadas una distancia conocida.

Se escanea la película y se analiza con el programa ImageJ midiendo perfiles lineales entre la marca y las diferentes paradas. Con una hoja Excel se mide la distancia entre los centros de cada uno de los perfiles y se compara con la distancia teórica entre paradas sucesivas y con la distancia desde la punta del aplicador a la primera posición de parada que vienen indicadas en los manuales.

Para los anillos se realiza un procedimiento diferente. Para identificar cual es la posición de parada más distal sobre la película se irradian de forma sucesiva una posición, dos posiciones, etc. Como no es posible marcar en la película el final del lumen se realizan marcas alrededor de los anillos y se colocan marcas radiopacas encima.

A continuación se introducen las guías radiopacas y se realiza un CBCT y una placa utilizando el portal de uno de los aceleradores con la idea de localizar el final del lumen y la posición de parada más distal en el anillo. La distancia entre paradas sucesivas se mide de forma similar que en el resto de aplicadores.

Resultados y discusión

En las tablas aparecen la desviación con respecto al valor teórico en las medidas en los diferentes aplicadores tanto de la distancia de la punta a la primera posición de parada como la separación entre las paradas sucesivas programadas. En el caso de los ovoides de los aplicadores de tipo Fletcher se repiten las medidas mandando la primera posición de parada a 0,5 y 1 cm del final del lumen para compensar posibles serpenteos por la curvatura del ovoide.

El criterio de colores de las celdas hace referencia a las tolerancias establecidas: verde para desviaciones de hasta 1 mm (aceptable), naranja para desviaciones entre 1 y 1,5 mm y rojo para desviaciones superiores a 1,5 mm (no aceptable).

Aplicador	Desv. Dist. marcador primera parada (mm)	Desv. Dist. primera-segunda parada (mm)	Desv. Dist. segunda-tercera parada (mm)	Desv. Dist. tercera-cuarta parada (mm)
Cilindro	-0,91	0,09	0,65	
Cilindro sonda 30 mm 0°	-0,92	0,56	-0,17	0,82
Cilindro sonda 50 mm 0°	0,31	0,22	0,55	0,58
Cilindro sonda 70 mm 0°	-0,17	0,01	0,45	0,44
Cilindro sonda 30 mm 15°	0,32	0,45	0,39	0,53
Cilindro sonda 50 mm 15°	-0,28	0,32	0,98	0,26
Cilindro sonda 70 mm 15°	-0,57	0,38	0,57	0,44
Ovoide 3 a 0,5 cm	-0,61			
Ovoide 3 a 1 cm	-0,70			
Ovoide 3	-0,95	-0,38	0,15	
SIU 40 mm	-0,09	-0,21		
SIU 60 mm	-0,96	-0,49	0,18	
SIU 80 mm	-0,32	0,10	0,04	0,20
Ovoide 2 a 0,5 cm	-0,95			
Ovoide 2 a 1 cm	-0,52			
Ovoide 2	-1,47	0,18	0,37	
Aguja plástico 320 mm caja1	0,31	0,08	0,27	
Aguja plástico 320 mm caja2	0,90	0,10	-0,31	
Aguja titanio 320 mm	0,87	-0,27	0,03	
Aguja titanio 200 mm caja 1	0,15	-0,07	-0,29	
Aguja titanio 200 mm caja2	0,20	-0,04	-0,30	
Aguja plástico 200 mm	0,09	0,16	-0,29	

Figure 184: Desviaciones obtenidas los aplicadores.

Aplicador	Desv. Dist. marcador primera parada (mm)	Desv. Dist. primera-segunda parada (mm)	Desv. Dist. segunda-tercera parada (mm)	Desv. Dist. tercera-cuarta parada (mm)
Anillo 45 sonda 80 mm	-1,20	0,27	-0,19	0,07
Anillo 45 sonda 60 mm	-0,81	0,09	0,09	
Anillo 45 sonda 40 mm	1,06	-0,16		
Anillo 60 sonda 80 mm	0,09	-0,10	0,35	0,01
Anillo 60 sonda 60 mm	-0,40	0,15	-0,38	
Anillo 60 sonda 40 mm	-0,29	-0,14		
Anillo 90 sonda 80 mm	-0,09	-0,86	0,48	0,08
Anillo 90 sonda 60 mm	-0,49	-0,49	-1,23	
Anillo 90 sonda 40 mm	0,44	0,44		

Aplicador	Desv. Dist. primera-segunda parada (mm)	Desv. Dist. segunda-tercera parada (mm)	Desv. Dist. tercera-cuarta parada (mm)	Desv. Dist. cuarta-quinta parada (mm)
Anillo 45	-3,43	-0,04	-0,87	-1,10
Anillo 60	-3,36	-1,08	-0,02	-0,92
Anillo 90	-3,60	-0,74	-1,38	0,04

Figure 185: Desviaciones obtenidas en los anillos y las sondas asociadas.

Conclusiones

Los resultados presentados muestran unas desviaciones aceptables en la comparativa entre las medidas realizadas y los valores teóricos por lo que se determina que el resultado de esta prueba es satisfactorio. Además se ha comprobado la integridad de todos los aplicadores y que no existen obstrucciones en el tándem fuente, tubo de transferencia y aplicador.

Para el caso de los anillos las desviaciones entre las posiciones de paradas sucesivas son aceptables salvo para las dos primeras. A raíz de los resultados el servicio de física se pone en contacto con el servicio técnico de la casa comercial, cuya respuesta es que suele ser necesario aplicar un offset personalizado a cada anillo, por lo que queda pendiente realizar pruebas adicionales para su determinación.

Pósteres A1: Braquiterapia / 864**Implementación clínica de tratamientos de plesioterapia mediante el uso de impresión 3D.**

Autores: Luis Ángel Quiñones Rodríguez¹ ; Ignacio Javier Castro Ramirez² ; Joaquin Perez Pavon^{None} ; María Amparo Iborra Oquendo³

¹ Hospital Universitario Puerta del Mar (Cadiz)

² HUPM

³ Hospital Universitario Puerta del Mar

Corresponding Author:**Introducción:**

La braquiterapia de contacto o plesioterapia es una terapia de elección para cánceres no melanómicos que se emplea cuando la profundidad de la lesión es igual o inferior a los 5mm.

Existen diversas soluciones para la fabricación de los moldes de tratamiento, desde aplicadores comerciales a aplicadores caseros hechos con diversos materiales. En nuestro centro llevamos haciendo tratamientos de plesioterapia desde hace diez años pero no ha sido hasta este último año que hemos introducido la tecnología de impresión 3D para la fabricación de los moldes, ganando en personalización y exactitud geométrica. En este trabajo presentamos el procedimiento que empleamos en estos tratamientos.

Material y método:

El primer paso es la simulación del tratamiento en la que utilizamos una hoja de acetato transparente sobre la que se “calca” la lesión y a la que se le da un margen adecuado al tipo de lesión. Esta plantilla se recorta y se sitúa de nuevo sobre el paciente para colocar unos marcadores radiopacos que delimiten la zona a tratar, finalmente realizaremos el TAC con cortes de 2mm.

El siguiente paso es crear nuestro molde en formato STL para lo que utilizamos la aplicación 3DSlicer. Con ella creamos una estructura de 1 cm de espesor a modo de bolus sobre la zona a tratar. Una vez creada la exportaremos también en STL y utilizaremos el programa Meshmixer para la delimitación final de los bordes del molde.

A continuación usamos los módulos Part y Part Design del programa Freecad para crear canales de 2.5 mm de diámetro a 5mm de profundidad paralelos entre si y a la superficie del paciente con una separación entre ellos de 1cm. Para la elección del número de canales y su posición usamos la plantilla creada en la simulación. Después utilizaremos de nuevo Meshmixer para corregir cualquier inconsistencia.

El siguiente paso es realizar la impresión 3D con tecnología FDM (Fused Deposition Modelling) para lo que utilizamos una impresora Ultimaker S5. El material empleado es ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) y el porcentaje de relleno será del 100%.

Al molde fabricado le colocaremos tubos plásticos 6F fijados con botones en sus extremos.

A continuación realizaremos un TAC al implante y con el planificador Oncentra Brachy prescribimos y optimizamos a 5 mm de profundidad. Si queremos conocer con precisión el recubrimiento del CTV podemos contornearlo dando un margen de 5 mm desde la superficie interior del molde dentro de los límites de la zona a tratar. También cabe la posibilidad de realizar un nuevo TAC al paciente con el aplicador o fusionar el TAC del molde con el TAC inicial para delimitar tanto el CTV como los posibles órganos de riesgo y evitar un nuevo escáner.

Finalmente se imparte el tratamiento en el dispositivo de carga diferida MicroSelectron V3.

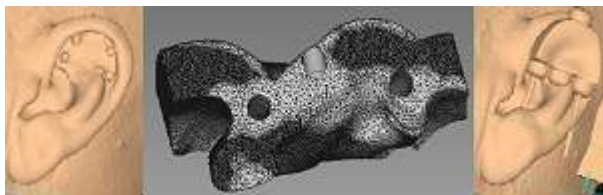


Figure 186: Simulación y molde de un tratamiento de plesioterapia en la oreja

Resultado y Discusión:

El procedimiento presentado requiere una especialización con una curva de aprendizaje de varios meses en las aplicaciones que hemos utilizado así como una impresora 3D, si bien el uso de éstas se está normalizando en los hospitales. Superadas estas desventajas, esta técnica nos va a permitir una gran personalización y precisión geométrica.

También hay que destacar que las aplicaciones utilizadas son o bien de uso gratuito o de licencia pública.

Conclusión:

El uso de la tecnología de impresión 3D nos permite realizar tratamientos de plesioterapia de mayor precisión geométrica y personalización.

Pósteres A1: Braquiterapia / 873**Análisis geométrico y dosimétrico del tratamiento de próstata con implante de semillas de I-125 con el planificador VariSeed**

Autores: Ariane Montejó Arteché¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; María Mercedes Pérez Macho¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

Corresponding Author:**Introducción:**

La técnica de braquiterapia de baja tasa (LDR) en próstata consiste en la colocación de fuentes radiactivas (I-125) en la glándula prostática. Dado su baja energía pueden ser liberadas altas dosis dentro de la próstata, evitando una excesiva irradiación a órganos vecinos. El desarrollo de nuevas tecnologías ha permitido mejorar progresivamente no sólo la colocación de las semillas radiactivas, sino también la distribución de la dosis de irradiación. En nuestro servicio, tras quince años de experiencia en esta técnica, se ha incorporado un nuevo sistema de planificación.

Material y métodos:

Se han analizado los parámetros del implante y los resultados dosimétricos de 20 pacientes tratados con braquiterapia LDR con semillas de I-125 IsoCord® de Eckert&Ziegler y planificador VariSeed de Varian Medical Systems. Una vez anestesiado el paciente se coloca en posición de litotomía forzada y se insertan agujas metálicas guiado por un ultrasonido transrectal. Se adquieren las imágenes y se contornea en las imágenes registradas el volumen de interés (próstata) y los órganos de riesgo (recto y uretra). Posteriormente se digitalizan las agujas insertadas y se realiza una planificación inversa. Si fuera necesario, se retocan las posiciones de las fuentes y/o número de fuentes por aguja de manera manual. Por último, se insertan los trenes de semillas de I-125.

Resultados:

Para la próstata se ha evaluado el volumen que recibe el 100%, 150%, 200% de la dosis (V100%, V150%, V200%) y la dosis que recibe el 90% del volumen (D90%) mientras que para la uretra se ha evaluado la dosis que recibe el 10% del volumen y 0.1 cc y para el recto la dosis que recibe 2 cc. Los resultados evaluados se muestran en la tabla 1.

Conclusiones:

Los resultados dosimétricos obtenidos siguen las recomendaciones indicadas en GEC ESTRO, obteniendo unos resultados dosimétricos muy por debajo de los límites en los órganos de riesgo.

Pósteres A1: Braquiterapia / 874**Implementación y evaluación dosimétrica de HDR prostática**

Autores: Manuel Fernández Montes¹ ; Ariane Montejo Arteché¹ ; María Mercedes Pérez Macho¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; José Agustín Válgoma Solanas¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

Corresponding Authors: manuelfernandezmontesa@gmail.com, arianemontejo@gmail.com

Introducción:

La braquiterapia de alta tasa (HDR) es una técnica que emplea una fuente radiactiva de Ir-192 para tratar ciertas patologías oncológicas. El cáncer de próstata es una patología que se beneficia de este tipo de tratamiento. En nuestro servicio, después de más de quince años de experiencia llevando a cabo la técnica haciendo uso de imágenes de TC, la remodelación del radioquirófano nos ha permitido llevar a cabo todo el proceso dentro del mismo, sin necesidad de mover al paciente con un nuevo equipo adquirido a la par de un nuevo planificador.

Material y métodos:

Se han analizado 15 pacientes de braquiterapia HDR prostática tratados con el planificador Vitesse 4.0 y con el equipo de carga diferida Bravos (Varian Medical Systems). El proceso completo se realiza en el radioquirófano. Tras anestesiarse al paciente, se coloca en posición de litotomía forzada con una sonda ecográfica transrectal (Hitachi Avius) para una posterior colocación de la retícula. Una vez hecho esto, el oncólogo radioterápico introduce las agujas en la posición que considera apropiada, se adquieren las imágenes y se contornea la próstata, el recto y la uretra. Posteriormente, el radiofísico digitaliza las agujas en la imagen en tiempo real, en la cual aparecen los volúmenes contorneados, siendo críticos tanto el posicionamiento de la punta como su trayectoria. El siguiente paso es realizar una planificación inversa con una plantilla de objetivos predefinida para próstata y los órganos de riesgo, y si fuese necesario, se retocan gráficamente las curvas de isodosis calculadas mediante la optimización hasta conseguir una planificación óptima. Por último, se trata al paciente en el radioquirófano.

Resultados:

Para la próstata se ha evaluado el D90% así como V100%, V150%, V200%, mientras que para uretra y recto se han evaluado las dosis que recibe el 1% del volumen y 2 cc respectivamente. Los resultados se muestran en la tabla 1

Discusión:

Clínicamente se han observado unos resultados satisfactorios en cuanto a cobertura de próstata y límites en órganos de riesgo. A diferencia de lo que ocurría cuando se realizaba la planificación con imágenes de TC, todo el proceso se realiza en el radioquirófano, con el paciente en la misma posición, por lo que se gana en precisión y en tiempo. Sí que cabe mencionar que se ha encontrado una discrepancia a la hora de reconstruir las agujas. Se observó que había un desfase de 1-2mm entre la reconstrucción del corte axial y del longitudinal. Tras tiempo de pruebas y análisis hemos llegado a la conclusión de que la imagen acorde con la realidad reproducible por el ecógrafo es la que corresponde al corte axial, pudiendo así solventar ese error. A pesar de ello se sigue estudiando este problema que se ha escalado a los desarrolladores del equipo.

Conclusiones:

Con este nuevo sistema y con la formación correspondiente del personal implicado, el proceso se realiza de una manera óptima, rápida y segura, ganando en precisión y tiempo de intervención con respecto a la técnica utilizada anteriormente.

Pósteres A1: Braquiterapia / 877**Comparativa dosimétrica de aplicadores Venezia y Utrecht en Braquiterapia de Cérvix**

Autores: Zulima Aza Villarrubia¹; Virginia Álvarez Sánchez²; Javier De Areba Iglesias²; Gabriel Rodríguez Martín²; David Flavio Martínez Barrio¹

¹ Hospital Clínico San Carlos - Madrid

² Hospital Clínico San Carlos

Corresponding Author: zulima.aza@gmail.com

Introducción

El objetivo del presente trabajo es la comparación de tratamientos de cervix con braquiterapia de alta tasa (HDR) según el protocolo Embrace II con dos aplicadores diferentes: Utrecht y Venezia® (Elekta).

Material y métodos

En el Hospital Clínico San Carlos se tratan las pacientes de cáncer de cervix según el esquema Embrace II, el cual consiste en radioterapia externa a 45 Gy en 25 fracciones (1.8 Gy/fx) y posteriormente braquiterapia HDR, administrándose 28 Gy en 4 fracciones (7 Gy/fx).

El implante en quirófano de la braquiterapia se realiza los días impares de tratamiento (1 y 3), inmediatamente después se realiza una tomografía computarizada (TC) de planificación y una fusión con resonancia magnética para delimitar con mayor precisión la zona de tratamiento. La paciente ingresa tras las sesiones 1 y 3 con el aplicador y al día siguiente se realiza TC de planificación, el cual se fusiona con el del día del implante. El sistema de planificación utilizado para el contorno y la dosimetría es Oncentra® Brachy de Elekta (v. 4.6.0).

Hasta mitad de 2019 la braquiterapia HDR se realizaba exclusivamente con el aplicador Utrecht, el cual consiste en dos ovoides (tres diámetros disponibles), sonda intrauterina (dos ángulos disponibles) y la posibilidad de utilizar hasta 10 agujas intersticiales según la complejidad del tratamiento. La reconstrucción del aplicador se hace manualmente con ayuda de las *dummies* que se insertan durante la adquisición del TC de planificación.

A partir de mediados de 2019 se empezó a utilizar el aplicador Venezia, que está formado por dos semilunas que se juntan para formar un anillo completo (dos diámetros disponibles, 22 y 26 mm), una sonda intrauterina (cinco longitudes: 0, 30, 40, 50 y 60 mm y angulaciones de 15° y 30°) y la posibilidad de utilizar hasta 16 agujas intersticiales. La reconstrucción del aplicador se hace con la librería del planificador, excepto las agujas que se reconstruyen manualmente con ayuda de las *dummies*.



Figure 187: Aplicadores tipo Utrecht y Venezia, respectivamente

Se han analizado todas las pacientes tratadas en los años 2018 – 2020, con una muestra de 61 pacientes (38 tratados con Utrecht y 23 con Venezia), evaluando los parámetros clínicos más relevantes: D_{90} , D_{98} del CTV (dosis absorbida recibida por el 90% y el 98% del volumen de CTV), D_{2cc} (dosis absorbida máxima recibida en 2 centímetros cúbicos de volumen) de recto, vejiga, sigma e intestino, así como el número de intersticiales utilizado en cada caso.

Resultados

Se observa (Figura 2) que en promedio se utiliza una aguja intersticial más con el aplicador Venezia que con el Utrecht. Con Venezia se mejora la D_{90} en un 3%, la D_{98} en 1%, y la D_{2cc} de recto e intestino en 12% y 13% respectivamente. Por el contrario, se empeora la D_{2cc} de vejiga y sigma en un 4% y 7% respectivamente.

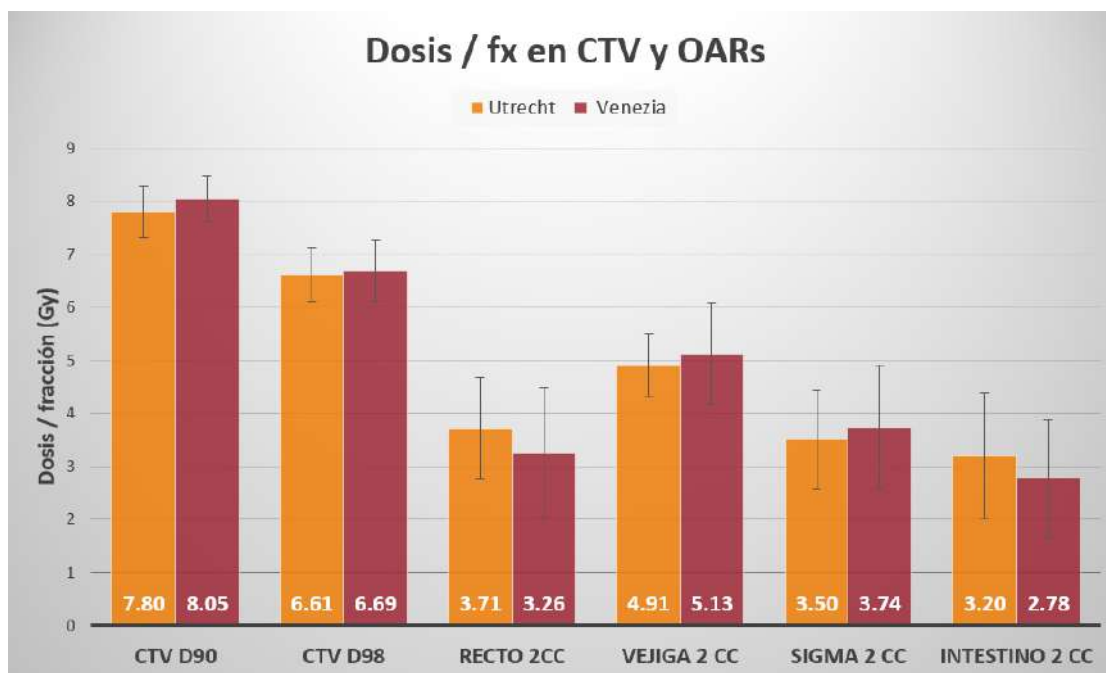


Figure 188: Comparación de dosis en CTV y OARs

Discusión y conclusiones

Se han analizado 61 pacientes de cáncer de cérvix tratadas con braquiterapia HDR en los años 2018-2020, observándose una ligera mejora tanto en cobertura como en dosis absorbida por recto e intestino y un leve empeoramiento en vejiga y sigma.

Se investigará en futuros estudios la significancia estadística y relevancia clínica para los parámetros dosimétricos analizados. Dado que el implante es más sencillo de realizar y planificar con el aplicador Venezia, la mayor parte de los tratamientos se realizan con este aplicador.

Pósteres A1: Braquiterapia / 922**Utilización de semillas de dos actividades en braquiterapia de próstata de baja tasa de dosis****Autor:** Diego Bruzos López¹¹ *Hospital Universitario Clínico San Cecilio***Corresponding Author:** diego.bzlp@gmail.com**Introducción**

En la LDR se cuenta con muy poca capacidad de optimizar dosis. A diferencia de la HDR, en baja tasa no tenemos la opción de modificar las isodosis a nuestro antojo variando los tiempos de parada de la fuente, sino que solamente tenemos la libertad de colocar cada aguja en la posición más adecuada, siempre limitada por el contorno de próstata, para la administración de una dosis prescrita y el cumplimiento de unos límites en los órganos de riesgo. Esto es, solamente tenemos la opción de perseguir una buena optimización geométrica. Los pacientes que se someten a intervenciones LDR son pacientes generalmente jóvenes, con riesgo bajo y con una buena expectativa de vida. Con la introducción de la técnica de las dos actividades podemos reducir el número de agujas utilizadas y, en consecuencia, el número de semillas implantadas. El parámetro relacionado directamente con la aparición de recidivas bioquímicas (medidas con el PSA) es el D_{90} . Por lo tanto, tendremos que maximizar dicho índice, buscando un compromiso con el V_{150} y el V_{200} que, si quedan excesivamente altos, es posible que el paciente sufra complicaciones post-tratamiento. Además, no debemos sobredosificar la uretra y el recto, que son los órganos de riesgo.

Material y métodos

El planificador utilizado ha sido el PSID 5.0.3. La diferencia entre las dos actividades será siempre la misma, un 20 %. Para las comprobaciones pre-tratamiento se usa una cámara de pozo, un electrómetro, barómetro y un termómetro. Comprobamos que la actividad del 10 % de cada muestra de semillas coincida con la nominal dentro de una tolerancia del 4,7% con $k=2$. Las semillas no van sueltas, sino que van todas unidas en el interior de un hilo llamado vicryl. De este modo es mucho más seguro el implante, pues al no estar sueltas es mucho más complicado que migren a otros órganos del cuerpo y causen daños. Se emplea ácido hialurónico en la zona transperineal para separar la próstata de la pared rectal y originar una disminución de la dosis en ella. La dosis prescrita ha sido, en ambos casos, de 145 Gy.

Resultados

Se muestran en primer lugar las geometrías de ambos implantes, es decir, con 1 y 2 actividades:

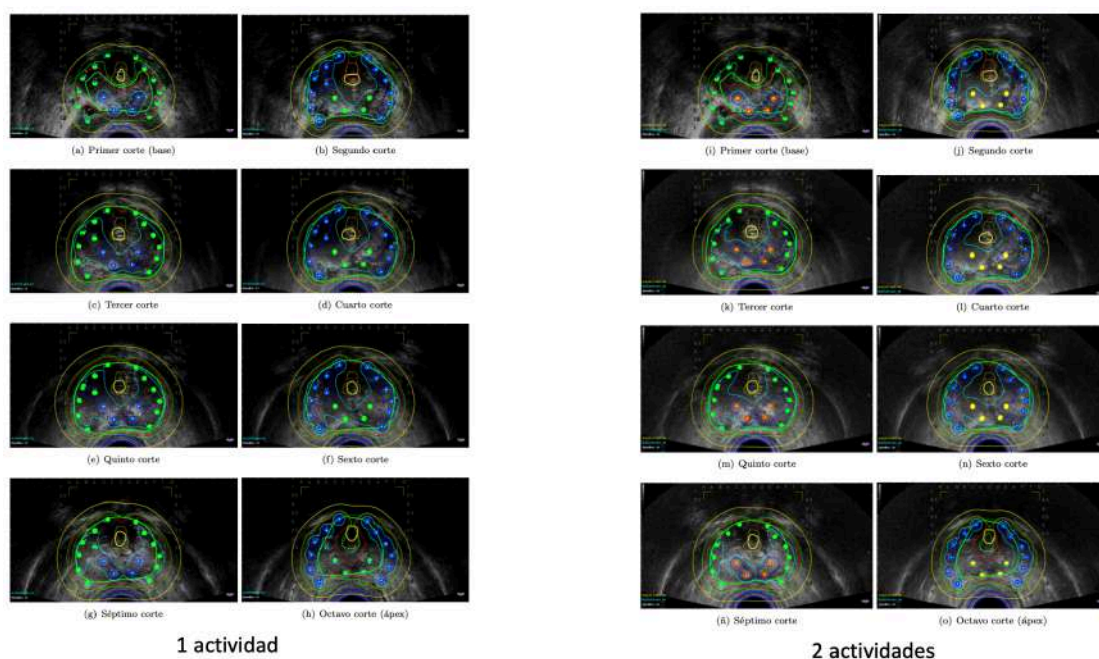


Figure 189: Geometría de los implantes

Los parámetros de los histogramas se muestran a continuación

Prescription Dose R₀ = 145.00 Gy	
Conformal Index	
(V100) c1 =	98.1 %
c2 =	69.5 %
COIN =	0.682
Total Dose Volume for 80.0 % Rx = 101.4 cm³	
Natural DVH Parameters	
Peak Dose =	Invalid
Low Dose =	Invalid
Prescr. Dose =	Invalid
Dose Ratio =	Invalid
Prostate	
Total Volume =	56.4 cm³
Minimum Dose =	86.7 % R ₀
D90 =	168.8 Gy = 116.4 % R ₀
V90 =	56.3 cm³ = 99.9 Vol.%
V100 =	55.3 cm³ = 98.1 Vol.%
V150 =	34.2 cm³ = 60.7 Vol.%
V200 =	11.7 cm³ = 20.7 Vol.%
Urethra	
Reference Volume =	1.4 cm³
Maximum Dose =	134.3 % R ₀
D100 =	111.6 Gy = 76.9 % R ₀
V120 =	0.2 cm³ = 16.3 Vol.%
D 0.2 cm³ =	175.0 Gray = 120.7 % R ₀
Rectum	
Reference Volume =	3.8 cm³
Maximum Dose =	86.5 % R ₀
V100 =	0.0 cm³ = 0.0 Vol.%
D 5 cm³ =	38.6 Gray = 26.6 % R ₀

Resultados 1 actividad

Prescription Dose R₀ = 145.00 Gy	
Conformal Index	
(V100) c1 =	98.3 %
c2 =	69.8 %
COIN =	0.686
Total Dose Volume for 80.0 % Rx = 100.9 cm³	
Natural DVH Parameters	
Peak Dose =	Invalid
Low Dose =	Invalid
Prescr. Dose =	Invalid
Dose Ratio =	Invalid
Prostate	
Total Volume =	56.4 cm³
Minimum Dose =	86.0 % R ₀
D90 =	170.5 Gy = 117.6 % R ₀
V90 =	56.2 cm³ = 99.7 Vol.%
V100 =	55.4 cm³ = 98.3 Vol.%
V150 =	34.7 cm³ = 61.6 Vol.%
V200 =	12.7 cm³ = 22.6 Vol.%
Urethra	
Reference Volume =	1.4 cm³
Maximum Dose =	127.8 % R ₀
D100 =	113.1 Gy = 78.0 % R ₀
V120 =	0.2 cm³ = 17.0 Vol.%
D 0.2 cm³ =	174.9 Gray = 120.7 % R ₀
Rectum	
Reference Volume =	3.8 cm³
Maximum Dose =	93.7 % R ₀
V100 =	0.0 cm³ = 0.0 Vol.%
D 5 cm³ =	40.6 Gray = 28.0 % R ₀

Resultados 2 actividades

Figure 190: Parámetros de los histogramas de ambos implantes

Discusión y conclusiones

En el primer implante realizado, de una sola actividad, ha sido necesario realizar un pinchazo adicional para maximizar el D_{90} . Esta aguja posee sólo 3 semillas, lo que aumenta el riesgo de movimiento/migración debido al menor número de fuentes entrelazadas. Las periféricas están más hacia fuera provocando que la isodosis del 100% (línea roja) desborde más, cubriendo tejido fuera de próstata que no queremos tratar. En el segundo implante, tanto la aguja adicional como la apertura de las periféricas no

ha sido necesario. Menor número de pinchazos también implica menor inflamación/trauma en la próstata, lo que significa menor probabilidad de retenciones urinarias post-implante y por lo tanto no tener que sondar al paciente.

Esta es la idea de la introducción de la segunda actividad, un 20 % mayor, en los implantes LDR de próstata.

Pósteres A1: Braquiterapia / 939**Caracterización dosimétrica del conjunto de aplicadores superficiales con cono de estilo Leipzig.**

Autores: Fernando Ruiz Marín^{None} ; Salvador García Pareja^{None} ; Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Ana Maria Villalobos Álvarez² ; Cristina Ruiz Manrique^{None}

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² HRU Málaga

Corresponding Author: ferruimar12@gmail.com

Introducción:

Se presenta la metodología seguida para la caracterización dosimétrica del conjunto de aplicadores superficiales con cono de estilo Leipzig con fuente de Iridio-192 de Varian mediante cálculo Monte Carlo y medidas experimentales con película radiocrómica.

Materiales y Métodos:

El método utilizado puede dividirse en 2 partes:

1) Medidas experimentales: PDD y perfiles.

Para la obtención del PDD se colocan películas a 4 profundidades de PMMA y se representa en una gráfica la dosis frente a la profundidad. Debido a que los PDD son independientes del tamaño del aplicador usado, se ha obtenido solamente el PDD para un único aplicador. La obtención de los perfiles se ha realizado para todos los tamaños de aplicadores y a una profundidad de 3 mm.

La normalización de los resultados se ha hecho de manera que más coincidan los datos experimentales con los proporcionados por Varian.

2) Simulaciones Monte Carlo.

Para las simulaciones Monte Carlo se ha utilizado el programa PENELOPE versión 2018. El número de historias simuladas han sido de 3.4×10^8 con una incertidumbre por debajo del 2% con $\sigma=3$.

Las dimensiones geométricas se tomaron experimentalmente, dado que no fueron proporcionadas por Varian. Los materiales empleados en la simulación fueron los descritos por el documento técnico del aplicador de Varian.

Los resultados obtenidos por ambos métodos se han comparado con los proporcionados por Varian.

Resultados:

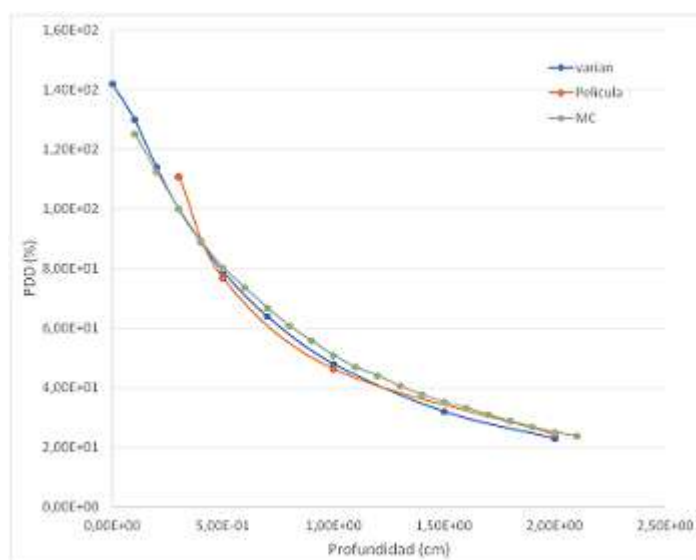


Figure 191: Figura 1. PDD obtenido mediante MC, películas y el proporcionado por Varian.

Para el PDD hemos obtenido una diferencia por debajo del 3% a profundidades de tratamiento para películas y simulaciones Monte Carlo con respecto a las de Varian. Para profundidades menores en medidas con películas, se ha alcanzado una discrepancia de hasta un 10%.

Para comparar los resultados de los perfiles obtenidos experimentalmente y mediante MC, con los proporcionados por Varian, se ha realizado un test gamma (1 mm, 5%) obteniéndose una coincidencia por encima del 93% y del 85% para los resultados obtenidos con Monte Carlo y con película radiocrómica respectivamente.

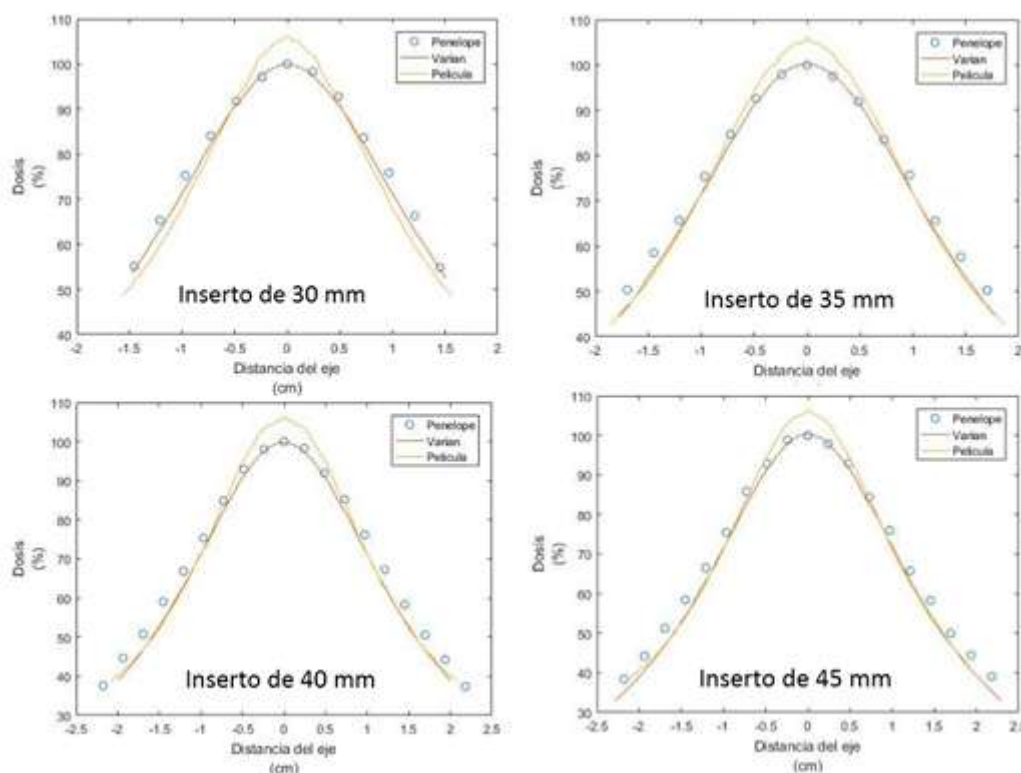


Figure 192: Figura 2. Perfiles obtenidos para los diferentes aplicadores y mediante los diferentes métodos.

Discusión:

Las posibles diferencias encontradas en la simulación se pueden deber a una falta de conocimiento de la geometría real del aplicador.

Las discrepancias encontradas en el eje central del perfil, así como en el punto del PDD más próximo a la superficie, puede deberse al alto gradiente de dosis que nos encontramos a estas profundidades, provocando que una pequeña incertidumbre en la profundidad de medida provoque grandes discrepancias en los resultados obtenidos.

Conclusiones:

Se ha visto cómo el método seguido para la caracterización del conjunto aplicador-fuente nos proporciona unas discrepancias a profundidades de tratamiento por debajo del 3% para ambos métodos en el PDD con respecto a las de Varian. Para los perfiles hemos obtenido discrepancias en dosis prescrita por debajo del 5% en ambos métodos. Discrepancias en dosis mayores, el error en la distribución de la dosis no ha superado el 1,5 mm.

Pósteres A1: Braquiterapia / 953**Determinación de la calidad del haz del sistema INTRABEAM 600 con aplicadores FLAT y esféricos**

Autor: Daniel Rodríguez Latorre¹

Co-autores: Silvia Fernández Cerezo ¹ ; Jose Fernandez Garcia ¹ ; Zahara Martín Rodríguez ¹ ; Javier Sánchez Ruipérez ¹ ; Cristina Arroyo Sánchez ; Diego Crelgo Alonso ² ; Alfonso Villacé Gallego ³ ; Pedro Sánchez Galiano ⁴

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Central de Asturias

⁴ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURAIAS

Corresponding Author: latorre.dani@gmail.com

Introducción

El INTRABEAM® (ZEISS Medical Technology) es un acelerador en miniatura que acelera corrientes de electrones de 40 μ A hasta 50 kV. Al impactar contra un blanco de oro generan una distribución de fotones aproximadamente isotrópica.

En los haces de fotones de baja energía la calidad del haz viene determinada por la capa hemirreductora (HVL) en aluminio. De este valor dependen los factores de corrección k_Q y $k_{K\alpha \rightarrow DW}$ de la cámara de ionización, con los que se calcula la dosis absorbida en agua. En el sistema de calibración proporcionado por ZEISS, calibración 4.0, se asume que la calidad del haz es constante, asimilable a una TW30, independientemente del aplicador usado.

En este trabajo se determina la calidad de los haces de fotones generados por el INTRABEAM 600 con los aplicadores FLAT y esféricos, y se calculan las diferencias en la dosis absorbida al tener en cuenta los distintos factores de corrección.

Material y Métodos

Usamos una cámara de ionización de sensibilidad alta, Radcal 10x6-6M (6 cm³), y el electrómetro Radcal Accudose. La distancia entre cámara y detector se mantiene fija a aproximadamente 1 metro en aire y se colocan filtros de aluminio de alta pureza a unos 50 cm de la fuente (ver figura 1). La alineación se verifica por medio de una plomada.

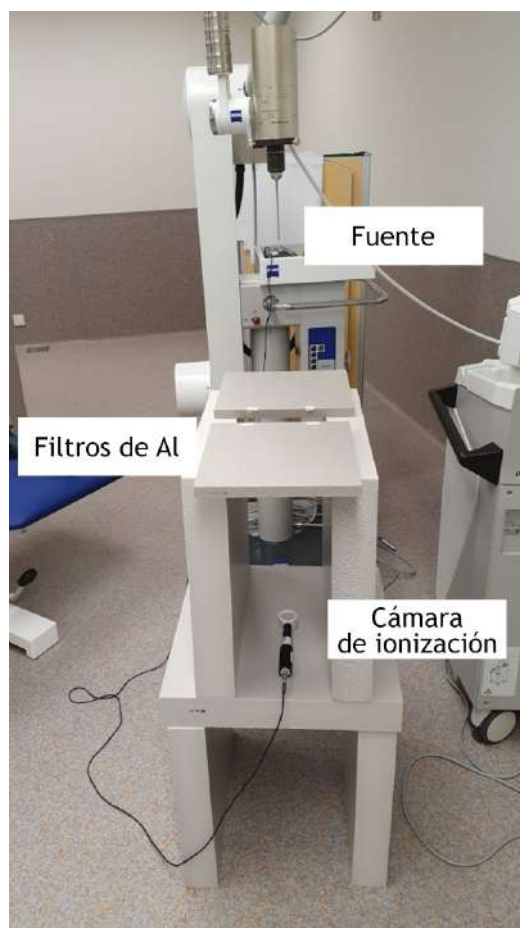


Figure 193: Posicionamiento de la fuente, los filtros y la cámara de ionización

Siguiendo las recomendaciones del TRS 398, la HVL se determina interpolando linealmente entre los valores más próximos que reducen a la mitad la tasa de kerma en aire comparado con el de un haz sin atenuar. Dado que la dependencia energética de esta cámara de ionización es baja en el rango de energías usado, supondremos proporcional la medida de la corriente de ionización a la tasa de kerma en aire.

Resultados

En la tabla 1 se resumen los valores medidos de HVL para los 6 aplicadores FLAT (diámetros de 1 a 6 cm) y los 7 aplicadores esféricos (diámetros de 2 a 5 cm). Asimismo, calculamos los valores de corrección por calidad del haz k_Q y de conversión de kerma en aire a dosis absorbida en agua $k_{K_a \rightarrow D_W}$, que habría que aplicar sobre la cámara de ionización TN34013W de PTW. Las diferencias que introducen estos factores respecto de la calibración 4.0 están en la última columna, siendo el mayor un 0.7% para el aplicador esférico de 3 cm de diámetro.

Aplicador	Diámetro (cm)	HVL (mm Al)	k_Q	$k_{Ka \rightarrow Dw}$	Dif. Cal 4.0
Flat	1	0.44	1.000	1.047	0.0%
	2	0.65	1.009	1.039	0.1%
	3	0.83	1.015	1.034	0.2%
	4	0.92	1.017	1.031	0.1%
	5	0.97	1.018	1.030	0.1%
	6	1.09	1.019	1.028	0.1%
Esférico	2	1.29	1.024	1.027	0.4%
	2.5	1.33	1.025	1.028	0.6%
	3	1.41	1.026	1.028	0.7%
	3.5	0.88	1.016	1.032	0.1%
	4	1.01	1.019	1.029	0.1%
	4.5	1.14	1.022	1.027	0.2%
	5	1.23	1.023	1.027	0.3%

Figure 194: HVL para cada aplicador y factores de corrección correspondientes, así como la diferencia respecto a la calibración 4.0

Discusión y conclusiones

Calcular correctamente la dosis absorbida en agua es crucial para conocer los resultados del tratamiento y poder compararlo con otros usuarios del mismo equipo o de otros. Para ello, es importante medir correctamente la HVL de cada aplicador y calcular los factores de corrección por calidad del haz y de conversión de kerma en aire a dosis en agua, si bien las diferencias que introducen son más pequeñas que la incertidumbre asociada a estos factores (un 2% en k_Q y un 4% en $k_{Ka \rightarrow Dw}$).

Pósteres A1: Braquiterapia / 974**Caracterización dosimétrica del ABS para tratamientos de Braquiterapia Superficial**

Autores: Luis Ángel Quiñones Rodríguez¹ ; Joaquín Pérez Pavón^{None} ; Ignacio Javier Castro Ramirez² ; María Amparo Iborra Oquendo³

¹ Hospital Universitario Puerta del Mar (Cadiz)

² HUPM

³ Hospital Universitario Puerta del Mar

Corresponding Author:**Introducción:**

En el Hospital Universitario Puerta del Mar de Cádiz venimos realizando tratamientos de Braquiterapia de contacto desde hace 10 años, pero no ha sido hasta hace 1 que hemos empezado a utilizar moldes fabricados en ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) mediante tecnología FDM (Fused Deposition Modelling) de impresión 3D , así una de las primeras tareas que realizamos fue la caracterización dosimétrica de este material.

Material y método:

Para la caracterización dosimétrica del ABS, utilizamos un maniquí con forma de paralelepípedo y unas dimensiones de 7x7x1 cm3 cruzado por siete canales de 2.5 mm de diámetro situados a 1 cm unos de otros y a 5 mm de las paredes exteriores, fabricado con este material en una impresora Ultimaker S5 con un porcentaje de relleno del 100%.

Las medidas experimentales se realizaron en el plano de mayor relevancia clínica esto es a la profundidad de prescripción de 0.5 cm de profundidad empleando películas Gafchromic EBT3 calibradas a la energía de 6 MV de un acelerador Siemens Mevatron. Para simular la dispersión del medio se empleó un maniquí de placas de RW3. Las películas se escanearon 24 horas después de la irradiación con un escáner Epson Expression 1000XL y una resolución de 72 dpi. Y los valores de pixel se convirtieron en dosis con el software FilmAnalyse de PTW.

Estos datos de dosis se compararon con el plan de tratamiento con el que se irradiaron las películas mediante el dispositivo de carga diferida Microselectron v3. Para dicho plan se prescribió y optimizó una dosis de 150 cGy mediante la aplicación Oncentra Brachy creando puntos de dosis a 0.5 cm de profundidad en todas las posiciones de parada en los 7 canales de tratamiento.

Resultados y discusión:

La dosis media medida en la zona central y más homogénea del tratamiento fue de 145 cGy con una desviación estándar de 6 cGy . Esto supone una diferencia de menos de un 5% respecto a los valores teóricos, lo que queda dentro de los errores que son admisibles en los tratamientos de braquiterapia.

Las principales fuentes de incertidumbres surgen del sistema dosimétrico con película EBT3 y de los errores en el tiempo de tratamiento y en el posicionamiento de la fuente radiactiva. En la tabla 1 se presenta un resumen del cálculo de incertidumbres.

Tipo de incertidumbre	Tipo A (%)	Tipo B (%)
I. Tiempo de parada y posición	2	
II. Incertidumbre de la película		
Ajuste de la curva de calibración		2
Calibración del LINAC		1.5
Dependencia Energética		2
Reproducibilidad de la película	0.8	
I-II Incertidumbre combinada	2.2	3.2
Incetidumbre total	3.9	

Figure 195: Descripción de las incertidumbres

Conclusión:

Mediante la utilización de películas radiocrómicas podemos caracterizar dosimétricamente los materiales utilizados con las tecnologías de impresión 3D, paso previo e indispensable para la utilización clínica de dichos materiales en tratamientos de Braquiterapia.

Pósteres A1: Braquiterapia / 1061**Nuevo protocolo clínico en braquiterapia en cáncer de endometrio posoperatorio****Autor:** Maria Sol Talaya Alarcón^{None}**Co-autor:** Rosario Rubiato Aragón¹¹ *Oncología Radioterápica***Corresponding Authors:** dhernandezg@salud.madrid.org, mariasol.talaya@salud.madrid.org, mariateresa.murillo@salud.madrid.org, pablo.castro@salud.madrid.org**INTRODUCCIÓN:**

La braquiterapia constituye uno de los pilares fundamentales en el tratamiento del cáncer de endometrio posoperatorio debido a la alta incidencia de recidivas vaginales. Dada su importancia, es necesario revisar periódicamente la bibliografía más recientemente publicada acerca de los diferentes fraccionamientos, dosis de restricción en órganos de riesgo y volúmenes de tratamiento en braquiterapia. Basado en ello, nuestro objetivo es establecer un nuevo protocolo clínico en nuestro hospital de braquiterapia en cáncer de endometrio posoperatorio.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se revisaron las últimas recomendaciones de las guías internacionales de práctica clínica más importantes (NCCN 2020 v.1, GEC-ESTRO 2016 y ABS 2014). Se analizaron los distintos fraccionamientos, dosis de restricción y volúmenes de tratamiento. También se analizaron los estudios clínicos más importantes, como B.G. wortman, C. et al., Nout R.A. et al. or Creutzberg C.L et al. Además, se revisaron los ensayos clínicos publicados en la base de datos de PubMed publicados en los últimos 5 años escritos en inglés y que contuvieran brachytherapy y endometrial cancer.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN:

Los esquemas de fraccionamiento de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR BCT) que se han establecido en nuestro servicio son: 3 fx de 7 Gy de HDR BCT monoterapia, 2 fx de 5.5 Gy ó 1 fx de 6 Gy de HDR BCT después de 45 ó 50.4 Gy administrados con radioterapia externa (RTE), y 3-4 fx de 5 Gy de HDR BCT en recidivas o si márgenes positivos. Se ha establecido que el clinical target volume (CTV) es igual que el target volume (PTV) y constituye el tercio superior vaginal (entre 2.5 y 4 cm), el cual se expandirá 5 mm desde la superficie del aplicador (línea de referencia). Los órganos de riesgo (vejiga, recto y sigma) serán contorneados según las recomendaciones de las últimas guías clínicas igual que para RTE. En la imagen 1 se muestran los parámetros dosis/volumen; en la imagen 2 se reflejan las dosis de restricción en órganos de riesgo. Las pacientes han sido tratadas en nuestro servicio según los parámetros descritos tras la implantación del Sistema BRAVOS en 2020. En todos los casos la tolerancia aguda fue excelente, y en las pacientes tratadas con una mediana de seguimiento suficiente, se mantiene el control tumoral.

CONCLUSIONES:

La revisión periódica y el estudio de la bibliografía más importante y su aplicación en la práctica clínica habitual es necesaria para mantener una calidad óptima de los tratamientos con braquiterapia. Tras dicho análisis se ha procedido a actualizar el procedimiento de trabajo en nuestro servicio, en colaboración con física médica. Integrar esas actualizaciones clínicas al sistema BRAVOS y red ARIA 15.6 permite obtener planificaciones de tratamiento más sobresalientes, así como obtener información clínico-dosimétrica que será útil en futuras investigaciones.

Pósteres A1: Braquiterapia / 1073**IMPLEMENTACION DE ALGORITMO DE CÁLCULO DE DOSIS CON CORRECCIÓN DE HETEROGENEIDADES EN BRAQUITERAPIA**

Autor: David Hernández González¹

Co-autores: Pablo Castro Tejero ² ; Maria Roch Gonzalez ³ ; Alberto Viñals ⁴ ; Carmen Libertad Candón González ⁵ ; Paula García Castañón ⁶ ; Roser Fayos-Solà Capilla ⁷ ; Paloma Botella Faus ⁸

¹ H.U. La Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

³ Hospital Universitario de la Princesa

⁴ H.U. la Princesa

⁵ Hospital Puerta del Hierro

⁶ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

⁷ H.U.La Princesa

⁸ Hospital Universitario La Princesa

Corresponding Authors: dhernandezg@salud.madrid.org, pablo.castro@salud.madrid.org

Introducción

Los algoritmos de cálculo con corrección de heterogeneidades han sido usados en radioterapia externa en los últimos 10 años. Sin embargo, para los tratamientos de braquiterapia, este tipo de algoritmos no se han implementado en la práctica clínica en muchos centros sanitarios.

El objetivo de este trabajo es explicar el comisionado y la implementación de algoritmo de cálculo basado en modelos (MBDCA) ACUROS XB de VARIAN en nuestro departamento.

Material y Métodos

El algoritmo de cálculo de dosis con corrección de heterogeneidades Acuros XB (AX) ha sido comisionado para el sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia Brachyvision (TPS). Se ha creado una nueva máquina de braquiterapia con una fuente virtual, siguiendo las recomendaciones del grupo de trabajo 186 (TG-186) de la sociedad americana de física médica. (AAPM), en el TPS Eclipse V15.6 (Varian, Palo Alto).

Los datos de referencia generados con simulación montecarlo (MC) y los archivos DICOM específicos del planificador se han descargado de la página web MDAnderson IROC Houston.

En el caso 1 se han calculado los planes con AX y se han comparado con los calculados con MC.

También se han calculado los planes con la máquina BRAVOS y la fuente real de Ir-192 existente en el servicio. Para calcular los planes con AX, se ha utilizado un aplicador blindado Leipzig de 35mm de diámetro, seleccionado de la librería de aplicadores del TPS. Se han analizado los perfiles a 3mm de profundidad calculados con AX, con el formalismo TG-43 y con la documentación proporcionada por VARIAN.

Resultados

Los resultados obtenidos con la Fuente virtual muestran unas diferencias entre AX y MC inferiores al 0,07% en el punto de referencia en cada uno de los diferentes casos que plantean MDAnderson.

Las coordenadas del punto de referencia están situadas por defecto según MDAnderson.

La figura 1 muestra las diferencias entre los planes MC y AX. Se observa como no existen isodosos mayores a 0,01 GY (color Amarillo) en ningún punto situado del isocentro a distancias mayores que el punto de referencia.

Las diferencias entre MC y TG43 muestran los mismos resultados que las diferencias entre MC y Acuros. Esto es debido a que, en el caso1, el medio es homogéneo.

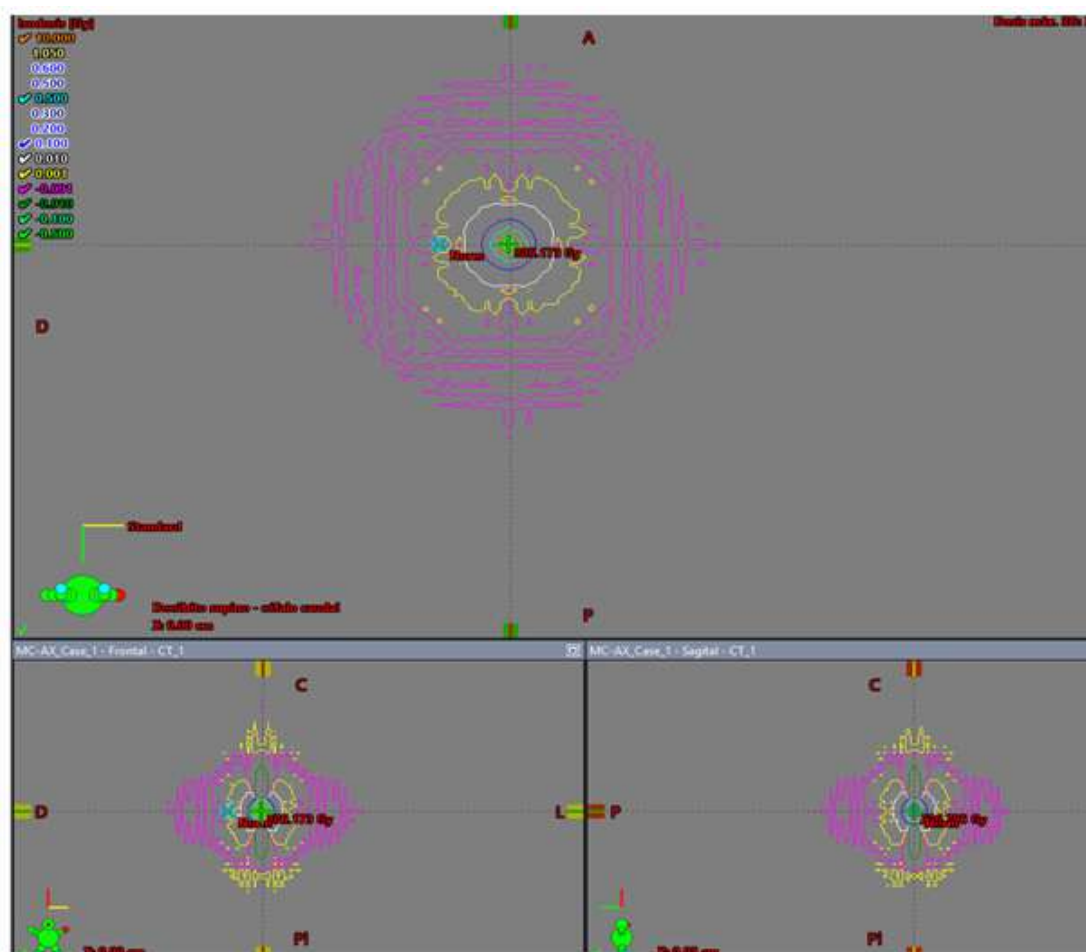


Figura 1. Análisis del caso 1 para el comisionado de Acuros en Braquiterapia. Se muestra la diferencia entre el plan calculado con MC y el plan calculado con AX. No hay diferencias de dosis significativas. La isodosis de color Amarillo es 0,001 Gy y la de color rosa -0,001 Gy.

Figure 196: enter image description here

Por otro lado, al analizar el caso con la fuente real de tratamiento y los aplicadores blindados, las diferencias entre AX y TG43 son significativas cerca de la zona del blindaje del aplicador. Estas diferencias muestran la precisión del cálculo con AX, al tener en cuenta la corrección de heterogeneidades.

La figura 2 muestra los perfiles a 3mm de profundidades, para un aplicador Leipzig de 35 mm de diámetro.

Se observa como el perfil que muestra el TPS calculado con AX se superpone con el perfil indicado en la documentación de VARIAN. El perfil calculado con T43 (color gris) es significativamente diferente respecto al calculado con AX. Es más ancho a distancias superiores a 15mm de la posición central de parada de la fuente.

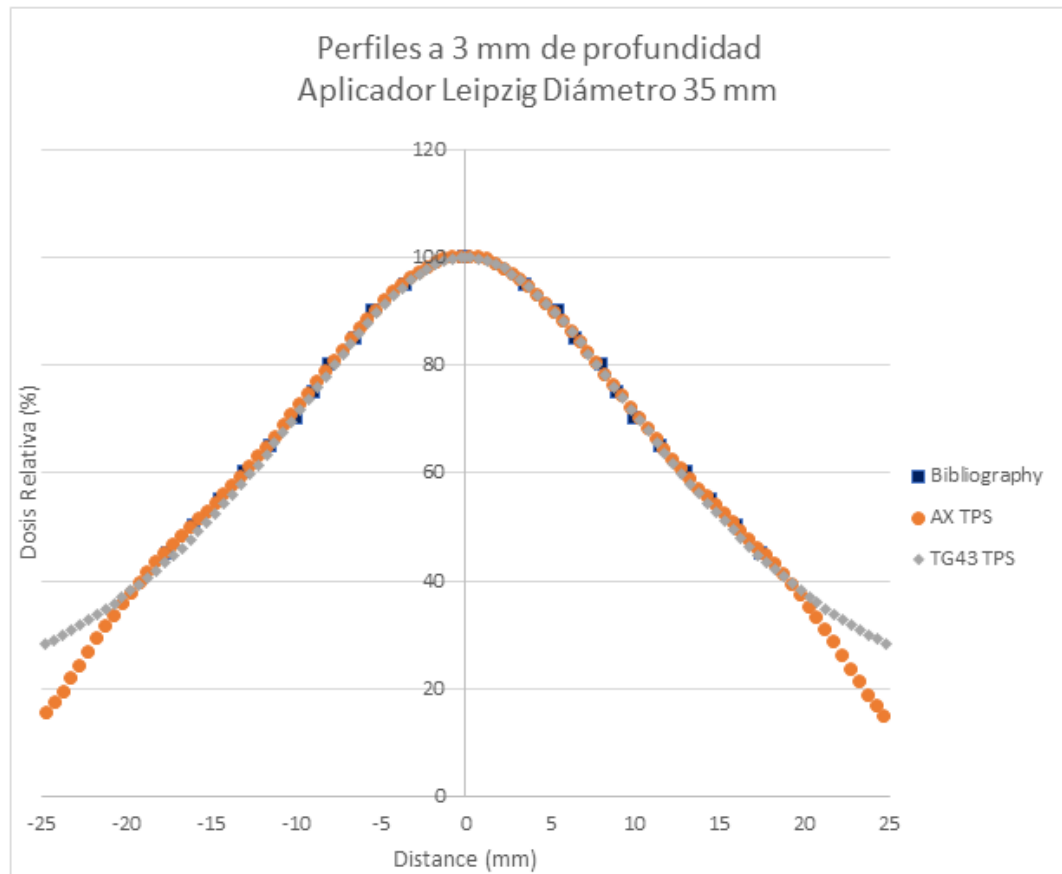


Figura 2. Perfiles de dosis a 3mm de profundidad para un aplicador Leipzig de 35 mm de diámetro. El cuadrado azul muestra el perfil de la bibliografía. Los puntos naranjas son los valores obtenidos del planificador calculados con AX y los rombos grises muestran el perfil calculado con TG43. Se observa como AX y la bibliografía solapa. El perfil de TG43 muestra grandes diferencias en la zona externa respecto a los otros dos perfiles.

Figure 197: enter image description here

Conclusiones

El comisionado de los algoritmos de cálculos es obligatorio.

El uso de algoritmos de cálculo de dosis con corrección de heterogeneidades permite estimar la dosis con mayor precisión en los tratamientos de braquiterapia.

Las diferencias entre AX y MC son inapreciables y los resultados obtenidos son consistentes con la bibliografía.

Pósteres A1: Braquiterapia / 1082**Respuesta dosimétrica del material MD¹ Flex para braquiterapia de alta tasa de dosis con Ir-192****Autor:** Alejandro Ferrando Sánchez¹**Co-autores:** Raúl Díaz Fuentes²; Eduardo Cabello Murillo³; Ana Isabel Milanés Gaillet¹; Gustavo Pozo Rodríguez⁴; Marta Manzano Rodríguez⁵; Pedro Adaimi Hernández⁶; Antonio Martín González¹; Ángel Gaitán Simón⁵; Jorge Iván Castaño Correa⁶¹ H.U. 12 de Octubre² Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre³ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.⁴ H.U. 12 DE OCTUBRE⁵ Hospital Universitario 12 de Octubre⁶ Hospital 12 de Octubre**Corresponding Author:** alejandro.ferrando@salud.madrid.org**OBJETIVO**

La personalización de moldes y aplicadores para braquiterapia mediante impresión 3D requiere materiales que posean certificación clínica y validar sus propiedades físicas y dosimétricas. Nuestro objetivo fue comparar distribuciones radiales de dosis del material antibacteriano MD¹ Flex (Copper3D) respecto a la medida y cálculos en agua según el TG43. Es un poliuretano termoplástico (TPU) flexible con nanopartículas de cobre.

MATERIAL Y MÉTODOS

Utilizamos un equipo de alta tasa microSelectron[®] HDR v3, sistema de planificación (SP) Oncentra Brachy v.4.6 (Elekta AB) y una impresora Ultimaker S5 con software Cura v4.8. El diseño de piezas y soportes adaptados a una cuba de agua se hizo con el software Inventor[®] (Autodesk). La dosimetría radiocrómica con GafchromicTM EBT3 y un escáner Epson 10000XL bajo procedimiento de la web radiochromic.com: modo transmisión, 150ppp y escaneos pre- y 24h tras exposición.

Se imprimieron dos piezas de TPU en forma de L con dimensiones 7x4x4 cm¹ y 3 bloques rectangulares de TPU para posicionar recortes cuadrados EBT3 de 4cm. Cada configuración conforma un bloque rectangular de 4x4x8cm con apertura cilíndrica para alojar un catéter a 5, 7 ó 10mm del inicio de las placas EBT3.

Se irradió un plan con una única posición de parada de la fuente radiactiva perpendicular a la EBT3 (6x4cm), prescribiendo 10Gy a 1cm -figura 1.a-. Los escaneos se exportaron a ImajeJ en su distribución Fiji. Tras aplicar filtros de umbral en valores de píxel del canal rojo, se utilizaron los complementos *Detect Circles* y *Radial Profile Extended*² para localizar los centros de distribuciones de dosis y extraer perfiles radiales de sectores circulares. Con la dosis del SP se calibró en densidades ópticas netas el lote EBT3 según la metodología de Marroquín et al.³ usando Origin 2019. Se extendió la curva de calibración e iteró la asignación de dosis final con irradiaciones en agua de 3 y 5 Gy.

La exposición de las L y bloques de TPU -figura 1.b y 1.c- fue sumergiéndolas en agua y prescribiendo 5 Gy a 1cm con el mismo plan. Se compararon los perfiles de dosis TPU vs agua obtenidos estimando el cociente de ambos y el rango de variación debido a la incertidumbre de localización (k=1).

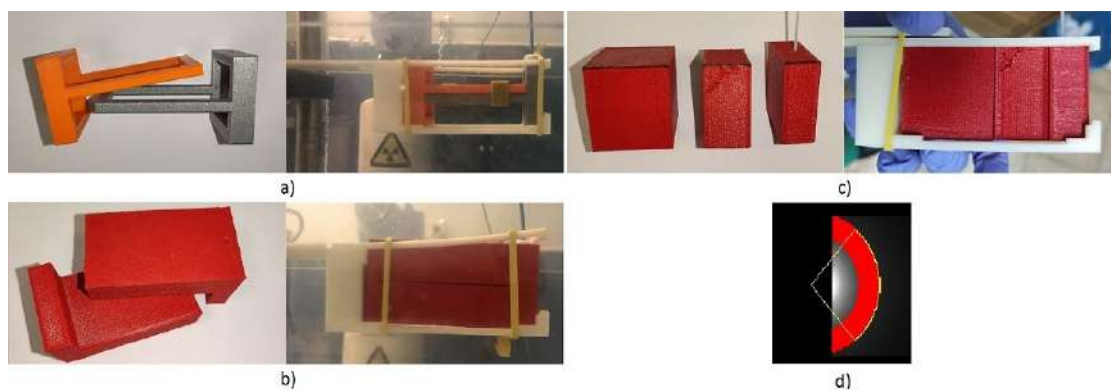


Figura 1: a) Marco posicionador de EBT3 para medir dosis en agua b) Piezas en L y medida con EBT3 de la dosis en MD¹ Flex c) Piezas rectangulares y medida con EBT3 de la dosis en MD¹ Flex en planos ortogonales a la distancia a la fuente radiactiva d) Análisis de sector circular en un escaneo.

Figure 198:

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se ha obtenido una calibración monocanal del lote de EBT3 con una incertidumbre total de $5.2 \pm 1.5\%$ ($3.2-9.9$, $k=1$) entre 0 y 12 Gy. Ésta incluye las relativas al escáner, ajustes, calibración de la fuente radiactiva y método de localización ($s=0.19-0.26$ mm).

La figura 2 muestra los perfiles radiales de dosis en agua y TPU en el rango de distancia 7-53 mm en el plano ecuatorial. Las dosis en TPU llegan a ser un 15% inferiores a las del agua a 7mm de la fuente, estabilizando su atenuación promedio en un 1.1% más allá de 20 mm. La atenuación es compensada por la dispersión de la radiación en el material a partir de estas distancias.

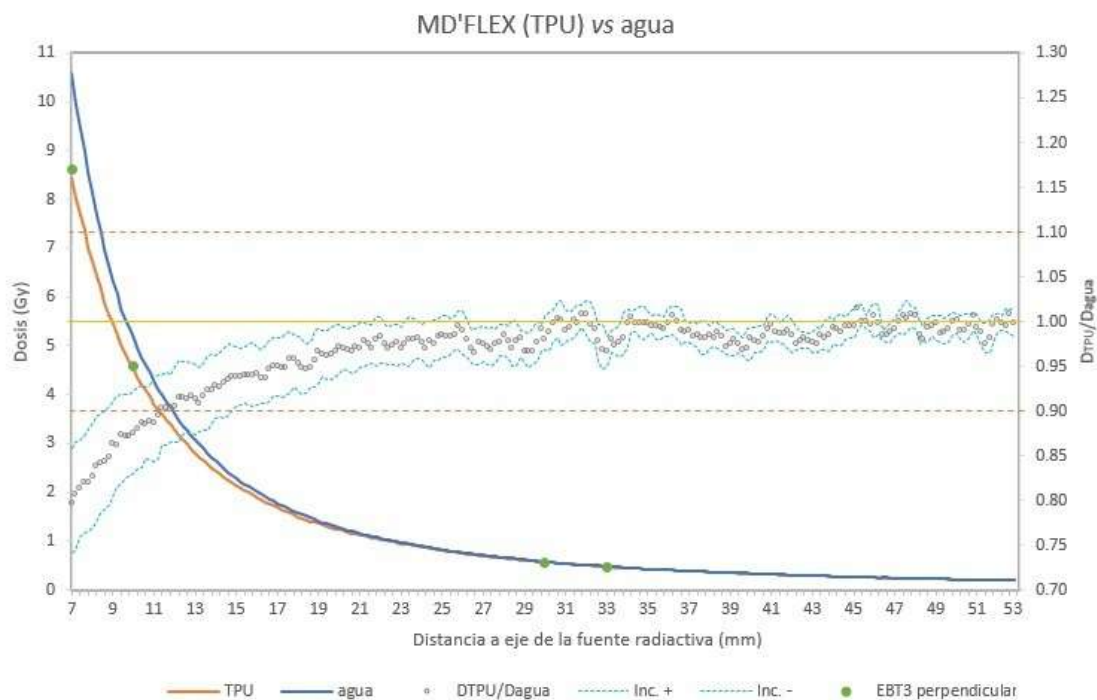


Figura 2: Distribuciones radiales medidas de la dosis en MD¹ Flex y agua (eje izquierdo) y cociente de ambas (eje derecho). La franja de variación es la incertidumbre estimada y propagada del método de localización empleado ($k=1$).

Figure 199:

CONCLUSIONES

Hay que considerar el espesor de MD¹ Flex atravesado si se utiliza este material para fabricar moldes y se prescribe en el SP a cortas distancias (<2cm). Puede dar lugar a infradosificaciones superiores al 15%. Entre 2 y 6 cm es comparable a agua.

BIBLIOGRAFÍA

1. Cunha JA et al. Evaluation of PC-ISO for customized, 3D Printed, gynecologic 192-Ir HDR brachytherapy applicators. J Appl Clin Med Phys. 2015 Jan 8;16(1):5168.
2. Philippe, Carl. <https://imagej.nih.gov/ij/plugins/radial-profile-ext.html>
3. Marroquin EY et al. Evaluation of the uncertainty in an EBT3 film dosimetry system utilizing net optical density. J Appl Clin Med Phys. 2016 Sep 8;17(5):466-481.

Pósteres A1: Braquiterapia / 1088**Braquiterapia vaginal para el carcinoma endometrial en mujer anciana. Calidad de vida****Autor:** Rosario Rubiato Aragón¹**Co-autor:** Maria Sol Talaya Alarcón¹ *Oncología Radioterápica***Corresponding Authors:** rrubiatoa@gmail.com, mariasol.talaya@salud.madrid.org, mariateresa.murillo@salud.madrid.org, dhernandezg@salud.madrid.org**OBJETIVOS:**

Evaluar los resultados clínicos y la calidad de vida (CV) de los pacientes que reciben braquiterapia vaginal (VB) adyuvante para el carcinoma de endometrio en estadio I (EC-I) en ancianos.

PACIENTES Y MÉTODOS:

Entre 2011-2016, 32 V con patología EC-I fueron tratados por VB en nuestro departamento. Edad media: 79 años (74-91). Etapa / grado: IA / G1-2: 7p; IA / G3: 4p; IB / G1-2: 16p; IBG3: 5p. Veinte pacientes fueron tratados con 3D-VB a una dosis total de 21Gy a 5 mm de profundidad desde la superficie del aplicador, en 3 fracciones semanales (3x7Gy), y 11p fueron tratados con radioterapia externa y 3D-VB (2x5.5Gy). Se investigaron los efectos del estadio patológico y la clasificación en la recaída locorregional (LRR), las metástasis y la muerte relacionada con el tumor. Se utilizaron los cuestionarios EORTC QLQ-C30 y QLQ-EN24 para evaluar la toxicidad vaginal y la calidad de vida. Análisis estadístico: método de Kaplan-Meier, prueba de Logrank y prueba de Chi-cuadrado.

RESULTADOS:

Después de una mediana de seguimiento de 49 meses (7-93), supervivencia sin enfermedad (SSE) a 5 años, supervivencia sin recidiva local (LRFS) y supervivencia sin recaída pélvica (PRFS) 80%, 100% y 91.2% , respectivamente. PRFS fue menor en los tumores de grado 3 en comparación con el grado 1-2 (83% vs 95%, p = NS). Ningún paciente tuvo toxicidad por G3-4. La toxicidad crónica vaginal (grado 1-2) se observó en el 44% de los pacientes. Los pacientes informaron una excelente calidad de vida en el cuestionario C30 que mostró puntuaciones funcionales superiores al 70% y puntuaciones de síntomas inferiores al 30%. El estado de salud global y la escala de calidad de vida fue del 75%, lo que se debe considerar como "bueno" o "muy bueno". En el cuestionario EN24, las peores puntuaciones fueron placer sexual y problemas de dolor (MS 0% y 40%, respectivamente).

CONCLUSIÓN:

En esta serie, el adyuvante VB 3D en EC-I logró buenos índices de control local con buenos resultados en la calidad de vida

Pósteres A1: Braquiterapia / 1115**VALIDACIÓN DEL APLICADOR DE ANILLO DE VARIAN PARA BRAQUITERAPIA DE CÉRVIX****Autor:** María Ángeles Arroyo de la Cruz¹**Co-autores:** Nuria Gómez González ² ; Alfredo Montes Uruen ; Álvaro Perales Molina ¹ ; Elena Sánchez Jiménez ¹ ; Jaime Martínez Ortega ²¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda**Corresponding Author:** macruz@salud.madrid.org**INTRODUCCIÓN**

En braquiterapia de alta tasa para cáncer de cérvix es posible utilizar un aplicador de tándem y anillo obteniendo una alta conformación dosimétrica. Sin embargo, su curvatura introduce una incertidumbre en el posicionamiento de la fuente ya que el cable es más estrecho que el lumen del anillo. Esto hace que la fuente se pueda situar en posiciones diferentes a las programadas. Se estudia el error de posicionamiento y se analiza la forma de corregirlo para reducir su impacto dosimétrico.

MATERIAL Y MÉTODOS

Sobre el aplicador de anillo de Varian se puso una película radiocrómica adjunta a papel milimetrado. Se programaron diferentes patrones de parada de fuente en el equipo Bravos. Los patrones fueron: estudio de la posición más distal de la fuente; posiciones equidistantes 2cm y 1cm.

Las autorradiografías se procesaron en ImageJ. Para determinar el error de posicionamiento para cada parada (Δs) se calculó la longitud de la trayectoria de la fuente (s) a partir del ángulo subtendido entre el eje central del anillo y el centro de la fuente (α), sabiendo que el radio (r) son 15mm:

$$s = \pi \cdot r \cdot \frac{\alpha}{180}$$

y así:

$$\Delta s = s_{programada} - s_{real}$$

Se evaluó la corrección que se debe introducir en el plan de tratamiento para minimizar el error sistemático de posicionamiento a lo largo de todo el recorrido. Debe ser la misma para todas las posiciones.

Después se verificó el posicionamiento real de la fuente tras la aplicación de la corrección siguiendo el mismo procedimiento.

El impacto dosimétrico se evaluó en el planificador Brachyvision, a partir de la diferencia entre los parámetros D2cc en recto y vejiga y D90 en HRCTV determinados con la planificación original y los calculados simulando la posición real final de la fuente con la posición corregida.

RESULTADOS

En la tabla adjunta se muestran los resultados del error para diferentes paradas. La fuente se coloca de forma reproducible en todas las posiciones pero con un error sistemático de posicionamiento variable.

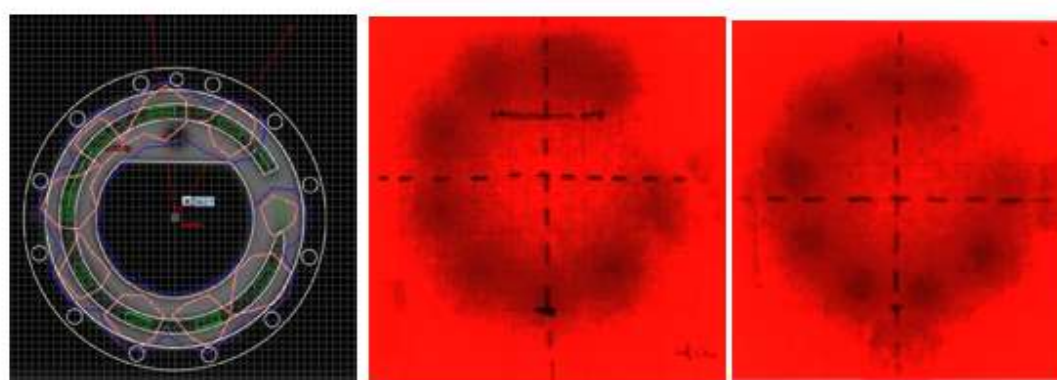
El valor de corrección a añadir se determinó en 4mm. Con ello el error de posicionamiento final oscila +/- 1 mm, excepto para las posiciones más distales.

Esto implica que el parámetro D2cc aumenta hasta un 4% para recto y vejiga, y el D90 en HRCTV disminuye hasta un 3%.

Teórica	α (teórica) (deg)	s teórica (mm)	PRE-CORRECCIÓN			POST-CORRECCIÓN		
			α (medida)(deg)	s medida (mm)	Δs (mm)	α (medida)(deg)	s medida (mm)	Δs (mm)
149,4	57,5	15,1	58,0	15,2	0	74	19,4	4
148,4	94	24,6	85,0	22,3	-2	90	23,6	-1
147,4	132	34,6	121,0	31,7	-3	131	34,3	0
146,4	170	44,5	156,0	40,8	-4	168	44,0	-1
145,4	208	54,5	195,0	51,1	-3	207	54,2	0
144,4	246	64,4	230,0	60,2	-4	246	64,4	0
143,4	285	74,6	269,0	70,4	-4	284	74,4	0
142,4	323	84,6	307,0	80,4	-4	327	85,6	1
141,4	361	94,5	343,0	89,8	-5	363	95,0	1

Tabla 1. Resultados promedio de error de colocación para cada posición teórica antes y después de la corrección de 4mm

Figure 200:



1. Posiciones de parada de la fuente planificadas en Brachyvision. 2. Posiciones obtenidas sin corrección. 3. Posiciones tras la corrección de 4mm

Figure 201:

DISCUSIÓN

A la luz de los resultados, en la clínica se debe utilizar un plan de administración que corrija el error sistemático, siendo el mismo para todas las posiciones. Esto hace que las posiciones más distales se sitúen en posiciones que difieren a las programadas en más de 4mm. Así, en nuestro servicio se ha decidido no utilizar tales posiciones y suplirlo con el uso de agujas acopladas al aplicador. Esto permite una alta conformación dosimétrica y minimiza el error de posición de la fuente en las posiciones utilizadas.

CONCLUSIONES

Este anillo puede mostrar errores sistemáticos de más de 3mm y cada aplicador debe ser estudiado de forma individual y tras cada cambio de fuente por el cambio de cable.

Pósteres A1: Braquiterapia / 1116**ESTUDIO DE LA VARIACIÓN EN LA DOSIMETRÍA EMBRACE II EN BRAQUITERAPIA****Autor:** Ángel Luis Lorenzo Rodríguez^{None}**Co-autores:** Ismael Sancho Kolster¹; Ignasi Modolell i Farré²; Ruth Gracia¹; Cristina Gullón Flores³; Cristina Picón Olmos⁴¹ *Institut Català d'Oncologia*² *Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica - ICO Hospitalet*³ *INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA, HOSPITALET*⁴ *Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet***Corresponding Author:** alorenzor@bellvitgehospital.cat**Introducción:**

En nuestro centro el esquema de tratamiento de los pacientes ginecológicos que cumplen los criterios del ensayo Embrace II, consta de dos fases, una primera parte de radioterapia externa y una segunda realizada mediante Braquiterapia.

Se quiere analizar el impacto que pueda tener en la parte de Braquiterapia del tratamiento los posibles movimientos que pueda haber de los órganos de riesgo, del aplicador dentro de la paciente entre las distintas sesiones.

Material y métodos:

El estudio consta del análisis de 7 pacientes y se evalúan el cambio de volumen de los órganos de riesgo entre sesiones y los parámetros dosimétricos D(0.1cm³) y D(2cm³).

Los tratamientos constan de dos implantes separados una semana con dos sesiones de tratamiento por cada implante de 7Gy con HDR.

El implante se realiza mediante ecografía y consta de dos ovoides y una sonda intrauterina que podrán ser complementados si fuera necesario por hasta ocho agujas intersticiales colocadas a través de los ovoides según la extensión del tumor. Para garantizar la reproducibilidad en el recto se coloca una sonda rectal. Se realiza un TC y una Resonancia Magnética para poder delimitar las estructuras y realizar la dosimetría del tratamiento. Al día siguiente y antes de administrar la siguiente sesión, se realiza un segundo TC a la paciente que se fusiona con el del día anterior en el que el médico delimita los nuevos órganos de riesgo. De esta forma se evalúa el impacto dosimétrico debido tanto del movimiento del implante como de los órganos de riesgo. La fusión es ligada al implante en base a 7 puntos de los ovoides y la sonda intrauterina.

La siguiente semana se realiza el segundo implante. Los resultados del primer implante son tenidos en cuenta en la selección de aplicadores y en la dosimetría, con el fin que el tratamiento final cumpla con los criterios establecidos en el ensayo.

Resultados:

Del resultado de la fusión se observa que apenas hay movimiento del implante.

En cuanto a los órganos de riesgo podemos observar que la mayor variación se produce en vejiga e intestino. La menor variabilidad en el recto se debe al uso de la sonda rectal.

Dosimétricamente los órganos que no cambian de volumen, experimentan una variación de los parámetros D(0.01cm³) y D(2cm³) muy pequeña. Aquellos con cambios importantes de volumen, la variación dosimétrica no supera las restricciones dosimétricas establecidas en el ensayo.

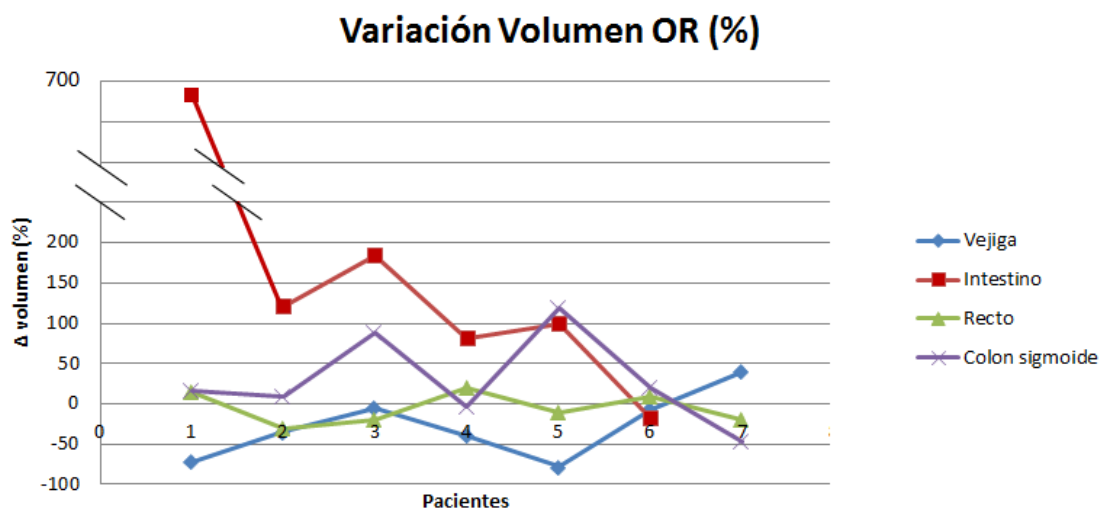
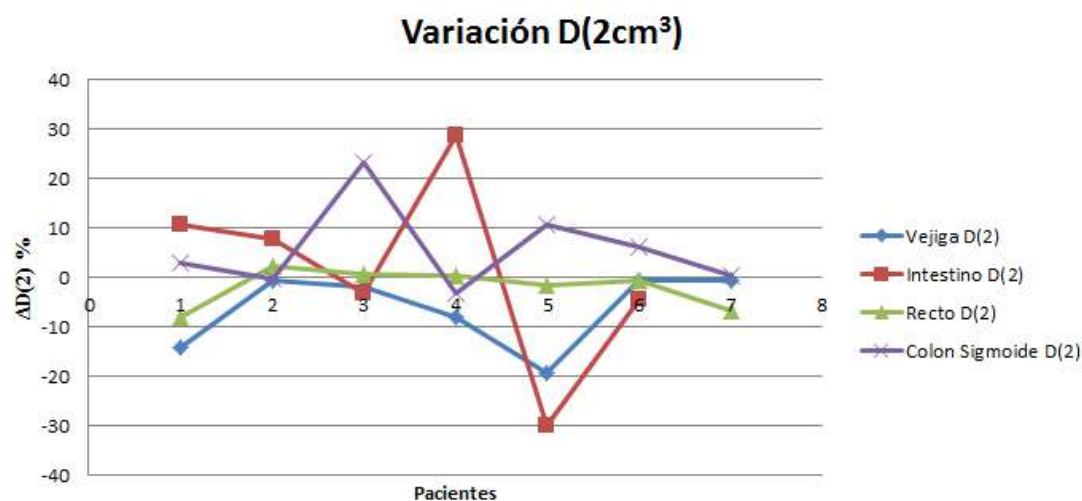


Figure 202: Variación de los volúmenes de los órganos de riesgo (%)

Figure 203: Variación de la dosis en un volumen de 2 cm³

Conclusiones:

La realización de un TC intermedio nos permite evaluar los posibles movimientos del implante y variaciones de los órganos de riesgo y cuantificar su impacto dosimétrico.

En los pacientes estudiados, a pesar de la variabilidad del intestino y de la vejiga, no se ha observado ningún cambio dosimétrico que justifique la realización de una nueva dosimetría.

Pósteres A1: Braquiterapia / 1164**Revisión de dosimetrías en braquiterapia de alta tasa en cáncer de endometrio**

Autores: Zulima Aza Villarrubia¹ ; Virginia Álvarez Sánchez¹ ; Javier De Areba Iglesias¹ ; Gabriel Rodríguez Martín¹ ; David Flavio Martínez Barrio²

¹ Hospital Clínico San Carlos

² Hospital Clínico San Carlos - Madrid

Corresponding Author: zulima.aza@gmail.com

Introducción

En España, los tumores endometriales representan aproximadamente 2/3 de los cánceres uterinos, según el informe “La Situación del Cáncer en España en 2015” del Instituto de Salud Carlos III. El objetivo del presente trabajo es la obtención de valores de referencia locales en los parámetros dosimétricos relevantes en braquiterapia de alta tasa (HDR) de endometrio durante el período 2014 - 2020.

Material y métodos

En el Hospital Clínico San Carlos se utilizan fundamentalmente dos esquemas en el tratamiento de cáncer de endometrio: 21 Gy en 3 fracciones (7 Gy/fx) y 11 Gy en 2 fracciones (5.5 Gy/fx), este último precedido de radioterapia externa (45 - 50.4 Gy en 25 - 28 fracciones). Estos tratamientos se realizan mediante cilindros vaginales de diferentes diámetros según la anatomía de la paciente.

Hasta 2018 se realizaba tomografía computarizada (TC) de planificación cada día de tratamiento, pero tras un análisis retrospectivo se observó que realizar un TC en cada sesión no suponía un cambio significativo en la dosimetría. Desde 2018 hasta la actualidad se realiza TC sólo el día del primer implante. El contorno y dosimetría se realiza en el sistema de planificación Oncentra® Brachy de Elekta (v. 4.6.0), y la reconstrucción es manual con ayuda de las *dummies* que se insertan durante la adquisición del TC.

En este trabajo se han analizado las dosimetrías de todas las pacientes tratadas en el periodo 2014 - 2020 con los dos esquemas de fraccionamiento más habituales, con una muestra de 145 pacientes (106 pacientes con esquema 3 × 700 cGy y 39 pacientes con esquema 2 × 550 cGy).

Los criterios de aceptación locales en las dosimetrías de endometrio son los mismos que los citados en las recomendaciones de GEC-ESTRO para el caso de cáncer de cérvix: D_{90} (dosis absorbida recibida por el 90% del volumen del CTV) mayor del 100% de la dosis prescrita y evaluación visual de las isodosis. Los límites de dosis absorbida en órganos de riesgo (OARs) son: D_{2cc} vejiga (dosis recibida en 2 centímetros cúbicos de volumen) $\leq$ 80 - 90 Gy EQD2 y D_{2cc} recto, sigma e intestino $\leq$ 70 - 75 Gy EQD2.

Resultados

Se observa (Figura 1) que en promedio la D_{90} por fracción del CTV es mayor que la dosis prescrita en cada esquema de tratamiento, requisito mínimo de cobertura en las dosimetrías. Además, la D_{98} se mantiene en ambos fraccionamientos por encima del 90% de la dosis prescrita. En relación a los OARs, se presentan los resultados de dosis absorbida máxima en 2 cc por fracción. En todos los casos se cumplen las recomendaciones GEC - ESTRO, independientemente del esquema de fraccionamiento utilizado.

Cabe destacar que sigma e intestino únicamente son contorneados por el oncólogo radioterapeuta en aquellos casos en los que puedan verse comprometidos, por lo que la muestra es menor y presenta una mayor desviación estándar.

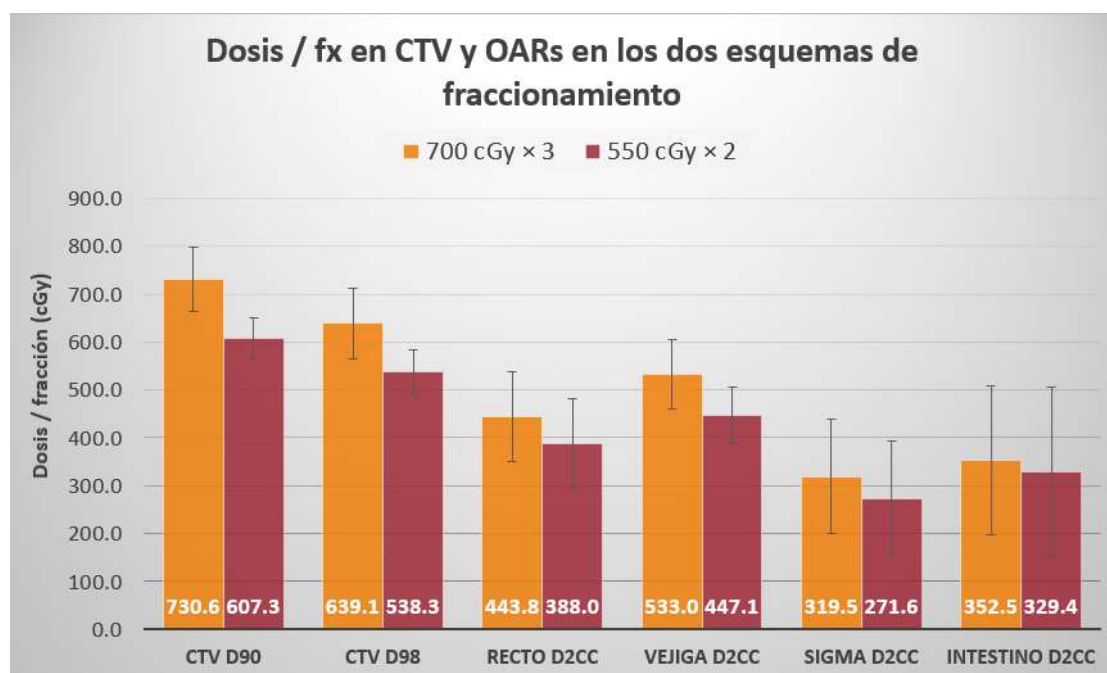


Figure 204: Dosis por fracción en CTV y OARs en los dos esquemas de fraccionamiento

Discusión

Actualmente es objeto de estudio en nuestro centro la relación de dosis absorbida en OARs con su toxicidad a medio – largo plazo. Se espera que este trabajo ayude a definir unos límites de dosis a OARs para tratamientos de endometrio, ya que hoy en día se utilizan los mismos límites que recomienda GEC – ESTRO en tratamientos de cérvix.

Conclusiones

Se han analizado 145 pacientes de carcinoma de endometrio tratadas con braquiterapia HDR en los años 2014 -2020. En promedio, se cumplen los objetivos de cobertura de CTV y de límites de dosis absorbida en OARs para los dos esquemas de fraccionamiento.

Pósteres A1: Braquiterapia / 1285**Comparación dosimétrica en braquiterapia de endometrio postoperatorio considerando delimitación vaginal personalizada vs. delimitación por expansión uniforme de la cúpula (PORTEC-4a)****Autor:** José Pascual Rochera Alba¹**Co-autores:** Antonio Herreros Martínez ² ; Jose Barrera-Gómez ³ ; Angeles Rovirosa Casino ⁴ ; Clara Baltrons Martori¹ Hospital Clínic de Barcelona² Hospital Clínic Barcelona³ Departament de Matemàtiques, Universitat Autònoma de Barcelona⁴ Hospital Clínic Universitari**Corresponding Author:** rochera@clinic.cat**1.- Introducción**

Para delimitar la vagina en las imágenes de TC en braquiterapia (BT) postoperatoria en el cáncer de endometrio (CE), en nuestro centro se realiza un contorno automático del aplicador vaginal basado en unidades *Hounsfield*. Después, se efectúa una expansión de 3 mm del volumen obtenido, y, posteriormente, una operación *booleana* de substracción para obtener una corteza uniforme de la cúpula vaginal. Finalmente, se adapta la superficie exterior del volumen a la vagina que se observa en el TC de la paciente. Recientemente, se ha publicado el programa de garantía de calidad del PORTEC-4a 1, donde se describe una delimitación similar, pero sin personalizar dicha superficie a la anatomía real de la vagina. El presente estudio compara retrospectivamente las magnitudes dosimétricas V100, D90 y D98 de ambos criterios de contorno.

2.- Material y métodos

En el sistema de planificación ELEKTA Oncentra Brachy versión 4.5.3 se ha delimitado el tercio superior de la vagina de 24 pacientes tratadas siguiendo el procedimiento descrito 1.

Dado el tamaño muestral, se ha analizado la media de la diferencia obtenida bajo ambos criterios de contorno utilizando métodos no paramétricos. Concretamente, *bootstrap* 2 para obtener los intervalos de confianza, y se ha aplicado un test de permutaciones 2 a los valores del histograma dosis-volumen: V100, D90 y D98. El nivel de significación se ha fijado en 0.05. El análisis se ha realizado con el paquete R 3.

3.- Resultados

Los volúmenes vaginales delimitados según 1 son en promedio un 26% mayores a los obtenidos mediante el método personalizado. En la Tabla 1 se muestran las diferencias medias (personalizada-PORTEC-4a) e intervalos de confianza al 95%, y el *p*-valor para las métricas analizadas, que resulta en el rechazo de la igualdad de medias en los tres casos. Con el *p*-valor empleado se rechaza la hipótesis nula para las métricas consideradas.

Métrica	Tamaño muestral	Diferencia media (IC 95%) (%)	p-valor
V100	24	0.30 (0.07,0.56)	0.0230
D90	24	4.38 (2.90,5.77)	0.0000
D98	24	4.79 (2.78,6.89)	0.0001

Figure 205: Resultados del análisis de las diferencias obtenidas bajo ambos métodos de contorno para las métricas estudiadas. La segunda columna muestra la media estimada y el intervalo de confianza al 95% y la tercera, el *p*-valor del test de permutaciones (n=24).

4.- Discusión

Los resultados indican que delimitar una vagina estándar en todas las pacientes (propuesto en 1), podría privar de optimizar la dosis a la cúpula vaginal y la consecuente reducción de toxicidades.

5.- Conclusiones

Los valores de dosis en el método de expansión uniforme podrían ser significativamente menores que en el método personalizado, porque el volumen obtenido es mayor. El método de expansión uniforme podría sobreestimar el volumen vaginal, mientras que el segundo (personalización de la anatomía vaginal) podría permitir una reducción significativa de la dosis prescrita.

6.-Referencias

1 Wortman et al. PORTEC Study Group. Brachytherapy quality assurance in the PORTEC-4a trial for molecular-integrated risk profile guided adjuvant treatment of endometrial cancer. *Radiother Oncol.* 2020 Nov 5;155:160-166.

2 R Core Team (2019). R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <https://www.R-project.org/>.

3 Davison et al. (1997): *Bootstrap Methods and Their Application*. Cambridge University Press, p. 23-37, 71-72.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 857**Uso de la herramienta portal dosimetry para evaluar cambios en los objetivos de planificación debidos a una variación en el peso del paciente**

Autores: Carlos Ramón García¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; Ángel Gaitán Simón¹ ; Daniel Rojo Navarrete¹ ; Eduardo Cabello Murillo¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez¹ ; Pedro Adaimi Hernández¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Ana Isabel Milanes¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹

¹ H.U. 12 de Octubre

Corresponding Authors: carlos.ramon@salud.madrid.org, raul.diaz@salud.madrid.org

Introducción

Según el ICRU 50 cuando se prescribe un tratamiento, deberá asumirse cierto grado de heterogeneidad que en las mejores condiciones técnicas y clínicas se encontraría entre un +7% y un -5% de la dosis prescrita. La pérdida de peso en el paciente oncológico es un factor sistemático importante de desviación respecto a los objetivos dosimétricos del plan de tratamiento. El objetivo de este trabajo es estudiar la posibilidad de utilizar la herramienta de dosimetría portal de un LINAC como instrumento de alerta para detectar esta circunstancia.

Material y métodos

A partir de un CT de la sección de tórax del maniquí antropomórfico Alderson Rando generamos un estudio, contorneando los pulmones y un PTV teórico (figura 1). Sobre este estudio elaboramos un plan de tratamiento de referencia añadiendo un bolus de 1.5 cm. Posteriormente, calculamos otros tres planes, reduciendo el bolus a 1 cm, 0,5 cm y nada, con los mismos parámetros de tratamiento, es decir, que la optimización sólo se llevó a cabo en el plan de referencia y los parámetros de los campos son idénticos en los cuatro planes. Hemos utilizado el sistema de planificación Eclipse 15.1 (modelo de cálculo AAA) y una unidad de tratamiento Halcyon 2.0, dotada de un sistema de dosimetría portal (flat panel), con capacidad de registrar la dosis transmitida a través del paciente en cada sesión de tratamiento.

En la unidad Halcyon irradiamos el maniquí según el plan de tratamiento de referencia y los espesores de bolus descritos y se registra la dosis transmitida mediante el flat panel (dosis in vivo).

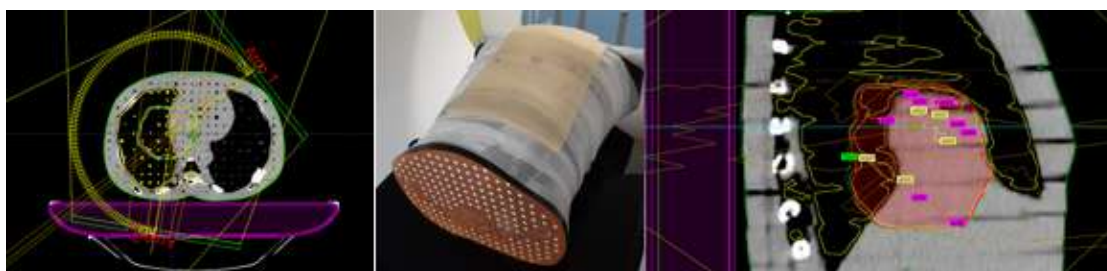


Figure 206: Maniniqui Alderson Rando

Resultados

La figura 2 tabla 1 muestra los resultados del análisis gamma para unas desviaciones de dosis relativas respecto a unidades de calibración (CU) del flat panel. La comparación se hace siempre con el plan de bolus de 1.5 cm (referencia) con la idea de simular un paciente que fuera disminuyendo en volumen. Como es de esperar la diferencia es mayor cuanto menor es el espesor de bolus.

La figura 2 tabla 2 muestra diferentes índices de cobertura junto con el punto de dosis máxima en cada caso.

	Bolus (cm)	Análisis Gamma (% , mm)		
		(3, 3)	(2, 2)	(1, 1)
ARCO 1	1,5	100	100	99,8
	1	100	100	96,7
	0,5	99,5	96,7	88,9
	0	96,8	91,6	86,7
ARCO 2	1,5	100	100	99,5
	1	100	99,8	95
	0,5	99,1	94,8	88,4
	0	95	90,7	86,7
Composición	1,5	100	100	99,3
	1	100	99,7	90,5
	0,5	95,2	90,6	87,1
	0	90,9	88,4	85,9

Tabla 1: Análisis Gamma

Bolus (cm)	Volumen %			V T(cm3)	V ptv(cm3)	V fuera(cm3)	D max (%)
	PTV 100%	PTV 95%	LUNG V20	V 107%	V 107%	V 107%	
1,5	77	97,8	52,6	3,51	3,02	0,49	109,8
1	90,1	99,1	53	37,06	32,58	4,48	112,2
0,5	94,6	99,7	53,3	184,91	167,39	17,52	114,6
0	96,6	99,9	53,6	359,95	326,66	33,29	117,2

Tabla 2: Índices de cobertura

Figure 207: Resultados

Discusión

Relacionando ambas tablas podríamos estimar que cuando el análisis gamma cae por debajo del 95% para el caso (3%, 3mm) se debe a una disminución de espesor de más de 1 cm. Para esta disminución de espesor el punto de dosis máxima y el V107% muestran variaciones respecto al plan de referencia que pueden ser clínicamente significativas.

Conclusiones

La herramienta de dosimetría portal es una herramienta suficientemente sensible para detectar cambios en el espesor de un paciente (< 1 cm).

Referencias

1. ICRU Report 50 Prescripción, registro y elaboración de informes en a terapia con haces de fotones
2. Tom Depuydt; Ann Van Esch; Dominique Pierre Huyskens, "A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation"

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 876**MQcheck, puesta en marcha de un sistema de chequeo de planes de tratamiento de radioterapia externa con Mosaic y Mobius****Autor:** Rafael Ayala Lázaro¹**Co-autor:** Rocio García Marcos¹ H.G.U. Gregorio Marañón**Corresponding Author:** rafael.ayala@salud.madrid.org**Introducción**

Según el Real Decreto 1566/1998, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia, es necesario revisar la integridad de los datos enviados para tratamiento, además, la revisión por parte del radiofísico hospitalario de las hojas de tratamiento de los pacientes debe de hacerse con carácter semanal. Actualmente, debido a la creciente complejidad de los tratamientos, realizar un chequeo manual de todos los parámetros es prácticamente inviable. Por este motivo hemos desarrollado un sistema (MQcheck) que extrae los datos de los planes de tratamiento en Mosaic (Elekta) y los contrasta con los datos guardados en la aplicación Mobius (Varian). El chequeo se realiza diariamente y dispone de un sistema de alertas mediante correo electrónico.

Material y métodos

En el Gregorio Marañón está instalada la red de registro y verificación Mosaic 2.64 y el servidor Mobius 2.1.2 de segundo cálculo. Dentro del flujo normal de trabajo, las planificaciones de radioterapia, una vez aprobadas por el oncólogo radioterápico, se exportan tanto a Mosaic como a Mobius (Fig 1). MQcheck es una aplicación escrita en el lenguaje de programación Python 3.6 que se ejecuta en un servidor del hospital. Actualmente, el programa realiza una conexión a la base de datos de Mosaic (MSSQL) y lanza una búsqueda que devuelve los campos de tratamiento aprobados en las últimas 24 horas. La información se coteja con los datos de la aplicación Mobius que se obtienen en formato json a través de su interfaz web.

En el caso de encontrar discrepancias, se envía un correo de alerta al radiofísico responsable.

Entre los parámetros que MQcheck analiza actualmente, están la energía, nombre de la máquina, giros de gantry/colimador/mesa, unidades de monitor, puntos de control y posición del isocentro.

Resultados y conclusiones

En el periodo de pruebas, MQcheck ha detectado errores menores por cambios de máquina entre máquinas gemelas. No se han detectado errores graves que tuvieran repercusión clínica. El sistema se ampliará progresivamente, primero para dar cuenta de la posición de las láminas en los puntos de control y más tarde para verificar la integridad de los datos durante todos los días de tratamiento. La implementación de un software MQcheck supone un avance para la seguridad del paciente de acuerdo con la Directiva Europea 2013/59/EURATOM. En Mosaic hay muchos parámetros que pueden ser modificados de forma involuntaria en el momento de la aprobación de los campos, MQcheck tiene la potencialidad de detectar esas discrepancias y alertar al radiofísico responsable para subsanar el error antes de que tenga relevancia clínica.

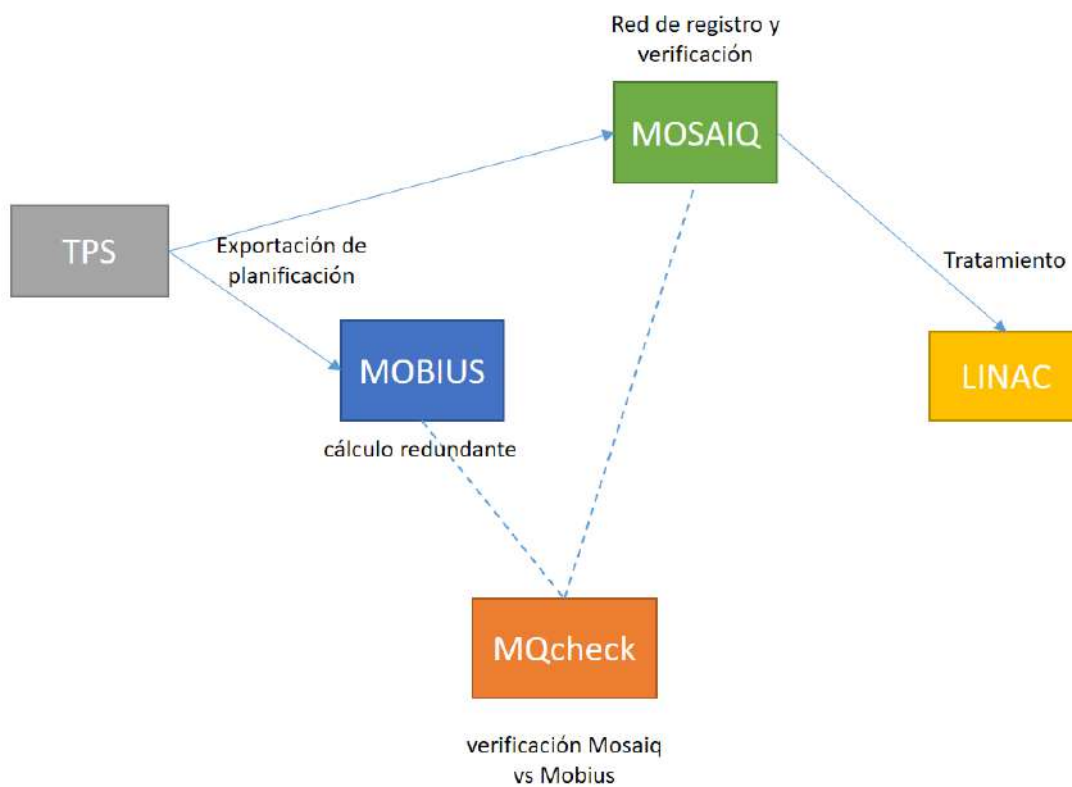


Figure 208: Flujo de trabajo con MQcheck

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 889**Determinación del parámetro Dosimetric Leaf Gap (DLG) óptimo para el planificador Eclipse en tratamientos SBRT y SRS.****Autores:** Alba Obesso de Diego¹ ; Maddalen Alonso Etxarri^{None}**Co-autores:** Unai Iriondo Igerabide ; Jose Ramón Puértolas Hernández ² ; Francisco Jose Lozano Flores¹ *Looking for internet*² *Hospital Donostia***Corresponding Authors:** albaobesso@gmail.com, maddalen.alonsoetxarri@osakidetza.eus

Introducción: El DLG (Dosimetric Leaf Gap) se define como la diferencia existente entre el tamaño de campo luminoso y el de radiación en el caso de multiláminas cuyas láminas tienen un final redondeado. Este parámetro es introducido en el planificador Eclipse para la obtención del cálculo de la dosis en tratamientos dinámicos. El objetivo de este trabajo fue determinar el DLG óptimo en tratamientos de lesiones SBRT y de radiocirugías tratadas a través de la técnica implementada por Varian, HyperArcTM.

Materiales y métodos: El hospital cuenta con un acelerador TrueBeam con MLC millennium 120, el planificador Eclipse v 15.6 con el algoritmo Acuros 15.5.11, maniquí Easy Cube de Iba y cámara de ionización PTW pinpoint. Se irradiaron 11 tratamientos isocéntricos, con volúmenes comprendidos entre 7.9 cm³ y 1 cm³, y cuatro tratamientos con tres lesiones no isocéntricas cada uno con volúmenes de entre 8 cm³ y 1.1 cm³. Posteriormente se compararon los valores de las medidas puntuales de dosis absoluta en el interior de las lesiones con los resultados del cálculo en Eclipse para diferentes valores de DLG.

Resultados preliminares: A continuación, en las figuras 1 y 2 se muestra la diferencia entre dosis medida y calculada, Δ (Dmedida, Dcalculada), en función del volumen de las lesiones irradiadas:

Indico rendering error

Could not include image: URL scheme not supported:

Indico rendering error

Could not include image: URL scheme not supported:

Conclusión: A partir de los resultados preliminares mostrados en las Figuras 1 y 2, se puede concluir que no será posible tratar con suficiente exactitud los volúmenes menores de 1 cm³, ya que el Δ (Dmedida, Dcalculada) excede el límite de tolerancia establecida (< 3 %). Utilizando el DLG de 0.17 cm para el cálculo de tratamientos isocéntricos mayores de 3 cm³, se obtienen resultados aceptables. Sin embargo, en el caso de lesiones no centradas en el isocentro, el valor de DLG igual a 0.12 cm aporta mejores resultados en todos los casos. Con lo cual, la modulación de los campos y la distancia de la lesión al eje del haz parecen jugar un papel importante en las medidas y será objeto de posteriores estudios.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 897**Verificación de tratamientos en CyberKnife mediante cámara de ionización y matriz de diodos.**

Autores: Juan David García Fuentes¹ ; David Sevillano Martínez² ; Pedro Retorta Fernández³ ; Felipe Martínez Orozco⁴ ; Pablo Galiano Fernández¹ ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; Miguel Cámara Gallego³ ; Ana Belén Capuz Suárez¹ ; Rafael Morís Pablos¹ ; Daniel Prieto Moran² ; María José Béjar Navarro⁵ ; Feliciano García Vicente⁶

¹ Hospital Ramón y Cajal

² Hospital Universitario Ramón y Cajal

³ HU Ramón y Cajal

⁴ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal.

⁵ H.U. Ramón y Cajal

⁶ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: juandavid.garcia@salud.madrid.org

1. Introducción:

Con la puesta en marcha de la unidad CyberKnife surge la incógnita de cómo afrontar las verificaciones de tratamientos. Qué tipo de detector utilizar e incluso si es imprescindible verificar cada tratamiento individualmente son cuestiones a resolver para optimizar el tiempo de máquina sin perder calidad en el tratamiento. Se añade la frecuente situación de tratamientos de metástasis múltiples, cuya verificación generalmente se centraría en una de ellas, perdiendo la perspectiva del tratamiento global. En este trabajo se resumen las verificaciones realizadas con distintos detectores y se exponen las conclusiones a las que se han llegado.

2. Material y métodos:

Como soporte para los distintos detectores se ha utilizado el maniquí StereoPhan (Sun Nuclear Corporation). Se emplea la cámara de ionización PinPoint 31014 (PTW) para medir la dosis puntual y la matriz de diodos SRSMapCheck (Sun Nuclear Corporation) para analizar las distribuciones de dosis. Esta matriz, que se coloca mediante fiduciales, dispone de 1013 detectores con una distancia mínima de 2.47 mm.

Las medidas de dosis absoluta se engloban en un único conjunto.

Las comparaciones de distribuciones de dosis se han agrupado por sistema de colimación, dando lugar a tres análisis independientes. Se comparan distribuciones de dosis frente al planificador con los criterios $\gamma(2\%,1\text{mm})$ y $\gamma(3\%,1\text{mm})$ en dosis absoluta, global y con un umbral del 10%.

Adicionalmente, se estudian los desplazamientos propuestos por la matriz para conseguir el mejor resultado posible.

3. Resultados:

Se ha medido la dosis puntual de 16 pacientes con unas diferencias porcentuales de dosis mediana de 1.52%, siendo Q1 y Q3 -0.34% y 2.83% respectivamente.

Los resultados de la comparación gamma para las distribuciones de dosis han sido:

	Conos (n=24)		Iris (n=38)		MLC (n=47)	
	$\gamma 2\%/1\text{mm}$	$\gamma 3\%/1\text{mm}$	$\gamma 2\%/1\text{mm}$	$\gamma 3\%/1\text{mm}$	$\gamma 2\%/1\text{mm}$	$\gamma 3\%/1\text{mm}$
Mediana	95.5	98.8	97.0	99.3	98.5	99.9
Mínimo	73.7	81.4	76.2	84.0	81.1	90.6
Q1	92.9	97.8	95.2	98.2	92.7	99.0
Q3	98.2	100.0	98.9	99.5	99.7	100.0

Figure 209: Resultados agrupados por sistema de colimación.

Y si realizamos las correcciones propuestas para el mejor resultado posible:

	Conos (n=24)	Iris (n=38)	MLC (n=47)
γ 2%/1mm (mediana)	99.3	99.1	99.8
S-I (mm)	-0.5	-0.5	-0.6
A-P (mm)	0.0	0.3	0.2
L-R (mm)	0.4	0.0	0.2
Distancia (mm)	0.6	0.5	0.6

Figure 210: Resultados que se obtendrían aplicando los desplazamientos mostrados. Se observa que para desplazamientos de alrededor de 0.5mm las medianas ascienden a más del 99%.

4. Discusión:

La medida con cámara de ionización muestra buenos resultados pero, dosimétricamente, el punto de medida no es más representativo que cualquier otro dentro del volumen blanco.

Por otro lado, las distribuciones de dosis arrojan resultados altamente satisfactorios. El criterio 2% en dosis permite evaluar y comparar la dosis que llega a un gran número de puntos. La utilización de este criterio hace que la medida con cámara de ionización se convierta en algo redundante que aporta poca información.

5. Conclusiones:

La matriz de diodos utilizada se revela como un detector de garantías para la verificación de este tipo de tratamientos.

Los buenos resultados en las verificaciones con colimador fijo e iris, añadido a la realización de un cálculo redundante de unidades monitor, lleva a la decisión de no verificar los tratamientos planificados con estos sistemas de colimación.

Los tratamientos con MLC se continuarán verificando con la matriz debido su alta complejidad y a la ausencia de un cálculo redundante.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 901**Reducción de la dosis en corazón y en pulmón en tratamientos de mama izquierda con la técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH)**

Autores: Ariane Montejó Arteché¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; María Mercedes Pérez Macho¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Jose Agustín Válgoma Solanas² ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

² HOSPITAL UNIVERSITARIO BASURTO

Corresponding Author:**Introducción:**

La evidencia reciente sugiere que no hay una dosis umbral por debajo de la cual no se producen efectos cardíacos derivados de la radioterapia de mama¹, por tanto, una de las prioridades actuales en la radioterapia del cáncer de mama es la de reducir las dosis cardíacas sin comprometer la cobertura de tejido objetivo, sobre todo en la irradiación de la mama izquierda. A través de la técnica de inspiración profunda mantenida (DIBH), en la cual las pacientes mantienen la respiración durante la irradiación, se produce una separación entre el corazón y la zona de tratamiento, reduciendo, por tanto, la dosis recibida.

Material y métodos:

Se han simulado 15 pacientes con patología en mama izquierda. Se prescribe una dosis total de 40.05 Gy en 15 fracciones. A cada una de ellas se les han realizado dos TC: uno en respiración libre y otro en respiración forzada. Una semana previa a la simulación se cita a la paciente para realizar un entrenamiento de inspiraciones torácicas profundas reteniendo la respiración durante al menos 30 segundos.

Para la monitorización de la respiración durante la simulación se utiliza el sistema RPM (Real-time Position Management) de Varian Medical Systems. Este sistema utiliza una cámara de vídeo para registrar el movimiento de un marcador reflector de rayos infrarrojos colocado sobre el pecho de la paciente. El movimiento vertical del marcador (amplitud) se visualiza en tiempo real en un monitor y se registra este valor.

Se contornean los volúmenes objetivos y de riesgo en las dos series de TC y se realiza la planificación en ambas con el planificador Eclipse (Varian).

Resultados:

Se han evaluado en las dos planificaciones, la dosis media del corazón y del pulmón ipsilateral, así como el volumen que recibe 18 Gy para pulmón y el volumen que recibe 13 Gy para el corazón (ver tabla 1). Se ha estudiado la relación entre la amplitud del marcador durante la adquisición del TC y los resultados dosimétricos obtenidos.

Conclusiones:

Se observa que con la técnica DIBH, en general, existe una reducción de dosis tanto para el corazón como para el pulmón ipsilateral. A pesar de ello, no todas las pacientes se benefician notablemente de esta técnica ya que en algunos casos la reducción de dosis en los órganos de riesgo no es significativa y la administración del tratamiento es más complicada. Por tanto, se confirma la necesidad de hacer dos planificaciones: una en el TC en respiración libre y otra en el TC en respiración forzada. Si la reducción de dosis en los órganos de riesgo no es significativa se recomienda tratar en respiración libre. Por otro lado, hasta el momento, no se observa una relación significativa entre la amplitud del marcador y los resultados dosimétricos.

Referencias:

1. Darby, S. C., et al. Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. N. Engl. J. Med. 368, 987-998 (2013).

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 908**Gestión de planificación de tratamientos en Radioterapia Externa tras el COVID****Autores:** Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Fernando Cerrón Campo^{None}¹ Hospital Universitario de Canarias**Corresponding Author:** ftatcue@gobiernodecanarias.org**Introducción**

Previamente a la pandemia del COVID19, cada paciente de Radioterapia Externa (RE) en nuestro hospital tiene asignada una ficha en formato papel (FFP), en ella aparecen, entre otros; los datos del paciente, la prescripción y un checklist del proceso de planificación. Tras el inicio de la pandemia se plantea como objetivo del Servicio, llevar a cabo el proceso de planificación prescindiendo totalmente de la FFP, y poder acceder a toda la información por vía electrónica.

Material y métodos

Se fijan varias etapas en el proceso de planificación, creándose las carpetas: “1. Plan”, “2. Ver Fisico”, “3. Ver Medico”, “4. Sacar Fisico”, “5. Verificar UM”, “6. QA plan ALE”, “7. Revisar Fisico”, “8. En Maquina”

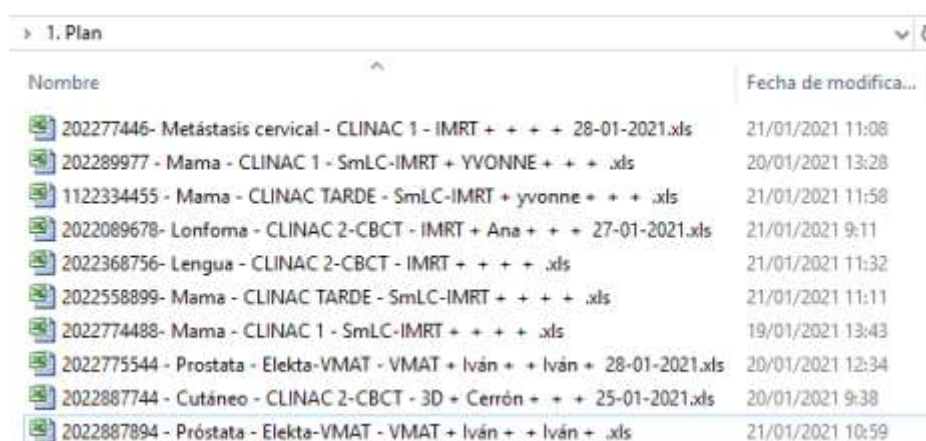
Se quieren desarrollar las herramientas / Libros Excel:

- Ficha electrónica (FE) de cada paciente. Que pueda contener la misma información que la FFP.
- Buscador de FE.
- Gestor de la lista de espera (GLE). Con la función principal de tener una perspectiva general del estado de las planificaciones actualmente en curso.

Resultados

Se desarrollan los Libros Excel:

- FE: tras introducir diferentes datos en la FE por primera vez, se almacena el Excel en la carpeta para planificar “1. Plan” con el nombre: “NHa – Localizacion – ALE – Técnica tto. – PL – RFH – Fecha de Inicio”. NHa = Número de Historia , PL = persona que planifica, RFH = Radiofisico responsable de la planificación. Tras producirse cambios en el contenido de la FE, se almacena con su nombre actualizado, respetando su ubicación actual, ver Fig 1.



Nombre	Fecha de modifica...
202277446- Metástasis cervical - CLINAC 1 - IMRT + + + + 28-01-2021.xls	21/01/2021 11:08
202289977 - Mama - CLINAC 1 - SmLC-IMRT + YVONNE + + + .xls	20/01/2021 13:28
1122334455 - Mama - CLINAC TARDE - SmLC-IMRT + yvonne + + + .xls	21/01/2021 11:58
2022089678- Lonfoma - CLINAC 2-CBCT - IMRT + Ana + + + 27-01-2021.xls	21/01/2021 9:11
2022368756- Lengua - CLINAC 2-CBCT - IMRT + + + + .xls	21/01/2021 11:32
2022558899- Mama - CLINAC TARDE - SmLC-IMRT + + + + .xls	21/01/2021 11:11
2022774488- Mama - CLINAC 1 - SmLC-IMRT + + + + .xls	19/01/2021 13:43
2022775544 - Prostata - Elekta-VMAT - VMAT + Iván + + Iván + 28-01-2021.xls	20/01/2021 12:34
2022887744 - Cutáneo - CLINAC 2-CBCT - 3D + Cerrón + + + 25-01-2021.xls	20/01/2021 9:38
2022887894 - Próstata - Elekta-VMAT - VMAT + Iván + + Iván + .xls	21/01/2021 10:59

Figure 211: Ejemplo del contenido de la carpeta planificación

- Buscador de FE. Tras introducir 4 o más dígitos del NHa, se localiza la carpeta donde se encuentra la FE. El buscador incluye herramientas para abrir, y cambiar de etapa la FE.
- GLE. Cada una de sus hojas corresponde a los inicios de tratamiento de una semana, en cada fila se detallan los datos más importantes de cada paciente; el nombre de su FE y la ubicación de la misma (etapa del tto.). Presionando unos botones se pueden actualizar los nombres de las FE y su ubicación (etapa en el proceso), ver Fig 2.

Figure 212: Libro de cálculo de Gestión de la lista de espera

Discusión

El buscador de FE permite localizar fácilmente cualquier FE de la que se desconozca su estado.

El Libro GLE permite al Radiofísico que coordina el área de planificación, ver el estado de cada planificación, y así asignar prioridades y tareas al personal.

Conclusiones

Las herramientas desarrolladas permiten prescindir del papel y trabajar de manera remota eficientemente en todas las etapas de la planificación de los tratamientos de RE.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 914**Comparación del tiempo de planificación, por etapa y tipo de plan, antes y durante la pandemia de COVID19, con la implementación del teletrabajo**

Autores: Montserrat Colomer Truyols¹ ; Gemma Frontera Solà¹ ; Ana Belén López Muñoz¹ ; Débora Amat de los Ángeles¹ ; Ursula Gallardo Cortiñas¹ ; Marc Parcerisa Torné¹ ; Ramon Pujol Badia¹ ; Annie Angelica Peralta Adina¹ ; David Navarro Giménez¹ ; Eva Ambroa Rey¹ ; Julia García-Miguel Quiroga¹ ; Antoni Ramírez Muñoz¹ ; Angel Infestas Maderuelo¹ ; María Lizondo Gisbert¹ ; Teresa Valdivielso López²

¹ Consorci Sanitari de Terrassa

² Consorci Sanitari de Terrassa

Corresponding Author: mcolomer@cst.cat

1.- Introducción:

Cuando se declaró la pandemia en nuestra zona, empezamos a trabajar parcialmente desde casa con acceso remoto a los sistemas de planificación de dosimetría.

El objetivo de este estudio es comprobar si, en estas condiciones, hemos sido capaces de mantener, mejorar o empeorar nuestro tiempo de planificación, para poder implementar el teletrabajo definitivamente.

2.- Material y métodos:

El 16 de marzo de 2020 empezamos a trabajar parcialmente desde casa debido a la pandemia. Dividimos la unidad de física en 2 equipos: uno trabajando remotamente y el otro presencialmente, cambiando cada semana.

Ampliamos el uso de las listas de control de calidad de Elekta Mosaiq (QCL) v2.64 para comunicarnos mejor, no solamente entre físicos y dosimetristas, sino también con los médicos.

Desde el primer paciente, en diciembre de 2012, registramos el tiempo de planificación. Recogemos, en nuestra propia base de datos en Access, 4 fechas: petición de dosimetría, revisión del físico, revisión del médico y exportación y firma del plan, con el QA completado.

En este trabajo comparamos el tiempo entre esas 4 fechas y el tiempo total del proceso: cálculo y revisión del físico (PRT), revisión del médico (MRT), aprobación y QA (PAT) y tiempo total (TT).

También lo evaluamos según la técnica de cálculo (todos los planes, 3DCRT, VMAT y SBRT VMAT).

Hemos analizado el tiempo de planificación de 9601 pacientes tratados desde diciembre de 2012 hasta diciembre de 2020: 8362 antes del 16/03/20 y 1239 desde el 16/03/20 hasta el 31/12/20, durante la pandemia.

Hemos comparado, además, la variación en el tiempo de planificación por tipo de plan, de 1239 pacientes planificados durante la pandemia y de 1259 pacientes planificados en el mismo período de 2019, antes de la pandemia.

Solamente se han seleccionado los pacientes con las 4 fechas rellenadas (95.8%).

3.- Resultados:

Los resultados se resumen en las Figuras 1 y 2.

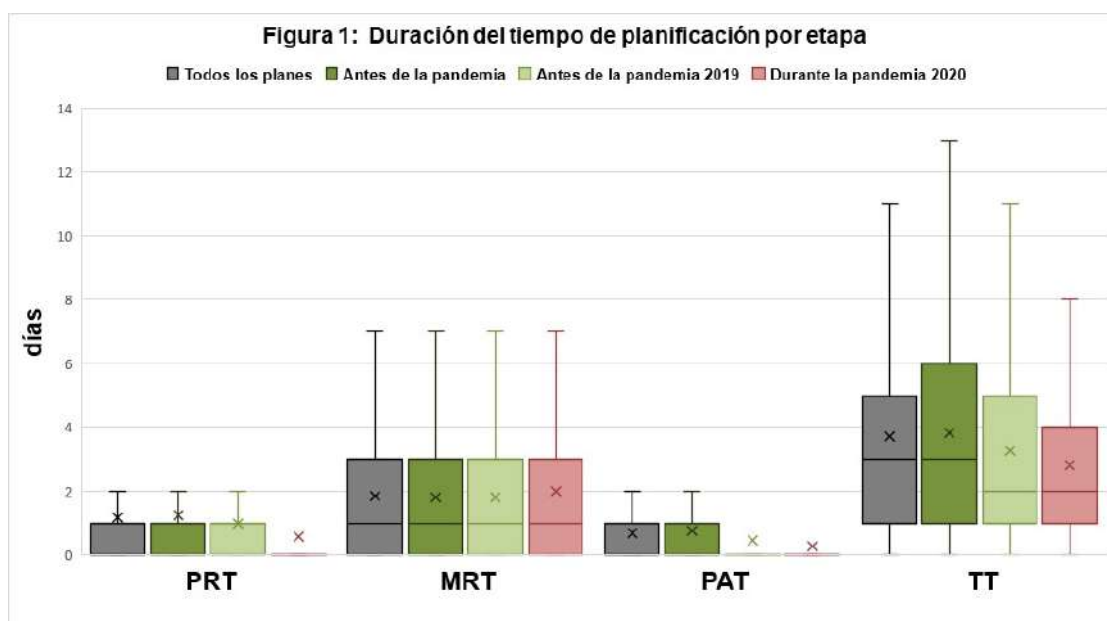


Figure 213: Duración del tiempo de planificación por etapa

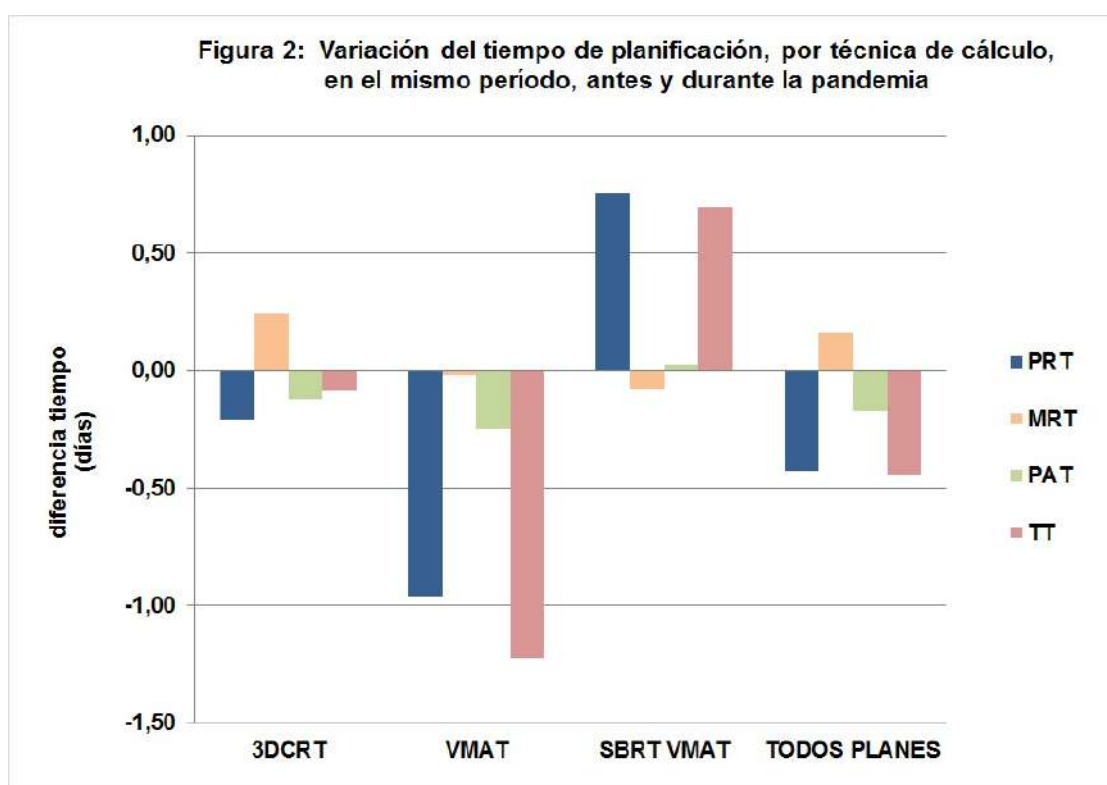


Figure 214: Variación del tiempo de planificación, por técnica de cálculo, en el mismo período, antes y durante la pandemia

Comparando con el mismo período de 2019, hemos mejorado el tiempo global de planificación 0.4 días (13.4%). La mayoría de etapas se han completado más rápido en todos los tipos de planes excepto en SBRT VMAT, que hemos aumentado 0.7 días (6.0%). El tiempo de revisión del médico se ha mantenido prácticamente igual en todos los casos. La mejor reducción de tiempo ha sido en VMAT con 1.2 días (26.2 %) menos.

4.- Discusión:

El objetivo de este análisis era determinar si teletrabajando podíamos mantener o mejorar el tiempo de planificación dosimétrica.

Hemos reducido ligeramente el tiempo total de planificación y hemos minimizado el riesgo del personal, básicamente debido al aumento en el uso de las QCL de Mosaic y a la organización del trabajo.

El teletrabajo también nos ha permitido concentrarnos más en la planificación sin interrupciones por otros temas.

5.- Conclusiones:

A la vista de estos resultados sería completamente posible implementar parcialmente el teletrabajo, de manera definitiva, para la planificación dosimétrica. De todas maneras, sería conveniente mantener una parte de trabajo presencial para el contacto personal y el intercambio de conocimiento, lo que podría contribuir al bienestar del equipo.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 923

Controles de calidad previos al tratamiento de neuralgia del trigémino en aceleradores lineales mediante microconos.

Autores: Francisco Blázquez Molina¹; Natalia Tejedor Aguilar²; Jose Gimeno Olmos³; Juan Carlos Ruiz Rodríguez³; Vicente Carmona Meseguer³; Françoise Lliso Valverde³; José Pérez-Calatayud⁴

¹ Hospital Universitari i Politècnic La Fe

² Hospital Universitario y Politécnico La Fe

³ Hospital Universitari i Politècnic La Fe

⁴ Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.

Corresponding Author: fblazquezm@gmail.com

1. Introducción.

Una de las técnicas especiales en Radioterapia es el tratamiento de lesiones funcionales como la neuralgia del trigémino (NT). En este tratamiento la dosis a administrar es alta, entre 80 y 90 Gy. La cercanía de órganos de riesgo como el tronco encefálico es crítica, por lo que es habitual el uso de conos frente a las micromultiláminas.

2. Objetivo.

El objetivo de este trabajo es presentar los controles dosimétricos y geométricos que se efectúan en el SORT del HUIP La Fe antes de cada tratamiento, para asegurar una óptima precisión geométrica y dosimétrica.

3. Materiales.

Los tratamientos se realizan en un acelerador TrueBeam sTx (Varian Medical System, Palo Alto, EEUU) empleando el cono de 4 mm de diámetro de Brainlab (Brainlab AG, Múnich, Alemania).

Para los controles geométricos previos, se utiliza adicionalmente un cono similar de 7,5 mm de diámetro, y el maniquí Winston-Lutz (Brainlab AG, Múnich, Alemania).

Para los controles dosimétricos, se utiliza una cámara ROOS (PTW, Friburgo, Alemania).

4. Métodos.

El control de calidad comienza con la irradiación con un campo 10x10 cm² sobre la cámara ROOS. Acto seguido, se ancla el cono de 7,5mm de diámetro al brazo del acelerador. Con este accesorio se realiza el test de Winston-Lutz. Posteriormente, se gira el brazo proyectando la luz de campo a la pared más lejana posible, donde se marca el centro del cono. Se procede al cambio de accesorio, poniendo el cono de 4 mm de diámetro, y se verifica que su centro coincide con el del cono mayor. Finalmente, se vuelve a irradiar la cámara ROOS con el cono de 4 mm de diámetro colocado para obtener la relación entre la carga recogida en ambos casos. Esta relación no indica el factor de output, sino un factor proporcional a este. Evaluando su constancia se estará evaluando la constancia del factor de output.

5. Resultado.

Los resultados para la constancia del factor de output en los pacientes tratados durante el último año se recogen en la fig. 1.

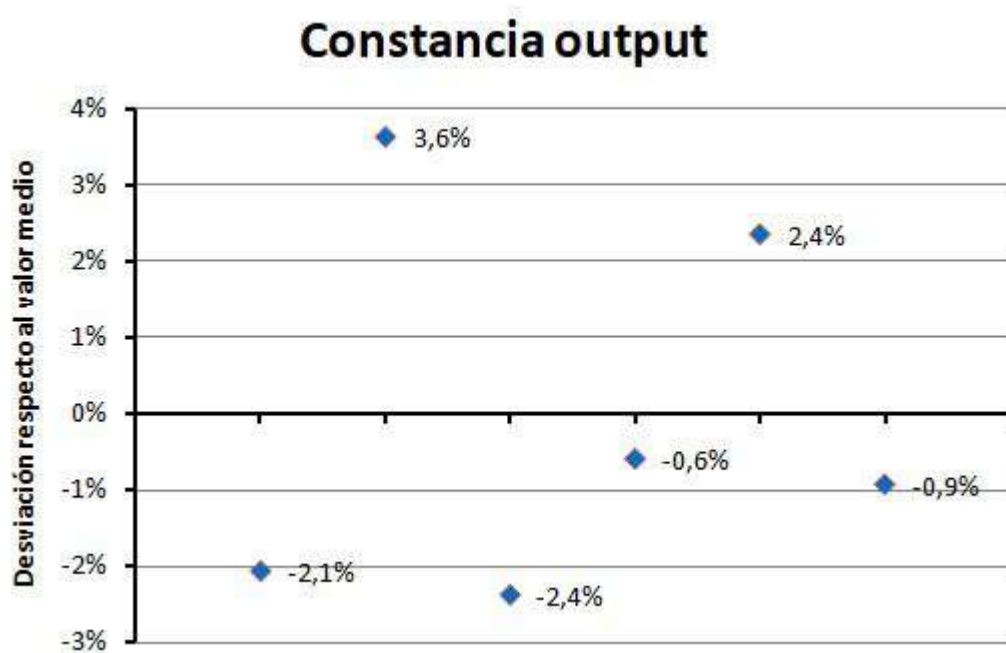


Figure 215: Constancia del factor de output medido con cámara ROOS.

Un ejemplo de resultados del test de Winston Lutz es el mostrado en la fig. 2.

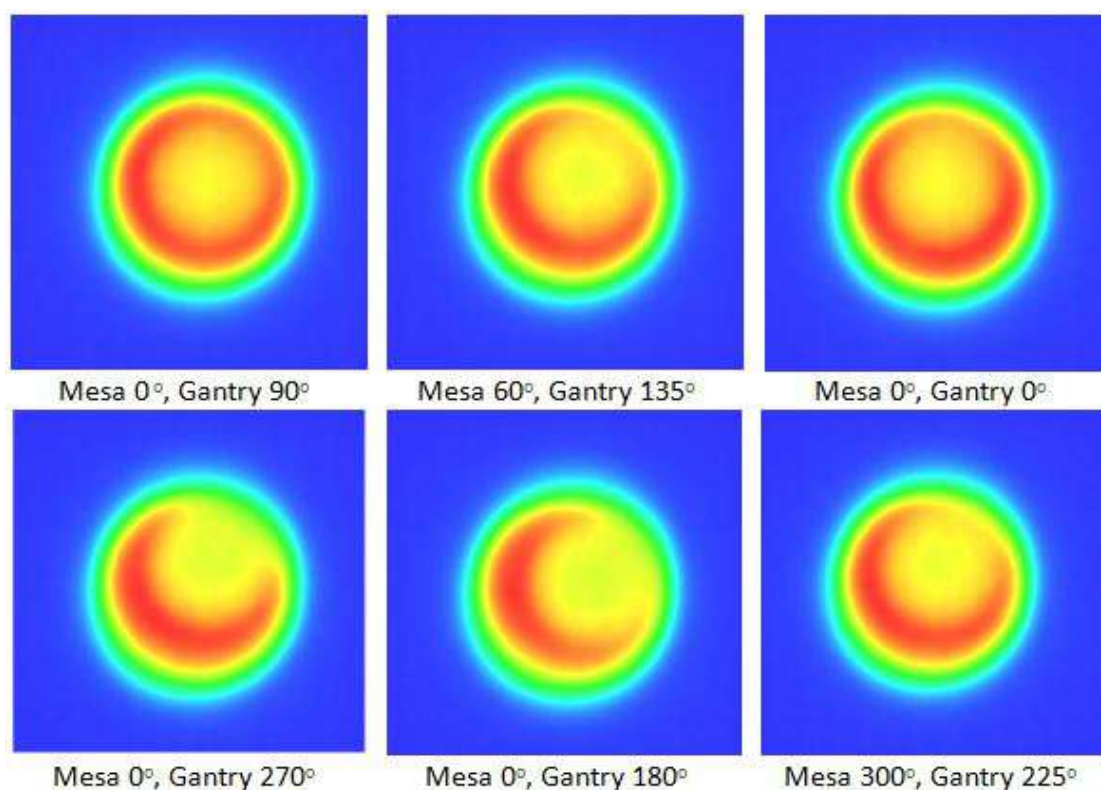


Figure 216: Imágenes del test de Winston-Lutz.

6. Discusión.

La cámara ROOS usada para la obtención del factor proporcional al factor de output tiene un diámetro superior al diámetro del campo de tratamiento, lo que hace que la medida sea independiente bajo pequeñas variaciones en la posición del detector. No se observan variaciones del output superiores a 4% respecto del valor medio.

En cuanto al test de Winston-Lutz y la coincidencia de los centros de los conos de distinto tamaño se trata de pruebas subjetivas, en las que se evalúa visualmente su validez y constancia. Todos los casos en el último año fueron considerados como aceptables. El test de Winston-Lutz presenta la limitación de que se realiza con el cono de 7,5 mm de diámetro y no con el empleado para el tratamiento. Mediante las proyecciones en la pared más lejana del bunker, es posible asegurar el mantenimiento del eje al sustituir el cono de 7,5 mm por el de tratamiento.

7. Conclusiones.

Los controles descritos son fáciles de implementar en la rutina clínica, lo que permite desarrollarlos en un breve periodo de tiempo y de forma muy reproducible antes de cada tratamiento, quedando asegurados convenientemente los aspectos dosimétricos y geométricos implicados.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 929**Análisis estadístico para la validación de un nuevo modelo de máquina de tratamiento****Autor:** Rafael Ayala Lázaro¹**Co-autores:** Gema Ruiz Galán² ; Miguel Alarcia Noci³ ; Juan Minguel Becerro Morgado⁴ ; Ana García Sanz¹ *H.G.U. Gregorio Marañón*² *Hospital General Universitario Gregorio Marañón*³ *Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz*⁴ *HGU GREGORIO MARAÑÓN***Corresponding Author:** rafael.ayala@salud.madrid.org**Introducción**

En 2019, en el hospital Gregorio Marañón, se pusieron en marcha dos máquinas Elekta con colimador Agility, el mismo que ya tenía otra máquina más antigua instalada en 2015. Se planteó entonces la disyuntiva de si era necesario modelar de nuevo las máquinas en 6MV o era mejor seguir con el antiguo modelo, incluso para las máquinas nuevas. Un estudio retrospectivo comparando el grado de modulación de los cálculos del planificador Monaco (Elekta) con la desviación en dosis de las verificaciones de los tratamientos ayudó a mejorar el modelo y dar cuenta de las discrepancias que se observaban sobre todo en planificaciones complejas.

Material y métodos

Se realizó un primer estudio analizando 3447 resultados de verificaciones de tratamientos de VMAT con los detectores Delta4 y Delta4+ de tres aceleradores Elekta con multiláminas Agility y en la energía de 6 MV del modelo de máquina antiguo, previo a mayo de 2020. Todos estos tratamientos fueron calculados con el planificador Monaco y el algoritmo Monte Carlo para fotones. Se registraron el número de segmentos y el grado de modulación (cociente entre el número de UM de la planificación y las mínimas necesarias para un tratamiento con campos abiertos) de todas las planificaciones.

De la base de datos de Delta4, se registraron los resultados de los análisis gamma así como la mediana de la desviación en dosis.

Se ajustó posteriormente el modelo para intentar mejorar la concordancia planificador/verificación en planificaciones con alto grado de modulación. El nuevo modelo contiene cambios en los parámetros de caracterización de las fuentes y en los parámetros del MLC.

En enero de 2021 se realizó un segundo estudio con 723 resultados de las mismas características que el primero para analizar la validez del nuevo modelo.

Los análisis estadísticos se realizaron evaluando el índice de correlación de Spearman entre distintos parámetros.

Resultados

En el primer estudio, se observó una correlación significativa entre el grado de modulación y la mediana de la desviación en dosis con índice de correlación de Spearman de 0.5 ($p < 0.001$).

El segundo análisis, este con el modelo actualizado, mostró un índice de correlación de Spearman de 0.154 ($p < 0.001$) entre los mismos parámetros. (Tabla 1 y Fig. 1)

Conclusiones

Si bien el tamaño de la muestra estudiada con el nuevo modelo es pequeño en comparación con el modelo antiguo, los resultados creemos que son suficientes para validar los ajustes que se llevaron a cabo. Las verificaciones realizadas con el nuevo modelo no presentan apenas dependencia con el grado de modulación. Planificaciones complejas dan, en general, un resultado igual de satisfactorio que las más simples.

Es conveniente resaltar que ambos modelos obtenían resultados similares en los tests recomendados por Elekta para ajustar el modelo ("Express QA Plan").

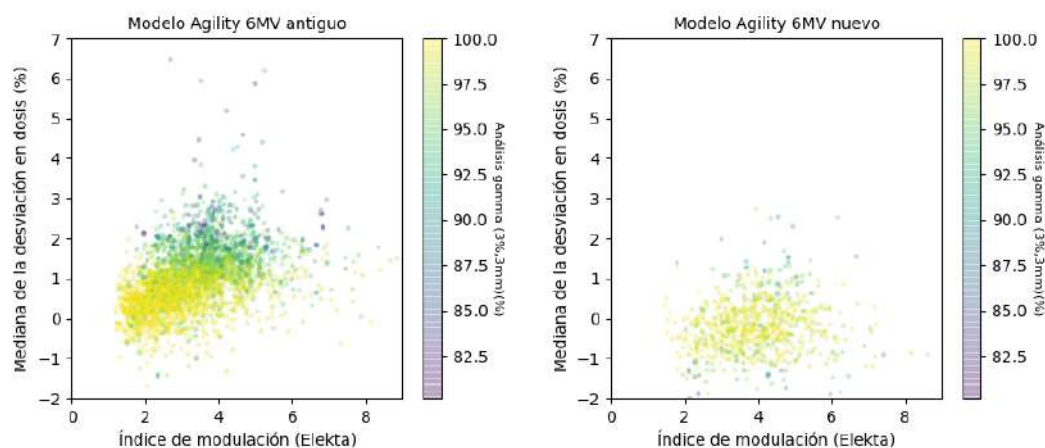


Figure 217: Análisis del modelo antiguo y el nuevo mediante grado de modulación, mediana de la desviación en dosis e índice gamma (3mm,3%).

	Mediana de desviación de dosis		Gamma media (3%,3mm)		Índice Gamma (3%.3mm) (%)	
# segmentos	0.340	0.283	0.265	0.087 (p=0.0186)	-0.375	-0.0875 (p=0.0186)
Grado de modulación	0.500	0.154	0.360	0.134	-0.5074	-0.181

Figure 218: Índices de correlación de Spearman, todos los datos tienen $p < 0.001$ a no ser que se indique de manera diferente. En verde y a la izquierda, los datos del modelo antiguo. A la derecha y en negro, los datos del modelo nuevo.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 955**Comparación entre 6 MV y 6 MV-FFF en planificaciones de SBRT de pulmón**

Autores: Teresa Valdivielso López¹ ; María Lizondo² ; Eva Ambroa Rey³ ; Julia García-Miguel Quiroga³ ; David Navarro³ ; Angel Infestas Maderuelo³ ; Montserrat Colomer³ ; Antoni Ramirez³ ; Débora Amat de los Ángeles⁴ ; Gemma Frontera^{None} ; Ursula Gallardo Cortiñas⁵ ; Ana Belén López Muñoz⁶ ; Annie Angelica Peralta Adina^{None} ; Marc Parcerisa Torné^{None} ; Ramon Pujol Badia⁷

¹ Consorci Sanitari de Terrassa (Barcelona)

² Hospital de la Santa Creu i Sant Pau

³ Consorci Sanitari de Terrassa

⁴ CST Hospital de Terrassa

⁵ Consorcio Sanitario Terrassa

⁶ CST HOSPITAL DE TERRASSA

⁷ CST

Corresponding Author: tvaldivielso@cst.cat

1. Introducción

Una de las características fundamentales de los tratamientos de SBRT frente a los tratamientos radioterápicos convencionales es la administración de altas dosis por fracción. Utilizar una energía sin filtro aplanador permite aumentar la tasa de dosis y optimizar así el tiempo de tratamiento.

El propósito de este trabajo es valorar si el uso de la energía de 6 MV-FFF (6 FFF) en pacientes con cáncer de pulmón tratados con SBRT aporta ventajas respecto al uso de 6 MV estándar.

2. Material y métodos

Los 50 pacientes incluidos en este estudio retrospectivo fueron tratados con 6 fraccionamientos distintos: 2/50 con 70 Gy en 10 fracciones, 7/50 con 60 Gy en 8 fracciones, 11/50 con 54 Gy en 3 fracciones, 14/50 con 50 Gy en 5 fracciones, 1/50 con 50 Gy en 10 fracciones y 15/50 con 48 Gy en 4 fracciones. Estos mismos planes fueron posteriormente re-optimizados con 6 FFF.

El planificador empleado fue Monaco 5.11. Los planes fueron verificados en un acelerador Elekta Versa sobre un detector Octavius 4D, obteniéndose el índice Gamma 2%-2mm global para todos ellos.

Se utilizó la prueba t de Student para muestras pareadas corregida por Bonferroni para evaluar la significación estadística ($p < 0.05$) de las diferencias entre los planes generados con 6 MV y 6 FFF.

3. Resultados

La figura 1 muestra los índices dosimétricos referidos al PTV (V95%, D98%, D2%, D50% e índice de heterogeneidad) y a la conformación (índice de conformación y volumen de la isodosis del 50%). D98%, D2% y D50% se normalizaron a la dosis de prescripción y V50% al volumen de PTV. Además, se muestran las UM, número de segmentos y tiempo de tratamiento que proporciona Monaco.

No se observan diferencias apreciables en los parámetros dosimétricos. Sin embargo, las UM aumentan un 2.7% ($p = 0.01$) y el número de segmentos un 2.8% ($p = 0.008$). El tiempo de tratamiento disminuye un 15.3% ($p < 0.001$), siendo el único parámetro que mantiene la diferencia significativa después de corregir por Bonferroni.

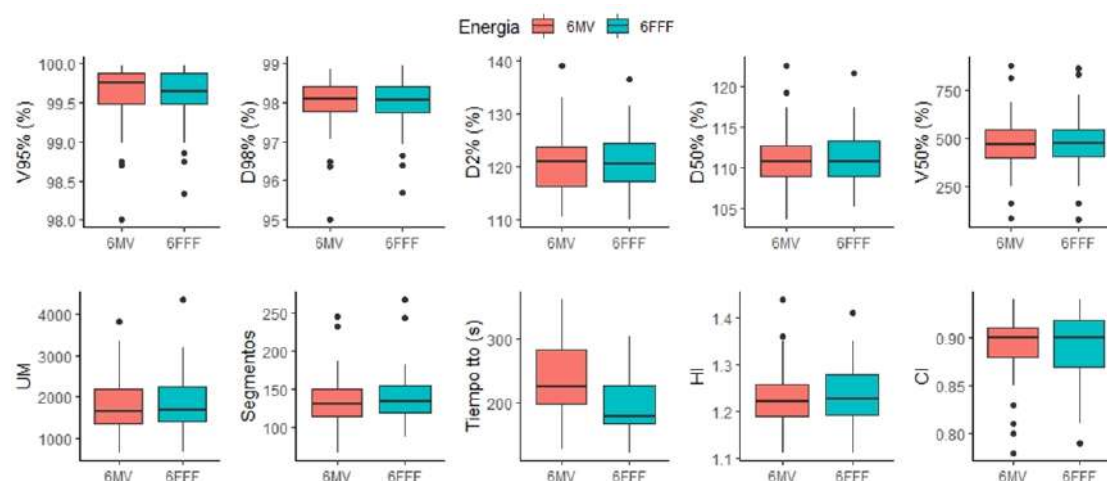


Figure 219: Parámetros evaluados en 6 MV y 6 FFF

La figura 2 muestra los resultados de las verificaciones, con una mejora en el índice Gamma de un 1.2% ($p=0.008$, post Bonferroni).

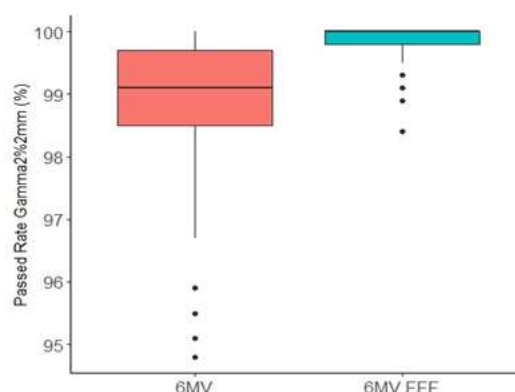


Figure 220: Índice Gamma 2%-2mm en 6 MV y 6 FFF

4. Discusión

Hemos comprobado que la planificación de SBRTs con 6 FFF disminuye el tiempo de tratamiento sin cambios apreciables en el resto de parámetros evaluados.

Al retirar el filtro aplanador en los aceleradores convencionales se pierde la homogeneidad del perfil de dosis. Sin embargo, en las SBRTs el planificador parece que tiene que modular menos para conseguir una dosis conformada a un volumen pequeño. Esto podría explicar la mejora encontrada en los resultados de las verificaciones de los tratamientos con 6 FFF.

5. Conclusiones

En este estudio se muestra que los resultados dosimétricos de la energía de 6 FFF son equivalentes a los de 6 MV. Por otra parte, con la energía sin filtro aplanador se obtienen mejoras en las verificaciones de los planes y sobre todo una disminución apreciable en los tiempos de tratamiento. En un futuro estudio, la evaluación podría incluir los órganos de riesgo.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 959**Comparación de algoritmos para el cálculo redundante de dosis en tratamientos de radioterapia conformada 3D****Autores:** Celia Castán Guerrero¹ ; Pablo Ortega Pardina²**Co-autores:** Javier Díez Chamarro¹ ; Alejandro Barranco¹ ; Sheila Calvo Carrillo¹ ; Ana García Pérez ; Alejandro García Romero³ ; Francisco Javier Jiménez Albericio⁴ ; Evangelina Martínez Francés⁵ ; Pedro Ruiz Manzano⁶ ; Sonia Serrano Zabaleta¹¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa² HCU Lozano Blesa³ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.⁴ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO Blesa"⁵ HCUZ Lozano Blesa⁶ HCU Lozano Blesa Zaragoza**Corresponding Author:** celiacg@gmail.com**Introducción:**

El cálculo de la dosis en el planificador PCRT3D de Técnicas Radiofísicas para tratamientos de radioterapia conformada 3D en el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa se lleva a cabo con un algoritmo de superposición de cono colapsado (SCC). Se realiza además un cálculo redundante que históricamente consistía en un cálculo 1D de unidades de monitor (UM). Tras la adquisición del sistema de planificación Eclipse, se ha pasado a utilizar sus dos algoritmos: Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) y Acuros External Beam (AXB) para dicho cálculo redundante. El objetivo de este trabajo es estudiar la idoneidad de esta nueva forma de verificación y comparar los resultados obtenidos con ambos algoritmos.

Material y métodos:

Para la verificación con Eclipse se ha mantenido el número de UM del plan inicial y se ha recalculado el plan con AAA y AXB. El parámetro escogido para el análisis es la diferencia entre la media de la dosis en cada PTV obtenida por AAA o AXB y la obtenida por el algoritmo SCC de PCRT3D, normalizada al valor de SCC y en porcentaje, es decir, $(D_{m,AAA} - D_{m,SCC}) \cdot 100 / D_{m,SCC}$ y $(D_{m,AXB} - D_{m,SCC}) \cdot 100 / D_{m,SCC}$.

Resultados:

Se han analizado 67 planes, con un total de 81 PTV, en conjunto (Figura 1) y separados por localización (Figura 2) en los siguientes grupos: holocráneo (16 casos), recto-pelvis (19 casos), mama (19 casos), vértebra (13 casos) y otros huesos (14 casos). Se presentan los resultados en diagramas de cajas y bigotes para cada localización y para el total de los datos recogidos.

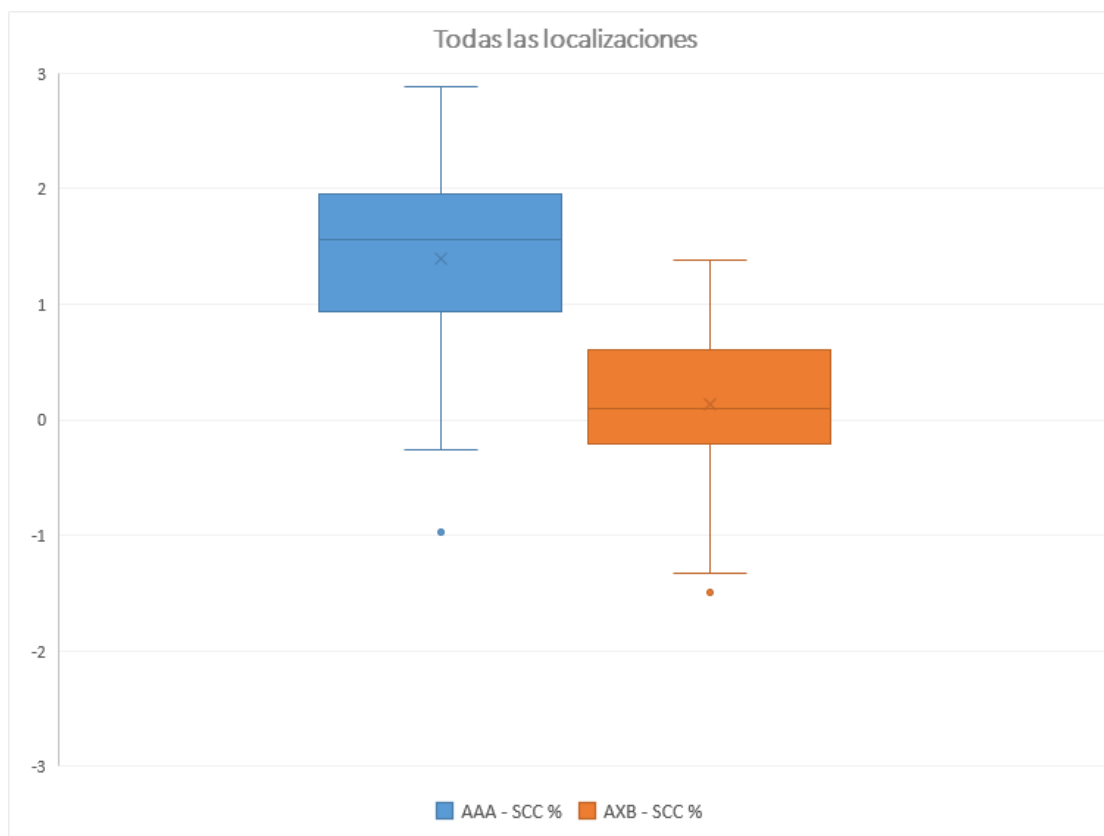


Figure 221: Desviación de la dosis media en los PTV calculada mediante AAA (izquierda) y AXB (derecha) en todas las localizaciones estudiadas.

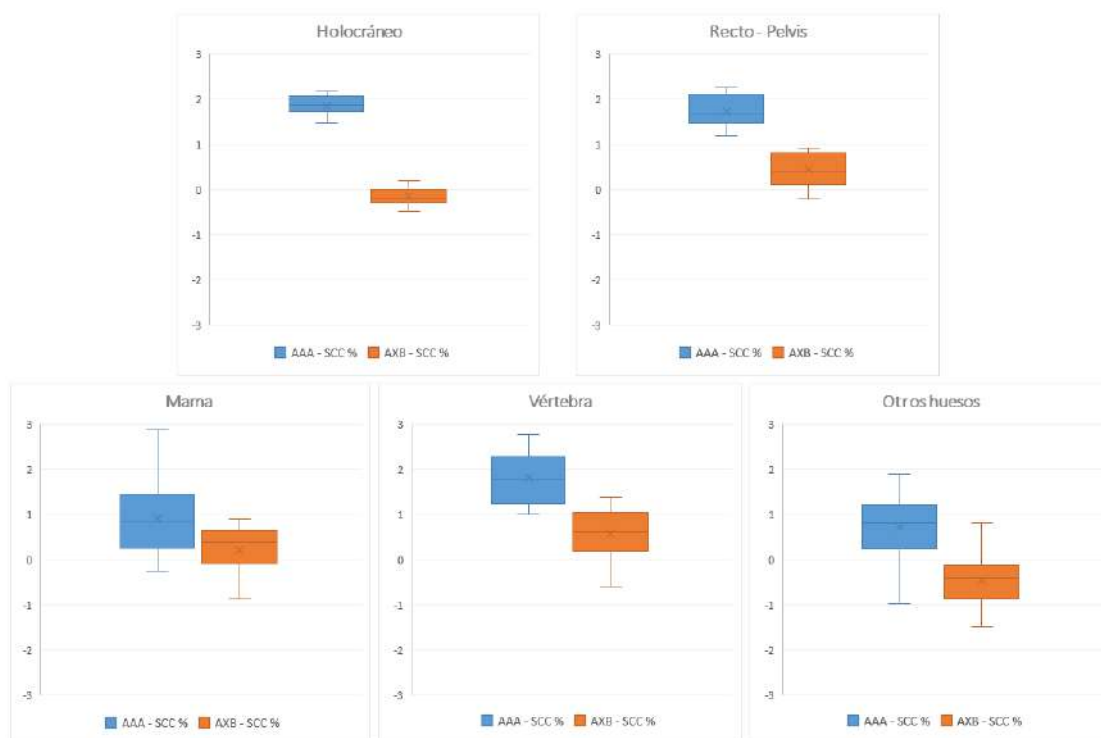


Figure 222: Desviación de la dosis media en los PTV calculada mediante AAA (izquierda) y AXB (derecha) en cada una de las localizaciones estudiadas.

Discusión:

Se observa que AAA tiende a sobreestimar la dosis respecto a PCRT3D, encontrando diferencias casi siempre positivas y en ocasiones superiores al 2%. Con el algoritmo AXB se obtienen, para todas las localizaciones, resultados más aproximados a los de PCRT3D, estando la diferencia por debajo del 2% en todos los casos estudiados. La localización en la que las diferencias entre AXB y AAA son más pequeñas es la mama, donde hay menos heterogeneidad de tejidos. Estos resultados son consistentes con las conclusiones de estudios previos que indican que el algoritmo AXB es más exacto que AAA en el cálculo de heterogeneidades.

Conclusiones:

Los resultados obtenidos muestran que hay una buena correlación entre el cálculo de la dosis mediante Eclipse y la obtenida con PCRT3D. Este método de cálculo redundante es por lo tanto adecuado para la verificación de la dosis, aportando además mucha más información que el cálculo 1D utilizado anteriormente, al ser un cálculo 3D. Por otro lado, este estudio abre la posibilidad de optimizar el protocolo de cálculo redundante en nuestro hospital, limitándolo al algoritmo AXB, ya que éste es el que tiene mayor exactitud con el empleado por PCRT3D en todas las localizaciones tratadas.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 968

Correlación entre distintos métodos de verificación de tratamientos de VMAT

Autor: Sheila Calvo Carrillo¹

Co-autores: Alejandro García Romero ² ; Alejandro Barranco ¹ ; Celia Castán Guerrero ¹ ; Evangelina Martínez Francés ³ ; Francisco Javier Jiménez Albericio ⁴ ; Javier Díez Chamarro ¹ ; Pablo Ortega Pardina ⁵ ; Pedro Ruiz Manzano ⁶ ; Ana García Pérez

¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

³ HCUZ Lozano Blesa

⁴ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO Blesa"

⁵ HCU Lozano Blesa

⁶ HCU Lozano Blesa Zaragoza

Corresponding Author: sheila.calvo33@gmail.com

INTRODUCCIÓN

En nuestro hospital comenzaron los tratamientos de pacientes en el acelerador TrueBeam 1 (de Varian) en septiembre de 2018 y en el Truebeam 2 en junio de 2019. Con el SP Eclipse se planifican tratamientos de todas las localizaciones habituales en radioterapia. Todos ellos tienen en común la técnica VMAT y el algoritmo de cálculo Acuros (AXB).

El propósito de este trabajo es analizar la congruencia de nuestras medidas de verificación.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las verificaciones de QA de los planes de tratamientos se realizan por varios métodos:

- Con cámara de ionización de pequeño volumen (CC01 ó nanoRazor, ambas de IBA dosimetry) colocada en el maniquí IMRT Phantom. Las desviaciones en % de la dosis medida respecto de la calculada con el SP se utilizan como medida de discrepancia.
- Con una matriz de detectores (Dolphin de IBA dosimetry) y el software Compass. A partir de la señal recogida se calculan HDVs de las distintas estructuras y se comparan con los resultados obtenidos en el SP. Hemos evaluado las diferencias encontradas en la dosis media del PTV principal medida y planificada de los distintos planes (al suponer que este parámetro el más relacionado con la medida con cámara).
- Con el software SunCheck: por un lado, con la aplicación DoseCHECK, se realiza el cálculo redundante de la matriz de dosis 3D (algoritmo CCS) y se comparan los HDVs de las estructuras seleccionadas con los resultados del SP. Por otro lado, con PerFRACTION, a partir de la información

pretratamiento recogida con el EPID en modo cine para la posición de láminas y los logfiles, se comparan HDVs. Las diferencias analizadas son las encontradas en el valor de la dosis media del PTV principal.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Hemos dividido las localizaciones en cabeza y cuello, próstata, mama, pulmón, cabeza y SRS.

Analizamos los resultados obtenidos en las distintas verificaciones y encontramos correlación moderada entre las diferencias calculadas en la dosis punto y las diferencias en la dosis media del PTV principal con Compass y SP en la mayoría de localizaciones.

Hallamos correlación moderada-fuerte entre las diferencias encontradas en la dosis punto y en las de dosis media calculada con DoseCHECK y SP en la mayoría de localizaciones.

En cambio, no encontramos correlación entre las diferencias encontradas en la dosis punto y en las de dosis media calculada con PerFRACTION F0 y el SP.

CONCLUSIONES

Con este análisis comprobamos que las distintas verificaciones de los planes de tratamiento realizados en nuestro hospital dan unos resultados aceptables.

Las correlaciones encontradas entre los distintos métodos de medida analizados y comparados dan coherencia a nuestro sistema de verificación.

Los resultados obtenidos con PerFRACTION F0 requieren una investigación aparte. En otro análisis previo también hemos encontrado diferencias sistemáticas entre los valores calculados para la dosis media del PTV principal entre DoseCHECK y PerFRACTION. Esta diferencia podría ser debida a una pequeña desviación en la determinación de las posiciones de las láminas a través de las imágenes portales, pero esta hipótesis aún debe ser investigada.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1022**Impacto dosimétrico de la segmentación mediante umbral HU en tratamientos de ORL**

Autores: Sofía Pena Vaquero¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹

Co-autores: Mario Martín Veganzones² ; Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; María Ruiz Aznar¹ ; David Miguel Pérez¹ ; Iban Conles Picos³ ; Delfin Alonso Hernández¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; Ricardo Torres Cabrera⁴

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Complejo Asistencial Universitario de León

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: spenav@saludcastillayleon.es

Introducción

Las guías para el correcto contorno en radioterapia, hasta ahora, no incluyen el contorno externo. Los sistemas de planificación incluyen herramientas para la autosegmentación de éste, cuyo funcionamiento puede pasar inadvertido.

En el caso de los pacientes con patología de cabeza y cuello las fronteras externas son difusas por el uso habitual de termoplásticos para su inmovilización, generando incertidumbres acerca de si la estructura creada es la adecuada.

El objetivo de este trabajo es evaluar dosimétricamente la expansión del contorno externo mediante la aplicación de un umbral menor de HU en tratamientos de ORL.

Material y métodos

Se seleccionan retrospectivamente seis pacientes con patología de ORL tratados con VMAT. En conjunto presentan 16 volúmenes de planificación (PTV) con tres niveles de dosis prescrita: 70, 60 y 54 Gy. El planificador empleado fue Eclipse v15.6 y el algoritmo AcurosXB 15.6.04.

Para cada paciente, se duplica el conjunto de estructuras variando el contorno externo mediante la aplicación de un umbral inferior de -950 HU en la estructura excluyendo el soporte del inmovilizador.

Se calcula la dosis absorbida utilizando el mismo plan para ambos conjuntos de estructuras, el que contiene el umbral propuesto y el generado automáticamente. Se analiza la dosis mínima y la dosis absorbida que recibe el 98% del volumen (D98%).

Resultados

La figura 1 muestra las dosis mínimas relativas a la prescrita para cada PTV con un promedio de 72.87 ± 16.03 % y 86.26 ± 3.84 % para la planificación del contorno generado automáticamente y del modificado.

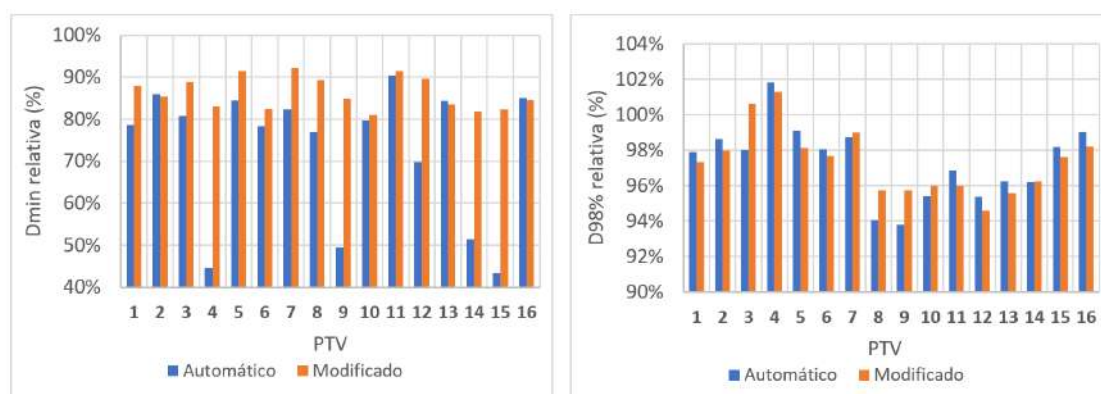


Figure 223: Dosis absorbidas relativas mínimas (izquierda) y que reciben el 98 % del volumen del PTV (derecha) para la planificación del contorno automático y del modificado.

También se visualizan las dosis absorbidas que reciben el 98% del volumen para cada PTV. El promedio para la planificación que incluye la estructura externo automático es de 97.34 ± 2.08 % y para el modificado es de 97.36 ± 1.86 %.

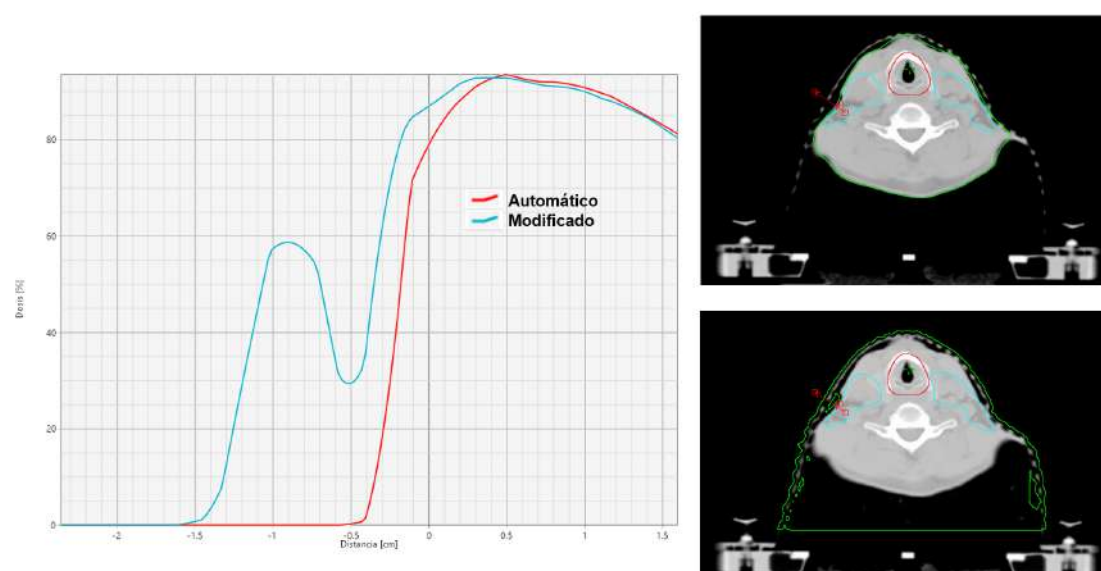


Figure 224: Perfil de dosis absorbida en un mismo corte transversal para la planificación del contorno automático y del modificado.

Discusión

En el cálculo dosimétrico, la variación del umbral en la estructura externa implica que la dosis absorbida mínima que reciben los PTV sea mayor, con un promedio superior al 13 % respecto al automático. Destacan cuatro casos en los que hay una marcada diferencia entre las dosis mínimas.

Las discrepancias en D98% no son elevadas, sin presentar ninguna tendencia clara. En el perfil de dosis de la figura 2 se ve como la modificación del umbral inferior de HU para la segmentación del cuerpo externo influye en el cálculo, en concreto en un PTV de 60 Gy de dosis prescrita, cuya distribución de cálculo se inicia 1.5 mm antes.

Conclusión

La modificación introducida para el contorno externo no solo tiene impacto dosimétrico si no que podría afectar a la cobertura de los PTV.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1032**Validación clínica del modelado para haces pequeños****Autor:** Ruth Rodríguez Romero¹**Co-autores:** Patricia Sánchez Rubio²; Jaime Martínez Ortega²; María Pinto Monedero³; Alfredo Montes Uruen; María Ángeles Arroyo de la Cruz⁴; Jose Luis Colado Tornero¹; Julia Ciudad Rivas²¹ Hospital Puerta de Hierro² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda³ Hospital U. Puerta de Hierro Majadahonda⁴ Hospital Universitario Puerta de Hierro**Corresponding Author:** rromero@gmail.com**Introducción**

Los tratamientos estereotáxicos requieren de un correcto modelado de haces pequeños en el sistema de planificación (SP), acorde al funcionamiento de la unidad de tratamiento. Es por ello que, además de la comprobación experimental de las características de estos haces, resulta conveniente realizar medidas de casos clínicos representativos de cada centro.

El objetivo de este trabajo es validar el uso clínico de un nuevo acelerador de electrones para tratamientos estereotáxicos, utilizando casos reales de pacientes tratados previamente en otra unidad y modelada en un SP distinto.

Material y Método

Se seleccionaron siete casos de pacientes con volúmenes de tratamiento pequeños (0.02 – 5.13 cm³), realizados en un acelerador monoenergético de 6 MV con filtro aplanador *Novalis* (BrainLAB) con láminas centrales de 3 mm de espesor, modelado en un SP *iPlan* (BrainLAB) con algoritmo de cálculo *Pencil Beam*.

Se replanificaron (ver Fig. 1) y verificaron para las energías de 6 MV con y sin filtro aplanador (6 WFF y 6 FFF) de un acelerador *TrueBeam STx* (Varian Medical Systems), cuyas láminas centrales tienen un grosor de 2,5 mm, modelado en un SP *RayStation* (RaySearchLAB) con algoritmo *Collapsed Cone*.

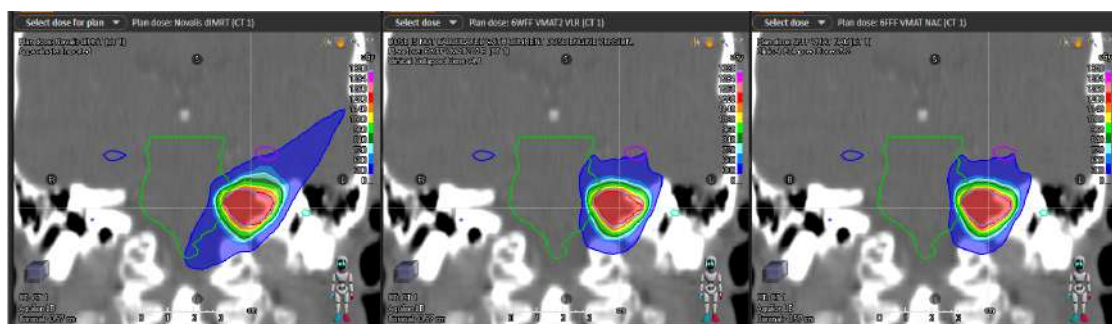


Figure 225: Vista coronal de los planes de tratamientos calculados para acelerador Novalis con técnica dIMRT en iPlan (a), y para TrueBeam con técnica VMAT en RayStation para las energías de 6WFF (b) y 6FFF (c)

En las verificaciones experimentales, se utilizó una cámara pinpoint PTW 31016 (0,016 cm³) en un maniquí Lucy (Standard Imaging) para determinar la dosis absorbida en el isocentro. La alineación del maniquí se realizó mediante guiado por imagen kV-CBCT, cuya exactitud y precisión es menor de 0.3 mm.

Las medidas ionométricas fueron corregidas por la variación diaria del *output* de la unidad, así como por los factores de corrección de campos clínicos publicados en el protocolo de dosimetría de campos pequeños TRS-483. Para ello se tomó el cuadrado equivalente de la apertura de láminas o mordazas en los tratamientos con técnicas conformadas (CRT) o moduladas (dIMRT y VMAT), respectivamente.

Resultados y Discusión

La tabla 1 muestra las principales características de los casos replanificados y los resultados de las verificaciones realizadas.

Tabla 1. Características y resultados de los casos replanificados y verificados.

<i>Caso</i>	<i>Patología</i>	<i>V(cm³)</i>	<i>S_{eq} (cm)</i>	<i>D_{fracción} (Gy)</i>	<i>Técnica</i>	ΔD_{sp}	
						6WFF	6FFF
1	MTS	0,02	1,1	18	CRT	2,5%	3,8%
2	MAV	0,12	1,3	18	CRT	0,9%	-
3	MTS	0,19	1,4	18	CRT	2,1%	1,9%
4	MAV	1,74	1,8 (1,7 - 2,0)	18	dIMRT	-1,6%	-
					VMAT	0,9%	-1,8%
5	NAC	1,90	2,2 (2,1-2,2)	12	dIMRT	0,1%	-
					VMAT	2,1%	0,7%
6	ADH	4,79	3,4 (3,2 - 3,7)	1,8	dIMRT	-1,9%	-
					VMAT	1,7%	-
7	ADH	5,13	4,3 (4,2 - 4,5)	1,8	dIMRT	-0,5%	0,8%
					VMAT	1,7%	1,9%

Figure 226:

Los resultados obtenidos muestran una buena concordancia de la dosis calculada frente a la medida con diferencias menores a 2,5%, salvo en el caso 1 para 6 FFF. Esta discrepancia puede deberse a la incertidumbre en el posicionamiento de la cámara en un volumen tan pequeño.

Cabe destacar la necesidad de aplicar los factores de corrección a las medidas, especialmente en aquellos tamaños de campo más pequeños.

Conclusiones

Los resultados obtenidos de las verificaciones de casos clínicos previos de pequeño volumen de tratamiento, permiten validar el uso clínico del modelado del nuevo acelerador de electrones para tratamientos estereotáxicos.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 971**Caracterización dosimétrica del EPID aS1200 para verificaciones pre-tratamiento**

Autores: Nuria Gómez González¹ ; Miguel Torres López¹ ; María Ángeles Arroyo de la Cruz¹ ; Álvaro Perales Molina¹ ; Elena Sánchez Jiménez¹ ; María Pinto Mondedero² ; Cristina María Santa Marta Pastrana³ ; Jaime Martínez Ortega¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ UNED

Corresponding Author: ngomezg@salud.madrid.org

Introducción

La utilización de dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) es una práctica extendida en el control de calidad pre-tratamiento y en dosimetría in-vivo.

Las características de detectores basados en silicio amorfo (aS500, aS1000, *Varian Medical Systems*) han sido analizadas en otros estudios. Los principales inconvenientes eran la falta de linealidad a tasas de dosis altas debido a la saturación y el aporte de la retrodispersión del brazo que sostiene el detector ya que tiene elementos metálicos, y que se produce principalmente en la dirección gantry-mesa.

El objetivo de este trabajo es investigar las características dosimétricas del EPID aS1200 del acelerador lineal TrueBeam STx (*Varian Medical Systems*) para su utilización en dosimetría pre-tratamiento de IMRT/VMAT.

Material y métodos

Se analiza el comportamiento del EPID aS1200 para la energía 6MV de fotones con filtro de un acelerador TrueBeam STx. El EPID tiene un tamaño activo máximo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y un tamaño de pixel de 0,34mm. Se estudió:

- la linealidad con la dosis (1UM a 500UM)
- la linealidad con la tasa de dosis (5UM/min a 600UM/min)
- la estabilidad a largo plazo (período de 4 meses)
- el efecto “ghosting” (tres irradiaciones consecutivas de 50UM, 500UM y 50UM, y tamaños de campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$, respectivamente).
- la dependencia con el tamaño de campo ($1 \times 1 \text{ cm}^2$ a $40 \times 40 \text{ cm}^2$)
- la dependencia con la distancia a la fuente (SDD de 100cm a 160cm)
- la retrodispersión debida al brazo, a partir de perfiles de haz en el eje gantry-mesa.
- planes VMAT: próstata y vejiga

El tamaño de campo se define en el isocentro, las imágenes se adquieren con la máxima tasa de dosis disponible (600UM/MIN) y el detector se coloca a SDD = 100cm, siendo el tamaño de campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Las imágenes obtenidas se evalúan a partir del promedio del valor de pixel de una ROI central de 1cm x 1cm (equivalente a 30x30 píxeles).

Se realizaron las medidas de referencia con una cámara Semiflex (*PTW Freiburg GmbH*) en cuba de agua (*PTW MP3*).

Resultados

Para la linealidad con la dosis obtenemos un coeficiente de correlación $R^2 = 1$ (Figura 1 izquierda). Las diferencias relativas de dosis entre EPID y cámara de ionización fueron inferiores al 0,4%.

Para la linealidad con la tasa se toma como referencia 600UM/min, que es la tasa que se utilizará generalmente en los tratamientos. La máxima desviación es un 1% y se produce para tasas bajas, por debajo de 100UM/min.

Se obtiene buena estabilidad (diferencias inferiores al 1% a lo largo de 4 meses) y un efecto “ghosting” despreciable (diferencias inferiores al 0,5% entre la primera y la tercera imagen).

La dependencia con el tamaño de campo sigue una curva similar a la medida con cámara de ionización. Las diferencias son mayores para tamaños de campo más grandes, hasta un 4%.

La dependencia con la distancia a la fuente obtiene diferencias inferiores al 0,5% (Figura 1 derecha)).

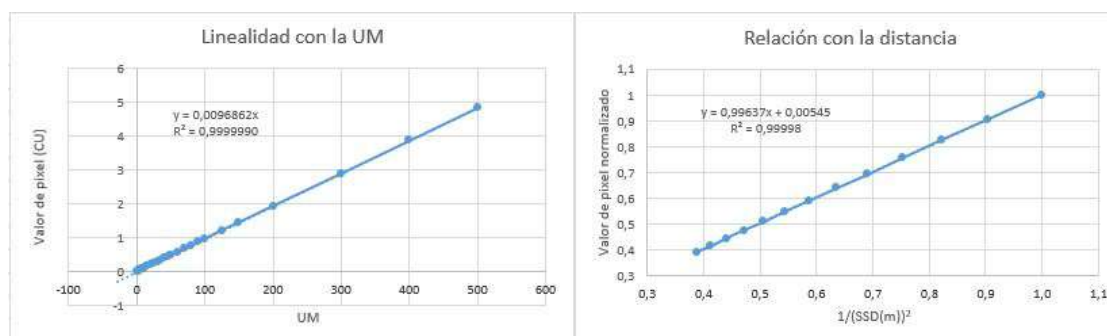


Figure 227: Caracterización EPID aS1200

El EPID aS1200 tiene una placa de plomo para reducir la retrodispersión producida por el brazo, lo que mejora la respuesta de modelos anteriores. La asimetría del perfil en el eje gantry-mesa medida es inferior al 0,4%.

Para evaluar dos planes VMAT, se aplica corrección por tamaño de campo sobre los planos de dosis extraídos del sistema de planificación. Se obtienen gammas 2%/2mm con umbral 10% superiores al 98%.

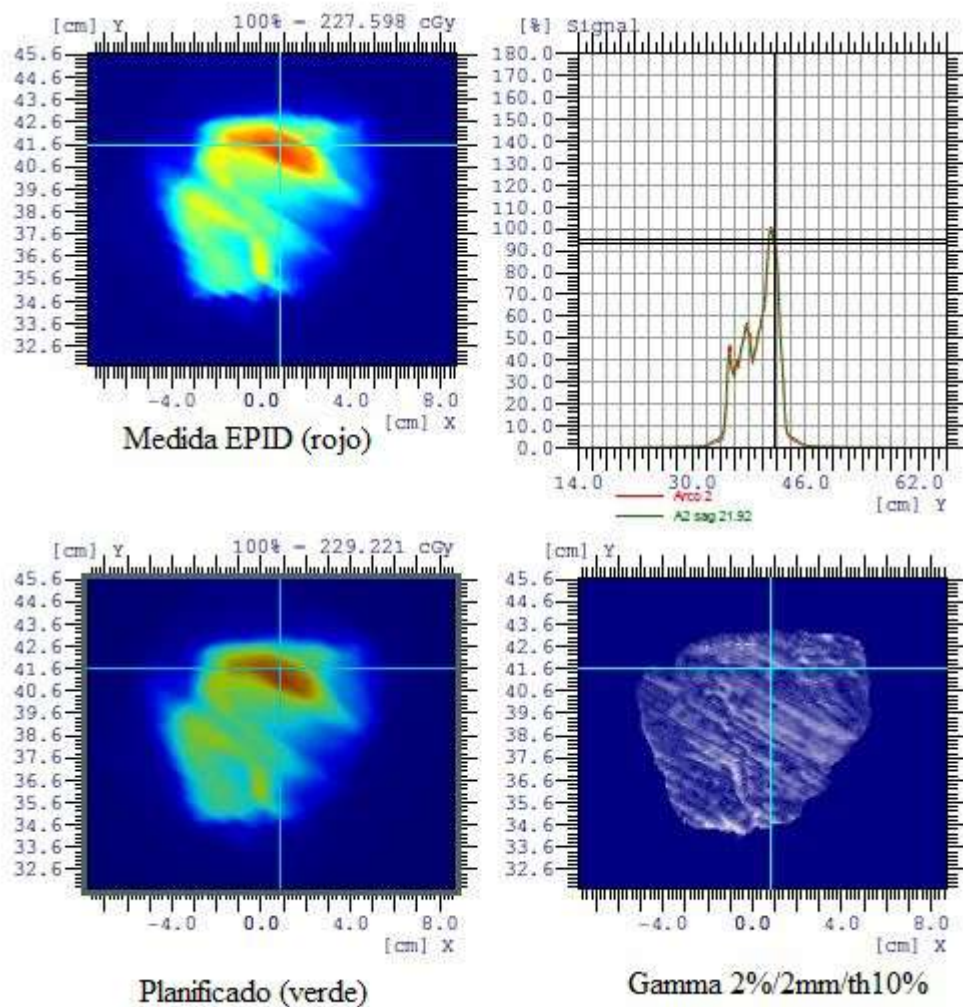


Figure 228: Gamma del plan próstata

Conclusiones

El detector aS1200 presenta mejoras significativas respecto del modelo aS1000, posibilitando utilizarlo para realizar el control de calidad pre-tratamiento de dosimetrías VMAT.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 998**Machine Learning y análisis estadístico: correlación entre test gamma 2%-2mm y diversas métricas de análisis de la complejidad del plan****Autor:** Daniel Lambisto-Castro¹**Co-autores:** Beatriz López²; Joan Passarrius Pedrosa³; Natalia Mordvanyuk²; Joaquim Massana²¹ SFMPR ICO-Girona² eXiT research group, Universitat de Girona³ Universitat de Girona**Corresponding Author:** dlambisto@iconcologia.net

Antecedentes y propósito: Usando los datos de verificaciones pre-tratamiento de distintos pacientes y métodos de Machine Learning para el análisis estadístico, se estudia la relación entre el *Passing Rate* (PR) -el porcentaje de puntos que superan el análisis gamma 2%-2mm- y distintas métricas que describen la complejidad del tratamiento.

Material y métodos: Se dispone de los resultados del análisis gamma de 518 pacientes tratados en el ICO-Girona en un Clinica iX con VMAT en distintas localizaciones entre mayo de 2018 y junio de 2019. (PS: promedio:96.49%, desvest: 2.46) y analizadas con el sistema de verificació ArcCheck de SunNuclear. Del fichero DICOM-RP, usando el script para MatLab PlanAnalyzer_v7, se obtienen las métricas BI, MITotal-BCN, MISpeed-BCN, LTMCS MIAccel-BCN, MaxMLCxPerDeg, TG_median, MeanRRvar, interdigit, MaxRRvar, EdgeMetric y LT. Se correlaciona el PR de cada tratamiento con las métricas anteriormente mencionadas, usando regresiones lineales multivariantes con regularizaciones Lasso, Lasso-Lars, Ridge y ElasticNet.

Resultados: se obtienen correlaciones comparables a las publicadas con $R^2=[0.249, 0.253, 0.234, 0.243]$ para las normalizaciones mencionadas. Observamos que BI y EdgeMetric son los coeficientes que más peso tienen en las cuatro regresiones, con valores de $[0.621505, 0.620502, 0.440533, 0.571863]$ y $[-0.792823, -0.81079, -0.523067, -0.660843]$. Las métricas despreciadas por Lasso y LassoLars son: MITotal-BCN, MaxMLCxPerDeg, interdigit y LT; por ElasticNet: MaxMLCxPerDeg; la normalización Ridge no elimina ninguna métrica de la regresión.

Discusion: Las métricas analizadas proporcionan resultados comparables a los encontrados en la literatura partiendo de datos de PR equivalentes. La pobre correlación entre el PS y las métricas de complejidad analizadas indica que, de existir relación entre ambos, ésta no es una relación lineal.

Conclusiones: La relación no lineal entre el PR y las métricas utilizadas indica que se debe seguir investigando usando regresiones no lineales u otros métodos. Aunque, tal y como se espera, la regularización Ridge desprecia menos métricas que el resto, que no descarte ninguna puede indicar que se necesita ampliar el set de métricas de complejidad usadas.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1037**Influencia dosimétrica del inmovilizador en tratamientos de cabeza y cuello VersaBoard**

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; David Miguel Pérez² ; Angel del Castillo Belmonte³

Co-autores: Sofía Pena Vaquero² ; Antonio Enrique Hurtado Romero² ; Iban Conles Picos⁴ ; Delfín Alonso Hernández² ; Jesus María de Frutos Baraja² ; María Ruiz Aznar² ; Carlos Andrés Rodríguez² ; Manuel Agulla Otero² ; Ricardo Torres Cabrera²

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Complejo Asistencial Universitario de León

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

En radioterapia, para un cálculo preciso de la dosis, la atenuación de los elementos de inmovilización debe de tenerse en cuenta por el sistema de planificación como indican las recomendaciones del Task Group nº176 de la AAPM.

El objetivo de este trabajo es valorar el impacto dosimétrico de la inmovilización empleada en los tratamientos de cabeza y cuello para el soporte VersaBoard™ (Bionix) junto con la máscara termoplástica (Klarity RG460-4VT) Figura 1 izquierda.

Material y métodos

En primer lugar, se realiza una imagen portal para identificar las posibles zonas conflictivas comparando la imagen con y sin inmovilizador. Figura 1 centro.

Posteriormente, se empleó el sistema inmovilizador con un maniquí QUASAR™ Multi-Purpose Body Phantom (Modus QA, Ontario, Canadá). Con el TC adquirido se planificó en Eclipse y se calculó con el algoritmo Acuros XB v15.6.04 un tratamiento de campos estáticos con distintas orientaciones y un tratamiento de arcoterapia con energías de 6MV y 6FFF MV de un acelerador TrueBeamSTx (Varian). Figura 1 derecha.

Los valores obtenidos con y sin inmovilizador en el centro del maniquí (Isocentro de tratamiento) se comparan con los resultados experimentales tras medir con una cámara semiflex PTW31010 y un electrómetro PTW Unidos weblene.

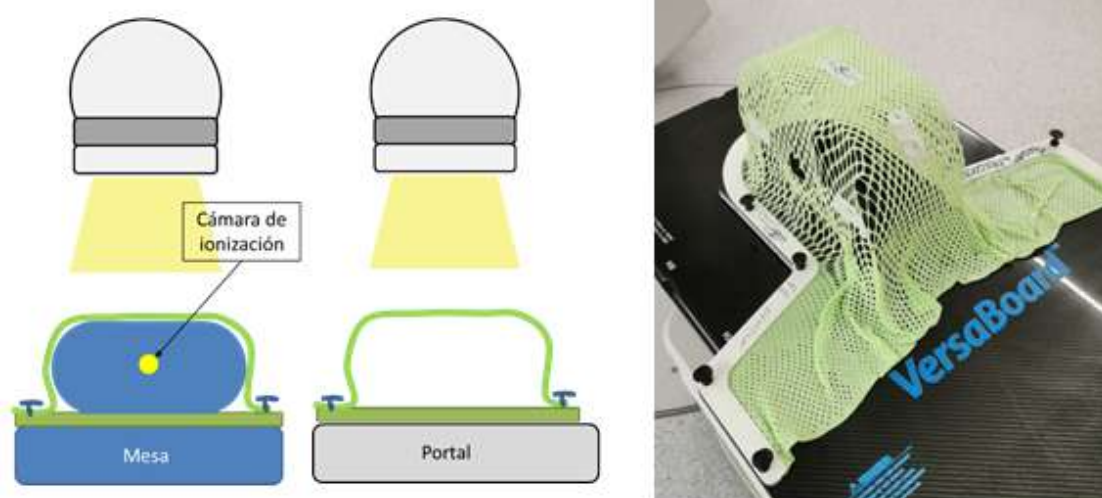


Figure 229: Izquierda: disposición del maniquí Quasar en el acelerador; centro: disposición de medida del inmovilizador con el sistema portal; derecha: Foto del inmovilizador analizado

Resultados

En la imagen adquirida con el sistema portal (figura 2) se observaron diferencias del 5% para la zona de los tornillos plásticos que sirven como anclaje para las máscaras termoplásticas.

Las diferencias de dosis medidas en el planificador para las distintas orientaciones son compatibles con las medidas por el conjunto cámara electrómetro. Tanto para el tratamiento de arcoterapia como para los campos estáticos observamos diferencias menores del 1 % para un rango muy amplio de orientaciones de gantry y energías. La mayor discrepancia ocurre en las inmediaciones de los ángulos 135° y 225° en los que existe una diferencia en torno al 6% y 7 % para energías 6MV y 6FFF MV proporcionada por el planificador y del 5% y 6% para energías 6MV y 6FFF MV medidas por el conjunto cámara electrómetro, respecto a la medida sin el inmovilizador.

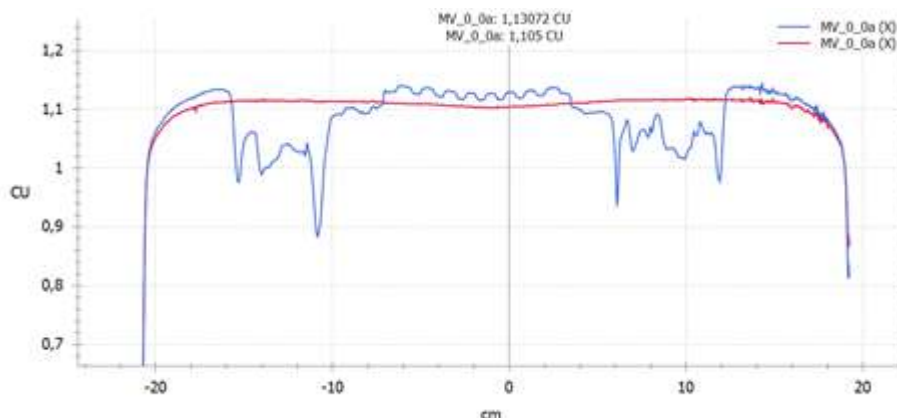


Figure 230: Perfil de izquierda a derecha de la irradiación con (azul) y sin inmovilizador (rojo) medidos con el sistema portal para 6MV.

Discusión

El mayor impacto dosimétrico se obtiene para las proximidades de los ángulos de gantry 135° y 225° para campos estáticos, debido a que se maximiza la incidencia a través del anclaje de la máscara termoplástica. Este efecto se ve minimizado en tratamientos de arcoterapia porque la travesía de la radiación a través de los tornillos de sujeción resulta una fracción reducida del total, no apreciándose diferencias mayores del 1%.

Conclusión

En los tratamientos de cabeza y cuello el sistema inmovilizador debe de ser tenido en cuenta en el cálculo especialmente cuando planifiquemos campos estáticos o de IMRT en las inmediaciones de las orientaciones de gantry de 135° o 225°.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1099**Cuantificación del error de extrapolación de PDD en DFS de Verisoft 7.1**

Autores: Aitor Ortega González¹ ; Daniel Blasco Avellaneda² ; Bonifacio Tobarra González³ ; Rafael Moreno Cano³

¹ *Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia.*

² *Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca*

³ *Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia*

Corresponding Author: jaitower1@hotmail.com

1. INTRODUCCIÓN

El método de cálculo de dosis del sistema de verificación de tratamientos de RT OCTAVIUS 4D utiliza valores de PDDs en condiciones no estándar, DFS 85cm. El software que acompaña, VeriSoft v8.0.1, permite estimarlos a partir de los medidos a DFS 100cm. Para cumplir los criterios de paso de verificaciones de tratamientos IMRT/VMAT, gamma 3%/2mm según TG 218 AAPM, es fundamental el cálculo preciso de dosis en el planificador y en la verificación independiente. El objetivo de este trabajo es cuantificar las diferencias entre los PDDs a DFS 85cm medidos en condiciones reales y los calculados por VeriSoft.

2. MATERIALES Y MÉTODO

Se ha utilizado la cuba MP3 de PTW y cámara de ionización cilíndrica PTW-30010 para la medida de los PDDs a DFS 85cm y a 100cm, tamaños de campos cuadrados de 3, 4, 5, 8, 10, 12, 14, 15, 18, 20 y 26cm. Los PDDs se han submuestreado a 0.1mm de paso y se han ajustado ligeramente en profundidad minimizando la suma de diferencias absolutas (corrección de pequeñas diferencias de posicionado de la cámara), en todos los casos el ajuste fue menor de 1mm (MatLab 2019b).

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La figura 1 recoge los datos comparativos de ambos PDDs y los errores relativos de los valores calculados frente a los medidos para cuatro tamaños de campos: 3, 7, 10 y 20cm. Se observa que los errores son inferiores al 2% en todos los casos. Para todos los tamaños, el error aumenta con la profundidad, siendo el PDD medido superior al estimado. Estas diferencias son mayores en campos pequeños.

Un error en el PDD inferior al 2% está dentro de tolerancia según el protocolo de QA de AL 2. No obstante, las verificaciones de dosis independientes en tratamientos modulados exigen errores menores al 3% en dosis y es importante minimizar las fuentes de error que son externas al propio AL y al cálculo de dosis por parte del TPS. En caso contrario, estos errores pueden acoplarse a los errores reales y alterar los resultados de las verificaciones.

4. CONCLUSIONES

La estimación de los PDDs que realiza VeriSoft es precisa, inferior al 2% entre 0 y 30cm. No obstante, consideramos que es más adecuado utilizar los PDD medidos en las condiciones de referencia, DFS 85cm, con el fin de no introducir estos errores en las verificaciones de tratamientos IMRT/VMAT.

5. REFERENCIAS

- 1- "TG-218: Tolerance Limits and Methodologies for IMRT Measurement-Based Verification QA", AAPM 2018
- 2- "Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico", SEFM 2008

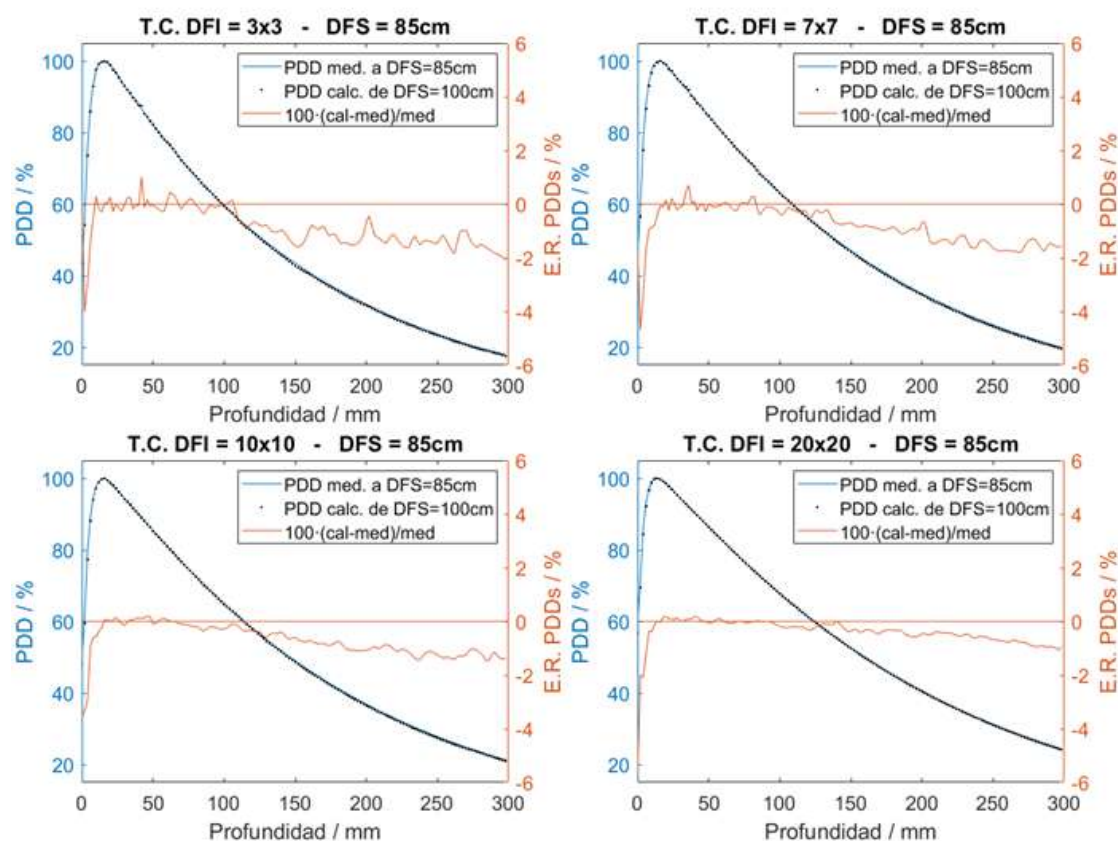


Figure 231: Comparación entre PDD medido a DFS 85cm y extrapolado de 100cm a 85cm con VeriSoft v8.0.1 para campos cuadrados de tamaño 3, 7, 10 y 20cm. (T.C. DFI: Tamaño de campo en isocentro).

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1122**Experiencia clínica con un sistema de cálculo secundario de dosis en planificación externa**

Autores: Fernando Cerrón Campo^{None} ; Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Iván Ribot Hernández²

¹ Hospital Universitario de Canarias (Tenerife)

² Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: fcercam@gobiernodecanarias.org

INTRODUCCIÓN

Las normativas nacionales y recomendaciones internacionales exigen y recomiendan, respectivamente, la verificación de los cálculos de un sistema de planificación de Radioterapia.

El objetivo principal de este trabajo es evaluar el rendimiento clínico y la precisión del cálculo del sistema DoseCheck (Sun Nuclear), un sistema de cálculo secundario de cálculo de dosis para Radioterapia Externa.

MATERIALES Y MÉTODOS

El sistema DoseCheck (DC) forma parte de la plataforma SunCheck (Sun Nuclear), es un sistema de cálculo de dosis independiente. Emplea un algoritmo basado en Superposition/Convolution con aproximación de "Collapsed Cone".

El sistema de planificación (SP) empleado es Eclipse (Varian) v13.6.

El acelerador lineal de electrones (ALE) empleado es un CLINAC 2100 EX (Varian), con energías de 6 y 18 MV.

Para las localizaciones de mama 3D, cuello IMRT, pelvis 3D e IMRT y cabeza 3D se realiza una comparativa de los resultados dosimétricos del DC con respecto al SP para 150 planificaciones. Se evalúan los parámetros de: dosis en el punto ICRU, Dosis media, D90 y D95 en el PTV y el test gamma global (con criterio de threshold de 20%, 5 % de dosis y 5 mm).

RESULTADOS

En la Fig. 1 se muestran las diferencias encontradas del DC respecto del SP para las diferentes localizaciones. La diferencia en la dosis en el punto ICRU y la media en el PTV es menor al 2 %, excepto para el cuello y la pelvis IMRT. En cuanto al D90 y D95 del PTV las mayores diferencias se encuentran para la mama, el cuello y la pelvis IMRT. El gamma global son la mama y el cuello los que tienen mayores discrepancias.

	Dif D. ICRU (%)	PTV			Gamma global (%)
		Dif. D. media (%)	Dif. D90 (%)	Dif. D95 (%)	
mama 3D	0,3 ± 1,8	1 ± 1	2 ± 4	5 ± 7	99 ± 2
cabeza 3D	0,9 ± 0,7	0,9 ± 0,4	1,0 ± 0,5	1,0 ± 0,5	99,9 ± 0,2
pelvis 3D	1 ± 3	1 ± 3	0,4 ± 3	0,3 ± 3	99 ± 1
pelvis IMRT	2 ± 1	2 ± 2	2 ± 3	2 ± 3	99,7 ± 0,6
Cuello IMRT	2 ± 3	2 ± 3	2 ± 4	2 ± 5	98 ± 6

Figure 232: Diferencias del DoseCheck respecto del Sistema de planificación para las diferentes localizaciones

DISCUSIÓN

La planificación de la mama 3D es una planificación directa, pero con bastante segmentación, se puede considerar que está a mitad de camino en cuanto a complejidad, entre una mama 3D convencional y una IMRT. Por otro lado, en la mama, es la zona cercana a la superficie la de mayor discrepancia de cálculo entre el DC y el SP. Esto se aprecia en la diferencia del D95, que llega a ser de un 5 ± 7 %.

En el cuello y la pelvis IMRT las zonas con mayor gamma están más repartidas, algo más localizadas

cerca de las cavidades aéreas. Según los resultados es en el cálculo de la IMRT y en los cálculos de dosis en superficie cuando se producen mayores discrepancias.

CONCLUSIONES

Los resultados, en general, indican una buena concordancia entre el sistema de planificación y el DoseCheck, por ello, se considera suficiente para realizar una verificación rápida del cálculo del SP. Para IMRT se encuentran diferencias mayores que para 3D, podría ser indicado un ajuste más fino en el modelo del DoseCheck.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1128

Implementación del sistema de verificación pretratamiento EpiQA en un acelerador Elekta Synergy ¿Es necesario seguir realizando verificaciones pretratamiento?

Autor: Montserrat Baeza Trujillo¹

Co-autores: Gema Muñiz Romero ² ; Rafael Mora Meléndez ; María Perucha Ortega ; Florencio Javier Luis Simon ³

¹ Hospital Virgen del Rocío

² Hospital Universitario Virgen del Rocío

³ Hospital Virgen del Rocío

Corresponding Author: montserrat.baeza.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción

Desde que se pusieron en marcha las técnicas de intensidad modulada en nuestro hospital en el año 2009, empleábamos el sistema COMPASS (IBA Dosimetry) como método de verificación pretratamiento de planes basado en DVH.

La preparación y especialmente el montaje del detector sobre el gantry es un proceso tedioso que requiere bastante tiempo, enlenteciendo el flujo de pacientes en radioterapia. Por ello, en Noviembre de 2019 implementamos el software EpiqaTM, cuya versión 5.0 pasó a soportar sistemas Elekta desde 2018. EpiqaTM es un programa que permite comparar mapas de dosis entre la imagen del EPID con la del referencia del planificador, tanto para campos de IMRT como de VMAT.

Analizamos las ventajas e inconvenientes del EpiqaTM y lo comparamos respecto al COMPASS. Además, tras el análisis de resultados y experiencia adquirida, nos planteamos si debemos eliminar la verificación pretratamiento cuando realizamos la planificación mediante una solución de clase.

Material y método

Los tratamientos de radioterapia se administran en un acelerador lineal Elekta Synergy y el planificador es Pinnacle V.16. Todos los tratamientos son de intensidad modulada, VMAT o IMRT con energía de 6 MV. No incluimos los tratamientos de SBRT.

La verificación pretratamiento se realizaba con detector MatriXX Evolution con 1020 cámaras de ionización separadas 0.762 cm y área activa de 24.4 x 24.4 cm² en isocentro. El detector se acopla a la cabeza del acelerador y se analizaba con el programa COMPASS 4.0.12.

Para la verificación con EpiqaTM el plan se copia a un fantoma homogéneo que simula el dispositivo electrónico de imagen portal del Elekta (iViewGT). Las medidas se realizan con el detector iViewGT, formado por diodos de silicio amorfo. Proporciona imágenes de 1024x1024 píxeles de 16 bits de profundidad y de tamaño 41x41 cm² (26 x26 cm² en isocentro).

Ambos métodos requieren de una configuración previa específica del acelerador.

Para las comparaciones de distribuciones de dosis realizamos el análisis γ (3mm, 3%). Establecemos el valor de tolerancia para una tasa de paso mayor del 95% que cumple gamma menor que 1.

El conteo de errores se realizó a partir de haber superado la curva de aprendizaje en ambos métodos.

Resultados

	COMPASS	Epiqa™
Preparación de los planes	Se exportan los ficheros dicom del plan, estructuras e imágenes al software del COMPASS Tiempo de preparación: 20-40 minutos dependiendo del volumen de datos (RS y resolución de la matriz de cálculo)	Se copia el plan a un phantom que simula el EPID. Se colapsan los haces a 0. Se exporta los dicom RD por haz al programa EpiQA. Todo mediante scripts de Pinnacle Tiempo de preparación: 10-20 minutos
Ejecución de las medidas. Montaje	Acoplamiento del MatriXX al gantry con un holder Conexión con el portátil mediante cable de red Calibración sensor angular Calentamiento, centraje, ajuste de la referencia 25-40 minutos 2 técnicos preferiblemente para aliviar la carga del pesado instrumental	Extensión del panel iViewGT Comprobación de la posición del panel Encendido ordenador de la consola 2 minutos máximo 1 técnico
Características del análisis	Segundo cálculo sobre imágenes TC del paciente Cálculo de dosis 3D a partir de las medidas reconstruidas Proporciona HDV Da información clínica	Compara distribuciones de dosis 2D para cada haz No se pueden extraer repercusiones clínicas en las zonas donde gamma <1 No considera heterogeneidades
Errores de ejecución detectados durante el análisis	15% de los planes Se soluciona repitiendo la medida. Causas de los errores (más frecuentes): Fallos correspondencia entre los frames Tolerancia sensor angular Tamaños haces mayores área activa del detector	5% de los haces Se soluciona repitiendo la medida. Causa del error por fallos del detector iViewGT: Pérdida de comunicación o interrupciones momentáneas y aleatorias durante la detección de la medida
Criterio gamma de los planes basados en class-solutions	Todos los planes cumplieron el criterio gamma por ROI	Hasta la fecha sólo un haz no ha cumplido este criterio. Difícil valorar la causa y las repercusiones clínicas. Se replanificó el plan.

Figure 233: Características relevantes del proceso de verificación pretratamiento con COMPASS y con epiqa™

Conclusiones

La implementación del Epiqa™ agiliza el flujo de trabajo, requiere menos tiempo de máquina y de técnico y permite mejor gestión de los recursos. El aprendizaje es rápido y ha supuesto una ventaja en nuestro centro debido a la variabilidad contractual del personal.

El COMPASS proporciona mayor información y permite valorar clínicamente los resultados.

Discusión

El hecho de eliminar este paso de verificación pretratamiento cuando se aplica una solución de clase es motivo de debate. En nuestro hospital hemos encontrado una forma de realizar la verificación que es fácil de implementar y ejecutar. Además, éste método está actuando como barrera detectora de fallos del proceso radioterápico, importante sobre todo cuando el personal es inexperto.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1139**Validación del sistema de dosimetría portal del Halcyon 2.0 para tratamientos de radioterapia estereotáctica corporal (SBRT)**

Autores: Pedro Adaimi Hernández¹ ; Daniel Rojo Navarrete^{None} ; Carlos Ramón García¹ ; Ángel Gaitán Simón² ; Marta Manzano Rodríguez² ; Gustavo Pozo Rodríguez³ ; Ana Isabel Milanés Gaillet⁴ ; Raúl Díaz Fuentes⁵ ; Eduardo Cabello Murillo⁶ ; Alejandro Ferrando Sánchez⁴

¹ Hospital 12 de Octubre

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ H.U. 12 DE OCTUBRE

⁴ H.U. 12 de Octubre

⁵ Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre

⁶ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

Corresponding Author: pedro.adaimi@salud.madrid.org

Introducción

Tras la puesta en marcha del acelerador Halcyon 2.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) y la introducción de pacientes de SBRT en el Halcyon, se ha procedido a la validación del uso del sistema de dosimetría portal del Halcyon 2.0 para haces de fotones de energía 6X sin filtro aplanador (FFF) y con tasas de dosis de hasta 800 UM/min, para la verificación de este tipo de tratamientos. El objetivo de este trabajo es el de certificar el uso del propio sistema de imagen del Halcyon mediante una matriz de detectores de alta resolución espacial independiente del equipo de tratamiento.

Material y métodos

Se han evaluado los índices gamma de 8 tratamientos diferentes de SBRT con dosis de prescripción que oscilan entre los 5 y 15 Gy/fracción (8.44 ± 3.52)

Los tratamientos se han medido con la matriz de detectores SRS MapCHECK (SMC, Sun Nuclear Corp, Melbourne, FL) ampliamente ya validado por diferentes autores¹ para la medida de fluencias de haces FFF. Se ha evaluado el índice gamma con dos criterios diferentes para cada uno de los planes de tratamiento medidos con la matriz de diodos. Los análisis gamma han empleado un criterio de dosis absoluta de 2% de diferencia de dosis global (DD) y de 2 mm de distancia para la concordancia de la dosis (DTA) (Gamma[2%,2mm]) y de 3% DD y 2% de DTA (Gamma[3%,2mm]).

De la misma manera, se han medido los mismos planes con el sistema de dosimetría de imagen portal del Halcyon y se han analizado los índices gamma con los mismos criterios.

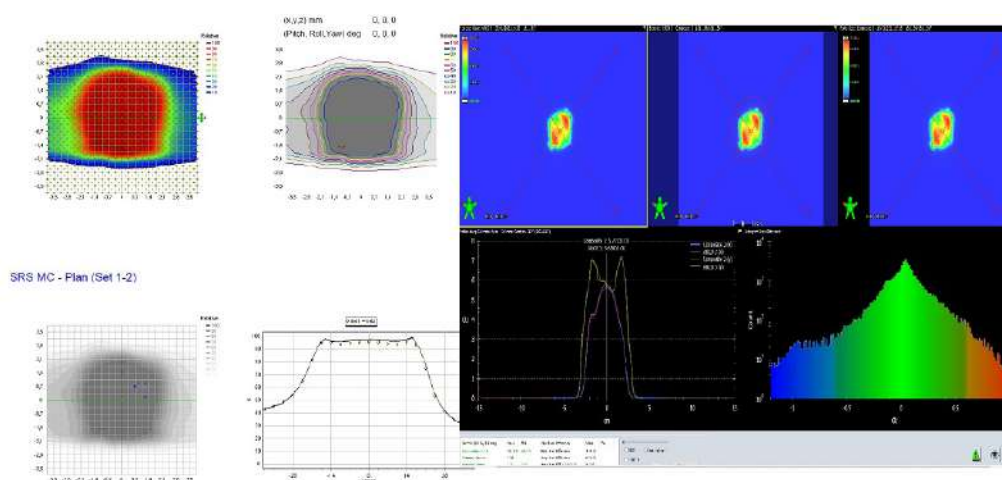


Figure 234: Ejemplo análisis Gamma SRS MapCHECK y Portal Halcyon

Las medidas se realizaron todas ellas el mismo día para evitar posibles correcciones por la dosis del día del acelerador.

Resultados

Los resultados que se han obtenido para los dos métodos de medida de los tratamientos de los pacientes analizados se recogen en la Tabla 1.

Gamma SRS (2,2)	Gamma SRS (3,2)	Gamma Portal HL (2,2)	Gamma Portal HL (3,2)
94.1	99.3	100	100
99.2	99.5	99.9	99.99
98.9	99.4	100	100
99.2	99.9	100	100
97	99.3	100	100
93	96	100	100
98.7	99.9	99.9	100
97.1	99.7	99.9	99.99

PROMEDIOS			
Gamma SRS (2,2)	Gamma SRS (3,2)	Gamma Portal HL (2,2)	Gamma Portal HL (3,2)
97.15	99.13	99.96	100.00
2.40	1.29	0.05	0.00

Figure 235: Resultados

Para el caso del SRS MapCHECK se ha obtenido una $\text{Gamma}[2\%,2\text{mm}]\text{SRS} = 97.15 \pm 2.40$ y una $\text{Gamma}[3\%,2\text{mm}]\text{SRS} = 99.13 \pm 1.29$ mientras que para el caso del sistema de dosimetría portal del Halcyon, los análisis gammas correspondientes han sido de $\text{Gamma}[2\%,2\text{mm}]\text{HL} = 99.96 \pm 0.05$ y de $\text{Gamma}[3\%,2\text{mm}]\text{HL} = 100.00 \pm 0.00$

Discusión

Los resultados muestran una amplia validez de los dos sistemas de medida tanto para el SRS MapCHECK como para el sistema de dosimetría portal del Halcyon. En todos los casos el índice gamma está muy por encima del 95% exigido para considerar correcta la verificación dosimétrica de los tratamientos.

Conclusiones

El sistema de dosimetría portal del Halcyon ha sido validado por una matriz de detectores (SRS MapCHECK) independiente del acelerador para una amplia variedad de planes de tratamiento clínicos de SBRT (5-15 Gy/sesión) y en diferentes condiciones de criterios de control de calidad, por lo que podemos considerarlo como único criterio para la verificación de tratamientos de SBRT.

Referencias

1. Saeed Ahmed; Geoffrey Zhang; Eduardo G. Morros; Vladimir Feygelman; "Comprehensive evaluation of the high-resolution diode array for SRS dosimetry". Journal of Applied Clinical Medical Physics. Octubre 2019; 20:13-23

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1140**Radiocirugía Estereotáctica Frameless. Control de calidad paciente específico con SRS MapCheck + ExacTrac**

Autores: Leon Aldrovandi¹ ; Ruben Farias¹ ; Maria Florencia Mauri¹ ; Fernando Damian Lisa¹ ; Maria Liliana Mairal²

¹ *Mevaterapia Oncología Radiante*

² *MEVATERAPIA ONCOLOGÍA RADIANTE*

Corresponding Author: laldro@mevaterapia.com.ar

Introducción

En Mevaterapia Oncología Radiante se formó un grupo interdisciplinario con el objetivo de implementar Radiocirugía (SRS) frameless. En este contexto se ha desarrollado un flujo de trabajo de alta tecnología para el tratamiento de pacientes y el control de calidad de los planes de tratamiento. El control de calidad paciente específico es crítico en procedimientos de radiocirugía, siendo fundamental para asegurar la fidelidad del tratamiento y que el paciente reciba el plan de tratamiento prescripto y aprobado por el médico radioterapeuta.

En este marco se implementó el control de calidad paciente específico mediante el detector SunNuclear SRS MapCheck con fantoma StereoPhan y un flujo de posicionamiento de alta precisión basado en el uso del sistema de imágenes BrainLab ExacTrac y de una camilla robótica BrainLab 6D, que aseguran que las condiciones de medición sean equivalentes a las de tratamiento.

Materiales y métodos

Nuestra institución dispone para tratamientos SRS de un acelerador lineal Varian Trilogy y sistema de radiocirugía frameless de BrainLab con camilla robótica BrainLab 6D.

Previo a la implementación del control de calidad paciente específico se realizó la aceptación del detector SRS MapCheck. Se verificó la repetibilidad, linealidad, dependencia con repetition rate, constancia de calibración vs. orientación del detector y la dependencia angular.

Los planes de tratamiento de radiocirugía se planificaron en base a la técnica de arco de intensidad modulada (VMAT) utilizando el planificador Varian Eclipse v13.6. Para adquirir la distribución de dosis de los arcos en las condiciones de tratamiento se empleó el fantoma StereoPhan, que permite insertar el SRS MapCheck y realizar rotaciones de camilla hasta $\pm 45^\circ$. El StereoPhan fue previamente tomografiado en las mismas condiciones de tratamiento.

La localización del detector se realiza con el sistema ExacTrac, como se muestra en la Figura 1. Junto con la utilización de la camilla robótica, el sistema ExacTrac permite alcanzar una exactitud en el posicionamiento de 0.5 mm / 0.5°.

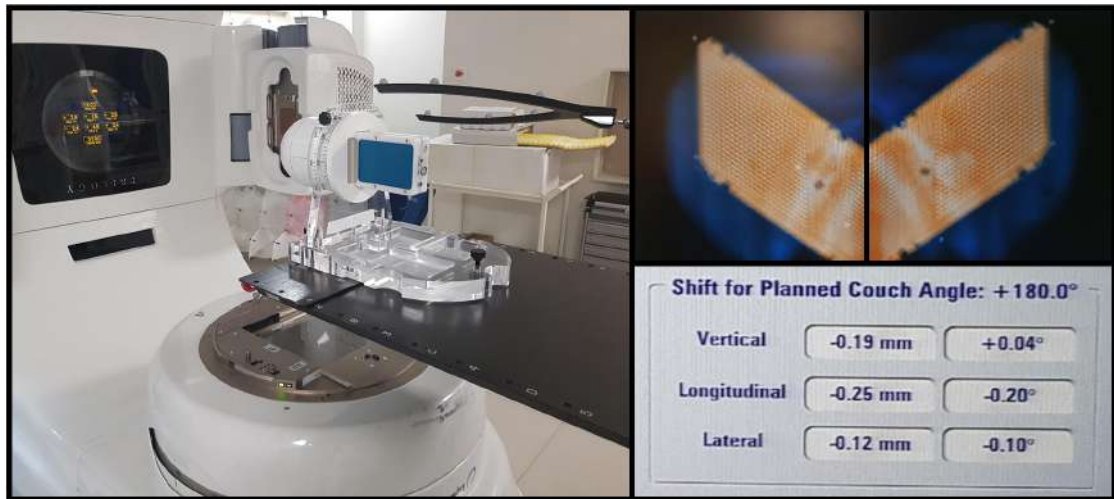


Figure 236: Localización del detector SRS MapCheck mediante el sistema ExacTrac

Resultados

Todas las pruebas de aceptación están dentro de la tolerancias establecidas, siendo sus sesgos: repetibilidad $<0.2\%$, linealidad $<0.5\%$, dependencia con Repetition Rate $<1\%$, constancia de calibración vs orientación del detector $<0.5\%$ y dependencia angular $<0.5\%$.

Para los planes de tratamiento se compararon las medidas adquiridas por el detector con las distribuciones de dosis calculadas por el planificador. Para esto se empleó el software SNC Patient con un criterio de aceptabilidad para el análisis gamma planar de $3\%/1\text{mm}$ con un umbral de 10% .

En la figura 2 se puede observar que la mayoría de los campos analizados alcanzan un criterio de aprobación gamma global $>95\%$.

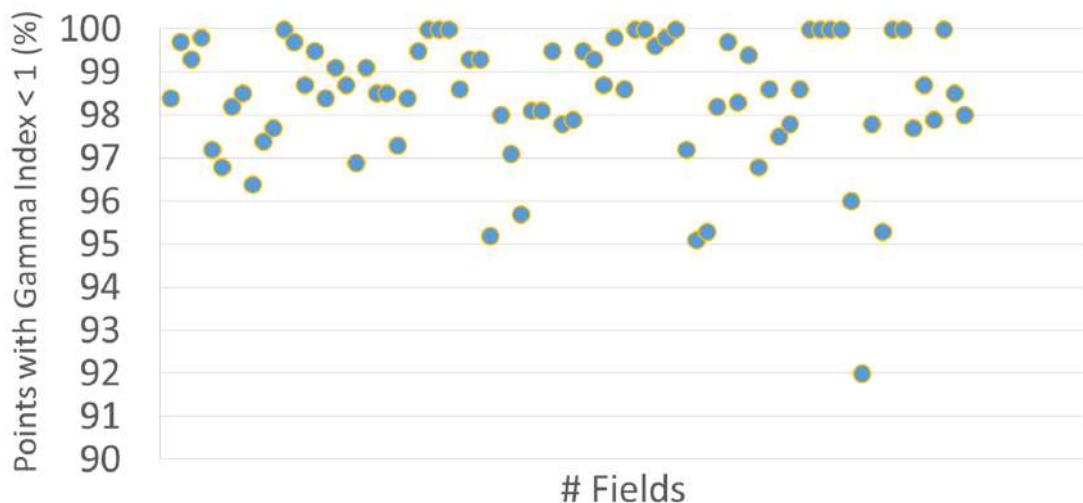


Figure 237: Campos de tratamiento analizados con un criterio gamma de $3\%/1\text{mm}$

Conclusiones

Se implementó exitosamente un flujo de alta precisión con tecnología Frameless mediante localización por ExacTrac y camilla 6D, con un tiempo de aplicación de 30 ± 10 minutos.

Se implementó el control de calidad paciente específico a partir de la aceptación del detector SunNuclear SRS MapCheck.

El control de calidad pretratamiento se realiza en forma independiente comparando cada campo entregado con su equivalente planificado mediante el mismo algoritmo de cálculo utilizado clínicamente, con un criterio de aprobación gamma global ($3\%, 1\text{mm}$) $>95\%$. La combinación SRS MapCheck

+ ExacTrac permite la realización del control de calidad paciente específico en las mismas condiciones en las que será entregado el tratamiento, con una exactitud de posicionamiento de 0.5 mm / 0.5°.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1142**Validación y verificación del sistema Octavius II octogonal para verificaciones pretratamiento en Tomoterapia****Autores:** Noelia Suárez Álvarez¹ ; Vicent Pastor Sanchis² ; Albert Bartrés Salido¹ ; Melanie Erzilbengoa Izaguirre¹¹ *Onkologikoa*² *Onkologikoa Fundazioa***Corresponding Author:** nsuarez@onkologikoa.org**Introducción**

Los sistemas de detección basados en matrices de cámaras de ionización han ido desplazando el uso de las placas radiocrómicas con el que originalmente se realizaban verificaciones pretratamiento (DQA) en Tomoterapia.

En nuestro centro el sistema empleado es el IMRT MatriXX. Se realiza también una medida puntual de dosis. Con la adquisición del sistema Octavius II octogonal, se ha planteado en este trabajo su validación y comparación con el sistema habitual.

Material y Métodos

Se han utilizado cuatro detectores:

- Octavius II con matriz 1500(PTW). 1405 cámaras de ionización abiertas de 0.06 cm³. Resolución de 7.07 mm.
- Octavius II con matriz 1600srs(PTW). 1521 cámaras de ionización líquidas de 0.003 cm³. Resolución de 2.5 mm en región central (6.5x6.5cm²) y de 5mm hasta los 15x15cm² restantes.
- IMRT MatriXX con MULTICube(IBA Dosimetry). 1020 cámaras abiertas de 0.08 cm³. Resolución de 7.62 mm.
- Cámara de ionización A1SL con Cheese Phantom para medida absoluta de dosis.

El trabajo se distribuyó en dos fases:

1. Validación del sistema.

Al no disponer del módulo TomoDirect se generaron 7 planes IMRT (Tabla 1) sobre el maniquí con tres tamaños de campo: 5cmdyn, 2.5cmdyn y 1cmstat. El resto de parámetros se mantuvieron en los valores más habituales (Pitch: 0.287; Factor de Modulación: 2). En los tres primeros planes se optimizó sobre un PTV cilíndrico, en los planes 4 y 5 sobre un PTV rectangular de 20x20cm y en los planes 6 y 7 se bloquearon las incidencias superior e inferior para evaluar la influencia de la mesa y la base de aire del maniquí.

Se verificó también la linealidad a través de 5 planes con dosis comprendidas entre 0.5 y 6 Gy.

Plan	Descripción del plan	Octavius II + Matriz 1500				Octavius II + Matriz 1600 SRS			
		Global		Local		Global		Local	
		Y ₁₋₃	Y ₂₋₂	Y ₁₋₃	Y ₂₋₂	Y ₁₋₃	Y ₂₋₂	Y ₁₋₃	Y ₂₋₂
1	1cm sta. Target: PTV1	100	99.5	99	93.1	99.2	99.1	98.8	92.3
2	2.5dyn. Target: PTV1	99.8	99.1	97.9	89	99.7	99.2	99.1	91
3	5cm dyn.Target: PTV1	100	98.4	97.4	89				
4	2.5cm dyn. Target: PTV2	99.8	97	99.8	96.5				
5	5cm dyn.Target: PTV2	99.8	98.4	99.7	98				
6	Bloqueo superior	99.3	98.8	93.9	90.3	98.7	98.5	92.6	89
7	Bloqueo inferior	99.5	98.2	94.5	91.1	98.9	97	93.5	92.2

Tabla 1

Figure 238: enter image description here

2.Evaluación del sistema.

Se irradiaron 14 planes de DQAs sobre la matriz 1500. Siete corresponden a tratamientos de SBRT irradiados también sobre la matriz 1600SRS. La evaluación de las distribuciones de dosis en el plano coronal se realizó mediante el índice gamma (análisis global y local a 3%-3mm y 2%-2mm; umbral del 15%). Los resultados se compararon con los obtenidos previamente con el MatriXX y la cámara A1SL.

Resultados

1. Los resultados del análisis gamma (γ) para los siete planes aparecen en la tabla 1. El coeficiente de correlación lineal de Pearson es $R(1500)=0.99$ y $R(1600SRS)=1$.
2. Los 14 casos evaluados comprenden distintas localizaciones y fraccionamientos. Los resultados de la γ_{3-3} local se muestran en la fig1. El valor medio es de $89\pm 10\%$ con MatriXX, $96\pm 5\%$ con Octavius+1500 y $97\pm 1\%$ con Octavius+1600SRS. La desviación de dosis absoluta es menor al 1.2% en todos los casos.

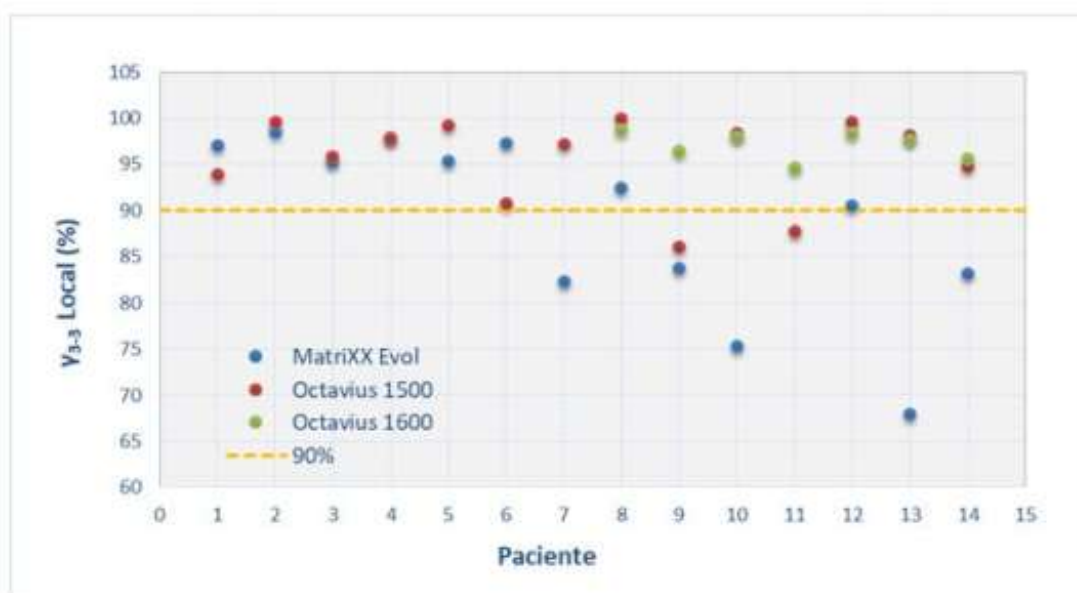


Figura 1

Figure 239: enter image description here

Discusión y conclusiones

Ambas matrices (1500 y 1600SRS) muestran buena respuesta lineal.

El sistema Octavius II supone una mejora en las verificaciones pretratamiento. La evaluación del índice muestra mejores resultados cuando aumenta la resolución de la matriz. El pronunciado gradiente de dosis en los casos de SBRT hace que ninguna medida con el MatriXX supere el 90% para la γ_{2-2} . Así, el criterio de evaluación debería ser más estricto cuanto mayor sea la resolución de la matriz empleada.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1147**Caracterización de la camilla Varian IGRT en un haz de fotones 6MV FFF de un acelerador Varian Halcyon****Autores:** Germán D'Auro¹ ; Pablo Aberbuj² ; Maria Liliana Mairal³¹ *Mevaterapia Centro Médico*² *Mevaterapia Oncología Radiante*³ *MEVATERAPIA ONCOLOGÍA RADIANTE***Corresponding Author:** gdauro@mevaterapia.com.ar**Introducción**

En la radioterapia externa, el paciente se posiciona sobre una camilla mientras la radiación se entrega por múltiples ángulos. Si bien los materiales utilizados minimizan el efecto, la atenuación del haz al atravesar la camilla debe considerarse en el cálculo de dosis. Algunos estudios demuestran que despreciar los efectos de camilla puede generar diferencias significativas en la entrega de la dosis administrada.

El objetivo de este estudio es investigar la atenuación de un haz de 6MV-FFF de un Varian Halcyon al atravesar la camilla Varian IGRT, evaluando la modelización del Sistema de Planificación de Tratamientos (TPS). Por defecto, el TPS utiliza la estructura de camilla Halcyon Couch de sección constante caracterizada por -300HU para la superficie externa y -1000HU para la interna.

Materiales y métodos

La camilla de 125cm de longitud consta de una superficie plana de fibra de carbono con un núcleo de espuma que varía longitudinalmente de espesor: la sección *Thick* de 75mm; la porción en rampa *Medium* de 75mm a 50mm; y la sección *Thin* de 50mm.

Las mediciones se realizaron con campos de 10x10 cm² para diferentes ángulos en las tres zonas características de la camilla. Se utilizó una cámara de ionización de 0,125cm³ en un fantoma cilíndrico de PMMA de 15cm de diámetro.

Resultados

Los valores medios de atenuación alcanzan los 3,6%, 3,9% y 4,5% para las porciones *Thin*, *Medium* y *Thick*, respectivamente; mientras que los valores máximos son 4,8%, 5,0% y 5,4% para dichas secciones, respectivamente.

Discusión

Los valores de HU que mejor ajustan los valores medidos son -975 HU, -965 HU y -945 HU para las secciones internas *Thin*, *Medium* y *Thick*, respectivamente. De esta manera, la estructura Halcyon Couch debería adoptar los valores óptimos de -970HU para la superficie interna y -300HU para la superficie externa. Las diferencias relativas entre la estructura Halcyon Couch optimizada y los valores medidos se detallan en la Figura 1 y se observan en la Figura 2.

Diferencia relativa respecto a valores medidos		
Regiones Exact IGRT Couch	Media (%)	Máximo (%)
Thin -975HU	0.4	1.5
Medium -965HU	0.2	1.1
Thick -945HU	0.2	1.1

Figure 240: Diferencias porcentuales de intensidad medida y calculada a partir del modelo optimizado de estructura Halcyon Couch.



Figure 241: Diferencia porcentual angular entre la intensidad medida y calculada sobre la estructura Halcyon Couch, caracterizada por -970 HU y -300HU para su superficie interna y externa, respectivamente.

Conclusión

Se determinó que la atenuación a través de la camilla Varian IGRT alcanzan valores medios de 3,6%, 3,9% y 4,5%; y valores máximos de 4,8%, 5,0% y 5,4%, para las porciones *Thin*, *Medium* y *Thick*, respectivamente.

De acuerdo a las mediciones y a los valores calculados por el TPS, este estudio sugiere caracterizar a la estructura Halcyon Couch con valores de -300HU para la superficie interna y -970HU para la superficie externa, logrando de este modo, diferencias medias de 0,3%, 0,3% y 0,7 y máximas de 1,2%, 1,1% y 1,6% para las secciones transversales *Thin*, *Medium* y *Thick*, respectivamente.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1151**Influencia de la inclusión de las vesículas seminales en la dosimetría de SBRT de próstata con protección de uretra.****Autor:** Alejandro Prado Barragán¹**Co-autores:** Jaime Marti Asenjo² ; Leyre Alonso Iracheta ; Miguel Ángel De la Casa De Julián ; Daniel Zucca Aparicio³ ; Pedro Fernandez Letón⁴¹ HU HM Sanchinarro. HM Hospitales.² HM Hospitales³ Hospital Universitario HM Sanchinarro⁴ Hospital HM Sanchinarro**Corresponding Author:** alejandropb_@hotmail.com**Introducción**

Debido al bajo valor del parámetro alfa-beta de la próstata y a la posibilidad de incrementar el ratio terapéutico se han propuesto diversos esquemas de hipofraccionamiento. Se analizan las diferencias dosimétricas obtenidas cuando se incluyen las vesículas seminales (VVSS) en el PTV.

Materiales y métodos

Se analizan los datos de 126 pacientes de próstata tratados en un Novalis (Varian Medical Systems & BrainLAB) energía de 6MV y planificados en RayStation (RaySearch Labs). Además de la próstata, en 34 de ellos se incluyeron las VVSS.

Se empleó un balón rectal con 80cc de aire para fijar la próstata y reproducir mejor el recto durante el tratamiento.

A partir de los contornos de recto y vejiga se crearon las paredes rectal (3mm grosor; Pr) y vesical (5mm grosor; Pv). El PRV uretra (PRVu) es una expansión de 3mm de la uretra.

Se prescriben 36.25Gy en 5 fracciones. Los objetivos son: Pv (V3625<10-15%, V3262<20% y V1812<50%), Pr (V3625<5%, V3262<10-15%, V2900<20-25%), PRVu (D98%>3087cGy, V3250<50%, D5%<3477cGy y D2%<3575cGy) y PTV (D98%>3443cGy, D5%<3878cGy and D2%<3987cGy).

Se obtienen valores medios, desviaciones estándar y grado de cumplimiento (GdC) de cada objetivo/restricción. Se aplica el test de Mann-Whitney para ver si las diferencias son significativas (p<0.05).

Resultados

Los resultados para Pr y Pv aparecen en la tabla1. Los valores para PTV y PRVu aparecen en la tabla2.

		Pared rectal					Pared vesical			
		V3262>15%	V2900<25%	V3625<5%	V3262<10%	V2900<20%	V3625<15%	V3625<10%	V3262<20%	V1812<50%
VVSS	GdC(%)	76,9	96,2	100,0	0,0	65,3	100,0	80,8	92,3	100,0
	Media(%)	13,8	19,3	2,7	13,8	19,3	8,3	8,3	17,3	38,4
	σ (%)	1,7	2,7	1,3	1,7	2,7	2,3	2,3	2,7	7,3
No-VVSS	GdC(%)	95,8	100,0	100,0	25,0	90,0	100,0	81,9	87,5	95,8
	Media(%)	11,7	16,3	2,3	11,7	16,3	8,4	8,4	16,9	36,1
	σ (%)	2,6	3,3	1,2	2,6	3,3	2,4	2,4	4,6	8,4
Valor p		< 0.001	< 0.001	0,110	< 0.001	< 0.001	0,865	0,866	0,809	0,182

Figure 242: Media, desviación estándar y GdC para Pr y Pv. Se adjunta el valor p.

		PTV			PRV uretra			
		D98%>3443	D5%<3878	D2%<3987	D98%>3087	D50%<3250	D5%<3477	D2%<3575
VVSS	GdC(%)	42,3	96,2	100,0	100,00	57,7	96,2	100,0
	Media(cGy)	3399,1	3856,7	3891,7	3104,8	3258,4	3456,4	3502,9
	σ (cGy)	66,4	20,3	23,0	36,6	39,6	19,5	22,2
No-VVSS	GdC(%)	63,9	100,0	100,0	98,6	66,7	95,8	100,0
	Media(cGy)	3437,1	3849,8	3877,6	3110,4	3254,2	3445,7	3488,5
	σ (cGy)	39,3	26,5	31,9	29,7	28,5	23,6	29,4
Valor p		0,002	0,088	0,046	0,370	0,630	0,024	0,018

Figure 243: Media, desviación estándar y GdC para PTV y PRVu. Se adjunta el valor p.

Discusión

En Pr se encuentran diferencias significativas para los valores de V3262 y V2900 ($p < 0.001$). Además, incluir VVSS hace que GdC disminuya un 20% en ambos. Esto es debido a que VVSS abrazan la pared rectal y la intersección Pr-PTV aumenta respecto al caso sin VVSS. Las diferencias en V3625 no son significativas y el GdC asociado es 100%. Esta restricción a Pr no condiciona el objetivo D98%>3443cGy del PTV, por lo que no se ve afectada al incluir VVSS. Para Pv las diferencias no son significativas y las diferencias en GdC son menores al 5%. D98% del PTV disminuye al incluir VVSS y es significativa ($p = 0.002$). Esto se debe a la mayor intersección Pr-PTV y a la necesidad de infradosificar la región para cumplir restricciones en Pr. El GdC disminuye un 21.6% para D98% y varía menos de un 4% para las dosis altas en PTV (D5% y D2%).

Para PRVu los valores de D98% y D50% no varían significativamente cuando se incluyen VVSS. El GdC para los grupos con VVSS (sin VVSS) fueron 100% (98.6%) y 57.7% (66.7%). Para las dosis altas (D5% and D2%) se encontraron diferencias estadísticas ($p = 0.024$ y $p = 0.018$). El GdC es mayor al 95.8%.

Conclusiones

La inclusión de las VVSS en el PTV afecta significativamente a la cobertura del PTV, a las dosis altas en PRVu y a las restricciones a Pr.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1188**ESTUDIO PARA LA VERIFICACIÓN DE PACIENTES CON DOS DETECTORES DIFERENTES EN CASOS DE SBRT**

Autores: Ricardo Abdon Tortosa Oliver¹ ; Miguel Giner Sala² ; Néstor Chinillach Ferrando³ ; Carla Manjón García⁴

¹ Hospital IMED Elche

² IMED

³ IMED Valencia

⁴ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Author: rtortosa@imedhospitales.com

Introducción

En los últimos años, con los avances en las técnicas diagnósticas de imagen y la tecnología de los aceleradores de electrones, se ha observado un aumento rápido y creciente de las técnicas hipofraccionadas así como de SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy).

En el presente trabajo se emplean dos matrices de detectores distintas, en un estudio retrospectivo de 25 pacientes de diferentes patologías y volúmenes tratados con SBRT. El objetivo es evaluar si existen limitaciones de verificación de estos detectores en función del criterio gama usado.

Material y métodos

Para el presente trabajo de investigación se han utilizado dos detectores. El primer detector es el ArcCheck (Sun Nuclear Corp., Melbourne, Fl.) con una geometría cilíndrica. Está formado por 1386 detectores tipo diodo en forma de rejilla helicoidal sobre un plano de 21x 21 cm. El espaciado entre los detectores es de 1 cm.

El segundo detector con el que se realiza el análisis es el detector SRS MapCheck (Sun Nuclear Corp., Melbourne, Fl.). Se trata de una matriz de alta resolución que se inserta dentro de un fantoma llamado Stereophan (Sun Nuclear Corp., Melbourne, Fl.). Esta formado por 1013 detectores distribuidos en un volumen sensible de tamaño 7,7 x 7,7 cm. El espaciado entre los detectores es de 0,25 cm.

Se seleccionan 25 casos donde la dosis media por fracción es de 10 Gy y el número total de fracciones medio es de 3. Los volúmenes de tratamiento oscilan entre [2,28-24,86] cm³. Todos los casos han sido planificados con el sistema de planificación Eclipse v.11 (Varian Medical Systems, Palo Alto, Ca.) para ambos detectores y posteriormente analizados con el software dedicado SNC Patient (Sun Nuclear Corp., Melbourne, Fl.)

Resultados y discusión

En las comparaciones entre los dos detectores se utiliza un análisis gamma para las combinaciones de 3%-2mm, 2%-2mm y 2%-1mm. Todos los resultados han sido agrupados en dos diagramas de cajas (Figuras 1 y 2) para cada detector.

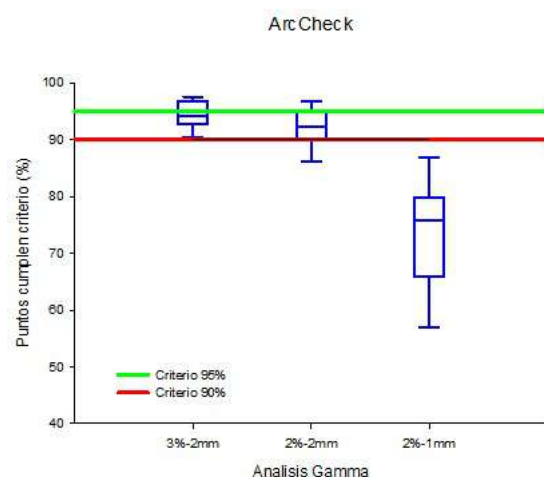


Figure 244: Diagrama de cajas para el detector ArcCheck

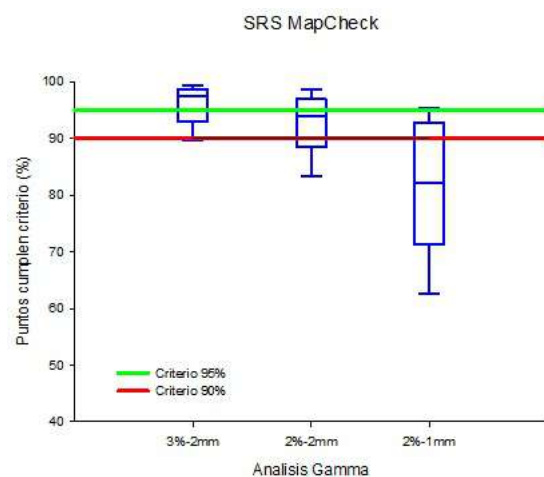


Figure 245: Diagrama de cajas para el detector SRS

Se observa una mayor diferencia entre los datos obtenidos con la matriz SRS, lo cual se atribuye a la mayor resolución espacial del SRS frente al Archeck. A medida que se disminuye el criterio gamma se hace más acusada.

El criterio 2%-1mm es muy restrictivo en cualquiera de ambas matrices. La propia imprecisión en la colocación contribuye al aumento de la dispersión y mayor variabilidad.

Conclusiones

Los dos detectores presentados en este estudio muestran unos resultados excelentes para la verificación de pacientes en casos de SBRT. Hasta el criterio 2%-2mm ambos detectores no muestran diferencias significativas. Para criterios más restrictivos, se analizará el efecto de las matrices en futuros estudios.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1154**Resultados de un sistema de dosimetría de tránsito**

Autor: Javier Sánchez Ruipérez¹

Co-autores: Alfonso Villacé Gallego² ; Cristina Arroyo Sánchez ; Zahara Martín Rodríguez¹ ; Diego Crelgo Alonso² ; Silvia Fernández Cerezo³ ; Daniel San José Olmedo ; Daniel Rodríguez Latorre ; Carlos Díaz Aviñó ; Pedro Sánchez Galiano¹ ; Jose Fernandez Garcia¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Universitario de Asturias

Corresponding Author: ruipe90@gmail.com

Introducción

Con el paso de los años, la complejidad de los tratamientos ha aumentado considerablemente. Esto hace que no sólo se deba aportar precisión, sino también la seguridad de que se está realizando correctamente, maximizando con ello la calidad. Por ello, en el año 2019 en el HUCA se puso en marcha el sistema PerFraction de SunNuclear.

Este sistema permite realizar una dosimetría de tránsito en cada sesión (FracciónN) comparando la fluencia que llega al detector EPID con una que se toma como referencia, generalmente la primera del tratamiento. Esta imagen de referencia se compara con una que el sistema predice a partir de los datos exportados del planificador y de la calibración del portal.

Con la instalación del sistema de dosimetría de tránsito desde el HUCA nos propusimos caracterizar este sistema por patologías.

Material y métodos

Este sistema se está usando actualmente en los aceleradores:

-Novalis: con energías de 6MV y 18MV, MLCHD y sistema EPID aS1000.

-TrueBeam: con energías de 6MV, 15MV, 6FFF y 10FFF, MLC120 y sistema EPID aS1000.

El EPID en ambos casos tiene un tamaño de 40x30 cm² y 1024x768 píxeles.

Los planes se han realizado en el planificador Eclipse 15.5 (Varian).

Para empezar a usar este sistema es necesario una calibración del portal usando una serie de campos proporcionados por SunNuclear. Esta se hizo de la siguiente manera:

-Energías con filtro aplanador: a 50cm del isocentro. Obteniéndose un resultado de 98.82% en 6MV y 99.88% en 18MV en el Novalis, y 99.29% en 6MV y 99.08% en 15MV en el TrueBeam.

-Energías sin filtro aplanador: a 70cm del isocentro, con unos resultados de 99.89% en 6FFF y 99.54% en 10FFF en el TrueBeam.

Se han analizado 301 pacientes de diferentes patologías usando la media de los campos por sesión. Para analizarlo se usa el criterio gamma global: 3% de dosis-3mm DTA- 20% de umbral para SBRTs y adenopatías pélvicas, y 3% de dosis-5mm DTA- 20% de umbral para el resto.

Resultados

En la Tabla 1 se pueden observar los resultados obtenidos y las nuevas tolerancias a usar:

						Resultados de pacientes								
						Sesiones (%)				Sesiones				
Patología	Tolerancia inicial	Pacientes	Sesiones	Campos	Campos < 90	>98	95-98	90-95	<90	Min	Media	σ	Nueva tolerancia	Observaciones
SBRT Pulmón	3%-3mm-95%	60	349	1047	35	82,52	11,46	2,87	3,15	74,03	98,35	3,49	3%-3mm-96%	2 sesiones sobrepasan tolerancias por la colocación del arco.
SBRT Ósea-SBRT Espinal	3%-3mm-95%	21	109	327	0	98,17	1,83	0,00	0,00	96,50	99,73	0,60	3%-3mm-96%	
Ablación cardíaca	3%-3mm-95%	1	1	3	0	0,00	100,00	0,00	0,00	96,97	96,97	0,00	3%-3mm-96%	
Cerebro	3%-5mm-95%	29	483	1008	2	99,17	0,41	0,21	0,21	84,21	99,90	0,84	3%-5mm-96%	
Próstata	3%-5mm-95%	30	698	1474	4	97,85	1,15	0,57	0,43	66,89	99,75	1,73	3%-5mm-96%	
Cabeza y cuello	3%-5mm-95%	40	1005	2034	30	92,74	3,28	2,79	1,19	78,43	99,33	2,04	3%-3mm-95%	Cambios anatómicos del paciente Problema con el inmovilizador
Pulmones	3%-5mm-95%	59	1476	3663	60	87,53	5,35	3,05	4,07	55,56	98,75	3,97	3%-5mm-95%	Cambios anatómicos del pulmón Problema con el inmovilizador
Ginecológico	3%-5mm-95%	7	169	391	3	95,85	1,18	1,77	1,18	88,17	99,62	1,28	3%-5mm-95%	
Recto	3%-5mm-95%	11	211	443	21	72,51	17,06	5,69	5,21	86,40	98,45	2,46	3%-5mm-95%	1 sesión con mala colocación del paciente en prone Gases en el PTV
Mama Gating	3%-5mm-95%	20	300	1258	8	47,00	28,33	16,67	8,00	72,92	96,25	4,59	5%-5mm-95%	Diferencias en el posicionamiento entre sesiones *Detector a SSD 70 cm por problemas de colisión
Extremidades-Vértabras	3%-5mm-95%	23	267	604	4	90,64	7,87	1,50	0,00	79,75	99,42	1,53	5%-3mm-95%	Paciente adelgaza desde el día de la simulación Mala colocación extremidad
Totales		301	5068	12252	167									

Figure 246: Resultados de la dosimetría de tránsito

****Discusión**

- 1.En SBRT pulmonar se han detectado 2 sesiones que sobrepasan las tolerancias debido a la colocación del arco del inmovilizador.
- 2.En zonas de tratamiento homogéneas(cerebro y próstata) los resultados son muy estables.
- 3.En 5 pacientes de cabeza y cuello se observa que a partir de una determinada sesión no se cumplen los criterios del índice gamma (menor del 95%) debido a cambios anatómicos haciéndose necesaria la replanificación en 4(Imagen1). Además,se encuentra 1 error de colocación del inmovilizador en la primera sesión.Se aumenta la tolerancia para detectar estos cambios anatómicos antes.
- 4.En tratamientos de pulmón los resultados son muy variables a partir de una determinada sesión en algunos pacientes.También se observa inestabilidad cuando el volumen está muy próximo al diafragma.
- 5.En tratamientos de recto las diferencias encontradas son debidas a la aparición de gases dentro de la zona de tratamiento (Imagen1). Se encuentra 1 sesión que sobrepasa la tolerancia debido a la colocación del paciente.
- 6.En tratamientos de mama es necesario aumentar la distancia del detector al isocentro a 70cm por problemas de colisión. Esto hace que la magnificación en el detector sea mayor. Además,existe mayor incertidumbre en la reproducibilidad de los tratamientos. Por estos factores,se decide usar un criterio gamma de 5%-5mm.

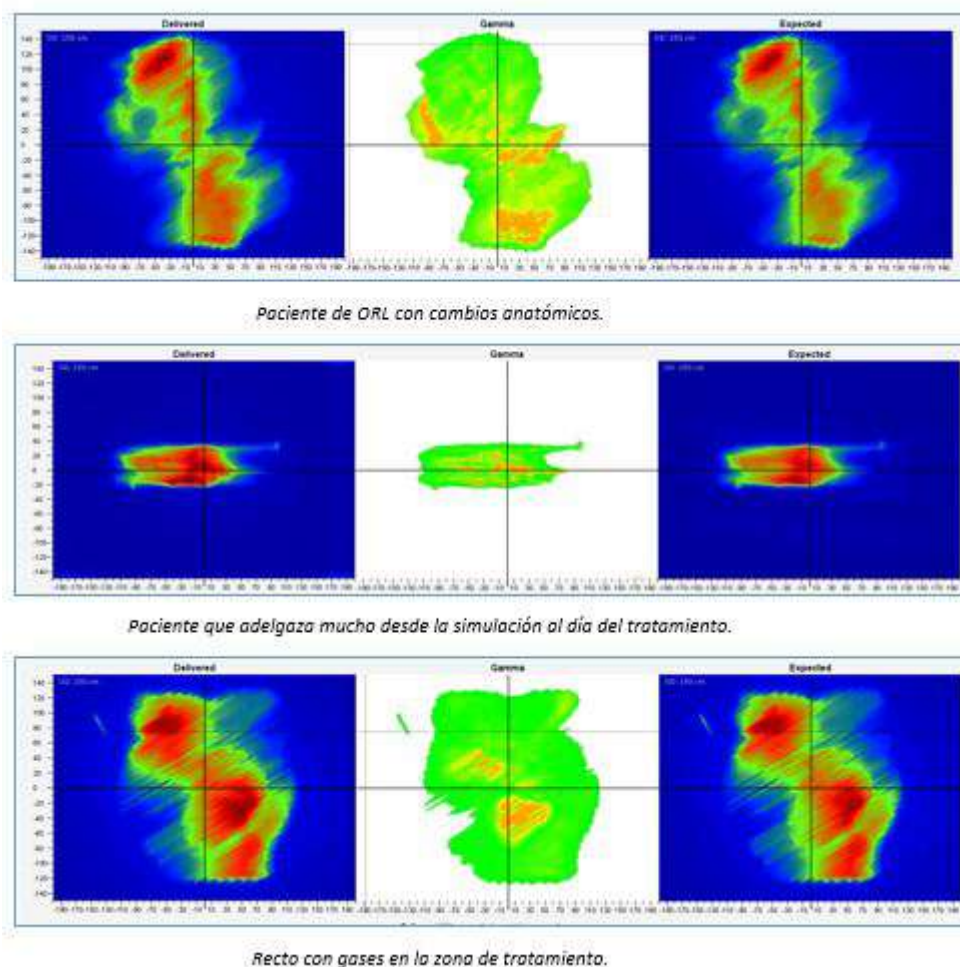


Figure 247: Ejemplos de diferencias encontradas

Conclusiones

El sistema de dosimetría de tránsito nos permite valorar la reproducibilidad y las incertidumbres conocidas en los tratamientos aportándonos seguridad.

Además, con este análisis hemos podido caracterizarlo por patologías para obtener unos resultados más fiables.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1214**Comparativa de técnica VMAT para Cancer de Mama en Varian Halcyon frente a Varian Trilogy instalados en Hospital de Las Palmas Dr Negrin****Autor:** Miguel Sánchez Carrascal¹**Co-autores:** Gema Martín Cale ² ; Iago Jose González Vecin ³ ; Celia Madan Rodríguez ⁴¹ Servicio Canario de Salud² HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GRAN CANARIA DR NEGRIN³ HOSPITAL UNIVERSITARIO DOCTOR NEGRÍN⁴ Hospital Universitario de GC Dr. Negrin**Corresponding Author:** mijel.san@gmail.com**Introducción.**

Durante los últimos años en nuestro hospital los pacientes tratados con radioterapia de cáncer de mama se han planificado con VMAT bien al 100% en casos de inclusión ganglionar o como contribución de hasta un 30% a la técnica clásica de campos tangenciales opuestos (técnica HÍBRIDA).

Los tratamientos de mama son hipofraccionados de 40.05 Gy en 15 fracciones al PTV formado por mama y áreas ganglionares así como boost integrado hasta los 48 Gy.

Los tratamientos se imparten en un acelerador Varian Clinac con MLC de 120 láminas y energía de 6MV. Recientemente se ha instalado un acelerador Varian Halcyon, con un sistema de colimación que no incluye el uso de mordazas así como fotones de 6MV-FFF, además tiene una velocidad de giro 4 veces superior.

Nuestro objetivo es valorar la posible mejora o empeoramiento de las dosimetrías clínicas de mama en este nuevo equipo.

Material y Métodos.

Se han tomado 11 pacientes consecutivos de cáncer de mama cuyas características de puede observarse en la tabla 1. Se les ha realizado la dosimetría de forma duplicada e independiente para ambos aceleradores, utilizando el sistema de planificación Eclipse 16.1 con el algoritmo de cálculo de dosis AAA 16.1 y el algoritmo de optimización Photon Optimization 16.1; para valorar los pacientes se ha utilizado la misma tabla de restricciones dosimétricas y verificado el cumplimiento estricto de la misma. Por lo que ambas dosimetrías hubiesen sido aptas para el tratamiento.

Paciente	Técnica	lateralidad	presc. Gy (PTV1/PTV2)	Volúmenes	V. total PTV40 (cm3)
1	vmat	izquierdo	40/48	mama+boost	1385,7
2	hibrida	derecho	40/48	mama+boost	235,2
3	vmat	izquierdo	40/48	mama+boost	1536,9
4	hibrida	derecho	40/48	mama+boost	1535,8
5	vmat	izquierdo	40	mama	1433,8
6	vmat	izquierdo	40	mama+ganglios	1787,8
7	vmat	derecho	40	mama+ganglios	324,4
8	vmat	izquierdo	40	mama+ganglios	827,70
9	vmat	izquierdo	40/48	mama+ganglios	1741,50
10	hibrida	izquierdo	40/48	mama+boost	489,40
11	vmat	izquierdo	40/48	mama+ganglios+boost	1300,90

Figure 248: Características de los pacientes incluidos

Resultados

En la gráfica de la Figura 2 se recogen los resultados de dosis medias para los órganos relevantes de la localización.

Para cada volumen de interés hemos calculado la mediana para todos los pacientes. Para saber si la diferencia en las mismas es estadísticamente significativa hemos aplicado el test de Wilcoxon considerando como 0.01 nivel de significancia estadística.

- La diferencia en dosis media a PTV40 y a mama contralateral no es estadísticamente significativa.
- La diferencia en dosis media a pulmones 4.3 Gy en caso del Clinac y 4.0 Gy en caso del Halcyon es estadísticamente significativa con $p=0.008$.
- La diferencia en dosis media al corazón obtenida en el Clinac es de 2.5 Gy mientras que para el Halcyon es de 1.9 Gy estadísticamente significativa, con $p=0.005$.

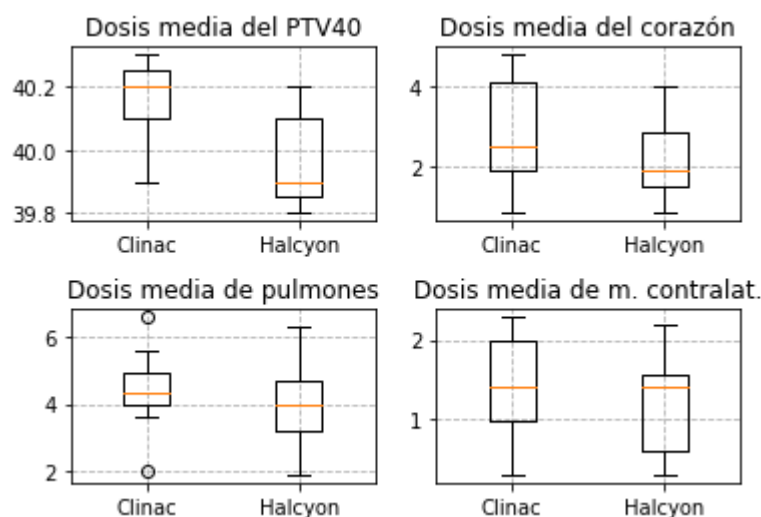


Figure 249: Resultados dosimétricos

Discusión.

Los resultados dosimétricos que se pueden conseguir con el nuevo acelerador Halcyon para la radioterapia externa de cáncer de mama son iguales o incluso mejores para algunos órganos de riesgo, concretamente parece que mejora la dosis media a corazón y pulmones de forma significativa, mientras que no se ve diferencia significativa ni en mama contralateral ni en PTV. Estos resultados son preliminares y será conveniente incluir más pacientes en el estudio para ver si esta tendencia se mantiene así como incluir en la comparativa otros aceleradores como el Truebeam.

Conclusiones.

El acelerador Halcyon parece mejorar los resultados del Varian Clinac para la radioterapia de mama con VMAT.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1218**Fondo post irradiación en una matriz 2D de cámaras de ionización Octavius 1500**

Autor: Pedro Collado Chamorro¹

Co-autores: Arturo López Corella ; Jose Olasolo Alonso² ; Camilo Jose Sanz Freire² ; Alejandro Vázquez Galiñanes² ; Pablo Cebrián Bernalte³

¹ Centro de Investigación Biomédica de La Rioja (CIBIR)

² Centro Investigaciones Biomedicas de La Rioja - CIBIR

³ Fundación Rioja Salud

Corresponding Authors: arturo.lcorella@gmail.com, csanz@riojasalud.es

Introducción

En nuestro servicio realizamos rutinariamente el control de calidad de la dosis en los tratamientos VMAT mediante un equipo Octavius 4D, el cual emplea como detector una matriz 2D de cámaras de ionización Octavius 1500.

En determinados tratamientos las dosis bajas pueden ser de gran importancia a la hora de preservar órganos de riesgo. Nos planteamos estudiar los factores que pueden introducir incertidumbre en la medida de dichos niveles de dosis.

En este trabajo se analiza el fondo acumulado por el detector en un tiempo comparable al utilizado en la administración de un arco VMAT, tanto en condiciones de post irradiación como posteriormente al ajuste de cero del electrómetro.

Material y métodos

La irradiación se realiza mediante un equipo VERSA HD. Como detector se utiliza el array de cámaras de ionización Octavius 1500. Se emplea el software Verisoft 8.0 para la adquisición y conversión a imagen DICOM de las matrices de dosis. El análisis de las matrices se realiza el usando el software ImageJ 1.52a.

Primeramente se realiza una calibración del detector con un campo 5x5 y energía X6MV. Después se procede a irradiar el detector con un campo de 20x20cm², energía X6MV y 500 UM. Seguidamente a ésta se realizan medidas 2D sin radiación de 120 segundos cada una. Las matrices se guardan en formato .mcc y posteriormente se exportan en formato DICOM, como imagen.

Las imágenes DICOM se cargan en el software ImageJ 1.52a. Se convierte el valor de píxel a Gy aplicando el factor que Verisoft incluye en la cabecera DICOM.

Se vuelve a realizar un ajuste del cero del electrómetro y se realiza otra medida de fondo.

Mediante el software ImageJ 1.52a se realizan histogramas de las imágenes obtenidas. También se realizan perfiles longitudinales de las imágenes, representando el valor medio de cada columna vs su posición en el eje X.

Resultados

Para la medida de fondo post irradiación: valor medio 0.7mGy, valor máximo 5mGy y desviación estándar de 0.8 mGy.

En la medida post ajuste de cero: valor medio 0.2 mGy, valor máximo 3mGy y desviación estándar de 0.5mGy.

Los perfiles de la medida post irradiación y la medida post ajuste de fondo se muestran en las siguientes gráficas.

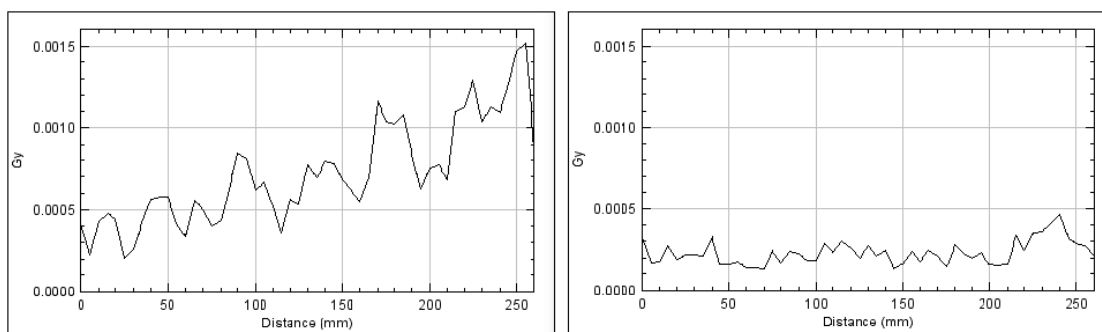


Figure 250: Perfiles longitudinales de las matrices de dosis

Se observa una falta de homogeneidad en el fondo post irradiación. También un desvanecimiento del mismo a lo largo de varias medidas.

Discusión

La falta de homogeneidad así como la variación del valor de fondo después de varias medidas sugiere esperar cierto tiempo después del calentamiento antes de realizar un ajuste del valor cero.

Conclusiones

Los valores encontrados en las medidas de fondo son inferiores al valor de corte empleado al hacer el análisis gamma de los tratamientos. Aun así parece necesario esperar un cierto tiempo antes de realizar el ajuste del valor cero. El momento ideal para realizar dicho ajuste aún no ha sido determinado y queda pendiente de estudio en futuros trabajos.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1271**Comparativa del análisis gamma SunCheck vs. Eclipse de dosimetrías medidas con ArcCheck**

Autores: Diego Bruzos López¹ ; Javier Sánchez Ruipérez² ; Jesús Herrero Rojas³

¹ Hospital Universitario Clínico San Cecilio

² Hospital Universitario Central de Asturias

³ Fundación Hospital de Jove

Corresponding Author: diego.bzlp@gmail.com

Introducción

En el ámbito de la radioterapia, concretamente en los servicios de radiofísica, es obligatorio medir y verificar correctamente los tratamientos con técnicas moduladas como VMAT, IMRT, SBRT o SRS. Para estas verificaciones, existen equipos específicos como el Octavius (PTW), ArcCheck (Sun Nuclear) o el MatriXX (IBA). Todos ellos se basan en un array de detectores que recogen la medida del plan de tratamiento en cuestión. Esta medida, mediante un algoritmo de reconstrucción, pasará a ser una distribución de dosis que se comparará con la distribución planificada. Los criterios de paso/rechazo del plan de tratamiento se basan en el análisis gamma.

Materiales y métodos

Para el desarrollo de este trabajo se ha utilizado el equipo de medida ArcCheck de la casa Sun Nuclear. Esta casa comercial, recientemente ha desarrollado una plataforma conocida como SunCheck. En su versión más reciente (3.1.0) permite realizar un análisis gamma de los planes que se miden con el ArcCheck. Este análisis gamma se ha comparado con el calculado a partir de los datos de Eclipse (VARIAN). Todos los planes de tratamiento pertenecen a 62 pacientes reales y han sido medidos en tres aceleradores, todos ellos de VARIAN: Truebeam, Novalis TX y Halcyon.

Resultados

Se han realizado diferentes análisis de los datos medidos. Dentro de cada modelo (Eclipse y DoseCheck) se estudia la diferencia entre las gammas local y global:

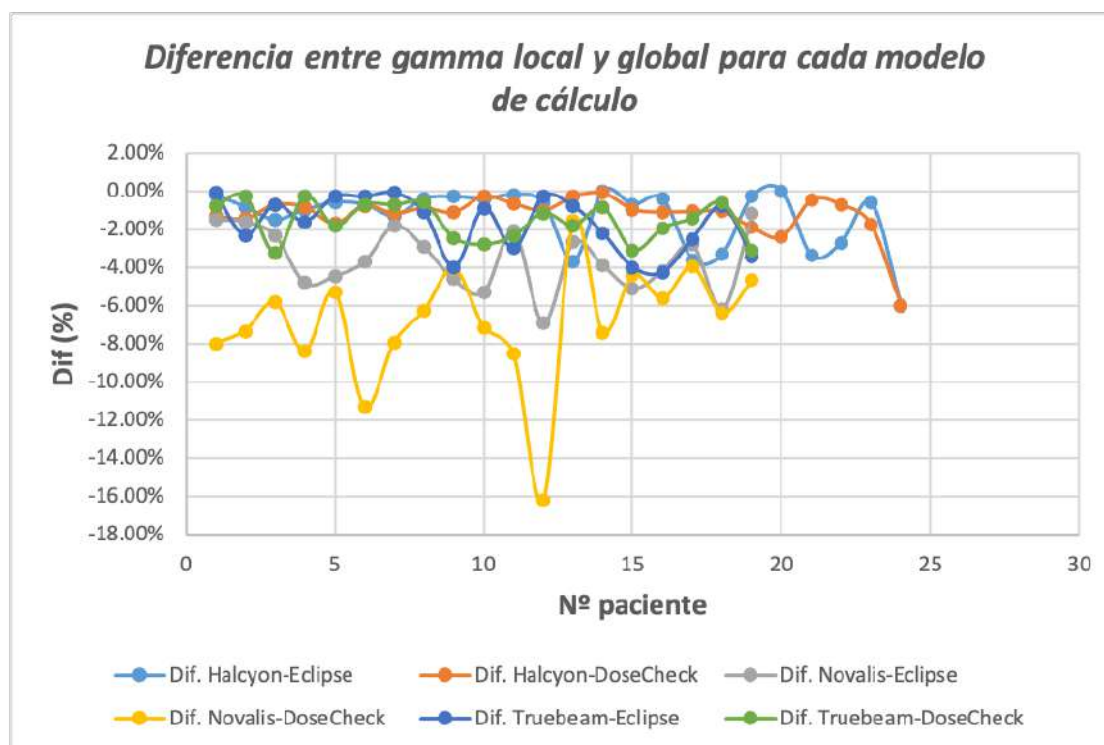


Figure 251: Diferencia entre las gammas local y global para cada modelo

Se comparan también la diferencia entre las gammas locales de Eclipse y DoseCheck y la diferencia entre las gammas globales de Eclipse y DoseCheck:

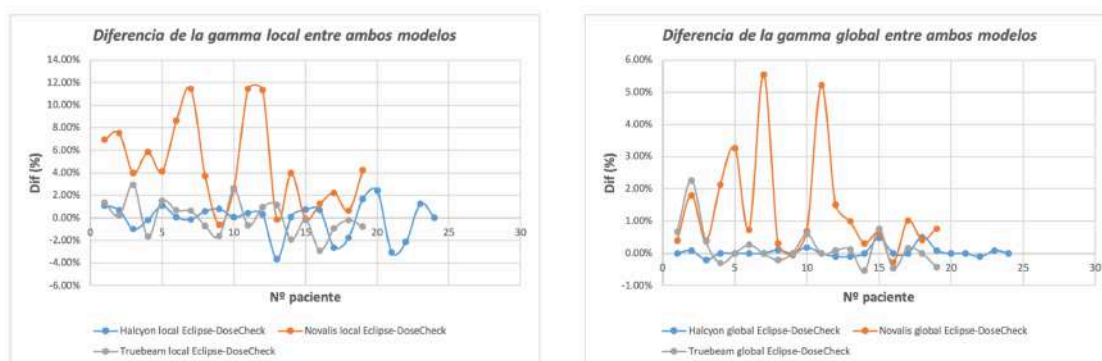


Figure 252: Diferencias de gammas locales y de gammas globales entre ambos modelos

Discusión y conclusiones

De todas los casos estudiados, se observa como claramente el Novalis es el que arroja desviaciones mayores. Por un lado, puede ser debido al HD MLC, con láminas más finas que consiguen una mayor modulación. Esta mayor modulación podría no ser reproducida a la perfección por el ArcCheck, ya que su resolución espacial posee ciertos límites que no lo hacen apto para la verificación de los tratamientos que suelen usar este tipo de MLC (SBRT,SRS). Por otro lado está el algoritmo que convierte la fluencia a patrón de láminas, que en el caso del novalis no supone un modelado tan fino como el Truebeam y el Halcyon, los cuales incorporan el conocido como Smart LMC.

Si bien existen diferencias medibles, en cualquiera de los 3 sistemas LINAC-ArcCheck se cumple el criterio gamma 3%-3mm para cada tratamiento medido. Este trabajo supone un buen punto de partida para este tipo de estudios, pero el análisis según la patología debería de ser llevado a cabo.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1223**Análisis de pérdida de radiación dispersa en estudios de campo extendido con OCTAVIUS 4D**

Autores: Jesús Escobar Cerezo¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Naiara Fuentemilla Urio² ; Victor de la Llana Granja¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno³ ; Santiago Miquelez Alonso²

¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*

² *CHN Pamplona*

³ *Complejo Hospitalario de Pamplona*

Corresponding Author: jesus.escobar.cerezo@gmail.com

Introducción

El maniquí OCTAVIUS 4D (PTW, Freiburg, Alemania) ofrece varios tipos de detectores para verificar los planes de tratamiento en radioterapia según el tamaño de campo o la resolución deseada. En caso de campos especialmente largos en el eje craneocaudal podemos realizar el procedimiento de campo extendido para poder medirlos. Dicho procedimiento consiste en registrar una medida del tratamiento completo con un offset determinado (entre 5 y 10 cm) en el eje longitudinal de la mesa y repetirla girando el maniquí y desplazando el offset en dirección contraria. El software Verisoft de PTW permite componer ambas medidas aumentando longitudinalmente de forma efectiva el maniquí el doble del offset desplazado.

En nuestro centro hemos observado de forma consistente una posible pérdida de dosis en las secciones centrales del maniquí al usar esta técnica.

En este trabajo estudiamos si esta pérdida de dosis se debe a una falta de radiación dispersa al radiarse parte del campo de tratamiento fuera del maniquí físico durante las medidas.

Material y método

Para este estudio hemos usado el maniquí OCTAVIUS 4D y el OCTAVIUS Detector 1500 ambos de PTW. Hemos analizado los datos con Verisoft v.8.0 y estudiado los archivos DICOM con un código Python desarrollado por nosotros.

Se emplea un campo abierto rectangular 15 x 25 cm² con Eclipse v.15.6. El acelerador usado para el estudio es un Clinac IX (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU). Las medidas se realizan con offset de 6 cm a 10 cm para así poder valorar el efecto de pérdida de dosis conforme aumenta la parte de campo de irradiación que queda fuera del maniquí.

Resultados

Estudiando las secciones centrales coroneales de los archivos DICOM extraídos de Verisoft, podemos ver una ausencia de dosis alrededor del centro del maniquí (Fig. 1). Analizando perfiles de dosis en el eje craneocaudal vemos que la pérdida de dosis se incrementa al aumentar el offset de la medida (Fig. 2).

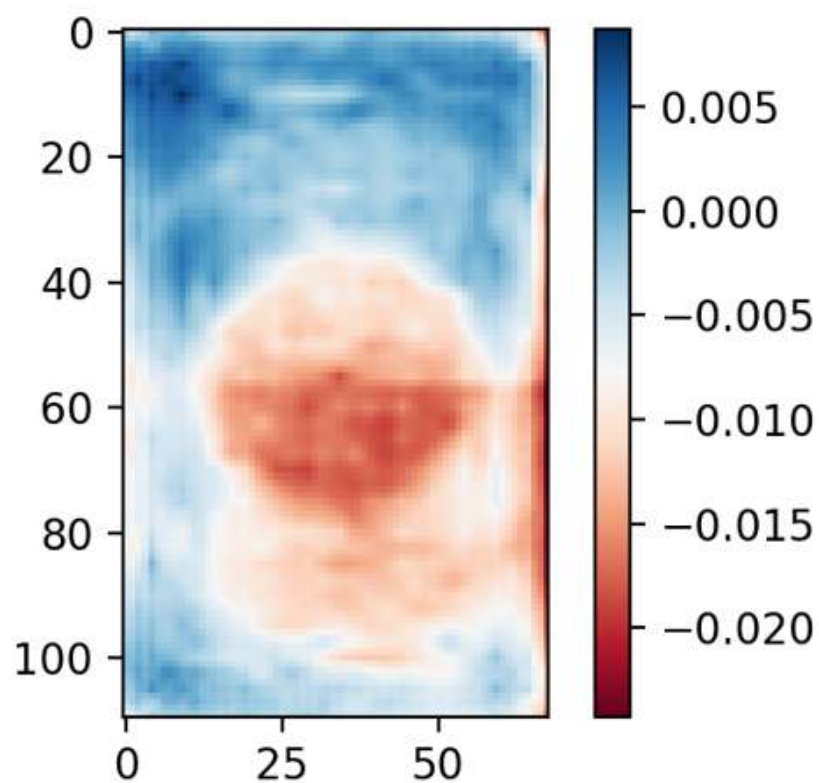


Figura 1. Mapa de diferencia entre la dosis medida y la planificada en un corte coronal para un offset de 10 cm.

Figure 253:

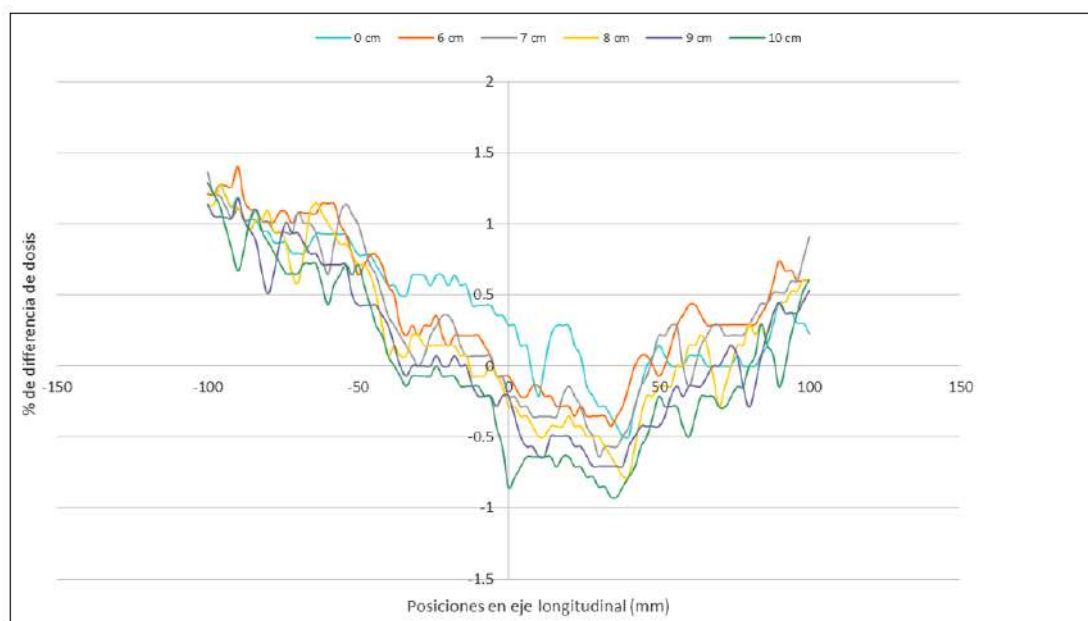


Figura 2. Comparación de diferencia entre la dosis medida y la planificada para distintos offset.

Figure 254:

Discusión

Si bien las desviaciones con respecto a la planificación son pequeñas (~1% en los puntos más desfavorables) son suficientes para poder influir en la aceptación de planes de verificación especialmente sensibles a esta geometría, como por ejemplo los tratamientos craneoespinales.

Conclusiones

Conociendo estos resultados, realizaremos estudios más detallados sobre el tema para intentar caracterizar este efecto. En cuanto a verificación de planes con extensión de región de medida mediante software, tendremos en cuenta este fenómeno a la hora de validar planes de tratamiento que puedan verse afectados.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1248

Implementación de la técnica TMI (Total Marrow Irradiation) en la Tomoterapia.

Autores: Florencio Javier Luis Simon¹ ; María Perucha Ortega^{None} ; Montserrat Baeza Trujillo²

¹ Hospital Virgen del Rocío

² 2. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)

Corresponding Author: fljavier.luis.sspa@juntadeandalucia.es

INTRODUCCIÓN / OBJETIVOS: El objetivo del trabajo es desarrollar la metodología de planificación y verificación de tratamientos de la técnica TMI en un equipo de tomoterapia.

MATERIALES Y MÉTODOS: El tratamiento se divide en dos zonas ya que la tomoterapia solo puede tratar blancos de hasta 135 cm. Se emplea un maniquí antropomórfico que abarca desde cabeza hasta la parte superior de los muslos, el cual se completa con material dispersor para simular las extremidades inferiores. Se realizan dos TC en posición supina, de 5 mm de espesor de corte, superpuestos unos 20 cm, uno desde la parte superior de la cabeza al muslo (cabeza gantry) y otro desde pies al muslo (pies gantry). Se delimitan como órganos de riesgo pulmones y riñones. El CTV se define como hueso y se divide en varias regiones. Se aplica margen para el PTV de 7 mm en las zonas de menor movimiento (cabeza) y 10 mm en torso para tener en cuenta el movimiento respiratorio. En las zonas que pueden caer fuera del área de la tomoimagen se usa un margen de 15 mm. Se consigue dosis homogénea en la unión de los dos planes creando un escalado de dosis en los últimos centímetros. Se usa un pitch de 0.397, anchura de campo de 5 cm y factor de modulación 2.5 para la parte superior y 1.6 para la inferior. Las matrices de dosis de ambos planes se exportan al planificador Eclipse donde se suman para comprobar la homogeneidad de la dosis en la unión. Los planes de tratamiento se verifican con el dispositivo ArcChek, dependiendo de la zona que vayamos a verificar habría que recurrir a la realización de dos planes DQA con los láseres rojos en dos posiciones distintas, uno distanciado menos de 18 cm de los láseres verdes para poder irradiarse y otro con los láseres rojos en el centro del maniquí para el ArcCheck. Se realizan varias medidas para poder cubrir el volumen entero.

RESULTADOS: Se consiguen cubrimientos para el 95% de los distintos volúmenes de PTV entre el 95% y el 98% de la dosis prescrita, siendo el peor cubierto el PTV de la región de las costillas. La dosis media en pulmones se reduce hasta el 68% de la dosis prescrita y los riñones hasta el 53%. La verificación de cada zona cumple el criterio de gamma 3%/3mm mayor que 95%. El tiempo de tratamiento es cercano a 20 min para la parte superior y a 10 min para la inferior.

DISCUSIÓN: La técnica TMI en la tomoterapia consigue reducir la dosis en órganos de riesgo con un buen cubrimiento de los PTV. El tiempo de tratamiento es razonable, sin embargo, el tiempo total dentro del bunker sería de más de una hora al añadir el tiempo necesario para la tomoimagen.

CONCLUSIONES: Es factible la realización de la técnica TMI en la tomoterapia pudiendo ser ventajosa para cierto tipo de pacientes.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1259**Análisis de la correlación entre la complejidad de un plan VMAT y los resultados de la verificación pretratamiento con cámara de ionización.**

Autores: Ana García Pérez^{None} ; Sheila Calvo Carrillo¹ ; Alejandro Barranco López² ; Javier Díez Chamarro¹ ; Evangelina Martínez Francés³ ; Celia Castán Guerrero⁴ ; Alejandro García Romero⁵ ; Pablo Ortega Pardina⁶

¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.

³ HCUZ Lozano Blesa

⁴ HCULB

⁵ Hospital Clínico Universitario de Zaragoza

⁶ HCU Lozano Blesa

Corresponding Author: agarciarperez2@salud.aragon.es

Introducción

Los tratamientos actuales de radioterapia hacen un gran uso de la modulación de intensidad, por lo que se requiere de una verificación previa que asegure que el tratamiento se va a impartir al paciente conforme a la dosimetría clínica planificada. Este tipo de verificaciones suelen consumir gran cantidad de recursos, por tanto, el hallazgo de un indicador sobre la susceptibilidad de los planes a ser rechazados en las verificaciones pretratamiento, permitiría reducir los recursos invertidos en esta fase del proceso radioterápico. En este trabajo se realiza una búsqueda de correlación entre unos índices de complejidad calculados a partir de los parámetros de los planes y los resultados de la verificación pretratamiento basada en la medida en un punto con cámara de ionización en un maniquí.

Material y métodos

Se han analizado 200 planes de VMAT calculados con el sistema de planificación Eclipse (Varian Medical Systems), tratados entre septiembre de 2018 y septiembre de 2020 en un acelerador lineal TrueBeam con MLC HD120 (Varian Medical Systems). Según la patología tratada se han clasificado los planes en: cabeza y cuello, mama, pulmón, SRS y SBRT. El análisis de estos planes se ha hecho en dos fases.

Por un lado, una verificación pretratamiento midiendo con una cámara Razor nano chamber (IBA Dosimetry) en el maniquí IMRT Phantom (IBA Dosimetry). Se registra el porcentaje de desviación de la dosis entre el plan de verificación calculado y el medido.

Por otro lado, se han calculado los siguientes índices de complejidad de los planes de tratamiento obtenidos con el script PlanAnalysis_v2:

1. *Mean Gap*: abertura promedio de los pares de láminas.
2. *Q1 Gap*: primer cuartil del gap del MLC.
3. *Mean TGi*: media del índice de machihembrado.
4. *TGi Ratio*: cociente entre MeanTGi y Mean Gap.
5. *Mean MLC Speed*: velocidad media del MLC.
6. *MLC Speed Mod*: variación en la velocidad del MLC.
7. *Mean Gantry Speed*: velocidad de gantry media.
8. *Gantry Speed Modulation*: variación en la velocidad de gantry.
9. *Mean RR*: media de la variación de la tasa de dosis entre puntos de control consecutivos.
10. *RR Modulation*: variación total de la tasa de dosis entre puntos de control consecutivos.

Se ha investigado la posible correlación entre cada una de los índices de complejidad anteriores y el porcentaje de desviación de dosis obtenido en la verificación pretratamiento.

Resultados

No se encuentra correlación entre los índices de complejidad descritos anteriormente y la desviación de dosis medida en la verificación pretratamiento con cámara. La mejor correlación se encuentra para los planes de SBRT y la métrica *Mean MLC Speed*. Realizando una regresión lineal por mínimos cuadrados se encuentra un coeficiente de determinación $R^2 = 0.4414$ (Figura 1).

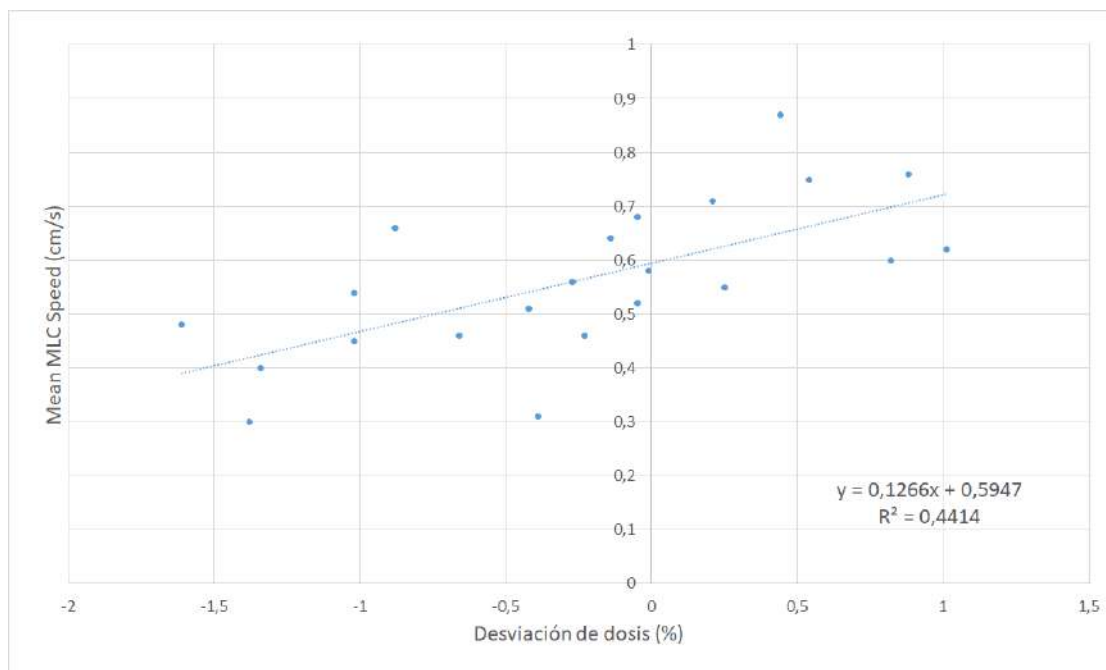


Figure 255: Representación y ajuste lineal del índice *Mean MLC Speed* frente al porcentaje de desviación de dosis medido en la verificación pretratamiento con cámara de ionización para los planes de SBRT.

Conclusiones

La falta de correlación observada indica que los planes de tratamiento calculados con el sistema de planificación Eclipse son robustos frente a los índices de complejidad analizados. Es necesario seguir investigando en esta línea de trabajo, añadiendo nuevos indicadores de complejidad y analizando otros métodos de verificación pretratamiento.

Agradecimientos a Rubén Abella Cereigido y Víctor Hernández Masgrau del Hospital Universitari Sant Joan de Reus por cedernos el script PlanAnalysis_v2.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1272**Verificación de tratamientos fuera del isocentro con el maniquí Octavius 4D**

Autores: Francisco Javier Ponce Navarro¹ ; Luis Eduardo González Amorós¹ ; Jaume Mingarro Carceller¹

Co-autores: Jorge Bonaque Alandí¹ ; Juan David Quirós Higuera¹ ; Noelia de Marco Blancas¹ ; Agustín Santos Serra¹

¹ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Authors: javierponcerf@gmail.com, luis.g.amoros@gmail.com

1- Introducción

Los tratamientos de intensidad modulada de radioterapia externa se han establecido como técnicas realmente eficientes para impartir distribuciones de dosis altamente conformadas.

La complejidad de estas técnicas hace que sea necesaria una verificación pre-tratamiento. Existen diferentes dispositivos capaces de registrar una distribución volumétrica de dosis, como *Octavius 4D* (PTW, Friburgo, Alemania).

El objetivo de este trabajo es evaluar la verificación de tratamientos en los que la mayor parte de la dosis absorbida se encuentra alejada del isocentro de radiación y, por tanto, se irradia fuera del centro de la matriz de detectores.

2- Material y métodos

El acelerador lineal de electrones utilizado es un *Versa HD* (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia), que dispara haces de fotones de 6 MV y dispone de un cabezal con un colimador multiláminas *Agility*.

El cálculo de dosis se ha realizado en el sistema de planificación (TPS) *RayStation 10A* (RaySearch Laboratories, Sweden) y la verificación de dosis en el *Octavius 4D*; compuesto por un maniquí cilíndrico motorizado de poliestireno (diámetro: 32cm , longitud: 34,3cm) y una matriz de cámaras de ionización plano-paralela, en este caso el *OCTAVIUS Detector 1500* (27cm × 27cm).

Mediante el software de análisis *Verisoft 8.0* (PTW, Friburgo, Alemania) se realiza un análisis gamma local 3D con un criterio 2%/2mm para comparar la distribución de dosis medida con la calculada por el TPS.

Los planes de tratamiento consisten en distribuciones homogéneas de dosis con formas geométricas sencillas (esferas y cilindros), planificados directamente sobre la estructura del maniquí mediante técnica de VMAT. Además, se han planificado sobre otro maniquí de menor radio para evaluar el efecto de la deposición de dosis cerca de la superficie.

Así, se ha calculado la diferencia entre la verificación de un mismo plan disparado sobre el centro del maniquí y en dos posiciones con un desplazamiento transversal, una intermedia y otra cercana al borde.

3- Resultados y discusión

Los resultados muestran para cada plan el porcentaje de acierto de cada curva de isodosis en el análisis gamma. Se comparan los planes desplazados con el central, que se considera como plan de referencia.

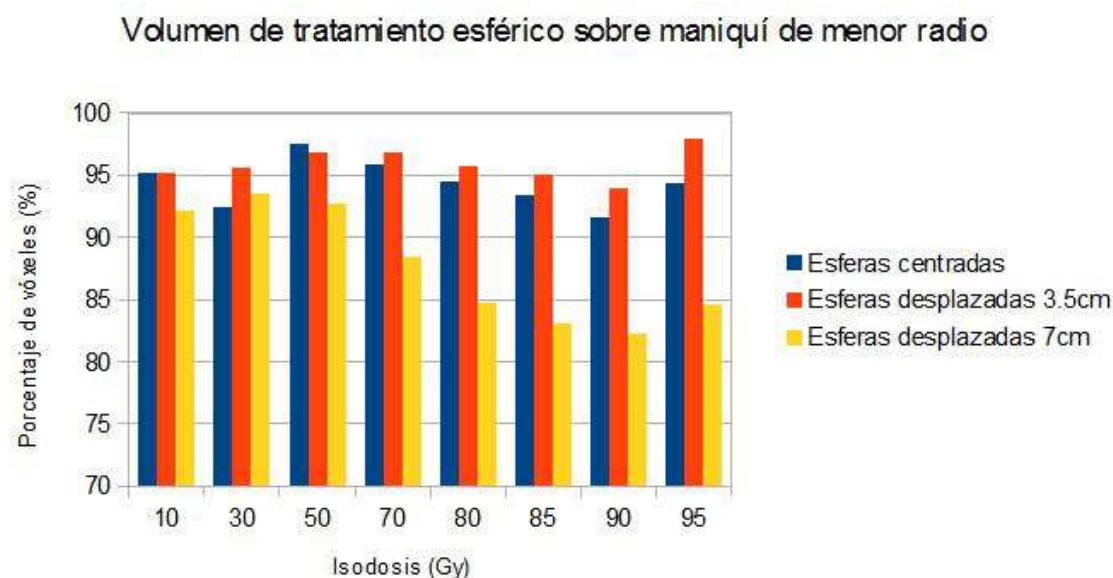


Figure 256: Verificación de dos volúmenes esféricos de 2cm de radio a igual distancia del centro. Criterio gamma 2mm/2% para los volúmenes centrados y desplazados en la dirección Anterior-Posterior.

Aquellos tratamientos con un desplazamiento intermedio muestran en general diferencias menores al 2% respecto a la referencia. Los tratamientos más periféricos alcanzan desviaciones de hasta el 10% para dosis altas. Estas diferencias se acentúan cuando irradiamos gran parte del volumen del detector en dirección longitudinal, llegando a desviaciones en dosis bajas de hasta el 35%.

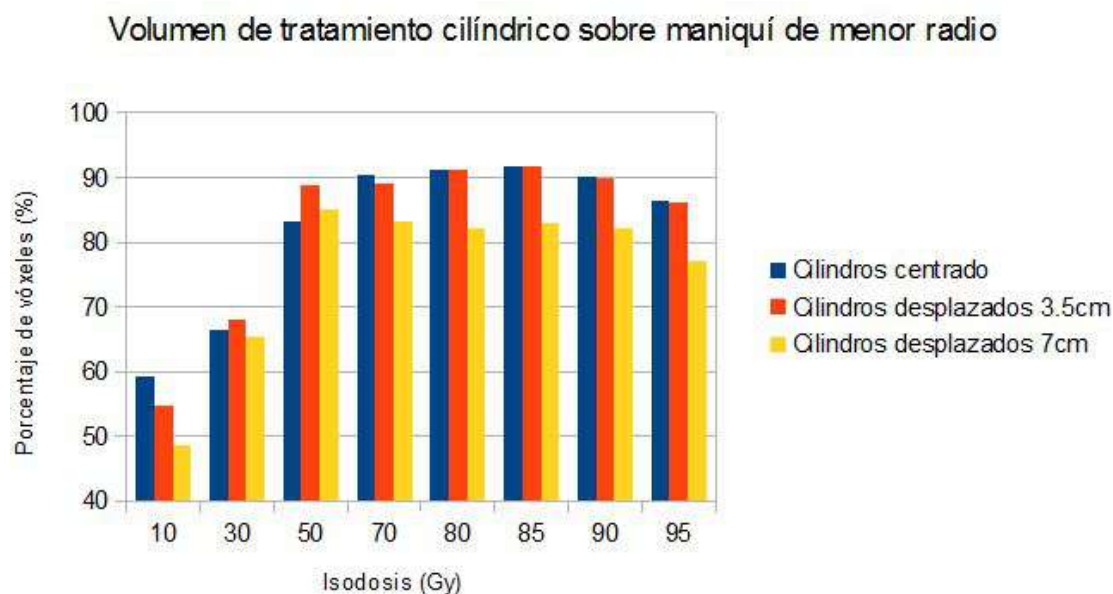


Figure 257: Verificación de dos volúmenes cilíndricos de 2cm de radio y 24cm de longitud a igual distancia del centro. Criterio gamma 2mm/2% para los volúmenes centrados y desplazados en la dirección Anterior-Posterior.

Hay que destacar que las diferencias son mayores para los planes realizados en el maniquí de menor radio.

4- Conclusiones

Hemos podido comprobar cómo la verificación de los tratamientos alejados del isocentro, prolon-

gados en dirección longitudinal y planificados sobre el maniquí de menor radio, arrojan la peor concordancia.

Podemos concluir que la reconstrucción de la dosis en zonas alejadas del eje de giro del sistema *Octavius 4D* y, por tanto, fuera del isocentro de tratamiento, conlleva mayor discrepancia con la dosis planificada, dando lugar a un menor número de puntos que cumplen el criterio gamma de verificación.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1254

Validación y verificación de tratamientos modulados de pulmón

Autor: Nuria Pérez Gómez¹

Co-autores: Roberto Martín Vaello ² ; Sandra Barbero ³ ; David León Ordóñez ⁴ ; Rodolfo De Blas ; Cristina Picón Olmos ⁵

¹ *Institut Català d'Oncologia*

² *Institut Català D'Oncologia (L'Hospitalet)*

³ *institut català d'oncologia*

⁴ *Institut Català d'Oncologia*

⁵ *Institut Català d'Oncologia-L'Hospitalet*

Corresponding Author: nperezg@bellvitgehospital.cat

Introducción: Uno de los desafíos de los tratamientos modulados reside en que los algoritmos de cálculo calculen la distribución de dosis correctamente en zonas de densidad variable, como en el caso de tumores pulmonares. Clínicamente deben cumplir altas restricciones en órganos de riesgo (ej.: V5Gy y V20Gy en pulmón). El propósito de este trabajo es conseguir planes modulados que cumplan los requisitos clínicos y verificar la distribución relativa de dosis y la dosis absorbida.

Material y métodos: 38 pacientes ya calculados y tratados con 3DCRT se replanificaron con técnicas de modulación, IMRT (configuraciones de 3, 4 y 5 campos) y VMAT (configuraciones de 2 arcos completos o 2 hemiarcos), para un rango de lesiones de 8 a 19 cm de longitud. Con energías de 6 MV (con o sin filtro) y 15 MV. Se utilizó el sistema de planificación Eclipse V15.6 (Varian Medical Systems), con el algoritmo de cálculo AAA V13.7 y, para la modulación, el optimizador PO V15.6. Clínicamente se evaluó el grado de cobertura del PTV y el cumplimiento de las restricciones a los órganos de riesgo. Para verificar la distribución relativa de dosis y la dosis absorbida se seleccionaron 10 planificaciones: 5 IMRT y 5 VMAT, para diferentes aceleradores y energías. Las planificaciones se recalcularon sobre la matriz de detectores ArcCheck (Sun Nuclear) y el maniquí I'mRT Phantom (IBA Dosimetry) con el objeto de verificar la distribución de dosis y la dosis absorbida, respectivamente. Esta última se midió con la cámara de ionización PTW Semiflex 31010 insertando, en el maniquí, piezas de corcho para simular la densidad del tejido pulmonar. La dosis absorbida se midió en 2 puntos: el primero, un punto central con garantía de equilibrio electrónico; el segundo, un punto lateralizado con baja densidad. Para evaluar el resultado con el ArcCheck se siguió el criterio gamma (TG-218) 3%,2mm, 95%. Para el I'mRT phantom se comparó el valor de dosis calculado por Eclipse con la medición de la cámara de ionización.

Resultados: El 68% de las planificaciones con IMRT cumplen los requerimientos y restricciones clínicas, siendo el 97% en el caso de VMAT. Las verificaciones de VMAT con ArcCheck pasan el criterio gamma, mientras que solo los planes de IMRT con energía de 6 MV lo pasan. Los resultados con cámara de ionización en el punto centrado y en el lateralizado presentan una desviación, respecto a Eclipse inferior al 3% en todos los casos.

Discusión: VMAT presenta mejores prestaciones que IMRT en el caso de las configuraciones estudiadas. Las configuraciones con hemiarcos de VMAT presentaron mejores resultados clínicos para PTVs lateralizados o anteriores. Las verificaciones muestran una concordancia con la predicción del algoritmo del cálculo incluso en zonas de alta heterogeneidad.

Conclusiones: Los tratamientos con VMAT permiten cumplir los requerimientos y restricciones clínicas en un porcentaje mucho mayor que la IMRT, siendo la primera elección para estos tratamientos. El algoritmo AAA es válido para su uso en tratamientos modulados en zonas de alta heterogeneidad.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1281

Influencia de los espaciados entre las cámaras de las matrices de detectores para la verificación de tratamientos VMAT

Autores: Rocío Estrada García¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Victor de la Llana Granja¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Santiago Miquelez³

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

³ Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Authors: rociogarcia@gmail.com, laura.bragado.alvarez@navarra.es

Introducción:

Las verificaciones pre-tratamiento en radioterapia externa con técnicas de intensidad modulada es uno de los puntos cruciales dentro de los flujos de trabajo de cualquier centro radioterápico.

En este trabajo nos planteamos las diferencias entre los resultados del análisis y cuando se emplean matrices de detectores con diferentes resoluciones.

Material y métodos:

Se han analizado un total de 15 planes VMAT con tamaños de campo entre 6 cm y 10 cm: 10 planes con matriz de cálculo de 1 mm x 1 mm x 1mm y 5 planes con 2 mm x 2 mm x 2 mm. Todos los planes tienen energía 6XFFF, se han calculados en Eclipse v.15.6. y radiados en un TrueBeam STx (Varian Medical Systems, Palo Alto, California).

Se ha empleado el maniquí OCTAVIUS 4D con 2 matrices de detectores: 1500 y 1000 SRS, (PTW, Freiburg, Alemania). La matriz 1000 SRS tiene 977 cámaras líquidas espaciadas en la zona central cada 2.5 mm y en la periferia cada 5 mm. La matriz 1500 tiene 1405 cámaras de aire dispuestas como en un tablero de ajedrez, espaciadas 7.1 mm diagonalmente y 10 mm longitudinalmente. Con la matriz 1500 se han compuesto las medidas P1 y P2 (P1 medida con el maniquí en el isocentro y P2 desplazándolo longitudinalmente 5 mm). Con esto se consigue una resolución espacial de 5 mm en esta matriz. A la hora de hacer la reconstrucción 3D se ha respetado el tamaño de vóxel de la matriz de dosis del planificador.

Para el análisis del índice γ se ha usado el criterio universal dado en el TG-218 de la AAPM (tasa de aprobación global $\geq 95\%$ con $3\%/2\text{mm}$ y umbral de dosis 10%). Además, se han analizado con $3\%/1\text{mm}$. El software empleado para el análisis ha sido Verisoft v.8.0. (PTW).

Resultados y discusión:

Los resultados obtenidos para el análisis γ se presentan en la Figura 1. Se encuentran fluctuaciones significativas entre ellos, pudiendo ser una de las causas las diferentes modulaciones de los planes estudiados. Como se esperaba, en las medidas realizadas con la matriz 1000 SRS se obtiene una mayor concordancia que con las medidas con la matriz 1500 debido a la resolución espacial. Esto se ve claramente en la Figura 2, donde para el mismo perfil la medida realizada con la matriz 1000 SRS se ajusta mejor a lo planificado.

Conclusiones:

Los resultados del análisis γ en las verificaciones pre-tratamiento dependen, de forma significativa, de la resolución de la matriz de medida. Se puede inferir que, igual que se da en los campos pequeños analizados, en planificaciones con tamaños mayores de 10 cm (donde no se puede usar la matriz 1000 SRS), una tasa de aprobación $\gamma < 95\%$ medida con el detector 1500 (P1 + P2) no implica, necesariamente, que el plan radiado no se ajuste al planificado. En estos casos se debería estudiar con detalle mediante otros métodos (películas, dosis punto...). Queda como futuro trabajo implementar la influencia de la modulación de las planificaciones en este estudio.

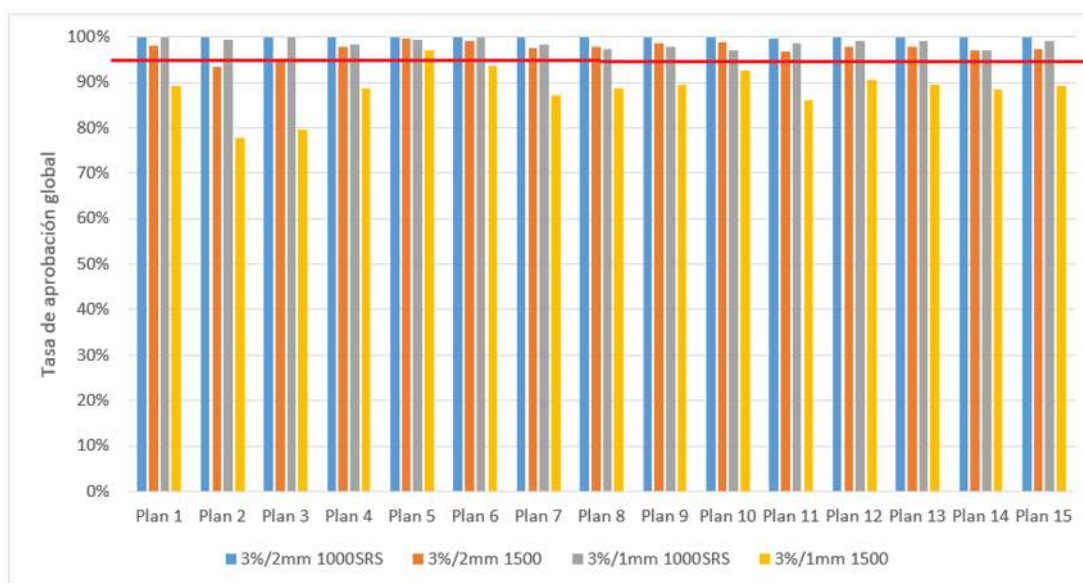


Figura 1. Resultados de la tasa de aprobación global del índice γ . La línea roja representa el umbral de superación buscado del 95%.

Figure 258:

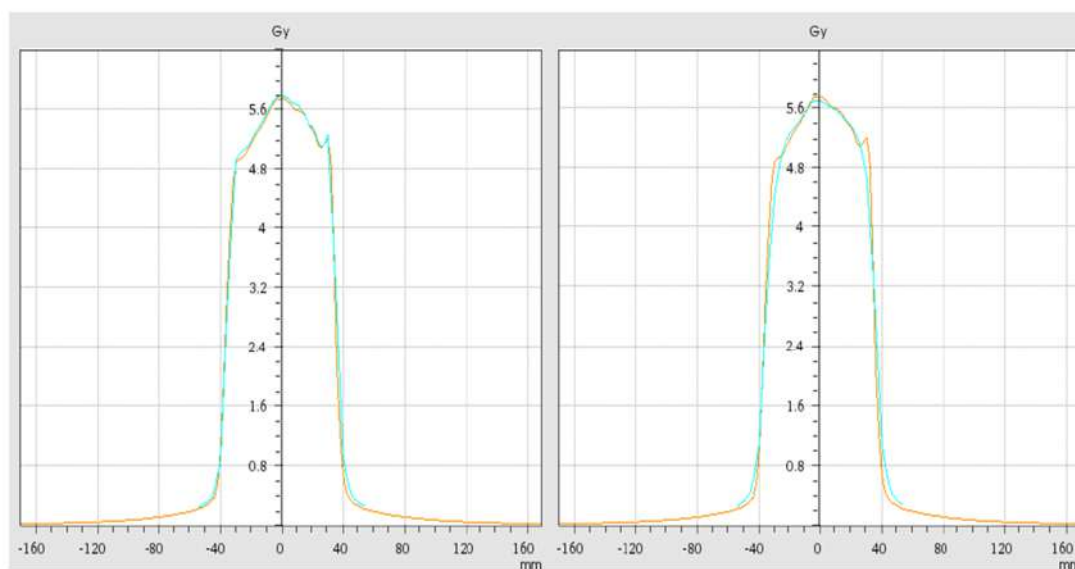


Figura 2. Panel izquierdo: medida con el 1000 SRS (azul), planificado con el TPS (naranja). Panel derecho: medida con (P1 + P2) 1500 (azul), planificado con el TPS (naranja). Vemos que hay un mayor acuerdo entre lo medido y lo planificado el 1000 SRS.

Figure 259:

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1301**DOSIMETRÍA DE TRÁNSITO EN LOS TRATAMIENTOS DE MAMA HIPOFRACCIONADOS EXTREMOS: FAST-FORWARD**

Autor: David Hernández González¹

Co-autores: Pablo Castro Tejero ² ; Maria Roch Gonzalez ³ ; Aránzazu Valiente González ⁴ ; Sara Martín Juárez ⁴ ; María Sol Talaya Alarcón ⁴ ; Paula García Castañón ⁵ ; Alberto Viñals ⁶ ; Roser Fayos-Solà Capilla ⁴

¹ *H.U. La Princesa*

² *Hospital Universitario de La Princesa*

³ *Hospital Universitario de la Princesa*

⁴ *H.U.La Princesa*

⁵ *HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA*

⁶ *H.U. la Princesa*

Corresponding Authors: dhernandezg@salud.madrid.org, pablo.castro@salud.madrid.org

Introducción

El tratamiento de cáncer de mama está en continua evolución. En los últimos años han sido publicados estudios donde se demuestra que esquemas de tratamiento administrando un menor número de sesiones con una mayor dosis por fracción, resultan, al menos, tan seguros y efectivos como los tratamientos estándar habituales. Con la situación COVID-19 minimizar la estancia de los pacientes en los hospitales es una prioridad y es uno de los motivos de la puesta en marcha de los tratamientos fast forward en el carcinoma de mama.

El objetivo de este trabajo es analizar dosimétricamente los resultados obtenidos en las pacientes tratadas con hipofraccionamiento extremo fast-forward en el Hospital de La Princesa.

Material y Métodos

Las 9 pacientes analizadas han sido diagnosticadas de carcinoma de mama sin criterios de irradiación ganglionar. Se realiza un TC de simulación con un plano inclinado CIVCO radiotherapy posiboard para las pacientes posicionadas en supino o con el plano BIONIX radiotherapy PBRT si están posicionadas en prono. El tratamiento se imparte en 5 fracciones, con una dosis de 5,2 Gy por fracción, hasta alcanzar un total de 26 Gy. La máquina en la que se realizan los tratamientos es un True-Beam 2.7 (Varian, Palo Alto) con un sistema de imagen portal de silicio amorfo "MV Imager" modelo aS1200. El tamaño del detector es de 43 x43 cm2 con 1280 x 1280 píxeles. La planificación se realiza con campos conformados estáticos. En todos los campos se realiza imagen integrada durante la administración del tratamiento. Previo a la administración del tratamiento, se realiza imagen de 2,5MV para verificar el correcto posicionamiento de la paciente. Los desplazamientos deben ser inferiores a los 5mm para poder administrar el tratamiento. Posterior al tratamiento, se realiza un análisis de la dosimetría en tránsito a través del módulo Perfraction, integrado en la plataforma SunCheck (DTA SunNuclear, FI). Se ha realizado un análisis gamma de las 45 imágenes integradas. El criterio gamma consiste en establecer un test de diferencia de dosis en porcentaje y un test de distancia al acuerdo (DTA) en milímetros, en los cuales, los puntos deben superar unos valores establecidos por el usuario. En el análisis gamma de este trabajo, se han analizado los criterios gamma 3% 3mm, 5% 5mm y 7% 7mm con un umbral de tolerancia del 10%.

Resultados

En la tabla 1 se pueden observar los resultados promedio de las 45 imágenes de dosimetría de tránsito realizadas. El promedio de los puntos que superan el criterio gamma 3% 3mm son $90,3 \pm 8,0$ %. Si el test gamma es 5% 5mm, obtenemos que, en promedio, el $96,3 \pm 3,8$ % de los puntos supera el criterio. Si las tolerancias se establecen en 7% y 7mm, el promedio de los puntos que superan el test son $98,5 \pm 2,0$ %.

	Fracción N (% puntos que superan el criterio gamma)		
	3%3mm	5%5mm	7%7mm
Promedio (μ)	90,3	96,3	98,5
Desviación estándar (σ)	8,0	3,8	2,0

Tabla1: Valor medio y desviación de las 45 imágenes integradas analizadas con el módulo Perfraction de la plataforma SunCheck

Figure 260: enter image description here

Conclusiones

Realizar una dosimetría de tránsito es muy útil para verificar la correcta administración del tratamiento. El criterio de tolerancia 5% 5mm es un buen indicador para determinar si existen discrepancias entre el tratamiento planificado y el tratamiento administrado.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1290**Implementación de márgenes de seguridad para la planificación inversa en radioterapia.**

Autores: Jonathan Suarez Arteaga¹ ; Eloy Moreno Anaya^{None} ; José Manuel Reinoso Cobo^{None} ; José Manuel Richarte Reina¹ ; Andrés Cid Galache¹ ; José Miguel García Madueño²

¹ *Hospital de Jaén*

² *Hospital Universitario Médico-Quirúrgico (complejo Hospitalario Jaén), 23007, Jaén*

Corresponding Author: jonathan.suarez.artega@gmail.com

Introducción:

El objetivo de este trabajo es comenzar a establecer, en nuestro hospital y para la planificación in

Material y métodos:

Seleccionamos a aquellos pacientes en los que una planificación inversa sobre un TAC corto (sin márg

Empezamos el estudio realizando diferentes cálculos VMAT (usando arcos coplanares y fotones de 10Mv. Lanzamos las plantillas que contienen las funciones coste/objetivo, con las que normalmente calcula

Posteriormente importamos dichas planificaciones y recalculamos las dosimetrías sobre el TAC origin

Analizamos las diferencias de dosis calculando la gamma local 3\%-3mm y 1\%-1mm con el programa Ver

Resultados:

Para el TAC sin margen obtenemos diferencias de dosis de hasta el 20\% de la dosis prescrita en el ú

Discusión:

Se pone en relevancia la importancia de contar con exploraciones de una extensión adecuada a la hora En una planificación inversa el sistema de planificación puede incrementar la fluencia en el límite

Conclusiones:

Los cálculos que seguiremos realizando nos llevarán a establecer un margen mínimo de seguridad en la

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1311**Estimación del incremento de dosis producido por una manta plomada en tratamientos de radioterapia intraoperatoria**

Autores: Albert Onses-Segarra^{None} ; José Manuel Pérez Sánchez¹

¹ INSTITUT CATALÀ D'ONCOLOGIA

Corresponding Author: aonses@iconcologia.net

Introducción

En los últimos años se ha extendido el uso de la radioterapia intraoperatoria en pacientes seleccionada de cáncer de mama de bajo riesgo. En nuestro centro se realizan este tipo de tratamientos utilizando el equipo Axxent de Xoft inc. Este procedimiento consiste en irradiar el lecho tumoral utilizando un tubo de rayos x miniaturizado en el que se generan fotones de 50 kVp . Siguiendo el diseño del equipo, se prevé que un equipo de especialistas permanezca dentro del quirófano durante la irradiación protegidos por una mampara plomada. Para reducir la dosis que recibe este personal, también se prevé que parte de la paciente se cubra con una manta equivalente a 0,45 mm de Pb para fotones de 50 kVp. El propósito de este trabajo es estimar si el uso de esta manta plomada incrementa la dosis a la piel de la paciente de manera significativa por efecto de retro dispersión de la radiación.

Material y métodos

Las medidas de dosis simulando la superficie del paciente se realizaron usando película radiocrómica modelo XR-RV3 de gafchromic. Tanto para la calibración de la película como para las medidas, se utilizó un maniquí de PMMA. Para la calibración, se irradiaron trozos de película radiocrómica a dosis entre 0 y 5 Gy , se utilizó una cámara de ionización PTW M23342 con la que se establecieron las dosis reales absorbidas por cada película. Para intentar que la dosis en cada película fuera lo más homogénea posible, se colocó la película en el plano paralelo a la dirección de la fuente. Se diseñó e imprimió en 3d un soporte para las planchas de PMMA y otro para colocar la película para asegurar la reproducibilidad del montaje.

Una vez calibrada la película radiocrómica (figura 1), se realizaron irradiaciones usando espesores de PMMA de 3.0 cm, 3.5 cm y 4.0 cm entre la película y la fuente, simulando la variabilidad de las condiciones clínicas reales. Para cada espesor se realizaron tres irradiaciones sin usar la manta plomada y otras tres colocando la manta detrás de la película.

Para evaluar si las diferencia de dosis en superficie al usar la manta plomada son significativas se ha realizado el test de Student, tomando como H0 que la diferencia sea nula y como H1 que haya diferencia de dosis.

Resultados y discusión

El promedio de diferencias de dosis observadas entre las irradiaciones con manta y sin ella fue de 0,5 cGy y su desviación estándar, de 4,7 cGy (figura 2). La prueba de Student no permite rechazar la hipótesis nula, por lo que no se puede afirmar que la manta plomada represente una diferencia significativa de dosis en la piel de la paciente.

Conclusiones

Dado que no se ha observado un incremento significativo de dosis absorbida en la piel de la paciente debido al uso de la manta plomada, el blindaje que esta supone frente a radiación dispersa justifica su uso en todas las intervenciones de radioterapia intraoperatoria.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1326**Validación del SRS Mapcheck para la verificación pre-tratamiento de SBRT**

Autores: Miguel D. Medina Céspedes¹ ; Raquel Eugui² ; María del Pilar Jiménez López³ ; Ramón Polo Cezón⁴

Co-autores: Sara Segura Arribas⁵ ; José Miguel Jiménez González⁵

¹ Hospital Universitario Rey Juan Carlos

² Hospital Universitario Rey Juan Carlos

³ Hospital Rey Juan Carlos

⁴ Hospital Rey Juan Carlos

⁵ HOSPITAL UNIVERSITARIO REY JUAN CARLOS

Corresponding Author: miguel.medinac@hospitalreyjuancarlos.es

Antecedentes y propósito:

El objetivo del trabajo es la aceptación del detector SRSSMapcheck para su uso como herramienta de verificación de tratamientos de radioterapia estereotáxica fraccionada (SBRT).

Material y métodos:

Se realiza una intercomparación entre el SRSSMapCheck (Sun Nuclear, Melbourne, FL) y el Delta4 (ScandiDos AB, Uppsala, Suecia), siendo este último el que se ha venido utilizando en nuestro servicio para la verificación de los tratamientos de SBRT.

El SRS Mapcheck consta de 1013 diodos (0,007 mm³) espaciados 2,47 mm dispuestos en un array 2D de 7,7 x 7,7 cm², mientras que el Delta4 dispone de 1069 diodos (0,039 mm³) sobre un array 2D en dos planos ortogonales con una resolución espacial de 5 mm en el área central (6x6 cm²) y 1 cm en el resto (20x20cm²).

Se dispone de un acelerador lineal VersaHD (Elekta, Estocolmo, Suecia) con un multiláminas modelo Agility, con 80 pares de láminas,

Se calculan 10 tratamientos de SBRT de diferentes localizaciones (pulmón, hígado, vértebra) con el sistema de planificación Monaco 5.11.02 y se comparan dichos planes de verificación con las distribuciones de dosis medidas. Los planes con el Delta4 se adquieren con doble resolución, es decir, se repite la medida dos veces desplazando el detector 2,5 mm en el eje cráneo caudal y fusionando ambas medidas en el software.

Resultados:

En la Tabla 1 se muestran los índices gamma máximo y promedio con unos criterios de evaluación de 3%2mm (TG-218) y 2%2mm con un umbral del 10%. En todos los casos se obtienen tasas de aprobación por encima del 95%, con unos valores medios y máximos ligeramente inferiores en el caso del SRS Mapcheck pero con algunos máximos puntuales más elevados que los obtenidos con el Delta4 (pac. 2 y pac. 6).

	Gamma 3&2mm (local)				Gamma 2&2mm (local)			
	Delta4	SRS Mapcheck	Delta4	SRS Mapcheck	Delta4	SRS Mapcheck	Delta4	SRS Mapcheck
	<i>media</i>		<i>máximo</i>		<i>media</i>		<i>máximo</i>	
Pac.1	0,30	0,21	1,16	0,85	0,32	0,23	1,36	1,00
Pac.2	0,44	0,38	1,31	1,90	0,45	0,44	1,56	2,60
Pac.3	0,24	0,18	0,94	0,72	0,25	0,20	1,20	1,00
Pac.4	0,27	0,16	1,30	0,66	0,30	0,19	1,34	0,81
Pac.5	0,26	0,17	0,92	0,63	0,27	0,19	1,11	0,67
Pac.6	0,37	0,30	1,38	1,81	0,39	0,34	1,55	1,40
Pac.7	0,28	0,31	1,32	1,35	0,31	0,37	1,72	1,83
Pac.8	0,29	0,25	1,15	1,19	0,30	0,29	1,48	1,65
Pac.9	0,30	0,27	1,68	1,22	0,32	0,31	1,76	1,40
Pac.10	0,31	0,20	1,13	0,76	0,32	0,22	1,21	0,94
	0,31 ± 0,06	0,24 ± 0,08	1,23 ± 0,22	1,11 ± 0,47	0,32 ± 0,06	0,28 ± 0,09	1,43 ± 0,22	1,33 ± 0,58

Tabla 1: Índices gamma promedio y máxima obtenidos con el Delta4 y el SRS Mapcheck

Figure 261: enter image description here

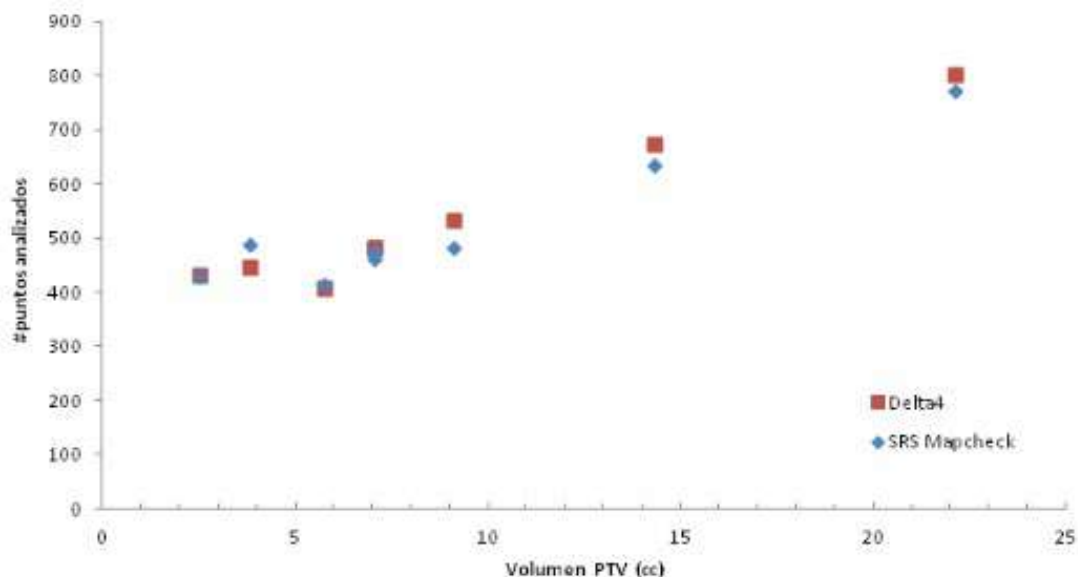


Gráfico 1: Puntos analizados vs volumen del PTV

Figure 262: enter image description here

Discusión:

Analizando las ventajas e inconvenientes de ambos detectores, se observa que la resolución del SRS Mapcheck es mayor que la que puede conseguirse con el Delta4, donde a pesar de aplicarse el método de la doble resolución supone una fuente más de incertidumbre al tener que ser desplazado. Además, el menor tamaño de los diodos del SRS Mapcheck reduce el efecto del volumen parcial.

Aunque el número de puntos analizados en ambas medidas pueda parecer similar (Gráfico 1), en el Delta4 se trata de puntos sobre dos planos ortogonales y en el SRS Mapcheck son puntos sobre un mismo plano pero con mayor resolución.

En el caso del Delta4, la medida se adquiere en dos planos ortogonales al mismo tiempo, mientras que el SRS Mapcheck permite medir en cualquier angulación pero solo una en cada medida, no siendo posible combinar distintos planos en el análisis.

Por último, existe otra fuente de incertidumbre en la medida con el Delta4 asociada a la mesa del acelerador, ya que este se posiciona sobre la misma (teniendo que incluirla en el cálculo en el TPS) mientras que el SRS Mapcheck se indexa en un extremo quedando el maniquí al aire.

Conclusiones:

A la vista de los resultados obtenidos y con las limitaciones de cada detector, podemos concluir que ambos son aptos para la verificación de tratamientos de SBRT.

Bibliografía:

-Yuqing Xia, Justus Adamson, Yana Zlateva, Will Giles. Application of TG-218 action limits to SRS and SBRT pre-treatment patient specific QA. J Radiosurg SBRT. 2020; 7(2): 135–147.

-Moyed Miften, Arthur Olch, Dimitris Mihailidis et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med. Phys, 2018

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1333**Posible impacto del tamaño de vóxel de la reconstrucción 3D de dosis en el resultado del análisis gamma para planes VMAT**

Autores: Laura Bragado Álvarez¹; Rocío Estrada García¹; Jesús Escobar Cerezo¹; Naiara Fuentemilla Urio²; Víctor de la Llanza Granja¹; Fernando Caudepón Moreno²; Aitor Fernández Iglesias²; Fabio Pérez Gómez¹; Fernando Mañeru Cámara¹; Santiago Pellejero Pellejero¹; Santiago Miquelez Alonso²

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² CHN Pamplona

Corresponding Authors: laura.bragado.alvarez@navarra.es, rocioegarcia@gmail.com

Introducción

En las verificaciones de tratamientos de radioterapia externa con técnicas IMRT y VMAT es habitual la realización de un análisis gamma a partir de las dosis medidas en una matriz de detectores al radiar los planes sobre un maniquí. El software asociado al sistema suele permitir una reconstrucción 3D de la dosis en dicho maniquí, pudiéndose variar el tamaño de vóxel con el que se realiza esa reconstrucción.

Algunos fabricantes recomiendan usar como tamaño de vóxel la resolución de la matriz de dosis exportada del planificador. En cambio, algunos autores recomiendan usar la resolución propia de la matriz de medida.

En este trabajo se comparan los resultados obtenidos en un análisis gamma para ambas propuestas.

Material y métodos

Se han analizado 10 planes estándar VMAT (5 pulmones y 5 cabeza y cuello), calculados con el algoritmo Acuros XB del planificador Eclipse v15.6 y radiados en aceleradores Trilogy y TrueBeam STx (Varian Medical Systems, Palo Alto, California). Para la verificación se ha utilizado el sistema OCTAVIUS 4D con la matriz OCTAVIUS Detector 1500 (PTW, Freiburg, Alemania). Las medidas y el análisis se han realizado con el software Verisoft v8.0 del mismo fabricante.

La matriz OCTAVIUS Detector 1500 tiene 1405 cámaras de aire dispuestas como se muestra en la Figura 1.

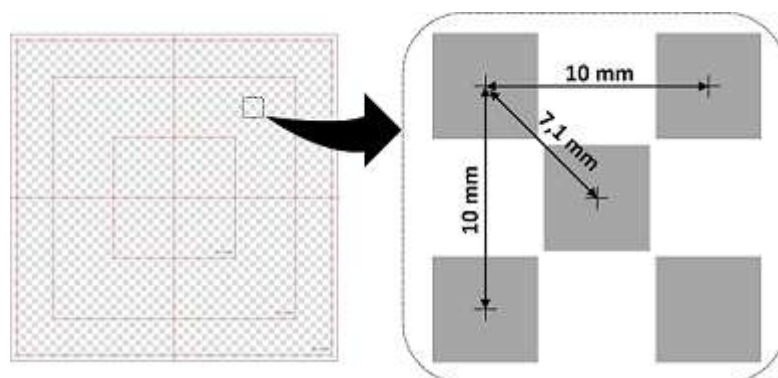


Figure 263: Representación de la matriz OCTAVIUS Detector 1500.

Haciendo dos medidas para el mismo plan, una centrado el maniquí en el isocentro y otra desplazándolo 5 mm longitudinalmente, se consigue, haciendo uso de la función Merge de Verisoft, aumentar la resolución de la matriz de detectores hasta los 5 mm.

Se ha realizado un análisis, obteniendo la tasa de aprobación gamma (GPR), para reconstrucciones 3D de dosis con vóxel de lado 2 mm (resolución de la matriz de dosis exportada) y con vóxel de lado 5 mm (resolución del OCTAVIUS 1500 Merge). El criterio para el cálculo del índice gamma ha sido 3% (dosis máxima) / 2 mm con un umbral del 10% de la dosis máxima.

Resultados y discusión

Los valores GPR obtenidos para los planes y tamaño de vóxel mencionados se muestran en la Figura 2.

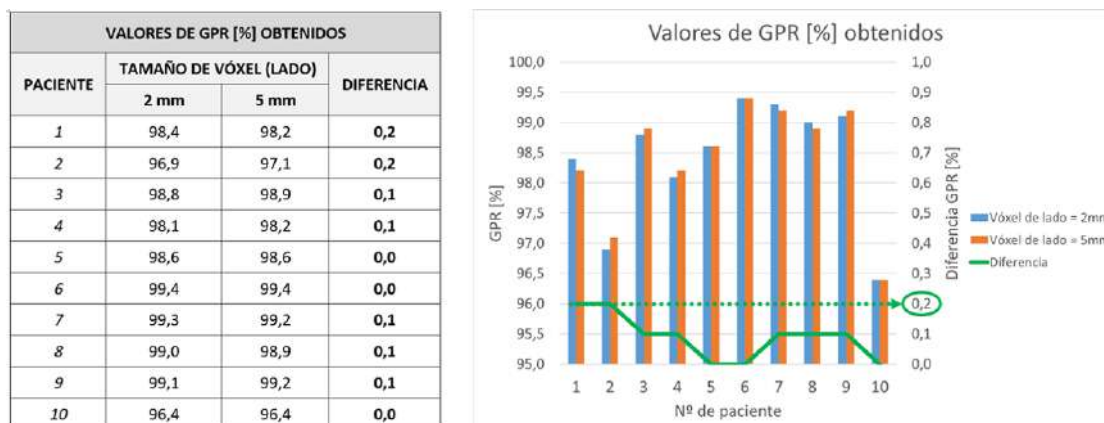


Figure 264: Valores GPR recogidos en forma de tabla y gráfica.

No se observan diferencias significativas en los valores GPR obtenidos ($\leq 0,2\%$) para los dos métodos estudiados en los 10 casos analizados.

Conclusiones

Para los planes estándar analizados no se ha encontrado una dependencia de la tasa de aprobación gamma (GPR) con el tamaño de vóxel de la matriz de reconstrucción 3D de dosis a partir de las medidas realizadas con la matriz de detectores.

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1335**Caracterización de una matriz de ionización líquida para control de calidad en haces de fotones con/sin filtro**

Autores: José Manuel Fandiño Lareo¹ ; Diego M. González Castaño² ; Faustino Gómez Rodríguez³ ; Juan Pardo Montero⁴

¹ Fundación Centro Oncológico de Galicia

² Laboratorio de Radiofísica - Universidad de Santiago de Compostela

³ Universidad de Santiago de Compostela

⁴ Complejo Hospitalario Universitario de Santiago (CHUS)

Corresponding Authors: jose.fandino@cog.es,

Introducción

Las matrices de detectores bidimensionales se han popularizado como herramienta eficiente para la adquisición simultánea de muchos puntos de dosis a la vez que son versátiles, fiables y de fácil manejo. En este trabajo se pretende evaluar una matriz de cámaras de ionización líquida de alta resolución para las medidas de dosis planar de tratamientos de alta modulación de intensidad y pequeñas dimensiones (SRS, SBRT, SABR, ...).

Material y Métodos

Las medidas de este estudio fueron llevadas a cabo en un acelerador lineal Varian TrueBeam equipado con un colimador multilámina HD120MLC de alta definición (32 pares de láminas láminas centrales de 2,5 mm y 5,0 mm en los pares de láminas de la periferia) y energías de fotones de 6 MV-FF, 15 MV-FF, 6 MV-FFF y 10 MV-FFF.

El detector evaluado en este estudio es una de las primeras unidades de producción de la matriz bidimensional 2kLIC (DART, Detection and Radiation Technologies S.L.), la cual dispone de 2041 cámaras de ionización líquida con una distancia de 2,5 mm de centro a centro.

Resultados

El detector 2kLIC no necesita pre-irradiación previa, ya que se observa una diferencia $< 0,3 \%$ entre medidas sucesivas sin signos de un proceso de calentamiento ni enfriamiento significativos, de lo cual se desprende que no sería necesaria una pre-irradiación como sucede con otras matrices. La medida de la dosis en función del número de UM administradas también presenta un comportamiento similar al de una cámara de ionización gaseosa habitual, con una desviación de la linealidad $< 0,5 \%$ a partir de 2 UM y en torno al 1 % para 1 UM.

Para la verificación de los casos clínicos con esta matriz se han obtenido siempre índices gamma 3%,2mm (con un umbral del 10%) mayores al 95% e incluso usando un criterio más estricto en la DTA para la comparación gamma 3%,1mm (lo cual parece razonable para este tipo de tratamientos con campos de dimensiones reducidas) se siguen obteniendo resultados muy buenos en torno al 95%.

Discusión

El array DART 2kLIC presenta propiedades dosimétricas básicas muy favorables para su uso en la práctica diaria del control de calidad en radioterapia. Cabe destacar la reproducibilidad del mismo que no hace necesario un calentamiento previo y que también garantiza una medida precisa efectuada tras un período de inactividad.

Sin embargo la dependencia direccional (anisotropía) de este nuevo detector hace necesaria una corrección para compensar especialmente las incidencias laterales.

Conclusiones

La matriz 2kLIC es una excelente herramienta para el control de calidad en IMRT de campos pequeños ($< 10 \times 10 \text{ cm}^2$).

Gracias a esta buena resolución espacial su uso como primera barrera para el control del colimador multilámina es adecuado, sin llegar a sustituir a un EPID pero siendo más cómodo y versátil que la película radiocrómica (la cual necesita de un tedioso proceso de revelado y análisis posterior).

Pósteres A2: Dosimetría de pacientes y verificación de tratamientos (RT) / 1336**DETECCIÓN DE ERRORES INTENCIONADOS EN UN COLIMADOR MULTILÁMINAS MEDIANTE EL ARRAY 2D 729 DE PTW.**

Autores: Roberto Berenguer Serrano^{None} ; Miguel Rivera Giménez¹ ; Ana Teresa Núñez Quintanilla¹ ; Victoria de la Vara Olivas¹ ; M^a Victoria Villas Sánchez¹ ; Sebastià Sabater Martí¹

¹ Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete

Corresponding Author: rberenguers@sescam.jccm.es

Introducción

Para la verificación de los tratamientos de IMRT que se realizan en nuestro centro se utiliza el índice gamma. Al menos el 90% de los puntos de comparación deben tener un índice inferior a 1. Para dicha comparación se utiliza una DTA de 3 mm y una diferencia de dosis del 3%. El objetivo de este trabajo es modificar los ficheros del MLC introduciendo un error intencionado para analizar cual es el nivel de detección de dicho error para que no quede enmascarado con la tolerancia admitida en el cálculo del índice gamma.

Material y Método

Para realizar este estudio se escogieron 5 tratamientos de intensidad modulada de distintas localizaciones. Se generaron errores intencionados en un par de láminas enfrentadas de manera que se aumentó el gap 2, 4, 6, 8 y 10 mm con respecto al fichero del MLC de referencia calculado con el planificador XiO de Elekta. Este proceso se realizó a través de un script elaborado con Matlab de manera que el aumento del gap se mantuvo a lo largo de las 320 fracciones en las que se subdivide el campo dinámico en este planificador por defecto. El script permite elegir el par de láminas a las que afecta la modificación y el aumento que se desea realizar. La irradiación de cada uno de estos campos se realizó sobre el maniquí Octavius con el 2D array 729 de PTW. El resultado de la medida se comparó con el plano de dosis correspondiente calculado con XiO en el programa Verisoft. En él se calculó el índice gamma (3%, 3mm) en una comparación basada en la dosis local y también 2%, 2mm para el estudio. Se eligieron diferentes pares de láminas pero el efecto fue similar en todos los casos puesto que las láminas del MLC Millenium cubren la mitad de cada cámara a lo largo del recorrido debido al diseño de ambos.

Resultado

Se obtuvo el valor promedio de la disminución en el porcentaje de puntos que cumplían tener un índice gamma por debajo de 1 de todos los tratamientos evaluados. Se partía de un valor promedio de puntos de 96.2% (3%-3mm) y 92.8 (2%-2mm) para el tratamiento de referencia sin errores. La caída en el porcentaje se muestra en la tabla:

Tal y como se aprecia la caída no es muy aparente hasta que llega a valores de 6 mm para el caso de una tolerancia 3%/3mm y 4 mm de gap para el caso de 2%/2mm.

Sin embargo, es importante indicar que, pese a que ese error pase relativamente desapercibido en la comparación global con el índice gamma, sí es notable visualmente si se realiza una comparación de perfiles medidos y calculados. Tal y como se observa en la figura, aparece una fila de puntos que no pasan la comparación gamma en el par de láminas afectadas y además también se observa un aumento de dosis en las cámaras por las que transitan las láminas modificadas.

Discusión

En el hipotético caso de que se produjera un aumento en el tamaño del gap de un par de láminas en un tratamiento de IMRT, un array 2D 729 apenas sería capaz de detectar un aumento de 2 mm si se emplea una tolerancia de 3mm/3% como cabía esperar. En el caso de tener una tolerancia de 2mm/2% el error se hace algo más aparente. A partir de 4 mm de gap, este tipo de errores es difícil que pasen desapercibidos evaluando el índice gamma, pero una inspección visual de los perfiles de dosis de los planos calculados y medidos es suficiente para detectar este tipo de errores.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 838**Incremento en la precisión de la dosis de los tratamientos de cáncer de cabeza y cuello que emplean la técnica FFF-VMAT mediante el uso del algoritmo Acuros y una calibración precisa del haz FFF**

Autores: Guadalupe Martin Martin¹ ; E Guibelalde^{None}

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA

Corresponding Author: guadalupe.martin@salud.madrid.org

Antecedentes y propósito: evaluar el aumento de la precisión de la dosis y el impacto dosimétrico del cambio del algoritmo analítico anisotrópico (AAA) al algoritmo Acuros XB (AXB) cuando se realiza una calibración precisa del haz, en los tratamientos FFF-VMAT de cáncer de cabeza y cuello (H&N).

Materiales y Métodos: Se incluyeron 20 pacientes de ORL tratados con la técnica de FFF-VMAT. El cálculo se realizó con los algoritmos AAA y AXB (dosis en agua y dosis en el medio). Para los cálculos con AXB se utilizó una calibración precisa del haz no contemplada en los protocolos habituales. Los parámetros de dosis-volumen del PTV70 y PTV58,1 (para las dosis prescritas de 70Gy y 58,1Gy, respectivamente) fueron comparados entre los dos algoritmos. Se analizaron las diferencias en los valores promedios de los parámetros dosimétricos y la correlación entre el cumplimiento del requisito D95>95% y la aparición de recidiva local.

Resultados: El algoritmo AAA sobrestimó sistemáticamente la dosis en comparación con el algoritmo AXB con diferencias de dosis medias dentro de 1,3Gy/2%. Las diferencias de dosis fueron significativamente mayores para los cálculos de AXBm cuando se incluyó la calibración precisa del haz (diferencias de dosis máximas de 2,8Gy/4,1% y 4,2Gy/6,3% para el PTV70 y el PTV70_hueso, respectivamente) (Figura 1). El 80% de los planes calculados con AAA no cumplieron el requisito de D95>95% después de recalcularlos con AXBm e incluir la calibración precisa del haz. La reducción de la cobertura del D95 en el tumor (Figura 2) no fue clínicamente relevante.

Discusión: Este estudio muestra que las diferencias de dosis entre los algoritmos AAA y AXB pueden ser de hasta un 6,3% en los tratamientos de H&N FFF-VMAT si el haz sin filtrar no se caracteriza con precisión. Esto conlleva un riesgo significativo de infradosificación de los objetivos, especialmente de las estructuras óseas del tumor. Sin embargo, aunque esta infradosificación en los objetivos no parece tener consecuencias clínicas relevantes, es esencial reportar la dosis con la mayor precisión posible para incrementar la fiabilidad de los ensayos clínicos.

Conclusiones: en base a los resultados de este trabajo, las/os autores de este estudio recomiendan cambiar al algoritmo AXBm y revisar cuidadosamente el procedimiento de calibración del haz FFF en los tratamientos de H&N FFF-VMAT. Este novedoso enfoque asegurará (1) un incremento en la precisión del cálculo de la dosis de aproximadamente un 3%; (2) el consecuente incremento de la dosis en los objetivos; y (3) un modo de reportar la dosis que sea consistente con la tendencia de los algoritmos actuales.

Agradecimientos: La autora/es quieren agradecer especialmente a Claudio Fiorino por sus agudos y valiosos comentarios. También estamos sinceramente agradecidos a Rocío Bermúdez Luna por proporcionar los datos iniciales de los pacientes, que fueron muy útiles para esta investigación.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 882**Análisis gamma para la estimación del DLG para la energía 6FFF MV en un acelerador Varian Clinac DHX****Autores:** Sofía Pena Vaquero¹ ; Delfín Alonso Hernández¹**Co-autores:** Mario Martín Veganzones² ; Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; David Miguel Pérez¹ ; Iban Conles Picos³ ; María Ruiz Aznar¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; Raquel Barquero⁴ ; Ricardo Torres Cabrera⁵¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid² Hospital Clínico Universitario de Valladolid³ Complejo Asistencial Universitario de León⁴ Hospital Clínico Universitario Valladolid⁵ Hospital Clínico Universitario de Valladolid**Corresponding Author:** spenav@saludcastillayleon.es**Introducción**

La evolución de las técnicas de radioterapia externa hace necesaria la determinación de diversos parámetros dosimétricos que deben ser introducidos en el planificador. Uno de ellos es el dosimetric leaf gap (DLG), que define el aumento del campo de radiación respecto al de luz debido al límite redondeado de las láminas del MLC.

El objetivo de este trabajo es comprobar a partir de un análisis de la función gamma para varios valores teóricos del DLG cuál se aproxima más al real y compararlo con el calculado según el método que propone Varian (VMS) para el comisionado de la energía 6FFF MV en el planificador Eclipse v15.6 en un acelerador Varian DHX con Millennium MLC con 120 láminas (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU).

Material y método

Para calcular el DLG según el método de Varian se ha utilizado una cámara de ionización Farmer 30013 (PTW, Friburgo, Alemania) con su correspondiente electrómetro Unidos Weblin y un maniquí de agua sólida a distancia fuente-superficie 100 cm.

Lo primero es calcular el promedio de la transmisión interlámina de los bancos (RT). Después, con el MLC dinámico desplazándose a velocidad constante, se obtienen las lecturas de la cámara para diferentes espacios entre los bancos que varían de 2 a 20 mm (Rg). Con estos dos datos estimamos la lectura para cada espaciado (GAP) con la siguiente fórmula:

$$R_{g'} = R_g - R_{gT} = R_g - R_T \left(1 - \frac{GAP(mm)}{120 mm} \right)$$

Siendo los 120 mm la distancia que viajan las láminas. Si ajustamos a una recta podemos hallar mediante extrapolación el valor del GAP para el cual no existe transmisión de dosis, el DLG.

El segundo método que proponemos es realizar el test de la silla con el maniquí Octavius 4D (PTW) con el detector 1500XDR para distintos DLG teóricos. La zona inferior de la imagen de dosis que obtenemos recoge la transmisión interlámina junto con la transmisión de láminas opuestas mientras que la superior solo recoge la transmisión interlámina (Figura 1).

A partir de un análisis gamma con el programa Verisoft v7.2 (PTW) de un perfil vertical de la imagen obtenida frente a la planificada para cada DLG teórico podemos aproximarnos al valor del DLG real. Para ello, hacemos la diferencia de los valores gamma para cada par de puntos simétricos, quedándonos solo con la parte que incluye el DLG que representaremos en una gráfica.

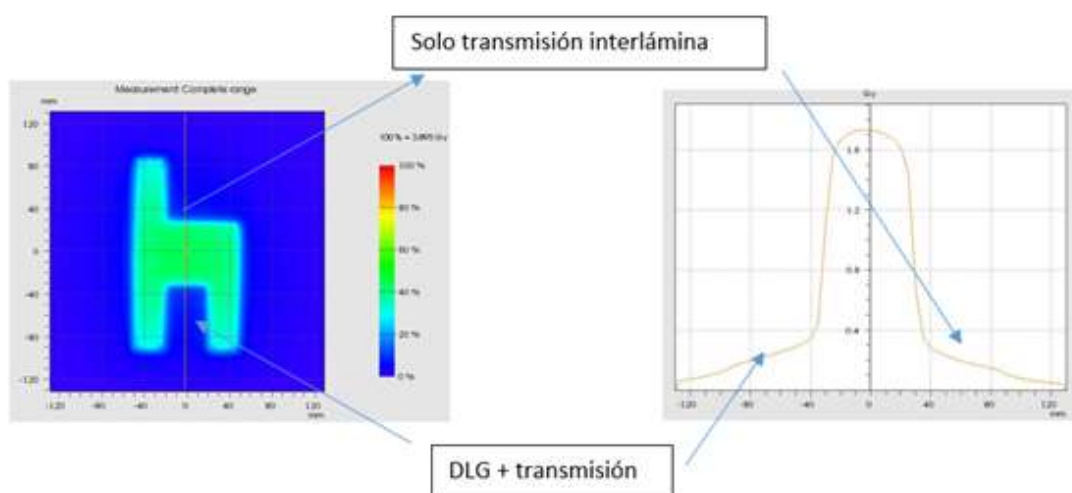


Figure 265: Test de la silla analizado con Verisoft (izquierda) con su correspondiente perfil vertical (derecha).

Resultados

El promedio obtenido con el método propuesto por VMS para medidas a 5 y 10 cm de profundidad es 0.1040 ± 0.0003 cm.

El mínimo valor promedio del análisis gamma es para el DLG de 0.120 cm (0.175 ± 0.147) seguido por el de 0.115 cm (0.211 ± 0.182) (Figura 2).

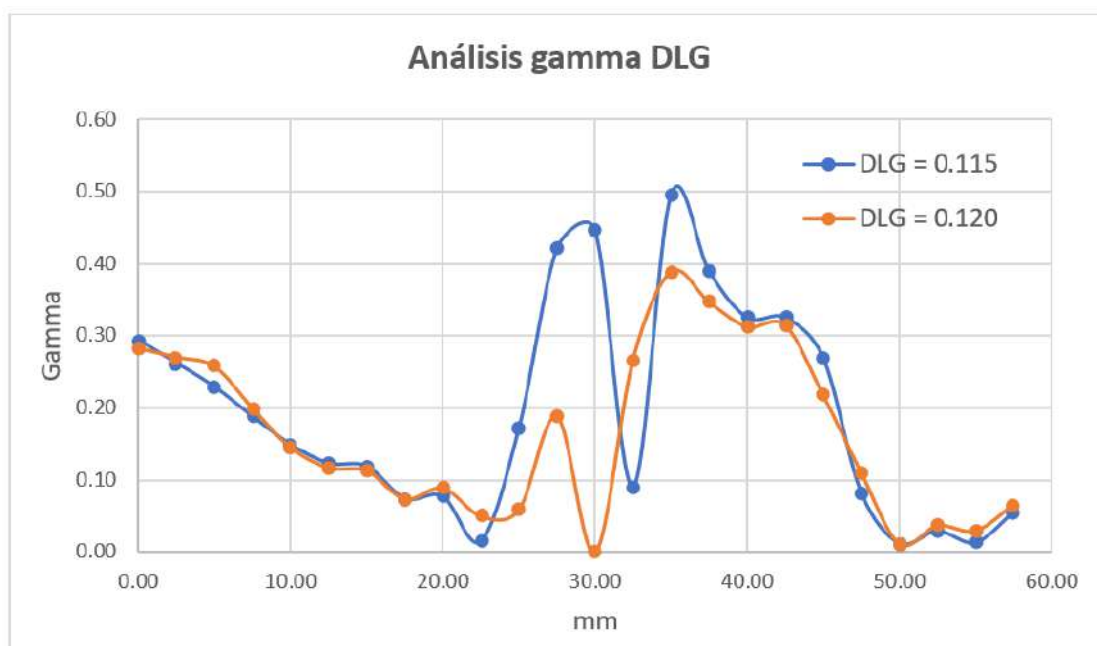


Figure 266: Curvas para el DLG de 0.115 y 0.120 cm de las diferencias de los valores simétricos de la función gamma.

Discusión

Ambos resultados son coherentes. Las pequeñas variaciones existentes pueden deberse a las distintas condiciones de medida, destacando el volumen y espaciado de las cámaras de ionización de la matriz de 1500XDR (0.06 cm³ espaciadas 0.71 cm) frente al volumen sensible de la cámara Farmer (0.6 cm³).

Conclusiones

Se han expuesto dos métodos diferentes para el cálculo del DLG que muestran resultados compatibles.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 892

Comparación y discusión sobre la utilización de dosis medio o dosis agua en planificaciones Monaco.

Autor: David García Riñón^{None}

Co-autores: Carlos Ferrer Gracia¹ ; Concepción Huertas Martínez² ; Moisés Sáez-Beltrán²

¹ H.U. La Paz

² Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: david_3_re@hotmail.com

Introducción:

La capacidad de cálculo que poseen los TPS basados en el algoritmo Montecarlo permite un tratamiento razonable sobre las heterogeneidades del paciente y ha abierto un intenso debate acerca de la elección sobre la que referenciar la planificación, Dosis en agua (Dw) o Dosis en medio (Dm).

Se realiza un estudio sobre la influencia dosimétrica de esta elección en estos TPS.

Material y métodos:

Se utiliza el planificador MONACO que usa el algoritmo XVMC que obtiene la dosis a partir de una simulación por montecarlo del transporte de la partícula. Utiliza el llamado "tissue approach" gracias a la "fit function" obtenida por el análisis llevado a cabo en ICRU 44 y ICRU 46. Es decir su cálculo inherente es la Dm.

$$D_m = \int_0^{E_{max}} \phi(E, med) \cdot \rho \cdot dE$$

Sin embargo la Dw se obtiene mediante la teoría de Bragg Gray que la relaciona con la Dm a partir del ratio de los poderes de frenado.

Se analizan y comparan 11 tratamientos: 7 de próstata (55Gy - 68 Gy) y 4 de ORL (60Gy - 66 Gy), planificados mediante la técnica de VMAT con fotones de 6MV.

Resultados:

La figura 1 muestra la diferencia en porcentaje de la dosis media calculada en agua respecto a la calculada en medio para los 11 tratamientos. La figura 2 representa los histogramas comparados de dos tratamientos de próstata y dos ORL.

Observamos en nuestro análisis que se produce una sobredosificación en Dw respecto a Dm siendo mucho mayor en estructuras de densidad ósea. Estos resultados confirman el análisis ICRU.

Discusión

Los fundamentos de los defensores de Dw se basan en que todavía el tratamiento de las heterogeneidades no es óptimo mediante imagen por TC y que los ensayos clínicos siempre se han referenciado en agua. Sin embargo los que apoyan la referencia a Dm, consideran que esta opción se ajusta más a la composición real del paciente y que la diferencia obtenida permite mantener los ensayos clínicos existentes. Asimismo evita la incertidumbre provocada por la conversión del cálculo en medio a agua en TPS que utilizan Montecarlo.

Los resultados obtenidos indican que la variación del porcentaje de dosis según la densidad de estructuras adyacentes implicaría la necesidad de precisar la composición de las mismas para poder asegurar que la optimización de las heterogeneidades es adecuada para el cálculo exclusivamente en medio.

Conclusiones:

Las variaciones en los tratamientos de próstata para órganos de densidad cercana al agua son suficientemente bajas para no afectar a resultados obtenidos en ensayos clínicos.

Conforme mejore la capacidad de los TC de obtener las particularidades de la composición del paciente para vóxeles más pequeños, la Dm resultará cada vez más óptima una vez alcanzada la capacidad de cálculo necesaria Sin embargo aún se debe tomar esta elección con cautela en zonas con heterogeneidades muy grandes (aire y hueso), especialmente en neoplasias contenidas en tejido óseo o en aire, así como estructuras de tejido blando rodeadas por las mismas.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 916**Cálculo independiente de tratamientos de mama: Eclipse vs. SunCheck**

Autores: Diego Bruzos López¹ ; Javier Sánchez Ruipérez² ; Jesús Herrero Rojas³

¹ Hospital Universitario Clínico San Cecilio

² Hospital Universitario Central de Asturias

³ Fundación Hospital de Jove

Corresponding Author: diego.bzlp@gmail.com

Introducción

En el Hospital de Jove se instaló en el año 2020 el sistema SunCheck (SunNuclear). Este sistema permite hacer un cálculo secundario independiente de los tratamientos empleando un algoritmo de convolución-superposición (DoseCheck).

El objetivo de este trabajo consiste en comparar y observar las diferencias entre este algoritmo con los de nuestro planificador Eclipse (Varian) en los tratamientos de mama. También muestra las limitaciones y ventajas de los diferentes algoritmos que se usan en la planificación de tratamiento 3D de mama.

Material y métodos

Se ha estudiado el caso particular de un tratamiento de mama 3D de un paciente real con fraccionamiento estándar (50 Gy a 2 Gy/fr). Este tratamiento fue calculado mediante el planificador Eclipse 15.5 y el algoritmo de cálculo AAA 15.6.04 (usado generalmente para tratamientos de mama). Además, el mismo plan se recalculó empleando el algoritmo AcurosXB 15.6.04, el cuál emplea la ecuación de transporte de Boltzmann y permite un cálculo en zonas con heterogeneidades más preciso. El sistema DoseCheck aporta una comparativa de los parámetros dosimétricos entre el planificador y el algoritmo de cono colapsado usando el criterio gamma. Además, muestra las diferencias debido a los diferentes algoritmos de cálculo en la distribución de dosis en el CT del paciente. Para la comparativa entre ambos algoritmos se ha usado el criterio gamma global 3% de dosis – 3 mm DTA usando un umbral del 10%.

Resultados

En la imagen 1 se aprecian los resultados del análisis gamma entre los algoritmos de convolución-superposición vs AAA y convolución-superposición vs AcurosXB.

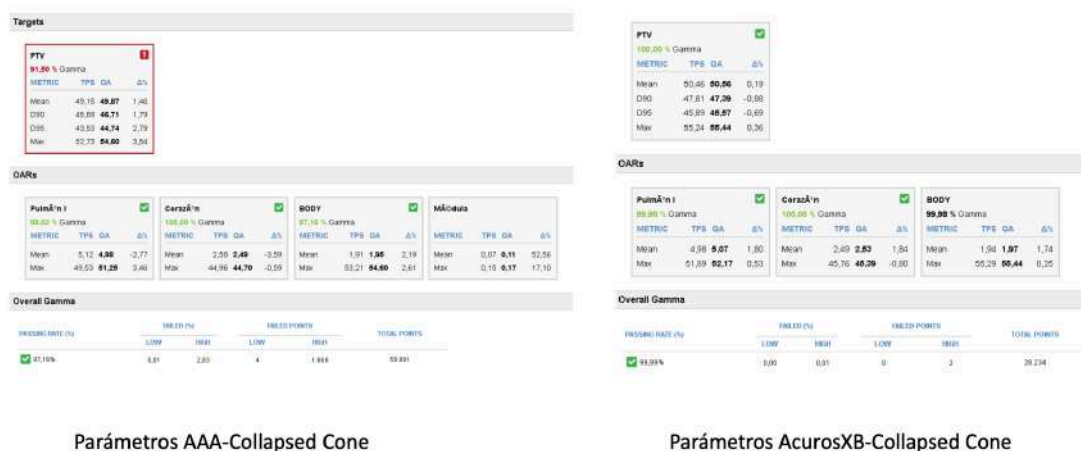


Figure 267: Resultados del análisis de los parámetros y criterio gamma

Observamos en esta imagen como el criterio gamma en el PTV es de un 91.50% en la comparación con AAA y de un 100% en la comparación con AcurosXB. Las diferencias con AAA en la dosis media

de PTV es de un 1.46% llegando a ser de un 3.54% en la dosis máxima del PTV siempre con menos dosis lo obtenido en AAA. Las diferencias con AcurosXB son siempre inferiores a un 1%.

Si nos fijamos en las diferencias con AAA en un corte del CT del paciente, estas se encuentran principalmente en la superficie del volumen, mientras que si el cálculo se realiza con AcurosXB, estas no se observan.

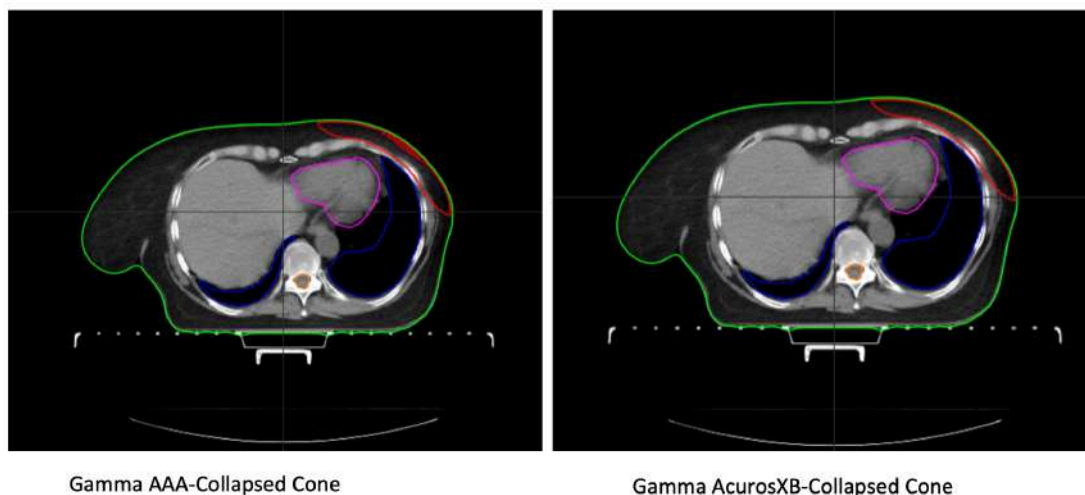


Figure 268: Diferencias del criterio gamma en un corte del CT del paciente

Discusión

Las diferencias observadas para el AAA podrían explicarse con el kernel que utiliza este algoritmo. Este kernel es proyectado siempre paralelo al eje central aunque nos encontremos lejos del eje. SunCheck utiliza un kernel que se proyecta siempre sobre el eje de divergencia. Es por ello que, en casos de mucha oblicuidad, como pueden ser las mamas, las diferencias aparecen cercanas a la superficie.

Conclusiones

Dado que el kernel utilizado por el collapsed cone de SunCheck ofrece mejores resultados en los casos de gran oblicuidad, su mayor concordancia con AcurosXB pone de manifiesto que éste último podría usarse en lugar del AAA si queremos garantizar dosimetrías mas fieles a la realidad.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 963**Revalidación de la técnica de IMRT usando el TG119 tras actualización del algoritmo AAA**

Autores: Cristina Arroyo Sánchez¹ ; Alfonso Villacé Gallego²

Co-autores: Daniel San José Olmedo² ; Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Zahara Martín Rodríguez¹ ; Carlos Díaz Aviñó ; Diego Crelgo Alonso² ; Pedro Sánchez Galiano³ ; Silvia Fernández Cerezo² ; Daniel Rodríguez Latorre⁴ ; Jose Fernandez Garcia¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURAS

⁴ Hospital Central de Asturias

Corresponding Authors: cris.as.95@gmail.com, alfonsovillace@yahoo.es

1. Introducción

Tras actualizar a la versión 15.6.04 el algoritmo de cálculo AAA, se procede a revalidar la técnica IMRT de nuestro centro según los test propuestos por el TG119 de la AAPM.

2. Material y métodos

Se reproducen los casos clínicos que plantea dicho grupo en el planificador Eclipse, con la nueva versión instalada, usando los conjuntos de estructuras proporcionados por este y según los requisitos especificados en el documento. Los planes se calculan con el haz de fotones de 6MV de un acelerador lineal Varian Novalis-Tx equipado con el multiláminas de alta definición HD120.

Para la verificación de la dosis media en los puntos propuestos por el protocolo, se emplea un maniquí de agua sólida RW3 de 30x30x20 cm³ y una cámara de ionización PTW Semiflex 31010 de 0.125 cm³. Para reducir los efectos de las variaciones diarias del acelerador y las diferencias entre agua y el maniquí, la lectura de la cámara se convierte a dosis mediante el factor de conversión obtenido con dos campos opuestos AP-PA de 10x10 cm². Como comprobación, se recalcularon las dosis medidas usando directamente los factores propios de la cámara para ese haz.

Para la verificación de la distribución de dosis 2D en un plano coronal, se hace uso de la matriz de detectores PTW Octavius729 insertada en láminas de agua sólida a 5.75cm de profundidad y otros 5cm como material de retrodispersión. Para mayor resolución de medida, se fusionan 4 adquisiciones intercaladas y se analiza cada campo con el criterio gamma 3%-3mm en valor absoluto y umbral del 10%.

3. Resultados

El promedio de las diferencias entre las medidas y las dosis medias planificadas en las regiones de alta dosis fue de 1.2±0.5% (k=1) respecto a la dosis prescrita. En las regiones de baja dosis la diferencia promedio fue de 0.2±0.9% (k=1). Las diferencias mínimas y máximas obtenidas fueron de -1.2% y de 1.7%, inferiores al 2% en todos los puntos.

En cuanto a la verificación de las distribuciones 2D, el porcentaje de puntos que cumple el criterio gamma es siempre superior al 99%, llegando al 100% en algunos de los campos analizados.

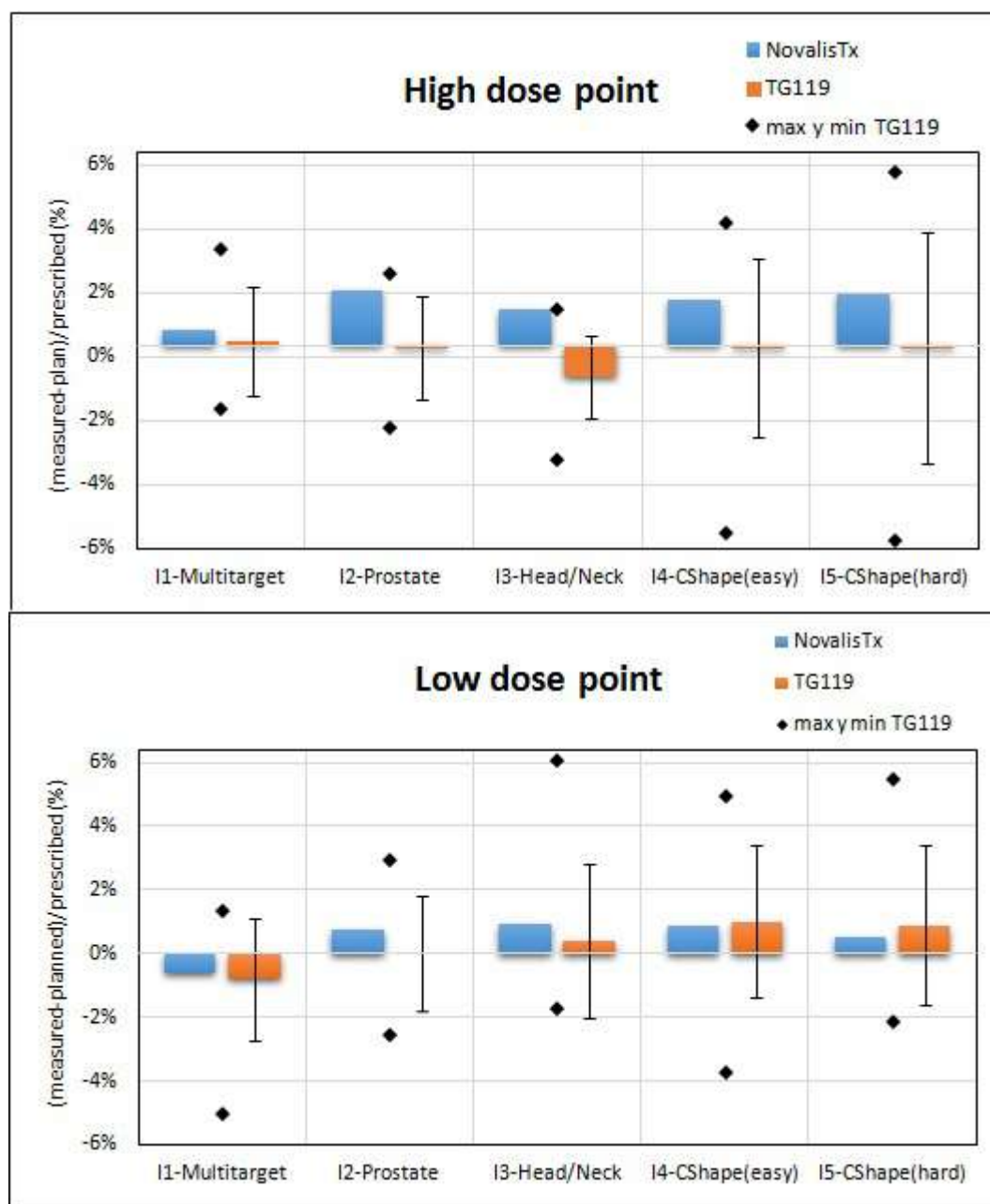


Figure 269: Diferencias entre la dosis medida y la planificada respecto a la prescrita en puntos de alta y baja dosis. Los puntos corresponden a los valores máximo y mínimo que aparecen en el TG119.

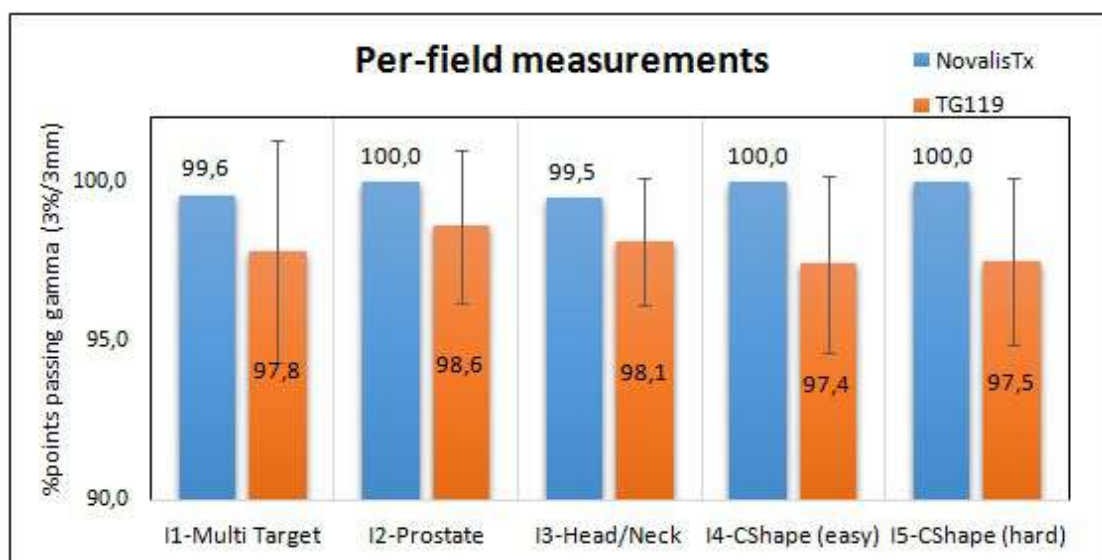


Figure 270: Porcentaje promedio de puntos que cumplen el criterio gamma 3%3mm en las verificaciones dosimétricas 2D en comparación con los resultados del TG119.

4. Discusión

Como se observa en la figura 1, nuestras diferencias de dosis en punto están contenidas entre los valores mínimo y máximo marcados por las instituciones participantes. De hecho, el límite de confianza obtenido en nuestro centro es inferior al obtenido por 8 de las instituciones.

En cuanto a la distribución dosimétrica 2D representada en la segunda figura, no solo obtenemos un elevado porcentaje de puntos que cumplen el criterio, sino que además estos resultados son superiores para todos los campos a la media del valor obtenido por las instituciones participantes y se encuentran dentro del intervalo de confianza marcados por dicho trabajo.

5. Conclusiones

El TG119 proporciona un conjunto de planes estandarizados, útil para comprobar la correcta configuración del planificador para llevar a cabo la técnica IMRT. Con los resultados obtenidos podemos considerar la nueva versión del algoritmo AAA válida para su uso en tratamientos modulados.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1033**Verificación y resultados de un sistema de cálculo independiente volumétrico**

Autor: Javier Sánchez Ruipérez¹

Co-autores: Zahara Martín Rodríguez ¹ ; Alfonso Villacé Gallego ² ; Cristina Arroyo Sánchez ¹ ; Silvia Fernández Cerezo ³ ; Diego Bruzos López ⁴ ; Daniel San José Olmedo ² ; Daniel Rodríguez Latorre ⁵ ; Diego Crelgo Alonso ² ; Pedro Sánchez Galiano ¹ ; Jose Fernández García ¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Universitario de Asturias

⁴ Hospital Universitario Clínico San Cecilio

⁵ Hospital Central de Asturias

Corresponding Author: ruipe90@gmail.com

Introducción

En el año 2019 en el HUCA se puso en marcha el sistema SunCheck de SunNuclear. Este software comercial permite hacer un cálculo secundario independiente (DoseCheck).

El objetivo de este trabajo consiste en comprobar y verificar el modelado de los aceleradores, evaluar el algoritmo de cálculo de convolución-superposición de DoseCheck y por último mostrar los resultados obtenidos.

Material y métodos

Para la comparación de los resultados se han realizado 7 planes en 2 maniqués: Easy Pelvis y Quasar (con los insertos de pulmón) tomando la dosis media de la cámara de ionización en los sistemas de Eclipse y SunCheck.

Para la medida en los aceleradores se ha usado una cámara de ionización PinPoint 3D 31016-775.

Estos planes fueron calculados en el planificador Eclipse 15.5(Varian) empleando el algoritmo AAA15.6.04 y AcurosXB15.6.04.

La verificación de este sistema se ha realizado en:

1. Halcyon 2.0 con energía 6FFF.
2. Novalis con MLCHD y energía 6 MV.
3. TrueBeam con MLC120 y energía 6 MV.

La segunda parte consiste en un análisis de los resultados evaluando:

- El criterio gamma global 3% dosis-3mm DTA- 10% de umbral en los PTVs.
- Comparación de un punto de dosis en el centroide de los PTVs.

Resultados y discusión**Diferencias sobre el maniquí homogéneo (Tabla 1):**

- Las diferencias observadas sobre el maniquí Easy Pelvis en el Halcyon y en el TrueBeam son inferiores al 1% y 2% para los 3 planes.
- Se encuentran diferencias entre el modelado del Novalis del DoseCheck y AAA superiores al 1.5%. Siempre con la dosis media mayor en AAA. Sin embargo, estas diferencias no se observan en las medidas con cámara de ionización.

Diferencias sobre el maniquí heterogéneo (Tabla 1):

- Las diferencias en el Halycon entre DC y AAA son superiores a las 1.5%. Esto no se observa con la cámara PinPoint donde son inferiores al 2%.

- En el Novalis y en el TrueBeam se ha usado el algoritmo AcurosXB. Las diferencias son mayores en el Novalis, similar a lo obteniendo sobre el maniquí homogéneo aunque sólo en un caso estas diferencias son mayores al 2%.

			Halcyon		Novalis		TrueBeam	
			Dif DC vs AAA	Dif DC vs PinPoint	Dif DC vs AAA	Dif DC vs PinPoint	Dif DC vs AAA	Dif DC vs PinPoint
Easy pelvis (Maniquí homogéneo)	4 campos en caja		-0.04	0.19	1.55	-0.39	1.31	-0.58
	Arco 200 UM		-0.81	0	3.33	0.51	1.67	0.38
	Plan clínico		-0.73	0.52	3.3	2.37	1.13	-0.72
			Dif DC vs AAA	Dif DC vs PinPoint	Dif DC vs Acuros	Dif DC vs PinPoint	Dif DC vs Acuros	Dif DC vs PinPoint
Quasar insertos de pulmón	PTV central (cámara en el centro)	4 campos en caja	-1.81	-1.66	1.92	-1.64	1.77	-0.34
		Arco completo (360°)	-2.23	-1.05	3.23	-0.46	1.41	0.28
	PTV lateralizado (cámara en el inserto de pulmón)	3 campos laterales	-3.18	0.6	-1.77	-1.26	-1.3	-0.87
		Arco lateral(180°)	-1.68	1.77	1.19	0.95	0.25	0.5

Figure 271: Comparación de los resultados sobre los maniqués.

Resultados de los pacientes (Tabla 2):

Se muestran los resultados en 408 planes. Existe muy buena relación de resultados entre Eclipse (AAA y AcurosXB) y DoseCheck.

- Un 7.11% de los pacientes no pasa el criterio gamma 3%-3mm mientras que un 0.74% no pasa el criterio 5%-5mm obteniéndose mejores resultados en el TrueBeam y en el Halcyon donde sólo hay 3 y 4 pacientes que no han pasado la tolerancia de 3%-3mm respectivamente.
- Los resultados más bajo se obtienen en PTVs con heterogeneidades y en tratamientos de mama realizados con el algoritmo AAA debido a diferencias entre los algoritmos de cálculo.

			Gamma PTVs				Diferencias de dosis en el centroide del PTV	
					Pacientes que no cumplen criterio gamma en el PTV			
			Media	σ	3%/3mm/10%	5%/5mm/10%	>2%	>3%
Halcyon	Tratamientos analizados	114	98,94	2,89	4	0	7	2
	<95	%			3,51	0,00	6,14	1,75
Clinac IX	Tratamientos analizados	107	98,06	3,93	15	0	8	3
	<95	%			14,02	0,00	7,48	2,80
Novalis	Tratamientos analizados	96	97,40	7,54	7	2	11	0
	<95	%			7,29	2,08	11,46	0,00
TrueBeam	Tratamientos analizados	91	98,97	2,31	3	1	8	3
	<95	%			3,30	1,10	8,79	3,30
	Tratamientos analizados	408			29	3	34	8
		%			7,11	0,74	8,33	1,96

Figure 272: Resultados obtenidos en los diferentes aceleradores

Conclusiones

Una vez realizado el estudio se puede concluir que el modelado de los aceleradores proporcionado por SunNuclear es adecuado para su uso como sistema de cálculo independiente tanto en los planes 3D como en aquellos donde se han utilizados técnicas moduladas.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 966**Evaluación de las diferencias dosimétricas entre los algoritmos de cálculo de dosis Acuros y AAA**

Autores: Mireia Hernandez Trujillo¹ ; Amparo Romeu Moragón¹ ; Antonio González Vicente¹ ; Adrià Mari Palacios¹ ; Joan Cristòfol Font Gelabert²

¹ Hospital Son Espases

² HUSE

Corresponding Author: mihertu@gmail.com

Hipótesis y objetivo

Realizar un estudio sobre las diferencias entre dos algoritmos de cálculo de dosis de radiación a pacientes, Acuros XB (AXB) y Anisotropic Analytical Algorithm (AAA).

La hipótesis inicial considera que AAA sobreestima las dosis en las zonas con grandes heterogeneidades, donde se pierde la condición de equilibrio lateral de electrones.

Materiales y métodos

Se consideró cinco pacientes con lesiones en cinco localizaciones diferentes (recto, próstata, ORL, pulmón y una lesión metastásica en la cadera que incluía una prótesis en la zona a irradiar). Como sistema de planificación se utilizó Eclipse y los tratamientos se realizaron en un Clinac IX 2300 (Varian Medical Systems) del Servicio de Radiofísica del Hospital Son Espases (Mallorca).

Los planes fueron calculados con AAA y normalizado con el 100% de la dosis cubriendo el 95% del volumen del PTV. Posteriormente, estos planes se recalcularon con AXB dosis medio (AXB D_m), fijando las unidades monitor, para que los planes fueran comparables.

Para dicha comparación se escogieron parámetros relevantes del histograma dosis-volumen (HDV), mostrando la cobertura, la conformación y la homogeneidad en la dosis del PTV. Dichos parámetros fueron D_{min}, D_{max}, D_{2%}, D_{98%}, D_{media}, índice de conformidad y de homogeneidad. Estos parámetros solo se estudian para el PTV prescrito a mayor dosis, en el caso de que exista más de uno.

El índice de conformidad caracteriza el grado en el que la región de dosis altas se ajusta al volumen objetivo, y se define como el volumen incluido en la superficie de la isodosis de prescripción dividido entre el volumen total objetivo.

Por otro lado, el índice de homogeneidad caracteriza la uniformidad de la distribución de la dosis absorbida dentro del PTV, y se define como la dosis que llega al 2% del volumen respecto de la de 98%.

Resultados y discusión

En la tabla 1 se observan los parámetros definidos anteriormente.

	Prótesis (PTV 7 Gy)		Próstata (PTV 78 Gy)		Recto (PTV 50 Gy)		ORL (PTV 69,96 Gy)		SBRT Pulmón (PTV 54 Gy)	
Algoritmos	AAA	AXB D _m	AAA	AXB D _m	AAA	AXB D _m	AAA	AXB D _m	AAA	AXB D _m
D _{min} (Gy)	6,5	6,1	65,8	64,8	47,6	47,1	65,8	60,8	51,9	53,6
D _{max} (Gy)	7,6	8,4	83,4	85,9	53,1	53,6	77,7	77,2	59,1	61,8
D ₂ (Gy)	7,3	7,5	81,0	82,4	52,0	51,9	73,0	72,9	58,4	60,6
D ₉₈ (Gy)	6,9	6,3	77,2	76,7	49,6	49,2	69,3	68,0	53,6	55,1
D _{media} (Gy)	7,2	7,0	79,4	80,0	50,8	50,5	71,4	70,6	56,2	58,2
Índice de conformidad	1,0	0,8	1,0	1,0	1,0	0,8	1,0	0,8	1,3	1,6
Índice de homogeneidad	1,1	1,2	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1

Figure 273: Tabla 1. – Parámetros analizados.

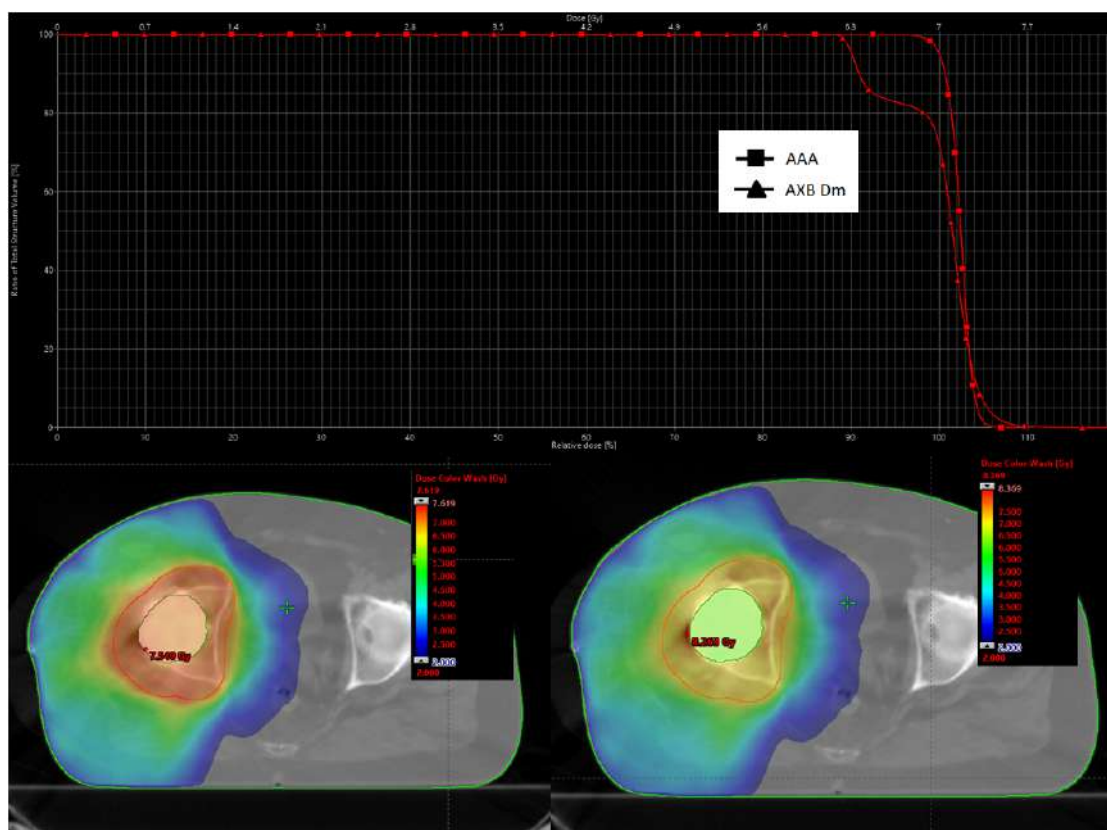


Figure 274: Figura 1.- Histograma comparativo.

En la figura 1 se observa el caso del paciente con la prótesis incluida dentro de la lesión a tratar, que es donde se encuentran diferencias más significativas.

En dicha figura se muestra el histograma comparativo de los dos algoritmos. En la curva correspondiente a AXB Dm se observa una caída considerable de la dosis respecto a AAA, debido a que el cálculo con AAA no determina con precisión la dosis absorbida en materiales de alta densidad.

Conclusión

Los casos donde se encuentran mayores diferencias entre ambos algoritmos, son en pulmón y en el caso de la prótesis, es decir, donde hay grandes heterogeneidades, tal y como sugiere la bibliografía consultada.

Bibliografía

1. Fogliata, A., Nicolini, G., ... & E., & Cozzi, L. (2011). Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media. *Radiation oncology*, 6(1), 82.
2. Aarup, L. R., Nahum, A. E., Zacharatou, C., Nyström, H.,... & Korreman, S. S. (2009). The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: implications for tumour coverage. *Radiotherapy and oncology*, 91(3), 405-414.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1018**Diferencias en el cálculo de dosis con AcurosXB (® Varian Medical Systems) según se realice en agua o en el medio para diferentes localizaciones**

Autores: Daniel Rojo Navarrete¹ ; Eduardo Cabello Murillo² ; Carlos Ramón García³ ; Ángel Gaitán Simón¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹ ; Pedro Adaimi Hernández³ ; Gustavo Pozo Rodríguez⁴ ; Ana Isabel Milanes⁵ ; Raúl Díaz Fuentes⁶ ; Alejandro Ferrando Sánchez⁵

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

² Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

³ Hospital 12 de Octubre

⁴ H.U. 12 DE OCTUBRE

⁵ H.U. 12 de Octubre

⁶ Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre

Corresponding Authors: daniel.rojo@salud.madrid.org, eduardo.cabello@salud.madrid.org

Introducción

Los sistemas de planificación de tratamiento (TPS) convencionales usados en radioterapia emplean habitualmente métodos analíticos o numéricos para calcular la dosis depositada en el medio a partir de la dosis en agua (D_W). En los últimos años ha crecido el interés por los algoritmos de cálculo de dosis que consideran el medio del material de cada vóxel (D_M). Eclipse, el TPS de Varian, tiene implementado el algoritmo de cálculo Acuros XB (AXB), capaz de proporcionar la dosis usando D_W o D_M a través de la resolución numérica de la ecuación de transporte de Boltzmann (1). El objetivo de este trabajo es emplear AXB para comparar la dosis calculada por los algoritmos de tipo D_M y D_W sobre varios planes de tratamiento y diferentes localizaciones.

Material y métodos

Se han escogido tres grupos de cinco pacientes cada uno: radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) de pulmón izquierdo, mama derecha y próstata. Todos ellos se han planificado en Eclipse, usando 3D conformada (mamas) y RapidArc (SBRT y próstatas). El algoritmo de optimización empleado para RapidArc ha sido Photon Optimization (15.6). Se ha calculado la dosis absorbida usando D_W y D_M . Para comparar ambos métodos, se estudiará la diferencia porcentual relativa (Δ).

$$\Delta = \frac{D_W - D_M}{D_W} 100$$

Para las SBRT de pulmón, la dosis prescrita fue de 60 Gy (8 sesiones). Los órganos de riesgo (OR) considerados para este estudio han sido el corazón, la médula, los pulmones y la piel. Las mamas fueron prescritas a una dosis de 40.05 Gy (15 sesiones), y solo se ha considerado el pulmón derecho como OR. Para las próstatas, se prescribieron 70.2 Gy en próstata, 54.6 Gy en vesículas y 49.4 Gy en ganglios (26 sesiones). Los OR considerados para este estudio han sido la vejiga, el recto y las cabezas femorales.

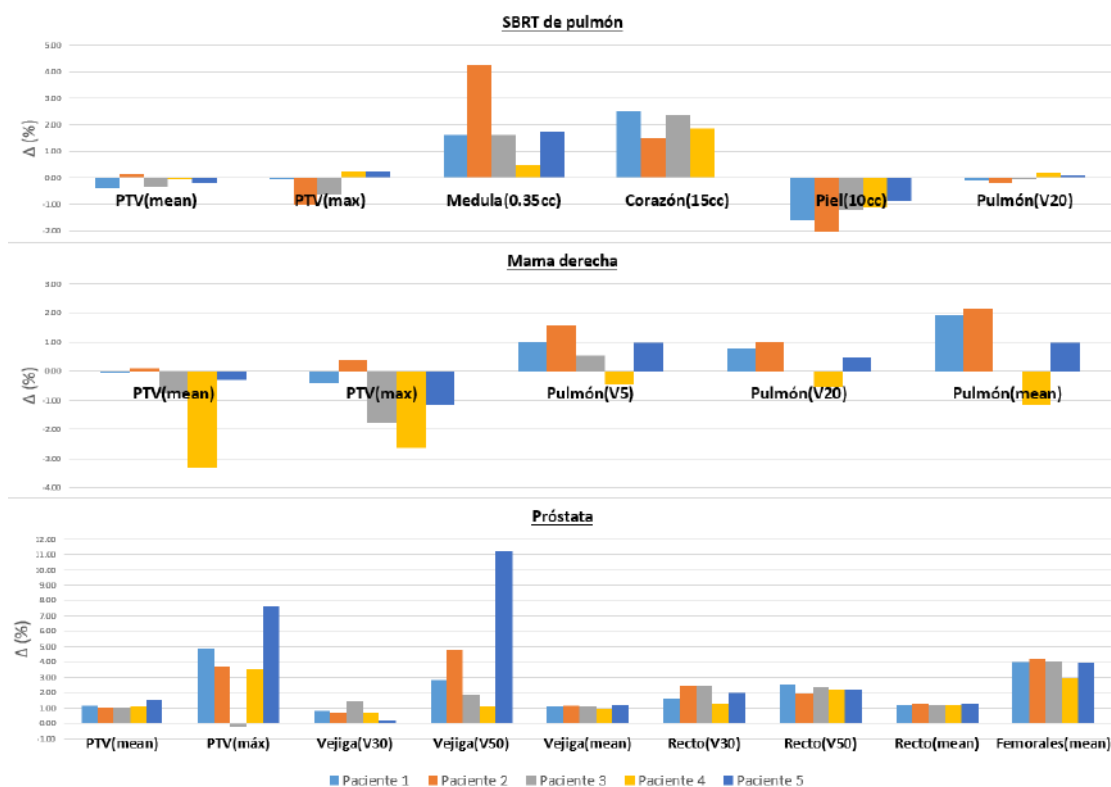


Figure 275: Diferencia de dosis relativa

Resultados

En la Figura 1 se recogen los valores de la desviación $\Delta(\%)$ y en la Figura 2 se han calculado los valores promedio de $\Delta(\%)$. En la SBRT de pulmón se observa un aumento de la dosis según el método D_W para la médula y el corazón, así como un descenso en piel. En las mamas derechas se obtiene un incremento de la dosis según D_W en pulmón, consistente para distintas isodosis. En ambas localizaciones, el PTV no muestra una tendencia clara. En las próstatas, la dosis calculada con D_W crece de forma generalizada en el PTV y, especialmente, en los OR considerados.

SBRT Pulmón		Mama derecha		Próstata	
$\Delta(PTV_{mean})$	-0.16 %	$\Delta(PTV_{mean})$	-0.87 %	$\Delta(PTV_{mean})$	1.17 %
$\Delta(PTV_{max})$	-0.23 %	$\Delta(PTV_{max})$	-1.11 %	$\Delta(PTV_{max})$	3.91 %
$\Delta(Medula)$	1.94 %	$\Delta(Pulmón_{V5})$	0.71 %	$\Delta(Vejiga_{V50})$	4.37 %
$\Delta(Corazón)$	1.64 %	$\Delta(Pulmón_{V20})$	0.35 %	$\Delta(Vejiga_{mean})$	1.11 %
$\Delta(Piel)$	-1.34 %	$\Delta(Pulmón_{mean})$	0.77 %	$\Delta(Recto_{V50})$	2.26 %
$\Delta(Pulmón_{V20})$	0.00 %			$\Delta(Recto_{mean})$	1.25 %
				$\Delta(Femorales_{mean})$	3.81 %

Figure 276: Diferencia de dosis promedio

Discusión

Los resultados obtenidos parecen indicar que la diferencia entre la dosis calculada por AXB usando D_W y D_M depende del tipo de tumor, e incluso del tipo de paciente. No obstante, se observa un aumento general de la dosis calculada con D_W para la mayoría de OR, especialmente en el caso de las próstatas, donde el aumento de dosis en el PTV es también significativo.

Conclusiones

Las diferencias en las dosis calculadas según D_W y D_M pueden ser significativas, en particular para

algunas localizaciones como la próstata. En nuestro centro se ha optado por implementar progresivamente el método D_M pese a la controversia existente (2).

Referencias

1. Vassiliev O, et al. "Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams." *Phys Med Biol.* 2010; 55: 581-598
2. Keall P. "Dm rather than Dw should be used in Monte Carlo treatment planning." *Med Phys.* 2002; 29: 922-924.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1062

Modelado en Mónaco de la transmisión entre láminas cerradas de bancadas opuestas para un colimador multiláminas Agility de Elekta

Autores: M^a Aurora Vicedo Gonzalez¹ ; Mari Trini García Hernández¹ ; Domingo Planes Meseguer¹ ; Rafael García Mollá¹ ; M^a Luisa Alcaraz Lozano¹ ; Esther Valiente Diaz¹

¹ Hospital General Universitario de Valencia

Corresponding Author: vicedo_margon@gva.es

Introducción

El colimador multiláminas Agility de Elekta emplea láminas con punta final redondeada. Una de las peculiaridades de este sistema es que, para evitar posibles colisiones, las láminas no se pueden cerrar por completo, por lo que la transmisión en el eje de radiación es dos órdenes de magnitud mayor que el valor de transmisión debajo de las láminas. Dicha transmisión disminuye al cerrar las láminas lejos del eje de radiación porque el haz divergente atraviesa más porción de lámina. El TPS Monaco modela este efecto variando la anchura del gap entre láminas, a medida que varía la distancia del gap respecto al eje. El objetivo de este trabajo es comprobar el correcto modelado de la transmisión a través del gap del TPS Monaco en función de la distancia al eje de radiación.

Material y Métodos

En un acelerador VersaHD con MLC Agility se mide la anchura y transmisión del gap de láminas cerradas en el eje de radiación y a distancias de 5 y 10 cm respecto del eje para las energías de 6 MV y 10 MV. La transmisión medida se normaliza a un campo de 10x10 cmxcm. Las medidas se realizan mediante cámara microDiamond de PTW y película radiocrómica EBT3 a DFS=100 cm, z=1.5 cm (6 MV) y z=2.5 cm (10 MV). Los resultados se comparan con los cálculos realizados en el TPS Monaco v.5.51 con una matriz de cálculo de 2 mm de resolución y una incertidumbre de 0.5% por cálculo.

Resultados

Inicialmente se mide, con el campo de luz, un gap de láminas cerradas de 4.5 cm en el isocentro y un gap físico 1.4 mm en el plano de las láminas. La transmisión medida del gap para 6/10 MV respecto al campo 10x10 es de un 54/56% en el eje de radiación, 41/44% a 5 cm del eje y 7% a 10 cm fuera de eje. Las diferencias con el TPS Monaco son de 13%, 15/16% y 8/9% a 0, 5 y 10 cm respectivamente. Se solicita al servicio técnico que cierre el gap a 1 mm en el plano de las láminas (3.5 mm en el isocentro) por ser el valor recomendado por la casa comercial. Una vez cerrado el gap, la transmisión medida en las mismas posiciones para 6/10 MV es 42/45%, 28% y 3% y la diferencia con el TPS es 1/2%, 3/1% y 12%.

Conclusión

En los MLC Agility el gap mínimo entre láminas opuestas debe ser de 1 mm en el plano de las láminas para el correcto modelado por parte del planificador Monaco. La existencia de esta separación mínima entre láminas adyacentes obliga a cerrar, siempre que sea posible, las láminas fuera de eje para reducir la transmisión. Durante el comisionado del acelerador se debe comprobar el tamaño del gap mínimo para asegurar la mínima transmisión. En caso de tratamientos dinámicos en los

que las láminas se cierran dentro del campo, el correcto modelado de este parámetro cobra especial importancia.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1129**Primera fase en la estimación de niveles de tolerancia para la comparación de los cálculos del sistema de planificación con VeriQA.**

Autores: Francisco Blázquez Molina¹ ; Gaspar Sánchez Merino² ; Rodrigo Lope Lope² ; Jose Luis Bonet Sancho³ ; Natalia Tejedor Aguilar⁴ ; Valentín Campo San Martín⁵ ; Vicente Carmona Meseguer⁶ ; Antonio Martín González⁷ ; Jose Gimeno Olmos⁶ ; Juan Carlos Ruiz Rodríguez⁶ ; Françoise Lliso Valverde⁶ ; José Pérez-Calatayud⁸

¹ *Hospital Universitari i Politècnic LaFe*

² *OSI Araba*

³ *PTW Dosimetria Iberia SLU*

⁴ *Hospital Universitario y Politécnico La Fé*

⁵ *OSI ARABA- HOSPITAL DE TXAGORRITXU*

⁶ *Hospital Universitari i Politècnic La Fe*

⁷ *H.U. 12 de Octubre*

⁸ *Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Valencia.*

Corresponding Author: fblazquezm@gmail.com

1. Introducción.

Cara a obtener unos valores de referencia en la comparación de los resultados del sistema de planificación con una nueva aplicación de cálculo independiente, se presentan los primeros resultados. Se han comparado los algoritmos Collapse Cone (CC) de RaySearch y AAA y Acuros de Eclipse con el algoritmo Montecarlo del sistema de cálculo redundante VeriQA de PTW.

2. Materiales y métodos.

Se han optimizado y calculado planes para 19 pacientes: 7 pacientes de próstata, 4 de ellos con CC y 3 con AAA, 6 de pulmón, 3 con CC y 3 con Acuros, y 6 de ORL, 3 con CC y 3 con AAA. Para todos ellos se ha realizado el segundo cálculo con el algoritmo Montecarlo.

Se ha realizado un estudio de la distribución de los valores del parámetro Gamma (3%/2mm, máximo local) utilizando un diagrama de cajas. Para valorar el grado de coincidencia entre los cálculos realizados con distintos algoritmos se ha realizado un análisis de tipo Bland-Altman de los valores medios de las dosis calculadas en los PTV y en los distintos órganos de riesgo.

3. Resultados.

El diagrama de cajas para los resultados del parámetro Gamma respecto al algoritmo Montecarlo se muestra en la Figura 1.

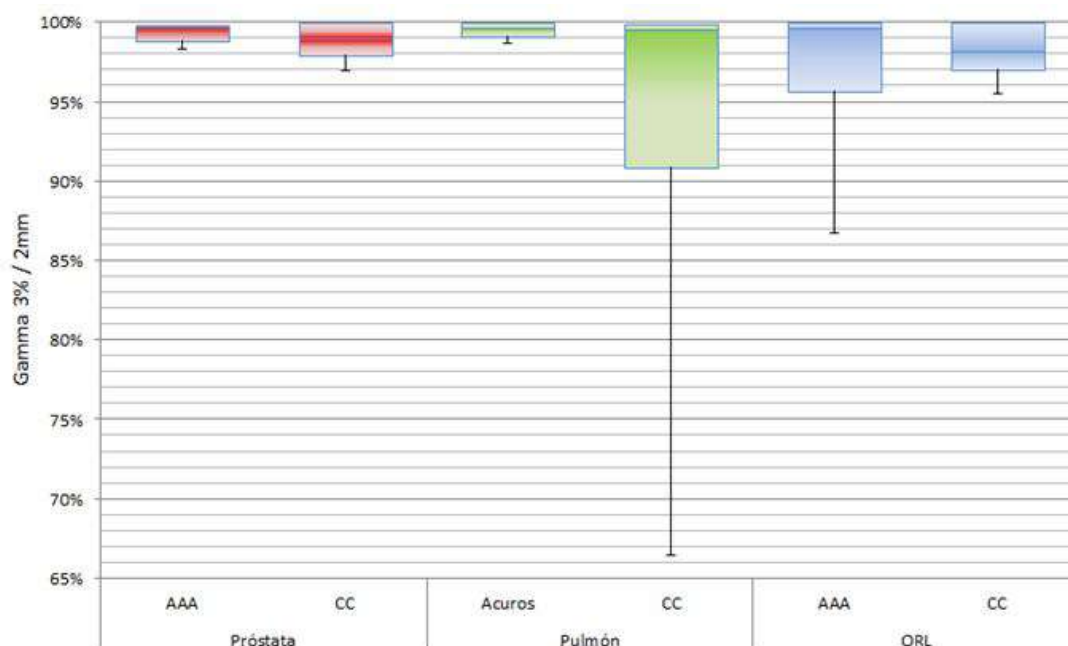


Figure 277: Diagrama de cajas de los valores Gamma 3% / 2mm obtenidos.

El diagrama Bland-Altman de las dosis medias para los distintos tipos de algoritmo respecto al algoritmo Montecarlo y según la patología aparece en la Figura 2. El eje de las abscisas indica el valor promedio del resultado para los dos algoritmos comparados, asumiendo que se trata del mejor estimador del valor real del parámetro calculado. En el eje de las ordenadas se representa la diferencia del parámetro con los distintos algoritmos. Para minimizar la influencia del valor absoluto de los parámetros calculados se utiliza el logaritmo base 2 de los parámetros considerados en el análisis.

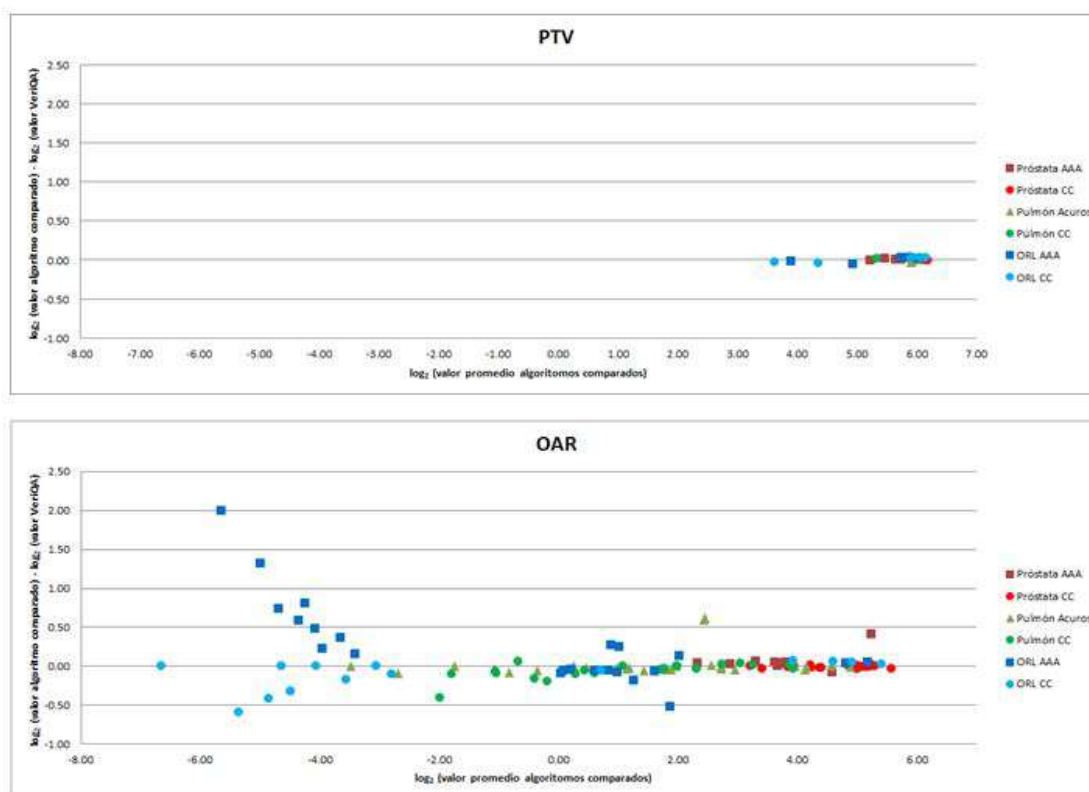


Figure 278: Diagramas de Bland-Altman para distintos algoritmos.

4. Discusión.

En los diagramas de cajas se observa como los mejores resultados para los valores Gamma se obtienen para las lesiones de próstata. El algoritmo CC muestra unos pobres resultados en el cálculo en lesiones pulmonares, mientras Acuros obtiene buenos resultados en estas patologías. Por su parte, en tratamientos ORL ambos algoritmos evidencian discrepancias respecto al cálculo Montecarlo, siendo mayores para el caso de AAA.

Puede observarse en los diagramas Bland-Altman que los mejores resultados en todos los casos se obtienen para las dosis medias calculadas para los PTVs, existiendo mayor dispersión en los valores que corresponden a los OARs. La menor dispersión se observa en los tratamientos de próstata, con diferencias medias del logaritmo base dos de los parámetros calculados por los algoritmos considerados y Montecarlo de -0,01 para CC y 0,03 para AAA. Para los tratamientos de pulmón, la dispersión de los valores que representan la diferencia es mayor para CC (-0,04), siendo Acuros el que presenta el mayor grado de coincidencia (0,02). La diferencia entre los algoritmos considerados y el cálculo Montecarlo presenta la mayor dispersión en el caso de los tratamientos de ORL, tanto para CC (-0,09) como para AAA (0,22).

5. Conclusiones.

Los resultados obtenidos en esta primera fase de comparación muestran la necesidad de asociar las tolerancias y niveles de acción a los algoritmos específicos y tipo de tratamiento.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1220**Verificación del modelo de camilla BrainLab ICT y Varian Exact IGRT CT**

Autores: Fernando Damian Lisa¹ ; Carlos Eduardo Camacho Calderon² ; Ruben Farias¹ ; Maria Florencia Mauri¹ ; Leon Aldrovandi¹ ; Pablo Aberbuj¹ ; Maria Liliana Mairal³

¹ *Mevaterapia Oncologia Radiante*

² *Mevaterapia*

³ *MEVATERAPIA ONCOLOGÍA RADIANTE*

Corresponding Authors: fernando.lisa@mevaterapia.com.ar, rfarias@mevaterapia.com.ar

INTRODUCCION:

En la actualidad la fibra de carbono se convirtió en el material por defecto para las camillas de tratamiento en radioterapia por su alta resistencia y baja densidad. Con la estandarización de IGRT se han desarrollado nuevas camillas de mayor espesor sin materiales que generen artefactos en las imágenes. Esto conlleva una mayor atenuación que debe considerarse adecuadamente durante la planificación ya que puede resultar en una subdosificación del volumen blanco. En el presente trabajo se validó el modelo de las camillas de tratamiento de nuestra institución en el planificador de tratamientos (TPS) Eclipse v13.6 (Varian, Palo Alto, California), y se evaluó el impacto clínico del modelo por defecto.

MATERIALES Y MÉTODOS:

Las camillas estudiadas fueron BrainLab Imaging Couch Top (ICT), en un acelerador Varian Trilogy 2300CD, y Varian Exact IGRT couch top, en un acelerador Varian UNIQUE. Se realizaron medidas de atenuación en un arco de 180°, cada 10°, desde una incidencia posterior sobre en fantoma sólido con una cámara de ionización SNC600C (Figura 1).

Se determinó el valor óptimo de Unidades Hounsfield (HU) en el TPS para minimizar la diferencia en la curva de atenuación modelada y medida. Se analizó el impacto clínico.

RESULTADOS:

Para la camilla ICT la atenuación medida varía entre 4.2% y 7.0% para 6MV, y 2.9% y 5.3% para 10 MV. El modelo, con parámetros provistos por el fabricante, estima una diferencia media en atenuación de 2.7% y 2.0% para 6 y 10MV respectivamente. Se ajustó el modelo, variando las HU de los materiales, hasta alcanzar una diferencia media inferior a 0.3% y 0.2% para ambas energías (Figura 1).

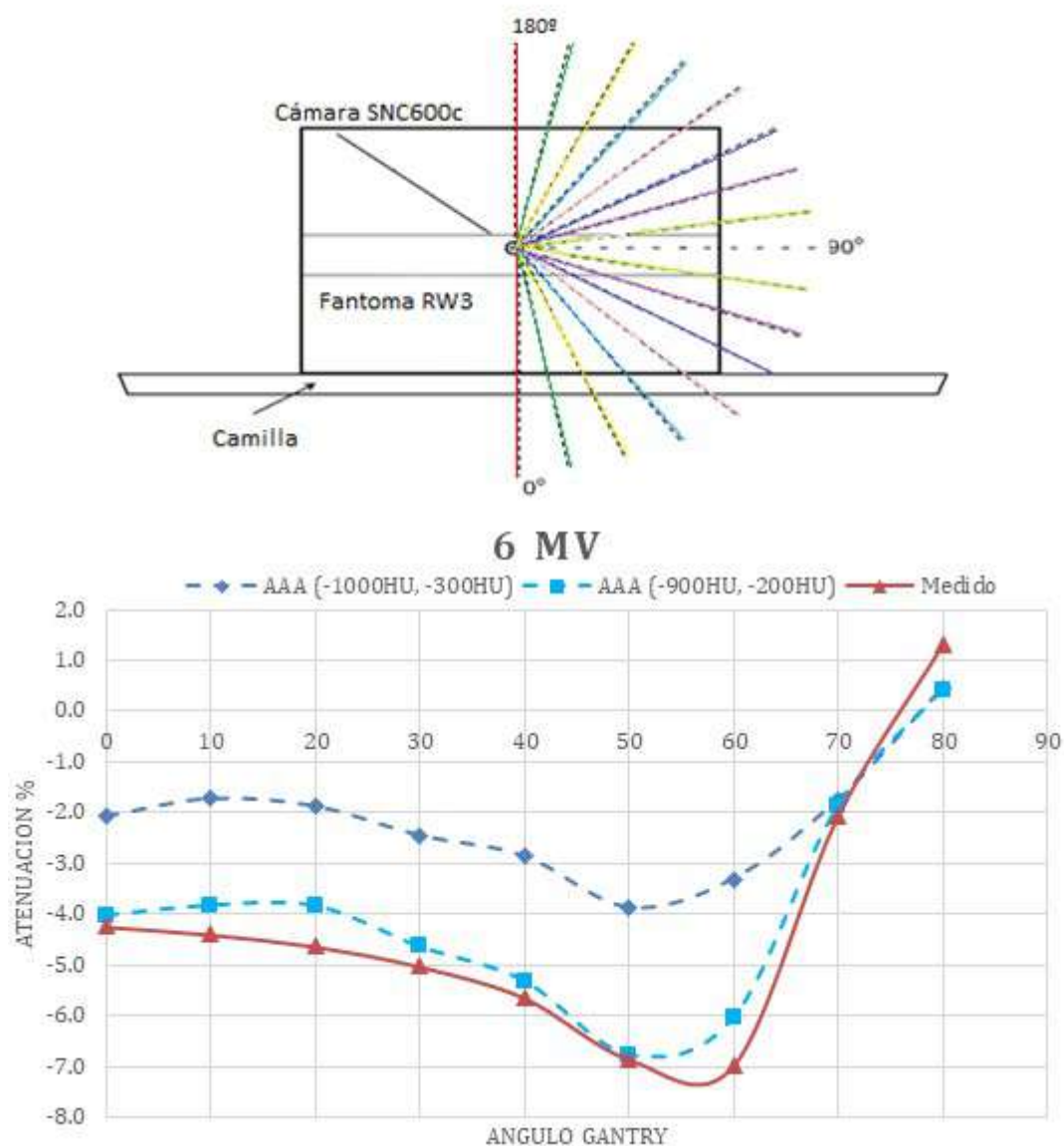


Figure 279: a) arreglo de medición. b) atenuación porcentual de camilla.

La atenuación de la camilla Varian Exact IGRT se determinó para 3 posiciones longitudinales debido a su espesor variable; la parte más gruesa atenúa en promedio un 1% más que la parte más delgada. La atenuación varía entre un 1.9% para la parte más delgada, hasta un 4.3% para incidencias oblicuas en la parte de mayor espesor. El modelo de TPS, con parámetros del fabricante, concuerda para todos los casos observados dentro de un 1.25% con el TPS, con diferencia media <1%.

En la camilla ICT se evaluó el impacto clínico de utilizar las HU provistas por defecto.

Se observan diferencias relativas en la distribución de dosis que pueden alcanzar un 2% y estas directamente relacionadas con la posición de la lesión en relación a la camilla (Figura 2).

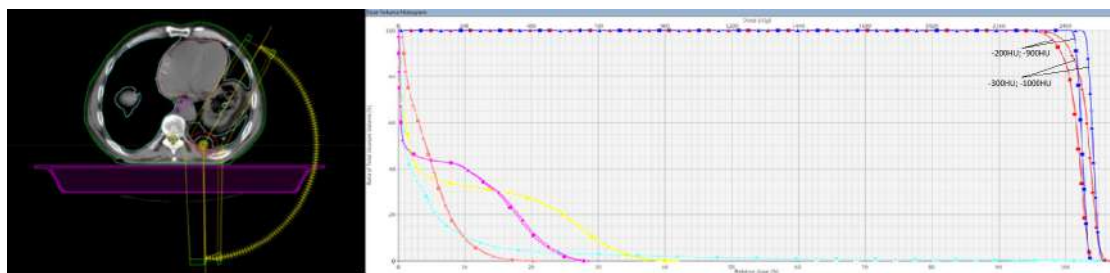


Figure 280: izq., corte tomográfico. der., comparación de DVH al cambiar HU en camilla ICT.

CONCLUSIONES:

La validación de los modelos de camilla aplicados a la planificación resulta esencial para asegurar la calidad de los tratamientos, variando el impacto clínico de sub o sobre estimar la atenuación de la misma en función de múltiples factores. La presencia de la camilla, y su correcta colocación sobre la tomografía de planificación, debe contemplarse para minimizar las diferencias dosimétricas de los haces que la atraviesan.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1133**Análisis retrospectivo del impacto de las heterogeneidades en el cálculo de dosis para tratamientos de cervix en braquiterapia**

Autores: Miguel Torres¹ ; Álvaro Perales^{None} ; Alfredo Montes Uruen^{None} ; María Ángeles Arroyo de la Cruz¹ ; Jaime Martínez Ortega² ; Alicia Sánchez Jiménez³

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Genesiscare La Milagrosa

Corresponding Author: miguel.torres@salud.madrid.org

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda.

Introducción

El formalismo TG43 se ha utilizado tradicionalmente para planificar dosimetrías clínicas en el ámbito de la braquiterapia. Sin embargo, se considera al paciente como un medio infinito de agua.

Actualmente los planificadores de braquiterapia incorporan algoritmos que tienen en cuenta la geometría y densidad del paciente, como el algoritmo Acuros de Brachyvision, basado en la ecuación de transporte de Boltzmann.

En este trabajo se evalúa el impacto de las heterogeneidades en las dosimetrías de braquiterapia de cervix.

Material y Método

El sistema de planificación utilizado es Brachyvision (Varian Medical Systems) tanto para el cálculo mediante el formalismo TG-43, como para el cálculo utilizando el algoritmo Acuros.

Se ha tomado una muestra de 9 pacientes de cervix ya planificados con el formalismo TG43. Se ha hecho un cálculo retrospectivo con el algoritmo Acuros teniendo en cuenta las heterogeneidades y sobrescribiendo artefactos, la dosis reportada es medio a medio.

Los tratamientos constan de 4 sesiones, con dosis prescrita de 7 Gy. Los aplicadores utilizados son: El aplicador Fletcher (tándem y ovoides) y el aplicador tándem con anillo y agujas intersticiales.

Los parámetros analizados son D2cc y D0,1cc para vejiga, recto, sigmoide e intestinos. Para evaluar el HRCTV se han reportado el D90 y el D98. También se ha evaluado el equivalente en dosis absorbida a 2Gy (EQD2). Para ello se ha tenido en cuenta la contribución de la radioterapia externa (45Gy; 25 fracciones; 1,8Gy/fracción), y la contribución de las 4 sesiones de braquiterapia. El índice α/β utilizado para el HRCTV es de 10Gy y para los órganos de riesgo es igual a 3Gy.

Resultados y Discusión

Los cálculos realizados mediante el formalismo TG-43 sobreestiman todos los índices analizados en este estudio. En el caso del HRCTV la dosis es un 3,24% (D90) y un 3,32% (D98) menor cuando se utiliza el algoritmo Acuros. En el caso de los órganos de riesgo, la mayor diferencia se encuentra en el D2cc para el recto, con una sobreestimación del TG43 del 4,57%.

El equivalente de dosis absorbida a 2Gy (EQD2) tiene diferencias máximas absolutas de 3,47Gy. Es decir, menos de 1Gy por fracción (Tabla 1)

		Dosis absorbida		EQD2 (alfa/beta)	
		TG-43	Acuros	Diferencia (Ac- TG-43)	Difference (AC-TG-43)
		Media $\pm$ SD (Gy)	Media $\pm$ SD (Gy)	Media $\pm$ SD (%)	Media $\pm$ SD (Gylo)
Vejiga	D2cc	5,36 $\pm$ 0,73	5,20 $\pm$ 0,72	-3,00 $\pm$ 0,95	-2,39 $\pm$ 3,14
	D0,1cc	6,84 $\pm$ 1,06	6,62 $\pm$ 1,03	-3,31 $\pm$ 1,28	-3,47 $\pm$ 4,32
Recto	D2cc	3,85 $\pm$ 0,83	3,68 $\pm$ 0,79	-4,53 $\pm$ 2,13	-1,99 $\pm$ 2,48
	D0,1cc	5,49 $\pm$ 1,32	5,25 $\pm$ 1,25	-4,35 $\pm$ 2,11	-3,44 $\pm$ 4,03
Intestinos	D2cc	2,62 $\pm$ 1,12	2,51 $\pm$ 1,09	-4,88 $\pm$ 2,1	0,06 $\pm$ 1,82
	D0,1cc	3,73 $\pm$ 1,68	3,59 $\pm$ 1,62	-4,30 $\pm$ 1,59	1,24 $\pm$ 4,01
Sigmoide	D2cc	3,53 $\pm$ 1,05	3,41 $\pm$ 1,02	-3,48 $\pm$ 1,16	-1,74 $\pm$ 1,59
	D0,1cc	4,86 $\pm$ 1,43	4,71 $\pm$ 1,39	-3,24 $\pm$ 1,31	-2,23 $\pm$ 3,63
HRCTV	D90	8,06 $\pm$ 0,20	7,81 $\pm$ 0,26	-3,27 $\pm$ 1,38	-1,85 $\pm$ 1,03
	D98	6,34 $\pm$ 0,21	6,42 $\pm$ 0,23	-3,34 $\pm$ 1,51	-1,21 $\pm$ 0,93

Figure 281: Tabla1:Comparación entre el formalismo TG-43 y Algoritmo Acuros

Conclusiones

Las diferencias en el cálculo de dosis absorbida se encuentran por debajo del 5%. Las diferencias entre los valores EQD2 en ningún caso superan los 4Gy. Se puede concluir que es más eficiente utilizar el formalismo TG43 en la práctica clínica 1. Los posibles beneficios que implica utilizar el algoritmo Acuros no son suficientes respecto al tiempo empleado en el contorno de artefactos y el tiempo de cálculo.

Referencias

1. Clinical transition to model-based dose calculation algorithm: A retrospective analysis of high-dose-rate tandem and ring brachytherapy of the cervix. Dayee Jacob1 , Melissa Lamberto2 , Lana DeSouza Lawrence1 , Firas Mourtada

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1242**Herramienta para la comparación entre distribuciones unidimensionales de dosis calculadas y medidas.****Autores:** Miguel Ángel Suero Rodrigo¹ ; Javier García Ledesma¹¹ *Hospital Virgen del Puerto***Corresponding Author:** miguelangel.suero@salud-juntaex.es**Introducción**

Como parte inicial de la verificación del modelado de un acelerador lineal en un sistema de planificación de tratamientos (SPT), es necesario comparar entre distribuciones unidimensionales de dosis medidas y calculadas, tanto ortogonales al eje del haz (perfiles) como en profundidad (pdds). Existen protocolos y guías que indican formas de compararlas y las desviaciones admisibles entre ambas.

En este trabajo se ha llevado a cabo la comparación en pila de los perfiles y y pdds medidos y calculados desarrollando una aplicación informática, la cual lee los archivos de medidas del sistema analizador de haces, los exportados del SPT y representa las comparaciones según las métricas elegidas (gamma unidimensional, diferencia de dosis, diferencia en distancia). Además genera estadísticas y gráficos útiles para el registro de los datos.

Material y Método.

El software se desarrolló en lenguaje informático Java. Los parámetros de entrada necesarios para su ejecución son el directorio donde se almacenan los archivos de medida y el directorio donde se almacenan los planos de dosis calculados.

Los planos de dosis han sido calculados desde el SPT ADAC Pinnacle de Philips. Cuando el plano de dosis se corresponde con un perfil, el software extrae las distribuciones de dosis en la dirección perpendicular (crossplane o X) y paralela (inplane o Y) a la dirección de la guía de ondas. Cuando se corresponde con una dosis en la que el eje del haz está contenido en el plano, extrae el pdd.

Los perfiles se midieron con el sistema de medida PTW BeamScan utilizando un detector tipo diodo 60008 P. Se llevaron a cabo en un acelerador Primus de Siemens con haces de fotones de energías nominales 6 MV y 18 MV. El rango de tamaño de campos va desde 2 cm x 2 cm hasta 35 cm x 35 cm y para distancias fuente superficie (SSD) de 80 cm, 90 cm y 100 cm.

Una vez leídos los archivos, se lleva a cabo una comparación de las medidas análogas. El software interpola las distribuciones de tal forma que tengan un punto por mm, establece el rango espacial común a ambas, las normaliza y finalmente calcula la métrica elegida para la comparación.

Además, con el objetivo de facilitar la inspección y documentación de los resultados, éstos se resumen en un solo archivo.

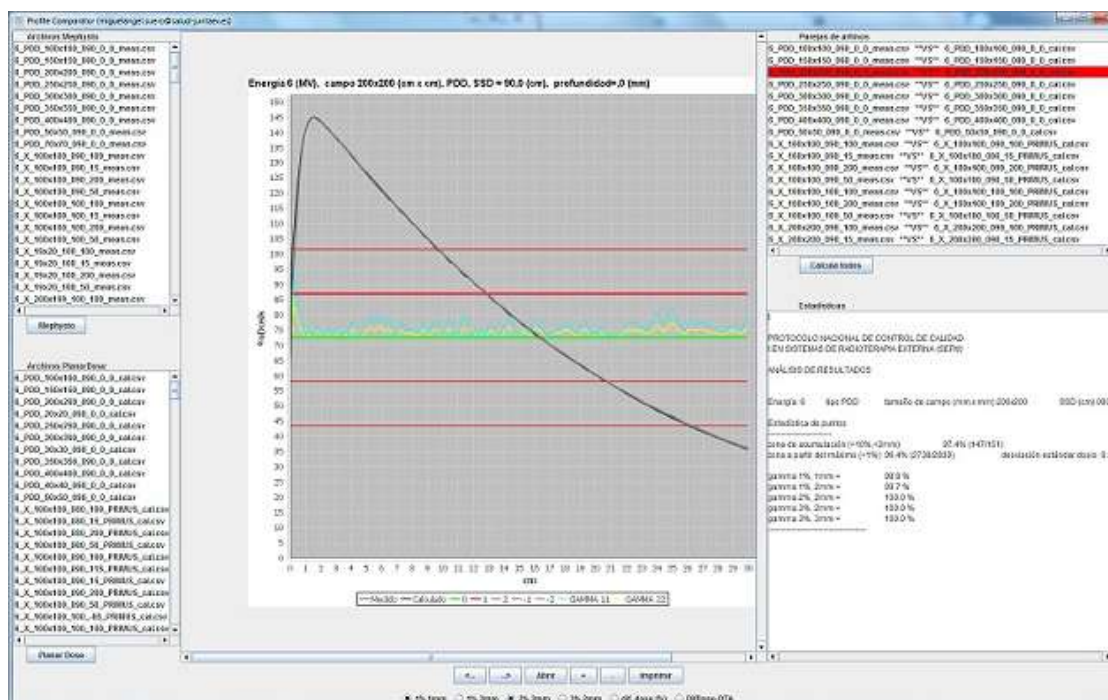


Figure 282: Interfaz de la aplicación. En el panel central se muestra la gráfica. En el panel inferior derecho las estadísticas.

Resultados

El análisis de los pdds muestra una sobrestimación de dosis en la la parte superficial, en torno a los dos primeros mm, afectada principalmente por el modelado de la contaminación electrónica. Para profundidades mayores el acuerdo es excelente, validando el espectro de fotones introducido en el STP.

Tanto en la dirección en la dirección X como en la Y, el análisis muestra un buen acuerdo en las zonas central del campo, las penumbras y la zona de transmisión (dosis menor del 10%), donde las diferencias son debidas principalmente a la no simetría de los campos medidos.

Conclusiones

El software permite de una manera eficiente una evaluación de la bondad de los ajustes de los parámetros que afectan a las diferentes zonas de las distribuciones de dosis (central, penumbras, transmisión, de acumulación, en profundidad).

Además, permite documentarlo de manera sencilla, puesto que genera múltiples archivos, tanto de texto como de imagen, que pueden ser enlazados en un archivo de informe de manera fácil.

Pósteres A3. Algoritmos de cálculo de dosis / 1244

Revisión de la parametrización dosimétrica en agua de una fuente Ir-192 para braquiterapia de alta tasa de dosis

Autor: Álvaro Perales Molina¹

Co-autores: Miguel Antonio Cortes-Giraldo²; María Ángeles Arroyo de la Cruz¹; M. Elena Sánchez Jiménez¹; Miguel Torres López¹; Alfredo Montes³; Nuria Gómez³; Jaime Martínez Ortega³

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro

² Universidad de Sevilla

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Author: alvaro.perales@salud.madrid.org

Introducción

El formalismo TG-43¹ de la AAPM permite parametrizar la distribución espacial de la tasa de dosis en agua de una fuente de Ir-192, asumiendo una simetría cilíndrica de ésta. Nuestro objetivo es comparar los parámetros de referencia, definidos para la fuente GammaMed Plus, con los valores calculados por medio del código Montecarlo (MC) GEANT4 (versión 10.5.p0)^{2,3}.

Material y Métodos

La geometría de la fuente GammaMed Plus fue construida basándonos en estudios previos^{4,5}. Dicha fuente quedó situada dentro de un volumen cúbico de agua de 80 x 80 x 80 cm³. Fueron simulados 10⁹ eventos usando la lista de física *Livermore*, con un corte de producción de partículas secundarias en rango de 0,05 mm y de energía umbral de fotones de 250 eV. Para el registro de dosis, se estableció un tamaño de vóxel variable en función de la distancia r a la fuente radiactiva. Se efectuó una comparativa de la función radial $g(r)$ calculada con GEANT4 frente a los valores de referencia⁶.

Resultados

En la Figura 1 se muestran los cálculos obtenidos en nuestra simulación MC (círculos rojos) frente a los datos de referencia de $g(r)$ (asteriscos azules) para distancias entre 0.25 cm y 7 cm. La discrepancias relativas máximas, mínimas y medias fueron de 0.8%, -0.5% y -0.1% respectivamente. La incertidumbre estadística (1σ) fue inferior al 1%.

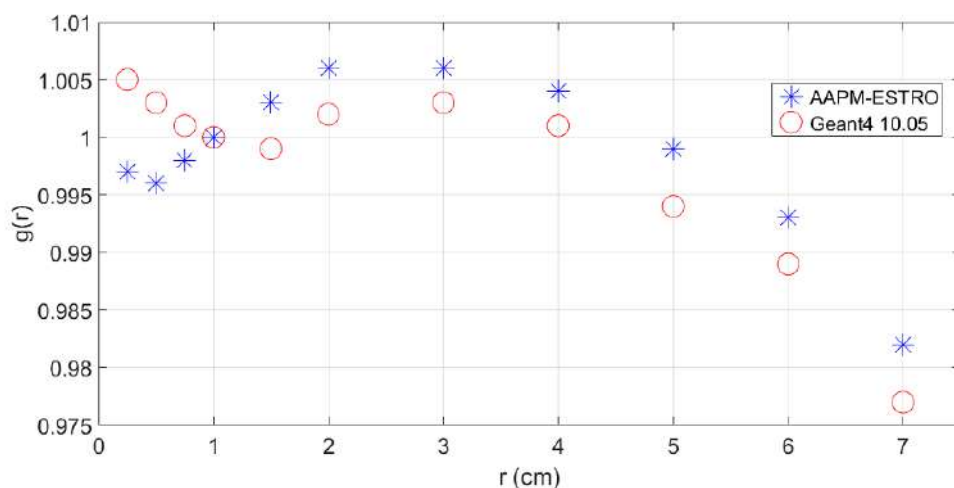


Figure 283: Valores de la función radial $g(r)$ de referencia (asteriscos azules) frente a los calculados (círculos rojos) en GEANT4 10.05.

Discusión y Conclusiones

Los resultados obtenidos muestran discrepancias inferiores al 1% con los datos referenciados. Este hecho implica que las referencias vigentes, para la fuente GammaMed Plus, mantienen su validez frente a versiones actualizadas del código GEANT4.

En nuestro estudio se ha revisado la parametrización dosimétrica para la fuente GammaMed Plus, por medio de la simulación MC en agua de su geometría. Junto a ello, se han establecido las bases para futuras evaluaciones de algoritmos de cálculo más sofisticados, que permiten la determinación de dosis en regiones heterogéneas.

Bibliografía

- ¹ Rivard et al. Med. Phys. 31 (2004) 633.
- ² S. Agostinelli et al. Nucl. Instrum. Meth. A 506 (2003) 250.
- ³ J. Allison et al. Nucl. Instrum. Meth. A 835 (2016) 225.
- ⁴ Ballester et al. Med. Phys. 28 (2001) 2586.
- ⁵ R. E. Taylor et al. Med. Phys. 35 (2008) 4933.
- ⁶ Perez-Calatayud et al. Med. Phys. 39 (2012) 2904.

Pósteres A4: Imagen en radioterapia y modelos predictivos. / 900

Evaluación del algoritmo DirectDensity (SIEMENS)

Autores: Balbino Fornés García¹ ; Miguel García Cutillas^{None} ; Antonio Herreros Martínez¹

¹ Hospital Clínic Barcelona

Corresponding Author: balfor2@gmail.com

Introducción y objetivos

Es muy deseable contar con un sistema de imagen que proporcione la densidad electrónica de cada estructura sin verse afectado por los parámetros de adquisición, en especial y básicamente el kV de tubo ya que este parámetro tiene un impacto directo sobre el coeficiente de atenuación lineal y por tanto en las unidades Hounsfield. En nuestro centro hemos adquirido recientemente un equipo TC que incorpora el algoritmo *DirectDensity* (Siemens Healthineers, Erlangen, Alemania) que ofrece una relación UH-densidad electrónica lineal e independiente de la tensión seleccionada, permitiendo al usuario optimizar la calidad de imagen de los diferentes protocolos de adquisición seleccionando la tensión más apropiada en cada caso. En el presente estudio se analiza el comportamiento de las UH para cada material en función de la tensión de tubo seleccionada.

Material y métodos

- El maniquí empleado CIRS CBCT Electron Density Phantom Model 062MA (CIRS Tissue Simulation Technology, EEUU), está compuesto de dos estructuras, para simular tronco y cabeza. Ambas admiten insertos que simulan tejidos de diferentes densidades electrónicas. Las dimensiones del maniquí son 330mm × 270mm × 50mm y las de los insertos son de Ø30mm × 50mm. Se emplearon los insertos de lungInhale, lungExhale, adipose, breast, plastic water, muscle, liver, bone200, bone800 y bone1250. Las densidades electrónicas de cada inserto y del propio maniquí se muestran en la tabla 1.
- La adquisición de imágenes se ha llevado a cabo en un TC Siemens Somatom Go.Open Pro (Siemens Healthineers, Erlangen Alemania). Se han realizado una serie de adquisiciones del maniquí con protocolos de cabeza y cuerpo variando la tensión desde 70 kV hasta 140 kV en intervalos de 10 kV. La reconstrucción tomográfica se ha realizado empleando kernels estándar y kernels que implementan el algoritmo *DirectDensity*.
- La lectura de las unidades Hounsfield se ha realizado en el TPS Eclipse versión 13.7 (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, EEUU) con una ROI de 2cm centrada en cada inserto.

Resultados

La figura 1 muestra las curvas de calibración (densidad electrónica relativa frente a unidades Hounsfield) obtenidas para los distintos voltajes, tanto para los kernels standard (izquierda) como para los kernels que implementan el algoritmo *DirectDensity* (derecha). Se aprecia claramente como las curvas de calibración tienden a converger en una única curva cuando se aplica el algoritmo *DirectDensity*.

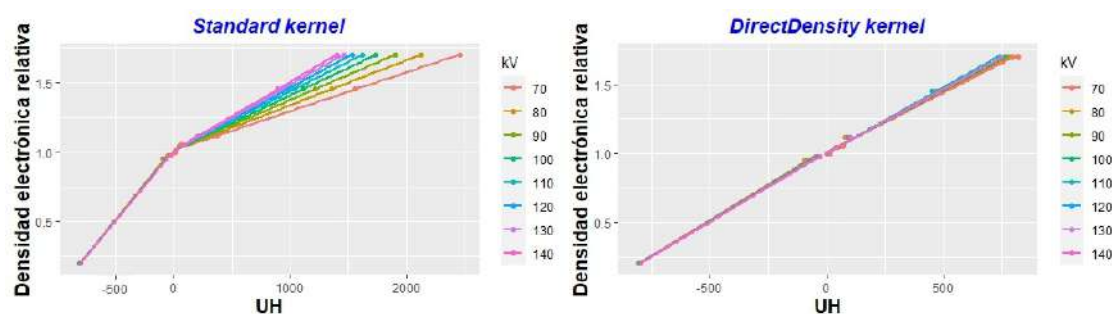


Figure 284: curvas de calibración según el kV

La figura 2 muestra una tabla resumen con la densidad electrónica relativa de cada inserto y las UH obtenidas para cada algoritmo de reconstrucción. El valor tabulado de las UH es el promedio sobre los distintos kilovoltajes de tubo y los dos protocolos de adquisición empleados. Se observa como para los kernels estándar la desviación estándar aumenta drásticamente en el caso de materiales de mayor densidad electrónica.

Inserto	Densidad elec. rel.	<UH> standard	σ (UH) standard	<UH> <i>DirectDensity</i>	σ (UH) <i>DirectDensity</i>
LungInhale	0,200	-807,43	3,06	-800,06	3,88
LungExhale	0,496	-518,00	0,78	-570,20	1,45
Adipose	0,949	-69,86	13,52	-73,91	9,90
Breast	0,976	-32,64	5,88	-33,63	6,47
Water	1,000	2,76	1,51	2,66	1,07
PlasticWater	0,998	11,50	2,85	12,25	3,18
Muscle	1,043	43,93	2,95	44,85	3,61
Liver	1,052	64,50	3,35	64,88	4,38
Bone200	1,117	253,93	42,26	105,31	12,41
Bone800	1,456	1050,43	165,74	498,00	34,65
Bone1250	1,695	1630,29	263,58	810,94	59,61

Figure 285: tabla resumen con la información de los insertos y las UH medidas

Discusión y conclusiones

Tal y como se aprecia en la gráfica derecha de la figura 1 el algoritmo *DirectDensity* consigue unificar las curvas de calibración densidad electrónica-UH obtenidas; de hecho ajustando a una recta a los valores promedio de las unidades Hounsfield obtenidas con kernel *DirectDensity* se obtiene un coeficiente de determinación $R^2 = 0.995$. A la vista de estos resultados hemos decidido emplear dicha recta como curva de calibración para el planificador ya que ello nos permite optimizar al máximo los parámetros de adquisición de la imagen sin una contrapartida en la exactitud de los valores de la densidad electrónica que se utilizará en el cálculo dosimétrico.

Pósteres A4: Imagen en radioterapia y modelos predictivos. / 844**Evaluación del artefacto de reconstrucción en un estudio de tomografía computarizada en 4 dimensiones (TC4D)**

Autores: Iban Conles Picos¹ ; David Miguel Pérez¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Mario Martín Vezanzones² ; Sofía Pena Vaquero¹ ; Antonio Hurtado Romero³ ; Delfín Alonso Hernández¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; Ricardo Torres Cabrera⁴

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: spenav@saludcastillayleon.es

1. Introducción

Los estudios TC sincronizados con la señal respiratoria del paciente (TC4D) llevan extendiéndose en radioterapia varios años debido a su uso en técnicas de gating y de Radioterapia Corporal Estereotáctica (SBRT), en las que se pretende definir, de la forma más exacta posible, el movimiento interno del volumen blanco (ITV), con lo que se disminuye el volumen blanco de planificación (PTV), con la consiguiente reducción de tejido sano irradiado.

El proceso de reconstrucción no está exento de la aparición de artefactos espaciales. Algunos debidos a una señal respiratoria irregular, con cambios de frecuencia o amplitudes durante la realización de la adquisición TC. Otros debidos al propio movimiento interno de los tejidos.

El objetivo de este trabajo es evaluar los artefactos espaciales intrínsecos que introduce el algoritmo de reconstrucción 4D, de forma sencilla, cuantitativa e independiente del paciente.

2. Material y métodos

Disponemos de un TC Toshiba Aquilion LB (Canon Medical Systems, Otawara, Japón) y el sistema Real-time Position Manager v1.7(RPM de Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU) consistente en una cámara infrarroja y un cubo plástico con dos círculos reflectantes, para registrar el ciclo respiratorio. Conseguimos un patrón respiratorio periódico y sin alteraciones de amplitud mediante el maniquí suministrado por Varian, consistente en una elipse que gira de forma excéntrica y desplaza una plataforma sobre la que se apoya el cubo reflectante.

Realizamos un TC4D con 120KV, 200mA, tiempo rotación del tubo de 0.5s, ancho del haz de radiación de 1cm (16 filas de detectores de 0,625mm por fila), pitch 0,031 y grosor de corte de 1mm. El TC realiza la reconstrucción 4D en fase de forma retrospectiva, dividiendo la curva respiratoria en 10 fases (Imagen 1)

Se exportan las diez reconstrucciones y la curva respiratoria al planificador Eclipse (Varian Medical Systems). Se buscan posibles artefactos geométricos. Medimos las discrepancias entre sucesivos cortes de la imagen en la vista sagital (imagen 1) y los relacionamos con el rango de variación correspondiente a dicha fase.

Indico rendering error

Could not include image: Problem downloading image (http://Imagen1.bmp)

3. Resultados

Se aprecian varias fases en las que existen artefactos.

Indico rendering error

Could not include image: Problem downloading image (http://Tabla1.jpg)

4. **Discusión** Los mayores artefactos se corresponden con las fases que presentan un rango de movimiento vertical más amplio. Los rangos de amplitud y los artefactos de reconstrucción pueden ser interpretados como incertidumbres para la delimitación del PTV en cada una de las fases respiratorias. En una situación clínica real, las variaciones en la frecuencia respiratoria y los cambios de amplitud en la curva a lo largo de todo el estudio TC4D añaden incertidumbres adicionales.
5. **Conclusiones** El método descrito establece un procedimiento sencillo para comprobar la existencia de artefactos de reconstrucción y su cuantificación para la aceptación y sucesivos controles de calidad de un equipo 4D.

Pósteres A4: Imagen en radioterapia y modelos predictivos. / 915**Comparación entre los algoritmos de deformación de Eclipse y Velocity en estudios PET/CT****Autores:** Sofía Pena Vaquero¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹**Co-autores:** Noelia Álvarez Mena² ; Laura Gomez Heras² ; Iban Conles Picos³ ; María Ruiz Aznar¹ ; Mario Martín Vezanones⁴ ; Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; David Miguel Pérez¹ ; Ricardo Torres Cabrera⁵¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid² Hospital Clínico Universitario de Valladolid³ Complejo Asistencial Universitario de León⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid⁵ Hospital Clínico Universitario de Valladolid**Corresponding Author:** spenav@saludcastillayleon.es**Introducción**

La imagen médica tiene un papel esencial en radioterapia. La información que proporciona el CT de planificación, en ciertas ocasiones, puede ser limitada a la hora de contornear. Esto ha hecho que sea necesario apoyarse en estudios complementarios como son el PET o la RMN.

Es habitual que estos estudios procedan de otros centros o que formen parte del conjunto de imágenes del historial del paciente, sin vínculo con el proceso de radioterapia y es en este contexto donde las herramientas de deformación de la imagen adquieren gran importancia.

El objetivo de este trabajo es comparar dos algoritmos de registro deformable (DIR) mediante las estructuras segmentadas por umbral de captación en estudios PET/CT de pulmón.

Material y métodos

Se seleccionan retrospectivamente diez pacientes tratados por un carcinoma no microcítico de pulmón, con lesión única pulmonar y PET/CT de diagnóstico. Las herramientas para la fusión deformable son Eclipse v15.6 (accelerated Demons) y Velocity v4.1 (extended multipass B-Spline).

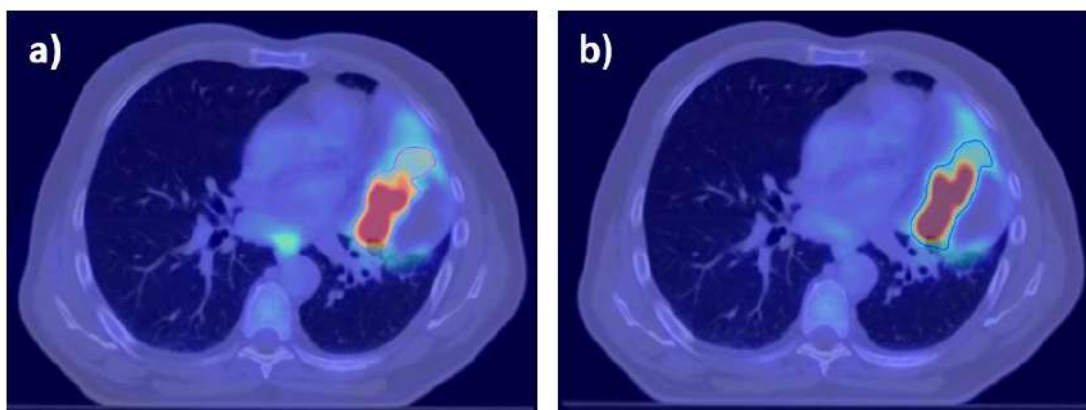


Figure 286: Corte transversal de una fusión deformable PET-CT realizada con los algoritmos de a) Eclipse y b) Velocity con los contornos de captación correspondientes. Ambas fusiones visualizadas con el mismo rango de SUV.

Las estructuras se generan automáticamente en el PET deformado para cada uno utilizando un umbral relativo común del SUV máximo de la captación. Para compararlos, se emplea el coeficiente de Sørensen-Dice (DSC) y las variaciones relativas de cada uno de los volúmenes respecto a la unión de ambas.

$$DSC = \frac{2|V_V \cap V_E|}{|V_V| + |V_E|}$$

Resultados

La figura 2 muestra el porcentaje del volumen de la unión respecto al volumen total para cada algoritmo obtenidos para cada paciente, así como el DSC. El promedio de DSC es 0.8 ± 0.1 y el del volumen de la unión respecto del total es 82.6 % y un 80 % para Velocity (V) y Eclipse (E) respectivamente.

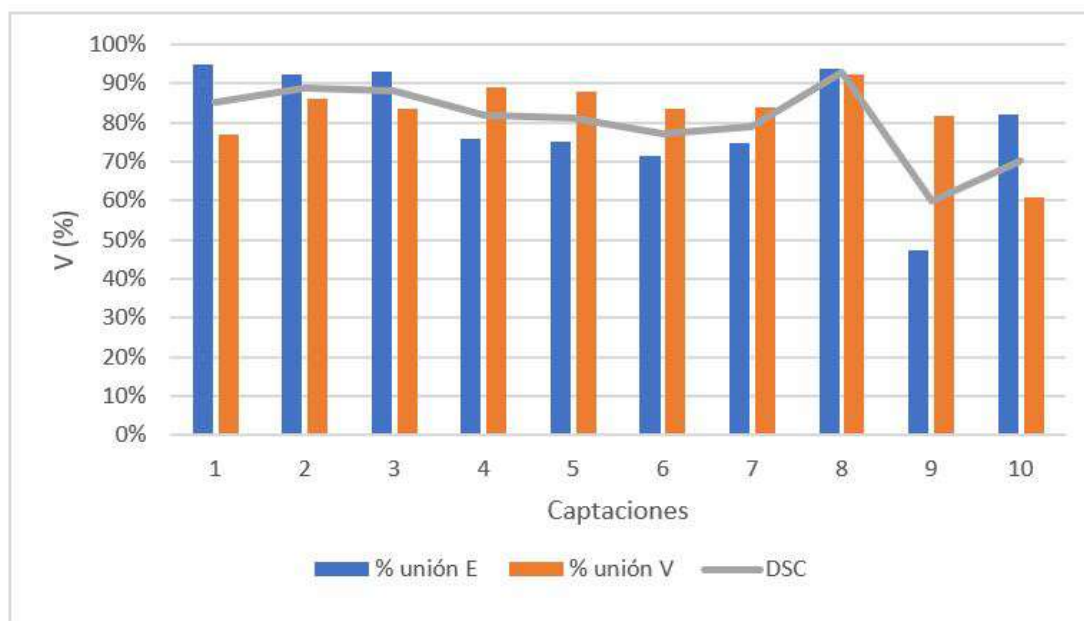


Figure 287: Características volumétricas de las captaciones de PET de diez pacientes de carcinoma no microcítico de pulmón

Discusión

De los casos analizados, la discrepancia entre métodos resulta de un 20% y no presenta tendencia alguna. Conviene señalar dos casos que se alejan, en sentido opuesto, del promedio del DSC.

Las diferencias entre las matrices de transformación que producen los algoritmos de Demons y B-Spline producen cambios en las posiciones y ligeras variaciones de los valores de captación tanto en los máximos como en los umbrales que definen las fronteras, provocando desajustes entre los contornos segmentados.

Conclusiones

Los resultados de ambos DIR, respecto al método aplicado por segmentación mediante umbral relativo del SUV, resultan compatibles y no se observa ningún sesgo entre ellos.

Pósteres A4: Imagen en radioterapia y modelos predictivos. / 1092**Automatización del control de calidad de imagen guiada utilizando el maniquí TOR18FG**

Autores: Cristina Arroyo Sánchez¹ ; Zahara Martín Rodríguez¹

Co-autores: Daniel San José Olmedo² ; Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Carlos Díaz Aviñó ; Alfonso Villacé Gallego² ; Silvia Fernández Cerezo³ ; Daniel Rodríguez Latorre ; Diego Crelgo Alonso² ; Pedro Sánchez Galiano¹ ; Jose Fernandez Garcia¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Universitario de Asturias

Corresponding Authors: cris.as.95@gmail.com, zahara.martin@gmail.com

Introducción

La introducción de los sistemas de imagen guiada (IGRT) ha supuesto un gran avance en la calidad de los tratamientos radioterápicos. Permite un posicionamiento más preciso de los pacientes mediante la comparación de la anatomía con las imágenes de simulación para una mejor protección de los órganos de riesgo, y seguimiento de la evolución de los tumores.

Para comprobar la correcta funcionalidad del sistema de imagen, es primordial mantener la calidad de imagen dentro de las tolerancias vigentes. Por ello, en este trabajo, se ha llevado a cabo la automatización del análisis de las imágenes del maniquí TOR18FG, el cual nos permite evaluar dos de los parámetros esenciales para dicho control de calidad: la resolución espacial y la relación contraste-ruido (CNR).

Materiales y métodos

La automatización se ha llevado a cabo en MATLAB. Para ello se han utilizado técnicas de segmentación de imágenes y la propia geometría del maniquí TOR18FG. El maniquí consta de 18 patrones para la evaluación del contraste (16.7% a 0.9%) y de 21 patrones de líneas con diferentes pares de líneas (0.5 a 5 lp/mm) en la zona central para la medida de la resolución espacial.

Para este trabajo, se adquirieron imágenes en tres aceleradores lineales: Clinac iX (CiX), Novalis Tx (NTx) y True Beam (TB), a lo largo de un año. Las dos primeras comparten el mismo sistema de adquisición de imágenes, OBI (Varian). La técnica seleccionada para estos fue 60kV y 12.6 mAs. La técnica elegida para el TB es "extremidad", 65 kV y 3.5 mAs.

Se adquieren un par de imágenes con el maniquí sobre el detector y el tubo de rayos X perpendicular al mismo a una distancia de 50 cm. La primera, se hace sin filtro de pajarita y se emplea para la evaluación de la resolución espacial. La segunda, se obtiene con 1mm de Cu a la salida del tubo de rayos X y se utiliza para la valoración del contraste.

Las rutinas generan la curva de contraste y la MTF con la información obtenida de cada uno de los patrones y la almacena para el seguimiento de la calidad de imagen.

Resultados

El contraste promedio varía entre 17.7%-0.6%, 17.8%-0.6%, 14.4%-0.8% para CiX, NTx y TB, respectivamente (Fig.1). La $MTF_{50\%}$ en promedio 10.10 ± 0.64 lp/mm, 10.00 ± 0.50 lp/mm, 8.00 ± 0.25 lp/mm (Fig.2).

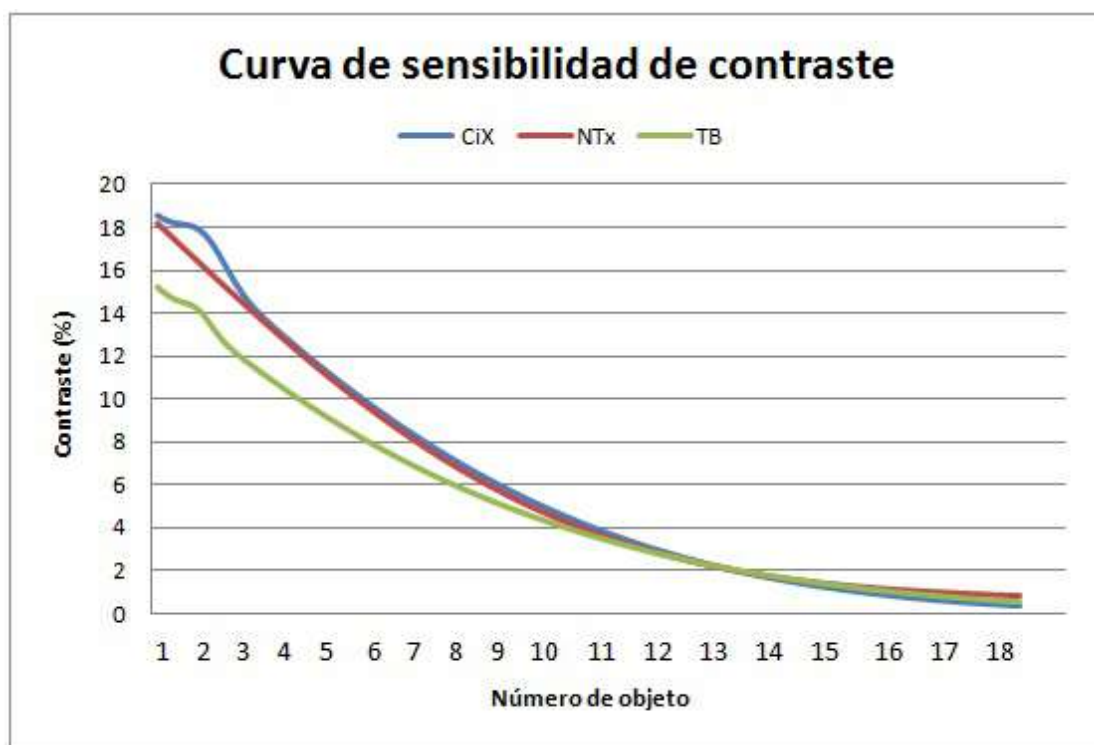


Figure 288: Curva de sensibilidad de contraste para las tres máquinas



Figure 289: Curva de resolución espacial para las tres máquinas

Discusión

Los resultados muestran que la calidad de imagen es ligeramente menor para el TB, pero también lo es la técnica elegida, por lo que realmente TB tiene mejor calidad. Es debido a que está provisto de un filtro de Titanio en su fuente de rayos X, que elimina los fotones menos energéticos, reduciendo así el ruido de la imagen y la dosis que recibe el paciente. Por otro lado, la calidad de imagen es similar para CiX y NTx, dado que comparten el sistema OBI.

Conclusión

La automatización del control de calidad en base a las propias características de las imágenes adquiridas, presenta una serie de ventajas frente a los métodos puramente manuales y cualitativos: son más eficientes, objetivos y robustos.

Pósteres A4: Imagen en radioterapia y modelos predictivos. / 994**Virtual imaging for patient information on radiotherapy planning and delivery for prostate cancer****Autor:** Miguel Martinez Albaladejo¹¹ University Hospitals of North Midlands**Corresponding Author:** miguelmartineزالbaladejo@gmail.com**1. Introduction:**

To assess whether provision of information on RT planning and delivery with a virtual reality (VR) system (VERT) improves not only patient's satisfaction but also patient's compliance to RT (holding better their water prior to each RT session) and reduces side effects.

2. Materials and methods:

In this randomised study, patients were allocated to group 1-information on RT planning and delivery using the VERT system was given prior to starting RT (pre-VERT) -or group 2 -after the last RT day (post-VERT). 92 patients with prostate cancer completed a prescription of 74Gy in 37 fractions, treated in Varian iX linacs by VMAT.

Bladder volumes and product of separations AP (Anterior-Posterior)-RL (Right-Left) in bladder (at the expected central slice) and rectum (with regards to the prostate centre -slice 0- and 3cm SUP [Superior]-INF [Inferior]) were analysed blindly in Eclipse TPS from the pCT and then on days 1, 2, 3 and also weekly from the CBCTs.

At the end of the exercise, patients were asked to fill in a quality of life questionnaire (EORTC QLQ-PR25) to assess side effects from RT.

3. Results:

The trend in the population mean bladder volumes is depicted in Figure 1. The percentages of the bladder volume for group 1 and group 2 patients when compared to the pre-RT bladder volume were $(81.8 \pm 25.2)\%$ and $(80.2 \pm 37.9)\%$ respectively at week 4, and $(84.7 \pm 35.7)\%$ and $(76.5 \pm 34.1)\%$ respectively on the last day of RT. These last values are in accordance with the literature (1).

The variation of products APxRL for bladder and rectum during the course of the radiotherapy are shown in Table 1 2.

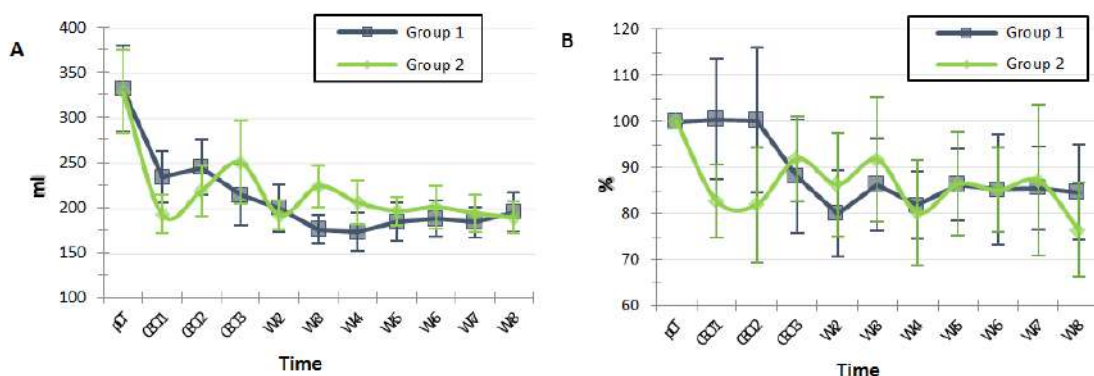


Figure 290: Population mean bladder volume (A) and mean of the percentage of the bladder volume in relation to each pCT (B) during the course of RT for both groups. Error bars indicate ± 2 SD.

Table 1	APxRL in B compared to pCT [%]		APxRL in R @ slice 0 [cm ²]		APxRL in R @ 3cm SUP [cm ²]		APxRL in R @ 3cm INF [cm ²]	
	Group 1	Group 2	Group 1	Group 2	Group 1	Group 2	Group 1	Group 2
Week 4	100.3 ± 6.4	98.8 ± 8.0	8.1 ± 0.9	7.9 ± 1.5	10.4 ± 1.5	10.3 ± 1.3	6.8 ± 0.9	6.4 ± 0.6
Last Week of RT	98.1 ± 6.8	97.3 ± 8.7	8.4 ± 1.1	8.4 ± 1.0	11.3 ± 1.8	9.5 ± 1.2	6.2 ± 0.8	6.2 ± 1.6

Figure 291: Table with population mean products APxRL in central bladder (B) and in rectum (R), for both groups in the middle and at the end of RT [± 2 SD]

4. Discussion:

There were no differences in the number of CBCT scans between group 1 (39.0 CBCT scans per patient) and group 2 (38.5 CBCT scans per patient).

No significant differences between groups were found in the reduction of bladder volumes, and either in the APxRL products for both bladder and rectum.

Finally, based on the answers from the quality of life questionnaire, no differences in early or late side effects were seen between both groups of patients.

5. Conclusions:

The preliminary study shows for the first time that patients and relatives welcome on RT planning and delivery using a 3D imaging system. Specifically, providing information using VERT rather than others 2D helped patients and relatives to better understand the complexity of RT planning and delivery, as well as to reduce their anxieties.

Despite the improvement of patients' experience and satisfaction (2), no substantial differences were seen regarding patients' compliance to preparations for prostate RT or side effects.

This study may serve as a valuable future tool to audit local protocols regarding patient preparations and training for prostate RT.

6. References:

1. Nakamura N., et al. Bladder Volume Variance with Full Bladders. *Strahlenther Onkol.* 186:637-42 (2010).
2. O'Doherty ÚM., et al. Variability of bladder filling in patients receiving radical radiotherapy to the prostate. *Radiother Oncol* 79:335-40 (2006).
3. Sulé-Suso J., et al. Pilot study on virtual imaging for patient information on radiotherapy planning and delivery. *Radiography* 21: 273-277(2015).

7. Acknowledgements:

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial or not-for-profit sectors.

Pósteres A4: Imagen en radioterapia y modelos predictivos. / 1114**Evaluación de registro deformable con diferentes métricas**

Autores: Mireia Hernandez Trujillo¹ ; Amparo Romeu Moragón¹ ; Antonio González Vicente¹ ; Adrià Marí Palacios¹ ; Joan Cristòfol Font Gelabert²

¹ Hospital Son Espases

² HUSE

Corresponding Authors: mihertu@gmail.com, m.romeumoragon@gmail.com

Objetivo

Evaluar diferentes métricas para validar la bondad de los registros deformables en base a Datasets obtenidos del TG 132 y compararlas con imágenes de pacientes.

Materiales y métodos

El algoritmo empleado fue el implementado en la v.16.1 de Eclipse (Varian). Para cuantificar la bondad del registro, se utilizaron:

a) *Puntos de interés anatómicos.*

Se coloca un punto en la imagen de referencia en una zona de interés y en la imagen a deformar se coloca otro punto. Con las distancias entre ellos, una vez hecho el registro, se puede determinar la incertidumbre del algoritmo (TRE, Target registration error).

Si fuese perfecto, esta métrica sería cero. En el TG-132 (AAPM) recomiendan que la media sea <2 mm y el máximo <5 mm.

b) *Contornos.*

Se contornean las estructuras de interés en ambas imágenes. Al proyectar las estructuras, éstas deberían solaparse. Para cuantificar el grado de solapamiento se define el Dice Similarity Coefficient (DSC):

$$DSC = \frac{2|V_R \cap V_D|}{V_R + V_D}$$

Donde V_R es el volumen de referencia y V_D es el volumen deformado. Si los contornos se solapan correctamente, el valor de este parámetro se aproxima a 1.

Primero se realizó el registro deformable a partir de uno de los Datasets disponibles en el TG132. Dentro de éste se incluye un CT de referencia y un CBCT de un maniquí de pelvis.

Seguidamente, se realizó el registro en un paciente de próstata entre el CT de simulación y un CBCT de control. No se observaron buenos resultados por lo que se realizó el registro con cinco pacientes de mama.

Resultados y discusión

Para el maniquí de pelvis se realizaron dos registros para analizar su consistencia, de CBCT a CT y el inverso. Los resultados son excelentes, como se observa en la tabla 1. La media del TRE es > 2mm consistente con el trabajo de Latifi et al.

Maniquí	CBCT → CT			CT → CBCT
ROI	DSC	Mean TRE ± 1SD (mm)	Max TRE (mm)	DSC
Próstata	0,97	2,3 ± 0,8	3,7	0,97
Vejiga	0,97	2,6 ± 1,0	4,6	0,97
Recto	0,97	3,4 ± 0,7	4,3	0,97
Cabeza femoral izda	0,96	2,6 ± 0,6	3,0	0,96
Cabeza femoral dcha	0,98	2,2 ± 0,9	3,5	0,98
Vesícula seminal izda	0,92	2,1 ± 1,1	3,5	0,92
Vesícula seminal dcha	0,91	2,0 ± 1,1	3,1	0,91
Paciente Ptta				
ROI	DSC	DSC contorneado		
Próstata (CTV)	0,94	0,87		
Vejiga	0,98	0,95		
Recto	0,96	0,59		
Cabeza femoral izda	0,97	0,93		
Cabeza femoral dcha	0,96	0,96		

Figure 292: Tabla 1.

El siguiente paso fue aplicar el registro a las imágenes de un paciente de próstata. Se observó que pese a tener buenos resultados en el DSC, visualmente las estructuras deformadas no se ajustaban a las reales. Para cuantificar la limitación observada, se contornearon las estructuras del CBCT y se volvió a analizar esta métrica. Como se observa en la tabla 1, las diferencias son significativas, especialmente en el recto donde el cambio de volumen era más abrupto.

Se decidió elegir otra patología donde los cambios de volumen no fueran tan abruptos y observar si el registro deformable funcionaba mejor.

En la tabla 2 se observan los resultados obtenidos para cinco pacientes de mama. En esta patología, tanto visualmente como con las métricas analizadas, los resultados fueron más satisfactorios.

Paciente de Mama	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5
ROI	DSC	DSC	DSC	DSC	DSC
PTV Mama	0,99	0,97	0,99	0,91	0,97
PTV Boost	0,95	0,91	-	0,97	0,97
Corazón	0,99	0,98	0,99	0,99	0,84
Mama Contralateral	0,99	0,97	0,99	0,93	0,96
Pulmón Derecho	0,98	0,95	0,97	0,94	0,94
Pulmón izquierdo	0,95	0,93	0,98	0,94	0,93
Mean TRE ± 1SD (mm)	1,5 ± 1,3	2,5 ± 0,6	3,2 ± 1,4	3,4 ± 0,3	2,4 ± 0,7
Max TRE (mm)	3,0	3,2	4,8	3,6	3,2

Figure 293: Tabla 2.

Conclusión

Se ha demostrado que este registro tiene limitaciones en las patologías donde los cambios de volumen son abruptos.

Además, el DSC no es un buen parámetro para determinar si el registro es óptimo. En cuanto al TRE se podría considerar un buen parámetro aunque existe una gran variabilidad en el resultado dependiendo de dónde se sitúen los puntos analizados.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 841**ESTIMACIÓN DE LOS MÁRGENES DEL PTV EN TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA Y CABEZA Y CUELLO CON O SIN CONTROL DEL MOVIMIENTO DEL ÓRGANO DIANA.****Autor:** Roberto Berenguer Serrano^{None}**Co-autores:** Victoria de la Vara Olivas¹; Ana Teresa Núñez Quintanilla¹; Miguel Rivera Giménez¹; M^a Victoria Villas Sánchez¹; Sebastià Sabater Martí¹¹ Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete**Corresponding Author:** rberenguers@sescam.jccm.es**Introducción.**

Este trabajo consiste en la estimación de los márgenes del CTV-PTV en tratamientos de próstata y cabeza y cuello. Su estimación se hace en ambos casos, teniendo en cuenta la incertidumbre denominada “movimiento del órgano” o no. En el caso de la próstata, se observará la influencia en el margen de conocer o no el movimiento de la misma mediante el uso de marcadores radiopacos. En el caso de cabeza y cuello, interesará conocer cuanto crece el margen si se introduce la incertidumbre asociada al movimiento del volumen de tratamiento.

Material y Método

El procedimiento seguido fue el recomendado por van Herk y para ello se estimó la incertidumbre de delineación del CTV, de posicionamiento, de movimiento del órgano, y de movimiento intrafracción. (van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. Semin Radiat Oncol 2004; 14:52-64).

1) La incertidumbre de delineación se basó en los datos aportados por la referencia “Target Definition in Prostate, Head, and Neck

Coen Rasch MD, PhD, Roel Steenbakkers, MD, and Marcel van Herk, PhD
Semin Radiat Oncol 15:136-145 2005”

2) Puesto que en nuestro centro se utiliza el sistema EXACTRAC (Brainlab) diariamente, la incertidumbre se podría considerar nula. Sin embargo, siguiendo la recomendación de van Herk, se calculó la incertidumbre residual del sistema de imagen.

3) Con respecto a la incertidumbre del movimiento del órgano, para la próstata se analizó el desplazamiento que exige la próstata a través de su surrogado (semillas) respecto de la estructura ósea. Para ello nos basamos en los datos también obtenidos a través del sistema EXACTRAC. En el caso de cabeza y cuello, los valores se obtuvieron a partir de la referencia “Intrafraction motion quantification and planning target volume margin determination of head-and-neck tumors using cine magnetic resonance imaging” Tom Bruijnen, Bjorn Stemkens, Chris H.J. Terhaard, Jan J.W. Lagendijk, Cornelis P.J. Raaijmakers, Rob H.N. Tijssen. Radiotherapy and Oncology 130 (2019) 82-88, la cual se basa en imagen de resonancia para su estimación.

4) Respecto a la estimación de la incertidumbre por el movimiento intrafracción, a todos los pacientes del estudio se les realizó imágenes vía EXACTRAC pre y post tratamiento para su valoración.

El estudio incluyó a 30 pacientes (15 de próstata y 15 de cabeza y cuello) a los cuales se les realizó este procedimiento diariamente, es decir imagen pre y post y en el caso de próstata valoración del desplazamiento primero de la estructura ósea y posteriormente de las semillas.

Resultados

Los resultados se pueden observar en las siguientes tablas para el movimiento lateral (eje X), longitudinal (eje Y) y vertical (eje Z), tanto para el caso de la próstata como para cabeza y cuello.

En resumen, en el caso de la próstata (tabla 1 y 2), los márgenes del PTV bajan de 6, 10 y 10 mm a 5, 6 y 6 mm (lat, long y vert respectivamente) si se sigue el movimiento de la próstata con un mecanismo como las semillas de oro implantadas en la próstata.

En el caso de cabeza y cuello, siguiendo nuestro protocolo de trabajo, los márgenes del PTV serían de 9, 9 y 8 mm (lat, long y vert respectivamente). Si asumimos los valores de las referencias con respecto al movimiento del PTV, dichos valores aumentarían levemente.

Conclusión

Este estudio muestra la diferencia de los márgenes del PTV al emplear semillas como marcadores radiopacos implantados en la próstata. En el caso de cabeza y cuello, tener en cuenta el movimiento del PTV apenas modifica el margen del PTV, aunque es cierto que esa diferencia depende la localización del tumor (nasofaringe, orofaringe o laringe), sensiblemente mayor en este último caso.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 868**EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO NAL PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGURACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DE LOS TUMORES GINECOLÓGICOS**

Autores: María Angeles Ariza Jiménez¹ ; Luis Ignacio Zamora Ardoy²

¹ Hospital Universitario Reina Sofia

² Hospital Universitario Virgen de las Nieves

Corresponding Author: mariaa.ariza.sspa@juntadeandalucia.es

1.INTRODUCCIÓN

El protocolo NAL (No Action Level), ha alcanzado gran extensión por su gestión del error sistemático con reducida carga de trabajo (1); pero son escasos los trabajos que analizan su grado de consecución en la práctica. En otra comunicación se ha presentado un análisis del NAL para el error de configuración (ec) de los tratamientos de radioterapia externa del cáncer de próstata y con esta se extiende dicho análisis a los tumores ginecológicos de cérvix y endometrio.

2.MATERIALES Y MÉTODOS

Al igual que en el trabajo para el cáncer de próstata, el ec se estimó con la adquisición de pares de imágenes ortogonales en un acelerador Elekta Precise, por comparación con las imágenes digitalmente reconstruidas en un planificador Oncentra, a partir de los estudios tomográficos de un TAC Toshiba. Dicha comparación o registro se efectuó mediante el software Mosaic Oncology System. Se analizaron dos poblaciones (no-NAL y NAL) de 50 pacientes cada una; el número de sesiones con adquisición de imágenes por paciente fue de 5 y en el caso de la población NAL, de 3 tras la corrección de los tres primeros días. Para ambas se determinó el error total promedio M , sistemático Σ y aleatorio s , de la manera habitual (2) en las tres direcciones del espacio con respecto al paciente: longitudinal (LONG), lateral (LAT) y antero-posterior o vertical (VERT).

3.RESULTADOS

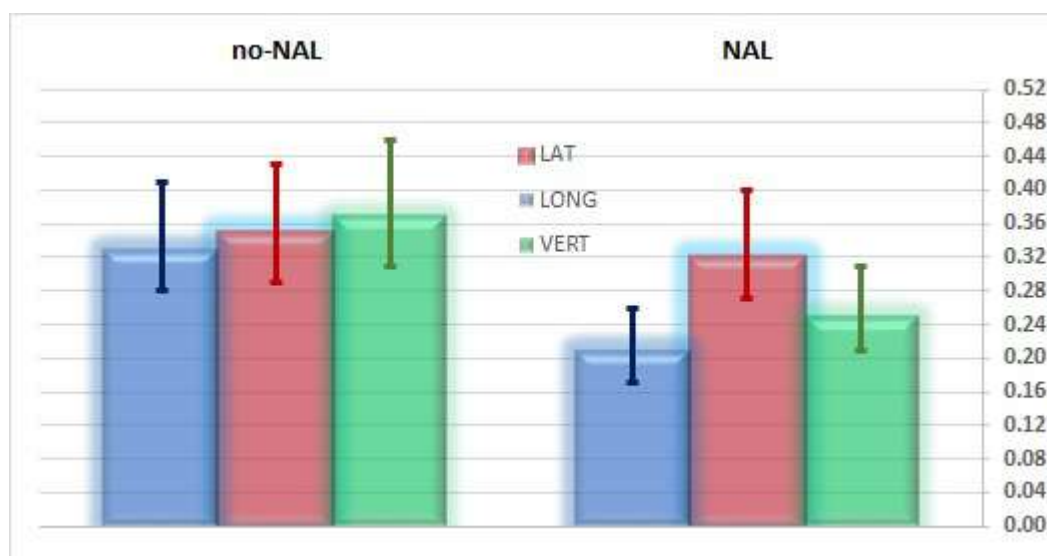
Los errores de ambas poblacionales están recogidos en la figura 1 y los errores sistemáticos en la figura 2. El error total (media de la distribución muestral de los errores sistemáticos) de ambas poblaciones no es significativamente distinta de cero, lo que descarta posibles errores subyacentes que deban ser investigados. Existe reducción estadísticamente significativa de la población NAL respecto a la no-NAL en las direcciones LONG y VERT, no siendo así en la dirección LAT, donde los intervalos de confianza son prácticamente coincidentes.

Análogamente al análisis de los pacientes de próstata, los errores aleatorios permanecen similares en ambas poblaciones, siendo en general algo mayores que en aquellos.

		M	Σ	σ
LONG	no-NAL	-0.13	0.33	0.23
		IC95%: -0.22 a -0.04	IC 95%: 0.28 a 0.41	IC 95%: 0.20 a 0.26
	NAL	-0.03	0.21	0.19
		IC95%: -0.09 a 0.03	IC95%: 0.17 a 0.26	IC95%: 0.16 a 0.22
LAT	no-NAL	0.10	0.35	0.28
		IC95%: -0.04 a 0.15	IC95%: 0.29 a 0.43	IC95%: 0.23 a 0.32
	NAL	0.00	0.32	0.29
		IC95%: -0.09 a 0.09	IC95%: 0.27 a 0.40	IC95%: 0.22 a 0.37
VERT	no-NAL	-0.02	0.37	0.28
		IC95%: -0.12 a 0.09	IC95%: 0.31 a 0.46	IC95%: 0.23 a 0.33
	NAL	0.01	0.25	0.27
		IC95%: -0.06 a 0.08	IC95%: 0.21 a 0.31	IC95%: 0.22 a 0.32

Todos los valores vienen dados en cm

Figure 294: tabla

Figure 295: Σ

4.DISCUSIÓN

En comparación con los datos de los pacientes de próstata, en ambas poblaciones se observan errores sistemáticos y aleatorios mayores, lo que se traducirá en la necesidad de construir márgenes CTV-PTV mayores; no obstante para conocer la amplitud de los mismos habría que investigar o bien en la literatura, o bien con datos propios los otros tipos de error (contorneo y movimiento interno de órgano). En principio cabría esperar mayores márgenes que en el caso de los pacientes de próstata

REFERENCIAS

- 1.de Boer HC et al. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal imaging workload. Int J Radiation Oncology Biol Phys 2001; 50(5): 1350-65.
- 2.The Royal College of Radiologist, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine. On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy.London: The Royal College of Radiologist. 2008.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 850**EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO NAL PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGURACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DEL CÁNCER DE PRÓSTATA****Autores:** María Angeles Ariza Jiménez¹ ; Luis Ignacio Zamora Ardoy²¹ *Hospital Universitario Reina Sofia*² *Hospital Universitario Virgen de las Nieves***Corresponding Author:** mariaa.ariza.sspa@juntadeandalucia.es**1.INTRODUCCIÓN**

El protocolo NAL (No Action Level), ha alcanzado gran extensión por su gestión del error sistemático con reducida carga de trabajo (1); pero son escasos los trabajos que analizan su efectividad en la implantación de los tratamientos. En un trabajo previo se abordó este propósito para el error de configuración (ec) de los tratamientos de radioterapia externa del cáncer de próstata y además se valoró el impacto en el margen CTV-PTV (2), si bien con escaso número de pacientes en la muestra poblacional. En este trabajo se amplía la potencia estadística y se vuelven a analizar los resultados.

2.MATERIAL Y MÉTODOS

El ec se estimó con la adquisición de pares de imágenes ortogonales en un acelerador Elekta Precise, por comparación con las imágenes digitalmente reconstruidas en un planificador Oncentra, a partir de los estudios tomográficos del TAC Toshiba. Dicha comparación o registro se efectuó mediante el software Mosaiq Oncology System.

Se analizaron dos poblaciones (no-NAL y NAL) de 50 pacientes cada una; el número de sesiones con adquisición de imágenes por paciente fue de 5, espaciadas semanalmente y en el caso de la población NAL tras la corrección de los tres primeros días. Para ambas se determinó el error total promedio M , sistemático Σ

y aleatorio s , de la manera habitual (2), en las tres direcciones del espacio con respecto al paciente: longitudinal (LONG), lateral (LAT) y antero-posterior o vertical (VERT).

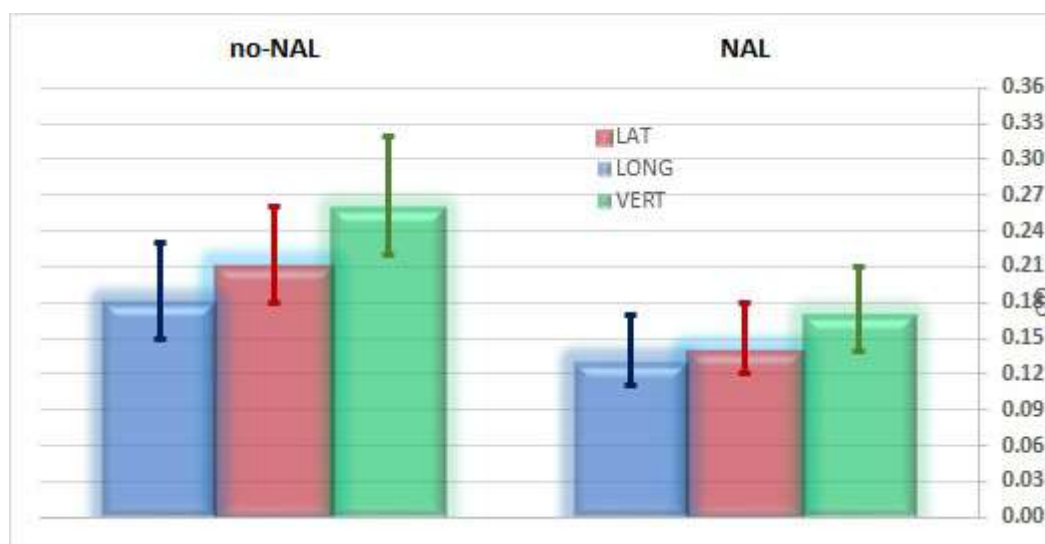
3.RESULTADOS

Los errores de ambas poblacionales están recogidos en la tabla de la figura1 y de ellos, los sistemáticos están reflejados en la figura2. El error total (media de la distribución muestral de los errores sistemáticos) de ambas poblaciones no es significativamente distinta de cero, lo que descarta errores subyacentes que deban ser investigados. Existe reducción estadísticamente significativa de la población NAL respecto a la no-NAL en las direcciones LAT y VERT, y aunque se aprecia una tendencia reductora en la dirección LONG, la intersección de los extremos de los intervalos de confianza, no nos permite ser concluyentes; quizá aumentando la potencia estadística, se podría concluir en el mismo sentido que en las otras direcciones. (En el trabajo previo, con menor potencia que éste, sólo se obtuvo reducción estadísticamente significativa en la dirección VERT). Por otro lado los errores aleatorios en las tres direcciones son similares, como era de esperar en un protocolo concebido solamente para la reducción de la componente sistemática.

		M	Σ	σ
LONG	no-NAL	-0.06	0.18	0.16
		IC95%: -0.11 a -0.01	IC 95%: 0.15 a 0.23	IC 95%: 0.14 a 0.18
	NAL	-0.04	0.13	0.16
		IC95%: -0.07 a 0.00	IC95%: 0.11 a 0.17	IC95%: 0.14 a 0.18
LAT	no-NAL	0.01	0.21	0.22
		IC95%: -0.05 a 0.07	IC95%: 0.18 a 0.26	IC95%: 0.19 a 0.25
	NAL	0.00	0.14	0.19
		IC95%: -0.03 a 0.05	IC95%: 0.12 a 0.18	IC95%: 0.16 a 0.22
VERT	no-NAL	0.08	0.26	0.24
		IC95%: 0.01 a 0.16	IC95%: 0.22 a 0.32	IC95%: 0.2 a 0.28
	NAL	-0.03	0.17	0.23
		IC95%: -0.09 a 0.01	IC95%: 0.14 a 0.21	IC95%: 0.20 a 0.26

Figura1. Todos los valores vienen dados en cm

Figure 296: tabla

Figure 297: Σ

4.DISCUSIÓN

La reducción del σ observada en nuestro estudio tiene una implicación directa en los márgenes CTV-PTV diseñados en la planificación. Utilizando la fórmula de van Herk (4), y valores de la literatura para los otros tipos de error (contorneo y movimiento interno de órgano), los márgenes quedarían: 12 mm LONG, 7 mm LAT (9 mm no-NAL), 12 mm VERT (14 mm no-NAL)

REFERENCIAS

1. de Boer HC et al. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal imaging workload. Int J Radiation Oncology Biol Phys. 2001; 50(5): 1350-65.
2. Ariza Jiménez MA y col. 4º Congreso SEFM-SEPR. Valencia, 23 a 36 de junio de 2015
3. The Royal College of Radiologists, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine. On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. London: The Royal College of Radiologists. 2008.
4. van Herk M et al. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margin in radiotherapy. Int J Radiation Oncology Biol Phys. 2000; 47(4): 1121-35.
5. McGarry CK et al. An Analysis of geometric uncertainty calculations for prostate radiotherapy in clinical practice. The British Journal of Radiology. 2009; 82(974): 140-7.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 869**EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO NAL PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGURACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DEL CÁNCER DE RECTO**

Autores: Luis Ignacio Zamora Ardoy¹ ; María Angeles Ariza Jiménez²

¹ *Hospital Universitario Virgen de las Nieves*

² *Hospital Reina Sofía de Córdoba*

Corresponding Author: mariaa.ariza.sspa@juntadeandalucia.es

1.INTRODUCCIÓN

El protocolo NAL (No Action Level), ha alcanzado gran extensión por su gestión del error sistemático con reducida carga de trabajo (1); pero son escasos los trabajos que analizan su grado de consecución en la práctica. En sendas comunicaciones se ha presentado un análisis del NAL para el error de configuración (ec) de los tratamientos de radioterapia externa del cáncer de próstata y tumores ginecológicos. Con esta tercera se extiende dicho análisis al cáncer de recto, completando de esta manera el conjunto de localizaciones de la zona pélvica.

2.MATERIALES Y MÉTODOS

Al igual que en los trabajos anteriores, el ec se estimó con la adquisición de pares de imágenes ortogonales en una acelerador Elekta Precise, por comparación con las imágenes digitalmente reconstruidas en un planificador Oncentra, a partir de los estudios tomográficos de un TAC Toshiba. Dicha comparación o registro se efectuó mediante el software Mosaic Oncology System.

Se analizaron dos poblaciones (no-NAL y NAL) de 50 pacientes cada una; el número de sesiones con adquisición de imágenes por paciente fue de 5 y en el caso de la población NAL, de 3 tras la corrección de los tres primeros días. Para ambas se determinó el error total promedio M , sistemático Σ y aleatorio s , de la manera habitual (2) en las tres direcciones del espacio con respecto al paciente: longitudinal (LONG), lateral (LAT) y antero-posterior o vertical (VERT).

3.RESULTADOS

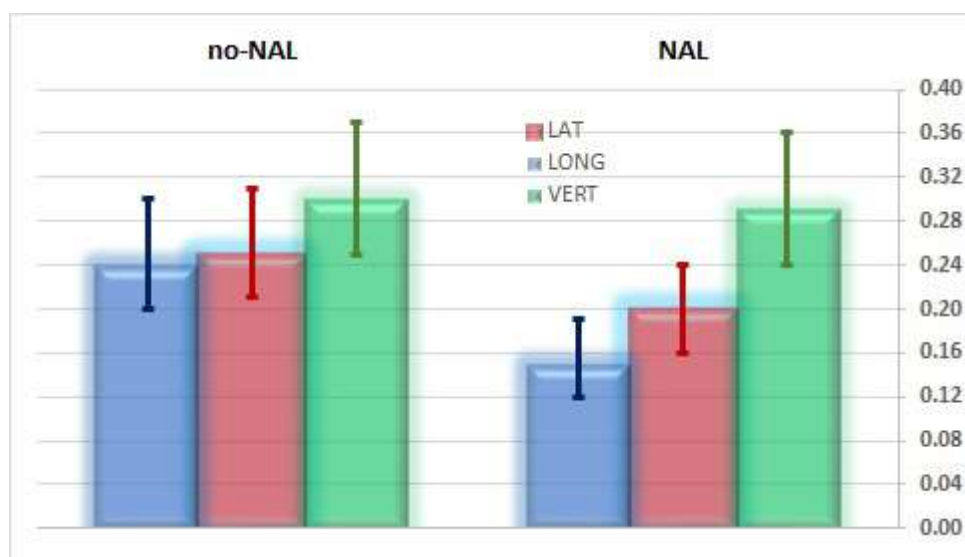
Los errores de ambas poblacionales están recogidos en la figura 1 y de éstos los sistemáticos están reflejados en la figura 2. El error total promedio de la población no-NAL en la dirección VERT es significativamente distinta del valor cero, no siendo así para las otras dos direcciones y para el conjunto de la población NAL. Existe reducción estadísticamente significativa del error sistemático de la población NAL respecto a la no-NAL solamente en la dirección LONG; en la dirección LAT, se aprecia una tendencia reductora que no es concluyente pues existe solapamiento de los intervalos de confianza (quizá con mayor potencia estadística se podría resolver este punto); en la dirección VERT, no se aprecia reducción, pues los intervalos de confianza son prácticamente coincidentes.

Análogamente al análisis de las localizaciones de próstata y ginecológicas, los errores aleatorios en las tres direcciones son del mismo orden en las dos poblaciones: en general similares a la localización de próstata y menores a la de tumores ginecológicos.

		M	Σ	σ
LONG	no-NAL	-0.03	0.24	0.19
		IC95%: -0.10 a 0.04	IC 95%: 0.20 a 0.30	IC 95%: 0.17 a 0.21
	NAL	0.02	0.15	0.17
		IC95%: -0.03 a 0.06	IC95%: 0.12 a 0.19	IC95%: 0.14 a 0.20
LAT	no-NAL	-0.05	0.25	0.20
		IC95%: -0.12 a 0.02	IC95%: 0.21 a 0.31	IC95%: 0.17 a 0.23
	NAL	-0.01	0.20	0.20
		IC95%: -0.06 a 0.04	IC95%: 0.16 a 0.24	IC95%: 0.16 a 0.23
VERT	no-NAL	0.27	0.30	0.28
		IC95%: 0.18 a 0.35	IC95%: 0.25 a 0.37	IC95%: 0.24 a 0.32
	NAL	0.08	0.29	0.24
		IC95%: 0.00 a 0.16	IC95%: 0.24 a 0.36	IC95%: 0.19 a 0.29

Todos los valores vienen dados en cm

Figure 298: tabla

Figure 299: Σ

4.DISCUSIÓN

Que el error promedio total en la dirección VERT de la población no-NAL sea significativamente distinto de cero es indicativo de un error subyacente que debe ser investigado, posiblemente relacionado con el posicionamiento en decúbito prono utilizado en la técnica RTC3D del cáncer de recto, hecho diferencial con las otras dos localizaciones pélvicas. Además no hay reducción alguna del error sistemático en esta dirección, por lo que el potencial del protocolo off-line se invierte en corregir este defecto subyacente, dejando inalterada la magnitud del error sistemático. Esto implica que para esta localización probablemente habría que emplear márgenes CTV-PTV mayores que para las otras dos y en cualquier caso similares al caso en que no se emplee ningún protocolo (excepto para la dirección LONG)

REFERENCIAS

- 1.de Boer HC et al. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal imaging workload. Int J Radiation Oncology Biol Phys. 2001; 50(5): 1350-65.
- 2.The Royal College of Radiologist, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine. On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. London: The Royal College of Radiologist. 2008.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 871**EVALUACIÓN DE UN PROTOCOLO NAL PARA GESTIÓN DEL ERROR DE CONFIGURACIÓN SISTEMÁTICO EN EL TRATAMIENTO-RTC3D DEL CÁNCER DE MAMA**

Autores: María Angeles Ariza Jiménez¹ ; Luis Ignacio Zamora Ardoy²

¹ *Hospital Reina Sofia de Córdoba*

² *Hospital Universitario Virgen de las Nieves*

Corresponding Author: mariaa.ariza.sspa@juntadeandalucia.es

1.INTRODUCCIÓN

El protocolo NAL (No Action Level), ha alcanzado gran extensión por su gestión del error sistemático con reducida carga de trabajo (1); pero son escasos los trabajos que analizan su grado de consecución en la práctica. En otras comunicaciones se ha presentado un análisis del NAL para el error de configuración (ec) de los tratamientos de radioterapia externa de localización pélvica. En esta comunicación se aborda el análisis para los tratamientos RTC3D de mama, una localización con una configuración de posicionamiento más complejo y dónde a priori se espera encontrar mayores errores.

2.MATERIALES Y MÉTODOS

Al igual que en las localizaciones de pelvis, el ec se estimó con la adquisición de pares de imágenes ortogonales en una acelerador Elekta Precise, por comparación con las imágenes digitalmente reconstruidas en un planificador Oncentra, a partir de los estudios tomográficos de un TAC Toshiba. Dicha comparación o registro se efectuó mediante el software Mosaiq Oncology System.

Se analizaron dos poblaciones (no-NAL y NAL) de 50 pacientes cada una; el número de sesiones con adquisición de imágenes por paciente fue de 5 y en el caso de la población NAL, de 4 tras la corrección de los tres primeros días. Para ambas se determinó el error total promedio M, sistemático Σ y aleatorio s, de la manera habitual (2) en las tres direcciones del espacio con respecto al paciente: longitudinal (LONG), lateral (LAT) y antero-posterior o vertical (VERT).

3.RESULTADOS

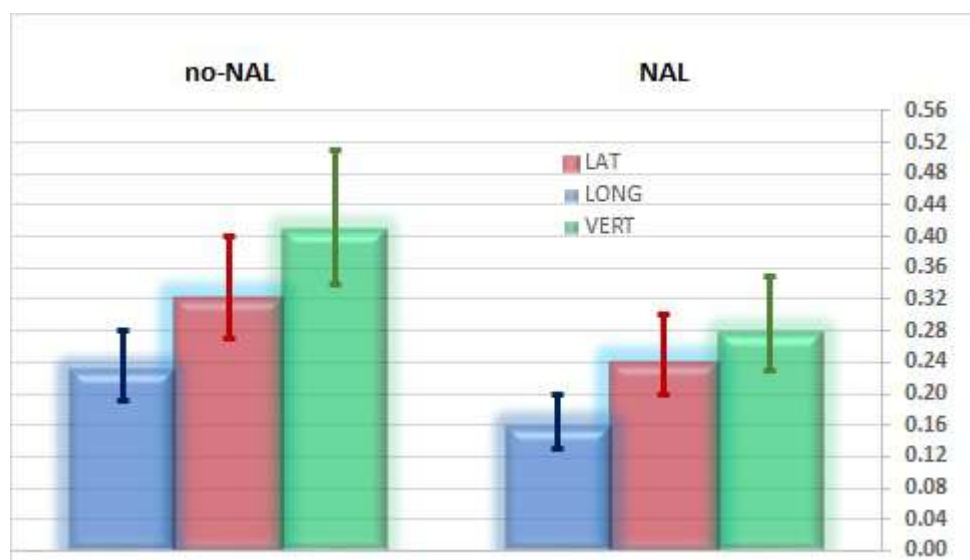
Los errores de ambas poblacionales están recogidos en la tabla 1 y reflejados en la figura 1. El error total (media de la distribución muestral de los errores sistemáticos) de ambas poblaciones no es significativamente distinta de cero, lo que descarta posibles errores subyacentes en ambos grupos de pacientes que deba ser investigado. Existe tendencia reductora del error sistemático de la población NAL respecto a la no-NAL en las tres direcciones, más clara en las direcciones LONG y VERT, donde el solapamiento en los intervalos de confianza es tan sólo de 0.1 mm ; como en otros casos una potencia estadística mayor, quizá pueda resolver definitivamente esta cuestión.

Análogamente a los análisis de las localizaciones de pelvis, los errores aleatorios en las tres direcciones permanecen similares en ambas poblaciones, aunque resultan ser en la dirección VERT mayores a los encontrados en aquellas localizaciones.

		M	Σ	σ
LONG	no-NAL	-0.01	0.23	0.18
		IC95%: -0.07 a 0.06	IC 95%: 0.19 a 0.28	IC 95%: 0.16 a 0.21
	NAL	-0.09	0.16	0.2
		IC95%: -0.13 a -0.04	IC95%: 0.13 a 0.20	IC95%: 0.16 a 0.23
LAT	no-NAL	0.00	0.32	0.24
		IC95%: -0.08 a 0.10	IC95%: 0.27 a 0.40	IC95%: 0.21 a 0.27
	NAL	-0.04	0.24	0.28
		IC95%: -0.11 a 0.03	IC95%: 0.20 a 0.30	IC95%: 0.24 a 0.32
VERT	no-NAL	-0.01	0.41	0.33
		IC95%: -0.12 a 0.11	IC95%: 0.34 a 0.51	IC95%: 0.30 a 0.37
	NAL	-0.1	0.28	0.31
		IC95%: -0.17 a -0.02	IC95%: 0.23 a 0.35	IC95%: 0.26 a 0.36

Todos los valores vienen dados en cm

Figure 300: tabla

Figure 301: Σ

4.DISCUSIÓN

La dirección VERT resulta crítica para la localización de mama, pues arroja los mayores errores tanto sistemáticos como aleatorios de todos los analizados hasta ahora. La implicación en el cálculo de márgenes CTV-PTV, resulta controvertida, tanto por la peculiaridad de estar el CTV próximo a la piel y por tanto conducir a un PTV que se extiende más allá del contorno externo, como por la necesidad de tener en cuenta la alteración que supone la respiración, cuya inclusión en los márgenes ha de ser a través de una componente lineal (2) y no mediante sumas cuadráticas como en el resto de tipos de error. Se requiere investigar este aspecto para obtener unos márgenes de referencia.

REFERENCIAS

- 1.de Boer HC et al. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal imaging workload. Int J Radiation Oncology Biol Phys. 2001; 50(5): 1350-65.
- 2.The Royal College of Radiologist, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine. On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. London: The Royal College of Radiologist. 2008.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 926**INCERTIDUMBRES GEOMÉTRICAS EN RADIOTERAPIA. MARGEN AL "CLINICAL TARGET VOLUME" (CTV).****Autor:** Gema Muñoz Romero¹**Co-autores:** Montserrat Baeza Trujillo² ; Felipe Arturo Derecho Torres¹ ; Florencio Javier Luis Simon³¹ *Hospital Universitario Virgen del Rocío*² *2. Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)*³ *Hospital Virgen del Rocío***Corresponding Author:** gemacortegana@hotmail.com**Introducción**

Utilizar un dispositivo de imagen guiada en radioterapia (IGRT) permite conocer el error en el posicionamiento en cada una de las sesiones en las que se haga adquisición de imágenes, y acumulando esta información para un número significativo de pacientes estamos en disposición de analizar estadísticamente el impacto que tienen las incertidumbres de colocación en sus tratamientos. Es necesario incluir las incertidumbres geométricas en el margen que se le da al CTV, asegurando así que la distribución de dosis absorbida planificada es la que realmente se administra al volumen blanco. Estas incertidumbres se pueden dividir en errores aleatorios y sistemáticos, que influyen de manera diferente, teniendo los sistemáticos mayor impacto. Los errores aleatorios producen un difuminado de la distribución de dosis, mientras que los sistemáticos producen un desplazamiento de la distribución de dosis respecto al volumen de tratamiento. El objetivo de este trabajo es analizar los errores aleatorios y sistemáticos en los tratamientos administrados en función de la patología, y determinar a partir de ellos el margen a aplicar al CTV, así como elegir el protocolo de corrección más adecuado.

Material y métodos

Se lleva a cabo un estudio de más de 150 pacientes, que se trataron en el Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla) durante el año 2019 y parte del 2020 en tres máquinas diferentes. Se dividen los pacientes según su patología y sistema de inmovilización: pulmón con BreastSTEPTM + Moldcare (AnatGE), cervix con ProSTEPTM + Moldcare, mama con BreastSTEPTM, cabeza y cuello con eXactron (AnatGE)+ máscara termoplástica y próstata simple con ProSTEPTM. Se estudiará el margen a CTV aplicando la ecuación (1) (Van Herk et al. (2002)) en función de si no se utilizase protocolo de corrección por incertidumbres geométricas o si se aplicase un protocolo offline Nal + COVER, que es el que se suele utilizar en nuestro centro.

$$M = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \quad (1)$$

Resultados y Discusión

Patología	Margen a CTV (cm)							
	Sin protocolo				Protocolo offline			
	Vertical	Longitudinal	Lateral	TOTAL	Vertical	Longitudinal	Lateral	TOTAL
Próstata Simple	0,3	0,1	0,1	0,5	0,2	0,03	0,1	0,3
Cabeza y cuello	0,3	0,2	0,2	0,6	0,2	0,1	0,2	0,4
Pulmón	0,6	0,7	0,4	1,1	0,4	0,4	0,3	0,7
Mama	1,2	0,9	0,6	1,7	0,7	0,3	0,3	0,9
Cervix	0,7	0,6	0,7	1,3	0,4	0,3	0,3	0,8

Figure 302: Tabla 1. Valores de márgenes a CTV para varias patologías cuando no se aplica protocolo de corrección por incertidumbres geométricas o cuando se aplica protocolo offline

En el margen a CTV no se tienen en cuenta otras fuentes de incertidumbre como el movimiento intrafracción o los errores de contorno del CTV. Se observa que los valores más altos se obtienen para las patologías de pulmón, mama y cervix, que coincide con patologías de difícil posicionamiento y/o lesiones de gran volumen.

Conclusiones

En cuanto a los márgenes del CTV se concluye que es conveniente utilizar el protocolo offline en todos los casos siendo especialmente relevante en pacientes de pulmón, mama o cervix, tal y como se venía haciendo. En estos casos, sin embargo, se decide pasar a utilizar un protocolo online puesto que solo las incertidumbres geométricas implican márgenes iguales o superiores a 0,4 cm. Además, la máquina con la que se tratan las patologías de mama y cervix (TrueBeam, Varian) cuenta con una mesa de 6 grados de libertad que permite hacer correcciones angulares y que solo son tenidas en cuenta si se realiza IGRT en cada sesión de tratamiento.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 935**DETERMINACIÓN DE LA DOSIS IMPARTIDA EN RECTO Y VEJIGA EN UN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO DE PRÓSTATA MEDIANTE CÁLCULO EN CONE-BEAM CT. ESTUDIO DE IMPACTO DEL MOVIMIENTO INTRAFRACCIÓN Y DEL PROTOCOLO DE PREPARACIÓN DEL PACIENTE.**

Autores: Maria Roch González¹ ; Pablo Castro Tejero² ; David Hernández González³ ; Roser Fayos-Solà Capilla³ ; Paloma Botella Faus³

¹ Hospital Universitario de la Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

³ Hospital Universitario La Princesa

Corresponding Author: maria.roch@salud.madrid.org

Introducción. El objetivo principal del trabajo es el cálculo de la dosis real impartida a recto y vejiga en un tratamiento hipofraccionado de próstata. El objetivo secundario es el estudio del impacto del movimiento intrafracción y de la preparación del paciente en dicha distribución de dosis.

Material y Métodos. Se trata de un estudio prospectivo de 15 pacientes de carcinoma de próstata tratados con un protocolo de radioterapia hipofraccionada (2.76 Gy / sesión).

Se colocan tres semillas de oro en la glándula prostática al menos dos semanas antes de la adquisición del TC de planificación. Para la realización de dicho TC y todos los días de tratamiento el paciente debe cumplir con un protocolo de preparación (recto vacío y vejiga confortablemente llena).

Diariamente se adquiere un CBCT previo al tratamiento y, en días alternos, un CBCT al final de tratamiento. En total se obtienen 544 imágenes sobre las que se recalcula el plan de tratamiento. Para estudiar la influencia del volumen de recto y vejiga se comparará la dosis sobre el CBCT pre-tratamiento con la planificada, para evaluar el impacto del movimiento intrafracción se comparará la dosis en el CBCT post-tratamiento con la dosis en el CBCT pre-tratamiento, y para observar las diferencias introducidas por ambos factores se estudia la distribución en el CBCT post-tratamiento frente a la planificada.

Resultados. Las dosis en recto, determinadas sobre el CBCT pre-tratamiento una vez corregidos los errores de posicionamiento, son similares a las planificadas. Sin embargo, en vejiga aparecen diferencias notables debido a que el llenado de vejiga es inferior al del TC de planificación en un 66% de las sesiones (Fig. 1).

El estudio estadístico muestra correlación entre el movimiento intrafracción anterior de la próstata y un aumento de la dosis en recto, siendo las diferencias estadísticamente significativas a partir de un desplazamiento > 2 mm. También se encuentra correlación entre el desplazamiento sagital (en sentido posterior-inferior) de la próstata y un aumento de dosis en vejiga, siendo las diferencias estadísticamente significativas a partir de un desplazamiento sagital > 3 mm (Fig. 2).

Al no existir una dirección privilegiada del movimiento intrafracción, en promedio, las dosis impartidas en recto, a pesar de la variabilidad en la preparación y del movimiento intrafracción son similares a las planificadas (diferencias < 3 %).

La dosis impartida en vejiga es, en promedio, superior a la planificada. Estas diferencias se minimizan al final de la sesión de tratamiento debido al llenado de la vejiga durante la irradiación, como se observa en la Fig. 1.

Conclusiones. Es recomendable una mayor vigilancia del llenado de vejiga al inicio del tratamiento para minimizar las diferencias en las dosis medias en vejiga respecto a las planificadas.

Figura 1. Volumen y valores relativos de dosis CBCT pre-tratamiento y CBCT post-tratamiento en recto y vejiga respecto a la dosimetría planificada. En abscisas, en este orden, volumen, dosis máxima, cuasi-máximo (0.1 cm3), media, mediana, y los puntos del HDV V20, V30, V40, V50, V58, V62.

Figura 2. Efectos del movimiento intrafracción en la dosis de (A) recto y (B) vejiga. Dosis calculada en el CBCT post-tratamiento respecto a la dosis calculada en el CBCT pre-tratamiento para diferentes magnitudes del desplazamiento de la próstata. Las barras de error corresponden a un intervalo de confianza del 95 %.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 911**Protocolo de posicionamiento y control de movimiento intrafracción mediante un sistema combinado de IGRT y SGRT en tratamientos de radiocirugía estereotáxica**

Autores: María Pinto Monedero¹ ; Ruth Rodríguez Romero² ; Patricia Sánchez Rubio³ ; Jaime Martínez Ortega³ ; Arturo López Corella^{None} ; Miguel Torres López⁴ ; Julia Ciudad³ ; Ana Maria Lloret Gudina⁵

¹ Hospital U. Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Puerta de Hierro

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁵ Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda

Corresponding Author: maria.pinto@salud.madrid.org

Introducción

Los sistemas de guiado por superficie en radioterapia (SGRT) permiten monitorizar la posición del paciente durante todo el tratamiento, complementando al guiado por imagen (IGRT). En el caso de tratamientos de radiocirugía estereotáxica se requiere exactitud y precisión submilimétrica.

El objetivo de este trabajo es describir el protocolo de posicionamiento y control de movimiento intrafracción en tratamientos de radiocirugía estereotáxica (SRS) empleando un sistema de SGRT como complemento a la imagen radiográfica, que ha permitido alcanzar exactitud y precisión en los tratamientos comparables al sistema previo existente en el centro (<0.3mm, 0.3°).

Material y Método

La técnica SRS se realizaba previamente mediante un acelerador Novalis y sistema IGRT *ExacTrac* (Brainlab, Alemania) con mesa robótica 6D que realizaba control de imagen mediante imágenes de rayos X ortogonales, para cualquier combinación de giro de mesa y cabezal. Se empleaban máscaras cerradas para radiocirugía (Brainlab, Alemania) y se aplicaba una tolerancia máxima de 0.3 mm, 0.3°. Se ha puesto en marcha la técnica de SRS empleando un acelerador *TrueBeam* (Varian, EE.UU) con mesa 6D *Perfect Pitch* y un sistema de guiado por superficie *AlignRT* (VisionRT, Reino Unido). *AlignRT* proyecta un patrón de luz sobre el paciente y monitoriza su superficie, mediante tres cámaras ópticas 3D, durante todo el tratamiento comparándola, con la superficie de referencia procedente de la simulación. Además, se puede realizar un CBCT con la mesa a 0°, pero no cuando se gira la mesa. Las máscaras empleadas para la inmovilización del paciente son abiertas *Encompass SRS Fibreplast* (Q-Fix, EE.UU).

Resultados y Discusión

El flujo de trabajo se resume en la figura 1. Tras colocar al paciente en el isocentro, *AlignRT* monitoriza la superficie del paciente (ver figura 2) mostrando las diferencias respecto a la superficie de referencia mediante los *Real Time Deltas* (RTDs) de las traslaciones (vertical, longitudinal y lateral), rotaciones (rotación, *roll* y *pitch*) y la magnitud del vector traslación. Se corrigen desviaciones iniciales respecto a la superficie de referencia > 0.5mm, 0.5° mediante la captura de tratamiento. Se realiza un CBCT con la mesa a 0°, el registro de imagen y se aplican las correcciones 6D. Si *AlignRT* mostrase discrepancias superiores a la tolerancia (0.3mm, 0.3°), se repetiría el CBCT; en caso contrario, se adquiere una captura de referencia y se tratan los campos con mesa a 0°. Por cada giro de mesa, se realiza una imagen portal de MV AP para corregir desviaciones en longitudinal, lateral y rotación hasta que estén dentro de la tolerancia. Si las desviaciones fuesen en vertical, *roll* o *pitch*, se repetiría el CBCT con la mesa a 0°. Si todas las desviaciones están en tolerancia, se adquiere una nueva captura de referencia para el giro de mesa y se trata.

Si durante el tratamiento se excede alguna tolerancia y hay sospecha de movimiento del paciente, se repetiría el CBCT con la mesa a 0°. Si la oclusión de una de las cámaras ópticas es la responsable de las discrepancias, se requiere asistencia del radiofísico para valorar una apertura temporal de la tolerancia o un aumento del tiempo máximo permitido de desviación.

Flujo de trabajo SRS

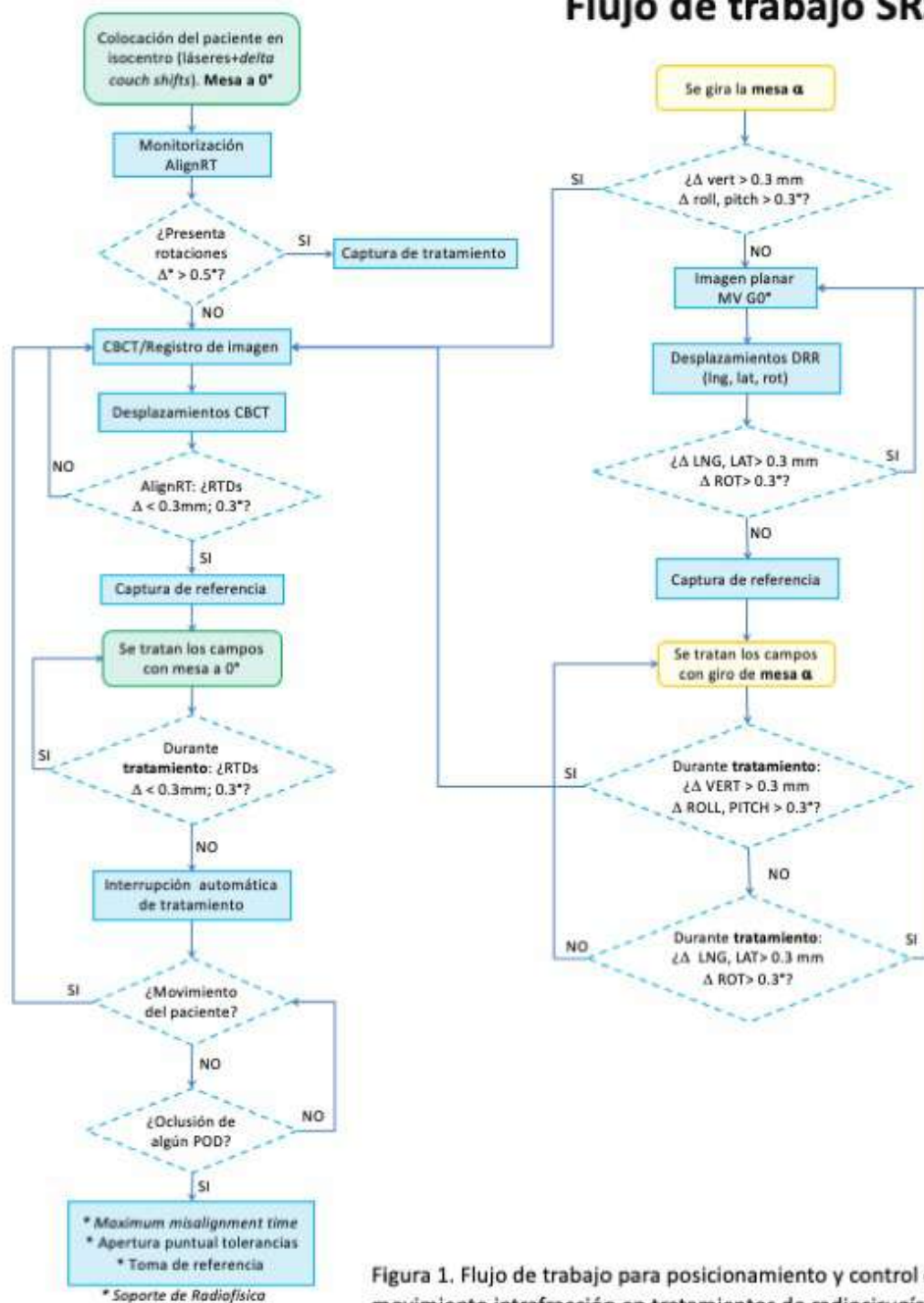


Figura 1. Flujo de trabajo para posicionamiento y control de movimiento intrafracción en tratamientos de radiocirugía estereotáxica.

Figure 303: enter image description here



Figura 2: A la izquierda, capturas de tratamiento que ayudan al posicionamiento del paciente. A la derecha, imagen de la estación de *AlignRT* donde se observa la visualización de los RTDs, la superficie de referencia adquirida y la región de interés (ROI) de monitorización.

Figure 304: enter image description here

Conclusiones

El protocolo de tratamiento y control de movimiento intrafracción presentado ha permitido implantar la técnica de SRS manteniendo la precisión y exactitud de 0.3mm, 0.3°.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1111

Comparación de márgenes de configuración en tratamientos de arcoterapia de próstata entre Tomoterapia y acelerador convencional

Autores: Susana Donis-Gil¹ ; Sofía García-Repiso² ; Laura Granado-Alonso² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Raúl Sánchez-López² ; Enrique Tenllado-Baena² ; Álvaro A. Fernández-Lara² ; Miguel A. Díez-Gallego² ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Fernando Gómez-Enríquez² ; Carlos Montes Fuentes² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: susanadonis@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El principal objetivo de IGRT es impartir la dosis prescrita de la forma más exacta, asegurando el correcto posicionamiento del paciente y tumor respecto de los haces de tratamiento.

Para alcanzarlo, se establece un margen de configuración (SM) alrededor del Volumen Blanco Clínico (CTV) que tenga en cuenta las incertidumbres geométricas durante el tratamiento. El volumen resultante es el PTV, a partir del cual se definen los campos de tratamiento.

El margen SM se obtiene a partir de errores de “set-up”. Estos errores se calculan mediante desplazamientos en 3D del paciente y se clasifican en sistemáticos o aleatorios.

Este estudio evalúa los errores de “set-up” en la localización de próstata en dos unidades de tratamiento y se calcula SM para cada grupo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se seleccionaron dos grupos, cada uno con 15 pacientes con tratamiento de arcoterapia de próstata tratados en unidades diferentes: Tomoterapia (Accuray) y Clinac-DHX (Varian).

Las imágenes de TC enviadas al sistema de planificación Eclipse se consideran imágenes de referencia.

Para cada paciente se obtuvieron, diariamente durante el tratamiento, las imágenes 3D: Tomografía (MVCT) y CBCT (kV). Estas imágenes 3D se fusionan, comparan con las de referencia y se obtienen los valores de los desplazamientos.

Se calculó el error sistemático (Σ) y aleatorio (σ) a partir de los desplazamientos: antero-posterior (Vrt), medio-lateral (Lat) y supero-inferior (Long).

Una población, es decir, pacientes con la misma localización y con el mismo tipo de inmovilización y posicionamiento, se puede caracterizar con estos errores.

El SM, en cada dirección del espacio, se calculó usando expresiones matemáticas publicadas en bibliografía (1):

$$SM = 2\Sigma + 0.7\sigma$$

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los valores de los errores sistemáticos y aleatorios para los pacientes para cada dirección y para cada unidad de tratamiento, así como el valor de SM se presentan en las tablas 1 y 2:

PACIENTES (TOMO)			RESULTADOS Población (cm)			
			Vrt	Lng	Lat	Módulo
TOTAL	Error sistemático medio	μ	0,03	0,03	0,08	
	Dispersión sistemática	Σ	0,43	0,25	0,22	
	Dispersión aleatoria	σ	0,45	0,23	0,23	
	$SM = 2 \cdot \Sigma + 0,7 \cdot \sigma$		1,18	0,66	0,60	1,48
PRIMERA SEMANA	Error sistemático medio	μ	-0,04	0,04	0,06	
	Dispersión sistemática	Σ	0,62	0,28	0,34	
	Dispersión aleatoria	σ	0,52	0,30	0,28	
	$SM = 2 \cdot \Sigma + 0,7 \cdot \sigma$		1,60	0,77	0,87	1,98
REV. SEMANAL	Error sistemático medio	μ	0,08	0,01	0,09	
	Dispersión sistemática	Σ	0,44	0,20	0,19	
	Dispersión aleatoria	σ	0,34	0,26	0,42	
	$SM = 2 \cdot \Sigma + 0,7 \cdot \sigma$		1,12	0,58	0,68	1,43

Tabla 1. Errores sistemáticos, aleatorios y SM de la población de pacientes tratados en TOMO.

Figure 305: Tabla 1

PACIENTES (DHX)			RESULTADOS Población (cm)			
			Vrt	Lng	Lat	Módulo
TOTAL	Error sistemático medio	μ	-0,01	0,03	0,02	
	Dispersión sistemática	Σ	0,30	0,30	0,29	
	Dispersión aleatoria	σ	0,43	0,35	0,38	
	$SM = 2 \cdot \Sigma + 0,7 \cdot \sigma$		0,90	0,85	0,85	1,50
PRIMERA SEMANA	Error sistemático medio	μ	-0,03	0,03	0,02	
	Dispersión sistemática	Σ	0,52	0,29	0,34	
	Dispersión aleatoria	σ	0,52	0,23	0,40	
	$SM = 2 \cdot \Sigma + 0,7 \cdot \sigma$		1,40	0,75	0,96	1,86
REV. SEMANAL	Error sistemático medio	μ	-0,08	0,03	0,02	
	Dispersión sistemática	Σ	0,30	0,35	0,25	
	Dispersión aleatoria	σ	0,25	0,40	0,36	
	$SM = 2 \cdot \Sigma + 0,7 \cdot \sigma$		0,78	0,98	0,75	1,46

Tabla 2. Errores sistemáticos, aleatorios y SM de la población de pacientes tratados en DHX.

Figure 306: Tabla 2

Durante la primera semana, el valor de SM es mayor en ambos grupos. Se puede deber a que durante el inicio y los primeros días de tratamiento es más complicado situar al paciente en las marcas tatuadas, debido al periodo de adaptación del paciente al tratamiento y a la familiarización de los operadores con la anatomía del paciente.

Durante el tratamiento completo total, existen diferencias, en el valor de SM:

- Para la TOMO, SM es mayor en la dirección vertical, con respecto a las otras dos direcciones (Long y Lat). Se puede deber al movimiento de la mesa del equipo desde la posición inicial en el exterior del gantry hasta la posición de tratamiento que lleva asociada una pequeña flecha.
- Para el DHX, los valores de SM son similares en las tres direcciones del espacio.

Durante todo el tratamiento, los errores sistemáticos medios en ambas unidades son muy pequeños.

CONCLUSIONES

El módulo de SM, en el tratamiento completo total, para las dos poblaciones, en este estudio, es muy similar, es de 1,5 cm en DHX y de 1,48 cm en TOMO.

El margen SM, en este estudio, no depende de la unidad en la que se vaya a tratar al paciente.

REFERENCIA

(1) Stroom, J.C., Heijmen, B.J.M. "Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report". Radiotherapy Oncology Journal, 2002; 64: 75-83

AGRADECIMIENTO

Agradecemos a los TERT del Servicio de Oncología Radioterápica los datos recogidos utilizados en este estudio.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 977**Tracking con semillas de oro en tratamientos de cáncer de próstata hipofraccionada.**

Autores: Roser Fayos-Solá Capilla¹ ; Pablo Castro Tejero¹ ; Alberto Viñals² ; David Hernández González³ ; Carmen Libertad Candón González⁴ ; Maria Roch Gonzalez⁵ ; Paloma Botella Faus⁶ ; Sergio Honorato Hernández⁶

¹ Hospital Universitario de La Princesa

² H.U. la Princesa

³ H.U.LA PRINCESA

⁴ Hospital Puerta del Hierro

⁵ Hospital Universitario de la Princesa

⁶ Hospital Universitario La Princesa

Corresponding Author: rfscapilla@gmail.com

Introducción

Debido a las características radiobiológicas que presenta el cáncer de próstata, el uso de tratamientos hipofraccionados supone un aumento del control bioquímico y local de este. Mediante el seguimiento de semillas de oro implantadas en el tumor, y utilizando diferentes técnicas de IGRT, pretendemos detectar posibles movimientos intrafracción de la próstata. En este trabajo vamos a evaluar la cuantía de este tipo de incidencias en tratamientos de cáncer de próstata hipofraccionada a 2.76 Gy por sesión en 25 sesiones.

Materiales y métodos

Se ha realizado un seguimiento a 33 pacientes tratados entre diciembre de 2019 y diciembre de 2020 en un acelerador TrueBeam de Varian. Dos semanas antes del TC de planificación (2 mm) se colocan 3-5 marcas fiducias de oro intraprostáticos, cuyas dimensiones son 5 mm de longitud y 1.2 mm de diámetro. Durante el tratamiento, y en las cinco primeras sesiones (salvo incidencias), se hará un seguimiento a los marcadores. En primer lugar, se realiza una adquisición CBCT para comprobar el estado del recto, llenado de la vejiga y vesículas seminales con respecto al TC de referencia, y posteriormente se adquieren placas ortogonales kV-MV para realizar el registro a los marcadores. Para 9 pacientes se estableció adquirir una imagen de kV cada 20 segundos con un umbral de parada del haz de 5 mm de diámetro a los marcadores, y para 24 pacientes se adquirió imagen cada 60° con un umbral de 8 mm de diámetro.

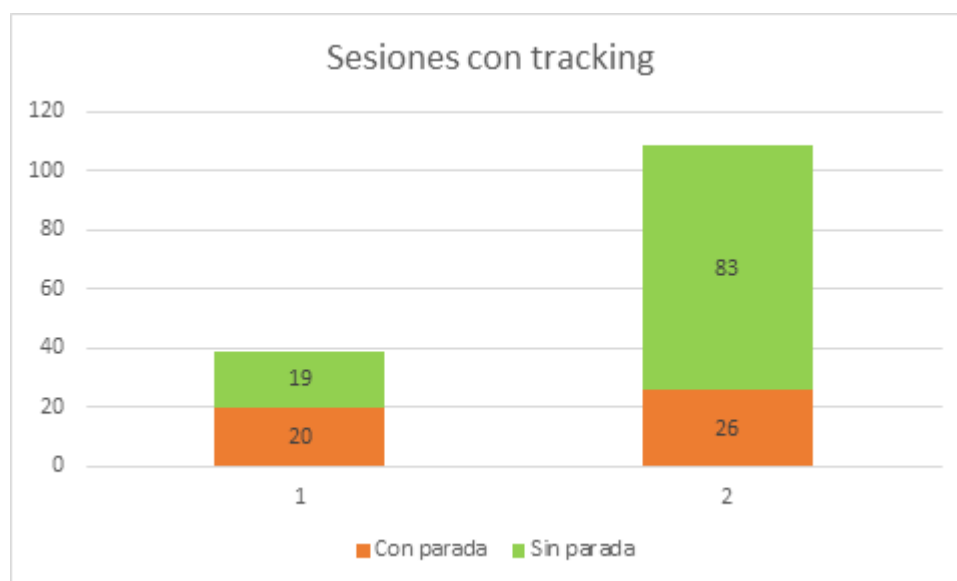
Resultados

Figure 307: Sesiones con tracking

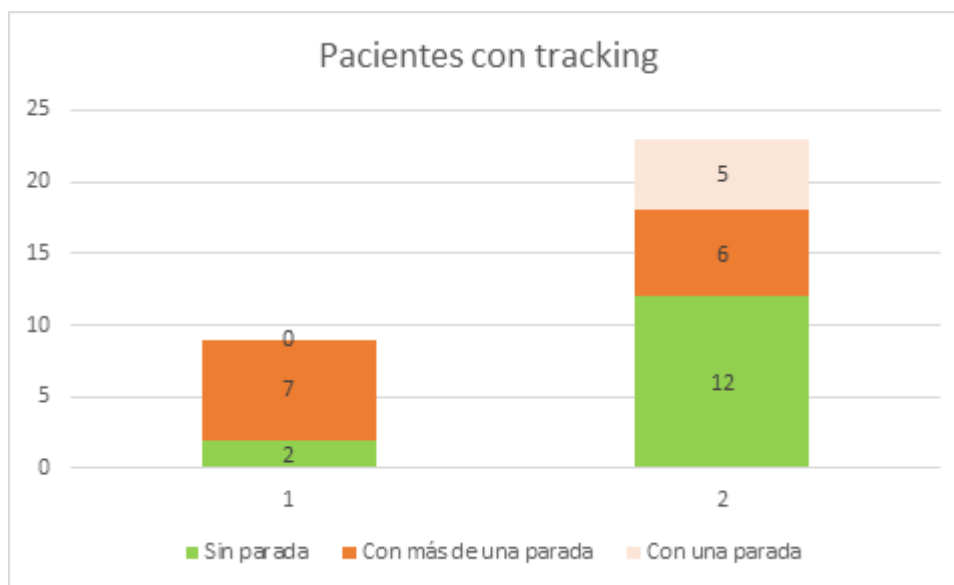


Figure 308: Pacientes con tracking

Para el primer grupo de pacientes se detectó que de un total de 39 sesiones, en 20 de ellas el haz se interrumpió, mientras que tras el cambio de protocolo el haz se interrumpió en 26 sesiones de un total de 109. Si evaluamos los pacientes que tuvieron alguna parada en alguna sesión obtenemos que en el primer grupo 7 de los 9 pacientes sufrieron una interrupción, y en el segundo 11 de 23. Dentro de estos, 6 de ellos sufrieron más de una parada y 5 solo una.

Discusión

Tras los resultados obtenidos con los 9 primeros pacientes se decidió actualizar el protocolo, estableciendo unos valores más adecuados tanto en la tolerancia umbral de interrupción del haz por las semillas como en el patrón de adquisición de imagen. Tras el cambio encontramos que el número de paradas por sesión disminuyó considerablemente, y analizando los datos se deduce que alrededor de la mitad de los pacientes que tienen paradas acumulan más de una, lo cual tiene sentido ya que se trataría de pacientes que desde el inicio tendrían algún problema en el posicionamiento o anatomía.

Conclusiones

El uso de tracking de semillas nos permite por un lado reproducir el tratamiento durante todas las sesiones de manera rápida y fiable, a la vez que nos da información esencial en tiempo real. Además, los resultados obtenidos nos permiten establecer una distinción entre pacientes que requerirán de tracking durante todo el tratamiento para una mejor administración de este.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 936**DETERMINACIÓN DEL VALOR UMBRAL DE RECOLOCACIÓN PARA TRACKING EN UN TRATAMIENTO HIPOFRACCIONADO DE PRÓSTATA**

Autores: Maria Roch Gonzalez¹ ; David Hernández González² ; Pablo Castro Tejero² ; Paloma Botella Faus² ; Roser Fayos-Solà Capilla²

¹ Hospital Universitario de la Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

Corresponding Author: maria.roch@salud.madrid.org

Introducción. El tracking es una técnica de imagen en radioterapia que permite controlar el desplazamiento intrafracción. El objetivo del trabajo es la determinación del valor umbral de recolocación para el tracking a semillas en un tratamiento hipofraccionado de próstata.

Material y Métodos. Se trata de un estudio prospectivo de 15 pacientes de carcinoma de próstata tratados con un protocolo de radioterapia hipofraccionada.

Se colocan tres semillas de oro en la glándula prostática al menos dos semanas antes de la adquisición del TC de planificación. El contorno se realiza mediante fusión con resonancia magnética definiéndose el CTV como la próstata más vesículas seminales, el PTV como el CTV más un margen de 10 mm excepto 7 mm en la interfaz con el recto y el Boost aplicando un margen de 3 mm a la próstata en todas las direcciones excepto hacia el recto.

El protocolo de hipofraccionamiento consiste en irradiar con 69 Gy el Boost y con 67.5 Gy el PTV simultáneamente en 25 fracciones, 5 días en semana. La cobertura del PTV debe ser de al menos el 98% al 95% de la dosis de prescripción y del 85% en la dosis de prescripción. La cobertura del Boost debe ser al menos de del 95% en la dosis de prescripción.

Los tratamientos se planifican con la tecnología de RapidArc® (Varian, Palo Alto, CA) mediante 2 arcos completos de energía 6MV en un acelerador lineal Clinac 2300iX.

Diariamente se adquiere un CBCT previo al tratamiento y, en días alternos, un CBCT al final de tratamiento. En total se obtienen 544 imágenes sobre las que se recalcula el plan de tratamiento. En el aquellas sesiones en las que el movimiento intrafracción sea ≥ 3 mm en cualquiera de las direcciones del espacio se vuelve a contornear CTV, PTV y Boost sobre el CBCT post-tratamiento para evaluar el impacto dosimétrico sobre estos volúmenes del movimiento intrafracción. Se recalcula la distribución de dosis corregida según el umbral de tracking utilizado, esto es, se determina de nuevo la dosis en los CBCT post-tratamiento previa recolocación del paciente en aquellas sesiones en las que el desplazamiento intrafracción es $\geq$ umbral de tracking escogido.

Resultados. Se encuentra correlación entre el desplazamiento sagital de la próstata y la reducción de cobertura en los volúmenes blanco, siendo las diferencias estadísticamente significativas a partir de movimientos sagitales ≥ 4 mm ($p < 0.01$). La irradiación del CTV se garantiza con los márgenes utilizados para generar el PTV, pero la cobertura del Boost se ve comprometida con el desplazamiento intrafracción, en concreto, el volumen irradiado al menos con la dosis de prescripción cae, en promedio, de un 98% planificado a un 93%.

Como se observa en la Fig. 1, aplicando un umbral de recolocación de > 5 mm se obtendría una cobertura del Boost, en promedio, del 96.3% [95.4% - 97.3%], siendo necesaria la recolocación del paciente solo en el 9% de las sesiones.

Conclusiones. Es recomendable la utilización de una técnica de seguimiento a semillas en técnicas de hipofraccionamiento de próstata para garantizar una correcta cobertura de los volúmenes blanco cuando se utilizan márgenes reducidos.

Figura 1. Los puntos representan la cobertura del Boost a la dosis de prescripción en función del umbral de recolocación. Las barras muestran el % de sesiones en las que sería necesario recolocar.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 958**Simulación para la evaluación de artefactos en TC Lento****Autores:** Romualdo Reyes¹ ; Julián Yuste López^{None} ; Jesús M^a Melgar Pérez²¹ HOSPITAL PUNTA DE EUROPA² Hospital Punta de Europa. Algeciras (Cádiz)**Corresponding Author:** romu@hotmail.es**Introducción:**

La determinación del “internal tumor volume” (ITV) es esencial a la hora de realizar una radioterapia de calidad. En especial las lesiones pequeñas de pulmón susceptibles de recibir radioterapia ablativa. Una de las formas para determinar el ITV es realizar un TC lento (SlowCT), caracterizado por un tiempo por vuelta de tubo alto, pero, ¿Qué condiciones debe reunir el TC para generar una imagen que facilite la delimitación de un ITV de forma fiable? Para responder a esta pregunta hemos realizado una simulación que emula la adquisición de TC en un corte de TC con una lesión en movimiento periódico insertada artificialmente en el pulmón.

Material y métodos:

La simulación usa un corte de TC torácico donde se ha insertado una esfera que simula ser la lesión. Esta lesión esférica entra y sale del corte con movimiento cosenoidal, simulando la respiración, la proyección de la esfera sobre el corte de TC es una circulo que varía su tamaño dependiendo de la fase que se encuentre (figura 1). El programa adquiere proyecciones conforme se produce el ciclo respiratorio. Finalmente se reconstruyen todas estas proyecciones usando el algoritmo de retroproyección filtrada.

imagenS11

El programa desarrollado deja parámetros variables, dejando constante el periodo del ciclo respiratorio, de 4 segundos.

Se espera encontrar es una superposición de las fases del ciclo respiratorio, que sería la lesión circular con valor de pixel creciente según nos acercamos al centro.

Resultados:

Algunos de los valores usados de los parámetros variables han sido.

El tiempo por vuelta de tubo T: 0.5segundos(seg),1 seg,2 seg,4 seg,8 seg,12 seg.

El valor z de centro de movimiento con respecto al plano visualizado (siendo z = 0 justo donde esta el plano y z = 10 la distancia de un radio del plano al centro de movimiento), z: 0, 3, 7, 12.

El resultado de variación con T y centro de movimiento se observa en la figura 2.

Indico rendering error

Could not include image: Problem downloading image (http://imagenS12)

Discusión

De la figura 2 podemos observar que para tiempos por vuelta de tubo de T = 0.5, 1,2 y 4 segundos se observan artefactos en los cortes z = 3; z = 0,3 y z = 0,3,7 y 12 respectivamente. Es a partir de T = 8 cuando, a pesar de artefactos leves, la reconstrucción es representativa de la superposición de fases, siendo el tiempo T = 12 seg donde mejor resultados se obtienen.

Además, se ha observado que los artefactos de la imagen observada en la reconstrucción no depende de la fase al inicio de la adquisición ni de la amplitud de movimiento.

Conclusión

Los tiempos por vuelta de tubo que generan imágenes útiles para la delimitación del itv deben ser de 8 segundos en adelante, siendo los artefactos independientes de la fase inicial y de la amplitud de movimiento.

Los equipos cada vez se desarrollan con tiempo por vueltas menores, así es difícil encontrar TC's con protocolos de tiempo por vuelta suficientemente grandes como para realizar SlowCT útiles para SBRT.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1010**Primera experiencia con radioterapia adaptativa con librería de planes**

Autores: Naiara Fuentemilla^{None} ; Marta Barrado Los Arcos^{None} ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Victor de la Llana Granja¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Santiago Miquelez³

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

³ Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Author: naiara.fuentemilla.urio@navarra.es

Introducción:

Se presenta el flujo de trabajo de la primera experiencia en el Complejo Hospitalario de Navarra con radioterapia adaptativa, utilizando la estrategia de librería de planes para pacientes con cáncer de vejiga, utilizando distintos llenados de vejiga.

Método y Materiales:

Se ha realizado este procedimiento para 2 pacientes de cáncer de vejiga. El fraccionamiento establecido ha sido una fase de pelvis completa a 45Gy (1.8Gy/fr) y segunda fase 21.6Gy (1.8Gy/fr).

Se realizan 2 CT de planificación (pCT) para cada paciente, uno con vejiga vacía (CT0) y otro tras 30 min de llenado (CT30). Para la primera fase se contornean todos los volúmenes en ambos conjuntos (OAR y CTV) y se aplican los márgenes resumidos en la tabla 1 y se escogen 2 PTV, teniendo en cuenta el solapamiento entre ambas situaciones.

<i>Tabla 1</i>	Small (PTV_S)	Medium (PTV_M)	Large (PTV_L)	ExtraLarge (PTV_XL)
pCT de partida	CT0	CT0	CT30	CT30
Anterior	0.6 cm	1 cm	0.7 cm	1.5 cm
Posterior	0.6 cm	0.8 cm	0.7 cm	1 cm
Lateral	0.6 cm	0.6 cm	0.7 cm	0.75 cm
Craneal	0.6 cm	1 cm	0.7 cm	2 cm
Caudal	0.6 cm	0.6cm	0.7 cm	0.75 cm

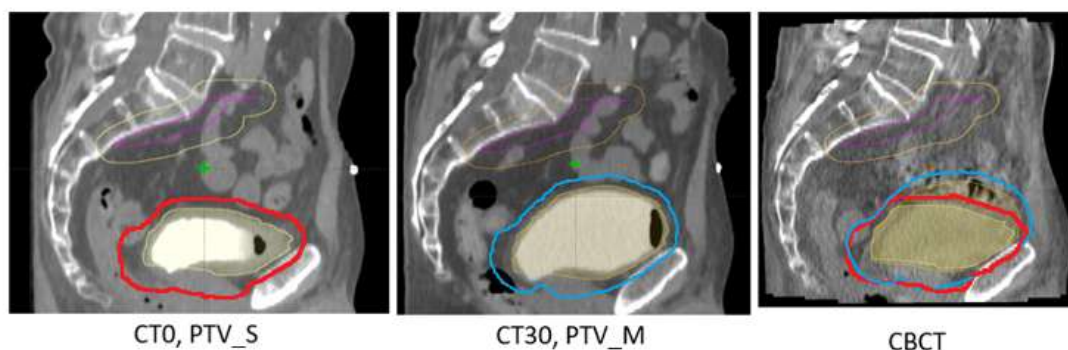


Figure 309: Contornos PTV_S y PTV_M

Para la segunda fase se delimita la lesión con un margen de 2 cm en el CT0 y se ajusta el registro a la zona de interés.

Todos los planes de tratamiento se han realizado con VMAT.

Las instrucciones de preparación del paciente durante todo el tratamiento siguen siendo vaciar vejiga en el momento previo al tratamiento, con la intención de priorizar el PTV de margen menor (PTV_S).

Cada sesión se realiza CBCT previo al tratamiento y se realiza un ajuste automático a estructuras óseas como punto de partida. Después, se ajusta a vejiga y se elige el CTV/PTV que mejor se ajusta a la situación diaria, tratándose el plan correspondiente.

Resultados:

El tiempo de planificación ha aumentado considerablemente, al pasarse de realizar el contorno en 2 pCT en lugar de 1, con los correspondientes PTV, decisión de los contornos que se usarán y la planificación y verificación de los mismos.

El tiempo de máquina ha aumentado ligeramente, al pasar de IGRT 2D con MV ajustando a hueso, a IGRT con CBCT a tejido blando.

En ambos pacientes se ha utilizado el PTV_S en la mayoría de fracciones, como se buscaba, necesitándose algunas fracciones el PTV_M.



Figure 310: Selección de planes en ARIA

Discusión:

Se ha encontrado que supone una gran ventaja en cuanto a la potencial toxicidad gastrointestinal de los dos pacientes estudiados, al haber reducido el margen estándar de 1.5 – 2 cm a 0.5 – 1 cm.

El flujo de trabajo se ha visto afectado al necesitar CBCT diario con registro a tejido blando. Tanto TERT, como OR y RF han necesitado trabajar conjuntamente en estos primeros pacientes para facilitar el aprendizaje del registro de los tres estamentos. Ha supuesto un rico debate entre el personal en el que se han vuelto a valorar las estrategias de registro que se utilizan actualmente, especialmente en casos que implican tratamientos de pelvis con objetivos profilácticos y curativos simultáneamente. En la fase 2 no se ha reducido margen con la intención de iniciar la técnica escalonadamente. La intención de futuro es poder aplicar márgenes menores, para lo que se valorará si reducir el margen por uso de CBCT ajustado a tejido blando o seguir la misma estrategia de librería de planes.

También se considera la opción de realizar un nuevo pCT para la 2ª fase si la morfología del paciente cambia sustancialmente durante la 1ª fase.

Conclusiones:

Todas las partes implicadas ven una clara mejoría en implementar esta estrategia. Superadas las dificultades iniciales durante todo el proceso, la intención del servicio es aumentar la cantidad de pacientes que se traten de esta forma.

Se ve la necesidad de establecer un nuevo procedimiento en el que se recoja la forma de trabajar y todas las circunstancias que se prevean.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1027**Cuantificación dosimétrica de los cambios interfacción en SBRT con Velocity****Autores:** Sofía Pena Vaquero¹ ; David Miguel Pérez¹**Co-autores:** Iban Conles Picos² ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Mario Martín Veganzones³ ; Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; María Ruiz Aznar¹ ; Delfín Alonso Hernández¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; Raquel Barquero⁴ ; Ricardo Torres Cabrera⁵¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid² Complejo Asistencial Universitario de León³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid⁴ Hospital Clínico Universitario Valladolid⁵ Hospital Clínico Universitario de Valladolid**Corresponding Author:** spenav@saludcastillayleon.es**Introducción**

Para minimizar el efecto del posicionamiento y controlar la respuesta tumoral se emplea de manera rutinaria la Radioterapia Guiada por Imagen. Dicha técnica consiste en la verificación del tratamiento mediante la toma de imágenes (típicamente CBCT) antes y/o durante la administración de la radiación. Es de sobra conocido que las alteraciones anatómicas interfacción pueden influir significativamente en la dosis que recibe la lesión o los órganos de riesgo. Estas diferencias son difíciles de compensar especialmente en tratamientos con un número de sesiones pequeño como son los de Radioterapia Corporal Estereotáctica (SBRT).

El objetivo de este trabajo es evaluar la diferencia de dosis debido a cambios interfacción respecto de la dosis planificada en un tratamiento de SBRT mediante el software VelocityTM v4.1 (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU).

Material y método

Disponemos de un paciente que ha sido tratado de cáncer de pulmón con 60 Gy prescritos al PTV, al que se le ha realizado una CBCT cada uno de los 5 días de duración del tratamiento.

Evaluaremos la dosis total recibida generando para cada sesión un CT sintético (sCT) a partir de la imagen CBCT. Para ello, mediante algoritmos de fusión deformable, modificaremos el CT de planificación utilizando como base el registro rígido aplicado el día del tratamiento. De este modo, el software generará automáticamente un nuevo CT con unas unidades Hounsfield asignadas a partir del CT de simulación. Estos sCT se emplearán para recalcular las dosis, aplicando la matriz de deformación inversa sumaremos las dosis por sesión en el CT de planificación y se compararán con las del plan original. El planificador empleado fue Eclipse v15.6 y el algoritmo AcurosXB 15.6.04.

Se evalúan las diferencias en los histogramas mediante VelocityTM para las estructuras PTV, Pulmones-GTV e Isodosis de 90%. Se analizarán las diferencias máximas, la D98% y D2%.

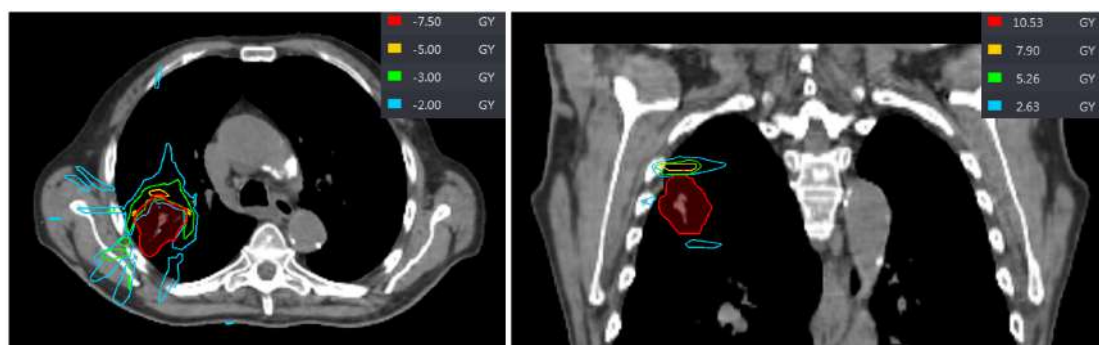


Figure 311: Diferencias de dosis absorbidas negativas en un corte transversal (izquierda) y positivas en uno coronal (derecha) en un tratamiento de SBRT de pulmón, con el PTV visualizado en rojo.

Resultados

La comparación de histogramas muestra una diferencia negativa en la dosis recalculada respecto de la planificada. Las mayores diferencias ocurren en los límites externos del PTV, siendo la diferencia máxima en este de -6.03 Gy. Para la estructura de Pulmones-GTV los cambios son superiores a 10 Gy en algún punto. Finalmente, para la estructura Isodosis 90% las diferencias en algunos puntos son superiores a 6 Gy y de 2 y 0.8 Gy para D98% y D2%, respectivamente.

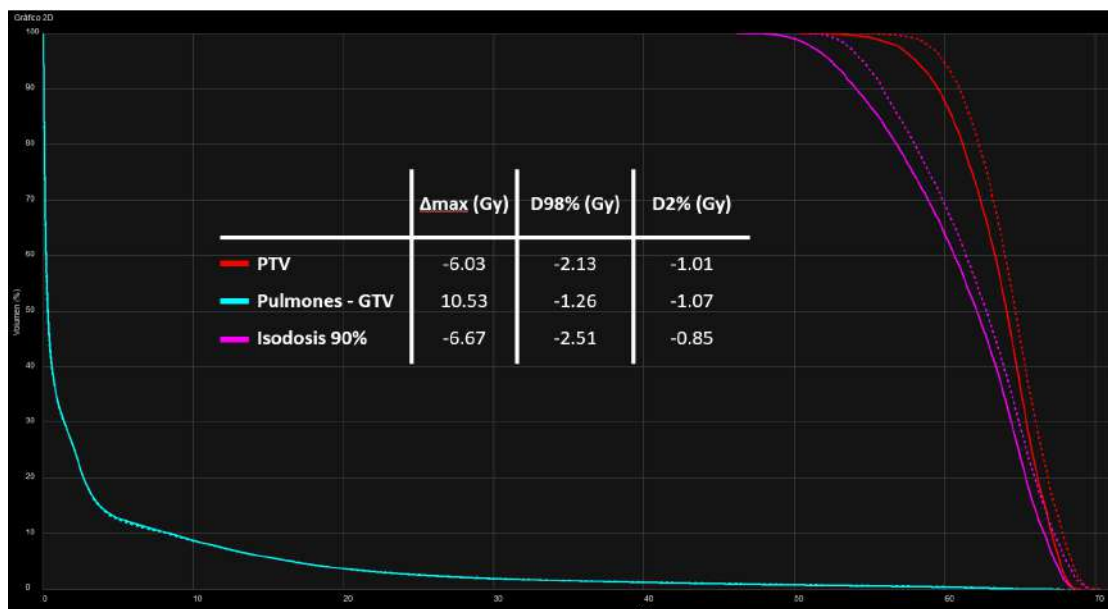


Figure 312: Histograma Dosis – Volumen (%) original (punteado) y de Velocity (lineal) del PTV, pulmones menos GTV e isodosis del 90% con las respectivas diferencias máximas, para D98% y D2%.

Discusión

Las variaciones anatómicas a lo largo del tratamiento dan lugar a infradosificaciones que pueden llegar a ser notables en ciertas patologías. Dichos cambios pueden afectar tanto a tratamientos con un bajo número de sesiones como elevados, donde también será necesario evaluarlos siendo recomendable controlar individualmente cada caso.

Conclusión

Los movimientos interfacción influyen en la dosimetría incluso cuando no se producen cambios anatómicos apreciables. El procedimiento para visualizar la diferencia de dosis en un tratamiento de SBRT puede ser empleado para cuantificar la calidad del tratamiento suministrado.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1205**Repercusiones dosimétricas debidas a interrupciones del haz de tratamiento con el sistema Catalyst en tratamientos de mama con inspiración mantenida (DIBH)**

Autores: Felipe Orozco Martínez¹ ; Rafael Moris Pablos¹ ; Miguel Cámara Gallego² ; Pedro Retorta Fernández² ; Juan David García Fuentes¹ ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; David Sevillano Martínez³ ; Ana Belén Capuz Suárez¹ ; María José Béjar Navarro¹ ; Pablo Galiano Fernández¹ ; Daniel Prieto Moran³ ; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² HU Ramón y Cajal

³ Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: felippe.orozco@gmail.com

Introducción

Debido a la reciente implantación del sistema Catalyst en el H.U. Ramón y Cajal, se procede a evaluar cómo repercute dosimétricamente el número de interrupciones de tratamiento en pacientes de mama con DIBH (*Deep Inspiration Breath Hold*).

Material y métodos

Se ha diseñado un tratamiento sobre el detector SRS Mapcheck montado sobre la plataforma QUASAR (figura 1), que simulará sobre el eje vertical 6 curvas distintas de respiración con inspiración mantenida, tratando que en cada una provoque un número distinto de cortes del haz.

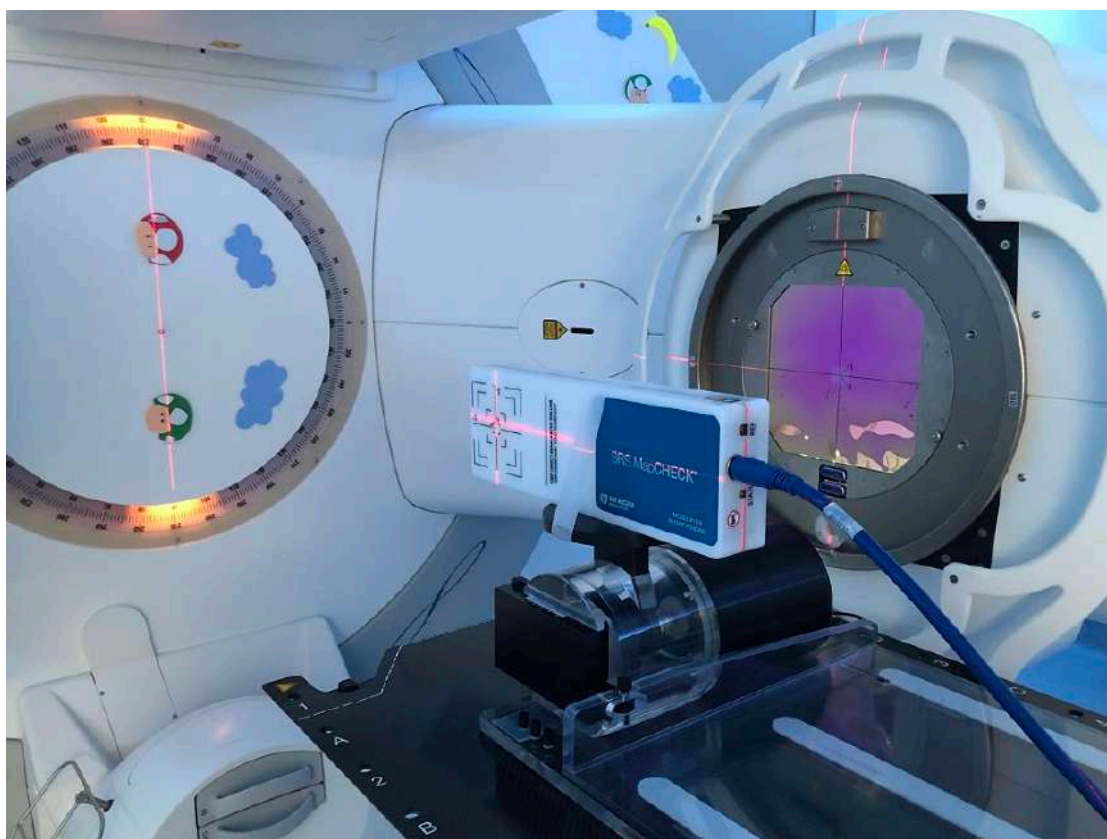


Figure 313: Montaje experimental. SRS Mapcheck sobre plataforma QUASAR.

El tratamiento consiste en dos haces opuestos de radiación rectangulares a 90° y 270°, perpendiculares al detector, a los que se les asigna una ventana de *gating* de 3 mm simulando un caso clínico en nuestro centro.

Con el programa SNC Patient de SunNuclear, se compara la matriz de dosis obtenida para cada curva de respiración con el caso en el que el tratamiento se administra sin interrupciones, y se evalúa el desplazamiento de cada matriz en el eje vertical.

Resultados

En la siguiente gráfica (figura 2) se presentan los desplazamientos de cada matriz de dosis en sentido positivo del eje vertical respecto al caso sin interrupciones, donde se observa un aumento de dichos desplazamientos en función del número de interrupciones de los haces de tratamiento.

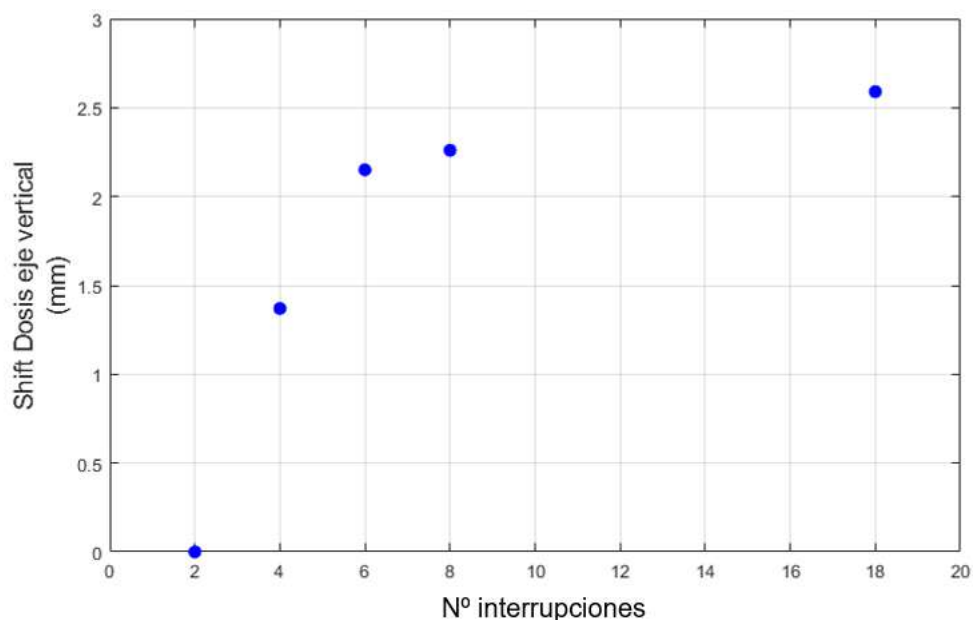


Figure 314: Desplazamientos verticales de cada matriz de dosis en función del número de interrupciones por tratamiento.

Discusión

Se ha evaluado sobre 10 pacientes de nuestro centro las consecuencias dosimétricas que tendría este desplazamiento, todas ellas tratadas de mama izquierda con DIBH. Para el caso de 4 interrupciones por tratamiento, significaría una reducción del V95% del PTV en un 0,47% y una reducción de dosis media en pulmón ipsilateral de 0,27Gy, y para el caso de 8 interrupciones, significaría una reducción del V95% del PTV en un 0,83% y una reducción de dosis media en pulmón ipsilateral de 0,45Gy.

Conclusiones

Se ha observado con este estudio que las interrupciones de tratamiento con sistema Catalyst – DIBH provocan un desplazamiento vertical de la dosis en sentido positivo, traduciéndose en un leve empeoramiento de cobertura en PTV y una reducción de dosis en pulmón ipsilateral.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1219**ESTUDIO DE LA LIMITACIÓN DEL MOVIMIENTO DE TUMORES DE PULMON MEDIANTE EL EMPLEO DE UN COMPRESOR ABDOMINAL**

Autores: Rocio Simon de Blas¹ ; Rodrigo Plaza Núñez² ; Luis Alejo Luque³ ; Patricia de la Monja^{None} ; Concepcion Angeles Huertas Martinez² ; Carlos Ferrer Gracia²

¹ HU La Princesa

² Hospital Universitario La Paz

³ Servicio de Radiofísica y Radioprotección, H. U. La Paz

Corresponding Author: rociosimon@hotmail.com

Introducción

La gestión del movimiento respiratorio es muy importante en los tratamientos de SBRT de pulmón, donde se tratan lesiones con altas dosis en pocas fracciones, haciéndose necesario preservar el tejido sano lo máximo posible. Con la compresión abdominal se limita el movimiento del diafragma, reduciendo la respiración abdominal, pudiendo aumentar la torácica, lo cual puede en algunos casos ser contraproducente. En este trabajo se pretende cuantificar la diferencia del movimiento de los tumores sin y con el empleo del compresor.

Material y Métodos

Se realizó para cada paciente un TC4D (sistema bellows, Brilliance Big Bore de Philips) en respiración libre y otro TC4D empleando el compresor abdominal. Cada adquisición se dividió en 10 fases, y en cada fase se contorneó el tumor en el software Velocity. Se obtuvo el centro de masas de cada tumor en cada fase y se analizó su movimiento en la serie con el compresor y en la de respiración libre.

Se analizan 12 casos (11 distintos) en diferentes localizaciones.

Resultados

ID	Inti pulmen	Lóbulo	CON COMPRESOR				SIN COMPRESOR				Diferencia Con/Sin compresor + se reduce movimiento con compresion			
			SUP-INF mm	ANT-POST mm	DCHA-IZDA mm	TOTAL mm	SUP-INF mm	ANT-POST mm	DCHA-IZDA mm	TOTAL mm	SUP-INF mm	ANT-POST mm	DCHA-IZDA mm	en 30 mm
1	IZQ	SUP	1,2	2,4	0,6	2,7	1,0	4,3	1,1	4,5	-0,2	1,9	0,5	1,8
2	IZQ	SUP	0,9	1,6	1,7	2,5	0,8	0,5	0,8	1,2	-0,1	-1,1	-0,9	-0,9
4	IZQ	SUP	0,4	1,6	1,5	2,2	0,6	0,3	0,4	0,8	0,2	-1,3	-1,1	-1,6
5	IZQ	SUP	1,2	1,1	0,6	1,7	3,1	1,4	0,6	3,5	1,9	0,3	0,0	1,6
9	IZQ	SUP	2,3	2,4	0,5	3,4	1,7	2,2	0,4	2,8	-0,6	-0,2	-0,1	-0,2
11	IZQ	SUP	2,6	0,8	0,6	2,8	1,9	1,4	0,4	2,4	-0,7	0,6	-0,2	-0,1
7	IZQ	INF	5,9	1,1	0,7	6,0	5,6	1,3	0,6	5,8	-0,3	0,2	-0,1	-0,2
10	DCH	SUP	2,3	1,3	0,9	2,8	3,2	1,7	0,9	3,7	0,9	0,4	0,0	0,8
3	DCH	medio	3,6	1,6	1,1	4,1	10,9	2,9	3,8	11,9	7,3	1,3	2,7	7,5
6	DCH	INF	10,2	0,4	0,8	10,2	6,0	0,6	1,0	6,1	-4,2	0,2	0,2	-3,0
6 bis	DCH	INF	11,9	0,6	1,5	12,0	7,8	1,1	0,9	7,9	-4,1	0,5	-0,6	-4,1
12	DCH	INF	10,8	2,0	0,6	11,0	8,0	2,5	1,3	8,5	-2,8	0,5	0,7	-2,7

Figure 315: Movimiento del centro de masas en las 12 lesiones estudiadas. Celdas en azul corresponden a tumores que se mueven más de 5mm en respiración libre. En amarillo se reduce el movimiento con la compresión y en naranja se aumenta. Solo se consideran movimientos mayores de 0.5mm

Discusión

En los lóbulos superiores, el movimiento de todas las lesiones en respiración libre fue menor de 5 mm, con lo que no sería necesario el empleo del compresor

El movimiento de la lesión en LMD se redujo de 11,9 mm a 4,1 mm con el compresor, principalmente en el eje superior-inferior, pero el paciente se quejaba de dolor, su respiración era muy inestable, el intervalo de respiraciones fue el más amplio de toda la serie. Al ser la lesión pequeña (2cc) y cumplir con todos los criterios dosimétricos se decidió tratar sin él.

La localización LID es, a priori, donde debería haber más beneficio en el empleo del compresor. La primera lesión estaba pegada al arco costal posterior. Su movimiento aumentó de 4,1 mm al poner el compresor. Se repitió por si había habido algún error, y ocurrió algo similar. La segunda lesión analizada ocurrió el mismo fenómeno, pasando de 8,2 mm a 11 mm.

En el tumor localizado en el LII, se observó un aumento de 0.2 mm el movimiento al poner el compresor, dentro de las incertidumbres de este procedimiento.

Conclusiones

Tras este análisis, todos los pacientes de este estudio se han tratado sin el compresor, incluso la única lesión que podría haberse beneficiado de su empleo por la intolerancia del paciente a éste. El desplazamiento de los tumores en los lóbulos superiores son menores de 5mm, con lo que no sería necesario ningún sistema de gestión del movimiento, ya que incluso puede ser contraproducente. Los resultados de los lóbulos inferiores son sorprendentes (aunque en la bibliografía también ocurren), por lo que se hacen necesarios más datos en estas localizaciones, así como el lóbulo medio.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1260**Diseño de un Sistema de Registro de Imagen portal basado en radiografía computarizada.**

Autores: Miguel Ángel Suero Rodrigo¹ ; Javier García Ledesma¹

¹ *Hospital Virgen del Puerto*

Corresponding Author: miguelangel.suero@salud-juntaex.es

Introducción.

La falta de asistencia técnica en dispositivos como el BeamView, sistema de imagen portal instalado en los aceleradores Primus de Siemens, ha propiciado la necesidad de uso de un equipo de radiografía computarizada (CR) para la verificación del posicionamiento de pacientes.

Con este dispositivo, el chasis detector suele estar a una distancia variable de la fuente y no es solidario con el giro del brazo. Además, carece de herramientas de registro con la radiografía digital reconstruida (DRR).

Por ello, se ha diseñado un sistema, consistente en una gradícula con marcas fiduciarias acoplada al colimador y un software asociado que permite el registro y cálculo de los desplazamientos necesarios para conseguir un correcto posicionamiento del paciente.

Material y método.

El CR utilizado es una Capsule XL de Fuji con chasis tipo PC, modelo adaptado para su uso en radioterapia.

Las imágenes de tratamiento son adquiridas en una acelerador Siemens Primus. Se llevan a cabo colocando una gradícula en la ranura de bandejas del acelerador y un chasis perpendicular al eje del haz. Las imágenes de las marcas radiopacas permiten al software determinar la posición del isocentro, la orientación, el giro y el escalado de la imagen. Éstas son exportadas en formato DICOM con un tamaño de píxel de 0.2 mm.

El software se desarrolló como PlugIn de la aplicación ImageJ. Permite la visualización de ambas imágenes a la vez, y obtiene desplazamientos de corrección mediante diferentes métodos, tales como marcaje de puntos análogos, contorno de estructuras y sincronización de imágenes.

Para la verificación, se han realizado imágenes portal del maniquí Isocenter Beam Checker II de Mick Radio-Nuclear Instrument, colocado en el isocentro. Este maniquí consta de marcas radiopacas en posiciones conocidas. La medida de estas distancias permite verificar que la imagen adquirida magnificada es escalada adecuadamente al isocentro. También se comprueban en imágenes portales que las estructuras anatómicas tienen las mismas dimensiones y formas que en la DRR.



Figure 316: Imagen de registro. Los puntos dibujados sobre la DRR son superpuestos en la imagen del CR. En este caso, no son necesarios movimientos de corrección.

Resultados

El análisis sobre maniquí nos muestra que la imagen no es distorsionada y que es capaz de detectar desplazamientos de corrección menores a 1 mm.

La imagen muestra una DRR con puntos marcados, que son dibujados en la imagen del CR. Como se puede observar, en este caso las estructuras están perfectamente correlacionadas. En otros casos, se han encontrado diferencias alrededor de 2 mm.

Discusión

Los resultados en maniquí reflejan el correcto funcionamiento del software, escalando correctamente las imágenes y llevando a cabo el registro con valores adecuados.

En las imágenes de la anatomía, cuando se encuentran anomalías se debe principalmente a la falta de definición de bordes tanto en la imagen DRR como en la imagen portal. El espesor de corte en el TC es el factor más limitante para la primera, y los giros o rotaciones indeseadas y cambios de posición de estructuras móviles en la segunda.

Conclusiones

Frente a la evaluación cualitativa y subjetiva, el sistema permite una determinación cuantitativa de los movimientos de corrección en el posicionamiento de pacientes.

La herramienta ha demostrado funcionar correctamente y ser de gran ayuda, tanto en el momento de la puesta como para verificación en diferido. Sin embargo, no se aconseja tomar decisiones en base exclusivamente a sus resultados. Debe ser utilizada por profesionales expertos y la decisión y responsabilidad recaerá siempre en el responsable del posicionamiento del paciente.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1276

Impacto dosimétrico del movimiento intra e inter-fracción en tratamientos de radioterapia estereotáctica en cáncer de pulmón

Autor: Carlos Huesa Berral¹

¹ *Dpto Física y Matemática Aplicada, Facultad de Ciencias, Universidad de Navarra*

Corresponding Author: chuesa.1@alumni.unav.es

El contenido del abstract se encuentra en el archivo adjunto en formato .pdf

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1280**Evaluación del sistema de posicionamiento con luz estructurada de Exactrac Dynamic****Autores:** Rodrigo Astudillo Olalla¹ ; Marina Gutiérrez Ruiz^{None}**Co-autores:** Jorge Alonso Muriedas ; Verónica Cañón García ¹ ; Ana Laura Rivero Perez ² ; Javier Albendea Roch ; Samuel Ruiz Arrebola ¹ ; José Andrés Vázquez Rodríguez ³ ; M^a Teresa Pacheco Baldor ¹ ; Uriel Alexander Corro Verde ⁴ ; Paola Andrea Navarrete Solano ⁵ ; Elisabeth Estefanía Arrojo Álvarez ; Ivan Diaz de Cerio Martinez ⁴ ; María Ferri Molina ¹ ; Rosa Fabregat Borrás ¹¹ Hospital Universitario Marqués de Valdecilla² H.U. Marqués de Valdecilla³ SEFM⁴ Hospital Universitario Marques de Valdecilla⁵ Hospital universitario marqués de Valdecilla**Corresponding Author:** ras.spa@gmail.com**Introducción**

El sistema Exactrac Dynamic de BrainLab utiliza un sistema de preposicionado por superficie mediante luz estructurada, seguido de un sistema de posicionado con rayos X que incide de forma estereoscópica en el paciente.

Este sistema de guiado por superficie se basa en la emisión de patrones de imagen sobre el paciente y el reconocimiento de esta superficie por una cámara, dada la deformación del patrón emitido.

Se ha evaluado la repetibilidad de este sistema de preposicionado y se ha estudiado su exactitud a la hora de colocar un maniquí en el isocentro del plan de tratamiento.

Material y métodos

Se ha utilizado el sistema de preposicionado basado en luz estructurada de Exactrac Dynamic (BrainLab) instalado en un acelerador Varian TrueBeam STX y el maniquí de cabeza "Cranial verification phantom" de BrainLab que simula un cráneo con tres marcadores radiopacos insertados en zonas específicas. La figura 1 muestra el montaje experimental descrito.



Figure 317: Método Experimental

Después de realizar una TC de simulación del maniquí, se prepara un plan de tratamiento con 4 haces a distintos ángulos de gantry (0°, 90°, 180° y 270°) con el sistema de colimación circular de 15mm de BrainLab. El isocentro del plan se coloca en uno de los marcadores radiopacos del maniquí. Se ha creado el contorno externo para utilizarlo en el preposicionado con el sistema de luz estructurada.

Una vez el maniquí está colocado en la camilla con la misma inmovilización con la que se realizó la TC y tras posicionarlo de forma automática en el isocentro del plan de tratamiento con el sistema de luz estructurada, se registran las coordenadas de camilla con el fin de estudiar la repetibilidad del proceso. Este procedimiento se realiza 5 veces sin recolocar el maniquí entre medidas.

La exactitud se evalúa a través de un test de blanco escondido. Para ello, una vez llevado el maniquí mediante el sistema de guiado por superficie al isocentro de radiación, se administra el plan de tratamiento adquiriendo imagen portal integrada en cada uno de los haces planificados y se mide la distancia entre el centro del marcador radiopaco y el centro del haz de radiación analizando las imágenes adquiridas mediante el software ImageJ. Se toman 5 medidas de este tipo.

Resultados y discusión

La tabla 2 muestra los resultados de repetibilidad en los tres ejes de la camilla. Así como el promedio y la desviación estándar del centrado del marcador tras realizar el test de blanco escondido.

		Longitudinal	Lateral	Vertical
Repetibilidad	Desviación estándar [mm] (k=1)	0,19	0,18	0,32
	Promedio [mm]	0,25	0,54	-5,17
Test de blanco escondido	Desviación estándar [mm] (k=1)	0,54	1,02	1,08

Figure 318: Resultados del análisis de la repetibilidad y del test de blanco escondido

Se observa una repetibilidad similar en los tres ejes de la camilla comparables con resultados publicados en la bibliografía de otros sistemas de preposicionado por superficie.

La exactitud del sistema es inferior a 1mm en los ejes longitudinal y lateral a diferencia de en el eje vertical que se observa una exactitud de $-5,17 \pm 1,08$ mm. Es necesario realizar más medidas para investigar la causa de este resultado.

Conclusión

El sistema de luz estructurada de Exactrac Dynamic es un sistema repetible que permite un preposicionado automático del paciente, minimizando posibles errores en esta fase del proceso radioterápico.

Pósteres A5: Gestión del movimiento inter/intra-fracción / 1341**Comparación del registro 3D y 4D en lesiones pequeñas móviles pulmonares**

Autores: María Jesús García Hernández¹ ; Juan Miguel Becerro Morgado² ; Rocio García Marcos^{None} ; Gema Ruiz Galán¹ ; M. Susana Gómez Cores³ ; Rafael Ayala Lázaro⁴ ; Rocio Jiménez Rojas⁵ ; Miguel Alarcia Noci⁶

¹ Hospital General Universitario Gregorio Marañón

² HGU GREGORIO MARAÑÓN

³ HGU Gregorio Marañón

⁴ H.G.U. Gregorio Marañón

⁵ Hospital Gregorio marañón

⁶ Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

Corresponding Author: mgarciahernandez4@salud.madrid.org

Introducción

La adquisición de imágenes con resolución temporal (4D) resulta esencial en el tratamiento radioterápico de lesiones pulmonares, tanto en el proceso de simulación y adquisición anatómica como en la localización y verificación del posicionamiento antes de la irradiación.

La información obtenida está sujeta a múltiples fuentes de incertidumbre. Este trabajo tiene como objetivo conocer una componente de ésta mediante la comparación del ITV generado en el CT4D, con el ITV obtenido a partir de las imágenes del CBCT previo al tratamiento.

Material y métodos

El estudio se ha realizado con un maniquí antropomórfico (CIRS) con lesión esférica de 1 cm de diámetro en pulmón, sobre una plataforma en movimiento (QUASAR) en la dirección cráneo caudal según un patrón respiratorio triangular no simétrico con 3 amplitudes diferentes (1, 2 y 3 cm) y 15 picos por minuto. Las imágenes se adquirieron en un 4D CT Philips Brilliance con agrupamiento en 10 fases. El MIP y AIP generados para cada amplitud se exportaron al planificador Monaco (Elekta). Sobre el conjunto MIP se contorneó la esfera mediante detección de bordes con umbral fijo en todas las series, generándose el ITV_MIP_CT4D de referencia.

En la unidad de tratamiento VersaHD (Elekta) se realizaron las adquisiciones del maniquí en movimiento sobre mesa Hexapod con el CBCT Elekta XVI.

Tras cada adquisición, se realizó el registro con las imágenes de referencia y la corrección del posicionamiento con la mesa Hexapod (6D). Nuevamente se adquirieron imágenes CBCT para verificar el posicionamiento, en modos 3D y 4D (Symmetry). Estos estudios se exportaron a Monaco para realizar el contorneo de los ITV para las 3 amplitudes.

Se analizaron las diferencias de volumen y desviaciones de los centros entre los ITV de referencia (ITV_MIP_CT4D) y los generados a partir de las imágenes CBCT3D (ITV_CBCT3D) y CBCT4D (ITV_MIP_CBCT4D).

Todos los conjuntos de imágenes tienen un espesor de corte de 2 mm.

Resultados

Se ha observado una disminución del ITV_CBCT3D respecto al ITV_MIP_CT4D superior a un 20 % para las tres amplitudes estudiadas. En el caso del ITV_CBCT4D, esta disminución es inferior al 10 %.

Se encontraron desviaciones de entre 2 y 6 mm, entre centros de los ITV_CBCT3D e ITV_MIP_CT4D, en orden creciente de las amplitudes. En el caso del ITV_CBCT4D, estas desviaciones se redujeron a valores inferiores a 2 mm (amplitud de 3 cm).

Conclusiones

Las características de la imagen de una lesión en movimiento dependen en gran medida del patrón respiratorio específico. El movimiento respiratorio irregular puede comprometer la precisión de colocación debido a la falta de alineación de los centros de la lesión, principalmente en la adquisición CBCT en 3D. Es, por tanto, necesario realizar el registro 4D para minimizar errores de alineación en lesiones en movimiento.

Los resultados obtenidos son compatibles con los publicados.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 862**Tratamiento Radical con Tomoterapia de patología pulmonar pleural.****Autor:** Carlos Baeza Monedero¹¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío**Corresponding Author:** carlosjuanbaeza@gmail.com

El mesotelioma maligno es una neoplasia pleural relacionada con la exposición laboral a amianto, aunque otros factores pudieran estar implicados, con una incidencia en aumento en Europa Occidental.

En aproximadamente el 80% de los casos de mesotelioma hay una relación causa-efecto con exposición laboral a asbesto, con un amplio espectro de profesiones implicadas³, pero también hay que tener en cuenta la posible exposición ambiental.

La radioterapia radical aplicada a todo un hemitórax está seriamente limitada por el riesgo de dañar órganos críticos como el pulmón, el hígado, el corazón entre otros.

Se plantea el caso de un paciente de 58 años al que se le realizó una neumonectomía extrapleural, y que posteriormente propuesto para continuar su tratamiento con radioterapia externa con equipo de tomoterapia.

OBJETIVOS

Se plantea la posibilidad de evitar una irradiación completa del pulmón afecto, valorando la posible irradiación segmentada de la región pleural, minimizando lo mas posible la dosis intrapulmonar y en los órganos de riesgo proximales.

Se plantea un tratamiento radical a 54Gy (1,8Gy/fx), planificándolo para la tomoterapia y para una VMAT con un DHX en Eclipse.

Será buscará como objetivos principales

o Irradiación pleural completa, minimizando región bronquial y pulmonar en la medida de lo posible.

o Minimizar dosis el pulmón sano.

o Fuertes gradientes en pulmón ipsilateral para minimizar la dosis extrapleural.

Para ello será necesario un buen sistema de IGRT como el que aportan estos equipos ,y un Sistema de colimación <0,5cm para el caso de los sistemas de mlc de los linac convencionales.

METODOLOGÍA

o En ambos casos, como ya se ha dicho en la diapositiva anterior, se mantiene la prescripción

o 54Gy (1,8Gy/fx)

o CTV +3cm para PTV

o PRV_esófago (0,3cm)

o PRV_médula (0,5cm)

o Corazón ALARA

o Pulmón contra ALARA

RESULTADOS

Para el tratamiento planteado con VMAT, obtenemos un tratamiento aceptable, en el que el principal inconveniente es el gran esfuerzo necesario para minimizar la dosis en el pulmón afecto, con unos resultados pobres, como se puede ver en el histograma.

Para el caso del tratamiento con la tomoterapia, los resultados son significativamente mejores, disminuyendo mucho la dosis impartida a los órganos de riesgo.

☑ Cobertura V98>98%

☑ Dmax < 103%

☑ Pulmón contra Dmax<15Gy

☑ Corazón Dmax <25Gy

☑ SIGNIFICATIVA DISMINUCIÓN DOSIS PULMÓN AFECTO

∅ IC = 0,989%

IH = 1,111%

Analizando la siguiente tabla, podemos ver resumidos los valores obtenidos, en donde apreciamos una clara mejoría de la planificación del tratamiento en la tomoterapia frente a la VMAT

CONCLUSIONES

1. Las curvas de homogeneidad del PTV muestran un índice de conformación mejor para el caso de la tomoterapia.
 - V5 de pulmón contralateral también se ve beneficiado, siempre un valor de referencia por la correlación del mismo con un cuadro de neumonía aguda.
 - Se Minimiza la dosis en pulmón afecto de manera significativa en el tratamiento planteado con la tomoterapia
 - El Volumen auxiliar de pulmón ipsilateral reduce la dosis media mas de un 10%.
2. Y los órganos de riesgo disminuyen tanto la dosis máxima y media de manera significativa.

Es por todo esto que podemos concluir que la opción del tratamiento con la tomoterapia se plantea como una solución Óptima PARA EL ABORDAJE DEL MESOTELIOMA PLEURAL MALIGNO

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 919

Estudio dosimétrico del error sistemático longitudinal en tratamientos de mama con dos isocentros para la técnica VMAT**Autor:** Evangelina Martínez Francés¹**Co-autores:** Alejandro Barranco López²; Sheila Calvo Carrillo²; Javier Díez Chamarro; Pablo Ortega Pardina¹; Ana García Pérez; Celia Castán Guerrero³; Francisco Javier Jiménez Albericio⁴; Sonia Serrano Zabaleta²; Alejandro García Romero⁵; Pedro Ruiz Manzano⁶¹ HCU Lozano Blesa² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa³ HCULB⁴ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO BLESA"⁵ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.⁶ HCU Lozano Blesa Zaragoza**Corresponding Author:** evangelina2295@gmail.com

Introducción: Tras la puesta en marcha de los TrueBeam se trataron algunas patologías de mama mediante arcoterapia volumétrica modulada (VMAT). Las patologías de mama que incluyen áreas supraclaviculares-axilares, debido a la limitación del multilámina, se planifican con dos isocentros. Se realiza una tomografía computarizada de haz cónico (CBCT) diariamente. Se ha querido estudiar la robustez posicional de esta forma de planificar.

Material y métodos: Las pacientes han sido tratadas en un acelerador lineal de electrones TrueBeam con multilámina HD 120 (dimensión longitudinal 22 cm). La dosimetría se ha realizado mediante el planificador Eclipse v15.6.04. Las pacientes elegidas han sido aquellas en las que se ha tratado la mama con un boost más las áreas supraclaviculares. El número total de pacientes desde la puesta en marcha de los aceleradores hasta octubre del 2020 es de 6. Se han inducido en el planificador los errores longitudinales en el isocentro inferior de ± 1 , ± 2 , ± 3 , ± 4 y ± 5 mm. La dosis se ha recalculado manteniendo las unidades monitor del plan original. Se han sumado los planes superior original e inferior modificado para obtener los valores V110%, V95% y V90% del PTV de la mama. La evaluación se ha hecho, para cada paciente, como la diferencia entre los valores V110%, V95% y V90% originales y tras la modificación del isocentro inferior. Se ha realizado un ajuste lineal de la media de los valores $\Delta V110\%$, $\Delta V95\%$ y $\Delta V90\%$ para cada desplazamiento.

Resultados: La expresión resultante para estimar $\Delta V110\%$ es $(24.6 \pm 1.5 \text{ cm}^{-1})\Delta z - (0.3 \pm 0.4)$ con R^2 del ajuste de 0.987. Para estimar $\Delta V95\%$ se obtiene $(27.1 \pm 1.4 \text{ cm}^{-1})\Delta z + (0.8 \pm 0.4)$ con un R^2 de 0.989 y para $\Delta V90\%$ la expresión es $(16 \pm 2 \text{ cm}^{-1})\Delta z - (1.0 \pm 0.6)$ con un R^2 de 0.946. Para un desplazamiento de -5 mm, $\Delta V95\%$ es $-13 \pm 5\%$, mientras que $\Delta V110\%$ es $12 \pm 4\%$.

Discusión: En desplazamientos inferiores a 2 mm, no se obtienen valores estadísticamente significativos de $\Delta V95\%$ y $\Delta V110\%$, es decir, el resultado de estos valores junto con su incertidumbre estadística incluye el cero. Mientras que, en desplazamientos inferiores a 3 mm, V90% no varía significativamente.

Conclusiones: Aunque la estadística de la que disponemos es pequeña, las expresiones que estiman el $\Delta V95\%$, $\Delta V110\%$ y $\Delta V90\%$ muestran que este método de planificación es robusto para errores cometidos en el eje longitudinal inferiores a 2 mm. Sin embargo, cometer un error de 3 mm puede disminuir el V95% del PTV de la mama en un $-8 \pm 3\%$. Por tanto, en este tipo de tratamientos hay que asegurarse de que el movimiento de la paciente entre el isocentro superior y el inferior sea el mínimo posible.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 940**Modelo geométrico predictor de dosis en órganos de riesgo en radioterapia conformada de mama****Autores:** Javier Díez Chamarro¹ ; Alejandro Barranco¹**Co-autores:** Evangelina Martínez Francés² ; Celia Castán Guerrero¹ ; Sheila Calvo Carrillo¹ ; Ana García Pérez ; Pablo Ortega Pardina³ ; Alejandro García Romero⁴¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa² HCUZ Lozano Blesa³ HCU Lozano Blesa⁴ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.**Corresponding Author:** jdchamarro@gmail.com**Introducción**

En este trabajo se presenta un modelo basado en estructuras para predecir valores del histograma dosis volumen (HDV) del pulmón ipsilateral y/o corazón en tratamientos de mama con campos tangenciales estáticos de radioterapia externa.

Métodos

El modelo se basa en hallar la correlación entre valores dosimétricos de interés del HDV y un parámetro geométrico denominado porcentaje de volumen intersectado por el haz de órgano de riesgo (OAR): VI_{OAR} , dividiéndose por el volumen del OAR se expresa en %.

El VI_{OAR} se determina a partir de los cortornos: volumen objetivo de planificación (PTV), mama contralateral (MC), pulmón ipsilateral (PIL) y corazón (C), exclusivamente en tratamientos de mama izquierda. Se define para cada OAR y se calcula como su intersección con n paralelepípedos que simulan el haz y cumplen las siguientes reglas:

- Hay un paralelepípedo por cada corte axial de la tomografía computarizada (TC) de simulación donde coexisten PTV y OARs.
- La base del paralelepípedo está definida en estos cortes, sus lados forman un rectángulo que inscribe al PTV y siendo el lado interno posterior tangente a este. El resto de lados se encuentran fuera del contorno externo del paciente
- Los rectángulos que constituyen las bases de todos los paralelepípedos están rotados respecto del eje transversal un ángulo θ .
- El ángulo θ es tal que $VI_{PIL} + VI_C$ es mínimo. El volumen de mama contralateral intersectado por los paralelepípedos a tal ángulo no debe superar un porcentaje de volumen VI_{MC} [%] de mama contralateral.
- La altura de cada paralelepípedo es el espesor de corte axial de la TC.

Para la implementación del modelo se ha desarrollado un programa en *Python* que a partir del archivo DICOM de estructuras identifica cada contorno y calcula los volúmenes intersectados por el haz con pulmón derecho (VI_{PD}) en casos de mama derecha o de pulmón izquierdo (VI_{PI}) y corazón (VI_C) en mamas izquierdas.

Para la calibración, se calculan estos volúmenes para 60 planificaciones de mama derecha y 37 de mama izquierda sin volúmenes ganglionares y se correlacionan, tras renormalizar la cobertura del 95% PTV a 38.05 Gy, con el $V_{20\text{ Gy}}$ de los respectivos OAR para predecir ese punto del HDV.

Resultados

El mejor ajuste del modelo a los datos se obtiene cuando se limita la intersección de la mama contralateral por el haz al 2% ($VI_{MC} \leq 2\%$). Los resultados en tal caso se observan en la figura 1.

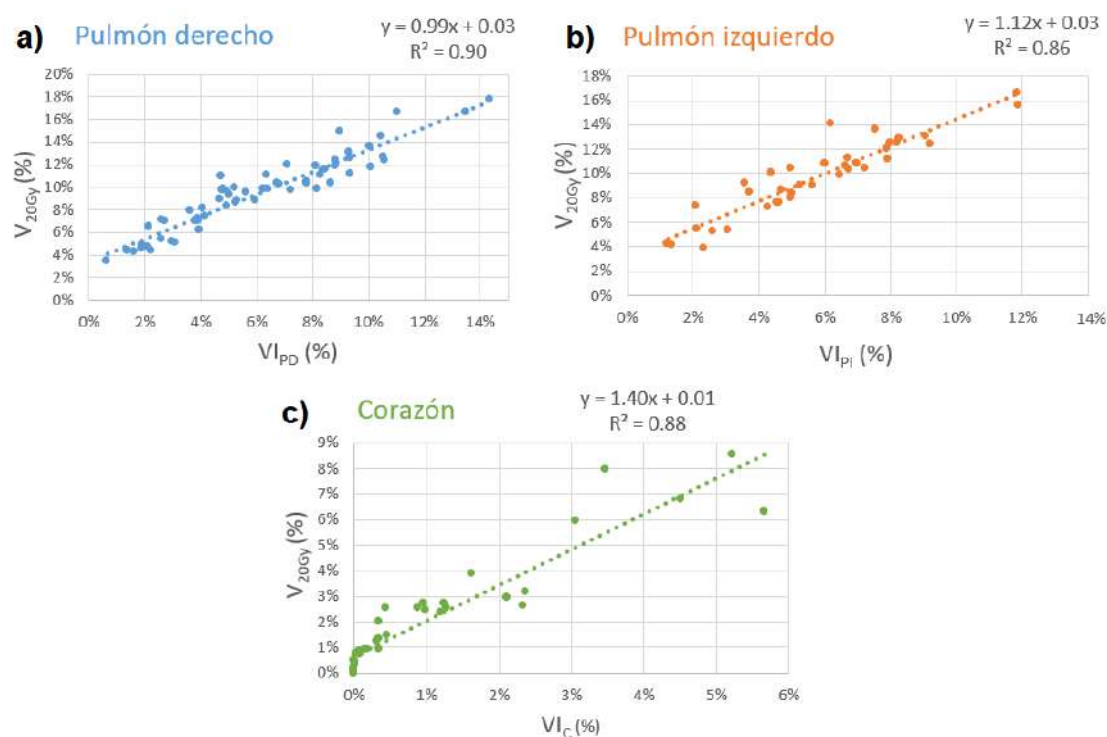


Figure 319: Curvas de correlación para $VI_{MC} \leq 2\%$ para a) Pulmón derecho b) Pulmón izquierdo y c) Corazón

Discusión

Los volúmenes VI_{PD} , VI_{PI} y VI_C pueden usarse como magnitudes paciente-dependientes para cuantificar el grado de exposición del OAR bajo haz directo en tratamientos de mama. Las predicciones del modelo en base a ellos ayudan en la decisión de qué técnica radioterápica emplear en base a parámetros geométricos del paciente.

Conclusiones

Se ha desarrollado e implementado un modelo geométrico para predecir dosis en órganos de riesgo en tratamientos de radioterapia conformada de mama con una buena correlación.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 943**Entrenamiento y validación de un modelo de Rapidplan® para tratamientos de próstata**

Autor: Javier de Areba Iglesias¹

Co-autores: Gabriel Rodríguez Martín ¹ ; Zulima Aza Villarrubia ; Virginia Álvarez Sánchez ¹ ; David Flavio Martínez Barrio ¹

¹ Hospital Clínico San Carlos

Corresponding Author: javier.areba@salud.madrid.org

Introducción

Las herramientas basadas en aprendizaje automático aplicadas a radioterapia suponen una agilización del proceso radioterapéutico del paciente, permitiendo automatizar parte de las tareas de creación y optimización de los planes.

Rapidplan®, solución desarrollada por Varian, ofrece, para una localización y prescripción dada, una estimación del HDV (como región) para cada OAR donde con mayor probabilidad se hallará su HDV tras la optimización. Esta estimación se obtiene a partir de un modelo entrenado con planes clínicamente válidos. El objetivo de esta herramienta es orientar y facilitar el proceso de optimización.

Se describe el entrenamiento y validación de un modelo clínico para próstata.

Material y métodos

El fraccionamiento del modelo entrenado pauta 72 Gy en 35 fracciones, siendo PTV la próstata o lecho quirúrgico y OAR vejiga, recto y cabezas femorales. Se escogen 22 planes de entrenamiento con geometrías y características equivalentes. El cálculo de dosis se realiza utilizando el algoritmo Acuros®.

El entrenamiento del modelo es un proceso iterativo. Para mejorar un modelo entrenado se seleccionan y analizan planes con valores atípicos (outliers) geométricos o dosimétricos a partir del gráfico global de HDV para cada OAR. Se descartan aquellos que no hayan sido correctamente optimizados. Se preservan aquellos cuyos valores atípicos se deban a variaciones anatómicas. Finalmente se analiza el registro de entrenamiento para verificar la bondad del modelo.

La validación del modelo se realiza comparando la optimización manual y la obtenida a partir del modelo para nuevos planes. Se comprueba que ambos son clínicamente válidos y se verifica: número de UM, mapa de dosis del TPS frente a medida sobre maniquí (ArcCHECK®) con métrica gamma y medida en punto central con cámara de ionización. Adicionalmente se verifican los histogramas recalculados y logs del acelerador con herramienta de cálculo redundante (Mobius).

Resultados

Se entrena un modelo a partir de 22 planes y se valida con 5 planes nuevos, optimizados manualmente y con Rapidplan®.

No se obtiene un número significativamente distinto de UM, con una diferencia promedio con la optimización manual del 5%. La dosis en un punto siempre difiere de la calculada menos del 2.5%.

En el análisis comparativo con métrica gamma 3%/2mm –ambos con un promedio del 96%–, la máxima diferencia para un mismo plan es del 4% entre ambos métodos.

El análisis con Mobius® arroja diferencias inferiores al 3% en parámetros de cubrimiento (PTV) y tolerancia (OAR) en los HDV recalculados y en el uso del MLC según logs del acelerador.

Discusión

La elección del conjunto de planes de entrenamiento es el momento crítico del proceso. El compromiso entre mantener o descartar planes outliers puede degradar la bondad de predicción de HDV o enriquecer el modelo para N grande.

Para su implementación clínica, es deseable comenzar con tratamientos que presenten gran semejanza en la disposición relativa y forma de PTV y OAR, como el de la próstata.

Conclusiones

Rapidplan® es una herramienta que permite optimizar y ofrecer planes de tratamiento clínicamente válidos. La principal ventaja es la agilización del proceso de optimización en aquellas patologías más fáciles de protocolizar. El entrenamiento y validación de modelos es sencillo y su interfaz está totalmente integrada, lo que lo incluye inmediatamente en el flujo de trabajo con Eclipse®.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 952**Personalización de aperturas para conformación de haces de electrones mediante impresión 3D**

Autores: Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Jorge Iván Castaño Correa²

Co-autores: Marta Manzano Rodríguez³ ; Ana Isabel Milanés Gaillet¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez⁴ ; Pedro Adaimi Hernández² ; Raúl Díaz Fuentes⁵ ; Eduardo Cabello Murillo⁶ ; Antonio Martín González¹

¹ H.U. 12 de Octubre

² Hospital 12 de Octubre

³ Hospital Universitario 12 de Octubre

⁴ H.U. 12 DE OCTUBRE

⁵ Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre

⁶ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

Corresponding Author: alejandro.ferrando@salud.madrid.org

OBJETIVO

Los campos fijos de electrones se usan con frecuencia en el tratamiento de sobreimpresiones de mama o tumores superficiales. Para conformar estos haces se fabrican bloques de Cerrobend® con aperturas practicadas en poliestireno con ayuda de máquinas cortadoras dedicadas. Nuestro objetivo es encontrar una alternativa a construir estos bloques conformados con una impresora 3D de bajo coste genérica con capacidad de imprimir plástico ABS.

MATERIAL Y MÉTODOS

En nuestro centro disponemos de un acelerador Primus (Siemens AG) y un Clinac iX para generar haces de electrones. Su colimación se diseña en el sistema de planificación (SP) Eclipse v.15.6 (Varian Medical Systems Inc.). Las aperturas de los haces son practicadas en Cerrobend® tras rodear bloques de poliestireno con material fundido de esta aleación.

Después de trazar la apertura de campo en el SP el plan DICOM RT se exporta a una carpeta donde es convertido a formato XML usando la compilación ejecutable *dcm2xml.exe* del software DCMTK-DICOM (OFFIS e.V.). Se leen y extraen los puntos contorneados de la apertura de cada haz de electrones. Sus coordenadas son reescaladas en una hoja de cálculo para retroproyectarlas al plano de la bandeja de electrones (a su distancia focal). Hay métodos alternativos para manejarlas:

1.Crear una estructura por coordenadas en un plano de una serie de imágenes vacía al menos de 1cm de extensión en un SP Oncentra (Elekta AB). Generar un margen interno de 0.5 cm, y exportar esta estructura a un software libre (3D Slicer) capaz de leer estructuras DICOM y convertirlas a formato estereolitográfico de impresión (.stl).

2.Importarlas a un software de diseño CAD como Inventor (Autodesk, Inc.) que disponga de herramienta de trazado por puntos. Generar una pared interna de 5mm, extruir 1cm en altura la pieza y exportar el resultado a formato .stl.

El archivo de molde 3D se abre en el software de laminación Ultimaker Cura 4.8 y se prepara para imprimir en material ABS (Tª de extrusión=250°C, Tª de cama=90°C y 20% de relleno). La temperatura de reblandecimiento de este plástico es cercana a 100°C, superior al punto de fusión del Cerrobend®. Tras imprimir dos paredes de 1cm de alto se unen mediante acetona y se continúa el procedimiento tradicional de generación de bloques.

RESULTADOS

La figura 1 muestra el diseño del molde en el SP Oncentra para la fabricación del bloque conformado con el Cerrobend[®] fundido y la figura 2 el molde final ya impreso tras haberse enfriado la aleación. Un molde de ABS de dimensiones 10x15 cm y 30g de material tarda 2h de impresión aproximadamente. Tras ser retirado del bloque solidificado, la apertura resultante coincide con la plantilla en papel generada por el SP ($\pm 0.5\text{mm}$). Además, se han diseñado soportes cuadrados externos para compatibilizar el sistema Siemens de fabricación de bloques con los aplicadores Varian (figura 2).

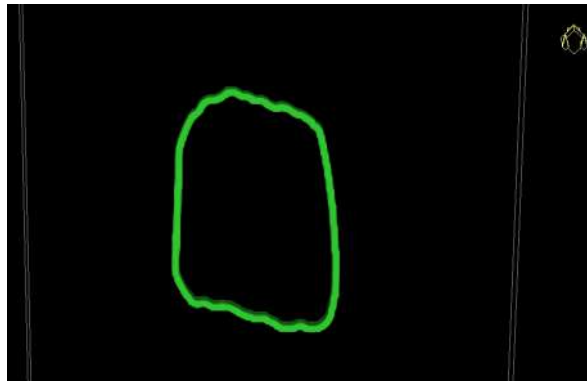


Figure 320: Molde diseñado en Oncentra.

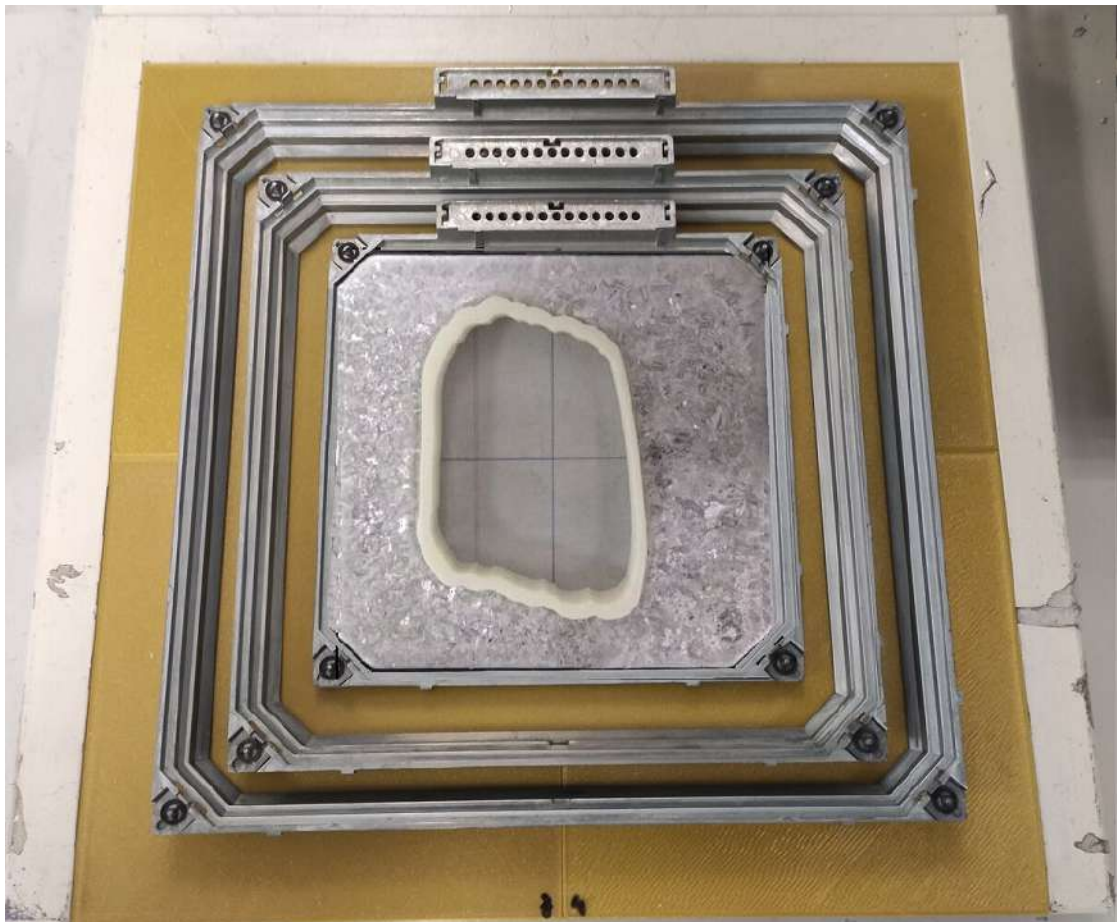


Figure 321: Molde, bloque y soportes fabricados.

CONCLUSIONES

Es viable fabricar bloques de Cerrobend® con impresión 3D. Supone una alternativa más versátil y económica que las cortadoras de poliestireno usuales. El plástico ABS es un material adecuado por sus propiedades físicas y facilidad de postprocesado.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 979

Límites en la renormalización de los planes VMAT.

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; David Miguel Pérez²

Co-autores: Sofía Pena Vaquero² ; Antonio Enrique Hurtado Romero² ; Iban Conles Picos² ; Angel del Castillo Belmonte³ ; Manuel Agulla Otero² ; Carlos Andrés Rodríguez² ; María Ruiz Aznar² ; Raquel Barquero⁴ ; Delfin Alonso Hernández² ; Jesus María de Frutos Baraja² ; Ricardo Torres Cabrera²

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario Valladolid

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

La normalización es un método que se utiliza en la planificación de la radioterapia como un medio para satisfacer u obtener una cobertura de dosis aceptable en el volumen objetivo o incluso adaptar un plan en un paciente que haya sufrido variaciones de peso a lo largo del tratamiento.

Cuando normalizamos un plan el sistema ajusta la fluencia para entregar la nueva dosis adaptando la velocidad de gantry, la tasa y el movimiento de las láminas. Es un proceso automático en el cual la persona que planifica no tiene ningún control. Aunque las normalizaciones en planes VMAT son empleadas habitualmente, la recomendación general es realizar una nueva optimización si el valor de normalización es alto (típicamente por encima de un 5%) debido a los potenciales fallos que pueden suceder.

La verificación con el sistema de imagen portal tiene como propósito asegurar que las fluencias de radiación sean entregadas por el acelerador en concordancia con el plan de tratamiento. Permite revelar errores en el movimiento y posicionamiento del MLC, verificar la correcta transferencia del plan y del desempeño mecánico y dosimétrico del acelerador lineal.

Este trabajo es un experimento teórico. Estudiaremos los cambios de fluencia en la entrega de un plan al renormalizar y si estos son consistentes incluso cuando se realiza por encima de cualquier recomendación aceptable.

Material y métodos

Disponemos de un planificador Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA), planificamos un tratamiento de VMAT a un maniquí virtual consistente en una esfera de 5 cm embebida en un cilindro de 15 cm. Optimizamos para tratar con 3 Gy a dicha esfera con parámetros a tejido normal de 105% a 60% a 0,1cm y reducción de 0,13. Este será nuestro plan de referencia. Posteriormente renormalizamos desde un 7% (0,2 Gy) a un 400% (12Gy) el plan original. Los planes serán comprobados mediante las fluencias adquiridas con el sistema de imagen portal analizándolas con el criterio gamma $\Gamma(1\text{mm}/1\%)$, $\Gamma(0,75\text{mm}/0,75\%)$ y $\Gamma(0,5\text{mm}/0,5\%)$. Consideramos que el plan supera nuestro test cuando el 95% de los puntos cumple el criterio gamma establecido.

Resultados

Se han analizado un total de 15 planes con 3 criterios gamma distintos. Para un valor de $\Gamma(1\text{mm}/1\%)$ todos los planes renormalizados superan el test. Para un valor de $\Gamma(0,75\text{mm}/0,75\%)$ únicamente los planes renormalizados por debajo del 17% no pasan el test. Finalmente, para $\Gamma(0,5\text{mm}/0,5\%)$, ningún plan, ni siquiera el original, supera el test.

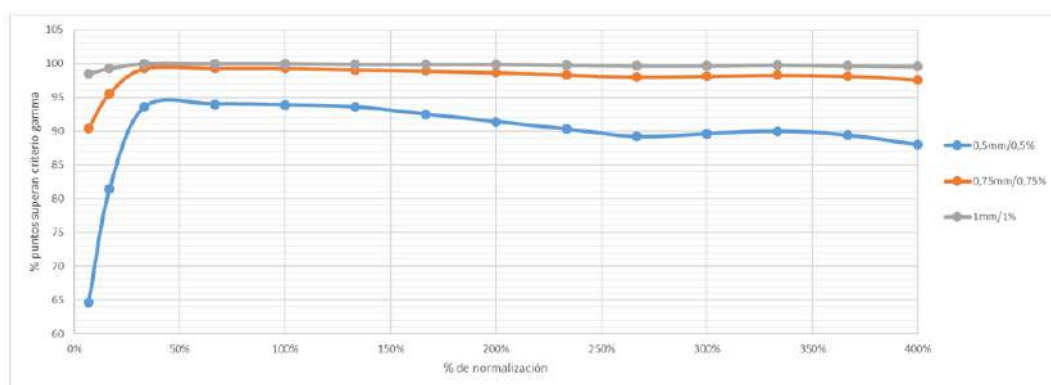


Figura 1: % de puntos que pasan el criterio gamma para distintas normalizaciones.

Figure 322: Figura 1: % de puntos que pasan el criterio gamma para distintas normalizaciones.

Discusión

Los planes resultantes son válidos para un rango amplio de normalizaciones ya que todos ellos cumplen el criterio $\Gamma(1\text{mm}/1\%)$ incluso para valores de normalización extremos. Se obtienen discrepancias cuando realizamos un análisis gamma con unos valores bajos de normalización ($\leq 17\%$) y un análisis gamma $\Gamma(0,75\text{mm}/0,75\%)$. Será necesario realizar más estudios de este tipo con planes clínicos de pacientes para comprobar que los resultados resultan consistentes.

Conclusión

El software proporciona unos planes cuyas fluencias son concordantes con la renormalización en un rango mucho más amplio de lo típicamente estipulado por lo que parece seguro poder emplearla de manera general en los tratamientos.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 982**Optimización del tiempo en tratamientos de cáncer de próstata hipofraccionada: 6WFF, 6FFF y 10FFF.**

Autores: Roser Fayos-Solá Capilla¹ ; Pablo Castro Tejero¹ ; Alberto Viñals² ; David Hernández González³ ; Carmen Libertad Candón González⁴ ; Maria Roch González⁵ ; Paloma Botella Faus⁶ ; Sergio Honorato Hernández⁶

¹ *Hospital Universitario de La Princesa*

² *H.U. la Princesa*

³ *H.U.LA PRINCESA*

⁴ *Hospital Puerta del Hierro*

⁵ *Hospital Universitario de la Princesa*

⁶ *Hospital Universitario La Princesa*

Corresponding Author: rfscapilla@gmail.com

Introducción

En los tratamientos de cáncer de próstata es esencial que el tiempo de administración sea lo menor posible, puesto que esta zona anatómica es muy susceptible de alterarse rápidamente ocasionando que la deposición de la dosis no sea la adecuada. En este trabajo se ha comparado la velocidad de irradiación para tres haces de diferente energía, con el objetivo de elegir la más adecuada teniendo en cuenta el tiempo de administración.

Materiales y métodos

Se han comparado las planificaciones de cinco pacientes a 2.76 Gy/sesión en un TrueBeam de Varian, manteniendo los parámetros de la optimización en VMAT y cambiando únicamente el haz de energía. En cada caso se han examinado los tiempos de administración y la modulación (que cuantifica las unidades monitor por unidad de dosis prescrita por fracción) de una sesión completa, desde que el paciente se ha posicionado hasta la finalización de esta, asumiendo que no haya habido interrupción de ningún tipo. En todos los casos se ha utilizado Jaw Tracking, NTO Automático y vmax del gantry a 4.8 °/s. Las relaciones de energía y tasa de dosis han sido: 6 WFF - 600 UM/min, 6 FFF - 1400 UM/min y 10 FFF - 2400 UM/min.

Resultados

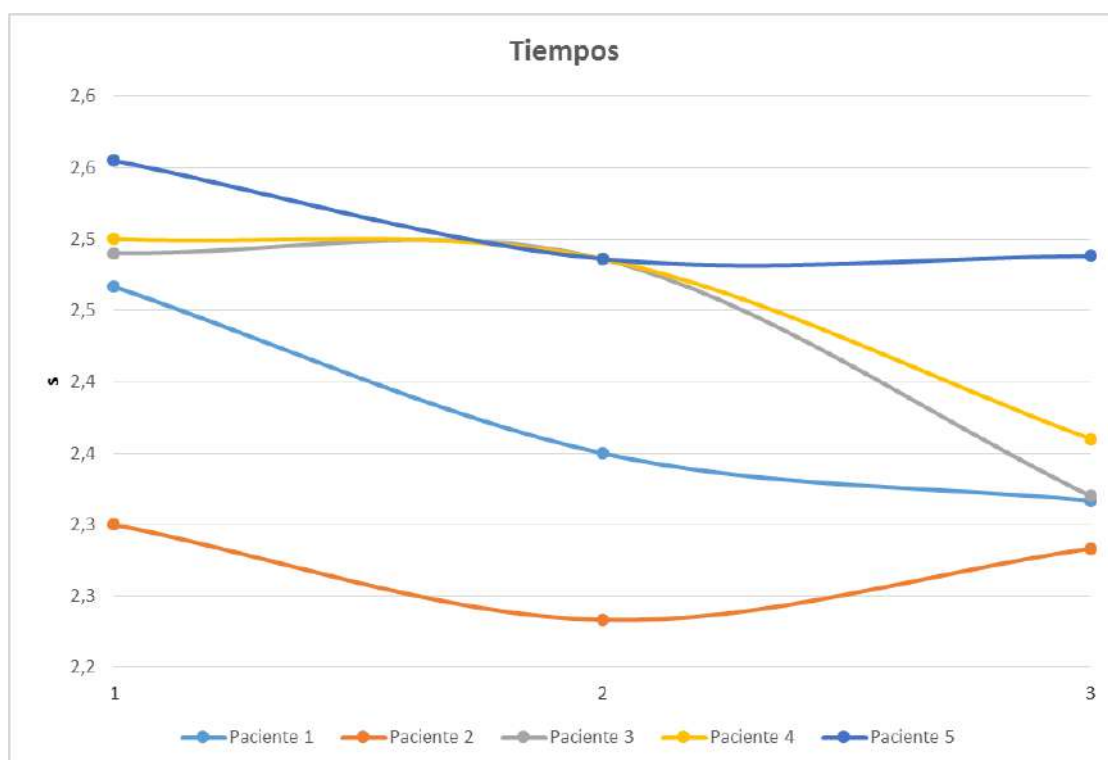


Figure 323: Relación entre los tiempos

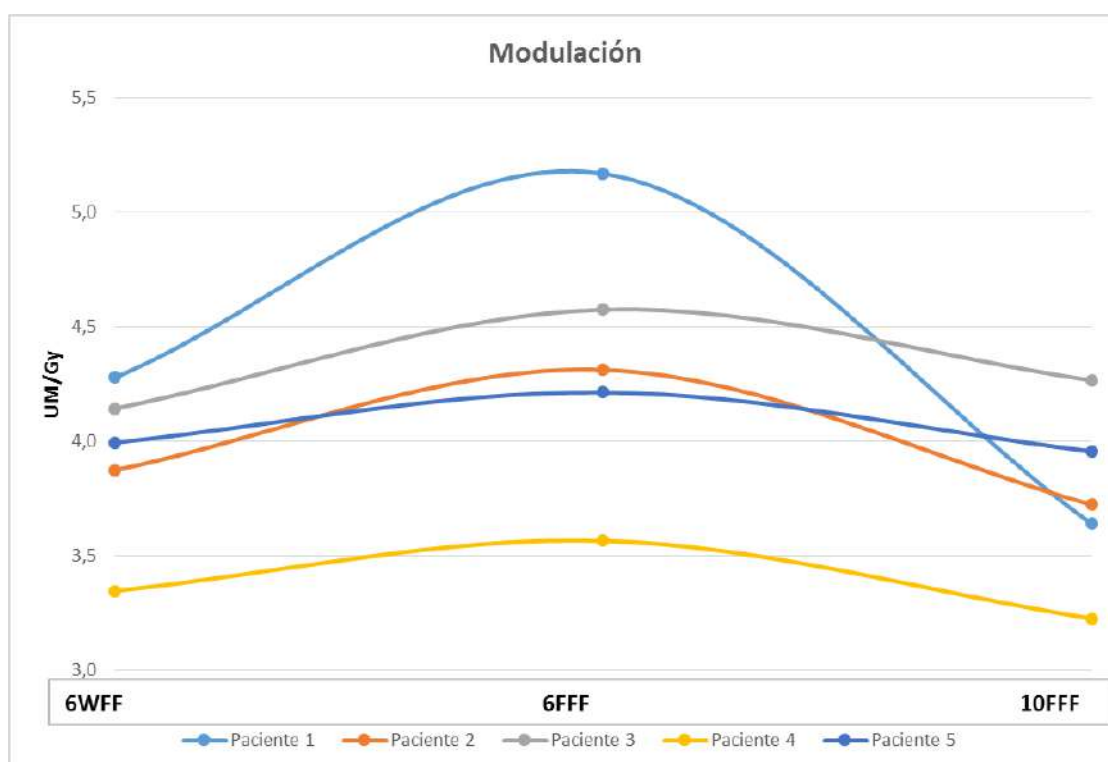


Figure 324: Relación en modulaciones

En el caso de la comparación de modulación, se observa que para 6 FFF obtenemos los peores resultados, es decir, se están dando más UM para conseguir conformar el PTV. Para 6 WFF y 10 FFF los resultados son similares, ligeramente más baja la modulación para el caso de 10 FFF en el 80 % de los casos. En cuanto a los tiempos, para la energía de 6 WFF son levemente más elevados, siendo la diferencia más alta de 10 s.

Discusión

La energía de 6 FFF se descartó inicialmente debido a que necesita una modulación más alta. Ahora bien, entre las otras dos energías, y teniendo en cuenta que los tiempos son muy similares, se decidió mantener la energía de 6 WFF. De los resultados de los tiempos se deduce que tiene mayor peso sobre el tiempo total el momento de cargar y pasar de un campo al siguiente, con lo que la velocidad de administración de cada arco no es decisiva sobre este.

Conclusiones

La comparativa entre tratamientos de cáncer de próstata planificados con energías de 6WFF, 6FFF y 10FFF manteniendo los mismos parámetros de optimización y similares resultados dosimétricos, muestran que no existen discrepancias en términos de tiempos de tratamiento como de modulaciones en los campos. Teniendo en cuenta las dosimetrías para todos los tratamientos, se decidió mantener el protocolo inicial de 6 WFF, al concluir que el cambio de energía del haz no produciría beneficios cuantificables.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 988**Comparativa de tratamientos de radioterapia holocraneal con protección de hipocampos para Halcyon y para Unique.**

Autores: Ana Isabel Milanes¹ ; Ángel Gaitán Simón² ; Gustavo Pozo Rodríguez³ ; Pedro Adaimi Hernández⁴ ; Marta Manzano Rodríguez⁵ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Raúl Díaz Fuentes⁶ ; Daniel Rojo Navarrete^{None} ; Carlos Ramón García⁴ ; Eduardo Cabello Murillo⁷

¹ H.U. 12 de Octubre

² Hospital Universitario 12 de Octubre

³ H.U. 12 DE OCTUBRE

⁴ Hospital 12 de Octubre

⁵ Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H. U. 12 de Octubre

⁶ Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre

⁷ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

Corresponding Author: anaisabel.milanes@salud.madrid.org

Introducción

La radioterapia holocraneal (WBRT) es la técnica más usada para tratar pacientes con metástasis múltiple cerebral al reducir la presión intracraneal y aumentando por tanto su supervivencia. Sin embargo, según diferentes estudios, la radiación puede producir daños en los hipocampos del cerebro provocando pérdida de memoria y demencia.

En relación a esto, existe el ensayo RTOG 0933 en donde se realizan los tratamientos de radioterapia con protección de hipocampos. Mediante técnicas de intensidad modulada es posible reducir la dosis que éstos reciben.

Recientemente nuestro servicio ha adquirido un equipo Halcyon (FFF) lo que nos ha permitido estudiar este tipo de tratamientos y compararlos con los realizados en otro acelerador con brazo en forma de C usando diferentes configuraciones de tratamiento.

Material y métodos

Se han seleccionado unos 13 pacientes a los que se les ha realizado un CT con Philips Brilliance Big Bore y una Resonancia en T1 con un 3T Diamond Select Achieva (Philips). Se han contorneado los órganos de riesgo y se ha planificado de acuerdo con el RTOG 0933.

Los tratamientos fueron planificados en Eclipse v.15 de Varian para el Halcyon v.2 (FFF) y para el Unique (FF), ambos de energía de 6 MV. Se calcula mediante Anisotropic Analytical Algorithm (AAA).

Los límites en los órganos de riesgo y los objetivos se han establecido siguiendo el protocolo RTOG 0933. La prescripción fue de 30 Gy al PTV en 10 fracciones. Se define el PTV_{eval} como el holocráneo menos 7 mm de margen respecto a los hipocampos.

Se comparan los planes realizando Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada (VMAT) según

diferentes configuraciones según se adjunta en la Tabla 1.

PLAN	Giro de brazo (°)	Ángulo del colimador (°)	Ángulo de la mesa (°)
Halcyon	A1: 181 to 179 (CW)	30	0
	A2: 179 to 181 (CCW)	330	0
Unique	A1: 181 to 179 (CW)	30	0
	A2: 179 to 181 (CCW)	330	0
Unique	A1: 181 to 179 (CW)	30	0
	A2: 179 to 181 (CCW)	330	0
	A3: 21 to 179 (CW)	150	90
	A4: 179 to 21 (CCW)	210	90

Figure 325: Configuraciones de los tratamientos

Resultados

Se evalúan para cada uno de los pacientes el PTVeal V25, V30, D50%, D2%, D98%, Índice de homogeneidad (IH), Factor de conformidad de Paddick (FC), las dosis que reciben los hipocampos, ojos y cristalinos y las UM empleadas. Los resultados aparecen en la Tabla 2.

PTV HOLOCRAINED								
Máquina	V25Gy (%)	V30Gy (%)	Dosis 50% (cGy)	Dosis 2% (cGy)	Dosis 98% (cGy)	IH	FC	UM
Halcyon	99.4±0.4	72.0±4.2	3071±12.1	3263±13.4	3059±67.5	0.2±0.02	0.7±0.1	681±67.8
Unique (2 arcos)	99.4±0.1	72.8±3.5	3062.7±8.6	3223.5±11.8	3750±48	0.16±0.02	0.68±0.1	751±84.4
Unique (4 arcos)	99.6±0.1	74.5±1.8	3062.5±6.8	3216.2±10.3	2792±34.7	0.13±0.01	0.7±0.1	788.9±72.4

HIPOCAMPO IZQ		HIPOCAMPO DER		OJO IZQ		OJO DER		CRISTALINO I	CRISTALINO D
Máquina	D100% (cGy)	D MAX (cGy)	D100% (cGy)	D MAX (cGy)	D MAX (cGy)	D MEDIA (cGy)	D MAX (cGy)	D MEDIA (cGy)	D MAX (cGy)
Halcyon	1180.5±134.9	1681.4±112.9	1177.4±105.4	1751.8±329.9	2043.8±287.2	1180.1±89.3	2022±358.8	1168.2±103.2	860.1±42.8
Unique (2 arcos)	1098.6±90.5	1580.8±111.8	1110.5±109.4	1688.1±417.8	2095±248	1229.8±103.6	2173±293.5	1233.2±109.7	882.2±55.7
Unique (4 arcos)	964.7±57.1	1514.7±101.5	968±55.2	1442.8±136.4	1938.3±302.8	1116.5±84.1	1965.9±389.4	1107.3±73.7	843.8±42.1

Figure 326: Resultados de la cobertura del PTV, dosis en órganos de riesgo y UM

Discusión

Evaluando el PTV el plan diseñado en el Unique con cuatro arcos presenta ligeros mejores resultados respecto de los planificados con dos arcos ($p<0.01$) para V25 and V30 y mejor HI ($p<0.01$). Sin embargo D2% y el CF no presentan diferencias estadísticamente significativas.

Así mismo, en el plan de cuatro arcos diseñado para el Unique los hipocampos reciben ligeramente menos dosis que en para las configuraciones de dos arcos ($p<0.03$). El resto de los órganos de riesgo no presenta diferencias significativas.

También se observa que los planes calculados para el Halcyon son los que menos UM requieren ($p<0.05$).

Todos los órganos de riesgo cumplen los criterios del RTOG 0933, cumpliéndose que la dosis máxima del hipocampo sea de 16 Gy tal y como establece el protocolo.

Conclusiones

En todos los casos se cumplen los criterios establecidos por el RTOG 0933, incluyendo que los hipocampos estén por debajo de la dosis máxima según dicho protocolo. En el Unique se tiene una pequeña mejor cobertura y menos dosis en los hipocampos siempre que la planificación se realice con 4 arcos, dos de ellos coroneales. En cuanto al Halcyon, destaca que para unos criterios aceptables de cobertura del PTV y dosis en órganos de riesgo se requiere emplear menos UM, por lo que los tratamientos resultan más rápidos en este acelerador de electrones.

Referencia

Prado A, Milanés AI, Cabello E, Díaz R, Ferrando A, Pozo G, Leonor M, Manzano M. Dosimetric comparison of four volumetric-modulated arc therapy beam arrangements utilized for hippocampal-sparing whole-brain radiation therapy. J Med Phys 2019;44:1-8

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 990

Influencia del ángulo de colimador en VMAT para pacientes de cáncer de cabeza y cuello tratados con radioterapia

Autores: Victor de la Llana Granja¹; Fernando Mañeru Cámara¹; Laura Bragado Álvarez¹; Naiara Fuentemilla^{None}; Aitor Fernandez Iglesias¹; Fernando Caudepón Moreno²; Rocío Estrada García¹; Jesús Escobar Cerezo¹; Fabio Pérez Gómez¹; Santiago Pellejero Pellejero¹; Santiago Miquelez³

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

³ Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Author: victor_llg@hotmail.com

Introducción

El incremento del uso de la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) como técnica estándar en radioterapia de cabeza y cuello ha conllevado un aumento de estudios para mejorar la calidad dosimétrica de la planificación. En este trabajo se evalúa la influencia del ángulo de colimador en la optimización de la distribución de dosis.

Material y métodos

Para 5 pacientes de cáncer de cabeza y cuello tratados en nuestro centro, se planificaron retrospectivamente 9 planes compuestos de 2 arcos VMAT con angulación de colimador $360^\circ + X$ y $360^\circ - X$, siendo X distinta para cada plan: 5° , 10° , 15° , 20° , 25° , 30° , 35° , 40° y 45° . Figura 1.

Los 45 planes se planificaron conforme a los mismos criterios de optimización en el SP Eclipse v15.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). El algoritmo de cálculo empleado fue Acuros XB con una malla de 2.5 mm.

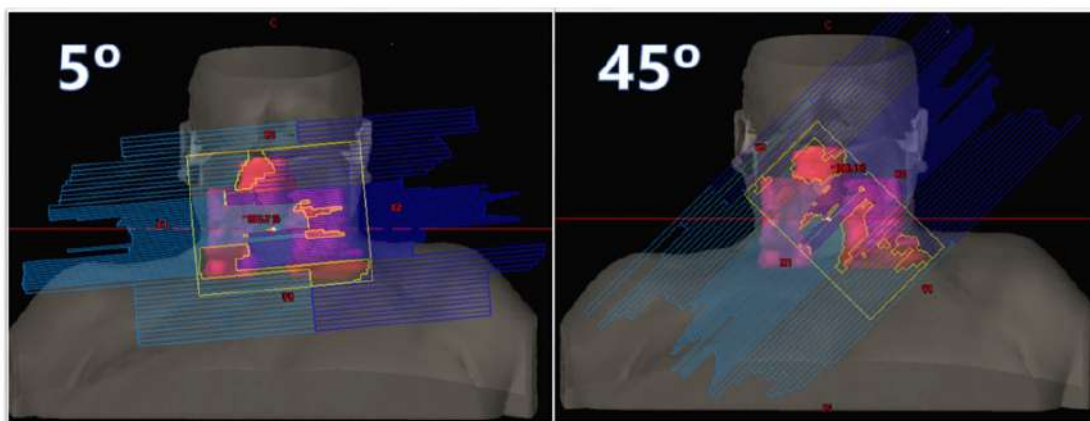


Fig. 1. Planes VMAT con colimador de 5° (izquierda) y con colimador de 45° (derecha).

Figure 327:

En radioterapia de cabeza y cuello es frecuente prescribir 3 niveles diferentes de dosis: PTV dosis alta, PTV dosis intermedia y PTV dosis baja. Estos PTV forman los volúmenes objetivo del estudio.

Se analiza el índice de conformidad de Paddick (ICPaddick) en cada PTV, índice de homogeneidad (IH), número de unidades monitor total (UM) y dosis a órganos de riesgo (OR); dosis máxima a médula y dosis media a parótidas, para evaluar, entre los ángulos de colimador elegidos, cual ofrece mejores resultados dosimétricos.

Para la verificación dosimétrica pretratamiento de los planes VMAT se utiliza la herramienta de Varian, Portal Dosimetry. Se emplea una métrica gamma de 2%, 2 mm con umbral de dosis del 10%

Resultados y discusión

Los ángulos de colimador 30°, 35°, 40° y 45° resultan en planes VMAT con valores más altos de ICPaddick (10 casos de 15) y más bajos de IH (5 casos de 5). Respecto a las dosis a OR, los valores más bajos de dosis máxima a médula y dosis media a parótidas también lo presentan los ángulos de colimador más grandes: 30°, 40° y 45° (13 casos de 15). El ángulo de 40° fue el que utilizó mayor número de UM (2 casos de 5). Figura 2.

Los coeficientes de variación porcentuales muestran una dispersión no significativa para ICPaddick y dosis media a parótidas (IC $\in$ [0.5%, 2.8%], dosis media a parótidas $\in$ [1.9%, 5.0%]). Los resultados para IH, MU y dosis máxima a médula, se encuentran en rangos sensiblemente más amplios (IH $\in$ [5.7%, 9.2%], MU $\in$ [3.4%, 10.8%], dosis máxima a médula $\in$ [3.0%, 8.2%]).

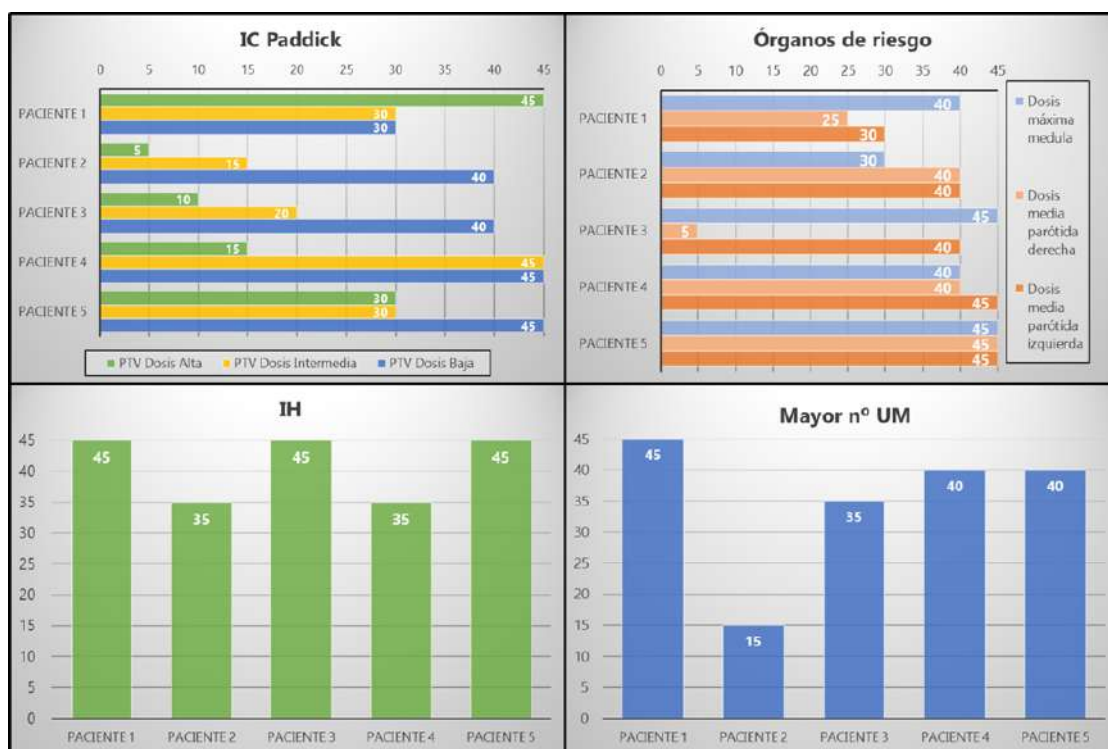


Fig. 1. ICPaddick para los 3 niveles de dosis (esquina superior izquierda); dosis a OR (esquina superior derecha), mejor índice de homogeneidad (esquina inferior izquierda) y mayor número de UM (esquina inferior derecha).

Figure 328:

La verificación gamma muestra valores por encima del 95% para todos los campos VMAT analizados. Los resultados con su desviación estándar fueron para el paciente 1: 99.2% $\pm$ 0.4%, paciente 2: 99.4% $\pm$ 0.4%, paciente 3: 97.1% $\pm$ 1.1%, paciente 4: 98.2% $\pm$ 0.5%, paciente 5: 99.6% $\pm$ 0.2%.

Comparando los resultados para las diferentes métricas analizadas, se ve que las desviaciones obtenidas entre ángulos son pequeñas y con escasa influencia en el resultado clínico.

Conclusiones

El análisis muestra que el optimizador del SP se adapta al colimador elegido y ofrece resultados equivalentes para ángulos entre 0° y 45°. La selección del ángulo de colimador preoptimización no muestra una influencia destacable en la distribución de dosis de radioterapia VMAT para cáncer de cabeza y cuello.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1117

Efectos de la combinación del movimiento respiratorio y del desplazamiento de la mesa en tomoterapia sobre la dosis administrada

Autores: Raúl Sánchez-López¹ ; Enrique Tenllado-Baena² ; Sofía García-Repiso² ; Laura Granado-Alonso² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Susana Donis-Gil² ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Miguel A. Díez-Gallego² ; Álvaro A. Fernández-Lara² ; Fernando Gómez-Enríquez² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Carlos Montes Fuentes² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: rslopez@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN

En la modalidad de Tomoterapia, el desplazamiento uniforme de la mesa se superpone al movimiento periódico de la respiración y puede acentuar los efectos de este último.

En este trabajo se presentan los resultados de simulaciones Monte Carlo realizadas para estudiar el efecto de la combinación de ambos movimientos en la dosimetría y se comparan con medidas de dosis en una unidad de Tomoterapia Hi-Art (Accuray) simulando el movimiento respiratorio.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha utilizado el maniquí Quasar (Modus) para reproducir el movimiento oscilatorio con la siguiente forma funcional:

$$x_{resp}(t) = A \cos^6\left(\frac{\pi}{\tau}t + \varphi\right)$$

Siendo A y τ la amplitud total y el periodo del ciclo respiratorio, respectivamente.

En Tomoterapia, la mesa de tratamiento se desplaza a una velocidad uniforme $v_m = \frac{FW+d}{T}$, donde FW es el tamaño de campo, d el diámetro del PTV y T el tiempo del tratamiento. El movimiento combinado teniendo en cuenta ambos efectos podría describirse mediante:

$$x(t) = v_m t + A \cos^6\left(\frac{\pi}{\tau}t + \varphi\right) + C$$

φ es la fase inicial y C una constante dependiente del sistema de referencia.

Con la relación anterior, se ha realizado una simulación Monte Carlo aleatorizando φ según una distribución uniforme entre 0 y 2π .

En el planificador de Tomoterapia, se han calculado tratamientos de 2 Gy para tumores esféricos de cuatro diámetros distintos (de d=1 cm a d=4 cm) variando el factor de modulación (de 1.0 a 3.0) para conseguir distintos tiempos de tratamiento. El tamaño de campo (2.5 cm) y el pitch (0.287) se mantuvieron constantes.

Con el maniquí en movimiento, se hicieron 5 medidas de dosis puntual en el centro del PTV con una cámara Pin Point (0.03 cc) de PTW alojada en el inserto cilíndrico de acrílico del Quasar.

RESULTADOS

En la Figura 1, obtenida en la simulación, se representa la distribución de las diferencias relativas entre las medidas estáticas y dinámicas para distintos tiempos de tratamiento, con un tamaño de PTV fijo de 2 cm.

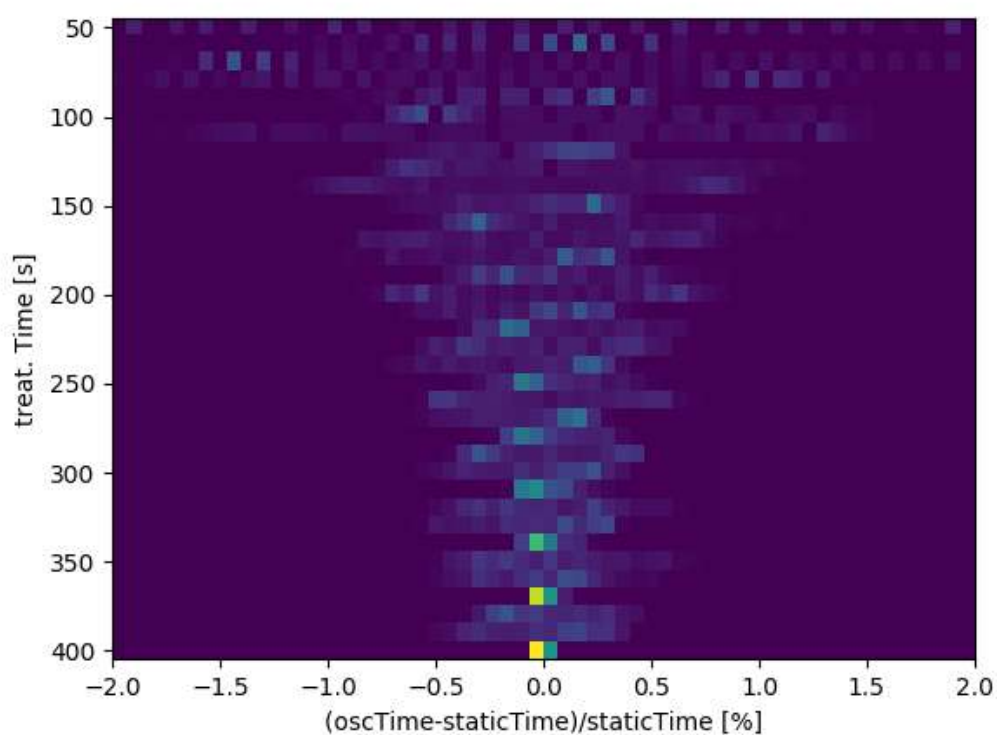


Figure 329: Figura 1

En la figura 2, se muestra el comportamiento de la dispersión de los valores de dosis medidos en función del factor de modulación de los planes.

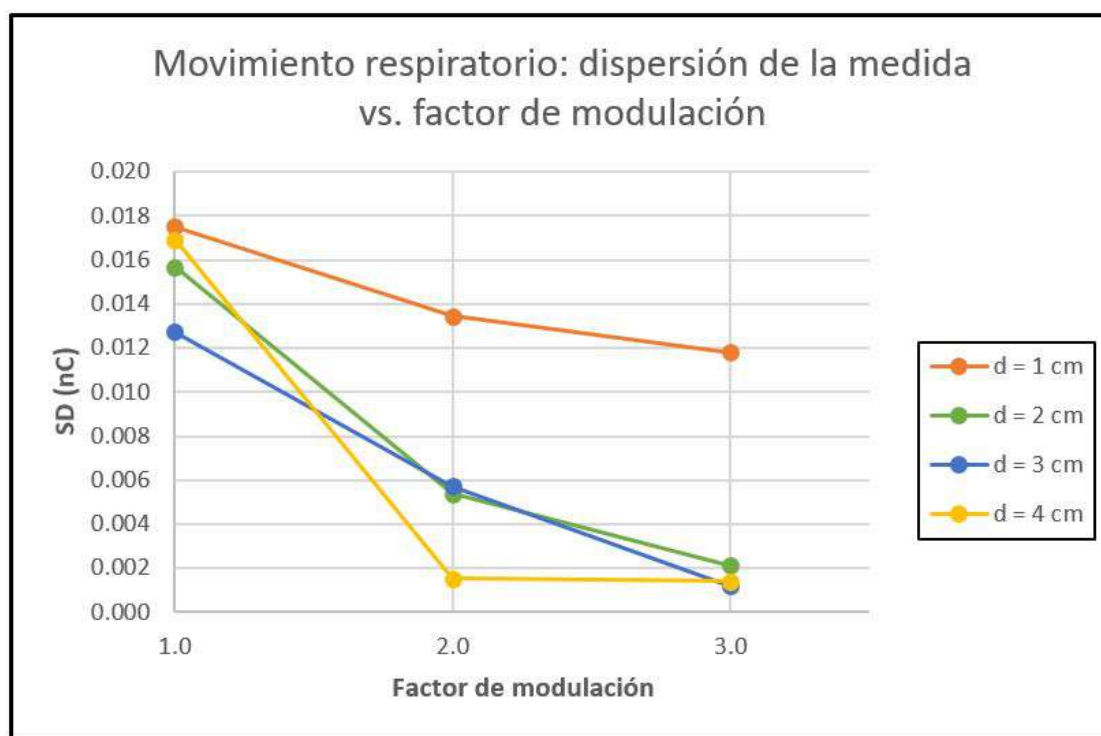


Figure 330: Figura 2

DISCUSIÓN

Los resultados de la simulación y las medidas son consistentes. Para un mismo tamaño de PTV, factores de modulación más altos implican tiempos de tratamiento más grandes, y en ambos casos, la dispersión de los valores de dosis encontrada es menor.

Esto es debido a que, para tratamientos largos, la cámara se encontrará dentro del campo de radiación durante más ciclos respiratorios, por lo que las condiciones iniciales aleatorias son menos relevantes, reduciendo la dispersión de las medidas.

CONCLUSIONES

Se ha conseguido un modelo para simular el efecto del movimiento respiratorio en Tomoterapia, con resultados reproducibles experimentalmente. A diferencia de lo que se esperaría en aceleradores convencionales, una mayor modulación favorece una irradiación más estable a lo largo de todas las sesiones del tratamiento.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1327**Optimización del flujo de entrada de pacientes en las unidades de tratamiento de radioterapia****Autor:** Pedro Sánchez Galiano¹¹ *Hospital Universitario Central de Asturias***Corresponding Authors:** pedroantonio.sanchez@sespa.es, , cris.as.95@gmail.com, cardiaza91@gmail.com, , alfonsovillace@yahoo.es, , zahara.martin@gmail.com, silcere77@gmail.com, ruipe90@gmail.com, fdezgarcia.pepe@gmail.com**Introducción**

La optimización de los recursos sanitarios es una exigencia social. Conseguir que la carga de trabajo de las unidades de irradiación sea estable y lo más alta posible garantiza la reducción de los tiempos de espera innecesarios y por tanto aumenta la calidad de los tratamientos.

En este trabajo se resume un proyecto llevado a cabo para optimizar la carga de trabajo de las unidades de tratamiento de radioterapia del Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA). En una primera fase se analizó el flujo de pacientes a su paso por el hospital. Con los datos obtenidos se realizó una simulación computarizada para determinar, entre varios supuestos, el mejor método para decidir el acelerador para el que realizar las planificaciones. Una vez elegido el procedimiento se implementó una aplicación informática que proporciona datos de los tratamientos en tiempo real y que ayuda a derivar los pacientes hacia la máquina más descongestionada.

Material y método

Recogida de datos: se accedió a la base de datos de Varian Aria mediante el generador de informes del servidor SQL de Microsoft. Se procesó el número diario de primeras visitas, el tiempo medio de planificación, el número de sesiones para cada tipo de tratamiento, y el tiempo de espera para iniciar el tratamiento tras la planificación (la lista de espera), durante un año natural.

Simulación: con la distribución estadística real de la entrada de pacientes al servicio de radioterapia del HUCA se crearon varios archivos aleatorios con los que se realizaron varios experimentos. Se estudió la ocupación de las máquinas y la lista de espera para varios supuestos de elección de la unidad de tratamiento.

Cuadro de mandos: la aplicación se implementó en MS C# utilizando la biblioteca informática ESAPI proporcionada por Varian junto al planificador Eclipse para acceder a los datos dosimétricos de los pacientes.

Resultados

La mejor manera para decidir la unidad de tratamiento al iniciar la planificación es elegir la máquina que lleve menos sesiones tratadas hasta ese momento. Dada la dificultad para su aplicación práctica, se decidió utilizar el método alternativo de contabilizar para cada acelerador el número de sesiones en tratamiento más las de los pacientes en espera (con plan ya aprobado) y las de los pacientes en planificación (con máquina ya decidida), y elegir la unidad que menos sesiones tenga asignadas en el momento de la decisión.

Discusión

La comprobación práctica del funcionamiento del procedimiento, es decir la comparación de los indicadores antes y después de su aplicación, se ve dificultada porque por un lado no se aplica estrictamente en todos los casos y por otro el flujo de pacientes se ha visto alterado por la puesta en marcha de nuevas unidades de tratamiento, la implantación de nuevas técnicas y la situación actual de pandemia.

Conclusión

A pesar de la falta de comprobación experimental, consideramos que el conocimiento en tiempo real de la situación del flujo de trabajo es de gran ayuda.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 993**DOSIMETRÍA CLÍNICA EN TRATAMIENTOS DE MAMA CON FRACCIONAMIENTO FAST FORWARD (FF)**

Autores: Isidro Alberto Fernández Ruano¹ ; Antonio Ureña Linares² ; Mario Gallego Castro³ ; Mónica Ortiz Seidel⁴ ; José Antonio Terrón León^{None} ; Rafael Arrans Lara⁵

¹ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

² Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)

³ Hospital Universitario Virgen Macarena

⁴ S. Radiofísica HUVVM

⁵ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena (Sevilla)

Corresponding Author: isidroalberto1985@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es el tumor que posee en España la mayor incidencia en el sexo femenino (1). El esquema de fraccionamiento convencional (2Gy/fr, 25 sesiones) consume gran cantidad de recursos por lo que en nuestro centro se ha venido utilizando el esquema START B (2,67 Gy/fr, 15 sesiones) (2). Actualmente, debido a la necesidad de optimizar aún más el tiempo de máquina, se ha implantado un nuevo esquema de fraccionamiento llamado FAST FORWARD (FF) (3) (5,2 Gy/fr, 5 sesiones).

MATERIALES Y MÉTODOS

En el documento técnico del ensayo clínico (3) no se especifica una técnica concreta. En nuestro caso, escogimos la técnica de field-in-field (FiF) por su operatividad, sencillez y evidencia científica de su superioridad ante otras técnicas (5). Se planificaron 27 pacientes de mama tanto izquierda como derecha en el sistema de planificación de tratamientos PINNACLE, excluyendo pacientes con boost y/o supra. La técnica se basó en dos tangenciales junto con segmentos con la misma angulación y/o hasta ± 15 grados para calentar zonas infradosificadas o enfriar puntos calientes. Se intenta evitar el uso de haces directos para la homogeneización del PTV para cumplir las restricciones en los órganos de riesgo (OR), sobre todo el corazón en tratamientos de mama izquierda.

Los objetivos de dosis para el PTV junto con los OR se dividen en óptimos y aceptables como puede observarse en la tabla 1.

OBJETIVOS	LÍMITES OPTIMOS	LÍMITES ACEPTABLES
PTV D95%	V 24,7 $\geq$ 95%	
PTV D105% (27,3 Gy)	V27,3 $\leq$ 5% del PTV	V27,3 $\leq$ 7%
PTV D107% (27,8 Gy)	V 27,8 $\leq$ 2% del PTV	V27,8 $\leq$ 5%
PTV D110% (28,6 Gy)	Dmax $\leq$ 28,6 Gy	Dmax $\leq$ 29,12
Pulmón ipsilateral	V8 $\leq$ 15%	V10 $\leq$ 20%
Corazón	V7 $\leq$ 5% / V1,5 $\leq$ 30%	V5 $\leq$ 10%

Tabla 1. Criterios dosimétricos a cumplir en el fraccionamiento FF

Figure 331:

RESULTADOS

En la tabla 2 se muestran los resultados.

PTV						Órganos de Riesgo		
						Pulmón		Corazón
Magnitud	V ₉₅ (%)	V ₁₀₇ (%)	D _{media} (Gy)	D ₉₈ (Gy)	D ₂ (Gy)	V ₈ (%)	V ₁₀ (%)	V _{1,5} (%)
Media	97,9	0,05	26,3	24,7	27,2	14,3	13,0	16,2
σ	1,4	0,16	0,3	0,4	0,2	4,1	3,8	11,8

Tabla 2. Magnitudes de interés: V₉₅, V₁₀₇ volumen del PTV que recibe el 95% y 107%. D_{media}, dosis media al PTV. D₉₈ y D₂ dosis recibida por el 98% y 2% del volumen del PTV. En cuanto a órganos de riesgo, pulmón V₈ y V₁₀, volumen de pulmón que recibe 8 Gy y 10 Gy respectivamente. Corazón V_{1,5} volumen del corazón que recibe 1,5 Gy

Figure 332:

Tanto la cobertura del PTV como la ausencia de puntos calientes es cumplida (V95-97,9% y V107-0,05%). En el caso de los OR se comprueba que se cumplen todas las condiciones de restricción.

DISCUSIÓN

En el caso de la mama derecha la principal limitación la impone la condición de restricción del pulmón ipsilateral V₈<15. En la mama izquierda es el V_{1,5}<30 del corazón. Dependiendo de la concavidad del PTV será posible obtener un resultado favorable. En nuestro caso, se hace una primera evaluación sólo con los tangenciales para comprobar si al menos se cumplen los criterios aceptables. En el caso de que así sea se sigue con una técnica FIF, en caso contrario se pasa a una IMRT inversa y si tampoco es factible finalmente se cambia a un fraccionamiento START B. Desde nuestra experiencia, sólo ha ocurrido en un par de casos.

CONCLUSIONES

En un gran número de casos puede aplicarse el nuevo fraccionamiento. Esto se traduce en un tratamiento equivalente, más cómodo para el paciente y en la optimización de recursos del servicio. La técnica FIF, además, nos permite prescindir de la verificación experimental al no superar los campos que bloquean el isocentro más del 2% de las UM totales.

REFERENCIAS

- (1) SEOM. Las cifras del cáncer en España 2020.
- (2) Joanne S Haviland, MSc et al. The UK Standardisation of Breast Radiotherapy (START) trials of radiotherapy hypofractionation for treatment of early breast cancer: 10-year follow-up results of two randomised controlled trials. Lancet (2013). VOLUME 14, ISSUE 11, 1086-1094
- (3) Planning Pack for the Fast-Forward trial v3. Fast Forward Trial Management group
- (4) Adrian Murray et al. Hypofractionated breast radiotherapy for 1 weeks versus 3 weeks (FAST-FORWARD): 5-year efficacy and late normal tissue effects results from a multicenter, non-inferiority, randomized, phase 3 trial. Lancet. 2020;395: 1613-1626
- (5) Zakiya Salem Al-Rahbi et al. Dosimetric comparison of intensity modulated radiotherapy isocentric field plans and field in field (FIF) forward plans in the treatment of breast cancer. J.Med.Phys. (2013) 38(1):22-9

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1215**Influencia de las modificaciones de distintos parámetros de la dosimetría física de un acelerador para una planificación de SBRT de pulmón.**

Autores: Beatriz Spa Gomez¹ ; María Auxiliadora Carrasco Herrera² ; Nerea Lopez Martin³

¹ HUVR

² Hospital Virgen del Rocío

³ Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: beatrizspagomez@gmail.com

Introducción

Las tolerancias requeridas en la dosimetría física de un acelerador lineal dependen de la técnica de tratamiento utilizada para la planificación de la dosimetría clínica. Nuestro objetivo es evaluar la influencia algunos parámetros importantes en la dosimetría clínica de SBRT de pulmón y analizar la dependencia con la técnica.

Material y métodos

Se ha utilizado el planificador Pinnacle v16.2.1 (Philips) modelado para un acelerador TrueBeam (Varian Medical Systems) con MLC Millenium120. Se ha planificado una SBRT de pulmón para una lesión con un volumen de GTV de 2,52 cm³ situada en la parte superior del pulmón izquierdo, junto a la pared costal, con técnica 3D (8 campos), IMRT (8 campos) y VMAT.

Se realizan las modificaciones de determinados parámetros físicos, y se comprueba la variación en la dosimetría clínica de los valores de dosis mínima, dosis máxima y dosis media para los volúmenes GTV y GTV-2 mm y los principales órganos de riesgo: pared costal, corazón, pulmones, pulmón izquierdo, pulmón derecho, tráquea, carina y médula.

Las modificaciones utilizadas han sido:

- Factores de campo (OF): Sin corrección del TRS-398, + 5% y - 5%.
- Factor de transmisión (FT): +2%, -2%, +5% y -5%.
- Factor de calibración (FC): +2%.
- Tabla de Offset de MLC: +0,1cm.
- Isocentro: desplazamiento de 1 mm en dirección i j k con respecto a la posición original del isocentro.
- Posición de las mandíbulas: reducción en 1mm..

Resultados y discusión

Los resultados expresados como diferencias porcentuales de la dosis máxima en los distintos órganos se pueden ver en la tabla adjunta.

• OF: las variaciones en el OF de un campo mayor al campo con el que se ha planificado no afecta a la dosimetría clínica, tanto para GTV como para órganos de riesgo. Cuando el OF es de un campo menor o igual al de tratamiento un aumento en el OF de un 5% se corresponde con un aumento en un 5% de la dosis global en todo el histograma e igual ocurre con una disminución del 5%, para todas las técnicas.

• FT: las variaciones en el factor de transmisión +2%, -2%, +5% y -5% no tienen una correspondencia directa con el aumento o disminución de la dosis en los órganos de riesgo y GTV para todas las técnicas.

• FC: un aumento en el factor de calibración del +2% corresponde un aumento del 2% de dosis en todo el histograma para todas las técnicas.

• Offset: +0,1cm en la tabla de Offset corresponde con cambios en la dosis que son dependientes de la técnica utilizada.

• Isocentro: corresponde con cambios en la dosis que son dependientes de la técnica utilizada.

• Mandíbulas: se observa que una variación de 0,1 cm en la posición de las mandíbulas puede variar la dosimetría hasta aproximadamente un 50% en determinados órganos.

Conclusiones

Las variaciones de parámetros en dosimetría física no afectan de la misma forma a una dosimetría clínica de SBRT y dependen de la técnica. Para los parámetros analizados las variaciones en isocentro o posición de mandíbulas conducen a las mayores diferencias comprometiendo los objetivos clínicos.

Bibliografía

1. Neda Gholizadeh Sendani, Alireza Karimian. (29 August 2019). Effect of beam configuration with inaccurate or incomplete small field output factors on the accuracy of treatment planning dose calculation. Medical Physics, 46, 5273-5283.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1019**Relación entre la restricción V12 Gy al cerebro y la línea de isodosis de prescripción (PIDL) en tratamientos de radiocirugía con micromultiláminas (uMLC).**

Autores: Fernando Ruiz Marín^{None} ; Francisco Javier Casado Villalón¹ ; Cristina Ruiz Manrique^{None} ; Jaime Gordillo Cerezo² ; Ana Maria Villalobos Álvarez³

¹ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

³ HRU Málaga

Corresponding Author: ferruimar12@gmail.com

Introducción:

Se comparan los valores obtenidos para la restricción V12 Gy en cerebro utilizando diferentes PIDL en tratamientos de Radiocirugía (RC) sobre metástasis cerebrales de diversos volúmenes.

Materiales y Métodos:

Se han estudiado 11 tratamientos de RC sobre metástasis, con un acelerador 600 DBX de Varian y un uMLC m3 de Brainlab, con volúmenes entre 0.3-7.7 cm³ con una mediana de 3.13 cm³. Se ha utilizado el planificador IPlan versión 4.5.5 de Brainlab, normalizando al 95% del volumen el 100% de la dosis prescrita, que varía entre 16-22 Gy.

La PIDL se ha calculado dividiendo la dosis de prescripción entre la dosis máxima, resultante de utilizar márgenes de 0, 1, 2 y 3 mm de cobertura de las láminas para la lesión. Al reducir los márgenes, se incluye en la cobertura de la lesión la penumbra de radiación además del plateau, aumentando la heterogeneidad en la distribución de dosis (las líneas de dosis se juntan) como puede verse en la Figura 1 izquierda.

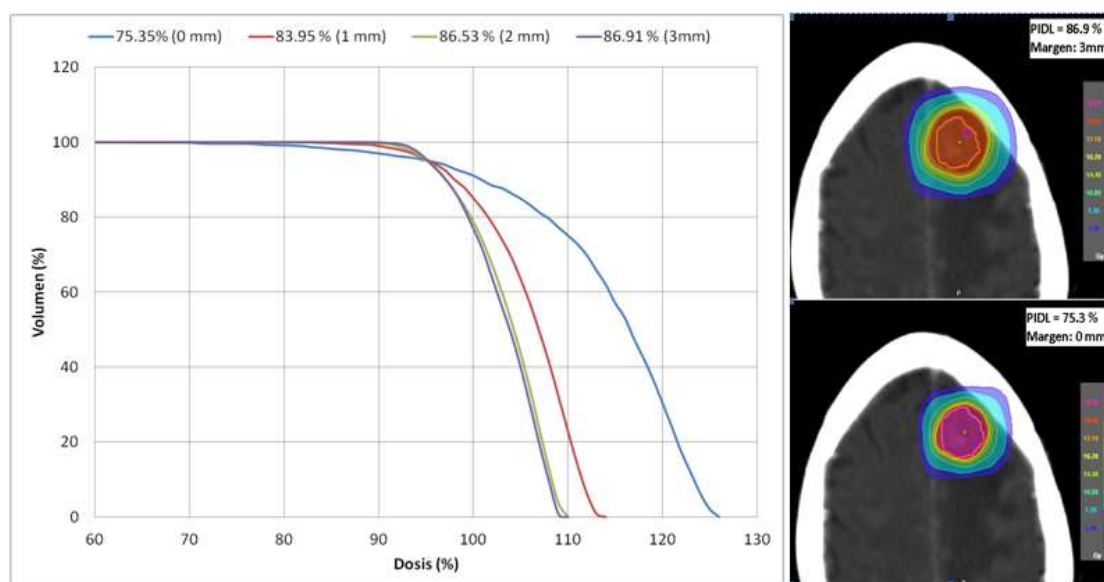
Resultados:

Figure 333: Figura 1: Izquierda. Ampliación del HDV para un volumen blanco de 6.34 cm³. Leyenda superior: PIDL (margen de cobertura de la lesión). Derecha: curva de isodosis para diferentes PIDL.

Se observa que a medida que disminuimos los márgenes de cobertura, disminuye la PIDL, aumentando los máximos. Puede verse además que la distribución de dosis dentro de la lesión se vuelve más heterogénea, en comparación con el caso límite de 3 mm.

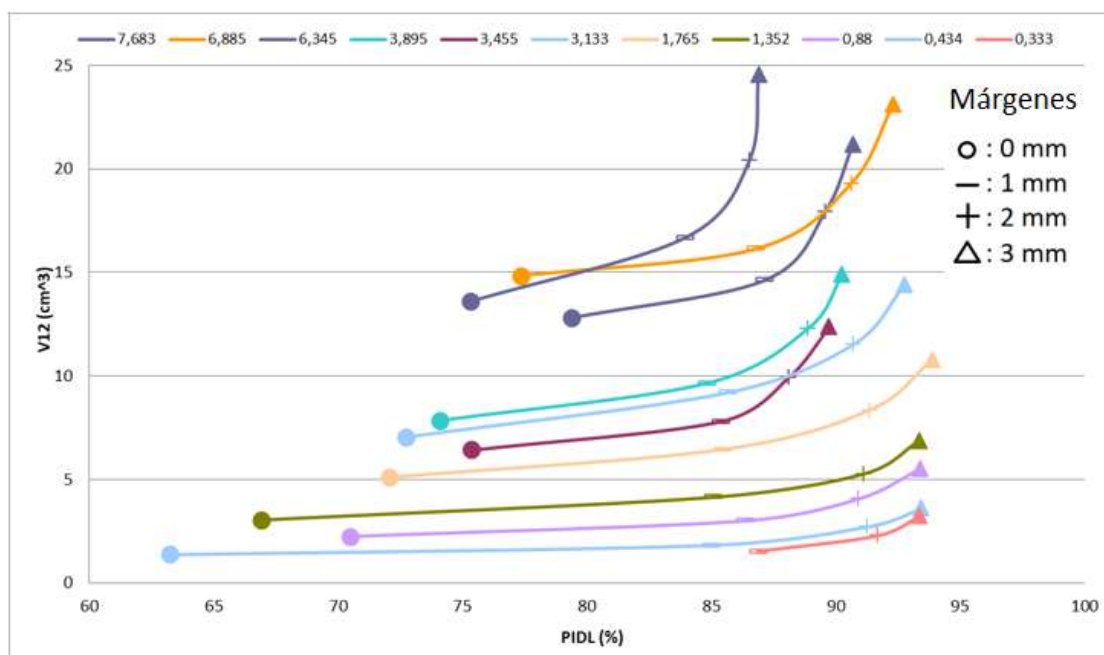


Figure 334: Figura 2: V12 Gy cerebral frente a PIDL para distintos márgenes de cobertura del uMLC en los once casos estudiados. Cada color representa un caso, con su volumen (cm^3) correspondiente situado en la leyenda superior.

Las PIDL obtenidas mediante este método están en el rango 63-94 %. Se han comparado los resultados obtenidos del parámetro V12 Gy en cerebro, relacionado con radionecrosis 1, para las diferentes PIDL. Los resultados con el V12 Gy más bajo corresponden al obtenido con la PIDL menor (margen de 0 mm). Para el volumen menor no se ha podido estudiar con 0 mm debido a limitaciones del planificador. Puede verse además que a mayor volumen de la lesión mayor es el V12 Gy.

Discusión

Habría que tener en cuenta el efecto combinado del margen de cobertura y de las incertidumbres del tratamiento para una correcta selección del margen, y por tanto del PIDL, esto aseguraría una cobertura óptima de la lesión y una reducción de la restricción V12 Gy.

Conclusiones

Se ha visto cómo reduciendo los márgenes de cobertura de la lesión pueden obtenerse dosis más bajas en tejidos sanos circundantes. Sin embargo, la dosis en el blanco es más heterogénea, alcanzando máximos de hasta el 160%. Además, es necesario contemplar la incertidumbre del tratamiento para no comprometer su efectividad.

Referencias

1 - Prescription to 50-75% isodose line may be optimum for linear accelerator based radiosurgery of cranial lesions. Bo Zhao¹, PhD, Jian-Yue Jin², PhD, Ning Wen¹, PhD, Yimei Huang¹, PhD, M.Salim Siddiqui¹, MD, Indrin J. Chetty¹, PhD and Samuel Ryu¹, MD

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1124**Análisis de la influencia del Factor de Modulación en el TPS Monaco en el resultado de las verificaciones de las dosimetrías.****Autor:** Arturo López Corella¹**Co-autores:** Jose Olasolo Alonso ¹; Pedro Collado Chamorro ¹; Alejandro Vázquez Galiñanes ¹; Camilo Jose Sanz Freire ¹; Sergio Martinez Sanchez ¹¹ Servicio Radiofísica y PR. CIBIR- Hospital San Pedro, Logroño**Corresponding Author:** arturo.lcorella@gmail.com**Introducción:**

El Sistema de Planificación Monaco ofrece, para técnicas de planificación inversa, un parámetro que llama factor de modulación. Este parámetro es una relación entre el área total del haz de tratamiento y la suma de las áreas de los segmentos que componen el haz ponderadas por las unidades de monitor de cada segmento.

Este TPS utiliza para el cálculo de la dosimetría el Método Montecarlo, haciéndolo preciso en el cálculo pero también que consuma mucho tiempo para realizarlo. Este factor de modulación lo ofrece al calcular las fluencias, en un paso previo a la introducción del cálculo por Montecarlo en el proceso de planificación, y podría servir para hacernos una primera idea sobre la complejidad de la planificación y adelantarnos una posible estimación sobre su validez antes de emplear el tiempo que lleva el cálculo por Montecarlo.

En este trabajo estudiamos la relación entre el factor de modulación y el resultado de las verificaciones utilizando la comparación gamma 3%, 2mm para diferentes umbrales de dosis así como su relación con la localización de la lesión.

Material y Métodos:

Se ha analizado en 32 pacientes la relación del factor de modulación con las diferentes localizaciones (Próstata con vesículas y ganglios, Recto, ORL y Pulmón) y con los valores gamma 3D (3%, 2mm) de las verificaciones para diferentes umbrales de dosis.

Las dosimetrías se han realizado con el TPS Monaco y la técnica VMAT, para un acelerador Versa HD de Elekta. Se ha utilizado energía de 6 MV para ORL, de 10 MV para próstata, y ambas para recto y pulmón.

Las verificaciones se han realizado con el maniquí Octavius4D utilizando el detector 1500 y se han analizado con el programa Verisoft de PTW.

Resultados y Discusión:

Se ha observado un factor de modulación mayor y más variable para las localizaciones de Próstata y ORL que para las de Recto y Pulmón, como se muestra en la siguiente tabla:

Factor de Modulación				
Localización	media	st desv.	max.	min.
Recto	1.8	0.3	2.4	1.4
Próstata	2.9	0.4	3.5	2.3
ORL	2.4	0.6	3.1	1.7
Pulmón	1.6	0.1	1.8	1.5

Figure 335: enter image description here

No se ha observado ninguna relación entre el factor de modulación y el resultado de las verificaciones para ningún umbral de dosis.

Gamma 3% 2mm (umbral %dosis)	95%	90%	85%	80%	70%	50%	30%	10%
índice de correlación Pearson, r	0.44	0.26	0.21	0.20	-0.12	0.08	0.14	0.17

Figure 336: enter image description here

Esta falta de relación es consistente con los resultados hallados en estudios previos (M. Navarro, I. Modolell; Rev Fis Med 2018;19(2):11-8) donde se describe una relación existente solo a partir del índice gamma (1%, 1mm).

La falta de relación puede deberse a que no se hayan estudiado en este trabajo dosimetrías con un factor de modulación lo suficientemente alto para tener un impacto significativo sobre el resultado de las verificaciones, pero también a que haya otros parámetros que no estamos teniendo en cuenta influyendo en los resultados, como podría ser el tamaño de la lesión.

Conclusión:

Se ha establecido una relación entre el factor de modulación y la localización de la lesión a tratar, lo que nos permite hacer una valoración previa sobre la dosimetría antes de aplicar el cálculo por Montecarlo. Esta valoración, sin embargo, no nos permite descartar una dosimetría, puesto que no se ha hallado ninguna relación entre el factor de modulación y el resultado de las verificaciones, pero sí nos da una idea sobre su similitud con otras planificaciones de prescripciones similares.

Queda pendiente estudiar dosimetrías con un factor de modulación más alto para estudiar si esto afecta al resultado de las verificaciones.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1226**Comparativa de distribuciones dosimétricas de ORL para Oncor y Tomoterapia**

Autores: Joaquín Pérez Pavón^{None} ; Miguel Castanedo Alvarez^{None} ; Diana Vicent Granado¹ ; M^a Amparo Iborra Oquendo²

¹ Hospital Puerta del Mar

² HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR

Corresponding Author:**Introducción**

Actualmente, el hospital Universitario Puerta del Mar cuenta con tres aceleradores; un ALE Siemens Primus (usado para tratamientos 3D), un Siemens Oncor (para el diseño de tratamientos IMRT estáticos), y un nuevo equipo de tomoterapia. Con la llegada de este último, surge la cuestión de qué patologías empezar a tratar con esta nueva técnica. Una de las patologías tratadas en el servicio con IMRT, son los tumores de cabeza y cuello con tres volúmenes fraccionados en 28 sesiones, a 2.3 Gy/fracción. Se plantea este trabajo ante la disyuntiva de si se apreciará una mejora significativa en los tratamientos con el nuevo equipo frente al equipo ONCOR.

Material y métodos

Se analizan 10 casos de ORL usando Pinnacle (en el caso del ALE Oncor) y el planificador de tomoterapia.

Para los planes realizados con IMRT estática se crean siete haces equiespaciados y se limita el número máximo de segmentos a 60. En tomoterapia se usa una apertura de mordaza de 2.5 cm, paso de hélice de 0.287 y un factor de modulación igual a 1.5. En ambos planificadores se usan como contornos objetivos los órganos de riesgo a evaluar y dos anillos, uno interno para la conformación y el otro más externo para minimizar dosis bajas en tejido sano. En ambos se fuerzan las convexidades en órganos de riesgo.

Se analiza y compara la dosis máxima en médula, la dosis media y V30 en parótidas así como el recubrimiento y los índices de conformidad, homogeneidad de los PTV.

Resultados y conclusiones

Con respecto a los PTV se observa en todos los casos una mejor conformación y homogeneidad usando el equipo de tomoterapia. En relación a los órganos de riesgo, la tomoterapia permite obtener una mayor caída de dosis y una mayor convexidad de las isodosis, sobre todo en dosis bajas. Se obtienen mejores resultados en parótidas y dosis máximas en médula mucho menores.

Parece una buena decisión comenzar a diseñar los tratamientos de ORL en tomoterapia ya que supera a la IMRT estática en todos los aspectos evaluados, además de verse reducido el tiempo de tratamiento en máquina.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1134

Tratamiento de meduloblastoma con arcoterapia volumétrica en Halcyon

Autores: Ángel Gaitán Simón¹ ; Daniel Rojo Navarrete¹ ; Carlos Ramón García¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; Ana Isabel Milanés¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez¹ ; Pedro Adaimi Hernández¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹ ; Eduardo Cabello Murillo¹

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

Corresponding Author: angel.gaitan@salud.madrid.org

Introducción

El meduloblastoma es un tumor que se expande por todo el sistema nervioso central principalmente diagnosticado en la infancia y rara vez en la edad adulta. En el H.U. 12 de Octubre se ha estado tratando con dosimetría 3D conformada (3DCRT) acoplado la divergencia de los campos usando giros de colimador y de mesa con el paciente en decúbito prono. En este trabajo se propone un nuevo método de tratamiento con arcoterapia volumétrica (VMAT) en Halcyon (Varian).

Materiales y métodos

El paciente (18 años) ha sido simulado en decúbito supino. El PTV incluía cerebro y médula espinal (80 cm de longitud en total). Dosis prescrita: 36Gy.

El tamaño máximo de campo en el Halcyon es de 36x36cm² usando dos isocentros separados 8 cm en el eje longitudinal. Para cubrir todo el PTV se han creado tres planes con un total de 5 isocentros y 9 arcos.

Se han utilizado las siguientes estructuras auxiliares:

- PRV de la unión de los dos ojos dando un margen de 0.5cm.
- Se han contorneado los brazos paralelos al cuerpo para imponer que el haz no entre por ellos.
- Se ha dividido el PTV en tres PTVs (uno para cada plan) dejando un intervalo de 3cm entre ellos. Éste se completa con rodajas de 0.6cm.

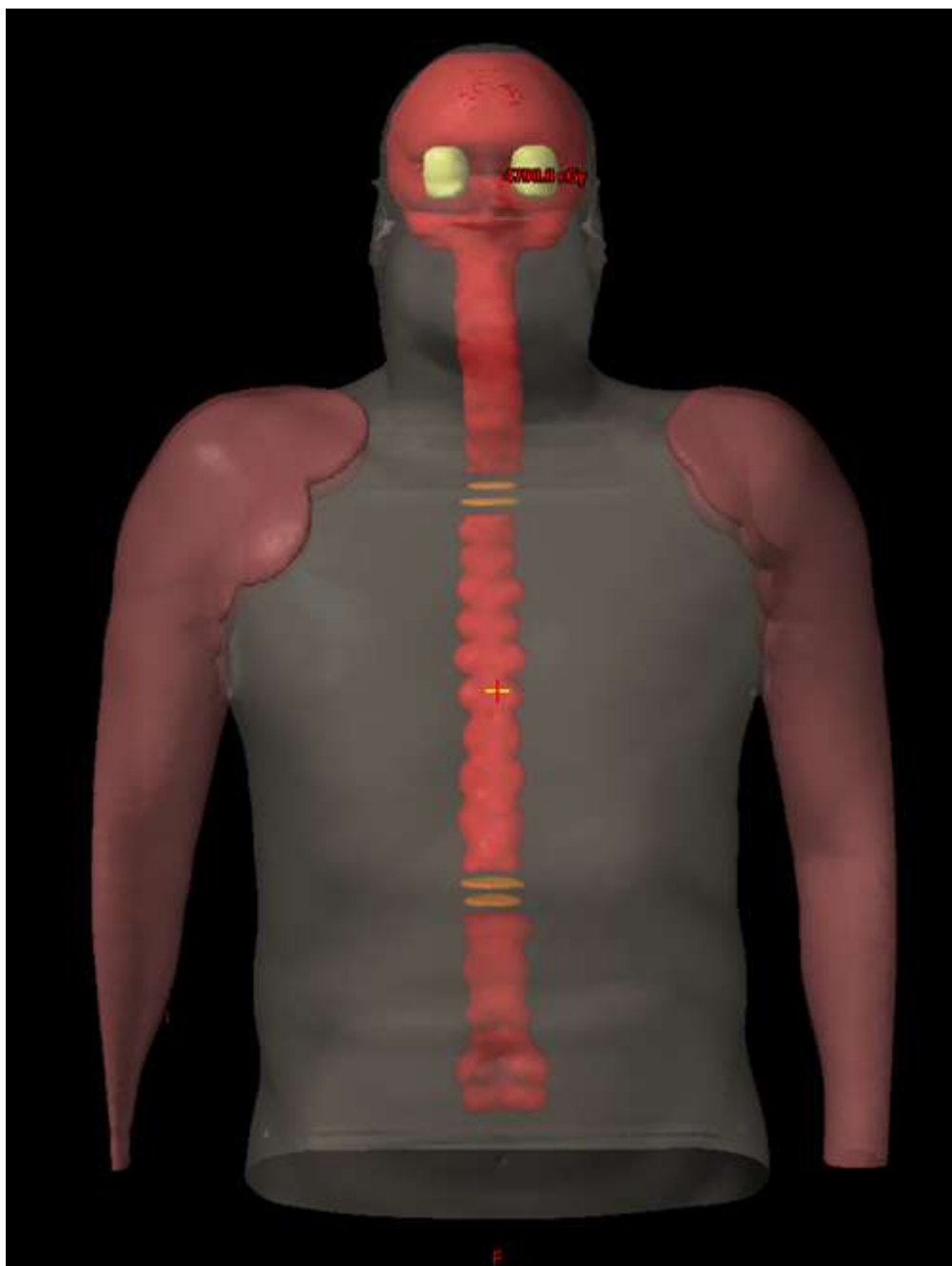


Figure 337: Estructuras auxiliares para optimización

Estas rodajas se usarán en el optimizador para forzar en cada plan una caída lineal de dosis desde la dosis de prescripción en el PTV hasta 0Gy en la última rodaja a 3cm. Así se consigue reducir la incertidumbre dosimétrica en las uniones de campo.

Con todo esto preparado, se han optimizado los PTVs en sentido cráneo-caudal, usando como plan base el plan previo.

Resultados y discusión

Restricción	HALCYON	3DCRT	Restricción	HALCYON	3DCRT
PTV V95%	97%	99%	Cristalinos D1%	17.6%	9.6%
PTV V107%	0.0%	2.1%	Ojos D1%	34.9%	50.1%
PTV D1%	104,40%	108.8%	Pulmones D media	18.8%	10.4%
PTV D media	99.7%	100.7%	Pulmones V30%	12.6%	10.3%
DHI	01.08	01.04	Corazón D media	23.3%	31.7%
CI	0.40	0.33	Corazón V30%	12.8%	45.9
			Riñones D media	21.8%	2.4%
Cuerpo D1%	102%	140%	Riñones V30%	12.2%	0.0%

Figure 338: Comparación HDV entre VMAT y 3DCRT

Para el PTV se observa una considerable reducción de dosis máximas con VMAT respecto a 3DCRT. No varía significativamente el índice de homogeneidad (DHI) pero sí mejora el índice de conformidad (CI). La dosis máxima en cuerpo se beneficia significativamente de VMAT.

Para los órganos de riesgo se produce un general aumento de las dosis bajas. Aunque la dosis a corazón se reduce debido a que con 3DCRT se encuentra en la salida del haz directo. En este paciente también se ha reducido la dosis máxima en los ojos.

Conclusiones

Se ha obtenido un plan en Halcyon más rápido, con una postura más cómoda y reproducible, lo que supone mejoras para el paciente y los técnicos de radioterapia. Los desplazamientos automáticos de la mesa y el cone beam obligatorio en cada plan da mayor seguridad en el tratamiento.

Queda para trabajos futuros un estudio retrospectivo de comparación de VMAT de pacientes ya tratados con 3DCRT.

Bibliografía

- (1) Sun Zong-wen: Radiotherapy for Adult Medulloblastoma: Evaluation of Helical Tomotherapy, Volumetric Intensity Modulated Arc Therapy, and Three-Dimensional Conformal Radiotherapy and the Results of Helical Tomotherapy Therapy. BioMed Research International. Volume 2018, Article ID 9153496, 8 pages.
- (2) Hernández Masgrau, V: Uso de uniones de campo dinámicas para reducir incertidumbres y obtener tratamientos más robustos. III Congreso conjunto SEFM-SEPR.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1162**Radiocirugía de metástasis múltiples: estimación pre-planificación de la dosis a cerebro sano**

Autores: Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Victor de la Llana Granja¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Fernando Caudepón Moreno² ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Santiago Miquelez³

¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*

² *Complejo Hospitalario de Pamplona*

³ *Complejo Hospitalario Navarra*

Corresponding Authors: fmaneruc@navarra.es, spellejp@navarra.es

Introducción

El volumen de tejido cerebral sano (cerebro-GTV) que recibe más de 12 Gy (V12) es el parámetro más empleado para estimar el riesgo de radionecrosis en radiocirugía craneal de sesión única y su aplicación en lesiones aisladas está bien establecida. El uso creciente de radiocirugía de varias metástasis en una misma sesión, con diferentes tamaños y dosis de prescripción, puede implicar valores altos del V12.

Se presenta una estimación para obtener, de forma previa a la planificación del tratamiento, un valor mínimo de V12 alcanzable en función del número y tamaño de las lesiones a tratar.

Material y métodos

Se ha caracterizado el V12 mínimo para la técnica concreta empleada en nuestro centro mediante su dependencia con el volumen de la lesión en el caso más favorable. Para ello se han calculado planes de radiocirugía de fracción única, centrados cada uno en una lesión esférica de diferente tamaño y buscando una gran conformación, empleando la misma técnica, criterio y parámetros de planificación que en el caso de planes con múltiples metástasis: 5 arcos conformados con multiláminas de 2.5 mm de grosor en un acelerador lineal modelo TrueBeam STx (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, EEUU) usando fotones de 6 MV sin filtro aplanador (6FFF); índice de conformidad y V12 lo más bajos posibles; normalización tal que la dosis de prescripción (80%) cubra al 99% del PTV (margen de 1 mm al GTV); malla de cálculo de 1.5 mm.

El sistema de planificación empleado ha sido Elements Múltiple Brain Mets SRS versión 2.0 (Brainlab AG, Munich, Alemania), calculando con algoritmo MonteCarlo.

Resultados

En la tabla se muestran los valores obtenidos para las series de datos de planes de 18 Gy y de 20 Gy. La dependencia entre V12 y volumen de PTV en esos planes de referencia con la mejor conformación posible se muestra en la gráfica. A partir de un ajuste potencial se estima el valor mínimo de V12 al que se puede aspirar en un caso con cualquier configuración de lesiones múltiples en función de la suma de sus volúmenes.

Dependencia para 18 Gy				
Volumen GTV (cm ³)	Diámetro (cm)	volumen PTV (cm ³)	CI	V12Gy (cm ³)
2,68	1,72	3,68	1,08	4,75
3,42	1,87	4,58	1,07	5,58
5,27	2,16	6,95	1,10	7,74
8,85	2,57	11,15	1,08	11,76
14,1	3,00	17,15	1,10	16,87

Dependencia para 20 Gy				
Volumen GTV (cm ³)	Diámetro (cm)	volumen PTV (cm ³)	CI	V12Gy (cm ³)
0,03	0,39	0,08	1,22	0,37
0,28	0,81	0,51	1,12	1,36
1	1,24	1,51	1,05	2,94
1,82	1,51	2,59	1,11	4,63
2,68	1,72	3,68	1,08	5,80
3,42	1,87	4,58	1,08	6,89

Figure 339: Parámetros de los planes de referencia (CI, índice de conformidad de Paddick inverso)

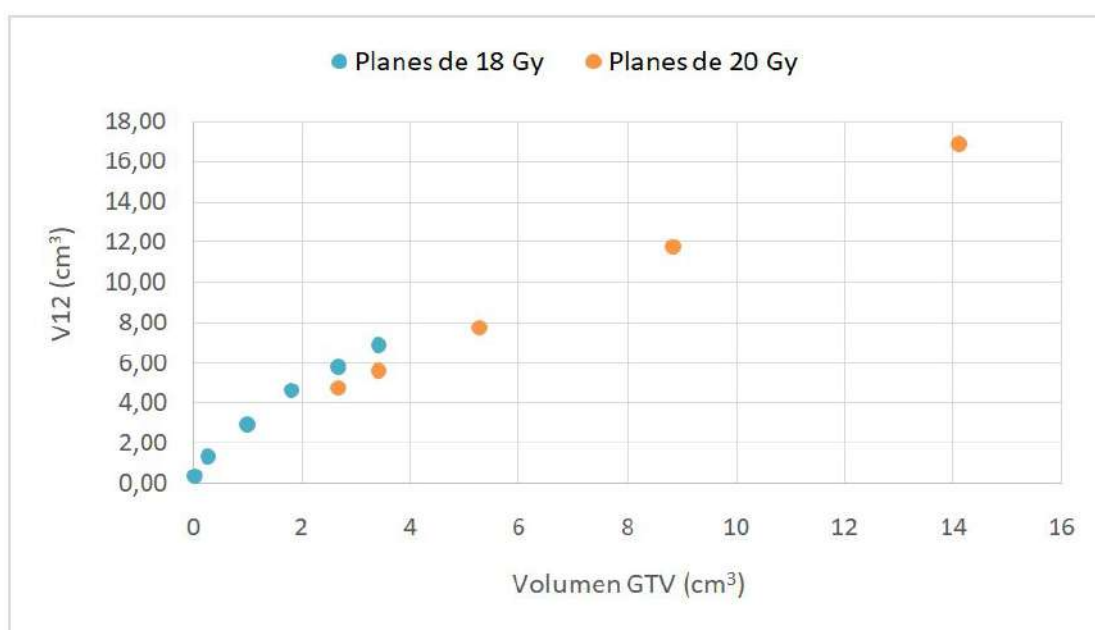


Figure 340: Dependencia del V12 con el tamaño de la lesión en los planes de referencia

Discusión

La estimación previa del V12 permite ahorrar tiempo y recursos al descartar casos con alto nivel de toxicidad antes de realizar ninguna labor de planificación. También es un punto de partida para el proceso de planificación al constituir un objetivo de optimización realista.

El procedimiento descrito es válido para cualquier técnica o equipamiento específicos, puesto que se parte de un parámetro que los caracteriza: el V12 mínimo para cada tamaño de GTV, que se obtiene fácilmente calculando unos pocos planes sencillos.

Conclusiones

El método descrito permite obtener un valor mínimo del V12 previo a la planificación en tratamientos de metástasis múltiples a partir de sus volúmenes. Disponer de ese dato es una ayuda para la decisión clínica previa y para la posterior planificación en estos pacientes.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1172**Implementación de una solución de bajo costo para el tratamiento de SBRT de pulmón en Argentina**

Autores: Ruben Farias¹ ; Leon Aldrovandi¹ ; Maria Florencia Mauri¹ ; Mara Lia Scarabino² ; Maria Liliana Mairal³

¹ *Mevaterapia Oncología Radiante*

² *Mevaterapia*

³ *MEVATERAPIA ONCOLOGÍA RADIANTE*

Corresponding Author: rfarias@mevaterapia.com.ar

Introducción

Los resultados alentadores de la aplicación de SBRT de pulmón han vuelto a esta técnica una indicación rutinaria para pacientes con estadios tempranos de cáncer de células no pequeñas. En nuestra institución hemos implementado la técnica de Deep Inspiration Breath-Hold (DIBH) mediante un espirómetro portátil de mano desarrollado localmente, de bajo costo, adaptado por el fabricante para su aplicación específica en radioterapia que puede ser controlado a distancia mediante una computadora personal.

Materiales y métodos

El protocolo de tratamiento para DIBH se inicia mediante el entrenamiento del paciente para respirar a través de una máscara naso-bucal, no invasiva, conectada al sensor descartable del espirómetro mientras su patrón respiratorio es monitoreado en tiempo real. Las variables en respiración normal del paciente (i.e. frecuencia respiratoria, volumen espiratorio e inspiratorio) y en inspiración profunda forzada (i.e. volumen inspirado, tiempo de mantenimiento, repetibilidad de la maniobra en el tiempo) son registradas. Durante la tomo-simulación se realiza un registro de estas variables para ser reproducidas durante el tratamiento.

El paciente cuenta con una pantalla de 10" localizada sobre su cabeza que le permite visualizar su patrón respiratorio y tiene delimitado el rango de volumen inspiratorio deseado (Figura 1).



Figure 341: Posicionamiento del paciente con la máscara naso-bucal, sensor del espirómetro y pantalla repetidora para guía respiratoria.

El protocolo de adquisición de imágenes consta de 5 series de TAC 3D en DIBH. La primera serie es la utilizada para la planificación del tratamiento, mientras las 4 restantes se realizan en la región

acotada de la lesión a tratar y permiten evaluar la reproducibilidad de la lesión entre las diferentes inspiraciones forzadas.

La planificación del tratamiento se realiza en Eclipse 13.6 (Varian, Palo Alto, California) usando un algoritmo de cálculo AAA y se lleva a cabo en un equipo Varian Trilogy LINAC con sistema ExacTrac y camilla 6D ICT (BrainLab, Alemania). El posicionamiento inicial se realiza mediante fusión ósea y posteriormente se realiza la verificación definitiva de la posición de la lesión mediante CBCT.

Resultados

Sobre 10 pacientes tratados se encontró una alta repetibilidad en el volumen inspirado forzado como resultado del entrenamiento respiratorio. Los pacientes alcanzaron volúmenes inspiratorios entre 2000 y 3000 cc. El retorno visual en tiempo real al paciente de su patrón respiratorio permitió que la variabilidad en volumen se encuentre en el rango ± 100 cc. En las tomografías realizadas se observó que el desvío estándar en la posición de la lesión ante múltiples inspiraciones se encuentra por debajo de 2 mm.

El tiempo desde la simulación hasta el inicio del tratamiento se encuentre en 5 ± 3 días, con un tiempo de tratamiento por fracción de 45 ± 15 minutos.

Conclusiones

La implementación de la técnica con espirómetro y retorno visual al paciente permite reducir las incertezas y variaciones de posicionamiento de la lesión en DIBH. El sistema utilizado es adecuado para el tratamiento en DIBH o respiración libre, permitiendo en reducir el volumen respiratorio y por consiguiente el movimiento de la lesión. Por ultimo resulta de bajo costo, inferior a USD 5000.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1192**OPTIMACIÓN RADIOBIOLÓGICA vs OPTIMIZACIÓN CON DVH: MÉTRICA PARA COMPARAR LA CALIDAD DE LAS DOSIMETRÍAS**

Autores: Victoria Morato Garcia¹ ; Gema Martín Calé² ; Atteneri Hernandez Perez³ ; Ana M. Tornero-López⁴

¹ H.U.G.C. Dr. Negrín

² Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín

³ HOSPITAL UNIVERSITARIO DE GRAN CANARIA DR NEGRIN

⁴ Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria.

Corresponding Author: biktopia171091@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

Existen distintas técnicas de optimización de dosimetrías de VMAT. La basada en objetivos del histograma dosis-volumen (DVH) es la más utilizada, pues tales objetivos se relacionan con resultados clínicos. Otra técnica utiliza la dosis uniforme equivalente generalizada (gEUD), con la que se construye una función peso potencialmente más eficaz para la optimización.

Este estudio compara ambas técnicas para dosimetrías de cáncer de próstata para discernir cuál proporciona una dosimetría de mayor calidad. Definimos una métrica para cuantificar la calidad dosimétrica por medio de un índice que mimetiza la probabilidad de control tumoral sin complicaciones asociada a cada dosimetría en particular, el índice de calidad dosimétrico (IC).

MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos realizado un estudio retrospectivo con 64 dosimetrías de cáncer de próstata clasificadas según la tabla 1. Los pacientes han sido tratados en un TrueBeam o en un Clinac DHX, con dosimetrías optimizadas según las técnicas de gEUD y DVH, respectivamente. Se comparan por un lado las dosimetrías de los pacientes de alto riesgo (AR), y por otro las de los pacientes de riesgo intermedio (RI).

	Riesgo intermedio (A) (36.4 Gy)	Alto riesgo (B) (46 Gy)
TB (gEUD)	16	15
DHX (DVH)	13	19

Figure 342: Clasificación de la población de estudio

Previamente se ha descartado que dosimetrías con optimizaciones gemelas tengan diferencias asociadas a las diferencias técnicas de los distintos aceleradores.

Se han recogido datos de variables que caracterizan las dosimetrías tanto del PTV como de los órganos de riesgo (OR) (cabezas femorales, vejiga y recto). La comparación se realiza mediante el test de Wilcoxon con el lenguaje de programación R.

Finalmente realizamos una comparación con el IC, que evalúa simultáneamente las dosis medias a los OR y la dosis mínima al PTV.

RESULTADOS

Para el caso A, las variables dosimétricas de los OR no muestran diferencias significativas, pero la cobertura del PTV y el índice de conformidad es mayor en las dosimetrías optimizadas con gEUD. El IC de éstas es mayor.

Para el caso B, las variables D95%, D80%, dosis media y dosis mínima de los OR son menores para la optimización con gEUD, mientras que dosis máxima es mayor. Sin embargo, para las cabezas femorales dosis media es menor para optimización con DVH. La cobertura del PTV es la misma para ambas optimizaciones. El IC no es significativamente distinto.

DISCUSIÓN

Para el caso A, las metas clínicas en los OR son fáciles de conseguir debido a la geometría del PTV, aun así, la técnica gEUD consigue aumentar la cobertura del PTV, mejorando así la dosimetría y su IC.

Para el caso B, conseguir las metas clínicas en los OR resulta más complicado, aun así, la técnica gEUD nos proporciona mayores modulaciones en vejiga y recto, aumentando las dosis medias en las cabezas femorales y con una misma cobertura del PTV.

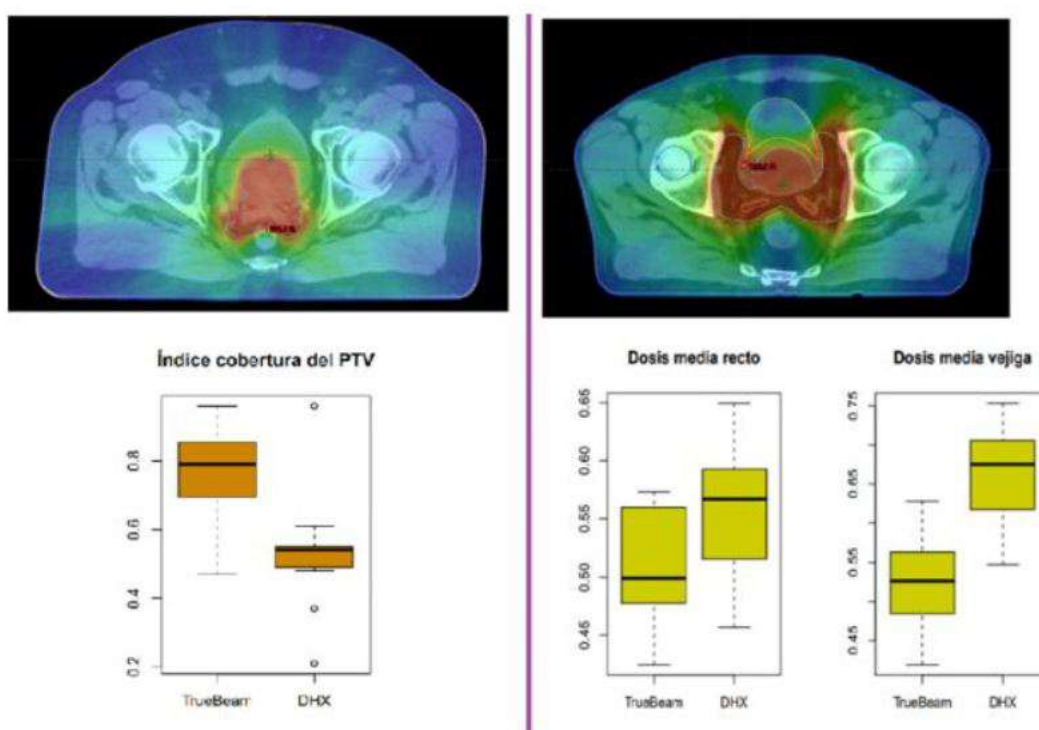


Figure 343: Izquierda: dosimetría de riesgo intermedio y comparativa del índice de cobertura del PTV para cada tipo de optimización. Derecha: dosimetría de riesgo alto y dosis medias en vejiga y recto para cada tipo de optimización.

CONCLUSION

La técnica de optimización gEUD proporciona dosimetrías de mayor calidad para cánceres de próstata de RI. Para el caso de cánceres de próstata de AR, en los que la forma del PTV complica la optimización de dosis a OR, la técnica gEUD proporciona en general mejores resultados dosimétricos para el recto y la vejiga, a costa de las cabezas femorales, manteniendo una cobertura al PTV similar.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1228**Irradiación profiláctica craneal (PCI) con protección de hipocampos: comparativa entre IMRT y VMAT**

Autores: Jesús Escobar Cerezo¹ ; Rocío Estrada García¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Naiara Fuentemilla Urio² ; Victor de la Llana Granja¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno³ ; Santiago Miquelez Alonso²

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² CHN Pamplona

³ Complejo Hospitalario de Pamplona

Corresponding Author: jesus.escobar.cerezo@gmail.com

Introducción

En la década de los 60 se observó que los pacientes con cáncer de pulmón de células pequeñas tienden a desarrollar metástasis cerebrales. Por ello, empezó a introducirse como tratamiento complementario la irradiación profiláctica craneal (PCI). Los resultados mostraron una mejora tanto en supervivencia como en control del fallo cerebral a corto y medio plazo. No obstante, dichos pacientes padecieron efectos secundarios como pérdida cognitiva, fallo de memoria y de coordinación motora. Para paliar estos efectos se diseñó un plan que protegiese los hipocampos, ya que son de especial importancia en la neurogénesis cumpliendo un papel muy importante en la memoria. Diversos estudios en las últimas décadas, como el estudio PREMER en el que participa nuestro centro, han estudiado los resultados de proteger los hipocampos en las PCI, mostrando un aumento en la calidad de vida del paciente respecto a los tratados con PCI convencional.

Las PCI con protección de hipocampos (PCI – HA) se solían hacer en nuestro centro con técnica IMRT. Dicho tratamiento requiere de una elevación de número de campos con distintos giros de mesa para asegurar una cobertura homogénea del cerebro mientras se cumple con las restricciones de dosis en los hipocampos. Con esto los tiempos de planificación, verificación y tratamiento son elevados, y, además, las incertidumbres en el posicionamiento del paciente también aumentan. En el último año, y tras la puesta en marcha de la VMAT en nuestro servicio, todo este proceso se ha acortado y simplificado.

En este trabajo presentaremos una comparativa entre las planificaciones para PCI – HA de nuestro centro: IMRT y VMAT.

Material y métodos

El tratamiento IMRT consiste en 14 campos con 4 giros de mesa, y la VMAT está formada por 2 arcos completos coplanares. La tasa de dosis en la IMRT es de 600 UM/min y en la VMAT de 1400 MU/min. Ambos planes han sido calculados para una energía de 6XFFF en Eclipse v.15.6 con AcurosXB 15.6.04. El tratamiento y, por tanto, la verificación pre-tratamiento, se realizó en un TrueBeam STx (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU). Se empleó un maniquí OCTAVIUS 4D y el detector OCTAVIUS 1000 SRS (PTW, Freiburg, Alemania). Se estudia el índice γ siguiendo los límites de tolerancia universal recomendados por la AAPM en el TG-218 (γ global pasa $\geq 95\%$ con parámetros 3%/2 mm y un umbral de dosis del 10%).

Resultados y discusión

Los resultados muestran una mejora significativa de la VMAT con respecto a la IMRT en varios aspectos: tanto la cobertura de dosis como la homogeneidad de esta es notablemente superior (especialmente en la región entre hipocampos, Fig.1). Esto se refleja también en mejores resultados del análisis γ . Además, podemos destacar una reducción de aproximadamente el 80% del tiempo de radiación entre la IMRT y la VMAT.

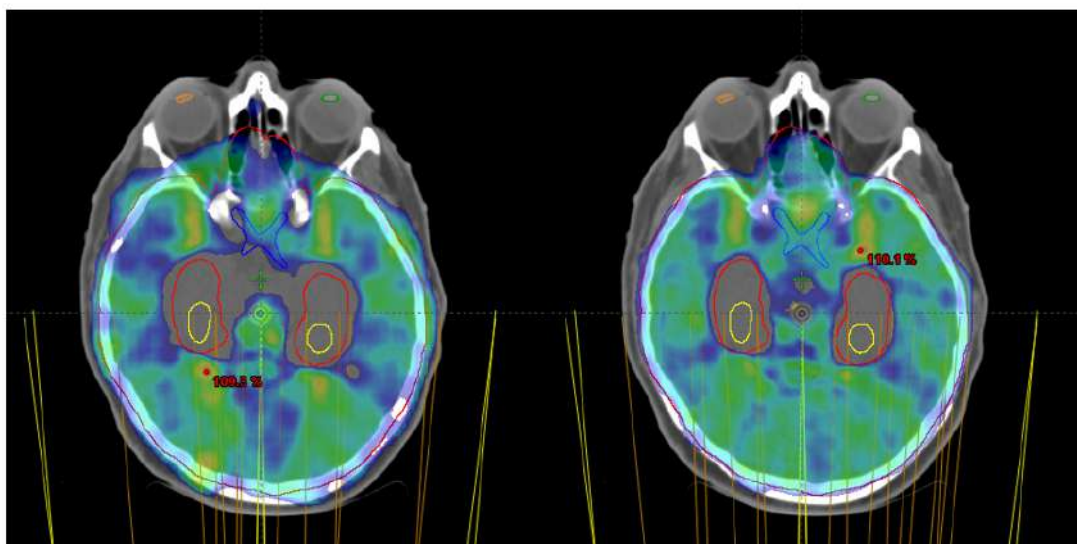


Figura 1. Comparación de la deposición y homogeneidad de la dosis para un plan PCI con protección de hipocampos usando IMRT (izquierda) y VMAT (derecha).

Figure 344:

Conclusiones

Como esperábamos, el tratamiento de PCI con protección de hipocampos con VMAT es superior al de IMRT en todos los aspectos. Cobertura de dosis, homogeneidad y tiempo de máquina mejoran, y además las incertidumbres geométricas del tratamiento se reducen al no requerir giros de mesa.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1199**TrueBeam, Halcyon o Clinac DHX: ¿cuál es mejor para tratamientos de próstata?**

Autores: Gema Martín Calé¹ ; Victoria Morato García² ; Noelia Campo de Lamo^{None} ; Tamara Miranda Germán^{None} ; Ana M. Tornero-López³

¹ Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín

² H.U.G.C. Dr. Negrín

³ Unidad de Radiofísica. Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria.

Corresponding Author: gema_martincalé@hotmail.com

INTRODUCCIÓN

Cuando en un servicio de radioterapia hay más de un acelerador lineal de electrones (LINAC), hay que decidir cuál es más adecuado para cada tratamiento. En este trabajo comparamos tres LINAC de diferentes características técnicas y analizamos dosimetrías de próstata obtenidas para cada uno de ellos para discernir si la elección del LINAC es relevante.

MATERIALES Y MÉTODOS

Los LINAC utilizados son Halcyon (H), Truebeam (TB) y Clinac DHX (DHX), de *Varian Oncology*. Algunas características importantes de estos aceleradores están en la Tabla 1.

	TrueBeam	Halcyon	Clinac DHX
Energía (MeV)	6FFF	6FFF	6
Tasa máxima (UM/min)	800	1400	600
Características MLC	HD120 MLC Láminas: 0.25 y 0.5 cm	SX2 MLC (STK114) Láminas: 1 cm	120 MLC Láminas: 0.5 cm
Tiempo medio de tratamiento (s)	135	100	160

Figure 345: Características de los aceleradores. *FFF*: sin filtro aplanador, *MLC*: colimador multiláminas.

Hemos recopilado 20 dosimetrías de próstata ya aprobadas en uno de los tres LINAC, y la hemos reproducido en los otros dos. Si la planificación aprobada se optimizó con límites de dosis a volumen (Histograma Dosis-Volumen, DVH), las dosimetrías en los otros dos LINAC se optimizaron con los mismos límites de dosis, prioridades y normalización. El mismo planteamiento se hizo para planificaciones aprobadas y optimizadas a partir de parámetros biológicos (dosis uniforme equivalente generalizada, gEUD). El sistema de planificación utilizado es Eclipse versión 16.1. Después, hemos recogido valores dosimétricos de interés del PTV (D_{MXIMA} , D_{MNIMA} , índice de conformidad, entre otros) y de los órganos de riesgo (OR) (D_{MXIMA} , D_{MNIMA} , dosis recibida en volúmenes, entre otras). Por último, se ha realizado un estudio estadístico con el lenguaje de programación R para comparar las dosimetrías obtenidas en cada acelerador mediante el test de Wilcoxon.

RESULTADOS

Los resultados muestran distribuciones estadísticas para las variables consideradas que no son distintas de forma significativa ($p < 0.05$), independientemente del método de optimización. La excepción

son las D_{MXIMA} de recto y vejiga con optimización basada en DVH, que son menores en el TB, y las unidades monitor (UM), que son menores en el DHX.

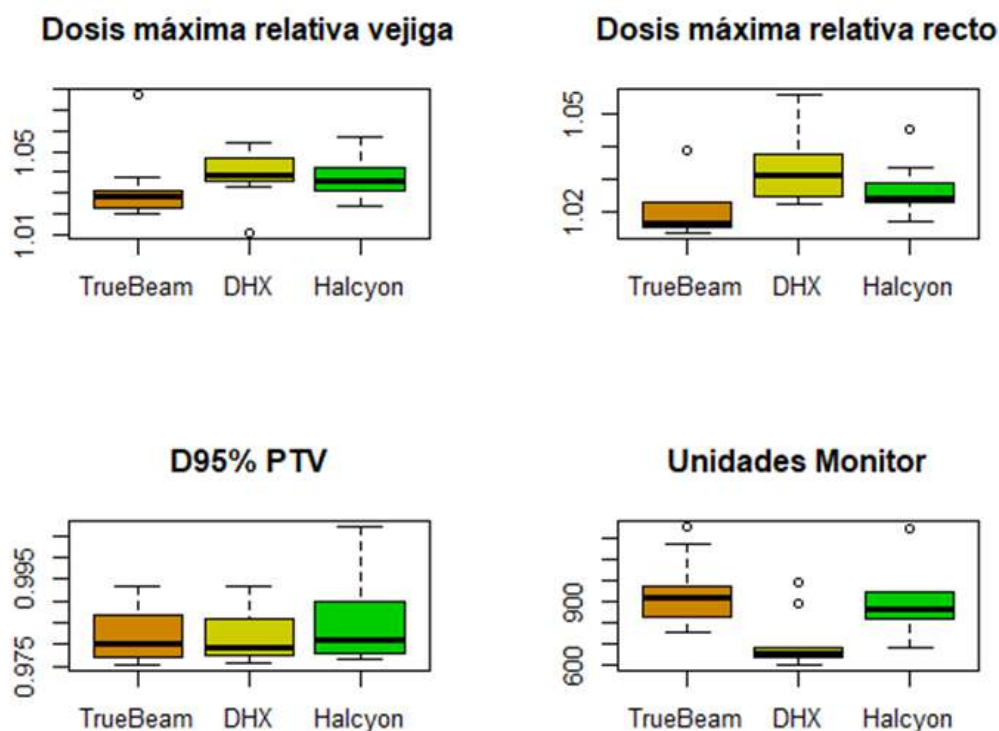


Figure 346: Diagramas de caja para D_{MXIMA} en vejiga (parte superior izquierda), D_{MXIMA} en recto (parte superior derecha), Dosis relativa recibida en el 95% del PTV (parte inferior izquierda) y UM (parte inferior derecha).

DISCUSIÓN

Las D_{MXIMA} de recto y vejiga son inferiores para el TB, posiblemente a causa de la mayor conformación que se puede conseguir dado el menor tamaño de MLC.

Las UM son menores en el DHX debido al uso de filtro aplanador, a diferencia de TB y H.

Por último, el PTV tiene la misma cobertura y los OR reciben dosis similares en los tres aceleradores.

CONCLUSIONES

En este estudio preliminar se observa que las características técnicas del LINAC no influyen significativamente en la dosimetría para el tratamiento de cáncer de próstata, pues se consiguen resultados similares y clínicamente aceptables en los tres LINAC que forman este estudio.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1230**Analisis comparativo de tratamientos de irradiación ganglionar total (IGT) con VMAT y Tomoterapia helicoidal**

Autores: Carlos Ferrer Gracia¹ ; Concepción Huertas Martínez²

Co-autores: Rodrigo Plaza Núñez² ; Patricia de la Monja Rey ; Cristina Minguez Aguilar³ ; David García Riñón ; Moisés Sáez-Beltrán²

¹ *H.U. La Paz*

² *Hospital Universitario La Paz*

³ *Genesiscare*

Corresponding Author: carlos.ferrer@salud.madrid.org

Introducción

El objetivo de este estudio es la comparación de la planificación de tratamientos de arcoterapia de intensidad modulada (VMAT) con los planificados con Tomoterapia helicoidal (TH), en tratamientos de irradiación ganglionar total (IGT) pediátricos.

Material y métodos

Se ha realizado la planificación de un tratamiento de IGT prescrito a 8 Gy en 4 fracciones en un acelerador Elekta Infinity y cabezal Agility de 160 pares de láminas de 5 mm de espesor, y el mismo tratamiento en una Tomoterapia helicoidal HD, con el sistema de planificación Elekta Monaco (v. 5.11.02) y Accuray Precision respectivamente, ambos con 6 MV de energía nominal. Para los órganos de riesgo (OAR), en el tratamiento planificado con Monaco se ha empleado una sola función de coste que conforma la dosis, mientras que en el planificado en tomoterapia se han creado múltiples volúmenes auxiliares y utilizado varias funciones de coste para cada uno de ellos, lo que hace esta planificación más compleja. El objetivo de dosis es que el 100% del volumen quede cubierto al menos por el 95 % de la dosis prescrita. Se comparan los índices de conformidad y de homogeneidad, así como las dosis a OAR.

Resultados

El requisito de cubrimiento del PTV se cumplió en ambas planificaciones ($V100\% \geq 95\%$), siendo ligeramente superior para VMAT (96.6% vs 95%). El tratamiento planificado en TH queda mejor conformado (1.05 (TH) vs CI= 1.34 (VMAT)) y la dosis ligeramente más homogénea (HI= 0.09 (TH) vs 0.14 (VMAT)). Las dosis a OARs, mostradas en la tabla, resultaron similares para ambos sistemas de planificación. El tiempo de tratamiento resultó significativamente superior en TH (20.2 min (TH) vs 13.7 min (VMAT)).

PTV/OAR	VMAT			TOMOTERAPIA		
	Dmin	Dmed	Dmax	Dmin	Dmed	Dmax
PTV	360	854	1007	443	851	953
Cabeza femoral dcha	198	442	776	161	327	740
Cabeza femoral Izda	147	435	765	195	350	782
Cabeza humeral dcha	64	217	727	153	316	725
Cabeza humeral izda	66	222	698	165	324	656
Corazón	232	600	923	152	397	891
Cuerpos vertebrales	175	574	925	140	424	889
Esófago	430	818	931	399	807	879
Estómago	257	568	921	219	383	893
Hígado	41	295	932	64	300	897
Intestino	45	453	987	87	428	905
Laringe	489	656	848	416	596	872
Mama dcha	67	413	923	97	265	894
Mama izda	112	421	924	120	303	910
Mandíbula	230	693	962	262	608	898
Médula	206	459	816	127	322	508
Ovario dcho	603	731	864	428	469	584
Ovario izdo	610	733	818	421	474	539
Pulmón dcho	61	556	927	62	384	919
Pulmón izdo	108	556	933	99	441	912
Recto	279	509	908	265	470	883
Riñón dcho	55	310	724	99	252	573
Riñón izdo	312	533	904	256	574	893
Tiroides	538	719	890	334	503	906
Vejiga	292	423	817	213	356	792

Figure 347: Tabla OAR

Discusión

La planificación con TH muestra mayor conformidad y homogeneidad de la distribución de dosis frente a la realizada con VMAT. La planificación en TH resultó superior en términos de reducción de las dosis medias y máximas en prácticamente todos los OAR. Sin embargo, las diferencias entre ambas son pequeñas, siendo ligeramente mejor la dosis media obtenida en algunos OAR en el caso de VMAT, como por ejemplo el riñón izquierdo. En todo caso las dosis a OAR son en general menores para TH, aunque debe tenerse en cuenta que la planificación de VMAT se realizó de manera extremadamente sencilla. El tiempo de tratamiento más elevado en TH podría aumentar la incertidumbre debido al movimiento intrafracción.

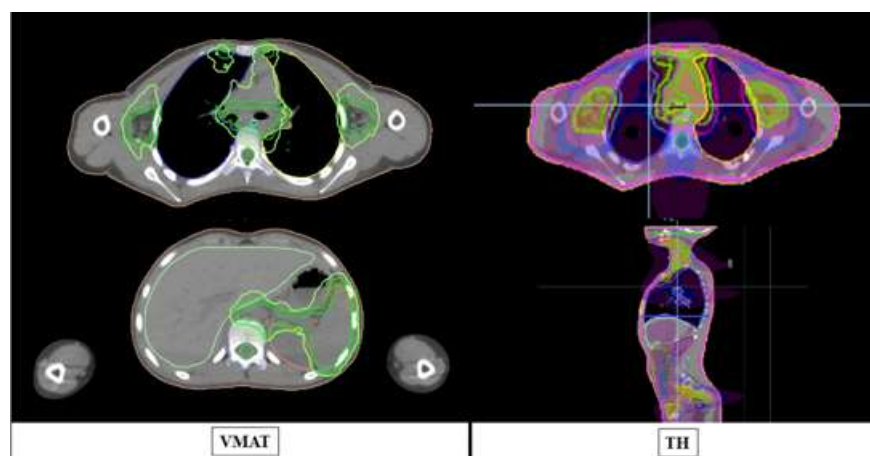


Figure 348: Distribución de dosis

Conclusiones

Ambas técnicas dan resultados aceptables, con distribución de dosis más conformada en el caso de TH, aunque se debe tener en cuenta que la planificación con VMAT se realizó con un método de extrema sencillez, frente al empleado en TH, más complejo.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1231**Estudio de la influencia de la modulación en tratamientos de radiocirugía y radioterapia estereotáctica con arcoterapia volumétrica dinámica de intensidad modulada**

Autores: Catalina de los Ángeles Rodríguez Cano¹ ; Juan Román Raya¹ ; Pablo Martín Cascales¹ ; Damián Guirado Llorente² ; Cristina Moreno Saiz¹

¹ Hospital Universitario Clínico San Cecilio Granada

² Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio de Granada

Corresponding Author: catircano@gmail.com

Introducción:

En las planificaciones de tratamientos de radiocirugía (SRS) y radioterapia estereotáctica (SBRT) se imparte una mayor dosis por fracción en comparación con otros tratamientos de radioterapia, lo cual requiere una mayor conformación de la dosis prescrita en el volumen blanco de planificación (PTV).

El objetivo de este trabajo es evaluar el efecto que produce en la distribución de dosis absorbida la limitación en el desplazamiento máximo por grado de las láminas del colimador multilámina (MLC). Además, se estudia su influencia sobre la reproducibilidad del tratamiento al ser administrado por un acelerador lineal de electrones.

Materiales y métodos:

En este trabajo se han estudiado 16 pacientes de RC y 3 de SBRT. El cálculo de la dosimetría se llevó a cabo con el sistema de planificación Pinnacle versión 16.2 (Philips) mediante arcoterapia de intensidad modulada (VMAT). Se restringió el movimiento de las láminas a 0.1, 0.25 y 0.46 cm/grado. En la dosimetría obtenida para cada caso, se ajustaron las unidades de monitor de tal manera que la dosis media administrada al PTV fuera la misma. Se compararon los siguientes parámetros: V100%, V107%, V110%, V98% y V95%, además del índice de conformidad.

Los planes de tratamiento se administraron en un acelerador lineal de electrones Infinity (Elekta). La dosimetría se comprobó mediante el sistema SRS MapCHECK. Se realizó el test gamma (2%/2mm) mediante el software SNC Patient versión 8.3 (Sun Nuclear Corporation).

Resultados y discusión:

En el caso de los tratamientos de RC, a medida que aumenta la velocidad de las láminas mejora la cobertura: V100% aumenta en el 31% de los casos, mientras que disminuye en el 22%. En relación con los puntos calientes, V107% disminuye en el 63% de los casos y aumenta en el 19%, mientras que V110% disminuye en el 6% y aumenta en el 19%.

Los cambios más significativos se obtienen en el caso de los tratamientos de SBRT debido a un mayor volumen de tratamiento. En todos los casos el valor de V100% es significativamente mayor para la velocidad de láminas más alta. Por otro lado, para mayor velocidad de las láminas, V107% disminuye en el 67% de los casos, y aumenta en el 33%; mientras que V110% disminuye en el 33% de los casos y aumenta en el 17%.

En cuanto a la verificación de los tratamientos, se han medido hasta ahora 4 pacientes de RC. Se observa que, a pesar de lo que cabría esperar, para el límite de 0.1 cm/grado los resultados obtenidos a partir del test gamma en valor absoluto no mejoran en ningún caso.

Conclusión:

Con los resultados obtenidos, se deduce que a medida que aumentamos la velocidad máxima de las láminas mejora la cobertura y disminuyen los puntos calientes en la mayoría de los casos. En cuanto a la reproducibilidad del tratamiento, con respecto a los pacientes que se ha verificado, no se ha encontrado una mejoría al reducir el límite de movimiento de las láminas, aunque sería necesario verificar más tratamientos.

Los resultados obtenidos están basados en 19 pacientes. No obstante se está ampliando la muestra.

Palabras clave: Radioterapia, radiocirugía, SBRT, VMAT

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1251

PROCEDIMIENTO PARA LA IRRADIACION CORPORAL TOTAL CON TOMOTERAPIA

Autores: Concepcion Ángeles Huertas Martinez¹ ; Carlos Ferrer Gracia² ; Cristina Minguez Aguilar³ ; Lara María Miralles Olivar^{None}

Co-autores: Rodrigo Plaza Núñez¹ ; Patricia de la Monja Rey ; David García Riñón ; Moisés Sáez-Beltrán¹

¹ Hospital Universitario La Paz

² H.U. La Paz

³ Genesiscare

Corresponding Authors: conchihuertasmartinez@hotmail.es, carlos.ferrer@salud.madrid.org, cminguez@salud.madrid.org

Propósito

Se describe el procedimiento para realizar tratamientos de irradiación corporal total (ICT) con un equipo de tomoterapia.

Método

Se han realizado tres tratamientos de ICT con un equipo de tomoterapia TomoHD™.

La inmovilización consiste en varios colchones moldcare indexados y una máscara. Debido a limitaciones en el movimiento de la mesa la imagen del cuerpo entero se adquiere en dos series, un TC cabeza gantry y otro pies a gantry. En cada uno se hace un plan de tratamiento. Además, se realiza un TC 4D para contornear los pulmones. Todos con espesor de corte de 5mm.

El volumen blanco es el contorno externo del paciente, se expande 5mm para garantizar que la piel reciba la dosis prescrita (Dp). En cada CT se contornea hasta una zona de solape de ambos planes, donde se generan 5 volúmenes auxiliares de 2 cm de espesor y reducción de 2 Gy entre ellos, de manera que errores de posicionamiento conlleven pequeñas variaciones de dosis. Por otro lado, en la región adyacente al gradiente se genera una sobredosificación al sumar los planes. Por lo que en esa zona del contorno externo, de 4 a 8 cortes, se prescribe al 95% Dp. Los pulmones se delinean sobre la imagen MIP y se reducen 1 cm en todas direcciones, también se contornea la pared costal para verificar que no se subdosifica.

El esquema de tratamiento es de 12 Gy en 6 fracciones, dos veces al día, separadas por más de 6 horas.

Los objetivos del tratamiento es al menos un cubrimiento del 95% del volumen al 95% Dp, dosis lo más homogénea posible y dosis máxima de los pulmones 10 Gy y mínima de 7 Gy.

La longitud de ambos planes, superior e inferior, debe ser menor de 120-126cm por limitaciones del movimiento de la mesa.

Los parámetros del plan superior son:

field width=5 cm

pitch=0.287

Modulation factor=de 2 a 3.

Y los del plan inferior son:

field width=5cm

pitch=4

Modulation factor=2

Ambos planes se verifican con ArcCheck, se aplica el criterio gamma (3 %,3 mm). La región de solapamiento se verifica tanto con ArcCheck como con radiocrónica, se irradian ambos planes consecutivamente girando el equipo.(Figura 1)

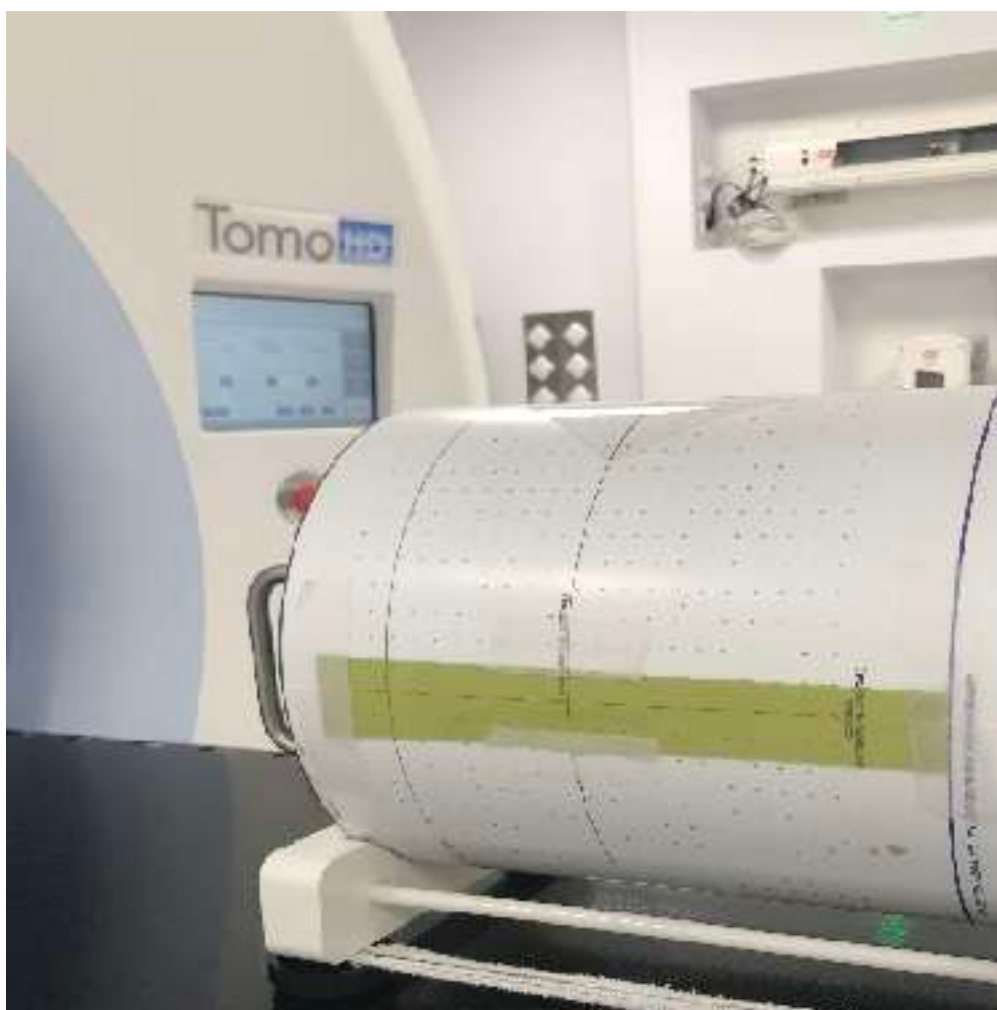


Figure 349: Verificación del plan en la zona de gradiente

Durante el tratamiento, se colocan tiras de película radiocrónica en la zona de solape y en regiones donde el reposicionamiento sea menos reproducible.

Resultados

El cubrimiento es superior al 98% del contorno externo al 95% Dp. Los pulmones tienen una dosis mínima de 7.1 Gy, media de 7.5 Gy y máxima de 9.1 Gy. (Figura 2). El tiempo medio del tratamiento es de 45 minutos de irradiación y 14 minutos de imagen.



Figure 350: Distribución de dosis de ambos planes

En la verificación de los planes el 98% de los puntos pasa el criterio gamma. En las medidas en la zona de gradiente las variaciones de dosis son menores del 2,5%.

Conclusiones

El tratamiento de la TBI con tomoterapia permite realizar un tratamiento de ICT con el paciente en una posición confortable y haciendo la verificación de posicionamiento de forma precisa con el propio sistema de imagen de equipo.

Referencias

Peñagaricano JA, Chao M, Van Rhee F, Moros EG, Corry PM, Ratanatharathorn V. Clinical feasibility of TBI with helical tomotherapy. *Bone Marrow Transplant.* 2011 Jul;46(7):929-35. doi: 10.1038/bmt.2010.237. Epub 2010 Oct 11. PMID: 20935684.

Hong CS, Kim MJ, Kim J, Chang KH, Park K, Kim DW, Han MC, Yoon HI, Kim JS, Lee H. Feasibility of hybrid TomoHelical- and TomoDirect-based volumetric gradient matching technique for total body irradiation. *Radiat Oncol.* 2019 Dec 19;14(1):233. doi: 10.1186/s13014-019-1435-5. PMID: 31856870; PMCID: PMC6924057.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 839**PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN Y RECONSTRUCCIÓN QUE INFLUYEN EN LA ELABORACIÓN DE LA TABLA DE CONVERSIÓN DE N° HU EN DENSIDAD ELECTRÓNICA RELATIVA****Autor:** Roberto Berenguer Serrano¹**Co-autores:** Victoria de la Vara Olivas¹; Miguel Rivera Giménez¹; Ana Teresa Núñez Quintanilla¹; M^a Victoria Villas Sánchez¹; Sebastià Sabater Martí¹¹ Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete**Corresponding Author:** rberenguers@sescam.jccm.es**Introducción**

Ciertos parámetros de adquisición o reconstrucción de la imagen un CT pueden afectar en el valor obtenido del n° HU. El objetivo de este trabajo fue estudiar cómo afecta esa modificación en el valor final del n° HU para un TC Philips Brilliance Big Bore. El efecto de alguno de esos parámetros como es el KVP ya es bien conocido por lo que nos centraremos en otros.

Material y Métodos

El material empleado fue el TC Philips Brilliance Big Bore y el maniquí de CIRS modelo 062 con insertos de diversos materiales. El maniquí consta de 2 partes, una interna escaneable por separado que representaría un maniquí de cabeza, y una segunda parte que se ensambla con la anterior constituyendo lo que sería un maniquí pélvico.

Se utilizaron 2 protocolos de adquisición estándar, uno para cabeza y otro pélvico. Sobre ese protocolo estándar se modificaron ciertos parámetros de adquisición y reconstrucción. Al mismo tiempo se evaluó la influencia en la colocación de los diversos insertos en el maniquí, es decir si se encuentran en el maniquí de cabeza sólo, o si se encuentran en el de pelvis, y en este caso, si se encuentran en la parte interna o en la externa. Se empleó un inserto de titanio por lo que se utilizó un rango de 16 bits.

El parámetro de adquisición modificado fue el índice "DoseRight" que es un índice de calidad de imagen que modifica el mA en función del grosor atravesado. Los parámetros de reconstrucción modificados fueron: el empleo o no del algoritmo de reducción de artefactos metálicos (O-MAR), el algoritmo de reconstrucción (iterativo o FBP), el FOV, el índice del algoritmo de reconstrucción iterativo, el filtro y el tamaño de corte.

Resultados

De entre todos los parámetros modificados, se observó que la influencia fue pequeña para la mayoría de ellos. Se tomó de manera arbitraria una variación de 5 HU como límite para considerar que el cambio de un parámetro provocaba un cambio significativo. Sin embargo, en ningún caso se observó este hecho a excepción del empleo de filtros donde algunos insertos superaban ese valor. Como excepción el inserto de titanio debido a sus características presenta una variabilidad mucho mayor en su valor HU.

Sin embargo, la posición dentro del maniquí de los insertos sí modificaba de manera significativa el valor del n° HU obtenido. Decidimos elaborar una tabla de conversión RED frente a n° HU tomando los valores promedios de los distintos insertos según las distintas localizaciones dentro del maniquí (tabla 1).

Como estas densidades pueden aparecer en cualquier lugar de la anatomía se decidió tomar el valor medio.

Por último, se valoraron las tolerancias máximas permitidas del n° HU. De acuerdo con las recomendaciones de la SGSM, la RED para valores de hasta 1.5 debe estar dentro de una tolerancia de 0.05 y para RED superiores de 1.5, la tolerancia es 0.1. Así se modeló una función de RED frente a n° HU como una interpolación lineal por intervalos en Matlab. En la tabla nº2 se puede observar el resultado. Todos los valores se encuentran dentro de tolerancia a excepción del caso del titanio, pese a tener una tolerancia extendida.

Discusión

Respecto a la influencia de los distintos parámetros de adquisición o reconstrucción, se observó que

su repercusión es reducida. Por otro lado, el cambio en la ubicación de los insertos dentro del maniquí provoca una variación relevante del nº HU. Sólo en el caso del titanio, se ha observado que dicha variación provoca que la RED calculada pueda encontrarse fuera de tolerancia aunque con escasa repercusión clínica.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 853

Un método de planificación de malformaciones arteriovenosas gigantes

Autores: Raúl Díaz Fuentes¹ ; Carlos Ramón García¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez¹ ; Pedro Adaimi Hernández¹ ; Ana Isabel Milanés Gaillet¹ ; Eduardo Cabello Murillo² ; Marta Manzano Rodríguez¹ ; Ángel Gaitán Simón¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Verónica Trápaga Porrero¹ ; Daniel Rojo Navarrete¹

¹ Servicio de Radiofísica Hospital Universitario Doce de Octubre

² Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.U. 12 de Octubre.

Corresponding Authors: raul.diaz@salud.madrid.org, carlos.ramon@salud.madrid.org

Introducción

La radiocirugía estereotáxica en un solo acto es poco efectiva para tratar malformaciones arteriovenosas grandes (> 3 cm ó > 10 cc). Irradiar volúmenes grandes genera mayor tasa de complicaciones; para evitarlas se debería disminuir la dosis, lo que reduce la probabilidad de obliteración. Una alternativa es dividir el tratamiento de la lesión en dos o tres porciones anatómicas, con pocos meses de intervalo. Este método se llama radiocirugía estereotáxica por etapas-volumen (SVRS). Así es posible reducir las complicaciones, manteniendo una tasa aceptable de obliteraciones (1). Los resultados publicados utilizan unidades Gamma-Knife. Aquí describimos un método adaptado a LINAC.

Material y métodos

Planteamos el siguiente método (figura 1) de planificación para SVRS-LINAC: **1)** dividimos la lesión en dos volúmenes iguales, uno por etapa, según un plano de división axial, **2)** utilizamos hemicampos, con el isocentro en el plano divisorio, **3)** como la dosis por etapa cae al 50% en el plano divisorio, administraremos una dosis combinada superior en una franja de 5 mm en torno al mismo para compensar la pérdida de eficacia biológica. Utilizamos el modelo lineal cuadrático con $\alpha/\beta = 2.2$ Gy (2) para calcular la dosis biológica efectiva. Excluimos de la franja objetivo de sobredosificación aquellas porciones a menos de 5 mm del borde de la lesión. Fuera de la franja de unión el objetivo es limitar la sobredosificación al 10%, **4)** utilizamos VMAT, optimizando todo en un solo plan: así la distribución de dosis por etapa es simétrica en la unión.

Se utilizó el sistema de radiocirugía de Brainlab con máscara recolocable, una unidad Varian Clinac IX, con capacidad IGRT y el sistema de planificación Eclipse con método de cálculo AAA 15.6

Resultados

Hemos tratado dos pacientes según el esquema SVRS descrito, con lesiones de 18.2 y 12.5 cm³. La dosis de prescripción fue 18 Gy, aplicando el punto 3) se buscó una dosis en la franja de unión de 24.8 Gy. Con 24 meses de seguimiento no hay complicaciones ni hemorragia y las imágenes radiológicas de seguimiento muestran evidencia de obliteración. Los índices de conformidad (IC) y gradiente (IG) correspondientes al caso de la lesión mayor están indicados en la figura 2.

Discusión

La planificación de SVRS para Gamma-Knife está basada en múltiples isocentros, entradas no coplanares y solapamiento entre campos: IG e IC son excelentes; a cambio se acepta una gran inhomogeneidad y sobredosificación de dosis: es corriente prescribir al 50%. El método SVRS-LINAC aquí descrito presenta un IG significativamente peor (>3), consecuencia de usar sólo campos coplanares. A cambio, permite obtener una distribución de dosis biológica efectiva mucho más uniforme en la lesión, evitando volúmenes importantes de sobredosificación.

Conclusiones

La principal virtud del método descrito es que permite un planteamiento coherente de objetivo de planificación de la malformación en términos de una dosis biológica efectiva homogénea. A cambio,

resulta en un índice gradiente más pobre que las técnicas que utilizan campos no coplanares, lo que puede desaconsejar su uso en localizaciones adyacentes a estructuras críticas.

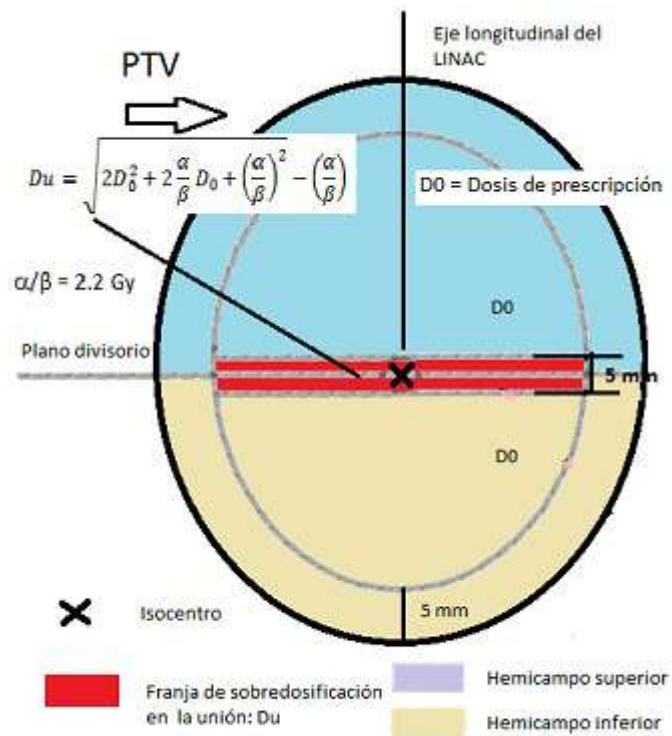


Figure 351: Esquema de Volúmenes objetivo

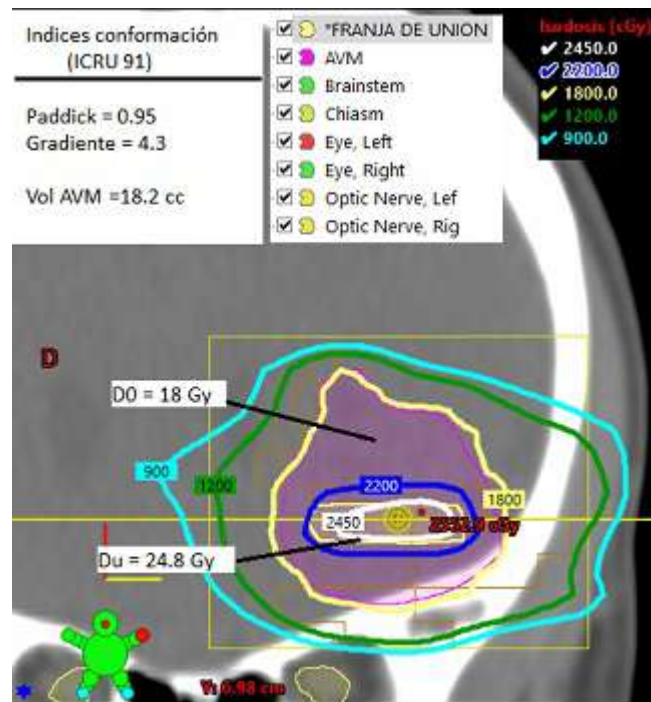


Figure 352: Distribución de dosis

1. Nagy G, et al, Staged-Volume Radiosurgery of Large Arteriovenous Malformations Improves Outcome by Reducing the Rate of Adverse Radiation Effects. Neurosurgery, 2017;80(2):180-192

2. A Qi, X.S, et al. "Possible fractionated regimens for image-guided intensity-modulated radiation therapy of large arteriovenous malformations," Phys. Med. Biol, 2007 52, 5667–5682.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 872**Utilización de Rapidplan™ en tratamientos de radioterapia de próstata.**

Autores: David Miguel Pérez¹ ; Mario Martín Veganzones² ; Iban Conles Picos¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Sofía Pena Vaquero¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; María Ruiz Aznar¹ ; Delfín Alonso Hernández¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Raquel Barquero³ ; Ricardo Torres Cabrera⁴ ; Antonio Enrique Hurtado Romero¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Authors: dmiguel@saludcastillayleon.es, mmartinver@saludcastillayleon.es, spenav@saludcastillayleon.es

Introducción

A pesar de los avances de la radioterapia, la planificación del tratamiento, realizada fundamentalmente por los radiofísicos, sigue siendo actualmente un desafío. Con objeto de lograr planes clínicamente aceptables dicho proceso resulta en gran medida manual y requiere de varias secuencias iterativas y mediante ensayos de prueba error en los que se ajustan continua y manualmente los objetivos y pesos dosimétricos. Además, la calidad de dicha dosimetría depende en gran medida de la experiencia del planificador.

La planificación basada en el conocimiento consiste en el uso de modelos matemáticos predictivos aplicados a la planificación en radioterapia. El modelo se nutre de información de planes aceptados mediante un ajuste de las variables geométricas (propias de la anatomía del paciente) y las dosimétricas (extraídas de las planificaciones) para aplicar este conocimiento a los nuevos casos.

El objetivo de este trabajo es emplear el software RapidPlan™ (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) para generar un modelo y con él nuevos planes de tratamiento. Compararemos la calidad de las dosimetrías y el posible ahorro de tiempo en comparación con la planificación convencional.

Material y método

El modelo empleado se ha basado en el tratamiento de 247 casos de próstata de bajo, medio y alto riesgo impartidos en el H. C. U. de Valladolid.

Para evaluar los planes se reoptimizarán las dosimetrías de 30 pacientes con Ca. de próstata de bajo riesgo que no estaban incluidos en el modelo y cuya planificación fue realizada por un radiofísico con experiencia. La dosis de prescripción fue de 72Gy (30 sesiones), la técnica, arcoterapia volumétrica y el algoritmo de cálculo, Acuros 15.6.04.

Se compararán las siguientes variables: Dosis máxima y media de la vejiga y el recto, índices de homogeneidad ($IH1 = D_{\text{máxima}}/D_{\text{mínima}}$, $IH2 = D98/D2$), índice de cobertura del PTV ($IC = V_{\text{Isodosis100\%}}/V_{\text{target}}$) e índice de cobertura de Paddick ($IP_{\text{paddick}} = V90^2 / (V_{\text{target}} * V_{\text{Isodosis90\%}})$)

Resultados y discusión

El tiempo de planificación ha disminuido de unos 90 minutos -tiempo para una planificación promedio- a 7 minutos.

En todos los planes calculados con el modelo se ha producido una reducción de las dosis máximas en vejiga y recto en torno al 1.6% esto es especialmente importante pues está relacionado con la toxicidad tardía de los tratamientos. Las dosis medias a los órganos de riesgo no presentan diferencias superiores del 5%. Tabla 1.

	Dosis máxima vejiga %	Dosis media vejiga %	Dosis máxima recto %	Dosis media recto %
Radiofísico	103,4 (SD 2,5)	32,5 (SD 3,5)	106,8 (SD 3,0)	22,6 (SD 13,2)
RapidPlan™	101,8 (SD 1,8)	33,7 (SD 5,0)	105,3 (SD 1,3)	23,1 (SD 13,8)
Diferencia	-1,58 %	1,22 %	-1,48 %	0,45 %

Figure 353: Diferencia de dosis a los OAR en porcentaje relativo (%) y desviación estándar (SD).

Los IH no muestran, en promedio, un comportamiento distinto a las planificaciones originales. Existe una ganancia significativa en el índice de conformación y de Paddick con el modelo, en todos los casos mejoran, la mejora promedio fue de un 2, 2% y un 5.6%, respectivamente. Tabla 2.

	IH1	IH2	IC	I Paddick
Radiofísico	1,07 (SD 0,01)	0.95 (SD 0.01)	0,87 (SD 0,17)	0.74 (SD 0.03)
RapidPlan™	1,05 (SD 0,01)	0.95 (SD 0.01)	0,87 (SD 0,12)	0.78 (SD 0.02)
Diferencia	-1,89%	0.77%	+2,2%	+5,64 %

Figure 354: Media de los índices de conformación e índices de cobertura en porcentaje relativo (%) y desviación estándar (SD).

Conclusiones

En todos los casos el modelo proporciona dosimetrías clínicamente aceptables independientes de la experiencia del personal planificador. Se aceleró enormemente el proceso de planificación automatizando la selección de los parámetros de planificación. La dosis objetivo promedio alcanzada fue ligeramente mayor y la eficiencia de la conformación aumentó, proporcionando menores dosis altas a los órganos de riesgo.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1243**Comparativa de tratamientos de ORL planificados con autoplan-
ning Vs IMRT convencional**

Autores: Miguel Castanedo Alvarez^{None} ; Carmen Libertad Candón González¹ ; Joaquin Perez Pavon^{None} ; María Amparo Iborra Oquendo²

¹ Hospital Universitario Puerta del Mar (HUPM)

² Hospital Universitario Puerta del Mar

Corresponding Author: miguel.castanedo.alvarez@gmail.com

Introducción

El sistema de planificación de Pinnacle versión 16.2 cuenta en sus versiones más recientes con un módulo de planificación llamado Autoplaning (AP). Dicho módulo puede usarse para realizar tratamientos de planificaciones de IMRT. El optimizador de Pinnacle hace un balance entre los objetivos que competirán por cubrir el volumen blanco y proteger el resto de los tejidos.

La base del funcionamiento del AP es la realización de varias iteraciones, en cada una de ellas se van creando ROIs auxiliares, a las que se le asignan automáticamente objetivos dosis-volumen que se van añadiendo a la optimización, de forma que se van sumando a los objetivos originales según las sucesivas distribuciones de dosis que van apareciendo tras cada iteración.

Materiales y métodos

Para evaluar la efectividad del AP se realiza la planificación de tratamientos de ORL con y sin AP en pacientes que presentan 3 volúmenes blanco, un PTV con una dosis de prescripción de 60.40 Gy y otros dos a 50.40. En ambos tratamientos se utilizan el mismo número de haces y segmentos disponibles para el cálculo.

Se realiza un estudio de 10 pacientes, en los que se evalúan tanto de la planificación con AP como en la IMRT convencional para los PTVs D2, D98, V95, dosis media, así como las UM, el índice de conformidad (CN) y el índice de uniformidad (HI).

Para los órganos de riesgo se estudia la D0.1cc para la médula, D1.8cc en el externo y V30 y dosis media para las parótidas.

Resultados y conclusiones

Para el caso de los volúmenes blanco la cobertura de los PTV mejora cuando se usa el AP, sin embargo se aprecia cómo la dosis media, las UM del tratamiento y la D2 son mayores en el AP lo que indican que los volúmenes blanco se sobredosifican en comparación con la IMRT convencional. Además el índice de conformidad y de homogeneidad son menores en promedio para el AP lo que indica que la dosis impartida es menos homogénea.

En cuanto a los órganos de riesgo se aprecia en promedio claramente una mejora de las dosis recibidas en el caso del AP, esto se debe también a que la caída de dosis es más abrupta en las zonas exteriores de los PTV.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1274**Influencia del número de arcos en VMAT en planificación de nasofaringes.**

Autores: Beatriz Spa Gomez¹ ; Gerardo Sánchez Carmona²

Co-autores: María Isabel Portillo Gálvez² ; Javier Luis Simón²

¹ HUVR

² Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: beatrizspagomez@gmail.com

Introducción

El objetivo de este trabajo es analizar la influencia del número de arcos en tratamientos de carcinoma de nasofaringe (NPC) con la técnica de arcoterapia volumétrica rotacional (VMAT). Existen en la literatura estudios que indican que un aumento del número de arcos mejora los resultados en los tratamientos de cabeza y cuello¹ y también que un diseño con un sólo arco proporciona un resultado óptimo en el caso de NPC².

Material y métodos

Se ha utilizado el planificador Eclipse v13.7 (Varian Medical Systems) modelado para un acelerador DHX (Varian Medical Systems) con multilaminas Millenium120. Dicho planificador utiliza el algoritmo de cálculo AAA y en la optimización Photon Optimizer 13.7.20.

Se selecciona un conjunto de 10 pacientes con NPC con un volumen de tratamiento planificado 67,5 Gy (PTV-High) que incluye nasofaringe y niveles ganglionares II y III y un PTV-Low de 54 Gy (niveles IV y V) en 30 sesiones.

Para todos los planes se han usado los mismos objetivos con el mismo peso que se pueden visualizar en la tabla adjunta 1. Como técnica de tratamiento se utilizan 1, 2, 3 ó 4 arcos de 179° a 181° en sentidos alternos con el giro del colimador en 30°, 330°, 15° y 45°.

Para el análisis estadístico de los resultados se utiliza el test de rangos signados de Wilcoxon con una significación de 0,05.

Resultados

Los resultados están expuestos en la tabla adjunta 2.

Discusión

A diferencia de otros algoritmos de optimización, hemos encontrado que para una geometría de paciente estándar el incremento del número de arcos no lleva asociado un aumento de las unidades de monitor. En estas condiciones, el aumento del número de arcos por encima de dos no aporta mejoras significativas en el diseño de tratamientos cuando los objetivos en los órganos de riesgo se alcancen con dos arcos sin comprometer la cobertura de los PTVs.

Se ha visto una mejora significativa pasando de uno a dos arcos en los parámetros V107%, índice de conformidad e índice de homogeneidad al permitir más flexibilidad en la búsqueda de una solución por parte del optimizador.

Conclusiones

Para nuestro sistema de planificación el aumento del número de arcos en tratamientos de NPC no implica un aumento de las unidades de monitor del tratamiento.

Para la geometría de tratamiento analizada el diseño con dos arcos de VMAT es la elección óptima.

Bibliografía

[1] Tol JP, WF. Increasing the number of arcs improves head and neck volumetric modulated arc therapy plans. Acta Oncol. 2015 Feb;54(2):283-7. doi: 10.3109/0284186X.2014.934968. Epub 2014 Jul 16. PMID: 25029286.

2 Ning, Z. H., Mu, J. M., Jin, J. X., Li, X. D., Li, Q. L., Gu, W. D., Huang, J., Han, Y., & Pei, H. L. (2013). Single arc volumetric-modulated arc therapy is sufficient for nasopharyngeal carcinoma: a dosimetric comparison with dual arc VMAT and dynamic MLC and step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy. *Radiation oncology* (London, England), 8, 237. <https://doi.org/10.1186/1748-717X-8-237>

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1306

Segundo año de operación en un centro de protonterapia con pacientes pediátricos: tecnología, staff, organización y humanismo

Autores: Alejandro Mazal^{None}; Juan Castro Novais¹; Carme Ares²; Raymond Miralbell²

¹ *Hospital QuirónSalud Madrid*

² *Centro de Protonterapia Quirónsalud*

Corresponding Author: alejandro.mazal@quironsalud.es

Participantes

A.Mazal, J.Castro, J.A.Vera, J.M.Perez, I.Lorenzo, E.Canals, K.Aguilar, E.Pascual, MdM.Cobos, A.Pellon, J.Torresano, R.Carro, A.Calderon, A. Gomez, M.Castaño, A.Ilundain, L.Mayorga, G.Ortiz, I.Monedero, M.Cremades, C.Ares, R.Miralbell.

Centro de Protonterapia Quirónsalud. Madrid. España

Introducción

El Centro de Protonterapia de Quirónsalud, en actividad clínica desde Diciembre 2019, presenta en el segundo año desafíos como el del aumento de pacientes y localizaciones. El aporte tecnológico y el del staff son esenciales, y es cuando la organización de la actividad llega a su compromiso máximo (en consolidación, no en ritmo de crucero). La ética y la humanidad de las acciones marcan los procesos de decisión y las actitudes grupales e individuales. Se analizan aquí esos 4 aspectos: tecnología, staff, organización y humanismo.

Material y métodos

Disponemos de un sistema de protonterapia Proteus-One (IBA): sincrociclotrón de 230 MeV, brazo isocéntrico “abierto”, posicionamiento robótico, Rx oblicuos y ConeBeamCT. Un CT doble energía GE-Revolution con imágenes espectrales, corrección de artefactos, y extended Hounsfield permiten un cálculo preciso de interacción de protones incluso en caso de presencia de implantes metálicos. Los cálculos se efectúan con el sistema RaySearch y el control de los tratamientos con Mosaicq (Elekta), donde se implementó un flujo detallado de operaciones. El material de dosimetría es de IBA dosimetría (cintilladores, cámaras de ionización en planos y en multicapas, cámaras especiales...). El staff clínico es de 17 tiempos equivalentes.

Resultados

En el primer año se trataron una centena de pacientes (fig.1a), 60% pediátricos, y de ellos más de la mitad con anestesia, en localizaciones preconizadas por la Sociedad Española de Oncología Radioterápica. Se abordaron implantes metálicos de Titanio, Co-Cr y Platino (fig.1b), con cálculos robustos (2-3mm en posicionamiento y 3-3,5% en rango) y comparados con tratamientos de fotones. Se evaluó y se adaptó cada tratamiento semanalmente en función de la prescripción del tratamiento en dianas y órganos críticos. Los movimientos de órganos se manejan con ITV-CT4D, optimización de parámetros de anestesia, espirómetro (Dyn'R) y detección de superficie (VisionRT). Se implementó una logística para tomar a cargo pacientes adultos y pediátricos con sus familias, de origen nacional e internacional, incluyendo: reuniones virtuales abiertas y multidisciplinarias con criterios rigurosos de selección; alternativas y remplazos de tratamientos; tratamientos concomitantes de quimioterapia e inmunoterapia; alojamiento, educación y... animaciones especiales (fig.2a).

Discusión

Los aspectos tecnológicos implementados incluyen temas de alta originalidad, como el de la identificación de metales, las rutinas automáticas de comparación y adaptación de tratamientos, de manejo

de movimientos y de organización integral del flujo de pacientes. El staff continúa su evolución desde un valor inicial entre pacientes y staff clínico de 6:1 a mejor que 10:1 (fig.2b).

Conclusiones

Los datos presentados permiten (1) validar el funcionamiento de instalaciones de protonterapia monosala, en particular en su primer año de operación y (2) fijar los objetivos y procedimientos para el segundo año de operación. Los desarrollos se efectúan en sinergia con los tratamientos con fotones.

Figuras

Fig.1 : (a) pacientes tratados (b) dosimetría en presencia de metales.

Fig.2: staff: (a) empatía y humanismo (b) evolución y relación con actividad.

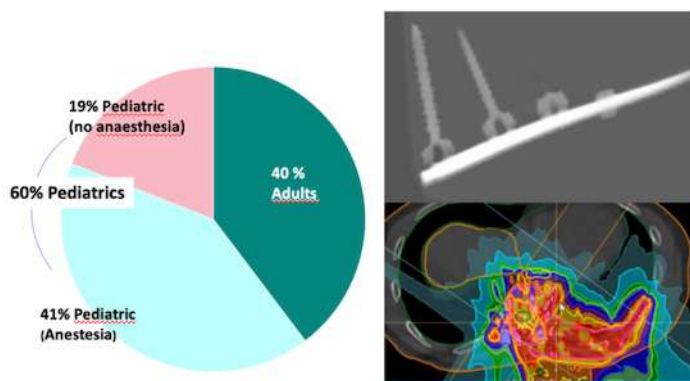


Figure 355: Fig.1: (a) pacientes tratados (b) dosimetría en presencia de metales

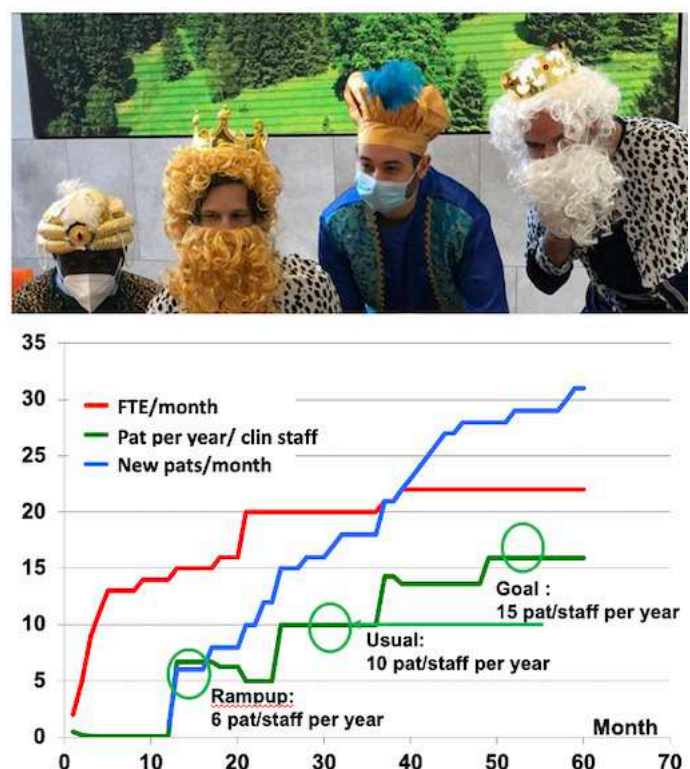


Figure 356: Fig.2: staff: (a) empatía y humanismo (b) evolución y relación con actividad

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1322**Estudio retrospectivo para la estimación del gradiente en tratamientos de radioterapia esterotáctica craneal**

Autores: José Manuel Reinoso Cobo¹ ; Eloy Moreno Anaya^{None} ; Jonathan Suarez Arteaga² ; Andrés Cid Galache² ; José Manuel Richarte Reina² ; José Miguel García Madueño³

¹ Hospital Universitario de Jaén

² Hospital de Jaén

³ Hospital Universitario Médico-Quirúrgico (complejo Hospitalario Jaén), 23007, Jaén

Corresponding Author:**Introducción**

Con el objetivo de mejorar nuestro procedimiento de planificación, y ante la falta de consenso internacional en los parámetros de dosis-volumen asumibles por el cerebro en tratamientos de radiocirugía, realizamos un estudio retrospectivo de los gradientes de dosis obtenidos, para poder establecer una referencia propia técnicamente alcanzable.

Material y Métodos

Los 26 pacientes con metástasis cerebral única incluidos, hasta la fecha, en nuestro estudio recibieron tratamientos radioterápicos con técnica VMAT en las unidades *Synergy* y *Versa* con el colimador multilamina *Agility (Elekta)*, calculados empleando el algoritmo *Monte Carlo* en el sistema de planificación (SP) *Monaco* y medidos y validados mediante el dispositivo *Octavius 4D* con la matriz *1000 SRS*. Los volúmenes clínicos a tratar (CTV) varían entre 0.2 cc y 29.3 cc, y en su planificación se emplearon de 1 a 5 arcos de tratamiento, cumpliendo siempre la cobertura completa del CTV por la dosis de prescripción.

Para cada paciente, se han medido en el SP los volúmenes del CTV, y su correspondiente ampliación de 2 mm para la planificación (PTV), así como los volúmenes V100 (porcentaje de volumen cubierto por el 100% de la dosis de prescripción) del PTV y V100, V65 y V50 de la dosimetría clínica. A partir de V100, se han obtenido también su volumen ampliado uniformemente en 5 mm, 5,5 mm y 6 mm.

Resultados

Obtenemos la siguiente relación entre el volumen del CTV y V50 (véase la gráfica):

$$V50(cc) = 4,78 \text{ CTV}(cc) + 9.35, r=0.9259$$

Comprobamos que la distancia a la que la dosis cae del 100% al 50% de la dosis prescrita está en torno a 6-7 mm (véase la tabla)

Discusión

La relación obtenida nos permite definir una primera referencia, técnicamente alcanzable, en los objetivos de planificación para el volumen V50.

Este estudio sigue abierto con el objeto de aumentar su potencia estadística, y así poder definir referencias alcanzables concretas en función de la localización de la metástasis, dada su gran influencia.

También éste podría establecerse como un método objetivo para intercomparación entre conjuntos máquina/colimador.

Conclusiones

Los nuevos datos que seguiremos recabando y un futuro estudio de la incidencia de radionecrosis en nuestro centro, podrían estimar el riesgo de presentar radionecrosis en función del volumen del CTV, para así establecer una tolerancia para este efecto y un dato de referencia a tener en cuenta en los comités de radiocirugía de nuestro centro en cuanto a la indicación del tratamiento.

Referencias

- 1 ICRU REPORT 91: Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams, 2014.
- 2 SABR UK Consortium. Guidance v6.1, 2019.
- 3 American Associations of Physics in Medicine. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101, 2010.
- 4 European Particle Therapy Network consensus. Radiation dose constraints for organs at risk in neuro-oncology, 2018.

Pósteres A6: Planificación/Optimización de tratamientos / 1325

Estudio comparado de las planificaciones de tratamientos VMAT con distintos aceleradores lineales

Autores: Pedro Sánchez Galiano¹ ; Daniel San José Olmedo² ; Cristina Arroyo Sánchez^{None} ; Carlos Díaz Aviño^{None} ; Diego Crelgo Alonso² ; Alfonso Villacé Gallego³ ; Daniel Rodríguez Latorre³ ; Zahara Martín Rodríguez¹ ; Silvia Fernández Cerezo² ; Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Jose Fernandez Garcia¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Central de Asturias

Corresponding Author: pedroantonio.sanchez@sespa.es

Introducción

Para garantizar el mejor tratamiento radioterápico es necesario conocer las limitaciones de cada acelerador para así poder seleccionar el más adecuado en cada caso. En este estudio se analizaron las diferencias entre las planificaciones dosimétricas con la técnica VMAT hechas con 4 aceleradores de distinto tipo. Para evitar la subjetividad intrínseca de la dosimetría manual se utilizó una herramienta informática desarrollada localmente y que automatiza el proceso completo de planificación con un alto grado de objetividad.

Materiales y método

Se escogieron aleatoriamente 3 prescripciones de 4 localizaciones distintas (próstata, ginecológico, pulmón, y cabeza y cuello) y se realizaron planes para cuatro aceleradores distintos: Halcyon, Clinac 2300, Novalis TX y Truebeam, utilizando el sistema de planificación Varian Eclipse y una aplicación que permite automatizar el proceso de planificación de los tratamientos VMAT y que evita así la subjetividad en la toma de decisiones. En los cuatro planes de cada prescripción se utilizó la misma configuración geométrica y dosimétrica, de forma que las diferencias en las distribuciones de dosis solo fueran achacables a la propia unidad de tratamiento. Todos los planes se hicieron con 2 arcos completos de haces de RX de 6MV nominales (el Halcyon no utiliza filtro aplanador). Aun siendo la técnica más utilizada, quizá no hubiera sido la elección clínica en todos los casos, pero se consideró que para los fines del estudio no resultaba relevante.

Para la comparación de los 48 planes resultantes se utilizó una función de calidad que mide la distancia de un plan determinado al plan ideal, es decir, aquel en que los órganos de riesgo (ORs) no reciben nada de dosis mientras que los volúmenes de planificación (PTVs) reciben exactamente la dosis prescrita de manera completamente uniforme. Esta función es la que utiliza la aplicación que automatiza la planificación VMAT para buscar el plan óptimo. Tiene en cuenta los histogramas de dosis-volumen y el cumplimiento de los límites de dosis prescritos, contabilizando de forma separada los ORs y los PTVs.

Resultados

Las diferencias fueron mínimas en todos los casos estudiados. El acelerador Truebeam consiguió la mejor distribución de dosis en 7 de los 12 planes estudiados y la peor en 2, mientras que el acelerador Halcyon obtuvo la peor clasificación en la mitad de las ocasiones y la mejor solo en una. Por su parte, tanto el Clinac 2300 como el Novalis Tx consiguieron la mejor planificación en 2 ocasiones y la peor en otras 2.

Discusión

La mayor resolución del colimador multilámina (CML) del Novalis Tx no garantiza en la práctica

mejores distribuciones de dosis, al menos en los planes con volúmenes de tamaño no comparable al ancho de las láminas. El bajo rendimiento del Halcyon, achacable a su especial CML doble, es fácilmente mejorable añadiendo un arco extra, y dada su gran velocidad de administración del tratamiento, no supondría una gran limitación.

Conclusión

Para los tipos de tratamiento estudiados es indiferente el uso de cualquiera de los aceleradores analizado.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1049

Duración de tratamientos en Radioterapia

Autores: María Denia Vilches Fernández¹ ; Carmen Herrero Capellán¹ ; Sergio Palizas Calvo² ; María Fueyo Díaz³ ; Manuel Vilches Pacheco⁴

¹ IMOMA

² Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias

³ Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias (IMOMA)

⁴ CENTROM MÉDICO DE ASTURIAS / IMOMA

Corresponding Author: denia.vilches@imoma.es

Introducción

Una interrupción es un acontecimiento adverso que prolonga el tiempo total de tratamiento, permitiendo una proliferación celular en el tejido tumoral que la radioterapia pretende eliminar. Las células tumorales pueden crecer y repoblarse antes y durante los tratamientos de radioterapia, por tanto, el tiempo total de tratamiento debe mantenerse lo más corto posible.

Material y métodos

Se realiza un estudio retrospectivo de la duración (días naturales) de los tratamientos en nuestro centro desde el inicio de la actividad asistencial hasta finales del 2020. Se calcula el promedio de duración del tratamiento para cada fraccionamiento, así como mediana, moda, máxima y mínima cantidad de días totales. La duración óptima de los tratamientos se estima calculando el número total de días naturales que dura el tratamiento a partir de suponer tratamientos sin interrupciones y con inicio en lunes (para inicios el resto de la semana sin interrupciones los consideramos valores aceptables).

También se estudia el impacto en la duración de los tratamientos en épocas del año con concentración de días festivos. Esto puede ocurrir para tratamientos con un número elevado de sesiones y en épocas donde se juntan varios días festivos. Para analizar este potencial problema elegimos el último mes del año y comparamos el promedio del número total de días de tratamiento en estas fechas (coincidiendo con el puente de diciembre y las fiestas navideñas) con el promedio a lo largo del todo el año.

Resultados

La Gráfica 1 muestra el promedio de duración del tratamiento, mediana, moda y máximo, así como los valores óptimos estimados para cada fraccionamiento.

La Gráfica 2 muestra la diferencia del promedio del número total de días de tratamiento coincidiendo con el puente de diciembre y las fiestas navideñas con el promedio a lo largo del todo el año.

Discusión

Según los valores que se observan en la gráfica 1 vemos que tanto el promedio como la moda de nuestros tratamientos se encuentran en valores similares o un día por encima de los valores aceptables, incluso en algunos casos se corresponden con los valores óptimos de duración del tratamiento.

En el caso de la gráfica 2 esperábamos encontrar mayor diferencia en los tratamientos más largos, ya que tienden a englobar mayor número de días festivos (en las fechas escogidas hablamos de hasta 5 días festivos).

Conclusiones

Consideramos que los tiempos de tratamiento en nuestro centro están dentro de los valores aceptables/óptimos para tratamientos de radioterapia. Esto es debido en parte a la coordinación del servicio, en el cual se establece un mínimo de 4 días de tratamiento a la semana para todos los pacientes, trabajando en días festivos o sábados si fuese necesario, así como la aplicación de doble sesión de tratamiento en un mismo día en compensaciones de tratamientos.

Se aprecia un aumento de días de tratamiento global en fechas navideñas, aunque la diferencia no es

lo suficientemente significativa como para decidir tomar medidas de actuación a parte de las descritas anteriormente.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1175**Automatización de procesos mediante Scripting para el mejoramiento de la calidad y seguridad del paciente**

Autores: Pablo Aberbuj¹ ; Ruben Farias¹ ; Maria Florencia Mauri¹ ; Leon Aldrovandi¹ ; Maria Liliana Mairal²

¹ *Mevaterapia Oncología Radiante*

² *MEVATERAPIA ONCOLOGÍA RADIANTE*

Corresponding Author: pablo.aberbuj@mevaterapia.com.ar

Introducción

Entre las tareas del físico médico en radioterapia existen algunas que, por ser repetitivas o por requerir el procesamiento y/o transcripción de mucha información, son más susceptibles a errores y requieren un tiempo considerable de su rutina diaria. Es posible volver estas tareas más precisas, exactas y sistemáticas mediante su automatización, permitiendo al mismo tiempo que el profesional pueda enfocarse en otras tareas específicas de mayor complejidad. En este trabajo se presentan dos códigos informáticos desarrollados durante 2018, como parte de la automatización de tareas dentro del programa de garantía de calidad de nuestra institución, y el impacto de su implementación en la rutina diaria.

Material y métodos

Se desarrollaron dos códigos mediante la herramienta Eclipse Scripting API, que permite obtener información del sistema de planificación Eclipse 13.6 (Varian, Palo Alto, California). El primer código permite definir plantillas de restricciones dosis volumen y con ellas evaluar de forma automática diferentes métricas de los planes de tratamiento (Figura 1). El segundo realiza una serie de chequeos sobre el plan de tratamiento (Figura 2), que surgieron de relevar estadísticamente los errores habitualmente cometidos durante la planificación y que se detectaban en instancias posteriores.

Resultados

Desde su implementación, se definieron sobre el primer código 10 plantillas de restricciones con las cuales se analizaron más de 900 planes de tratamiento. Esta evaluación toma en promedio 20 veces menos tiempo que hacerlo de forma manual. Se estima que en la evaluación de las restricciones de estos planes se habría dedicado 380 horas de trabajo en forma manual, mientras que con la automatización se requirieron unas 19 horas. Toda la información extraída queda disponible y fácilmente accesible para su registro, referencia y futura consulta.

Si bien es difícil cuantificar exactamente los errores cometidos y los evitados, realizamos una comparación retrospectiva entre los errores cometidos previa y post-implementación del código de chequeo. Se observa una reducción en la tasa de error del 53% solamente durante el primer año, con un tiempo de análisis del orden del segundo.

Analisis de restricciones en plan de tratamiento

Paciente:	████████████████████	
HC:	██████████	
Equipo:	Equipo 1	
Plantilla:	Prostata IMRT	
Realizado por:	██████████	
Fecha:	1/12/2021	
Nombre del Plan:	Plan1	
Dosis de prescripción (Gy):	72	

Estructura	Prioridad	Métrica	Vol [cm3]	En Plan	Esperado	Ref.
Recto		V50Gy	77.52	37.8%	<50%	
Recto		V60Gy	77.52	28.9%	<35%	
Recto		V65Gy	77.52	24.8%	<25%	
Recto		V70Gy	77.52	19.7%	<20%	
Recto		V75Gy	77.52	1.5%	<15%	
Recto		Dmax	77.52	105.49%	<102% (105%)	
Vejiga		V65Gy	356.02	12.2%	<50%	
Vejiga		V70Gy	356.02	10.4%	<35%	
Vejiga		V75Gy	356.02	1.1%	<25%	
Vejiga		V80Gy	356.02	0%	<15%	
Vejiga		Dmax	356.02	107.08%	<102% (105%)	
Cabeza Femoral Izq		V40Gy	158.1	0%	<50%	
Cabeza Femoral Izq		V50Gy	158.1	0%	<20%	
Cabeza Femoral Izq		V65Gy	158.1	0%	<5%	
Cabeza Femoral Izq		Dmax	158.1	35.82Gy	<70Gy	
Cabeza Femoral Der		V40Gy	164.16	0%	<50%	
Cabeza Femoral Der		V50Gy	164.16	0%	<20%	
Cabeza Femoral Der		V65Gy	164.16	0%	<5%	
Cabeza Femoral Der		Dmax	164.16	34.08Gy	<70Gy	
Rectum- PTV		Dmax	60.04	97.54%	<100% (102%)	
Bladder- PTV		Dmax	321.51	105.22%	<100% (102%)	
CTV		V100%	26.03	100%	>100%	
CTV		V107%	26.03	0cm3	<0cm3 (0.03cm3)	
CTV		Dmax	26.03	105.28%	<107%	
PTV		V100%	164.83	95%	>98% (95%)	
PTV		V95%	164.83	99.8%	>99%	
PTV-CTV		Dmax	144.69	107.18%	<107%	
PTV		IC (95%)	164.83	1.163	<1.5	

Figure 357: Plantilla representativa del código de revisión de restricciones

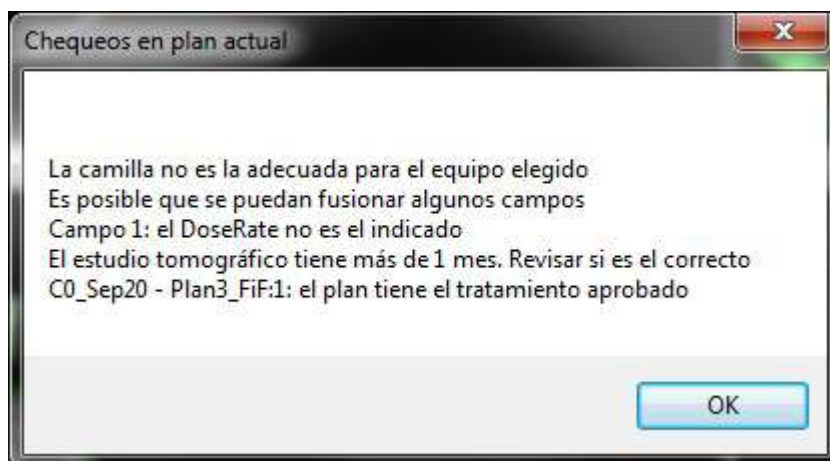


Figure 358: Ventana a modo de ejemplo de los chequeos automáticos sobre un plan de tratamiento

Discusión

La implementación de un sistema de automatización de tareas (entre los cuales se incluyen los dos códigos mencionados) disminuyó el tiempo que le deben dedicar el personal a tareas repetitivas y/ sistematizables y la tasa de errores asociados a la planificación de tratamientos. Esto permitió destinar tiempo y recursos a tareas de desarrollo y mejora en el sistema de calidad.

Conclusiones

Si bien el tiempo requerido para el desarrollo e implementación de estos códigos resulta significativo, su impacto resultó una importante mejora en la calidad y seguridad de los tratamientos a administrar. En términos de seguridad del paciente, la automatización de procesos, es una herramienta objetiva e independiente que complementa las barreras de defensa en profundidad en Radioterapia y permite al físico médico enfocarse en tareas específicas en demanda de su expertise.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1069**Puesta en marcha de Halcyon con maniquí de agua 3D: validación de datos y pruebas iniciales de test clínicos..**

Autor: Daniel San José Olmedo^{None}

Co-autores: Cristina Arroyo Sánchez¹ ; Alfonso Villacé Gallego² ; Diego Crelgo Alonso² ; Zahara Martín Rodríguez¹ ; Silvia Fernández Cerezo³ ; Daniel Rodríguez Latorre⁴ ; Javier Sánchez Ruipérez¹ ; Pedro Sánchez Galiano⁵ ; Jose Fernandez Garcia¹

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Hospital Universitario de Asturias

⁴ Hospital Central de Asturias

⁵ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURAS

Corresponding Author: dasanjo@gmail.com

1.-Introducción y objetivos:

Validar los datos del nuevo equipo Varian Halcyon usando un maniquí 3D de agua y comparar con el haz de referencia AAA 15.6.04 preconfigurado por el proveedor y validar así el algoritmo para su uso clínico.

Se comparó la dosis planificada por software de planes clínicos con la administrada en localizaciones clínicas comunes, utilizando diferentes sistemas para su medición.

2.-Materiales y métodos:

Se utilizó el haz de RX de 6MV sin filtro aplanador (6FFF) del equipo Varian Halcyon junto al maniquí de agua 3D-Scanner de Sun Nuclear.

Utilizando una cámara SNC125c, se midieron: curvas de dosis en profundidad hasta 30cm, perfiles de dosis y diagonales a $d_{max}=5, 10, 20$ y 30cm de profundidad con SSD=90cm, con tamaños de campo de 4x4cm² a 28x28cm² (máximo permitido), factores de campo isocéntricamente a SSD=95cm y 5cm de profundidad.

La dosis de referencia y el índice de calidad se determinaron de acuerdo al TRS-398.

Se verificaron 7 planes, 2 IMRT, 4 VMAT y 1 plano 2DCRT dinámicamente aplanado, utilizando el equipo ArcCheck de Sun Nuclear, junto al equipo Portal de Varian preconfigurado. La dosis puntual absoluta se midió con un maniquí de agua sólida en puntos discretos y cámara Pinpoint.

3.-Resultados:

Tanto las curvas de dosis en profundidad, como los perfiles de dosis y diagonales mostraron muy buena concordancia con los datos preconfigurados, con diferencias dentro de 1%-1mm (fig.1).

Las diferencias en los factores de campo para todos los tamaño de campo fueron inferiores al 0,5%, con una diferencia en la dosis medidas de -0,1%.

La dosis en condiciones de referencia para un campo de 10x10cm² en SSD=90cm y 10cm de profundidad fue 1cGy/UM, de acuerdo a las especificaciones del proveedor. También se verificó la dosis de referencia calculada en el planificador por AAA15.6.04, con tamaño de cuadrícula 1mm, arrojando una diferencia del 0.4% respecto al valor de referencia.

La diferencia del índice de calidad en agua TPR_{20,10}=0,627 y el calculado en el sistema planificador de Eclipse a partir de dosis isocéntricas a 10 y 20cm de profundidad fue del 0,77%.

Los planes medidos con ArcCheck, comparados con la dosis planificada con software SNC Patient, mostraron un valor medio de 99,8% de puntos superando la evaluación gamma 3%-3mm, con umbral del 10%.

Igualmente, la dosimetría Portal mostró un valor medio del 99,8% con gamma 3%-3mm para contorno de MLC más 1cm de margen y modo absoluto.

Las dosis medias puntuales medidas en maniquí Easycube, con Pinpoint 31016 comparadas con las calculadas fueron -0,12% con diferencia máxima del -1,13%.

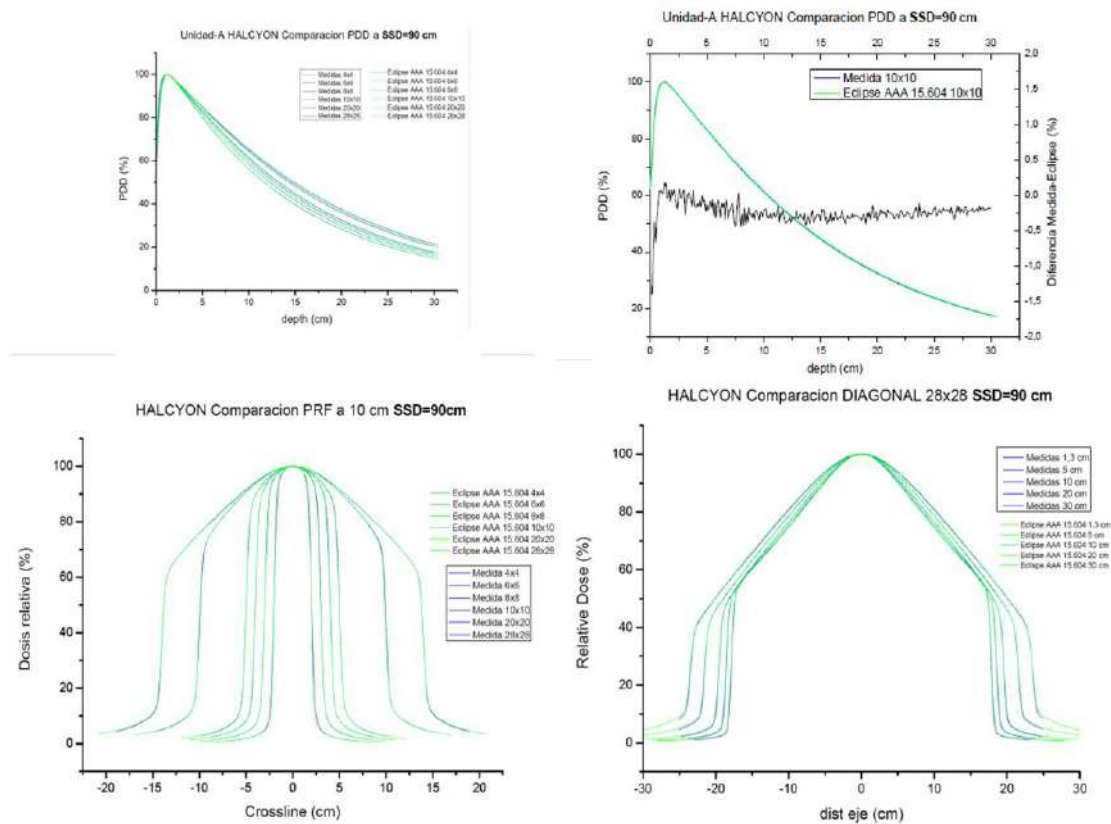


Figure 359: Comparación de curvas de dosis en profundidad, perfiles y perfiles diagonales entre las medidas con cámara de ionización SNC125c, 3D-Scanner de Sun Nuclear y haz preestablecido para el equipo Halcyon.

4.-Discusión y conclusiones:

Los resultados medidos en agua están de acuerdo con los datos proporcionados por Varian con suficiente precisión como para utilizar el modelo AAA 15.6.04 con fines clínicos.

Las pruebas de planes virtuales llevan al equipo a condiciones similares a las de su uso práctico. Los resultados de los análisis gamma y mediciones de dosis absolutas puntuales validan las distribuciones calculadas con el sistema de planificación de tratamiento.

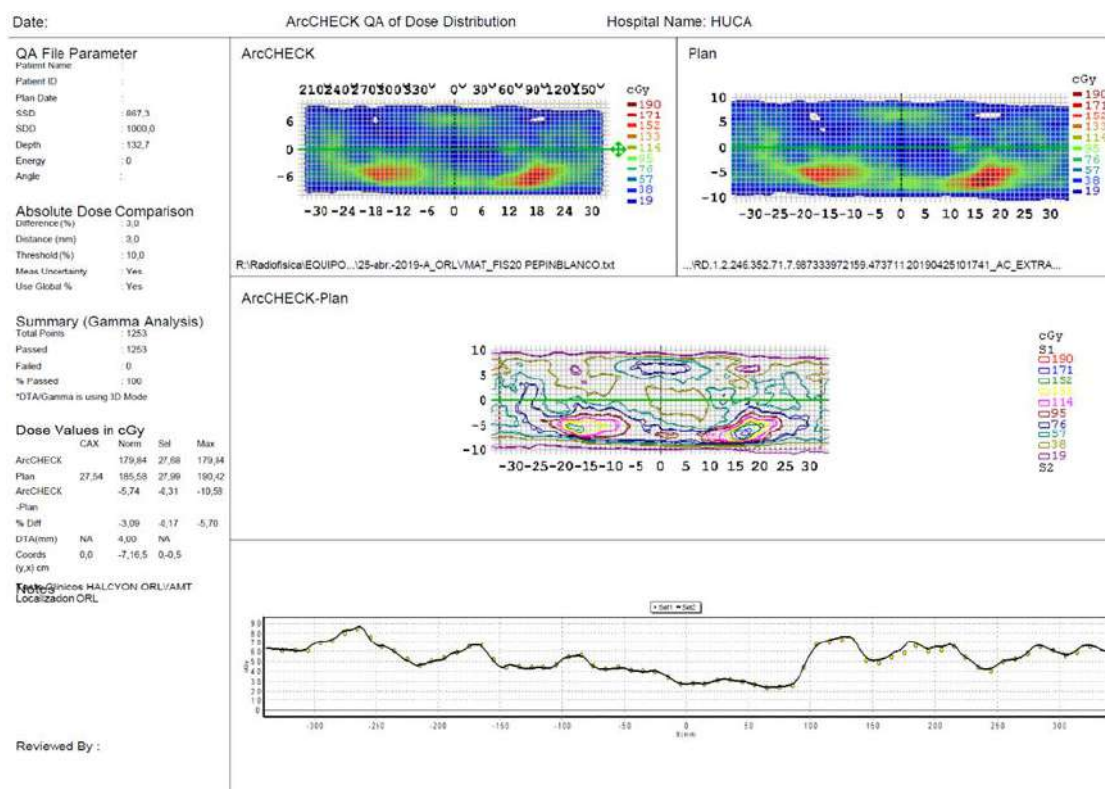


Figure 360: Test de verificación de VMat con equipo ArcCheck y resultados del análisis gamma.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1209**AUDITORIA EXTERNA DE TRATAMIENTOS DE INTENSIDAD MODULADA ADMINISTRADOS EN UN ACELERADOR LINEAL VERSA HD (ELEKTA)**

Autor: Silvia María Gutiérrez Ramos¹

Co-autores: Carmen María Serrano Chica¹ ; Jorge Martín Rodríguez² ; Alberto Pérez Rozos³

¹ Hospital Juan Ramón Jiménez

² Hospital Universitario Virgen Macarena

³ Servicio Andaluz de Salud

Corresponding Authors: silviam.gutierrez.sspa@juntadeandalucia.es, jorge.martin.rodriguez.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción

Un acelerador lineal Versa HD (Elekta) con capacidad para administrar tratamientos de intensidad modulada (IMRT/VMAT), y puesto en marcha mediante un proceso acelerado, fue sometido a una auditoría externa para garantizar la óptima administración de dichos tratamientos.

El acelerador fue puesto en marcha en un periodo de tres semanas desde su aceptación, durante las que se realizó la adquisición de datos, pruebas de referencia, comisionado del sistema de planificación, y medidas de verificación de la calibración, cálculo y técnicas de tratamiento, por lo que se consideró imprescindible someterlo a una auditoría de calibración externa.

La auditoría, voluntaria e independiente, fue llevada a cabo por el programa *Equal-Estro* de la *European Society for Therapeutic Radiation and Oncology (ESTRO)*. Consiste en medidas realizadas sobre un maniquí homogéneo equivalente a agua que contiene insertadas películas radiocrómicas en distintas posiciones. El objetivo es comparar la concordancia (dentro de una tolerancia) entre la dosis administrada en condiciones particulares y la distribución de dosis proporcionada por el sistema de planificación.

Se auditaron solo los tratamientos administrados con energía 6 MV y 6 MV FFF y con la técnica VMAT; que serán los utilizados para modulación de intensidad en el uso clínico.

Material y métodos

Acelerador lineal Versa HD (Elekta). Dos maniquís “EasyCube” (Euromechanics Medical GmbH), cada uno con tres películas radiocrómicas (EBT3 Gafchromic) precargadas, situadas en el plano coronal central, plano coronal central +2 cm anterior y plano coronal central +2 cm posterior. Sistema de planificación Pinnacle 16.2 (Philips).

El programa nos propone elegir un tratamiento real relevante en nuestra institución para su evaluación. Se eligieron dos tratamientos reales de próstata, uno planificado con energía 6 MV y otro con 6 MV FFF, en ambos, se usó la técnica de VMAT.

En el sistema de planificación, cada tratamiento fue copiado en el CT del maniquí que nos fue proporcionado, conservando los parámetros geométricos y físicos del plan original, y considerando como isocentro el centro del maniquí. Una vez realizado el cálculo de dosis, ambos tratamientos fueron importado a la unidad de tratamiento donde fueron administrados sobre cada maniquí debidamente posicionado.

Una vez irradiados, los maniquís se enviaron al centro auditor junto con los archivos RTDose y RTPlan de cada tratamiento elegido para su posterior evaluación.

Resultados

Se evalúan los tres planos donde se encontraban insertadas las películas. En la figura 1 se muestra la distribución de dosis calculada y medida, además del mapa de índice gamma del plano central de cada energía.

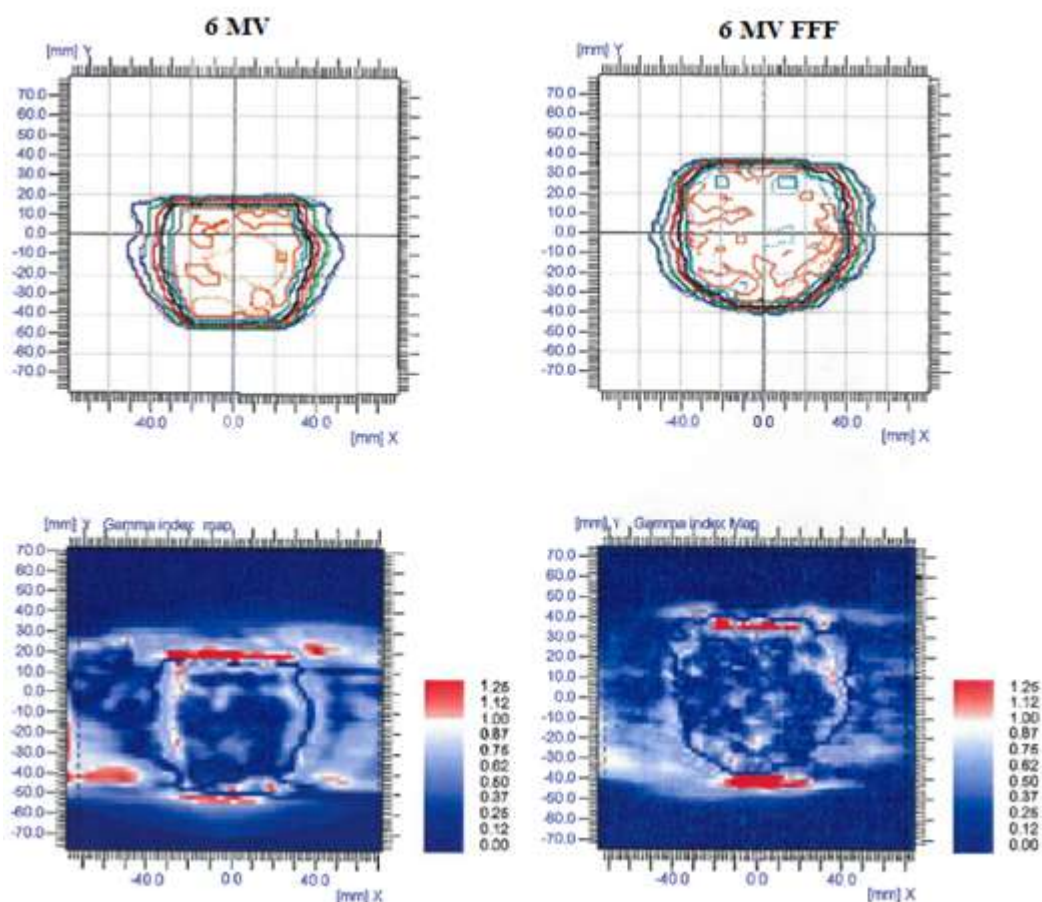


Figure 361: Figura 1. Distribución de dosis y mapa gamma en el plano central

En todos los planos se aplicó el criterio de comparación Gamma, cuyos resultados se muestran en la tabla 1.

Gamma (5%,3mm)	Plano Anterior	Plano central	Plano Posterior
6 MV	97,70%	95,20%	96,30%
6 MV FFF	97,90%	97,10%	95,60%

Figure 362: Tabla 1. Porcentaje de puntos que pasan el criterio Gamma (5%,3mm)

Conclusiones

En ambas energías el porcentaje de puntos que pasan el criterio Gamma (5%,3mm) es siempre mayor que el 95% y por tanto se encuentran dentro del rango de aceptabilidad establecidos en el programa *Equal-Estro*. Esto garantiza que los tratamientos se administran con la máxima calidad y fiabilidad.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1241**Diseño de un maniquí para verificaciones geométricas de sistemas de IGRT**

Autores: Manuel A. Benito Bejarano¹ ; Francisco Sáez Beltrán¹ ; Fernando Gómez Enríquez¹

¹ Servicio de Radiofísica, Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL)

Corresponding Author: mbenitob@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN

Las recomendaciones nacionales para el control de calidad de equipos de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) establecen una serie de pruebas a efectuar de forma periódica. Se ha diseñado y construido mediante impresión 3D un maniquí que permite realizar de forma eficiente la parte correspondiente a los controles de geometría para sistemas basados en radiaciones ionizantes.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha diseñado un modelo 3D mediante técnicas CAD. Dicho modelo ha sido fabricado mediante impresión 3D en ácido poliláctico (PLA) con una altura de capa de 0.05 mm. El diseño consiste en un cubo de 10x10 cm², con cuatro orificios en cada una de las caras laterales que son visibles en las dos modalidades de imagen planar de megavoltaje (MV) y kilovoltaje (kV), y patrones en forma de "N" para la alineación precisa en la modalidad de imagen volumétrica (CBCT). Dispone de marcas para alineación con los láseres en el isocentro de la unidad y otras marcas con un desplazamiento fijo para verificación de los sistemas de centrado. La capacidad del maniquí ha sido probada en el sistema de imagen de un acelerador Truebeam (Varian Medical Systems, Inc.). La prueba se ha realizado tomando series de imágenes de las tres modalidades con traslaciones deliberadas en las tres direcciones espaciales y rotaciones en los tres ejes. Se ha utilizado la aplicación de registro de imagen del acelerador para comprobar si se pueden detectar con precisión los desplazamientos aplicados.

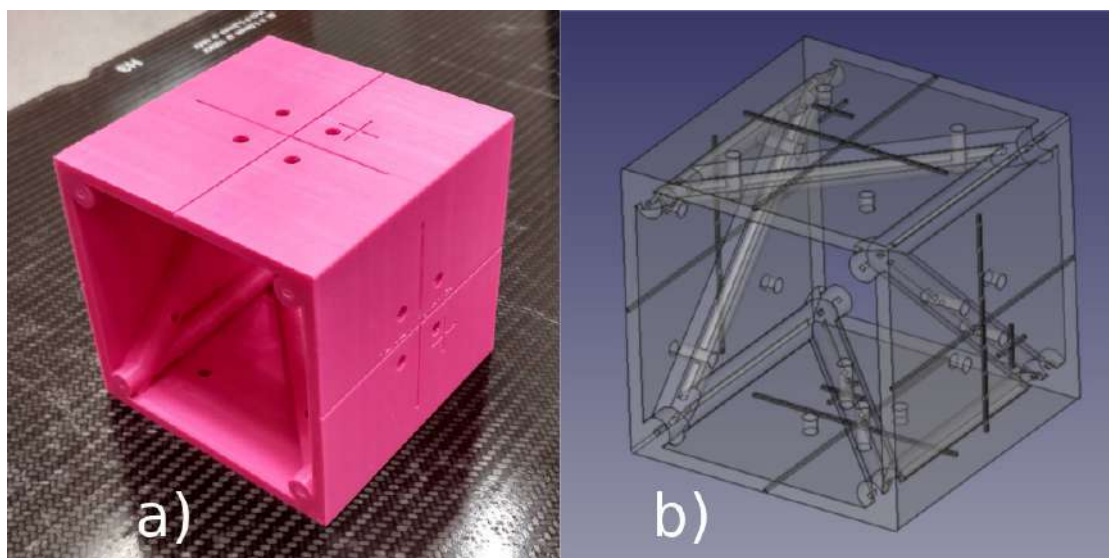


Figure 363: Fotografía (a) y modelo CAD (b) del maniquí.

RESULTADOS

La impresión del maniquí presenta una precisión geométrica inferior a los 0.2 mm en las tres dimensiones. El conjunto sistema de imagen del Truebeam-maniquí pudo detectar desplazamientos en las tres direcciones de 0.4 mm en los modos de imagen planar de MV y kV, y de 0.3 mm en imágenes CBCT. Rotaciones de 0.5° en los tres ejes pudieron ser detectadas en todas las modalidades.

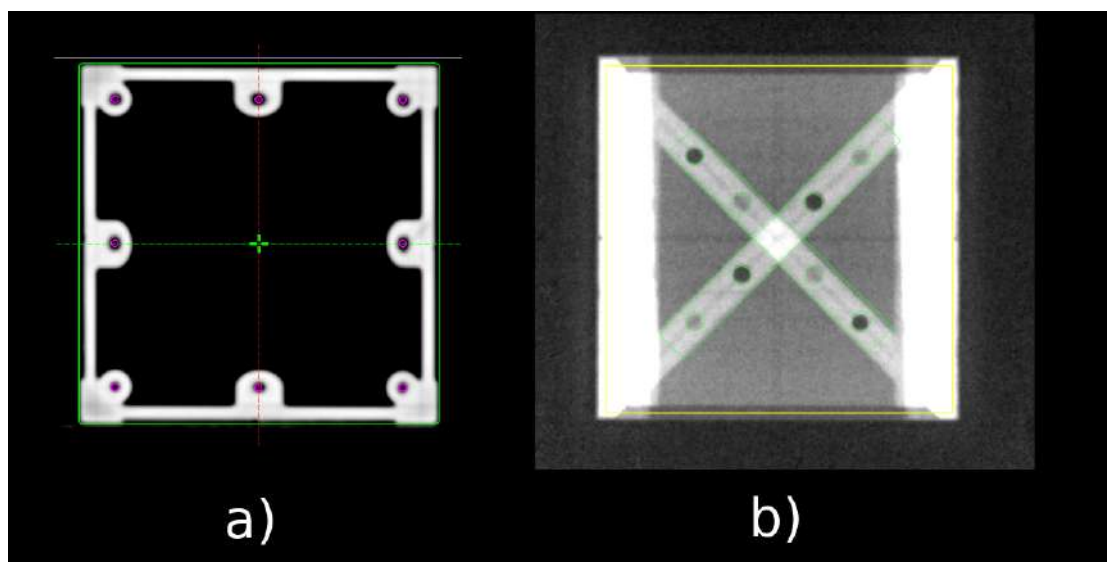


Figure 364: Imágenes del maniquí: CBCT axial (a) y MV anteroposterior (b).

DISCUSIÓN

El maniquí mostró su utilidad como medio de comprobación independiente de los controles de imagen realizados con el hardware y el software proporcionados por el fabricante del acelerador (Machine Performance Check e Isocal). Además presenta la ventaja de que a diferencia de estos últimos, nuestras pruebas se realizan en modo tratamiento, permitiendo también la verificación del software de registro automático usado para posicionar los pacientes. Gracias a su diseño se pueden realizar todas las verificaciones de geometría recomendadas. La precisión que ofrece el sistema es mayor que las tolerancias establecidas por las recomendaciones nacionales e internacionales.

CONCLUSIONES

El maniquí presentado permite llevar a cabo de forma precisa, rápida y costo-efectiva las pruebas geométricas recomendadas para equipos de IGRT basados en radiaciones ionizantes.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1300**Verificación de colimador multilámina mediante radiografía computarizada.****Autores:** Miguel Ángel Suero Rodrigo¹ ; Javier García Ledesma¹¹ Hospital Virgen del Puerto**Corresponding Author:** miguelangel.suero@salud-juntaex.es**Introducción**

La verificación de las posiciones de las láminas de un colimador multilámina (MLC) es esencial para impartir los tratamientos de radioterapia con seguridad. Es habitual hacerlos irradiando películas radiocrómicas o sistemas de imagen portal, con patrones de irradiación definidos.

En este trabajo se presenta un control de calidad llevado a cabo mediante radiografía computarizada (CR) e irradiación tipo *garden fence*. Para ello se ha desarrollado una aplicación que permite el análisis con una mínima interacción del operador que realiza la prueba. El tiempo que conlleva su realización es suficientemente corto como para integrarlo entre las pruebas diarias del programa de garantía de calidad.

Material y método.

El MLC sobre el que se lleva el control de calidad es de un Primus de Siemens, con 29 pares de láminas, teniendo estas una anchura proyectada al isocentro de 1 cm, excepto las cuatro más periféricas que tienen 6.5 cm.

El sistema CR utilizado es de la casa Fuji modelo Cápsula XL. El fósforo está alojado en un chasis tipo PC, apto para radioterapia.

En la ranura del colimador se coloca una bandeja con marcas fiduciarias, cuyas posiciones respecto al isocentro son conocidas. El chasis se irradia a la altura del isocentro con 11 bandas de 1 cm. Las imágenes son exportadas en formato DICOM con un tamaño de pixel de 0,2 mm.

El software ha sido desarrollado en java como PlugIn de ImageJ. Detecta las marcas radiopacas para establecer la posición del isocentro en la imagen y dibujar las posiciones nominales. Además, a partir de la transmisión entre láminas, corrige posibles giros del chasis respecto al colimador. El posicionamiento de cada lámina en cada posición se determina en varios pasos. Primero extrae la señal de intensidad generada de líneas paralelas al movimiento de las láminas y que pasan por su centro, detectando los máximos y mínimos. Luego traza segmentos entre cada mínimo y máximo contiguo, los cuales atraviesan el extremo de cada lámina en cada posición. Este perfil de intensidad se ajusta a una sigmoide del tipo $y(x) = a_1 + \frac{a_2 - a_1}{1 + \exp(\frac{a_3 - x}{a_4})}$, donde a_1 es el valor asintótico mínimo, a_2 es el valor asintótico máximo, a_4 es la pendiente de la zona de mayor gradiente de la curva y el parámetro a_3 se corresponde con el punto de inflexión. Éste último determina la posición de la lámina.

El software dibuja las posiciones nominales y las posiciones detectadas mediante un código de colores según su desviación: verdes menor de 1 mm, naranjas entre 1 mm y 2 mm, rojas mayor de 2 mm.

Resultados

Tanto los datos numéricos generados como la imagen muestran como casi todas las láminas se desvían menos de 1 mm, a excepción de algunas periféricas de la bancada X1. El alineamiento también se encuentra dentro de las limitaciones de este dispositivo.

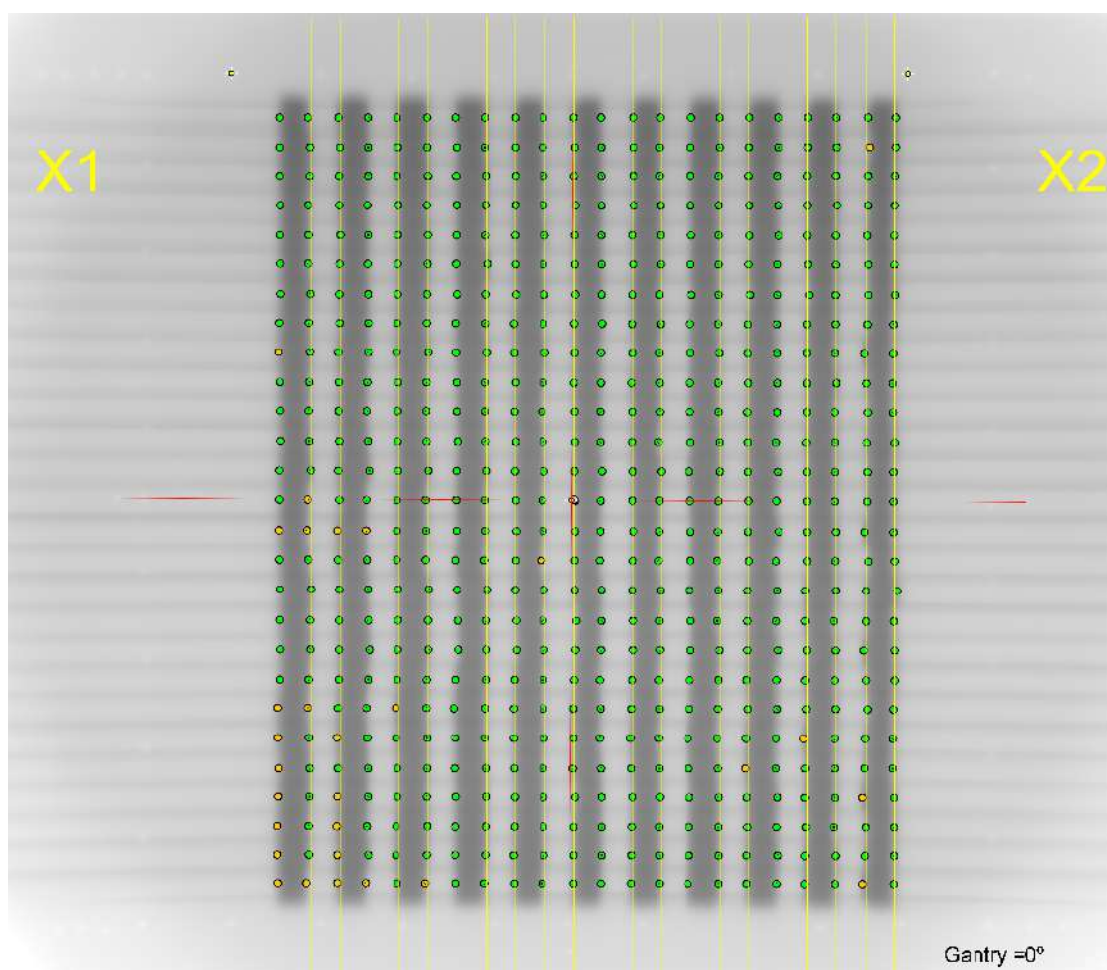


Figure 365: Imagen resultado del análisis.

Discusión

La anchura de las bandas, la homogeneidad de los bordes y el código de colores de las posiciones dibujadas permiten obtener un resultado inmediato a partir de la inspección visual .

Los archivos numéricos generados permiten hacer análisis estadístico tanto del alineamiento como de las posiciones de las láminas.

Conclusión

Además de los métodos recomendados por el fabricante, como la verificación del MLC con luz de campo, este método ha resultado ser una herramienta útil de evaluación y seguimiento. Las pocas unidades monitor necesarias para irradiar el CR y la mínima entrada de datos hacen que su duración sea de unos 7 minutos, pudiéndose integrar en el programa de garantía de calidad como parte de las pruebas diarias.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1213**AUDITORIA EXTERNA DE UN ACELERADOR VERSA HD (ELEKTA) DE RECIENTE INSTALACIÓN EN EL HOSPITAL JUAN RAMON JIMENEZ (HUELVA)**

Autor: Silvia María Gutiérrez Ramos¹

Co-autores: Carmen María Serrano Chica¹ ; Gema Muñoz Romero² ; Alberto Pérez Rozos³

¹ Hospital Juan Ramón Jiménez

² Hospital Universitario Virgen del Rocío

³ Servicio Andaluz de Salud

Corresponding Authors: silviam.gutierrez.sspa@juntadeandalucia.es, gema.muniz.romero.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción

Un acelerador lineal Versa HD (Elekta) recientemente instalado en nuestra institución, mediante un proceso de puesta en marcha acelerada, fue sometido a una auditoría externa por el programa *Equal-Estro* de la *European Society for Therapeutic Radiation and Oncology (ESTRO)*.

El acelerador fue puesto en marcha en un periodo de tres semanas desde las pruebas de aceptación, durante las que se realizó la adquisición de datos, pruebas de referencia, comisionado del sistema de verificación, y medidas de verificación de la calibración, cálculo y técnicas de tratamiento, por lo que se consideró imprescindible someterlo a una auditoría de calibración externa.

El programa *Equal-Estro* consiste en una auditoría, voluntaria e independiente, de las condiciones de calibración y cálculo de dosis absorbida de los equipos que participan en el tratamiento radioterápico. Para ello se envían al centro auditado una serie de detectores que deben ser irradiados a unas dosis y condiciones especificadas. Una vez irradiados se devuelven al centro lector que emite un informe con las desviaciones encontradas, valorando la irradiación en los niveles aceptable, incorrecto leve y graves desviaciones.

Material y métodos

Acelerador lineal Versa HD (Elekta) con cuatro energías disponibles: 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV y 10 MV FFF. Conjunto de detectores TLD en polvo (doce por cada energía) proporcionados por el centro auditor. Sistema de planificación Pinnacle 16.2 (Philips).

Serie de pruebas propuestas por el programa para la comprobación de la dosis absorbida en condiciones de referencia, porcentaje de dosis en profundidad, variación de la dosis con la apertura del colimador, factores de cuñas, campos circulares y colimador multiláminas.

Cada serie de pruebas fue realizada en cada energía disponible. Todas se llevaron a cabo irradiando detectores TLD en un maniquí de agua siguiendo detalladamente las especificaciones de cada prueba. Para el cálculo de UM necesarias, se realizó el cálculo en el sistema de planificación teniendo en cuenta la dosis prescrita en cada una de estas pruebas y en la configuración del algoritmo que será usada para tratamiento.

En la tabla 1 se muestra una descripción de cada prueba:

Pruebas	Profundidad (cm)	Técnica	Campo (cm x cm)	TLD N°	Dosis _{prescrita} (Gy)
Dosis Absorbida de Referencia	10	SDD	10 x 10	1	2 Gy
	10	SDD	10 x 10	2	2 Gy
Dosis en Profundidad	10 y 20	SSD	10 x 10	3a y 3b	2 Gy (3a)
	10 y 20	SSD	20 x 20	4a y 4b	2 Gy (4a)
Variación de dosis con la apertura del colimador	10	SDD	7 x 7	5	2 Gy
	10	SDD	12,5 x 7	6	2 Gy
Factor de cuña	10	SDD	10 x 10(w)	7	2 Gy*
	10	SDD	12,5 x 7(w)	8	2 Gy*
Campos circulares	10	SDD	7,8	9	2 Gy
Multiláminas	10	SDD	10 x 10	10	N/A
* 1 Gy con colimador a 0° y 1 Gy con colimador a 180°					

Figure 366: Tabla 1. Descripción detallada de cada prueba

Una vez irradiado los detectores fueron devuelto al centro auditor para su lectura y posterior análisis de los resultados obtenidos.

Resultados

En la tabla 2 se muestra los resultados obtenidos de cada lectura y su correspondiente desviación:

TLD N°	6 MV			6 MV FFF			10 MV			10 MV FFF		
	Dosis _{prescrita} (Gy)	Dosis _{medida} (Gy)	Desv (%)	Dosis _{prescrita} (Gy)	Dosis _{medida} (Gy)	Desv (%)	Dosis _{prescrita} (Gy)	Dosis _{medida} (Gy)	Desv (%)	Dosis _{prescrita} (Gy)	Dosis _{medida} (Gy)	Desv (%)
1	2,000	2,001	0,1	2,000	2,009	0,5	2,000	2,064	3,2	2,000	2,046	2,3
2	2,000	1,999	0,0	2,000	1,999	0,0	2,000	2,031	1,6	2,000	2,036	1,8
3a	2,000	2,012	0,6	2,000	1,978	1,1	2,000	2,029	1,5	2,000	2,029	1,4
3b	1,172	1,167	0,4	1,161	1,131	2,6	1,247	1,257	0,8	1,231	1,23	0,0
4a	2,000	2,014	0,7	2,000	2,004	0,2	2,000	2,022	1,1	2,000	2,026	1,3
4b	1,237	1,233	0,3	1,216	1,214	0,2	1,302	1,312	0,7	1,269	1,264	0,4
5	2,000	2,012	0,6	2,000	2,014	0,7	2,000	2,021	1,1	2,000	1,980	1,0
6	2,000	2,017	0,8	2,000	2,016	0,8	2,000	2,01	0,5	2,000	1,974	1,3
7	2,000	2,000	0,0	N/A	N/A	N/A	2,000	2,027	1,4	2,000	N/A	N/A
8	2,000	1,937	3,1	N/A	N/A	N/A	2,000	2,006	0,3	2,000	N/A	N/A
9	2,000	1,997	0,2	2,000	1,995	0,2	2,000	2,012	0,6	2,000	1,982	0,9
10	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A

Figure 367: Tabla 2. Resultados obtenidos correspondiente a cada energía evaluada

Conclusiones

Todas las lecturas presentan una desviación menor del 5% y por tanto se encuentran dentro del rango aceptable según los criterios establecidos por el programa *Equal-Estro*, lo que garantiza que los tratamientos se administran con la máxima calidad y trazabilidad metrológica. Por tanto, es posible realizar una puesta en marcha del equipo acelerada manteniendo los mismos niveles de calidad y seguridad.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 880**CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE REGISTRO DE IMAGEN PARA CABECEO Y BALANCEO DE UNA MESA 6D.**

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; Iban Conles Picos²

Co-autores: Sofía Pena Vaquero² ; Antonio Enrique Hurtado Romero² ; David Miguel Pérez² ; Angel del Castillo Belmonte² ; Manuel Agulla Otero² ; Carlos Andrés Rodríguez² ; María Ruiz Aznar² ; Delfín Alonso Hernández² ; Jesus María de Frutos Baraja² ; Ricardo Torres Cabrera³

¹ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

² *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

³ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

El grado de precisión y exactitud alcanzado en los sistemas de posicionamiento del paciente en radioterapia es muy elevado, gracias a inmovilizadores, sistemas de imagen y mesas robóticas. Algunas de estas mesas son las llamadas 6D, que cuentan con 6 grados de libertad, las 3 habituales direcciones de desplazamiento y 3 tipos de giros isocéntricos: de rotación, balanceo (Roll) y cabeceo (Pitch). La incorporación del Pitch y el Roll ha supuesto un reto a la hora de definir métodos de control de calidad (1). Estos movimientos deben ser coherentes con el sistema de registro de imágenes, de forma que los desplazamientos obtenidos por dicho sistema sean exactos.

El objetivo de este trabajo es establecer un procedimiento de control de calidad de los movimientos Pitch y Roll en una mesa 6D mediante un maniquí cúbico.

Material y métodos

Disponemos de un acelerador TrueBeamSTx con una mesa 6DoFPerfectPitch (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) y un maniquí QUASAR™ Penta-Guide (Modus QA, Ontario, Canadá) con una plataforma niveladora de 3 pies.

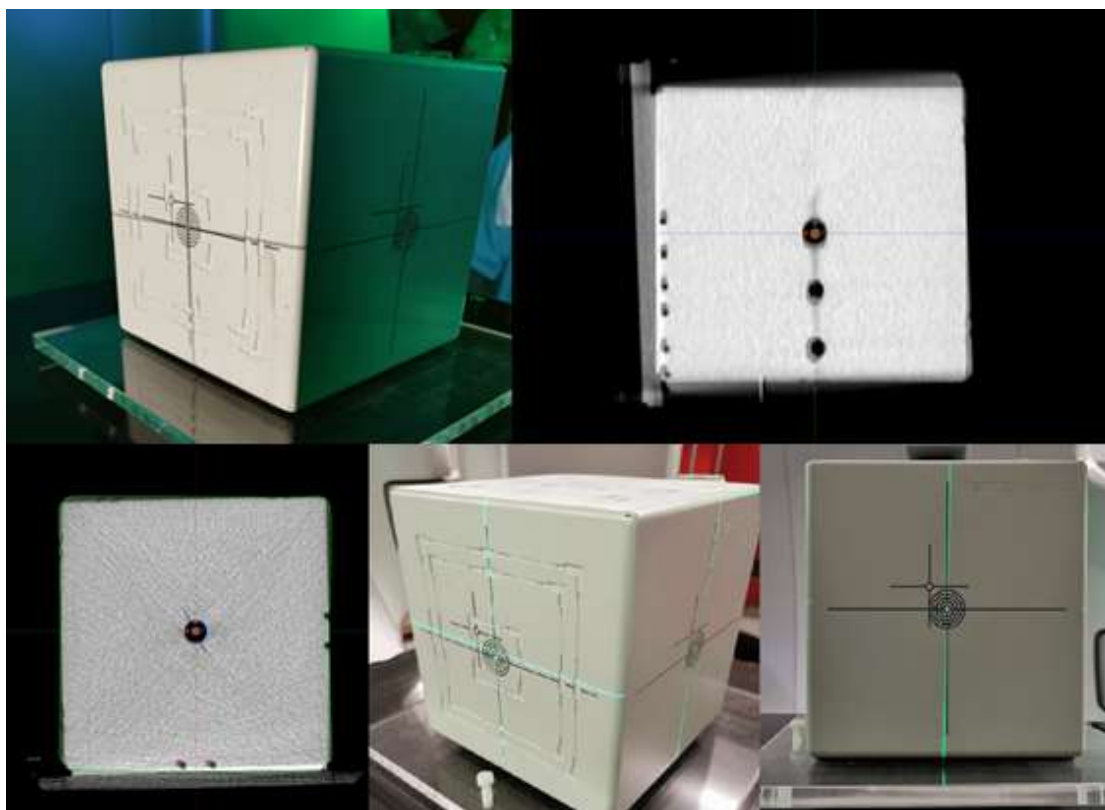


Figure 368: Sup izq, colimador girado 2° que indica el desnivel necesario en la plataforma. Sup dcha, comparación de CBCT con imagen de referencia en el pitch. Inf izq, Comparación de CBCT con imagen de referencia en el roll. Inf centro y derecha, plataforma desnivelada para obtener un roll de 1,45°.

Para la comprobación del Pitch alineamos el maniquí con los láseres. Situamos el gantry a 90° y giramos el colimador un ángulo conocido ($<2,5^\circ$). Inclina la plataforma para reajustar el maniquí a la retícula. Realizamos un CBCT y hacemos el registro con la imagen de referencia del TC en el corte sagital (figura1 superior). Anotamos el desplazamiento que solicita el sistema de registro y lo realizamos. Comprobamos el ajuste del maniquí con los láseres de la sala.

Para la comprobación del Roll alineamos el maniquí con los láseres. Inclina la plataforma lateralmente, de forma que en un lado del cubo el láser se encuentre alineado con las líneas de centrado y en el lado opuesto, el láser horizontal pase por el borde superior del segundo círculo central (a 4mm del centro del cubo). Por una simple relación trigonométrica conocemos el ángulo de inclinación del cubo ($1,45^\circ$). Realizamos un CBCT y el registro con la imagen de referencia en un corte axial (figura2). Anotamos el desplazamiento que solicita el sistema de registro y lo realizamos. Comprobamos el ajuste del maniquí con los láseres de la sala.

Resultados

	Giro realizado	Dif en el registro de imagen	Dif. tras desplazamiento
Pitch	2°	0.1°	0°
Roll	1.45°	0.2°	0°

Figure 369: Resultados medios optenidos durante el primer año.

Conclusiones

Estas pruebas nos permiten completar el control de calidad para una mesa 6D y asegurarnos el correcto funcionamiento de todas sus funcionalidades.

Bibliografía

(1) Kyle Woods et all. Quality assurance for a six degrees-of-freedom table using a 3D printed phantom

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 910**Herramienta web para el control de calidad de un acelerador Halcyon**

Autores: María Mercedes Pérez Macho¹ ; Manuel Fernández Montes¹ ; Ariane Montejó Arteché¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; Agustín Válgoma Solanas¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

Corresponding Author:**INTRODUCCIÓN**

A finales de 2019 se puso en marcha en nuestro servicio un ALE Halcyon (Varian Medical Systems). Sus altas prestaciones en cuanto a robustez y estabilidad (configuración en anillo autoblandado), velocidad de funcionamiento (giro de gantry más rápido que en los ALE convencionales; haz 6MV FFF), y conformación de dosis (multiláminas de doble capa), permiten la administración de tratamientos de VMAT de gran calidad.

El control de calidad periódico de este equipo se ha realizado con SNC Machine, una aplicación de la plataforma web SunCheck (SUN NUCLEAR) que permite analizar las medidas recomendadas en el TG-42 de la AAPM. Esta herramienta estaba previamente integrada en nuestra red ARIA, y se utiliza para el procesamiento y gestión del QA del resto de los aceleradores del servicio.

“SNC Machine” es una potente herramienta de análisis y explotación de datos, que permite el acceso inmediato a todo tipo de información referida a las medidas de QA realizadas, capaz de generar curvas de tendencias de los parámetros medidos, y alarmas visuales si los resultados superan los valores de tolerancia establecidos.

MATERIALES Y MÉTODOS

La aplicación “SNC Machine” permite generar pruebas de control de calidad (QA Task), asociadas a planes de tratamientos definidos en Eclipse.

En el entorno del acelerador Halcyon se han implementado tanto controles diarios, “Daily QA Checks”, como semanales, “Star Shot”, “MV”, “Winston-Lutz” y “CBCT Imaging”.

Las medidas se realizan sobre sus correspondientes maniquíes : “Daily QA”, “MV QA phantom (steel)”, “Winston-Lutz QA phantom” y “Varian Catphan 604”, proporcionados por el suministrador de la aplicación.

Para cada una de las pruebas se han establecido rangos de tolerancia a partir de medidas de referencia realizadas en la puesta a punto del sistema.

Cada medida realizada es comparada con su medida de referencia, generándose, ante cualquier discrepancia, alarmas visuales y/o correos electrónicos, informando sobre qué parámetro o parámetros están fuera de su rango de tolerancia.

RESULTADOS

La aplicación SNC Machine ha sido utilizada en la realización del Control de Calidad diario y semanal del ALE Halcyon durante su primer año de funcionamiento.

Los resultados de las medidas se registran, procesan y analizan en la plataforma SunCHECK, con alertas inmediatas indicadoras de la existencia de parámetros fuera de tolerancia.

Se presentan las curvas de tendencia de algunos parámetros significativos del QA diario y semanal del acelerador, obtenidas a lo largo de un año.

CONCLUSIONES

Actualmente consideramos que la aplicación “SNC Machine” de la plataforma web SunCHECK es un sistema adecuado para registrar, gestionar, analizar y explotar los datos obtenidos en las pruebas de los controles de calidad periódicos de un acelerador Halcyon.

Sin embargo, estimamos que esta aplicación está incompleta. Echamos en falta la posibilidad de controlar, mediante pruebas de imagen, parámetros dinámicos de operación, como son: tasa de dosis, velocidad del multiláminas y precisión en el posicionamiento de las láminas.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1284**Evaluación del test de Winston-Lutz mediante imagen portal****Autores:** Rodrigo Astudillo Olalla¹ ; Marina Gutiérrez Ruiz^{None}**Co-autores:** Jorge Alonso Muriedas ; Samuel Ruiz Arrebola¹ ; José Andrés Vázquez Rodríguez² ; M^a Teresa Pacheco Baldor¹ ; Rosa Fabregat Borrás¹¹ Hospital Universitario Marqués de Valdecilla² SEFM**Corresponding Author:** ras.sp@gmail.com**Introducción**

El test de Winston-Lutz (WL) permite verificar la posición del isocentro de radiación (IR) respecto al isocentro mecánico (IM) en un acelerador lineal de electrones. La realización de este test con las imágenes portales de un acelerador supone un ahorro de material y tiempo, a la vez que posibilita el análisis de la prueba de forma cuantitativa respecto a un procedimiento manual.

El Exactrac Dynamic es un sistema de posicionamiento, que combina el guiado por superficie y cámara térmica junto con rayos X, consiguiendo una precisión submilimétrica en algunos tipos de tratamientos. Para su calibración, se utiliza un marcador radiopaco posicionado en el IR según el ángulo de gantry.

Se ha creado una macro en el software libre ImageJ para el análisis del test de WL con el fin de asegurar el centrado óptimo del marcador radiopaco que se utiliza posteriormente para calibrar el sistema Exactrac Dynamic.

Material y métodos

El test de WL se ha realizado en un acelerador Varian TrueBeam Stx con la colimación circular de 15mm de diámetro de BrainLab. El marcador utilizado ha sido el SRS 4Pi Target Pointer de BrainLab y el análisis se ha realizado con el software ImageJ.

Se posiciona el marcador en el IM con ayuda de los láseres de la sala y, a continuación, se adquieren 4 imágenes portales con el gantry a 0°, 90°, 180° y 270°. En la figura 1, se puede ver a la izquierda una de las proyecciones adquiridas con imagen portal. A la derecha, se muestra uno de los perfiles que la macro utiliza para calcular el desplazamiento del centro del marcador radiopaco respecto al centro del haz de radiación en las dos dimensiones del plano de imagen para cada proyección. Se promedian los desplazamientos que se realizan en la misma dirección con el fin de poder llevar el marcador al IR del acelerador según el ángulo de gantry.

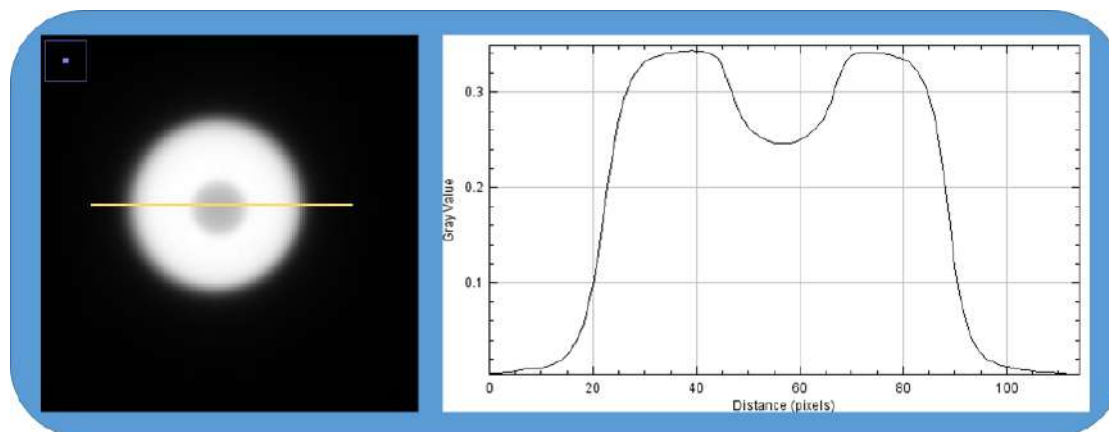


Figure 370: A la izquierda, imagen del haz de radiación con la sombra de la esfera radiopaca en el centro. A la derecha, perfil horizontal

Se estudia el número de unidades de monitor (UM) necesarias para encontrar un compromiso entre el ruido de la imagen y el tiempo de irradiación. Se realiza un análisis de la reproducibilidad y repetibilidad del método de adquisición y análisis. Por último, se cuantifica el resultado obtenido con este método tras aplicar desplazamientos intencionados de 1,1mm al marcador previamente centrado.

Resultados y discusión

Con 100 UM por imagen se obtiene el mejor compromiso entre ruido y tiempo de irradiación. La repetibilidad y reproducibilidad resultante es $60\mu\text{m}(k=1)$ y $50\mu\text{m}(k=1)$, respectivamente, comparables a otros métodos que aparecen en la bibliografía.

Por último, el desplazamiento promedio obtenido después de aplicar 1,1mm al marcador previamente centrado es de $1,16\text{mm}\pm 0,06\text{mm}(k=1)$.

Conclusiones

El método de medida y análisis evaluado para la realización del test de WL es repetible, reproducible y es capaz de detectar desplazamientos intencionados de al menos 1,1mm. Esto permite analizar la coincidencia entre el IR y el IM del gantry y posicionar el marcador radiopaco en el IR para la posterior calibración del sistema Exactrac Dynamic.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 921**Verificación de software informático para análisis de patrones de estrellas de radiación.**

Autores: Miguel Á. Suero Rodrigo¹ ; Javier García Ledesma¹

¹ Hospital Virgen del Puerto

Corresponding Author: miguelangel.suero@salud-juntaex.es

Introducción

Se presenta una aplicación desarrollada en la instalación para el análisis de patrones de radiación en estrella y se verifica su funcionamiento. El software proporciona el radio del isocentro de radiación, su posición, su distancia a los láseres de la sala, y los ángulos de giro.

Para ello utiliza un algoritmo para la detección de los haces basado en el ajuste de la penumbra a una sigmoide, por lo cual es poco sensible a posibles artefactos debido a la forma del maniquí utilizado y al ruido.

La aplicación permite analizar este tipo de imágenes en pila y ordenadores en red, pudiéndose ejecutar en cualquier estación del Servicio Extremeño de Salud (SES).

Material y Método

El software se desarrolló en lenguaje informático Java. Para su verificación se utilizaron distribuciones de dosis obtenidas del sistema de planificación de tratamientos Philips Pinnacle. Las irradiaciones se llevaron a cabo sobre películas radiocrómicas y fósforos fotoestimulables de radiografía computarizada.

El isocentro se definió como el centro del círculo de menor radio que contiene los ejes centrales de todos los haces (rayos) y su radio como el radio del isocentro. Se puede demostrar matemáticamente que este círculo es único y que se corresponde con el incírculo de mayor radio de los triángulos formados a partir de la intersección de los haces.

El software determina el eje del haz como los puntos equidistantes entre sus bordes, determinados estos como los puntos de inflexión. Estos se detectan mediante el ajuste de las penumbras a una función sigmoide del tipo $y(x) = a_1 + \frac{a_2 - a_1}{1 + \exp(\frac{a_3 - x}{a_4})}$, donde a_1 es el valor asintótico mínimo, a_2 es el valor asintótico máximo, a_4 es la pendiente de la zona de mayor gradiente de la curva y el parámetro a_3 se corresponde con el punto de inflexión. Al determinarse éste a partir de un ajuste, el análisis es poco sensible al ruido o a artefactos, como lo debidos a la falta de simetría cilíndrica del maniquí.

Además del radio del isocentro y posición, la aplicación determina la distancia del isocentro a los láseres y el ángulo de cada haz. También, es capaz de analizar imágenes en pila y en red, en cualquier equipo de Servicio Extremeño de Salud.

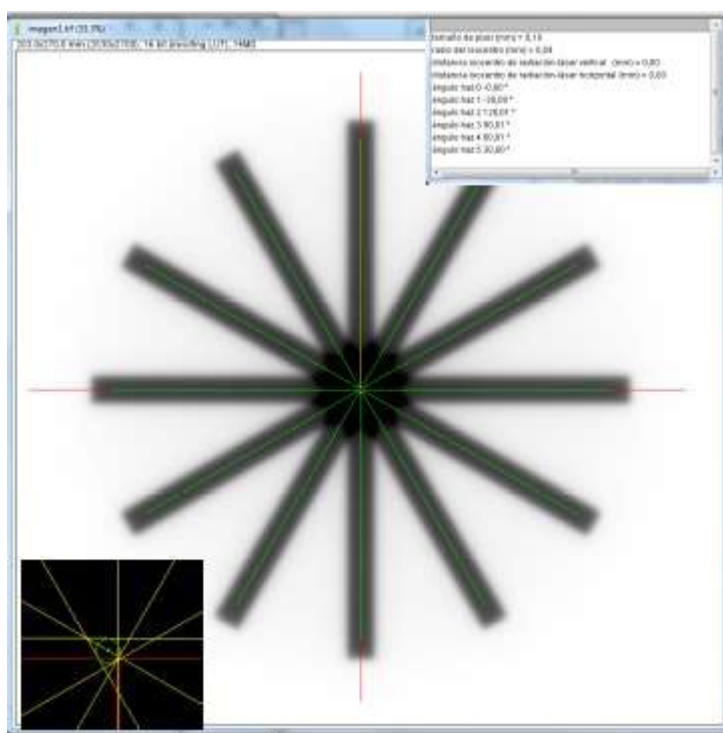


Figure 371: Estrella de radiación.

Resultados

Para la verificación, se obtuvieron distribuciones de dosis en estrella del sistema de cálculo. Estas nos permiten conocer el valor verdadero de los parámetros objeto de estudio. Los valores obtenidos a partir del análisis coinciden con aquellos dentro de la resolución de pixel. La figura 1. muestra este ejemplo.

Se analizaron placas irradiadas en controles de calidad correspondientes a los últimos tres años, pudiéndose observar la corrección y estabilidad a lo largo del tiempo de todos los parámetros.

Discusión

El software ha demostrado dar con exactitud los valores de los parámetros. Al ser el algoritmo poco dependiente del ruido de la imagen, el análisis varía poco sobre película o IP.

La aplicación se ha adaptado para los distintos giros (de brazo, de colimador y de mesa), de tal forma que permite un análisis con la menor interacción del usuario y proporcionando informes de manera automática, aumentando la eficiencia.

Además, permite hacer estudios retrospectivos y evaluar la estabilidad en el tiempo de los parámetros estudiados.

Conclusiones

La aplicación es compatible con las necesidades de exactitud y eficiencia del programa de garantía de calidad, pudiéndose integrar en el mismo.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 925**Extracción desde ARIA de un cuadro de mandos para el proceso de planificación en radioterapia****Autor:** Alejandro García Romero¹**Co-autores:** Pablo Ortega Pardina¹ ; Sheila Calvo Carrillo² ; Alejandro Barranco López¹ ; Ana García Pérez³ ; Javier Díez Chamorro² ; Francisco Javier Jiménez Albericio⁴ ; Evangelina Martínez Francés⁵ ; Sonia Serrano Zabaleta³ ; Celia Castán Guerrero⁶ ; Pedro Ruiz Manzano⁷¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza.² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa³ Hospital Clínico Universitario de Zaragoza⁴ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO Blesa"⁵ HCUZ Lozano Blesa⁶ HCULB⁷ HCU Lozano Blesa Zaragoza**Corresponding Author:** alcaraz_marloz@gva.es**Introducción**

La extracción de indicadores sobre la actividad de un servicio de física es en nuestros días requisito en muchos centros públicos y privados, con objeto de monitorizar la actividad de dicho servicio. A lo largo de los últimos años se han hecho esfuerzos para registrarla, especialmente en el proceso de planificación de tratamientos en radioterapia externa, donde hay un producto inicial, las imágenes, volúmenes y prescripciones de un paciente, y un producto final, un plan optimizado que se realiza en un periodo de tiempo determinado. Casi siempre han existido este tipo de registros entrada/salida y algún método de análisis de los mismos, pero la creciente digitalización del proceso ha propiciado automatismos que antes eran más tediosos y complicados. El objetivo del trabajo es presentar cómo puede hacerse un cuadro de mandos de actividad en este proceso si se dispone de una versión avanzada de ARIA (Varian Medical Systems).

Material y métodos

Disponemos de ARIA 15.1 y de la aplicación de informes que acompaña el sistema (AURA), que está basada en MS SQL Server Reporting Services. Dicha aplicación permite editar informes preexistentes para que se adecúen a las necesidades de cada centro. Unido a esto, para la dosimetría clínica disponemos de un flujo de trabajo sin papeles gestionado a través de las denominadas "Vías clínicas", que permiten registrar cada actividad con su hora de finalización. La entrada en el servicio de física se produce cuando el oncólogo radioterápico termina la actividad de diseño del PTV, después hay una actividad intermedia que es la revisión inicial por parte de los adjuntos del servicio, que genera un receso momentáneo en el proceso mientras el oncólogo aprueba el plan propuesto. Posteriormente se inicia un proceso de verificación que concluye con la aprobación del plan. El informe adaptado por nosotros genera un listado de actividades relevantes que incluye la fecha y hora de finalización de las mismas. El cuadro de mandos se ha generado en una hoja de cálculo creada para ello que lee esta información y la procesa a través de una macro de Excel (VB). Con esta información, los días que el departamento está cerrado y la resta de tiempos muertos por rechazo de ficha u otra circunstancia se genera el tiempo de estancia real de las planificaciones en nuestro servicio. La frecuencia de refresco del cuadro es trimestral y su output son los planes realizados por tipo de sistema de planificación así como el porcentaje de planes que tardan más de 6, 7, 8, 9 o 10 días en salir del servicio.

Resultados

Se presenta gráficamente el análisis de todos los trimestres analizados desde la puesta en marcha de las vías clínicas. En la figura 1 se puede ver la presión asistencial variable a lo largo del tiempo referida a este proceso, siendo PCRT en nuestro caso planificaciones de radioterapia conformada y ECLIPSE planificaciones de VMAT.

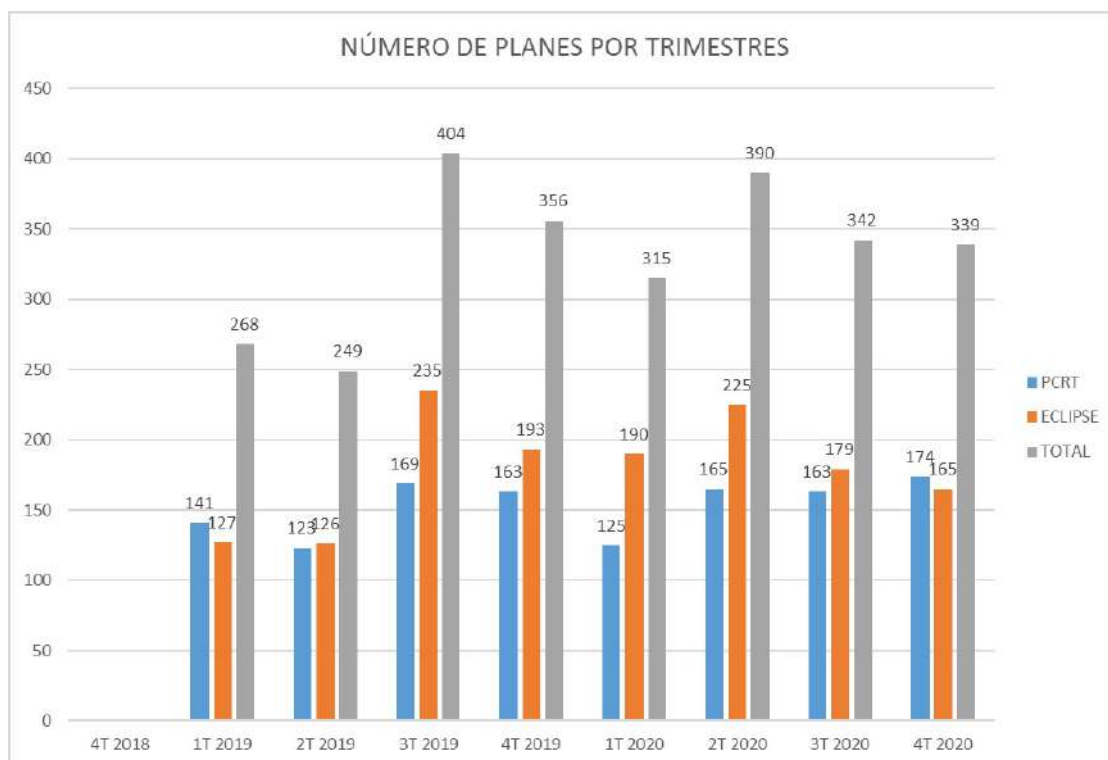


Figure 372: Número de planes por sistema y por trimestre

El indicador elegido en la figura 2 es el que figura en los acuerdos de gestión pactados con la dirección, porcentaje de planes con tiempo de estancia superior a 7 días, . Las líneas verde y naranja designan los valores de referencia 10 y 12 % respectivamente.

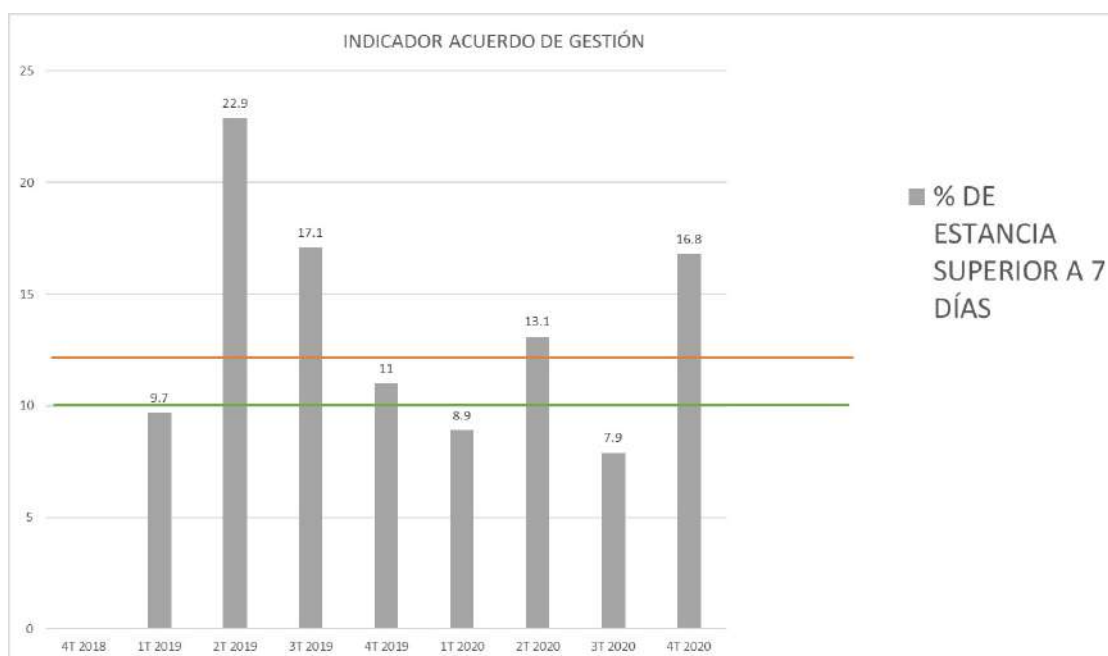


Figure 373: Porcentaje de planificaciones con estancia superior a 7 días por trimestre

Conclusiones

Aria 15.1 conjuntamente con la aplicación AURA y un procesado posterior basado en macros de Excel permite monitorizar la actividad del proceso de dosimetría clínica en radioterapia.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 950**Automatización del control de calidad diario de un sistema de planificación**

Autores: Gema Ruiz Galán¹ ; Rafael Ayala Lázaro² ; Miguel Alarcia Noci³ ; Rocio García Marcos^{None}

¹ Hospital General Universitario Gregorio Marañón

² H.G.U. Gregorio Marañón

³ Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz

Corresponding Author: gruizg@salud.madrid.org

Introducción

El sistema de planificación (TPS) es una herramienta fundamental en radioterapia externa para la optimización y cálculo de tratamientos. Por tanto, es necesario llevar a cabo un control rutinario diario que asegure la integridad del mismo.

El objetivo de este trabajo es desarrollar una herramienta automática que permita garantizar la constancia de planes calculados con los distintos modelos comisionados en nuestro servicio, así como la integridad de los ficheros clave de los algoritmos disponibles.

Material y métodos

El sistema de planificación utilizado es Monaco v. 5.11.02 (Elekta). El software de Elekta dispone de los algoritmos Collapsed Cone y Monte Carlo para fotones siendo necesario un modelo por energía, algoritmo y máquina. En el servicio disponemos de 4 unidades de tratamiento con varias energías, algunas modeladas con los dos algoritmos disponibles que en total suman 14 modelos.

Se ha utilizado Python como lenguaje de programación para el desarrollo de scripts que permitan automatizar el flujo de verificación de la integridad de los modelos. Se han desarrollado dos scripts: uno que permite verificar la constancia del archivo que contiene los parámetros esenciales del modelo de fotones Monte Carlo, '*linac.bdt*', y otro que permite comparar la distribución dosimétrica de un plan de referencia con otro calculado diariamente y volcar el resultado en la base de datos para control de calidad qatrack+.

En este trabajo se hace uso de un trabajo anterior en el que se desarrolló una herramienta para interaccionar con el planificador Monaco, Pymonaco, y una cola de cálculo centralizada mediante un servidor web.

Resultados

Se ha creado un plan para cada una de las unidades de tratamiento que contiene haces con las distintas energías disponibles. El plan contempla giros de gantry, colimador y mesa, para verificar la constancia de la configuración IEC 61217 así como la distribución de dosis.

Se ha validado la herramienta simulando casos en los que los ficheros '*linac.bdt*' fueron manipulados, así como variaciones en la convención IEC de los planes creados y se ha observado que podemos detectar las modificaciones a través de las dos pruebas. (Fig. 1).

Se ha evaluado la integridad del fichero '*linac.bdt*' diariamente y se ha monitorizado durante 15 días. Durante este intervalo de tiempo no se han encontrado cambios en los ficheros lo que permite asegurar que los parámetros de los modelos de Monte Carlo para las diferentes energías y máquinas permanece inalterado. (Fig. 2)

Conclusiones

Es recomendable automatizar el control de calidad diario del planificador en la medida de lo posible para aliviar la carga de trabajo del servicio.

En nuestro hospital hemos conseguido automatizar esta tarea rutinaria en gran medida y registrarlo en nuestra base de datos ahorrando tiempo. Los resultados de las pruebas se almacenan automáticamente en nuestra base de datos qatrack+ y son

Indico rendering error

Could not include image: Cannot read image data. Maybe not an image file?

Fig. 1. Verificación de la integridad del modelo del algoritmo de pMC.

Indico rendering error

Could not include image: Cannot read image data. Maybe not an image file?

Fig. 2. Simulación de una variación en el sentido de giro de la mesa del sistema de planificación.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 972**Uso de datos publicados para verificación de parámetros radiológicos en TrueBeam.**

Autores: Cristina Ruiz Manrique^{None} ; Salvador García Pareja^{None} ; Fernando Ruiz Marín^{None} ; Ana Maria Villalobos Álvarez¹ ; Sara Consuelo Moral Sánchez²

¹ HRU Málaga

² Hospital Regional de Málaga

Corresponding Author: cristina.ruiz.manrique.sspa@juntadeandalucia.es

Introducción.

En 2016 el Radiation Oncology Core-Houston (IROC-H) publicó un documento [Med Phys. 2016 May;43(5):2374] en el que se recopilan numerosos parámetros de fotones de aceleradores Varian. Los datos obtenidos son útiles para la comparación de datos adquiridos por radiofísicos en sus equipos.

En este trabajo se comparan algunos parámetros radiológicos del haz de 6 MV del acelerador lineal modelo TrueBeam del Hospital Regional Universitario de Málaga, con los datos publicados por el IROC-H.

Material y métodos.

Se han utilizado electrómetros PTW Tandem y PTW Unidos y cámaras de ionización PTW 31010 Semiflex, PTW 34001 Roos, PTW 30013 Farmer y PTW 60019 microDiamond.

Se han medido los siguientes datos dosimétricos. Porcentaje de dosis en profundidad para campo de 10x10 cm² normalizado a profundidad máxima (dmax) en 5, 10, 15 y 20 cm de profundidad. Porcentaje de dosis en profundidad para campos de 10x10 cm² y 20x20 cm² normalizado a 10 cm en 5, 15 y 20 cm de profundidad y en dmax. Factores de campo normalizados al campo de 10x10 cm² en profundidad máxima, para campos de 15x15 cm², 20x20 cm² y 30x30 cm². Factores fuera del eje en campo de 40x40 cm² a profundidad máxima (dmax), a 5 y 15 cm a la izquierda del eje, además a 10 cm se midió a la derecha e izquierda y se toma la media como medida. Factores de salida IMRT, con las mandíbulas fijas en campo de 10x10 cm² y MLC moviéndose a los campos de 2x2, 3x3, 4x4 y 6x6 cm². Factores de salida SBRT, en este caso se mueven tanto mandíbulas como MLC a los campos de 2x2, 3x3, 4x4 y 6x6 cm². Factores de cuña a profundidad de 10 cm en campo de 10x10 cm² para ángulos de 45° y 60°.

Se hicieron 5 medidas de cada parámetro usando maniquí de agua, a distancia fuente superficie 100 cm y tomándose como valor a verificar la media de ellos.

Resultados.

En la tabla 1 se muestra la comparación de las medidas experimentales con los resultados publicados. Se puede observar que todas las diferencias están por debajo del 2%, y la mayoría de ellas por debajo del 1%.

Medida		TB HRUM	TB IROC-H	% Diferencia
(1) PDD normalizado a dmax campo 10x10 cm¹	5 cm	0,8653(2)	0,864(3)	0,15
	10 cm	0,6673(2)	0,663(2)	0,64
	15 cm	0,5069(1)	0,504(2)	0,58
	20 cm	0,3827(1)	0,380(2)	0,71
(2) PDD normalizado a 10 cm campo 10x10 cm¹	5 cm	1,2973(3)	1,300(2)	0,21
	15 cm	0,7600(2)	0,759(2)	0,13
	20 cm	0,5738(1)	0,572(2)	0,31
	1,5 cm (máx)	1,4993(4)	1,508(5)	0,58
(3) PDD normalizado a 10 cm campo 20x20 cm¹	5 cm	1,2487(3)	1,258(2)	0,74
	15 cm	0,7825(2)	0,781(1)	0,19
	20 cm	0,6099(2)	0,604(1)	0,98
(4) OF normalizado a 10x10 cm¹ a dmax	15x15 cm ²	1,0299(3)	1,030(3)	0,01
	20x20 cm ²	1,0521(2)	1,052(3)	0,01
	30x30 cm ²	1,0793(3)	1,074(5)	0,49
(5) OAF a dmax en campo 40x40 cm¹	5 cm izquierda	1,0265(3)	1,024(4)	0,24
	15 cm izquierda	1,0594(3)	1,054(5)	0,51
	10 cm media	1,0433(3)	1,042(4)	0,12
(6) IMRT MLC OF a 10 cm	2x2 cm ²	0,8142(2)	0,804(8)	1,24
	3x3 cm ²	0,8591(2)	0,849(7)	1,18
	4x4 cm ²	0,8923(2)	0,885(6)	0,79
	6x6 cm ²	0,9377(2)	0,937(5)	0,11
(7) SBRT MLC OF a 10 cm	2x2 cm ²	0,7913(2)	0,781(7)	1,28
	3x3 cm ²	0,8300(2)	0,825(6)	0,61
	4x4 cm ²	0,8614(2)	0,856(7)	0,58
	6x6 cm ²	0,9129(2)	0,914(4)	0,11
(8) EDW Fac a 10 cm en campo 10x10 cm¹	45°	0,7685(2)	0,770(2)	0,13
	60°	0,6571(2)	0,658(4)	0,15

Figure 374: Tabla 1. (1) (2) (3) Porcentaje de dosis en profundidad. (4) Factores de campo. (5) Factores fuera del eje. (6) Factores de salida IMRT. (7) Factores de salida SBRT. (8) Factores de cuña.

Conclusión.

Todos los parámetros que se han analizado dan como resultado diferencias con la referencia poco significativas. Además de los datos aquí presentados, se ha comprobado que con el resto de haces disponibles en el acelerador (15 MV, 6 MV sin filtro y 10 MV sin filtro) se obtienen diferencias semejantes.

Los datos publicados son útiles como verificación secundaria al adquirir un equipo Varian.

Referencias.

1 J. R. Kerns et al. "Technical Report: Reference photon dosimetry data for Varian accelerators based on IROC-Houston site visit data" Med Phys. 2016 May;43(5):2374

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1148**Calibración submilimétrica de mandíbulas en el acelerador Varian Truebeam mediante el campo de radiación**

Autores: Manuel A. Benito Bejarano¹ ; Fernando Gómez Enríquez¹ ; Francisco Sáez Beltrán¹

¹ Servicio de Radiofísica, Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL)

Corresponding Author: mbenitob@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN

En los aceleradores Truebeam (Varian Medical Systems, Inc.) el sistema propuesto por el fabricante para el ajuste de la posición de mandíbulas está basado en la utilización de la luz de campo. Usando ese procedimiento el error sistemático de posicionamiento resultante puede ser cercano al milímetro. Proponemos un método que permite una reducción sustancial de dicho error.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para el Truebeam el procedimiento de calibración pide posicionar la mandíbula a 1.0 y 19.0 cm y capturar los valores de encoder en esos dos puntos. Para medir el campo de radiación se utiliza como sistema de medida el detector lineal LA48 junto con la montura motorizada SLA48 (PTW Freiburg GmbH). El LA48 dispone de 47 cámaras de ionización líquida. La montura SLA48 permite realizar desplazamientos discretos del detector en dos direcciones, para obtener perfiles del haz de 6MV en el isocentro con una resolución de 1 mm y un espesor de PMMA encima equivalente a 10 cm de agua. Se obtiene una relación lineal entre los valores de encoder primario de las mandíbulas con la anchura de perfil de dosis al 50% del máximo. Lanzamos el proceso de calibración desde el modo de servicio, pero en vez de llevar la mandíbula a los dos puntos de calibración basándonos en la luz de campo lo hacemos moviéndola a las posiciones que marquen el valor de encoder primario calculado con los datos obtenidos anteriormente. Los resultados del ajuste fueron verificados mediante dosimetría con película radiocrómica.



Figure 375: Sistema utilizado para la calibración.

RESULTADOS

Tras aplicar esta técnica de calibración la posición de mandíbula presenta una desviación inferior a 0.2 mm en todo el rango de movimiento, con una desviación media de 0.1 mm. La calibración ha mantenido una estabilidad promedio de 0.1 mm por un periodo de 15 meses en el que no ha sido necesario volver a realizar ajustes. El tiempo necesario para completar el procedimiento en las cuatro mandíbulas es inferior a una hora.

DISCUSIÓN

Un ajuste preciso de las mandíbulas es crucial en tratamientos 3D con hemicampos, en los cuales desviaciones de 1 mm pueden provocar diferencias de dosis superiores al 10% en las zonas de unión. En tratamientos VMAT con seguimiento dinámico de mandíbulas (Jaw Tracking) la falta de precisión en el posicionamiento puede llevar a discrepancias en la distribución de dosis si la mandíbula se adelanta al MLC. En sistemas de planificación en los que el comisionado de campos pequeños se realiza mediante campos definidos por mandíbulas, variaciones de más de un milímetro en el tamaño real del campo pueden alterar de forma significativa el modelado. Este procedimiento basado en medidas del campo de radiación minimiza el impacto dosimétrico de los errores de posición de las mandíbulas en todos estos casos.

CONCLUSIONES

El método presentado permite disminuir las desviaciones de posición de las mandíbulas y sus implicaciones dosimétricas de forma importante en un tiempo reducido.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1313**Implementación de un procedimiento para el control estadístico de calidad de un acelerador portátil en la plataforma Google Colaboratory**

Autores: Marina Gutiérrez Ruiz^{None}; Rodrigo Astudillo Olalla¹; Ignacio de Toro Ruiz^{None}

Co-autores: Jorge Alonso Muriedas; Verónica Cañón García¹; Ana Laura Rivero Pérez¹; Javier Albendea Roch; Rosa Fabregat Borrás; Jose Andrés Vázquez Rodríguez¹; María Teresa Pacheco Baldor¹; María Ferri Molina¹; Ana Soledad García Blanco¹; Juan Cardenal Carro; Pedro José Prada Gómez¹; Samuel Ruiz Arrebola

¹ Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

Corresponding Author: mrngutierrezruiz@gmail.com

Introducción

El control estadístico de calidad, que exigen tanto los equipos de medida como los de tratamiento de un Servicio de Radioterapia, requieren del uso de software de gestión de datos que necesita ser instalado y de licencias específicas.

El objetivo del trabajo ha sido implementar un procedimiento de control estadístico de la calidad de un acelerador portátil programado en *Python* a través de la plataforma *Google Colaboratory*, entorno gratuito de notebooks *Jupyter* que se ejecutan en la nube y se almacenan en *Google Drive*.

Material y método

Se han analizado los datos del control de calidad de un acelerador Liac HWL (Sordina) mediante un programa en lenguaje *Python* en la plataforma *Google Colaboratory*. Se ha estudiado la estabilidad de la dosis absorbida del acelerador, medida con una cámara de ionización plano-paralela ROOS y láminas de PMMA (polimetilmetacrilato), para cada energía nominal de 6, 8, 10 y 12 MeV.

Además, se ha implementado un modelo predictivo para el estudio de la constancia de dosis del acelerador consistente en determinar el método de regresión que mejor se ajuste a los datos a estudiar y validar su capacidad predictiva aplicando un método de validación. En particular, se ha optado por la validación cruzada simple. Para cada energía, el modelo se ajusta empleando un subconjunto de datos del conjunto total de la muestra (80% de datos) y se testea con los datos restantes (20% de datos). Este proceso se ha repetido cuatro veces para conseguir mejorar la precisión y compensar posibles desviaciones que puedan surgir por el reparto aleatorio de los datos.

Resultados y discusión

Los datos resultantes del análisis estadístico del control de calidad para la energía de 6 MeV del acelerador se muestran en la Figura 1.

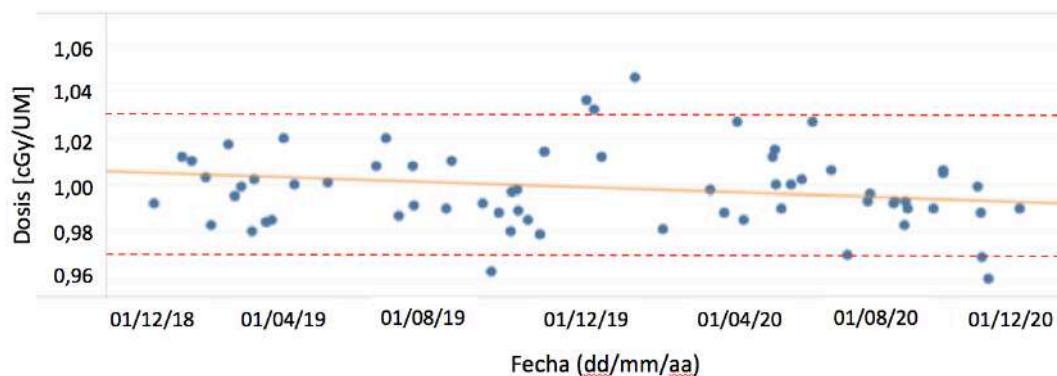


Figure 376: Dosis absorbida medida [cGy/UM] para la energía de 6 MeV del Liac HWL durante dos años de seguimiento (muestra de 67 datos) y sus límites de tolerancia (línea discontinua roja).

Los resultados preliminares indican que el modelo de regresión lineal es el mejor ajuste de la dosis absorbida a lo largo del tiempo. Del análisis predictivo, se ha obtenido la varianza de los cuatro ajustes lineales aleatorios para cada energía y se han calculado sus medias y desviaciones estándar (Tabla 1).

Varianza	Energía [MeV]			
	6	8	10	12
Media	0,989	0,992	0,979	0,983
Desviación Estándar	0,002	0,003	0,005	0,004

Figure 377: Media y desviación estándar de la varianza de los cuatro ajustes lineales con conjuntos de validación escogidos aleatoriamente para cada energía. Resultado con un factor de cobertura $k=1$.

Dado que la media de la varianza es un valor próximo a 1 y que la desviación estándar es un 0,2%, se deduce que el modelo predictivo basado en el método de regresión lineal es consistente ya que los cuatro ajustes son igual de precisos independientemente del conjunto de valores de validación que se tomen.

Conclusión

La aplicación de este trabajo facilita la gestión de datos del control estadístico de la calidad de un acelerador portátil pues se basa en una plataforma libre y gratuita que no exige la instalación de software de gestión de datos ni de licencias específicas.

Además, se ha implementado un modelo predictivo que aporta información extra al control de calidad del acelerador, capaz de aplicar otros modelos de ajuste o métodos validación más precisos como la validación cruzada k-fold, reduciendo la variabilidad originada al dividir aleatoriamente los datos únicamente en dos grupos.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1013**SEGUIMIENTO DE INDICADORES DE CALIDAD EN EL PROCESO DE PLANIFICACIÓN DESDE SU IMPLANTACIÓN Y REPERCUSSIONES****Autores:** Fernando Cerrón Campo^{None}; Berta Elvira Robayna Duque¹; Carlos Garrido²¹ Hospital Universitario de Canarias² HUC**Corresponding Author:** fccercam@gobiernodecanarias.org**ANTECEDENTES Y PROPÓSITO**

El establecimiento de un Sistema de Gestión de Calidad (SGC) representa una excelente herramienta para la realización de mejoras en la actividad de cualquier Servicio. Emplear un enfoque basado en procesos permite realizar un seguimiento de los resultados obtenidos con un SGC. Por otra parte, los indicadores representan una herramienta para mejorar la calidad, ya que permiten seleccionar y aplicar aquellas mejoras más efectivas.

En el año 2018, se definieron nuevos indicadores para evaluar el tiempo invertido en llevar a cabo las diferentes actividades asociadas al Proceso de Planificación de Tratamientos de Radioterapia, lo que permitió tomar distintas medidas para optimizar el flujo de trabajo entre las distintas actividades. En este trabajo se presentan los resultados del seguimiento de los indicadores a lo largo de estos 3 años y su impacto en la eficacia del SFM.

MATERIAL Y MÉTODOS

En el año 2018 el SFM se disponía de 2 sistemas de planificación (SP) diferentes: XIO y MONACO además de 2 sistemas de registro: ARIA y MOSAIQ. A partir de 2020 se incorpora el SP Eclipse. Desde entonces los tratamientos que se imparten en aceleradores (ALE) Varian no requieren exportación de datos, mientras que los que se tratan en acelerador Elekta siguen necesitando exportación.

		REF	TOL	OBJ	2018	2019	2020
Planificación del tratamiento	3D	3	≤ 4	≤ 3	2	4	2
	VMAT	3	≤ 5	≤ 3	4	3	2
	IMRT	4	≤ 5	≤ 4	3	5	2
Exportación a la red ARIA	3D	2	≤ 3	≤ 2	3	5	1
	VMAT	3	≤ 4	≤ 3	2	1	1
	IMRT	1	≤ 2	≤ 1	1	1	0

Figure 378: Tiempo promedio (en días) empleado en planificar (fondo verde) y tiempo transcurrido entre la aprobación del médico y la exportación de los datos a la red ARIA (en amarillo). La tabla representa los valores de referencia (REF), tolerables (TOL) y objetivo (OBJ).

Los valores que figuran en la tabla I se obtuvieron a partir de los datos registrados en la red ARIA. Se realizó un seguimiento y análisis trimestral de los resultados a lo largo del periodo 2018-2020 y se tomaron medidas correctoras encaminadas a reducir el tiempo de demora total.

RESULTADOS

Entre los años 2018 y 2019 hubo un incremento generalizado en el tiempo empleado para cada actividad, estando siempre por debajo de la tolerancia establecida. En el 2020, sin embargo, se observó una reducción en el valor de los indicadores, mostrando una mejoría respecto años anteriores.

DISCUSIÓN

En el año 2019 se reubicó al personal del SFM para llevar a cabo las tareas del comisionado de nuevos equipos, así como la modelización del nuevo planificador Eclipse. Al disponer de menos personal en planificación, aumentó la carga de trabajo relativa, ocasionando un aumento en el tiempo de realización de cada actividad.

En la tabla I se observa una disminución de los tiempos asociados a cada actividad durante 2020 como consecuencia de la implementación de la plantilla del SFM con un Técnico Especialista en Radioterapia y un Especialista en Radiofísica Hospitalaria, y de la incorporación del SP Eclipse que permitió eliminar la actividad de exportación de datos la red ARIA.

CONCLUSIONES

Estos indicadores han demostrado su utilidad para analizar y mejorar el flujo de trabajo. No obstante, dada la incorporación del nuevo planificador y el consecuente cambio en la forma de trabajar general, es necesario una revisión y actualización de estos indicadores para seguir manteniendo la misma línea de mejora.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1020**Puesta en marcha de herramienta de registro para el control de calidad de equipos de radioterapia**

Autores: Elena Sánchez Jiménez¹ ; Nuria Gómez González¹

Co-autores: Miguel Torres López ¹ ; M^a José Pérez Mateo ¹ ; Ana Maria Lloret Gudina ¹ ; Ana Belén Pimentel Monje ¹ ; Julia Ciudad Rivas ¹ ; Jose Luis Colado Tornero ¹ ; Michelle Oprea Rodríguez ¹ ; Jaime Martínez Ortega ¹

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

Corresponding Authors: esjimenez@salud.madrid.org, ngomezg@salud.madrid.org

Introducción

El registro de los controles de calidad permite tener bajo control los parámetros de interés específicos de cada prueba y seguir su evolución de forma accesible y rápida.

Se implementa la herramienta web SNC Machine (incorporada en la plataforma SunCHECK™ de *Sun Nuclear Corporation*) para agrupar los registros de todos los controles de calidad de los aceleradores lineales de electrones (ALEs) y del equipo de braquiterapia HDR del Servicio en una única base de datos. Para ello se siguen las pruebas y periodicidades establecidas en TG-142 (AAPM) y RD 1566/1998.

Material y métodos

Se dispone de dos aceleradores Clinac 21-EX, un acelerador TrueBeam STx y una unidad de braquiterapia HDR Bravos. Se realizan los controles de calidad dosimétricos, geométricos y de imagen, con periodicidades diaria, semanal, mensual, semestral y anual de estos equipos en SNC Machine.

Se pueden distinguir dos tipos de pruebas: las predefinidas por SNC Machine mediante plantillas preconfiguradas, y las personalizables.

- Las pruebas predefinidas en SNC Machine se alimentan de imágenes o de dynalogs/trajectory logs (por ejemplo *Garden Fence* y velocidad de láminas). Su puesta en marcha requiere asignar manualmente una imagen o log como referencia.
- Las pruebas personalizables permiten introducir valores numéricos o elegir si la prueba obtuvo resultados correctos o no (*Pass/Fail*). Hay que introducir de forma manual los parámetros a evaluar y establecer la tolerancia deseada. También se pueden incluir comentarios para explicar la prueba e instrucciones.

Como sistema de registro y verificación se dispone de ARIA.

Además, SNC Machine es compatible con diversos maniqués para algunas pruebas preconfiguradas. Nosotros disponemos de:

- FS-QA para la verificación de la coincidencia luz-radiación y el tamaño de campo
- Isocube para la verificación geométrica del isocentro
- Catphan® para la calidad de imagen CBCT
- QC-3 (*Standard Imaging*) para la calidad de imagen MV
- QC-kV1 (*Standard Imaging*) para la calidad de imagen kV

Resultados

La puesta en marcha es sencilla pero lleva tiempo puesto que hay que definir las pruebas a realizar, los parámetros a registrar y sus tolerancias. Además, en las pruebas de imagen hay que introducir de forma manual la referencia.

Una vez establecidas las referencias de las pruebas predefinidas, como SNC Machine se comunica con ARIA, al ser irradiada una prueba, la importación a ARIA y el análisis en SNC Machine se realizan de manera automática.

Tras unos meses de uso, se aprecia el ahorro de tiempo y la comodidad de uso. La revisión es sencilla y es posible obtener informes de los resultados y gráficos para observar la tendencia.

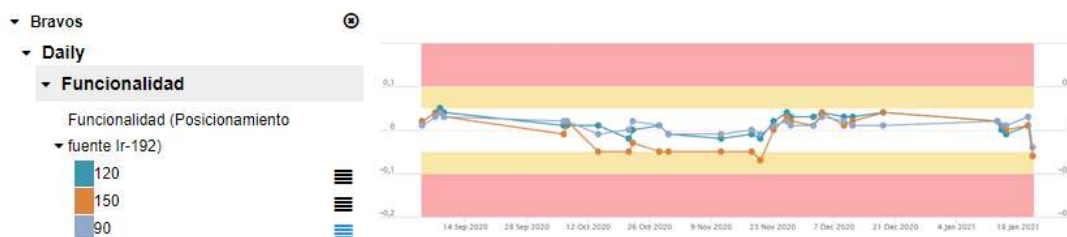


Figure 379: Evolución del control diario (personalizable) correspondiente a la desviación de la posición de la fuente de braquiterapia del equipo Bravos. La desviación es inferior a 0.5mm.

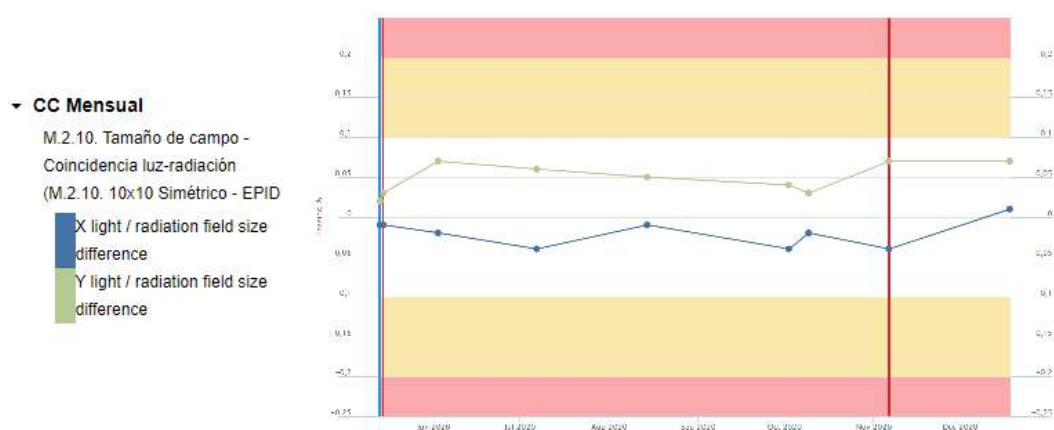


Figure 380: Histórico de resultados de la prueba mensual predefinida "tamaño de campo" con maniquí FS-QA.

Conclusiones

La herramienta SNC Machine permite agrupar todos los controles de calidad en una única base de datos fácilmente accesible a través de su interfaz web desde cualquier equipo en red. Permite registrar los resultados de los controles de calidad y facilita su revisión y firma digital. Su sistema de alertas indica si están en tolerancia.

Tras la puesta en marcha, se estima un ahorro de tiempo considerable en el análisis de pruebas de control de calidad.

Los principales aspectos a mejorar son la flexibilidad de la visualización de resultados, y la posibilidad de hacer conversiones con los valores numéricos introducidos.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1026**EVALUACIÓN DEL MACHINE PERFORMANCE CHECK COMO HERRAMIENTA DE VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO DE KV**

Autores: Fernando Cerrón Campoó^{None} ; Fernando Tato de las Cuevas¹

¹ *Hospital Universitario de Canarias*

Corresponding Author: fcercam@gobiernodecanarias.org

INTRODUCCIÓN

Los ALEs de radioterapia llevan siempre asociado la realización periódica de controles de calidad (CC). Algunos ALEs llevan semiintegrados mecanismos de control de calidad, como son el Machine Performance Check (MPC) del acelerador True Beam (Varian). Entre otras muchas cosas, el MPC proporciona la precisión del isocentro de kV. Sin embargo, la ley y las recomendaciones internacionales exigen que el Radiofísico Especialista (RE) lleve a cabo controles de calidad independientes a los realizados por la propia máquina de tratamiento.

En este trabajo presentamos una comparativa entre los resultados de los controles de calidad llevados a cabo por un método de referencia y los realizados por el MPC para comprobar la precisión del isocentro del sistema de kV, durante el periodo Agosto 2020 - Enero 2021.

MATERIALES Y MÉTODOS

El equipo de radioterapia analizado es el acelerador de partículas True Beam STX (TB). Para el control MPC se sitúa un maniquí propio de Varian en la cama de tratamiento y se ejecuta el protocolo automático de control de calidad. Este control, entre otros muchos datos, proporciona la distancia del isocentro del sistema de kV con respecto al isocentro del ALE. Este último definido en la referencia inicial del MPC al centrarse con los láseres.

Con una periodicidad de dos veces en semana, se emplea el fantoma Pentaguide (ModusQA). El Pentaguide, que tiene forma cúbica, se sitúa en el isocentro definido por los láseres. Después se realiza un CBCT con su correspondiente reconstrucción y se realizan los desplazamientos de mesa necesarios para reposicionar el dispositivo con una imagen de referencia. Los desplazamientos son registrados en un libro Excel, y se calcula el módulo del vector desplazamiento compuesto por los tres componentes: lateral, longitudinal y vertical.

RESULTADOS

Los resultados del módulo del vector desplazamiento son mayores en el caso del control realizado con el Pentaguide que con el MPC para todos los casos estudiados.

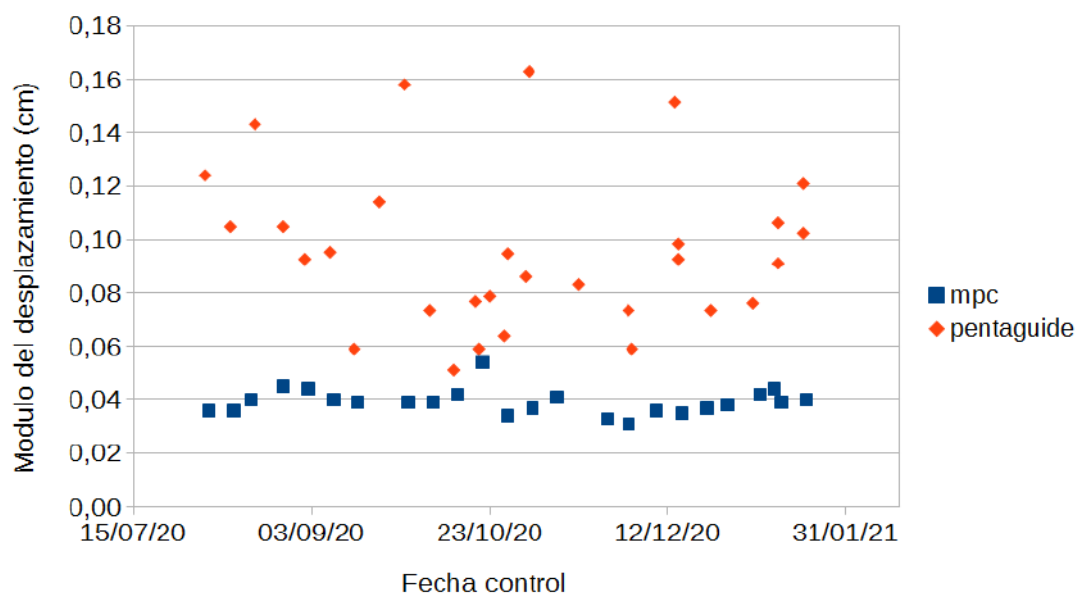


Figure 381: Resultados de desplazamiento obtenidos con los controles de calidad del MPC y el Pentaguide

DISCUSIÓN

En el control con el MPC los desplazamientos detectados con respecto al isocentro de referencia son menores que para el Pentaguide. El MPC se lleva a cabo en un intervalo de tiempo más corto y dispone de un sistema de colocación semiautomático, tras establecer inicialmente una referencia en la posición del maniquí. Esto contrasta con la colocación del Pentaguide, que se centra con los láseres, con la consiguiente incertidumbre en su posicionamiento, al introducir el factor humano como fuente de error, que se traduce en una mayor dispersión en la medida del desplazamiento del isocentro de kv respecto al definido por los láseres. El control con el Pentaguide es independiente de la propia empresa que comercializa el acelerador, sumada a su transparencia en cuanto a metodología, lo hacen necesario como medida adicional del parámetro en cuestión.

CONCLUSIONES

El MPC es una herramienta útil como control de calidad rápido del isocentro del sistema de kV, sin embargo un CC más preciso e independiente debería implicar el empleo de un maniquí externo como es el Pentaguide.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 840**PROBLEMAS ENCONTRADOS DURANTE LA ACEPTACIÓN DE LA MESA DE UN TC SIMULADOR PHILIPS BRILLIANCE BIG BORE.**

Autor: Roberto Berenguer Serrano¹

Co-autores: Victoria de la Vara Olivas²; Ana Teresa Núñez Quintanilla²; Miguel Rivera Giménez²; M^a Victoria Villas Sánchez²; Sebastià Sabater Martí²

¹ Servicio de Radioterapia - CHU Albacete

² Servicio de Radioterapia - CHU de Albacete

Corresponding Author: rberenguers@sescam.jccm.es

Introducción:

El objetivo consiste en mostrar los resultados de las pruebas de aceptación de la mesa de un TC simulador Philips Brilliance Big Bore recientemente adquirido, explicar los problemas que se han encontrado y la forma de intentar solucionarlos.

Material y Método:

El procedimiento seguido para la aceptación del TC simulador está basado en el informe AAPM-TG-66. Nos centraremos en pruebas relacionadas con la aceptación de la mesa. Como material se empleó un maniquí de QA (figura1), y unos bidones de agua para simular un peso que va desde 40 hasta 140kg.

La primera prueba consiste en colocar el maniquí (figura1) próximo a la cabeza del tablero y después colocarlo en la parte más alejada de la cabeza como sea posible. En ambas posiciones se adquiere una imagen coincidiendo con las marcas laterales del maniquí de QA y se comparan las coordenadas (X, Y) de los centros de los agujeros de las varillas del maniquí (crucetas) de ambas imágenes. La tolerancia es de 2mm. Una discrepancia en el valor X mostraría que el eje de desplazamiento de la mesa no es perpendicular al plano de adquisición de imagen, mientras que una discrepancia en la Y se debería a diversos motivos. Además, para discernir el motivo de la discrepancia en la Y, el TG-66 recomienda 3 métodos para localizarlo. Uno consiste en verificar que la base del tablero está nivelada en la dirección axial. Para ello, empleamos una configuración como la de la figura2 y medimos la coordenada Y de la base del tablero para cada uno de los 4 casos (0, 40, 80 y 140 kg).

Resultados:

Tras realizar la 1ª prueba, se observó que la coordenada X se mantenía constante con unas variaciones menores de 0,5 mm asumiendo además la dificultad de localizar con precisión mediante el cursor el centro de cada cruceta. Sin embargo, la coordenada Y sí mostraba ligeras diferencias entre la imagen próxima a la cabeza frente a la próxima a los pies. Además, se encontraron otros problemas como que la mesa en su posición más baja frente a su posición más elevada mostraba cierta desviación respecto al plano de corte de la imagen, y también se encontró cierta discrepancia entre el plano de corte de la imagen y el eje longitudinal marcado por la mesa y sus planos de indexación. Así, se realizó la 2ª prueba (Figura2) con el fin de verificar si existe un problema de nivelación. Es conocido que el empleo de un nivel es insuficiente para localizar este problema porque el plano de corte de imagen puede también presentar cierta rotación (ver resultados en tabla1).

La tabla1 y su gráfica muestran que existe un ángulo de inclinación constante independiente de la carga a la que se le somete a la mesa de aproximadamente 2 mm en 1.2 m. de desplazamiento longitudinal, aunque, a mayor carga, mayor inclinación. Se observa que en los primeros mm respecto a la posición 0 de referencia en la zona de la cabeza existe una inclinación acusada que luego se mantiene. Este hecho se observa también colocando un nivel en distintas localizaciones longitudinales del tablero (figura3abc)

Finalmente, los valores relativos respecto a la posición de 0 kg muestran que el tablero en su conjunto se vence hasta 9 mm al colocar una carga de 140 kg.

Conclusión:

Los resultados de las pruebas de aceptación del tablero del TC Brilliance Big Bore se encuentran dentro de tolerancia, pero se encuentra cierto margen de mejora. Durante la instalación del equipo

se hizo énfasis en resolver estos problemas, pero el servicio técnico de Philips sólo logró mejorarlo parcialmente.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 875**Impresión 3D y verificación de insertos para la medida de la estabilidad de cámaras de ionización**

Autores: Carlos Ramón García¹ ; Alejandro Ferrando Sánchez¹ ; Verónica Trápaga Porrero¹ ; Ángel Gaitán Simón¹ ; Daniel Rojo Navarrete¹ ; Eduardo Cabello Murillo¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; Pedro Adaimi Hernández¹ ; Ana Isabel Milanes¹ ; Gustavo Pozo Rodríguez¹ ; Marta Manzano Rodríguez¹

¹ H.U. 12 de Octubre

Corresponding Authors: carlos.ramon@salud.madrid.org, alejandro.ferrando@salud.madrid.org

Introducción

Siguiendo las recomendaciones del TG-40, la estabilidad de las cámaras de ionización debe comprobarse antes de cada uso o en su lugar llevar un control continuo, aceptándose una desviación entre medidas no superior al 2%.

Usando impresión 3D hemos creado unos insertos para poder realizar las medidas de estabilidad de dos cámaras en nuestro servicio. Nuestro objetivo es verificar si el diseño permite situar la cámara siempre en el mismo punto y que el material usado no experimenta cambios por radiación que puedan afectar a las medidas de la estabilidad.

Material y métodos

El material utilizado para crear los insertos fue una impresora 3D Ultimaker modelos S5 de tecnología FDM (deposición de filamento fundido) y el material de impresión ABS medical de la compañía Smart material 3D.

Las cámaras de ionización usadas fueron una PinPoint modelo 31014 y una ROOS modelo 34001 junto con electrómetro PTW Unidos. Ambas se expusieron a sendas fuentes radiactivas de Sr-90 con período de semidesintegración de 10541 días cada una con su inserto ad hoc.

Se realizaron 6 medidas de la dosis semanalmente junto con una medida a los 6 meses y una al año. Cada toma de datos consistía en 3 medidas para cada cámara integrada durante 5 minutos y una medida del fondo realizando una corrección por la presión y la temperatura de ese día.

Las desviaciones entre medidas se calcularon con el decaimiento teniendo en cuenta la actividad de la fuente en relación con la medida anterior y con la medida de referencia, que fue la primera medida realizada.

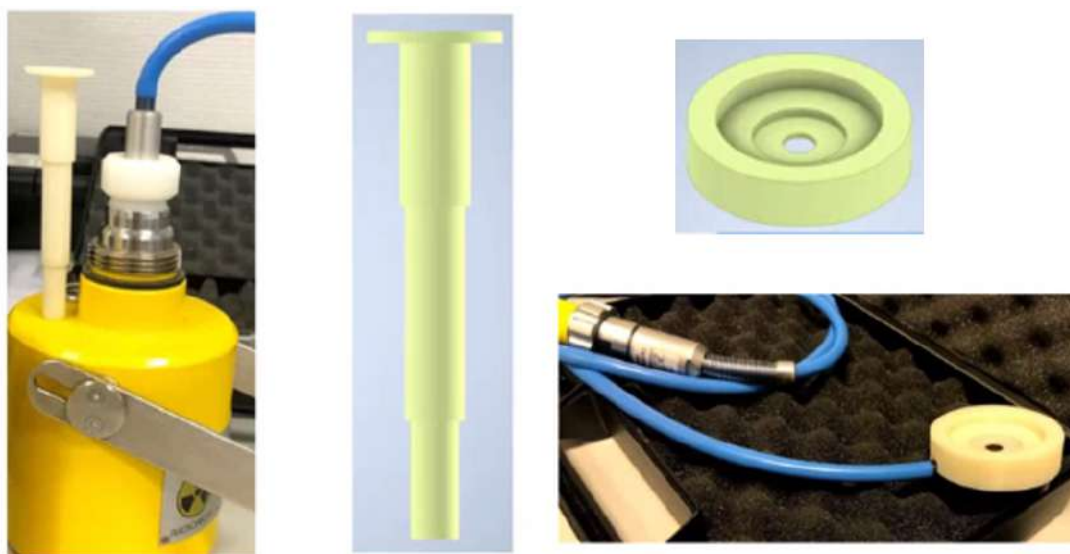


Figure 382: Inserto cámara PinPoint y cámara ROOS

Resultados

Las gráficas (Figura 2) muestran las desviaciones para la cámara PinPoint que no superan el 0.2% entre medidas (med) y el 0.4% con el primer valor tomado como referencia (ref). En el caso de la cámara ROOS las desviaciones entre medidas (med) no superan el 0.4% y las desviaciones respecto a la medida inicial (ref) no superan el 0.6%.

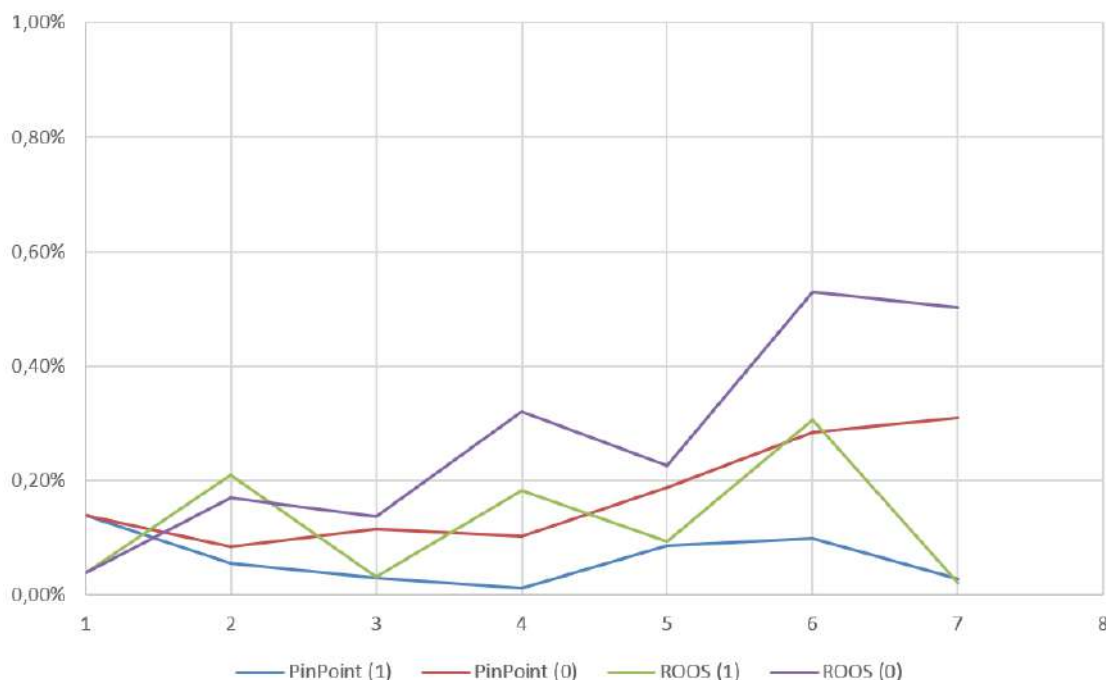


Figure 383: Desviaciones cámaras PinPoint y ROOS

Discusión

Las desviaciones en los datos no muestran ninguna tendencia y en ningún caso superan el 2% por tanto los dos insertos diseñados son válidos para la medida de la estabilidad de las cámaras.

Conclusiones

Es de gran utilidad poder diseñar e imprimir utilizando tecnología 3D insertos actualmente descatalogados por las casas comerciales que pueden adoptarse y compartirse con otros servicios de radiofísica que también disponga de esta tecnología.

Referencias

1. AAPM. Task Group NO.40 Comprehensive QA for radiation oncology

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 909**Control de calidad de una sonda rectal de ultrasonidos para braquiterapia de próstata****Autor:** Diego Bruzos López¹¹ Hospital Universitario Clínico San Cecilio**Corresponding Author:** diego.bzlp@gmail.com**Introducción**

En las intervenciones de braquiterapia, tanto HDR como LDR, se utiliza una sonda rectal de ultrasonidos para guiar el implante. Por tanto, es de vital importancia garantizar el correcto funcionamiento de estas sondas para garantizar un implante óptimo. Para ello se necesitan maniquís específicos, provistos de un claro manual de operación.

Material y métodos

El maniquí utilizado ha sido el Brachytherapy QA Phantom, Model 045A. La sonda se posiciona gracias a un *stepper*. En las intervenciones de braquiterapia es vital la medida adecuada tanto de distancias entre puntos (las agujas) como de volúmenes (CTV y órganos de riesgo), y es por ello por lo que nos hemos centrado en la comprobación de estas dos cosas. Para esto se recurre al planificador SagiPlan 2.0, con el que hemos ido tomando imágenes para poder ver los diferentes objetos del interior del maniquí. Los volúmenes se estiman contorneando cada objeto como si de un CTV se tratase, el planificador realiza la reconstrucción 3D. Para la medición de distancias, la sucesión de puntos del interior del maniquí y su distancia nominal nos permiten comparar nuestras medidas con dichas distancias.

Resultados

En primer lugar, se muestran los resultados correspondientes a la medida de los volúmenes:

Objeto a medir	Volumen obtenido mediante contorno	Diferencia
Esfera de 4cc	3,4 cc	-15,00 %
Esfera de 9cc	7,8 cc	-13,33 %
Ovoide de 20 cc	19,7 cc	-1,50 %

Figure 384: Medidas de volúmenes de los objetos del interior del maniquí

Las medidas de las distancias se presentan en la siguiente imagen:

Puntos	Distancia nominal (mm)	Distancia medida (mm)	Diferencia
De 1 a 2	5	5,1	2,00 %
De 2 a 3	5	5	0,00 %
De 3 a 4	10	10,3	3,00 %
De 4 a 5	10	10,4	4,00 %
De 5 a 6	10	10,3	3,00 %
De 1 a 6	40	41,2	3,00 %

Figure 385: Medidas correspondientes a las distancias entre puntos del interior del maniquí

Discusión

Existen volúmenes que se desvían de su valor nominal en un porcentaje considerable. La difracción sufrida por los ultrasonidos provoca que la base y el ápex de los objetos no se distingan con claridad, hecho que se acentúa si el volumen es pequeño. Además, la posición del *stepper* y el propio cálculo del planificador introducen incertidumbres. En el caso de las distancias, las diferencias son muy aceptables, más aún si tenemos en cuenta que las medidas son del orden del milímetro.

Conclusiones

Si bien para el caso de las distancias los resultados son más precisos, en los volúmenes más pequeños es donde se aprecian las variaciones más grandes. Una de las posibles mejoras sería realizar un estudio de las incertidumbres del planificador a la hora del cálculo de volúmenes. Sin embargo, dados los volúmenes mayores que intervienen en los casos de implantes reales, no sería grave aceptar este control de calidad como bueno.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 918**Intercomparación de resultados de los programas de auditoría dosimétrica postal del CND y de PTW**

Autores: María del Carmen Pujades¹ ; Jose Gimeno Olmos² ; Cristian Candela Juan³ ; Laura Oliver Cañamás¹ ; Ángela Soriano Cruz¹ ; Juan J. Rovira Escutia¹ ; Francisco ´ Blázquez Molina⁴ ; Natalia Tejedor Aguilar^{None} ; Jose Perez Calatayud⁵ ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Hospital Universitari i Politècnic La Fe

³ Centro Nacional de Dosimetría (CND)

⁴ HUIP La Fé

⁵ Hospital La Fe

Corresponding Author: mpucclau@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El Centro Nacional de Dosimetría (CND) y el Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW) ofrecen servicios de auditoría dosimétrica postal para haces de fotones de alta energía.

Las comparaciones entre distintos programas de auditoría permiten verificar la calidad de su funcionamiento. Por ello, se han intercomparado los resultados que proporcionan ambos programas de auditoría para el caso de un centro auditado.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las irradiaciones correspondientes a ambos programas se han realizado en el Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, en un acelerador TrueBeam (Varian Medical Systems) para las energías de fotones 6, 15, 6FFF y 10FFF MV.

La magnitud de interés ha sido la dosis absorbida en agua (2 Gy para el CND y 1 Gy para PTW) en condiciones de referencia (SSD = 100 cm, profundidad en agua = 10 cm, tamaño de campo = 10 cm x 10 cm en la superficie). Para cada haz de interés, el programa del CND emplea 2 dosímetros de tipo OSL modelo nanoDot (Landauer), y el de PTW consiste en un conjunto de 6 discos de tipo TLD modelo TLD-100 (Harshaw, Thermo Fisher Scientific). En ambos casos la irradiación se realiza en un maniquí de agua.

Las irradiaciones se realizaron en el centro participante en diferentes sesiones y en cada caso éste corrigió las unidades monitor impartidas por las magnitudes de influencia, en particular, por la dosis de referencia del día en que se realizó cada ejercicio, para administrar el valor de dosis exigido por cada programa de auditoría.

A partir de los informes de resultados, se han analizado las diferencias entre el centro participante y cada programa de auditoría y entre ambos programas entre sí.

RESULTADOS

Los resultados se muestran en la tabla 1.

Energía (MV)	Diferencias relativas (Δ) entre la dosis declarada y la dosis medida por el auditor		Diferencia entre auditores
	Δ_{CND} (%)	Δ_{PTW} (%)	$\Delta_{\text{CND}} - \Delta_{\text{PTW}}$ (%)
6	0.8	0.3	0.5
15	0.6	0.6	0.0
6 FFF	-0.3	-0.8	0.5
10 FFF	1.5	0.2	1.3

Figure 386: Tabla 1. Resultados de las diferencias relativas.

Las incertidumbres en el resultado que proporcionan ambos auditores son de 1.6% (k=1) para el CND y 1.5% (k=1) para PTW.

Las diferencias entre los dos auditores en todos los casos son inferiores al 1.3%.

DISCUSIÓN

Las diferencias observadas entre ambos programas de auditoría están dentro de las incertidumbres proporcionadas por los auditores. Ambos programas consideran un resultado óptimo una diferencia entre la dosis declarada y la dosis medida inferior al 3%, valor mayor que las diferencias obtenidas.

CONCLUSIONES

Los ejercicios de intercomparación son un instrumento para evaluar y mejorar la calidad de los resultados de los diferentes programas de auditoría. Las auditorías según los programas del CND y de PTW han resultado compatibles.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a PTW Dosimetria Iberia S.L.U. la ayuda prestada en el desarrollo de este trabajo.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 930**Control de calidad de unión de hemicampos con imagen portal**

Autores: Mario Martín Veganzones¹; Iban Conles Picos²; Sofía Pena Vaquero²

Co-autores: Ricardo Torres Cabrera²; Jesus María de Frutos Baraja²; Delfín Alonso Hernández²; Manuel Agulla Otero²; Carlos Andrés Rodríguez²; Angel del Castillo Belmonte³; David Miguel Pérez²; Antonio Enrique Hurtado Romero²

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

El uso de hemicampos en tratamientos con radioterapia externa es una opción a la hora de afrontar diversas patologías como por ejemplo las mamas con regiones ganglionares o para irradiaciones de columna total. Para utilizarlos con seguridad es necesario que el comportamiento de las mordazas sea lo más exacto posible para minimizar las sobre o infra dosificaciones en la unión de estos campos.

El objetivo de este trabajo es establecer un procedimiento de control de calidad para la verificación de la exactitud de las mordazas en la formación de hemicampos.

Material y métodos

Disponemos de un acelerador Clinac DHX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) que dispone de sistema de imagen portal.

Caracterizamos la penumbra que producen las mandíbulas adquiriendo una imagen para cada una en posición cero y obteniendo un perfil. Ajustamos dicho perfil a una sigmoide de 4 parámetros. $y = y_0 + a / (1 + \exp(-(x-x_0)/b))$

Según el trabajo de V.Hernandez (1) se puede conocer la magnitud de sobre o infra dosificación que provocará una posición incorrecta de la mordaza que marca el hemicampo, calculado como dos veces el valor del perfil en una posición x, donde x es el error en el posicionamiento de la mordaza.

Adquirimos las distintas posibilidades de unión de hemicampos. Sumando cada par de imágenes correspondiente podemos observar si existe una infra o sobre dosificación y cuantificarla mediante un perfil de dosis en la unión.

Resultados

En la figura 1 se observa en el error en dosis que se obtendría para el error de posicionamiento de las mordazas con respecto a la posición cero.

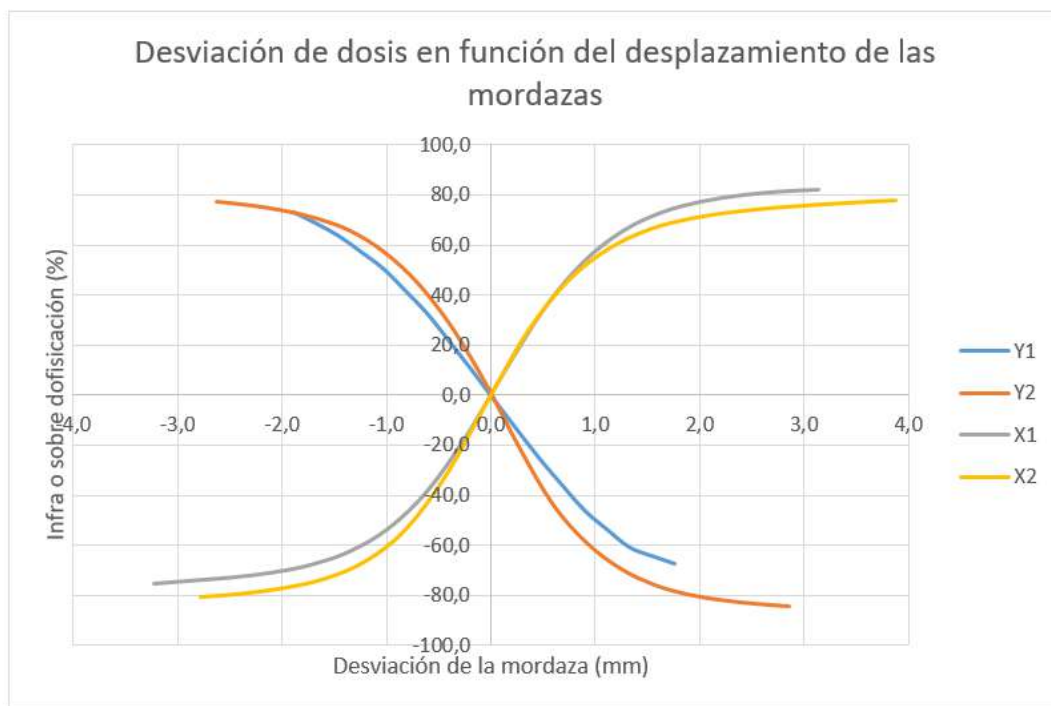


Figura 1: Caracterización de las mordazas

Figure 387:

En la figura 2 se puede observar un ejemplo de la unión de dos hemicampos y el perfil de dosis resultante para cada unión de hemicampos en la zona de unión. Se puede calcular la desviación media de las mordazas midiendo el pico de infra o sobre dosificación.

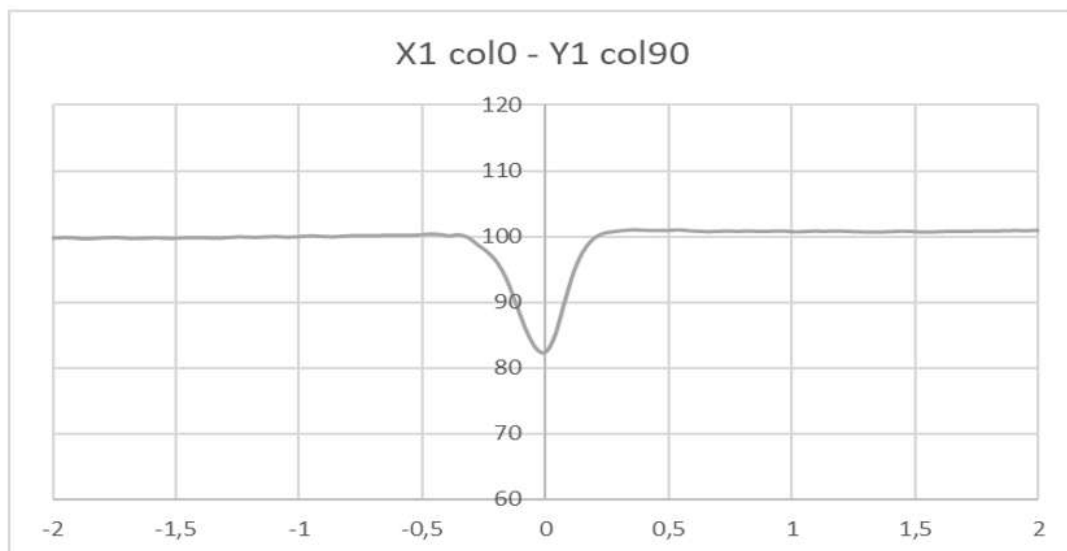


Figura 2: Ejemplo de unión de dos hemicampos y la infra o sobre dosificación

Figure 388:

Conclusiones

Estas pruebas nos permiten completar las ya existentes para las mordazas y asegurarnos de la estabilidad en el posicionamiento de las mandíbulas para la formación de hemicampos.

Bibliografía

- (1)V. Hernandez et al, A method for accurate zero calibration of asymmetric jaws in single-isocenter half-beam techniques
(2)L. Clews, An EPID based method for efficient and precise asymmetric jaw alignment quality assurance.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 989

Procedimiento para el control de calidad del MLC dinámico con array de cámaras de ionización

Autor: Jose Olasolo Alonso¹

Co-autores: Pedro Collado Chamorro ¹ ; Camilo Jose Sanz Freire ¹ ; Arturo López Corella ¹ ; Alejandro Vázquez Galiñanes ¹ ; Angel Tomey Montesinos ¹

¹ Servicio Radiofísica y PR. CIBIR- Hospital San Pedro, Logroño

Corresponding Author: jolasolo@riojasalud.es

Introducción

En nuestro servicio se realiza de manera rutinaria un procedimiento de control de calidad del MLC con imagen portal en aceleradores Varian. Éste tiene como objetivo evaluar características dinámicas del MLC. Tras la adquisición de nuevos aceleradores Elekta, y al no disponer de un software de dosimetría portal, nos planteamos adaptar dicho procedimiento utilizando un array de cámaras de ionización.

Material y métodos

Las pruebas se realizan en dos equipos VERSA HD equipados con MLC Agility. Como detector se dispone del array de cámaras de ionización, Octavius 729. Se ha utilizado el software icom para crear los campos y transferirlos a los aceleradores.

El procedimiento consiste en 3 pruebas. La primera es un campo estático de 5 cm x 5 cm. La segunda es una ventana deslizante de con una separación de láminas opuestas de 0.8 cm, 100 UM y recorrido de 10.7 cm. La tercera es una prueba de velocidad con 4 bloques de 10 láminas que se mueven a velocidad constante ($v_1=3.2$ cm/s, $v_2=2.13$ cm/s $v_3=1.6$ cm/s, $v_4=1.28$ cm/s), 150 UM y recorrido de 16 cm. Las pruebas pretenden a través de la medida de la diferencia de dosis, detectar errores de posicionamiento (prueba 2) y de velocidad de las láminas (prueba 3).

En el montaje se utiliza el maniquí Octavius 4D con el inserto plano. Se realizan 2 medidas de cada campo. La primera desplazada 2 mm en longitudinal para que cada cámara del array quede en el centro de una lámina. La segunda desplazada 7 mm para poder analizar el movimiento de todas las láminas. Todos los campos se irradian con energía de 6MV, ángulo de gantry 0 y tasa de dosis de 600 UM/min.

El análisis se realiza con el software Verisoft 8.0. Inicialmente se compara el campo 5cm x 5cm con la referencia para obtener un factor de corrección de dosis para el resto de pruebas. Tanto la ventana deslizante como como la prueba de velocidad se analizan mediante un gamma 0.5mm/umbral entre la imagen medida y la imagen de referencia.

Se realiza un análisis de sensibilidad para establecer los umbrales introduciendo errores controlados. En la ventana deslizante se modifica la distancia entre láminas en pasos de 0.1mm y en la prueba de velocidad se modifican las velocidades en pasos de 0.025 cm/s.

Resultados

Se obtiene una sensibilidad de 0.5 mm para la ventana deslizante que corresponde a un umbral de 5%. Para la prueba de velocidad la sensibilidad es 0.075 cm/s y el umbral 1.2 %.

Discusión

La principal limitación del uso del array es la resolución espacial que nos permite realizar la evaluación sólo en determinadas posiciones del recorrido de las láminas. Asumiendo esto, el procedimiento tiene sensibilidad suficiente para evaluar las características dinámicas del MLC.

Conclusiones

Se ha implementado un procedimiento que permite evaluar de manera rápida y sencilla las características dinámicas del MLC, adaptándonos a las posibilidades del nuevo equipamiento. Se realiza con periodicidad mensual en los aceleradores Elekta de nuestro centro.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1031

Control de Calidad del sistema INTRABEAM 600

Autor: Silvia Fernández Cerezo¹

Co-autores: Daniel Rodríguez Latorre² ; Zahara Martín Rodríguez³ ; Jose Fernandez Garcia³ ; Cristina Arroyo Sánchez ; Daniel San José Olmedo⁴ ; Carlos Díaz Aviñó ; Javier Sánchez Ruipérez³ ; Alfonso Villacé Gallego⁴ ; Diego Crelgo Alonso⁴ ; Pedro Sánchez Galiano³

¹ Hospital Universitario de Asturias

² Hospital Central de Asturias

³ Hospital Universitario Central de Asturias

⁴ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

Corresponding Author: silcere77@gmail.com

Introducción

El sistema INTRABEAM es un acelerador de electrones miniaturizado diseñado para realizar tratamientos de radioterapia intraoperatoria y braquiterapia superficial con fotones de baja energía.

Ante la inexistencia de protocolos de control de calidad para este tipo de unidades de tratamiento, se presenta el programa de control de calidad que se ha establecido en nuestro servicio.

Material y Métodos

Para realizar tareas de control de calidad el sistema incorpora dos dispositivos: el PDA para comprobar la isotropía del haz y el PAICH para verificar la estabilidad de la dosis. El PAICH también permite realizar la verificación óptica de la alineación mecánica de la fuente y su corrección si fuera necesario.

Junto con la unidad de tratamiento INTRABEAM se puede adquirir una cuba para hacer medidas en agua diseñada específicamente para este equipo. Con esta cuba se pueden hacer medidas con la cámara TN34013 de PTW de la dosis de absorbida en agua a distintas profundidades y medidas en un plano perpendicular al eje de radiación para hacer comprobaciones de la isotropía del haz.

En nuestro centro disponemos de aplicadores esféricos para radioterapia intraoperatoria de mama y planos tipo FLAT para tratamientos de piel o intraoperatoria.

Resultados

El programa de control de calidad que hemos establecido se presenta en la Tabla 1.

Discusión

Las verificaciones que se realizan antes de cada tratamiento están establecidas por el fabricante, así como las tolerancias. El sistema corrige los tiempos de tratamiento en función del resultado de la medida de la dosis de referencia con el PAICH hasta un 10% de desviación respecto a la dosis de referencia. Si el resultado supera este valor el sistema no permite los tratamientos. No obstante el fabricante recomienda que desviaciones superiores al 5% sean investigadas.

El equipo se suministra con los ficheros de calibración de la fuente de radiación XRS y de todos los aplicadores que se adquieran. Estos ficheros de calibración contienen la dosis en función de la profundidad para la fuente XRS y los factores de dosis de cada aplicador en función de la profundidad. Por lo que es responsabilidad del servicio de radiofísica comprobar que las calibraciones suministradas son correctas antes de iniciar los tratamientos. Estos ficheros son actualizados por el fabricante cuando la fuente de radiación es calibrada anualmente o se adquiere un nuevo aplicador.

La incertidumbre de la medida de la dosis absorbida en agua está dominada por la incertidumbre en

el factor de calibración de la cámara de ionización, que es de un 4% con $k=2$, y en el posicionamiento de la cámara en el eje de radiación. Pequeñas desviaciones en el centraje de la cámara de ionización, se traducen en desviaciones mayores entre la dosis prevista y la medida conforme la medida se realiza a mayor distancia de la fuente.

Conclusiones

Se ha presentado el programa de control de calidad establecido en nuestro servicio para la unidad de tratamiento INTRABEAM 600. Sería necesario que se establecieran protocolos de control de calidad avalados por sociedades nacionales o internacionales para este tipo de unidades de tratamiento.

Prueba	Tolerancia	Periodicidad
Seguridades: Interrupción radiación, indicadores luminosos y acústicos de radiación	Funcionamiento correcto	Diaria
Estabilidad de la dosis de referencia y del monitor de radiación interno con el PAICH	5 %*	Previo a cada tratamiento
Isotropía del haz de radiación con el PDA	0.15mm*	
Cálculo secundario de los tiempos de tratamiento	1%	
Alineación óptica de la fuente con el PAICH	0.1 mm*	Isotropía fuera de tolerancia con PDA
Fuente XRS: Dosis absorbida en agua a 2 y 4 cm de profundidad	4%	Anual tras calibración de la fuente ERI
Aplicadores planos: Dosis absorbida en agua a 5 y 10 mm de profundidad	4%	
Aplicadores esféricos: Dosis absorbida en agua a 5 y 10 mm de profundidad	4%	
Linealidad del monitor de radiación interno con la dosis	1%	
Campo de radiación de los aplicadores planos a 0 y 5mm de profundidad con película radiocrómica	Simetría Homogeneidad Tamaño de campo: 2mm	
Verificación de la dosis de referencia para controles diarios con el PAICH	2%	
Verificación de la estabilidad del barómetro y termómetro incorporado en el PAICH	$\Delta P = 5 \text{ mbar}$ $\Delta T = 1.5 \text{ }^{\circ}\text{C}$	
Isotropía aplicadores esféricos en agua	2%	
PDD en agua aplicadores planos y esféricos	5%	
PDD en agua de la fuente XRS	5%	
Capa hemirreductora aplicadores planos y esféricos	Referencia Planos: 0.4-1.1 mm Al Esféricos: 0.9-1.3 mm Al	ERI

Figure 389: Pruebas de control de calidad, frecuencias y tolerancias para la unidad de tratamientos INTRABEAM. (*) Tolerancias del fabricante.

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1035**Desarrollo de una herramienta para el uso de la dosimetría portal en el control de calidad de la coincidencia luz-radiación con el maniquí FieldCheck (PTW)**

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Carlos Piñeiro Martínez¹ ; Miguel Ángel López Castro¹ ; Victor Luna Vega² ; Manuel Sánchez García² ; Carlos Otero Martínez^{None} ; Javier Mosquera Sueiro³ ; Ramón Lobato Busto⁴ ; Miguel Pombar Cameán³

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS)*

² *Hospital Clínico de Santiago de Compostela*

³ *CHUS*

⁴ *HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción

El maniquí PTW FieldCheck, en conjunto con la matriz de cámaras de ionización PTW StarCheck permite un control preciso del tamaño del campo de radiación y su coincidencia con el campo de luz. El maniquí es homogéneo en los ejes principales y contiene 4 marcadores radioopacos en las diagonales. La posición de los marcadores se puede ajustar a la del campo de luz, quedando registrada en la imagen de transmisión que se genera al disparar un haz sobre el maniquí. Mediante perfiles en los ejes principales se puede determinar por tanto la posición del campo de radiación, mientras que la posición del campo de luz se obtiene mediante los perfiles diagonales.

Este sistema requiere posicionar el gantry a 0 grados. Para salvar este inconveniente se desarrolla una herramienta con la que analizar la imagen de transmisión del FieldCheck a cualquier ángulo de gantry, registrándola con el sistema de imagen portal del acelerador (Fig.1).

Material y métodos

Las pruebas se han realizado en un acelerador Varian TrueBeam. El programa, escrito en Python, obtiene la posición del haz de radiación a partir de perfiles en los ejes principales como aquella en que el campo de radiación es el 50% de la región central.

El campo de luz se determina sobre las diagonales principales. Los marcadores son visibles en forma de cuatro picos de forma triangular por diagonal, cuya posición está relacionada con la del campo de luz por un offset. Los ocho picos corresponden a las dimensiones negativa y positiva, inplane y crossplane, para tamaños de campo 10x10 y 20x20.

La posición de los picos sobre las diagonales se determina por comparación de valores vecinos, tras un suavizado por splines cúbicos (Fig.2). Los offset se miden en un proceso de calibración usando el campo de luz definido por el MLC, a colimador 90 y 270.

Para validar el programa desarrollado se han comparado los resultados con los obtenidos mediante nuestra herramienta con medidas realizadas el mismo día con la matriz StarCheck para campo de 10x10.

Resultados y discusión

Se observa una buena correspondencia entre los resultados obtenidos con matriz y el método propuesto. La máxima diferencia en la determinación del tamaño de campo de radiación fue de 1 mm. La máxima diferencia para la coincidencia de luz y radiación fue de 2 mm.

Las diferencias observadas entre ambos métodos son compatibles con las incertidumbres propias de la medida, por lo que estimamos que el sistema con FieldCheck e imagen EPID es adecuado para el control de calidad rutinario de la coincidencia Luz/Radiación, sin los inconvenientes logísticos de la matriz de detectores StarCheck.

Conclusiones

El programa propuesto permite un control de calidad rápido y preciso del tamaño del campo de radiación y su coincidencia con el campo de luz a distintos ángulos de Gantry, utilizando únicamente el maniquí PTW FieldCheck y el sistema de imagen portal del acelerador.

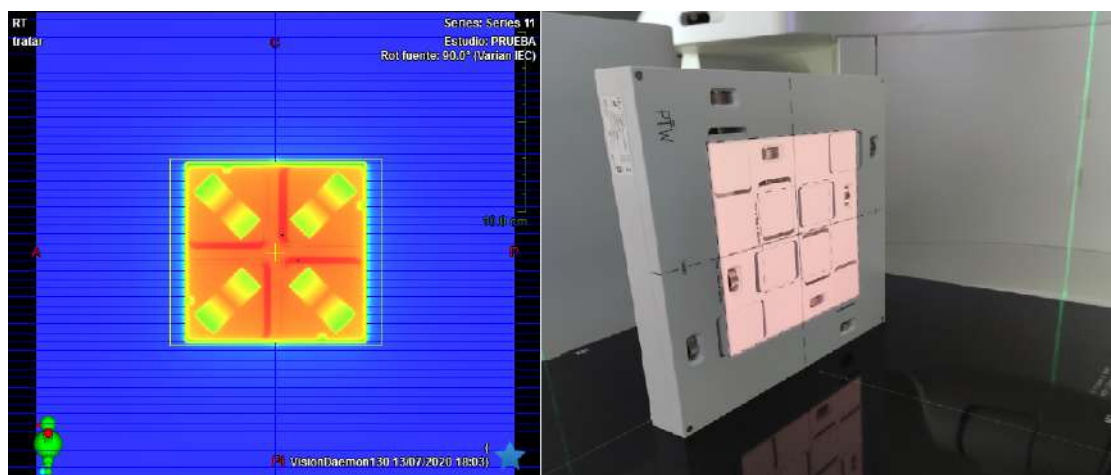


Figure 390: Izqda: imagen del maniquí Fieldcheck obtenida con el sistema de imagen portal (EPID) para un campo 10 x 10 G90. Dcha:setup experimental.

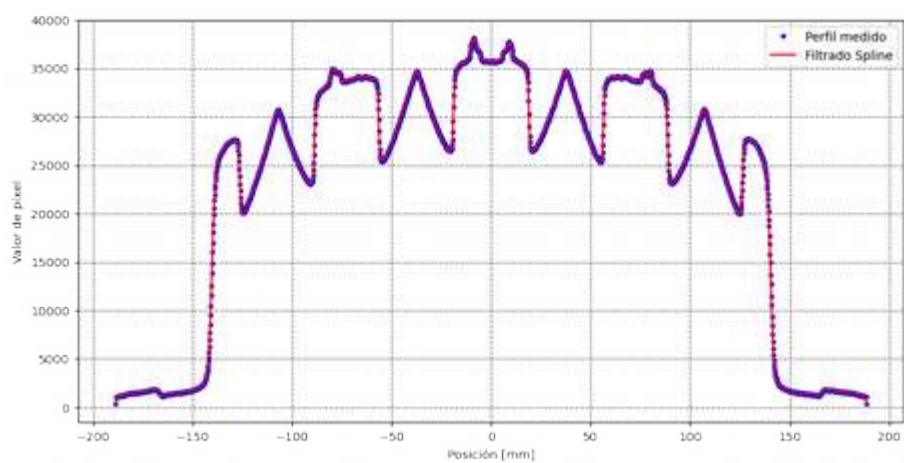


Figure 391: Determinación de la posición de los picos sobre las diagonales del maniquí empleando el método de los valores vecinos

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1050**Estudio de la duración de los tratamientos en Radioterapia**

Autores: María Denia Vilches Fernández¹ ; Carmen Herrero Capellán¹ ; Diana Alonso Castellanos^{None} ; María Fueyo Díaz² ; Manuel Vilches Pacheco³

¹ IMOMA

² Instituto de Medicina Oncológica y Molecular de Asturias (IMOMA)

³ CENTROM MÉDICO DE ASTURIAS / IMOMA

Corresponding Author: denia.vilches@imoma.es

Introducción

Una interrupción en un tratamiento de radioterapia puede permitir una proliferación celular en el tejido tumoral a tratar. Estas células tumorales pueden crecer y repoblarse antes y durante los tratamientos, por tanto, el tiempo total de tratamiento debe mantenerse lo más corto posible.

Material y métodos

Se realiza un estudio retrospectivo de la duración (en días naturales) de los tratamientos en nuestro centro desde el inicio de la actividad asistencial hasta finales del 2020. Se clasifican según el fraccionamiento (sin hacer distinciones por localización del tumor, aunque se propone como ampliación del estudio ya que la localización puede estar correlacionada con el número y grado de la interrupción) y se calcula el número de inicios según el día de la semana, así como el número de tratamientos para cada fraccionamiento que exceden su duración óptima (en días naturales).

La duración óptima del tratamiento se estima calculando el número total de días naturales que dura suponiendo tratamientos sin interrupciones y con inicio en lunes (valores aceptables para el resto de días). Hay fraccionamientos como el de 28 sesiones, cuyos valores óptimos se obtienen iniciando lunes, martes o miércoles. Para el fraccionamiento de 21 sesiones el valor óptimo es el mismo iniciando cualquier día de la semana.

Resultados

La Gráfica 1 muestra la fracción de tratamientos que inician cada día de la semana según el fraccionamiento.

La Gráfica 2 muestra la distribución de la fracción de tratamientos respecto al número de días de duración del mismo por encima del valor óptimo, así como dichos valores óptimos (entre paréntesis para cada fraccionamiento).

Discusión

La Gráfica 1 muestra mayor cantidad de inicios en lunes, disminuyendo el número de inicios a medida que transcurre la semana. Para el caso de fraccionamientos con 21 sesiones la gráfica muestra un mayor número de inicios en martes, y en el fraccionamiento de 20 sesiones el número de inicios es similar en los primeros 4 días de la semana.

En la Gráfica 2 se aprecia que a medida que el fraccionamiento tiene más sesiones, también tiende a alargarse más días. Sin embargo, el promedio de retraso es de 2 días en general.

Conclusiones

Consideramos los tiempos de tratamiento en nuestro centro dentro de los valores aceptables/óptimos para tratamientos de radioterapia. Esto es debido en parte al cuidadoso seguimiento que se hace de los posibles efectos adversos (secundarios) de la radioterapia en los pacientes y en parte a la coordinación del servicio, estableciendo un mínimo de 4 días de tratamiento a la semana para todos los pacientes, trabajando en días festivos o sábados si fuese necesario, así como la aplicación de doble sesión de tratamiento en un mismo día en compensaciones de tratamientos.

Aunque para 15, 20, 25, 30 y 35 sesiones, la duración óptima del tratamiento se encuentra únicamente iniciando los lunes, si a lo largo del tratamiento se produjera alguna interrupción no esperada, este finalizaría un lunes después de fin de semana (en el caso de que la interrupción durara un solo día).

Pósteres A7: Garantía de Calidad (RT) / 1052**Protocolo de control de calidad para el sistema de imagen avanzada del TrueBeam**

Autores: Roser Fayos-Solá Capilla¹; Pablo Castro Tejero¹; Alberto Viñals²; David Hernández González³; Carmen Libertad Candón González⁴; Maria Roch González⁵; Paloma Botella Faus⁶; Sergio Honorato Hernández⁶

¹ Hospital Universitario de La Princesa

² H.U. la Princesa

³ H.U.LA PRINCESA

⁴ Hospital Puerta del Hierro

⁵ Hospital Universitario de la Princesa

⁶ Hospital Universitario La Princesa

Corresponding Author: rfscapilla@gmail.com

Introducción

Los movimientos intrafracción durante la administración de un tratamiento son la fuente de error aleatorio más importante durante la administración de la dosis en cada sesión. Por ese motivo en los últimos años se han desarrollado diversas técnicas de localización y planificación con el propósito de mejorar la respuesta de los tratamientos, como la respiración mantenida o las imágenes 4D. En este estudio presentamos un protocolo de control de calidad para el sistema de imagen avanzada del TrueBeam que permite llevar a cabo este tipo de procedimientos.

Materiales y métodos

Para evaluar el sistema de imagen avanzada del TrueBeam de Varian hemos ideado por un lado un montaje de poliespan sobre el que vamos a colocar el maniquí Stereophan de Sun Nuclear con el inserto para la cámara de PTW Semiflex 31010. Todo este conjunto se sitúa sobre la plataforma de movimiento Quasar (ModusQA). El dispositivo de IR para RPM se coloca sobre una plataforma de menor tamaño, que efectúa un movimiento vertical sincronizado con la plataforma de mayor tamaño tal y como se muestra en la figura.

Adicionalmente hemos creado un total de cuatro planes de tratamiento. El primer plan (A) se administra sin movimiento del maniquí con el objetivo de centrar el conjunto Stereophan + Semiflex. El segundo (B) trabaja con el maniquí en movimiento y radiando constantemente. Los dos últimos planes son los dedicados al gating (C y D), donde solo se va a irradiar cuando el patrón respiratorio esté en una determinada posición. Para los planes en movimiento se debe adquirir el patrón respiratorio en cada caso.

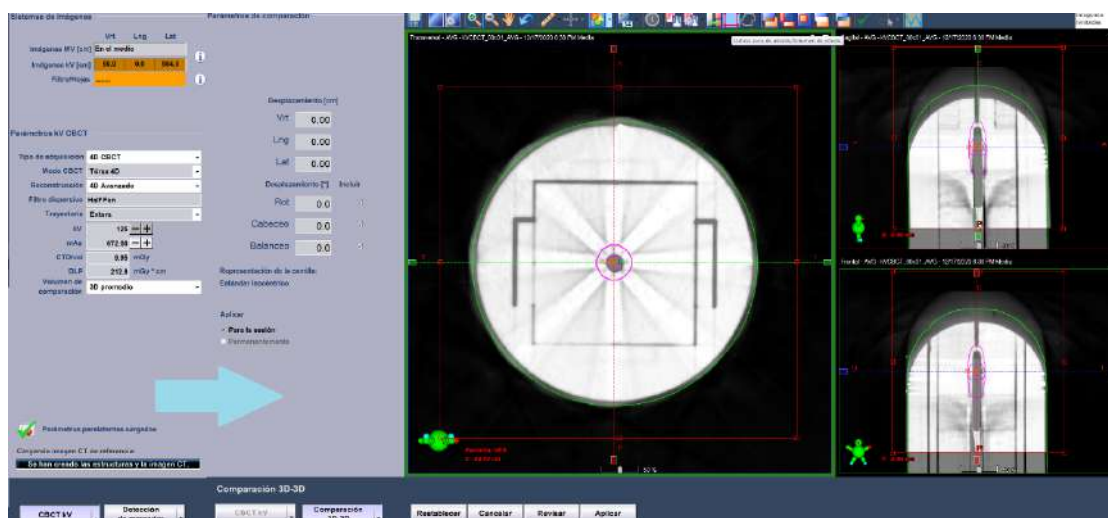


Figure 392: Sistema de imagen avanzada

Resultados

Hemos obtenido valores similares entre las cinco medidas de cada plan, con una desviación estándar del 4.2 % en los planes de gating 3D (Gated4DA), y por debajo del 3 % para el resto. En cuanto a la comparación de los resultados con los del TPS, las mayores discrepancias en módulo se dan igualmente en la medida del plan de gating en 3D, con un valor promedio de las diferencias con el TPS del 1.6 %. Respecto a la relación de las medidas con los valores del baseline, obtenemos un promedio del 1.9 %, y la máxima de un 3.6 % para una medida del gating VMAT (Gated 4DB).

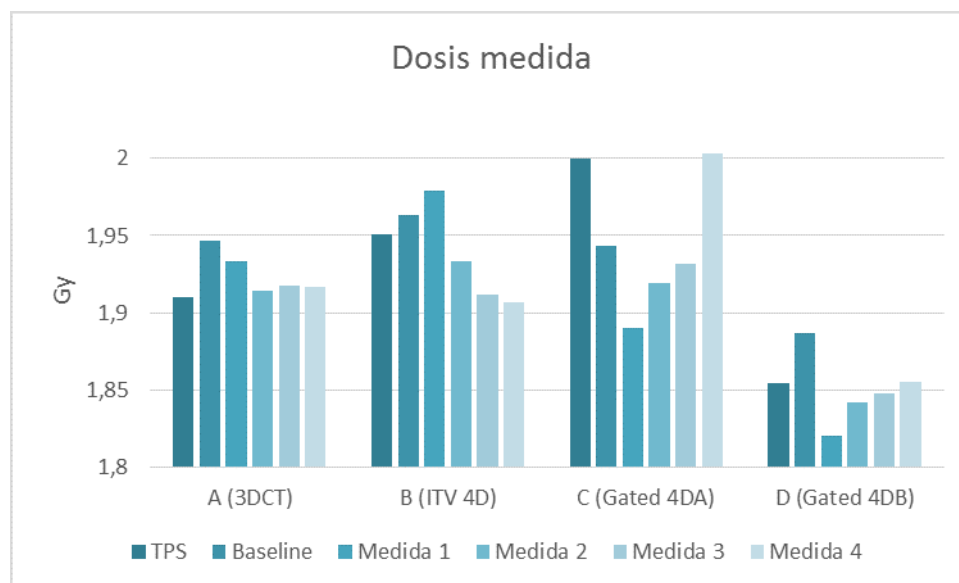


Figure 393: Dosis medida en cada plan

Discusión

Las diferencias por encima del 3 % se pueden achacar a imprecisiones en el montaje experimental en las primeras sesiones, mejorando considerablemente en las sucesivas medidas. Además, estos resultados se dan siempre para el plan de gating en 3D, lo que nos indica que es el plan en el cual el montaje tiene mayor repercusión. El hecho de utilizar campos delimitados por mordazas sin MLC puede que sea la causa de la mayor sensibilidad al montaje ya que el gradiente de dosis es más acusado.

Conclusión

Se comprueba que existe buena concordancia entre los valores calculados por el planificador y los obtenidos experimentalmente a lo largo de seis meses. Asimismo, se verifica la eficiencia de las herramientas de imagen avanzada de control respiratorio integradas en el TrueBeam. Finalmente, se valida e implanta el protocolo en los controles de calidad anuales del acelerador.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 855**Comparación de diferentes protocolos de dosimetría para evaluar la dosis impartida en IGRT basada en kV-CBCT utilizando cámaras Farmer**

Autores: José Bea Gilbert¹ ; Beatriz Chover Diaz² ; M^a Carmen Baños Capilla³

Co-autores: Lidia Ros ; Patricia Gil ; Lorena Delgado ; María López

¹ Hospital Vithas Virgen del Consuelo

² HCU Lozano Blesa

³ Hospital Vithas Virgen del Consuelo - S. Radiofísica

Corresponding Author: pepeyadela2001@gmail.com

Objetivo: Comparar los factores de calibración ND,W de dosis de cámaras tipo Farmer utilizando diferentes protocolos de dosimetría de rayos X de energía media con un nuevo formalismo basado en calibraciones realizadas con Co-60.

Material y métodos: Se han utilizado dos cámaras Farmer PTW 30010 y 30013 para calibrar haces de rayos X. Los factores de calibración ND,W se han calculado para una cámara Farmer PTW 30010 calibrada en Tasa de Kerma en Aire Ka siguiendo los protocolos (a) AAPM TG61, (b) IAEA TRS398 y (c) formalismo de la referencia Ding et al. *Phys. Med. Biol.* 55 2010. Los coeficientes de absorción másico agua-aire a 2 cm de profundidad en agua se han actualizado de la referencia Andreo et al. *Phys. Med. Biol.* 64 2019. El mismo procedimiento se ha seguido para una cámara PTW 30013 sumergible calibrada en agua en un haz de Co-60 habitual en radioterapia utilizando la metodología de la referencia Araki *Phys. Med. Biol.* 63 2018. Se han medido dos haces de rayos X de (a) 100 kVp y (b) 120 KVp con filtro *pajarita* adicional correspondientes al sistema de imagen volumétrica XVI instalado en un acelerador Elekta *Infinity*. Las cámaras se han colocado en un maniquí de a d=2cm, donde se ha evaluado los factores de saturación y polaridad, el efecto tallo y el tiempo muerto de irradiación. El efecto de la camisa protectora ha sido evaluado con la cámara sumergible y aplicado a ambas cámaras.

Resultados: Se ha calculado la media ponderada de los factores ND,W calculados con diferentes protocolos basados en Ka, con una diferencia máxima de 1.7% correspondiente al protocolo TRS398. La diferencia con el factor ND,W de la cámara sumergible calibrada en Co-60 es de 0.8%. Las dosis medidas con camisa protectora y sin ella difieren como máximo 0.9%. La actualización de los coeficientes de atenuación másicos agua-aire no tienen efecto apreciable, así como tampoco el efecto tallo.

Conclusiones: La dosis impartida en IGRT CBCT con rayos X de energía media puede ser evaluada utilizando cámaras tipo Farmer calibradas en agua para energías de radioterapia.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 863**Reproducción de un linac simplificado en un modelo de Realidad Virtual****Autor:** Carlos Baeza Monedero¹¹ *Hospital Universitario Virgen del Rocío***Corresponding Author:** carlosjuanbaeza@gmail.com

La complejidad de los tratamientos en Radioterapia ha aumentado considerablemente con la llegada de los altos fraccionamientos impartidos en SBRT. La necesidad de controlar las curvas de bajas dosis obliga a introducir técnicas volumétricas no coplanares, con aperturas de los haces lo mas abiertas posibles para crear gradientes de dosis muy pronunciados, aumentando la posibilidad de configuraciones conflictivas por posibles colisiones. Este problema quedo resuelto con los antiguos Simuladores, en los que además de los sistemas de imagen, te permita analizar las incidencias y valorar la proximidad a la colisión de las mismas de manera directa. Con el paso de los años, estos equipos han ido desapareciendo, quedando solo en algunos pocos hospitales.

Las angulaciones, muchas veces poco intuitivas y difíciles de valorar con exactitud la viabilidad de las mismas, reflejan la incompatibilidad durante la primera fracción de tratamiento, en la que se verifica el mismo in situ en el acelerador con el paciente ya posicionado. En caso de que no sea posible el tratamiento por problemas de colisión, será necesario replanificar el plan de nuevo, con la doble inversión de tiempo y recursos que esto implica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se presenta una solución al problema de la valoración de las colisiones a través de un modelo de acelerador lineal creado por los autores. Se diseña una versión geométrica simplificada de un acelerador genérico, en el que se modela el cabezal, los sistemas de imagen de kV y de MV (sistemas de ConeBeam Y Portal Vision para el caso del Varian TrueBeam), además de la mesa de tratamiento. Se presenta un modelo sobre el que tomar distancias con suficiente precisión como para poder utilizarlo como predictor de colisiones en los distintos arcos de tratamiento.

El diseño del Linac se realizó en la plataforma GeoGebra3D, software matemático interactivo creado para el trabajo y diseño 3D de manera sencilla. Proporciona un soporte gratuito para ordenadores y móviles y una interfaz que permite interactuar directamente con el modelo del acelerador diseñado. Para llevar a cabo el proceso de diseño del acelerador, se dividió en cuatro partes: por un lado el cabezal, y los sistemas de Kv acoplados. Por otro lado, el sistema de imagen de MV, y la mesa de tratamiento.

RESULTADOS

Se llevó a cabo la modelización de cada una de las partes del linac, introduciendo una matriz de puntos de referencia de 100x100x100 para su posterior exportación a un sistema de referencia de realidad virtual, en el que poder interactuar con el linac, realizar las rotaciones del cabezal, y tomar distancias de manera intuitiva y rápida en cualquier sitio, simplemente con un móvil convencional.

CONCLUSIONES

Se presenta el Simulador de linac virtual como una solución efectiva y elegante al problema de la verificación de colisiones en tratamientos no coplanares para aceleradores de Elekta y Varian. A través de la interfaz de realidad virtual, disponible de manera gratuita tanto en plataformas IOS como Android, se puede trabajar con el linac, tomar distancias y valorar la proximidad y riesgo de cada una de las configuraciones de gantry para todos los tratamientos.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 945

Análisis de las incertidumbres asociadas al uso del sistema de posicionamiento TRUFIX (PTW)

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Carlos Piñeiro Martínez¹ ; Miguel Ángel López Castro¹ ; Victor Luna Vega¹ ; Manuel Sánchez García¹ ; Carlos Otero Martínez^{None} ; Javier Mosquera Sueiro² ; Ramón Lobato Busto³ ; Miguel Pombar Cameán²

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² CHUS

³ HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción y objetivo

El sistema de posicionamiento TRUFIX, comercializado por la empresa PTW constituye un método eficaz a la hora de posicionar distintos detectores en un sistema analizador automático de haces. Empleando este conjunto de adaptadores podremos situar de forma precisa y reproducible los detectores soportados.

El sistema permite el intercambio de detectores sin reajustar el centraje. Las tolerancias de posicionamiento son $\pm 0,2$ mm en vertical y $\pm 0,3$ mm en el resto de direcciones.

El objetivo de este trabajo será verificar el grado de reproducibilidad y de precisión asociado a cada uno de los adaptadores, comparándolas con las tolerancias especificadas por el fabricante.

Materiales y método

Se determina el centraje con cada conjunto detector/aplicador y se compara con la incertidumbre de posicionamiento. Para ello se realizan medidas de CAX y PDDs.

Determinamos la reproducibilidad del sistema TRUFIX empleando el mismo conjunto detector/adaptador. Utilizando los distintos detectores determinamos los errores de posicionamiento introducidos por cada uno de los adaptadores.

Se selecciona como cámara de referencia el detector Semiflex3D TM31021 con el adaptador (601-6002) que nos permite situarla en posición radial. Además empleamos como cámaras de campo los siguientes detectores: Semiflex TM31010, Farmer TM30013, Advanced Markus TM34045, Roos TM34001, PinPoint 3D TM31016, PinPoint TM31006, microDiamond TM60019, cada uno alimentado con la tensión especificada en su certificado de calibración. Estos detectores se sitúan en el analizador automático de haces MP3 de PTW, y se controlan con el software MEPHYSTO.

Determinamos la incertidumbre asociada a la repetibilidad a partir de las distribuciones de PDDs y perfiles adquiridos repetidamente sin recentrar el detector de referencia. La reproducibilidad se determina introduciendo en el adaptador la cámara de referencia en cada una de las medidas. Por último, se determina la incertidumbre asociada al propio sistema de posicionamiento empleando cada uno de los adaptadores.

Resultados

La incertidumbre asociada a repetibilidad del haz es de (0.04, 0.00) mm en InPlane, CrossPlane (k=2) y para el R80 de 0.18 mm. Para la reproducibilidad se obtiene (0.16, 0.08) mm en InPlane, CrossPlane (k=2) y para el R80 de 0.50 mm (Fig 1).

En cuanto a la incertidumbre asociadas al sistema TRUFIX, se obtienen incertidumbres superiores a las especificadas para la dirección crossPlane: Semiflex3D (-0.50mm), advanced Markus (-0.57mm) y Roos (-0.71mm) (Fig 2).

Conclusiones

En cuanto a la incertidumbre asociada a la repetibilidad, se concluye que las incertidumbres asociadas a las posibles variaciones del haz y al sistema mecánico del MP3 son despreciables frente a las tolerancias.

Mediante el procedimiento descrito hemos podido detectar que para cámaras plano-parallelas el sistema de posicionamiento en crossPlane está fuera de las especificaciones. Por lo que es recomendable realizar esta verificación durante la aceptación de un equipo nuevo.

	CAX (k=2)		PDDs (k=2)	
	InPlane	crossPlane	R ₈₀ (mm)	R ₅₀ (mm)
Repetibilidad	0,04	0,00	0,18	0,24
Reproducibilidad	0,16	0,08	0,50	0,48
Combinada	0,16	0,08	0,53	0,54

Figure 394: Resultados obtenidos en el estudio de la reproducibilidad del sistema TRUFIX

Detector	CAX (k=2)		PDDs (k=2)	
	inP-inPref	crossP-crossPref	R ₈₀ -ref (mm)	R ₅₀ -ref (mm)
Semiflex3D TM31021	-0,20 ± 0,16	-0,50 ± 0,08	-0,47 ± 0,53	-0,46 ± 0,54
Semiflex TM31010	-0,01 ± 0,16	0,13 ± 0,08	-0,20 ± 0,53	-0,18 ± 0,54
Farmer TM30013	0,12 ± 0,16	0,19 ± 0,08	-0,10 ± 0,53	-0,41 ± 0,54
Advanced Markus TM34045	-0,13 ± 0,16	-0,57 ± 0,08	0,36 ± 0,53	-0,32 ± 0,54
Roos TM34001	-0,04 ± 0,16	-0,71 ± 0,08	0,16 ± 0,53	-0,07 ± 0,54
PinPoint 3D TM31016	-0,03 ± 0,16	-0,26 ± 0,08	0,20 ± 0,53	0,38 ± 0,54
PinPoint TM31006	0,00 ± 0,16	-0,11 ± 0,08	1,56 ± 0,53	3,16 ± 0,54
microDiamond TM60019	-0,17 ± 0,16	-0,26 ± 0,08	0,38 ± 0,53	-0,08 ± 0,54

Figure 395: Incertidumbres obtenidas con cada uno de los adaptadores del sistema TRUFIX

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 960**Verificación diaria de la constancia de la dosis absorbida con el Starcheck y Machine Performance Check**

Autores: Fernando Tato de las Cuevas¹ ; Fernando Cerrón Campo^{None}

¹ Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Author: ftatcue@gobiernodecanarias.org

Introducción

El objetivo principal es verificar la concordancia de las desviaciones de la dosis absoluta de referencia (en adelante DDAR) proporcionadas por dos sistemas de medida en el control de calidad diario de un ALE. A su vez, los dos equipos se comparan con el agua sólida, que se emplea en el control mensual, para dar validez a los mismos.

Material y métodos

El control diario se realiza en un ALE Truebeam STX (Varian), con 4 energías: con filtro (6 y 18 MV) y sin filtro (6 y 10 FFF).

En este ALE está implementado el control de calidad diario dosimétrico con el Starcheck (SC, PTW). Este es un array de cámaras de ionización (CI), repartidas sobre los ejes principales y diagonales.

Una vez por semana se emplea el Machine Performance Check (MPC, Varian), que incluye pruebas dosimétricas y mecánicas. El MPC emplea el sistema de imagen portal para la medida.

Previamente, para la implementación del control diario, se establecen las referencias de la DDAR en el SC y el MPC. Diariamente, en un libro Excel se registran las DDAR proporcionadas por el MPC y el SC en su CI central. Mensualmente se realiza una medida de la dosis absoluta en condiciones de referencia siguiendo las recomendaciones del TRS 398 (IAEA), bien en agua sólida o líquida.

Posteriormente se comparan las DDAR obtenidas a lo largo de un año por el MPC, el SC, y el agua sólida/líquida.

Resultados

En la Fig. 1 se representan los resultados de la DDAR para los 4 métodos de medida. En la tabla se pueden ver las discrepancias promedio entre los dispositivos de medida.

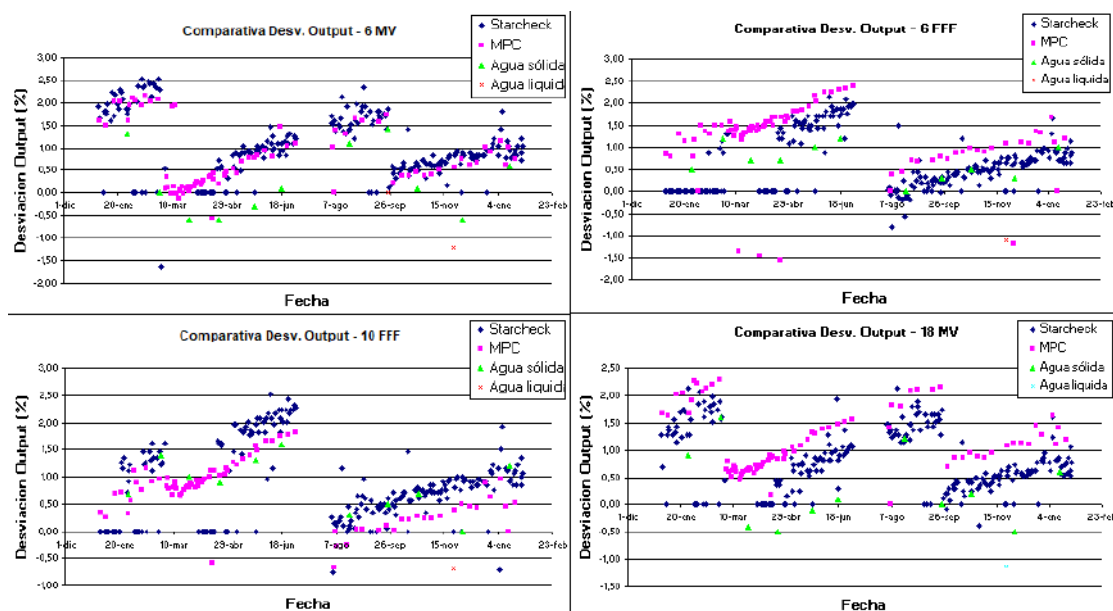


Figure 396: Desviaciones de la dosis absoluta de referencia para los 4 métodos y las 4 energías a lo largo del tiempo.

Entre el MPC y el Starcheck se encuentra un máximo de discrepancia de 0,9 % para 6 FFF. Entre el SC y el agua sólida el máximo de discrepancia es de 0,9 % para 6 MV.

	Dif. (%)			
	6 MV	6 FFF	10 FFF	18 MV
Starcheck vs MPC	0,3	0,9	0,6	0,6
Starcheck vs agua sólida	0,9	0,3	0,4	0,6

Figure 397: Diferencias promedio de las desviaciones de dosis de referencia detectadas entre algunos de los sistemas de medida.

Discusión

En el Excel del control diario, se registra la lectura de dosis de la CI central del SC, en lugar del parámetro de desviación de dosis proporcionado por el software del SC (Multicheck, PTW), esto permite que cuando se establece la referencia de la DDAR en el SC, no es necesario que la desviación de la dosis en el ALE sea cero para todas las energías. Por contra, tiene el inconveniente de que se contempla la lectura de la CI central del SC, lo que podría conducir a una mayor imprecisión en los resultados que el valor medio de varias CI (que es el parámetro de DDAR proporcionado por el Multicheck por defecto). Pese a ello, las discrepancias promedio con el agua sólida están por debajo del 1%. La discrepancia entre agua sólida y SC es asumible teniendo en cuenta la incertidumbre de medida de los equipos. Lo mismo se puede decir respecto al SC y el MPC.

Conclusiones

Con la metodología y resultados obtenidos, el MPC y el Starcheck, se podrían considerar válidos como equipos de verificación diaria de la constancia de la dosis en condiciones de referencia. La discrepancia obtenida entre los dos equipos es también aceptable.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1038**Verificación y Optimización del modelado de un acelerador lineal TrueBeam en el sistema de planificación RayStation a partir del protocolo TG-119**

Autores: Patricia Sánchez Rubio¹ ; Alfredo Montes Uruen^{None} ; María Pinto Monedero² ; Jaime Martínez Ortega¹ ; María Ángeles Arroyo de la Cruz³ ; Arturo López Corella^{None} ; Jose Luis Colado Tornero⁴

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital U. Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁴ Hospital Puerta de Hierro

Corresponding Author: patricia.sanchez@salud.madrid.org

Introducción

Los protocolos de puesta en marcha de un sistema de planificación (SP) proponen geometrías sencillas para la validación del modelado del haz. Este procedimiento puede conllevar a un modelo que no proporcione la exactitud dosimétrica requerida para tratamientos clínicos complejos, especialmente en técnicas de intensidad modulada, necesiéndose pruebas adicionales para refinar el modelo.

El objetivo de este trabajo es mostrar cómo el empleo de planes de tratamiento representativos de la práctica clínica permite optimizar el modelado del MLC en el SP *RayStation*.

Material y Método

Un acelerador *TrueBeam* (Varian Medical Systems) con energías 6 y 10 MV con filtro aplanador (6WFF y 10WFF) y 6 MV sin filtro aplanador (6FFF), y MLC de alta definición (120 láminas), fue modelado en el SP *RayStation* vs 8.0 (*RaySearch Laboratories*) para el algoritmo de cálculo *collapsed cone*. Los parámetros de configuración del MLC (transmisión; modelo del efecto redondeado de las láminas (*leaf-tip offset*, *gain* y *curvature*), *leaf-tip width*, y *tongue and Groove* (T&G)) fueron determinados experimentalmente ajustando los perfiles calculados a los perfiles medidos para diferentes tamaños de campo conformados sólo por el MLC (1x1 cm² – 30x30 cm²).

Los modelos iniciales, para cada una de las energías, fueron comprobados mediante las pruebas para haces de fotones indicadas en la Guía Práctica de física médica 5.a de la AAPM. Además, se realizaron planes DIMRT en las tres energías para las geometrías y objetivos de planificación propuestos en el informe TG-119: 7 haces para próstata y 9 haces para H&N, *C-Shape easy*, y *C-Shape hard* (Fig1). Cada plan fue calculado para el modelo inicial y las sucesivas modificaciones de los mismos. No se empleó la técnica de VMAT para descartar que las discrepancias entre los planes calculados y las medidas experimentales pudieran deberse a problemas de sincronismo propios de dicha técnica (sincronización entre MLC, velocidad de gantry y tasa de dosis).

Se comparó la dosis absorbida calculada en cada modelo y energía, tanto en el volumen de tratamiento (PTV) como en el órgano de riesgo (OAR) pertinente, con la dosis absorbida medida con cámara de ionización *pinpoint* 3D PTW 31016 (PTW Freiburg, GmbH, Friburgo, Alemania) en el maniquí de pelvis IMRT (IBA).

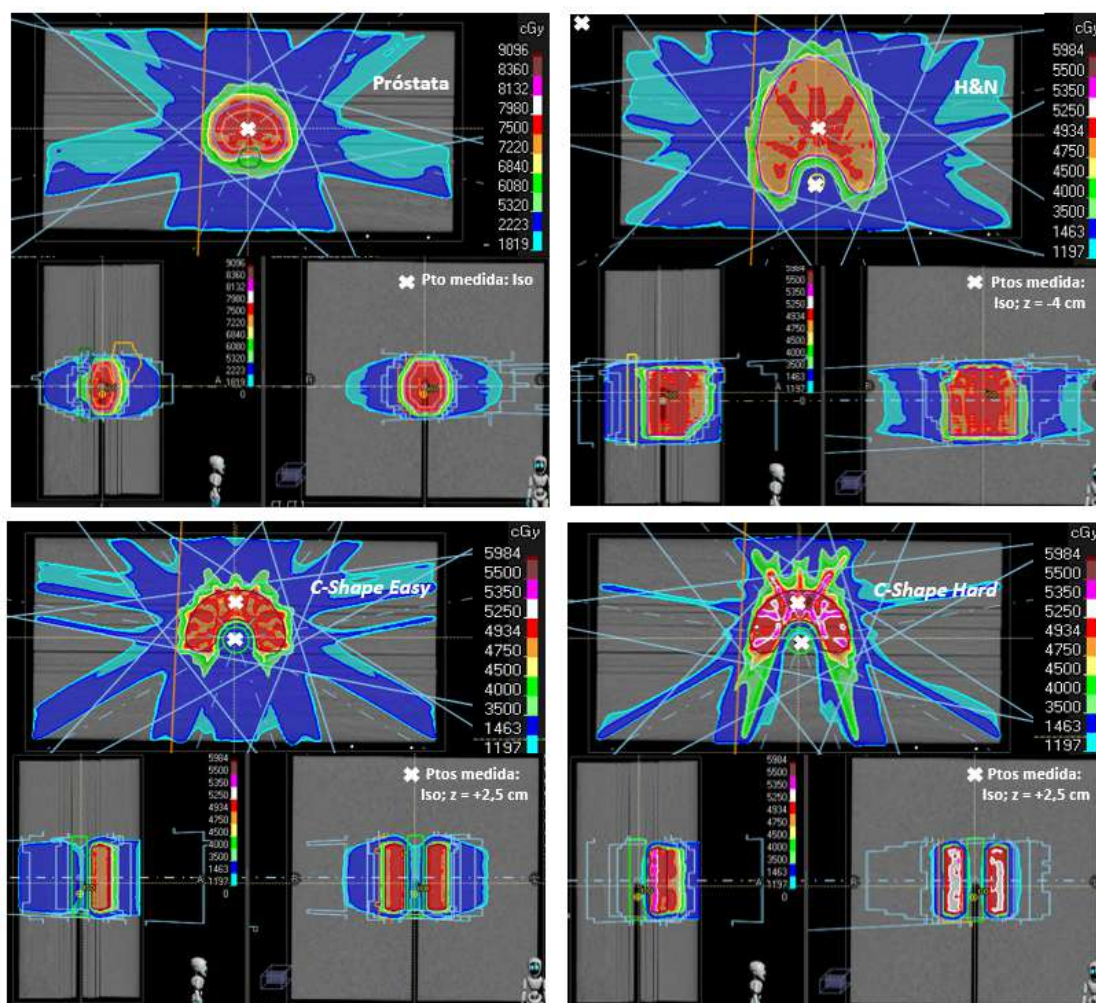


Figura1. Distribuciones dosimétricas para las geometrías del TG-119. Las aspas marcan los puntos empleados para la comparación entre la dosis medida y la calculada por el SP

Figure 398:

Resultados y Discusión

Con los parámetros de configuración iniciales del MLC (tabla 1) se obtuvo una discrepancia máxima del -4.15% en para PTV en un plan clínico real de próstata y -8.10% en médula para el plan H&N para 6 WFF. Las grandes diferencias detectadas en el plan C-Shape hard se consideran debidas al fuerte gradiente en el punto de medida en la zona de protección, tal y como se aprecia en la fig.1. El T&G no se modificó para ninguna energía, mientras que, para 10 WFF, sólo fue necesario variar el offset. Sin embargo, en 6 FFF se cambiaron todos los parámetros, incluida la ganancia. La elección del modelo final requirió una decisión de compromiso respecto a la precisión dosimétrica a obtener entre PTV y OARs, de forma que con los valores finales de configuración se consiguió que las dosis calculadas difiriesen de las calculas menos de un 1.5% (-0.03% - 1.63%) para los PTVs y 2.5% (-1.18% - 2.44) para los OARs.

		6 WFF inicial	6 WFF final	10 WFF inicial	10 WFF final	6 FFF inicial	6 FFF final
Parámetros del modelo							
<i>Tongue & Groove</i> (cm)		0,05	0,05	0,05	0,05	0,041	0,041
<i>Leaf-tip width</i> (cm)		0,03	0,27	0,20	0,20	0,20	0,05
Transmisión		0,00814	0,0115	0,01	0,01	0,0098	0,0102
Offset		0,026	0,005	0,027	0,015	0,010	0,015
Ganancia		0	0	-0,0001	-0,0001	-0,004	0,000
Diferencia entre dosis calculada y medida							
<i>Próstata</i>	PTV	0,21%	0,10%	-3,21%	-0,03%	0,83%	0,06%
	Recto	-	-	-	-	-1,18%	-2,05%
<i>Próstata (caso clínico)</i>	PTV	-4,15%	-1,31%	-3,02%	1,66%	-	-
<i>H&N</i>	PTV	0,19%	0,30%	0,95%	-0,53%	0,77%	-0,51%
	Médula	-8,10%	-1,84%	-5,90%	-8,74%	-1,34%	-2,94%
<i>C-Shape easy</i>	PTV	-1,43%	-0,44%	1,22%	0,83%	1,54%	-0,42%
	OAR	-4,23%	2,18%	2,67%	-1,94%	5,38%	2,44%
<i>C-Shape hard</i>	PTV	-2,65%	-0,89%	-2,12%	1,47%	2,76%	1,63%
	OAR	-3,71%	2,37%	3,75%	-5,23%	10,05%	7,13%

Tabla 1. Parámetros de configuración del MLC y su repercusión en la dosis medida para diferentes planes de IMRT

Figure 399:

Conclusiones

La optimización del modelo inicial permitió una mejora en la precisión dosimétrica de al menos de un 2.5% para planes representativos de la práctica clínica del centro, demostrando que el modelado del MLC es la parte más crítica para conseguir la precisión requerida.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1007**Análisis de los $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ con la variación de la transmisión a través del MLC en un haz de 6 MV WFF con dos detectores de estado sólido.**

Autores: Fernando Ruiz Marín^{None} ; Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Ana Maria Villalobos Álvarez² ; Coral Bodineau Gil³ ; Cristina Moreno Saiz^{None}

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² HRU Málaga

³ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: ferruimar12@gmail.com

Objetivo

Estudio y comparación de la respuesta de dos detectores de estado sólido en dosimetría relativa de campos pequeños, para un haz de 6 MV con filtro aplanador (WFF) variando la posición de las mandíbulas a igual conformación del colimador multilámina (MLC), valorando las correcciones propuestas por el TRS 4831.

Método

Se miden los factores de campo respecto a una conformación de 10x10cm² con MLC y mordazas, de campos desde 1x1 cm² hasta 6x6 cm² conformados con el MLC. Abriendo las mordazas progresivamente para cada conformación se varía la radiación transmitida.

Los detectores usados son PTW 60019 CVD diamond y PTW 60017 unshielded diode. Como detector de referencia se ha empleado una cámara de ionización PTW Farmer 30013. El electrómetro utilizado es PTW UNIDOS 10001. Las medidas han sido realizadas en un maniquí de agua, a una distancia fuente-superficie de 900 mm y a 100 mm de profundidad, en un acelerador TrueBeam de Varian con colimador Millenium 120.

Los campos se conforman con el MLC, abriendo progresivamente las mordazas para variar la calidad del haz gracias al aumento de radiación transmitida a través del MLC.

Los factores se obtienen partir de un campo intermedio de conformación con MLC 6x6 cm² y mordazas 10x10 cm² (ec. 1 y 2), cuya definición coincide con las del protocolo.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{det} [1], \left[k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} = \frac{\left[k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right]_{det}}{\left[k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{det}} [2].$$

Resultados

En la figura 1 se muestra el resultado del análisis.

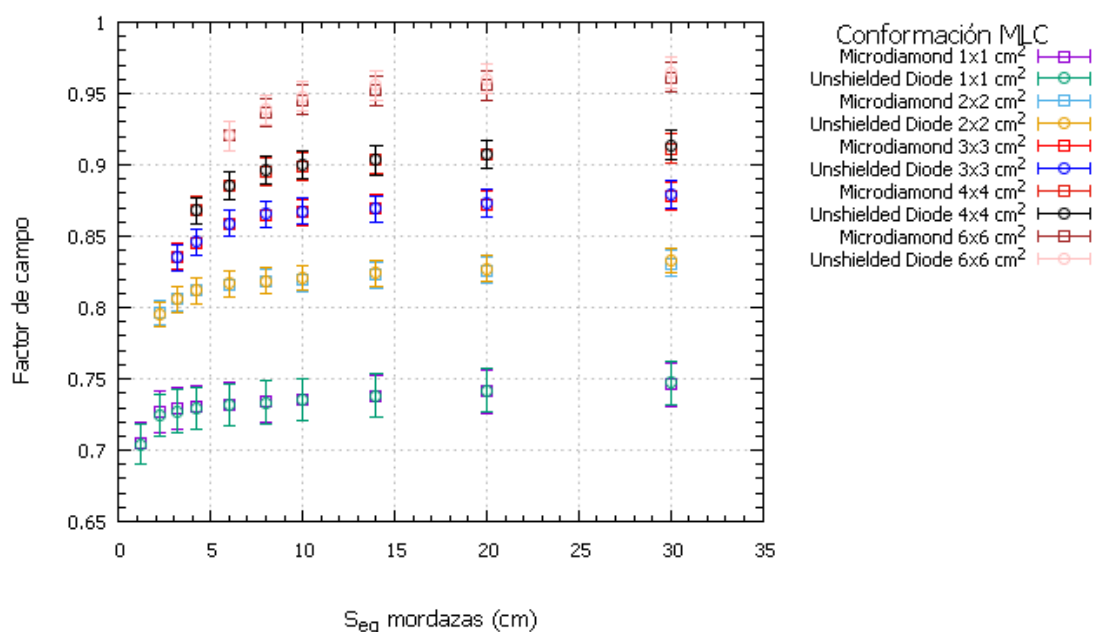


Figure 400: Representación de los factores de campo para un haz 6 MV WFF frente a la superficie equivalente de los campos definidos por las mordazas.

Para la estimación de la incertidumbre, además de la tipo A, se ha tenido en cuenta la asociada a los factores $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$, junto con las variaciones en la estabilidad del acelerador, configuración de medida y variaciones en la presión y la temperatura.

Discusión

No se observan diferencias apreciables entre las curvas obtenidas con cada detector.

La apertura de las mordazas a partir de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ tiene influencia mínima en el factor de campo y queda recogida en la incertidumbre de la medida.

La diferencia que se produce en configuraciones de mandíbula cercanas a la del MLC es significativa en todos los campos estudiados, siendo especialmente pronunciada en el $1 \times 1 \text{ cm}^2$, consistente con la influencia de la radiación dispersada por las mandíbulas.

Conclusión

El sesgo introducido por la selección del detector en haces 6 MV WFF, queda reducido tras la aplicación de las correcciones propuestas por el TRS 4831.

Bibliografía

1 IAEA, AAPM (2017). TECHNICAL REPORTS SERIES no. 483: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1152**Fabricación de moldes de silicona para personalizar los tratamientos de electrones**

Autores: Mario Gallego Castro¹ ; José Macías Jaén² ; Isidro Alberto Fernández Ruano³ ; Antonio Ureña Llinares² ; Rafael Arrans Lara⁴ ; José Antonio Terrón León^{None}

¹ Hospital Universitario Virgen Macarena

² Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)

³ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

⁴ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena (Sevilla)

Corresponding Author: mariogallego1994@gmail.com

Introducción

En el proceso de caracterización de los haces de electrones en un sistema de planificación de tratamientos (TPS) es necesario realizar numerosas medidas combinando diferentes energías, aplicadores e insertos de cerrobend.

En nuestro caso, el proveedor del acelerador no proporciona las herramientas necesarias para realizar los insertos de cerrobend de tamaño de campo diferente a los definidos por los aplicadores, de tal modo que se ha ideado un sistema que permite desarrollar dichos insertos así como los personalizados para los posteriores tratamientos.

Material y métodos

Se dispone de un acelerador Elekta Versa HD, provisto de aplicadores de electrones, de los que se caracterizan los de las siguientes dimensiones nominales: 6 cm x 6 cm , 10 cm x 10 cm y 14 cm x 14 cm. Dichos aplicadores sólo poseen un inserto estándar que define los mencionados tamaños de campo.

A partir de estos insertos estándares, hemos realizado un diseño 3D mediante el programa Autodesk Fusión 360, que reproduce las dimensiones, forma y clave electrónica que deben poseer los insertos para poder ser utilizados con los distintos aplicadores.

El diseño se materializó mediante una impresora 3D modelo Artillery X1 y una bobina de filamento PLA de 1.75 mm de grosor.

Con este molde de PLA se crea un molde de silicona que permite reproducir la forma final del inserto de cerrobend. La silicona debe tolerar la temperatura de fusión del cerrobend sin sufrir deformación. Se ha empleado una silicona de tipo líquida RTV para coladas, que permite copiar piezas con gran detalle y que se endurece mediante la acción de un catalizador al 5 % en peso.

Se rellena la pieza de PLA con la silicona y se deja reposar durante 48 horas. Una vez solidificada la silicona, se obtiene un molde en el que puede verterse cerrobend fundido.

Para obtener las diferentes conformaciones de los campos en los insertos de cerrobend, se utiliza poliespán de 3 cm de espesor, realizado a medida mediante una cortadora Autimo 2D.

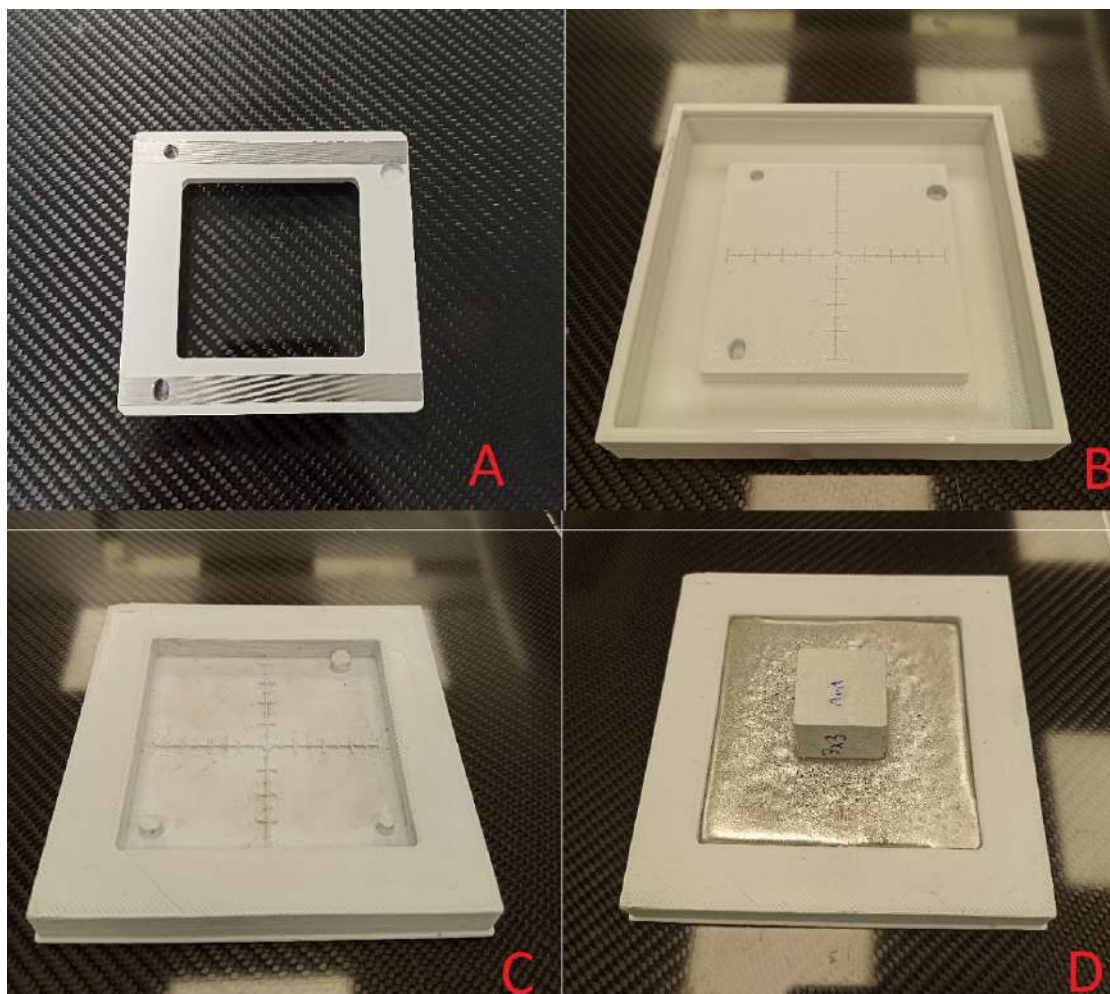


Figure 401: A) Inserto estándar. B) Molde de PLA. C) Molde de silicona. D) Cerrobend sobre molde de silicona y con pieza de poliespán para definir un campo cuadrado

Resultados

Se han fabricado tres moldes de PLA con la impresora, que corresponden a los diferentes tamaños estándares de los aplicadores. Posteriormente se realizaron los tres moldes de silicona, uno para cada pieza.

El resultado final son insertos de cerrobend como el que se observa en la figura 2.

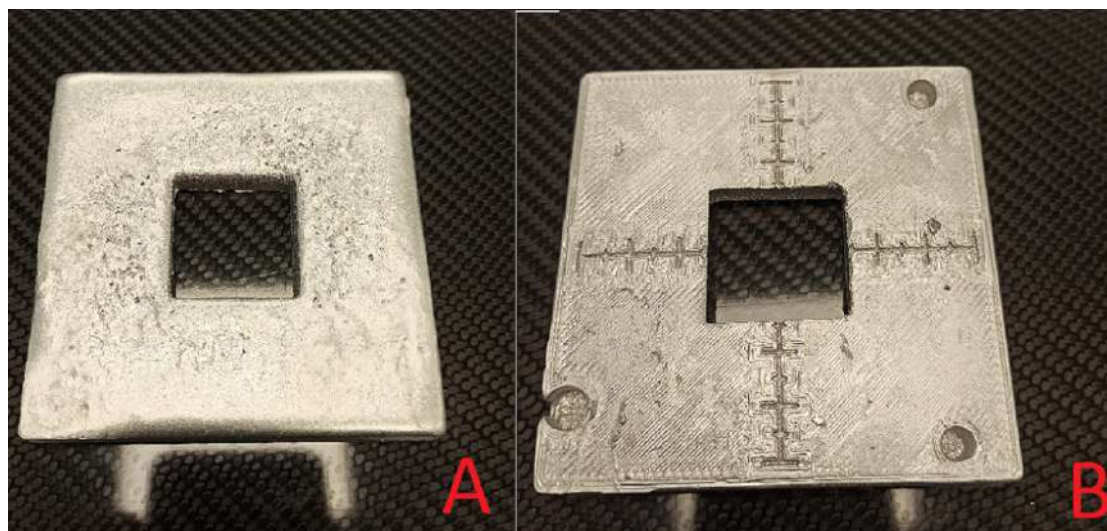


Figure 402: Inserto de cerrobend de tamaño 3 cm x 3 cm, para un aplicador de 6 cm x 6 cm. A) Cara anterior. B) Cara posterior.

Discusión

La realización de estos moldes permite tratar lesiones de tamaños muy diferentes, sin tener que limitarse únicamente a los definidos por los insertos estándares.

La mayor fuente de incertidumbre (entorno al 3%) es la introducida por la cortadora de poliespán. Cabe destacar que esta fuente de incertidumbre no es exclusiva de este nuevo método. Dicha incertidumbre se considera aceptable, dado que en tratamientos con electrones los márgenes de PTVs son mayores, debido a una mayor penumbra del haz.

Con el objetivo de mejorar la exactitud del centraje de poliespán sobre el molde de silicona, al diseño se le añadió una retícula.

Conclusiones

Se ha conseguido un sistema barato, rápido y eficaz, que permite desarrollar insertos tanto para caracterizar haces como para ser utilizados clínicamente, de forma que se consigue ser autosuficiente en este campo utilizando sólo los moldes de silicona.

Además, también permite crear más moldes de silicona a partir de los PLA ya fabricados.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1119**Diseño mejorado de un maniquí para los controles diarios en un acelerador portátil para intraoperatoria**

Autores: Antonio José García¹ ; Vicente Carmona^{None} ; Françoise Lliso^{None} ; Juan Carlos Ruiz Rodríguez² ; Jose Gimeno Olmos² ; Francisco Blázquez Molina³ ; Natalia Tejedor Aguilar^{None} ; Leonor Zazo García⁴ ; Jose Luis Bonet Sancho⁵ ; Ignacio Pérez-Calatayud⁶ ; Enrique Sanchis-Sánchez⁶ ; María José Pérez-Calatayud⁷ ; Javier Collado Ruiz⁸ ; Vicente González⁹ ; Enrique Sanchis Peris⁶ ; Jose Perez Calatayud¹⁰

¹ PTW Dosimetría Iberia, S.L.U.

² Hospital Universitari i Politècnic La Fe

³ HUIP La Fé

⁴ Hospital Universitario La Fe

⁵ PTW Dosimetria Iberia SLU

⁶ Universidad de Valencia

⁷ Fundacion IVO Valencia

⁸ IFIC-CSIC / ETSE-UV

⁹ Universitat de València

¹⁰ Hospital La Fe

Corresponding Author: perez_jos@gva.es

INTRODUCCION

La Radioterapia Intraoperatoria (RIO) mediante aceleradores portátiles de electrones es una técnica bien establecida. En un trabajo previo del grupo (Physica Medica 2020 109-116) se desarrolló un maniquí denominado IntraCheck v1, maniquí que, junto con la aplicación realizada, permite un monitoreo completo del haz en dosis de referencia, constancia de energía y homogeneidad. El maniquí se ancla a la primera parte del aplicador proporcionando la información dosimétrica a ese nivel. Sin embargo, el haz clínico obtenido al final del aplicador es notablemente diferente dada la contribución de los electrones en las paredes de la segunda pieza del aplicador.

El objetivo de este trabajo consiste en el desarrollo de una nueva versión del IntraCheck, v2, para monitorizar el haz directamente al final del aplicador completo y de ahí su mayor correspondencia con el haz clínico.

MATERIAL Y MÉTODOS

El acelerador portátil LIAC HWL (SIT, Sordina) produce energías de electrones de 6, 8, 10 y 12 MeV. Los aplicadores circulares se componen de dos piezas traslúcidas ligadas por anclajes. La dosis por pulso es muy alta, traduciéndose en una tasa de dosis de 10 a 30 Gy/min. Este fue el motivo para utilizar como detector la cámara Advanced Markus (AM) (PTW), debido a su muy bajo factor de recombinación.

Al igual que su versión previa, el maniquí desarrollado se ancla a la primera parte del aplicador de 120 mm, pero ahora dispone de forma solidaria de una pieza igual a la segunda parte del aplicador colocando el plano de medida al nivel de haz clínico (Figura 1).

Al igual que en la versión anterior, el maniquí consta de 6 cámaras AM: una central (C) para evaluar la dosis de referencia, otra (CE) en el eje central, pero a 12.6 mm bajo la C para evaluar la constancia de la energía, y 4 cámaras en los ejes principales con 40 mm de offset, A-B-G-T (Figura 2). Para las medidas de constancia de la energía, existe un espacio entre C y CE para posicionar un inserto que, en función de su recorrido, coloca sobre CE diversos espesores de plástico o plomo. Su función es la de obtener reducciones aproximadas del 20-70% para cada energía. La señal de las 6 AM se recoge mediante un electrómetro multicanal (Multidos, PTW)

Las medidas se analizan mediante una macro realizada en Excel, mostrando la desviación respecto a los valores de referencia y la tendencia histórica.

RESULTADOS

El establecimiento de los valores de referencia del nuevo maniquí se realizó mediante la comparación de sus lecturas, una vez corregidas por los coeficientes de calibración de cada AM así como de su Ksat, frente a la dosis de referencia, PDD y perfiles obtenidos en la cuba dosimétrica y StarCheck, ambas de PTW.

Con esta nueva versión se han realizado medidas previas en los últimos 18 pacientes, siendo el tiempo

medio empleado de 10 minutos, dado su fácil posicionamiento. Las desviaciones máximas (en %) respecto a los valores de referencia para las energías (6, 8, 10, 12) MeV han resultado: C(3.3,3.2,2.7,-3.3), CE/C(4.5,3.5,2.2,-6.3), A/C(-0.8,-0.7,-0.8,-1.1), B/C(-1.2,-0.6,-0.8,1.3), G/C(1.0,1.3,1.4,1.5), T/C(-0.4,-0.3,-0.5,0.6).

CONCLUSIONES

La modificación realizada permite una información dosimétrica completa del haz clínico, manteniendo las ventajas de un muy rápido posicionamiento y economía de irradiación.

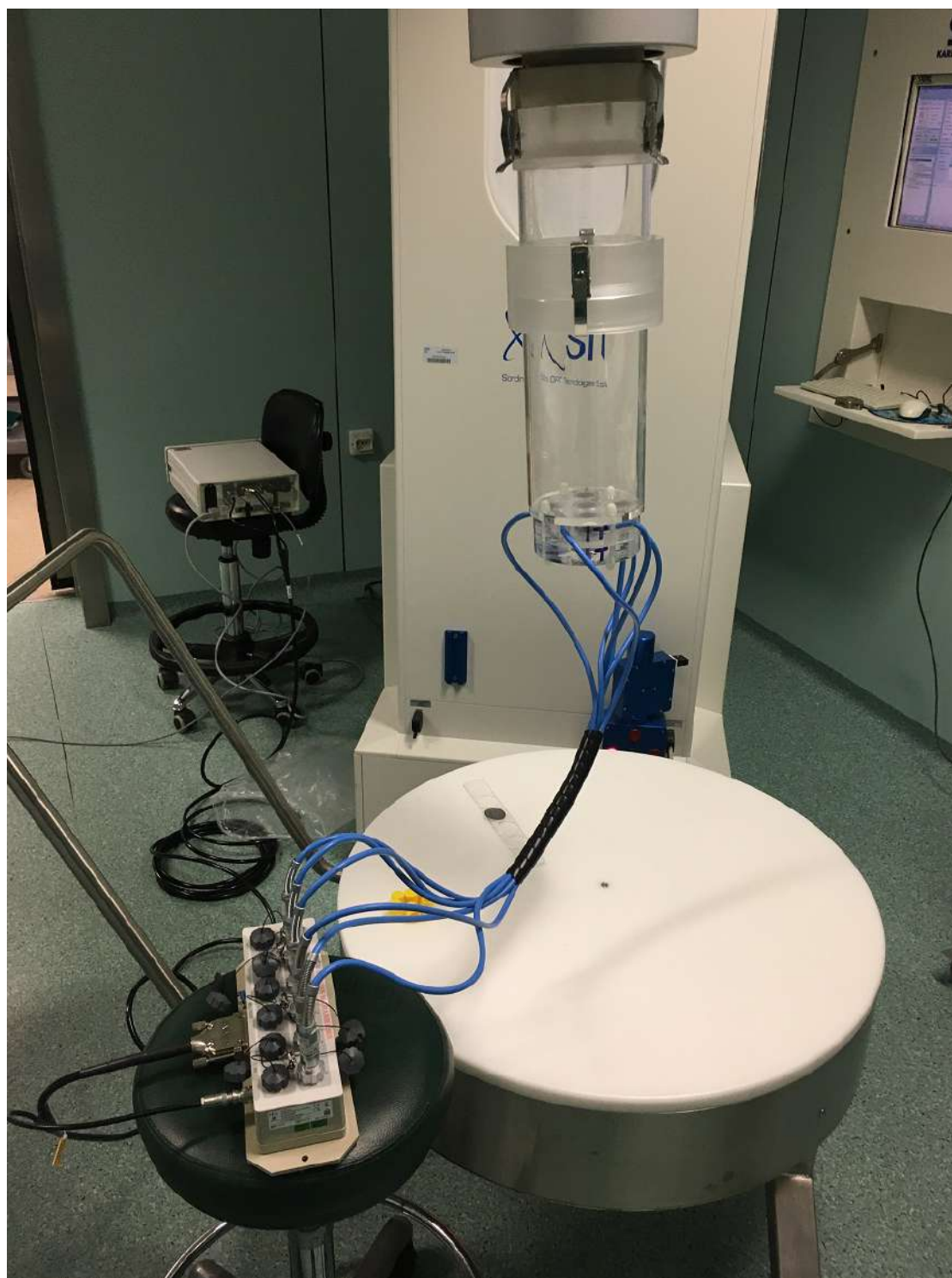


Figure 403: Figura 1



Figure 404: Figura 2

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1167**Modelado de haces y optimización de parámetros del MLC de un acelerador TrueBeam y sistema de planificación RayStation**

Autores: María Pinto Monedero¹ ; Jaime Martínez Ortega² ; Patricia Sánchez Rubio² ; Alfredo Montes² ; Arturo López Corella^{None} ; Miguel Torres López³ ; Jose Luis Colado Tornero⁴

¹ Hospital U. Puerta de Hierro Majadahonda

² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁴ Hospital Puerta de Hierro

Corresponding Author: maria.pinto@salud.madrid.org

Introducción

El modelado de un haz en el sistema de planificación (TPS) previo a su uso clínico es una etapa crítica por su impacto en el cálculo de dosis. El ajuste de los parámetros que caracterizan al MLC adquiere especial importancia en unidades dedicadas a tratamientos de alta complejidad que emplean *dIMRT*, *VMAT* y campos pequeños. Al iniciar el modelado para un acelerador *TrueBeam* con MLC HD120 encontramos poca bibliografía con datos de referencia para el TPS *RayStation* y muy escasa documentación del proceso de optimización de parámetros del MLC en el manual del TPS.

El objeto de este trabajo es describir el proceso de modelado de haces de un acelerador lineal *TrueBeam* con MLC HD120 en el TPS *RayStation*, y el proceso de optimización de los parámetros del MLC.

Material y Método

Se ha utilizado un acelerador lineal *TrueBeam* con MLC HD120 (*Varian Medical Systems*, EE.UU) y un sistema de planificación *RayStation v8A* (*RaySearchLabs*, Suecia). Las medidas de estado de referencia inicial fueron realizadas en un maniquí de agua con diferentes detectores de *PTW* (*PTW*, Alemania).

El modelado de la fuente se realizó siguiendo las recomendaciones del manual del TPS, mediante la comparación de los PDDs y perfiles de campos abiertos con mordazas. Se comprobó mediante medidas de dosis puntuales en maniquí de agua dentro y fuera del campo y en las penumbras, aplicando las tolerancias del TRS-4801.

Para el modelado del MLC *RayStation* emplea los siguientes parámetros: transmisión, *leaf tip width*, *tongue and groove* (T&G), *leaf-tip offset*, *gain* y *curvature*. El primer modelo se realizó ajustando perfiles de campos cuadrados y rectangulares conformados con MLC. Ante la necesidad de realizar una optimización más fina, se siguieron los métodos descritos por A. Savini *et al*² y por J.Sáez *et al*³ y se compararon los resultados de ambos modelos mediante la medida y comparación de planes clínicos recogidos en el TG1194

La selección final de los parámetros del MLC obtenidos por ambos métodos se decidió mediante el análisis de la verificación de los planes clínicos del TG119.

Resultados y Discusión

Los parámetros obtenidos para el modelo inicial, mediante los métodos A. Savini *et al.* y por J.Sáez *et al* y los finalmente aceptados en el modelo final se resumen en la tabla 1.

Tabla 1: parámetros del modelado del MLC del modelo inicial (ajuste campos MLC geometrías sencillas), modelos optimizados según los métodos descritos por Savini et al. Y Sáez et al. y el modelo final validado.

	6 MV FF				10 MV FF			
	Inicial	Savini et al.	Sáez et al.	Final	Inicial	Savini et al.	Sáez et al.	Final
Transmisión	0,00814	0,00814	0,0122	0,0155	0,01	0,011	0,0137	0,01
Leaf tip width	0,347	0,03	0,096	0,27	0,2	0,2	0,078	0,2
T&G	0,05	0,05	0,043	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
Offset	0,026	0,026	0,008	0,005	0,027	0,015	0,017	0,015
Gain	0	0	0	0	-0,0001	-0,0001	-0,0001	-0,0001
Curvature	0	0	0	-0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001

Figure 405: enter image description here

Los resultados de la validación de los modelos mediante planificación y verificación de planes clínicos propuestos en el documento TG119 se resumen en la tabla 2.

		6 MV FF						10 MV FF					
			Inicial	Savini et al.	Sáez et al.	Final		Inicial	Savini et al.	Sáez et al.	Final		
		Dmed (cGy)	Dosis calculada vs Dosis medida*				Dmed (cGy)	Dosis calculada vs Dosis medida*					
Head & Neck	PTV	188,5	0,44%	0,19%	-0,18%	0,30%	188,6	0,95%	0,37%	0,95%	-0,53%		
	Protección OAR	87,8	6,33%	-8,10%	-4,12%	-1,84%	88,0	-5,90%	-6,70%	-5,22%	-8,74%		
C-Shape Easy	PTV	192,5	-1,88%	-1,43%	0,14%	-0,44%	184,7	2,67%	0,23%	1,86%	0,83%		
	Protección OAR	52,6	-0,60%	-4,23%	-1,64%	2,18%	50,7	1,22%	1,37%	2,80%	-1,94%		
C-Shape Hard	PTV	199,5	-0,95%	-2,65%	1,59%	-0,89%	214,7	3,75%	1,93%	3,09%	1,47%		
	Protección OAR	35,8	0,43%	-3,71%	-2,60%	2,37%	35,4	-2,12%	-2,97%	0,55%	-5,23%		
Próstata	PTV	185,4	-2,38%	0,21%	-0,12%	0,10%	189,2	-	-3,21%	-	-0,03%		
	Protección OAR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-		

*(Dosis calculada-Dosis Medida)/Dosis medida

Figure 406: enter image description here

Los modelos iniciales presentaban discrepancias superiores al 2% en la región de dosis alta en alguno de los planes clínicos para ambas energías. El modelo final redujo la discrepancia en esos puntos para todos los planes por debajo del 1%, salvo en el plan C-Shape Hard para 10MV FF que fue del 1,47%.

Conclusiones

El proceso de optimización de parámetros del MLC fue la fase más costosa del proceso de modelado, debido a la escasa documentación del proceso en el manual del TPS. Se siguieron dos métodos publicados[2,3] para el ajuste de esos parámetros y la selección final se realizó a partir de los resultados de las medidas de planes clínicos del TG119.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1269**Reproducibilidad del posicionamiento del MLC para campos pequeños en función de la posición de partida**

Autores: Francisco Javier Ponce Navarro¹ ; Luis Eduardo González Amorós¹ ; Jaume Mingarro Carceller¹

Co-autores: Jorge Bonaque Alandí ¹ ; Juan David Quirós Higuera ¹ ; David Reinado ² ; Agustín Santos Serra ¹

¹ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

² Elekta Medical S.A.

Corresponding Authors: javierponcerf@gmail.com, luis.g.amoros@gmail.com

1- Introducción

En la actualidad, la gran mayoría de los aceleradores lineales de electrones empleados en la radioterapia externa cuentan con un colimador multiláminas (MLC). Las técnicas de intensidad modulada requieren un exhaustivo conocimiento del comportamiento del MLC, sobretodo en campos pequeños, donde una pequeña variación en el posicionamiento de las láminas puede tener un impacto relevante en términos de dosis absorbida.

El objetivo de este trabajo es determinar para campos pequeños: la exactitud y reproducibilidad del MLC, si existe dependencia con el sentido y la distancia recorrida por las láminas y el efecto que esto produce sobre el *output factor* (OF).

2- Material y métodos

El acelerador lineal de electrones utilizado en este trabajo es un *Versa HD* (Elekta Ltd, Estocolmo, Suecia); habilitado para disparar haces de fotones con energía de 6 MV y 6 FFF. El cabezal del acelerador está equipado con un colimador multiláminas Agility.

El equipo de dosimetría física es el *Beamscan* (PTW, Friburgo, Alemania). Se trata de un maniquí de agua con tres raíles perpendiculares en su interior que permiten el movimiento del detector a lo largo de todo el volumen con una precisión de 0,1mm.

Se ha utilizado un detector del tipo microdiamante (microDiamond 60019, PTW, Friburgo, Alemania). Su volumen sensible de 0,004 mm³ proporciona una alta resolución espacial, ideal para campos pequeños.

Para estudiar el comportamiento del multiláminas, se ha realizado medidas tanto de perfiles como de Output Factor para varios tamaños de campo cargados desde diferentes posiciones. Es decir, en los tamaños de campo medidos las láminas han viajado desde la posición del 30cm × 30cm, 10cm × 10cm, 4cm × 4cm y 0,6cm × 0,6cm, así, se ha tenido en cuenta los dos sentidos de movimiento del MLC. Los tamaños de campo medidos son 10cm × 10cm, 3cm × 3cm, 2cm × 2cm, 1cm × 1cm y 0,6cm × 0,6cm.

3- Resultados y discusión

Los resultados muestran la diferencia del tamaño de campo medido respecto del tamaño de campo nominal, tanto en la dirección *inplane* como en la *crossplane*. Para los OF se obtiene la diferencia porcentual respecto al promedio obtenido para cada tamaño de campo.

En la dirección *crossplane*, donde se encuentran las láminas, las máximas diferencias son de hasta 0,1mm para 6 MV y de 0,4mm para 6 FFF. En *inplane*, donde se encuentran los diafragmas, el valor máximo alcanza los 0,5mm y los 0,8mm para 6 MV y 6 FFF respectivamente.

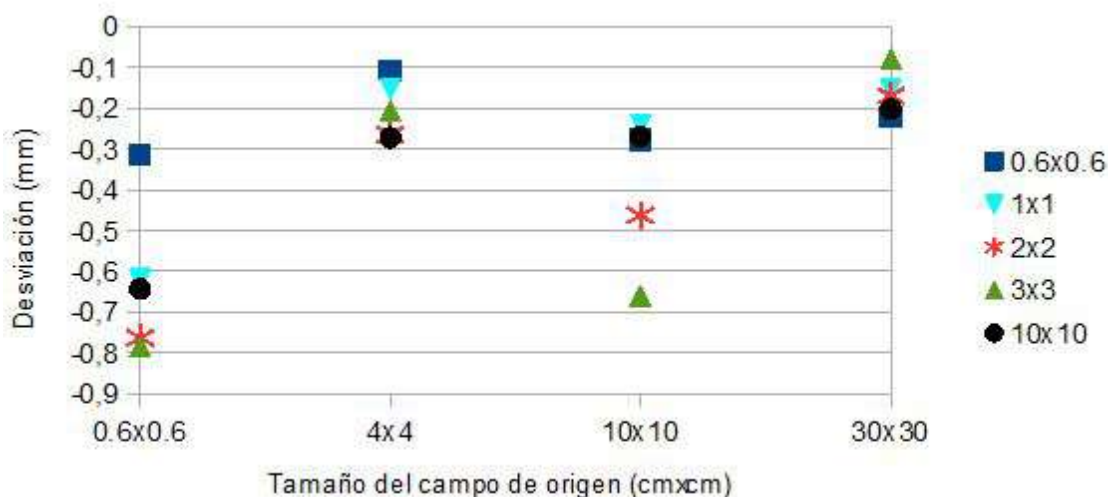


Figure 407: Desviaciones del tamaño de campo definido por los diafragmas (eje *inplane*) respecto del valor nominal para los distintos tamaños de campo de partida en 6 FFF

La repercusión de estas diferencias sobre el OF es siempre mayor para los dos campos de menor tamaño. Para 6 MV la máxima desviación es 0,4%, mientras que para 6 FFF aparecen desviaciones de +1,0% y -1,3%.

OUTPUT FACTOR	6MV				6FFF			
Campo	30x30	10x10	4x4	0.6x0.6	30x30	10x10	4x4	0.6x0.6
0.6x0.6	-0,29	0,36	0,08	-0,15	-1,31	0,12	0,19	1,00
1x1	-0,36	0,12	0,08	0,16	-0,70	0,12	0,17	0,41
2x2	-0,02	-0,02	-0,04	0,08	-0,10	0,04	-0,06	0,13
3x3	-0,04	0,04	-0,04	0,04	-0,04	0,08	-0,09	0,05

Figure 408: Desviación porcentual del *output Factor* de cada tamaño de campo (primera fila) respecto del promedio para distintos tamaños de campo de partida (segunda fila). En amarillo se destacan las desviaciones superiores al 0,5%

4- Conclusiones

En general, se ha comprobado que los bancos de láminas tienen un comportamiento bastante reproducible. Sin embargo, las pequeñas desviaciones de la posición de los diafragmas sí que repercuten en mayor medida sobre los OF, sobre todo para los campos de menor tamaño.

Sería necesario estudiar las implicaciones que estas desviaciones tienen en la práctica clínica, particularmente en técnicas donde se emplean campos pequeños, como la radiocirugía.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1183**Comparación de factores de campo (OF) obtenidos con distintos detectores para dosimetría de campos pequeños en acelerador VarianTrueBeam.**

Autores: María Isabel Portillo Gálvez¹ ; María Auxiliadora Carrasco Herrera² ; Beatriz Spa Gomez³ ; Florencio Javier Luis Simon⁴

¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío

² Hospital Virgen del Rocío

³ HUVR

⁴ Hospital Virgen del Rocío

Corresponding Author: maribelportillogalvez@gmail.com

Introducción

La obtención de OF para dosimetría de campos pequeños implica la aplicación de factores de corrección. Para campos muy pequeños (<1x1 cm²) medidos con el detector 60019 microDiamond no existe consenso en la literatura entre el valor de corrección a aplicar. Nuestro objetivo es medir estos OF con 3 detectores, aplicando distintas correcciones y analizar las diferencias encontradas.

Material y métodos

Se han medido los OF en un acelerador TrueBeam (Varian Medical Systems) para energías de fotones de 6 MV en campos desde 0.6x0,6 cm² hasta 3x3 cm², usando dos condiciones de medida distintas SSD=100 cm-profundidad 10 cm y SSD=95 cm-profundidad 5 cm, con diferentes detectores: detector 60019 microDiamondMD (PTW), diodo RAZOR (IBA Dosimetry) y película radiocrómica-Gafchromic EBT3 (International Specialty Products ISP). Las medidas con diodos se han realizado en cuba de agua Blue Phantom (IBA Dosimetry) y las medidas con película en agua sólida. Para cada tamaño de campo y detector, se han tomado tres medidas y se ha promediado el resultado.

Se han obtenido los OF sin FC para los 3 detectores. Posteriormente, para el detector MD, se han aplicado tres correcciones, la propuesta por el TRS-483 1, la propuesta por V. De Coste el al 2 y una combinación de ambas (aplicando el factor de corrección de V. De Coste para el campo de 0,6x0,6 cm² y la corrección del TRS- 398 para los restantes campos). Para el diodo Razor, se ha considerado la corrección de Liu et al 3. Los OF obtenidos con película radiocrómica se han considerado como referencia. Las correcciones se han aplicado siempre considerando el campo efectivo obtenido a partir de la FWHM del perfil de dosis.

Resultados

En la tabla 1 se muestran los OF obtenidos con las películas EBT3 y con el detector MD. La aplicación de FC disminuye en todos los casos las diferencias con los OF obtenidos con película EBT3, obteniendo los mejores resultados aplicando los factores de corrección combinados.

En la tabla 2 se muestran los OF obtenidos con el detector MD sin corrección y aplicando la corrección combinada TRS 398-De Coste, y los OF obtenidos con el detector RAZOR sin corrección y aplicando la corrección propuesta por Liu et al. La aplicación de ambas correcciones conduce a unas diferencias entre los conjuntos de OF inferiores a 0,3%.

Campo nominal (cm)	ETB 3	MD	Diferencia MD-ETB3	MD(483)	Diferencia MD (483)-ETB3	MD (De Coste)	Diferencia MD (De Coste)-ETB3	MD (DeCoste+398)	Diferencia MD(De Coste+398)-ETB3
0.6	0.689	0.698	1.306	0.676	-1.936	0.696	0.952	0.696	0.952
0.8	0.779	0.804	3.209	0.786	0.835	0.794	1.868	0.786	0.835
1	0.831	0.861	3.610	0.847	1.952	0.850	2.263	0.847	1.952
2	0.976	0.968	-0.820	0.965	-1.117	0.964	-1.216	0.965	-1.117
3	1.000	1.000	0.000	1.000	0.000	1.000	0.000	1.000	0.000

Figure 409: Condiciones de referencia SSD=95cm, d=5cm

Campo nominal (cm)	MD	Razor	Diferencia MD-Razor	MD (483+De Coste)	Razor(Liu)	Diferencia MD (De Coste+ 483)-Razor(Liu)
0.6	0.687	0.704	2.470	0.685	0.683	-0.290
0.8	0.789	0.784	-0.630	0.771	0.772	0.130
1	0.850	0.843	-0.820	0.837	0.836	-0.120
2	0.956	0.953	-0.310	0.954	0.953	-0.100
3	1.000	1.000	0.000	1.000	1.000	0.000

Figure 410: Condiciones de referencia SSD=100cm, d=10cm

Discusión

La aplicación de los FC del TRS 398 en los OF obtenidos con el detector MD conduce a diferencias inferiores al 2% respecto a la película EBT3. Para campos muy pequeños (<1x1 cm²) la aplicación de un factor que no considera una posible sobre-respuesta del detector en esta situación (De Coste et al) reduce tanto las diferencias con los OF obtenidos con EBT3 como con los obtenidos con el detector RAZOR y la corrección propuesta por Liu et al.

Conclusiones

Para la medida de OF de campos muy pequeños es conveniente la medida con diferentes detectores, especialmente en caso de falta de consenso entre los factores de corrección a aplicar.

Referencias

- (1) "Is the PTW 60019 microdiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry?". De Coste et al. Phys. Med. Biol. 62 (2017), 7036-7055.
- (2) "Small field correction factors for the IBA Razor". Paul Z.Y. Liu et al. Phys. Med. 32 (2016) 1025-1029.
- (3) IAEA TRS-483 protocol: Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy – An international code of practice for reference and relative dose determination, International Atomic Energy Agency (IAEA), 2017.
- (4) "Can small field diode correction factors be applied universally?" Paul Z.Y. Liu et al. Radiotherapy and Oncology 112 (2014) 442-446

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1189**Aceleradores de electrones gemelos**

Autores: Mario Gallego Castro¹ ; Antonio Ureña Llinares² ; Isidro Alberto Fernández Ruano ³ ; José Macías Jaén² ; Rafael Arrans Lara⁴ ; José Antonio Terrón León^{None}

¹ Hospital Universitario Virgen Macarena

² Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)

³ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

⁴ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Virgen Macarena (Sevilla)

Corresponding Author: mariogallego1994@gmail.com

Introducción

Es usual que en centros con diversos aceleradores mecánica y energéticamente iguales, se intente que sean gemelos por cuestiones de operatividad (paradas imprevistas, mantenimientos, controles de calidad...) (1) (2).

Materiales y métodos

En nuestro centro contamos con dos Elekta Versa HD con las mismas energías 6 y 10 MV y 6 FFF. Uno funcionando desde el 2019 y otro desde finales del 2020. Durante la aceptación de la segunda máquina, y tomando como referencia las curvas de la primera se ajustó con el ingeniero de la casa comercial rendimientos en profundidad, así como perfiles, para lograr que fueran clónicos. También se ajustó la posición de las mordazas (mediante hemicampos), estrellas de mesa, gantry y colimador, así como el colimador multiláminas.

Una vez aceptado el equipo, se compararon rendimientos en profundidad y perfiles para los campos 4x4, 10x10 y 20x20 con cada una de las energías y a tres profundidades (máximo, 10 cm y 20 cm) con el software de planificación Mephysto (PTW, Freiburg). Todas las medidas experimentales se realizaron con una cámara PTW microDiamond 60019. También se determinaron las diferencias entre los factores de salida.

Una vez realizadas dichas comprobaciones, se rescataron controles de calidad para tratamientos de 3DCRT, IMRT y VMAT del primer acelerador y se irradiaron para el segundo. Dichos controles de calidad se llevaron a cabo mediante el detector ARCCHECK (SunNuclear, Florida) y se compararon directamente con la dosis calculada en el planificador Pinnacle. El detector ArcCHECK se calibró independiente para cada uno de los aceleradores.

Resultados

En la comparación de rendimientos en profundidad, la máxima diferencia entre los factores de calidad del haz fue menor del 1%.

El análisis de los perfiles se dividió en tres partes, la zona central del haz, penumbra (20-80 %) y la zona fuera del campo (menor del 20 %). La diferencia de dosis en el máximo en ningún caso superó el 1%. Las variaciones entre las penumbras fueron menores de 0,5 mm para todos los tamaños de campo, y la diferencia de dosis local en las zonas fuera del campo se mantuvo por debajo del 30%.

Los factores de salida presentaron una diferencia menor del 1%, en todos los casos, para tamaños de campo de 2 cm x 2 cm hasta 22 cm x 22 cm.

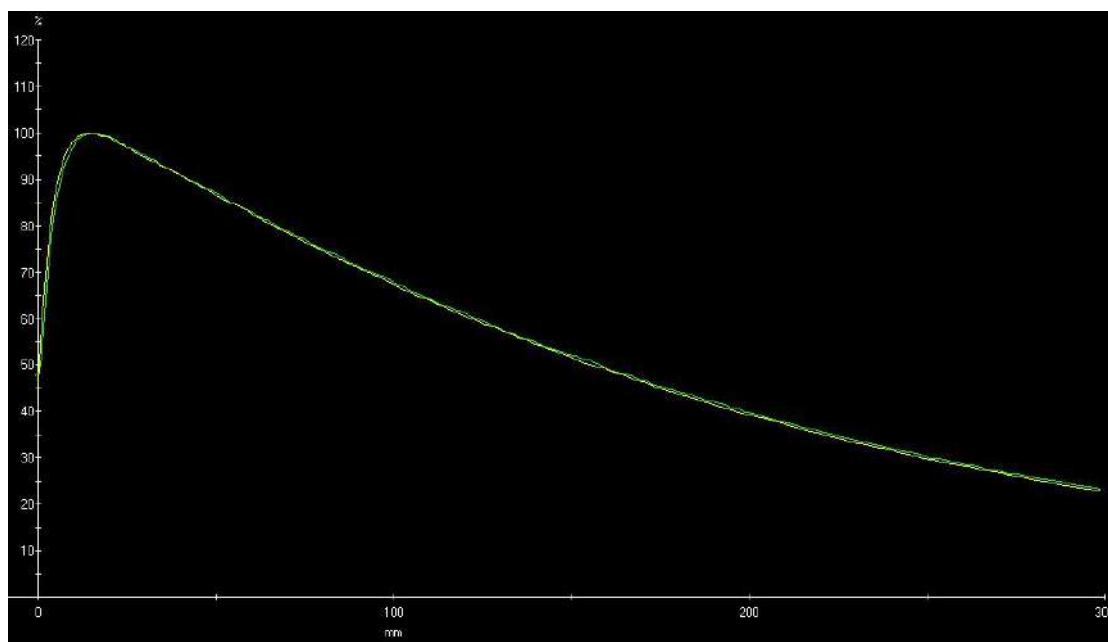


Figure 411: Comparación de distribución de dosis en profundidad, para un campo de 10 cm x 10 cm y energía de 6 MV. El color amarillo representa el acelerador original y el verde el acelerador clonado.

En la comparación entre tratamientos realizada con el detector ArcCHECK, se obtuvo una tasa de aprobación de dosis mayor del 90% en todos los casos, y una diferencia media del 2% entre la tasa de aprobación de un acelerador y otro.

El criterio Gamma utilizado fue el mismo que se había usado al realizar la verificación del tratamiento en el acelerador original.

Paciente	Patología	Técnica	Energía	Criterio Gamma	Resultado ALE 1 (%)	Resultado ALE 2 (%)
1	Endometrio	VMAT	6 MV	2mm 2% Máx	96,5	93,4
2	Esófago	VMAT	6 MV	2mm 2% Máx	92,8	91,9
3	CC	VMAT	6 MV	3mm 3% Máx	95,8	96,1
4	CC	VMAT	6 MV	2mm 3% Máx	94,2	94,0
5	CERVIX	VMAT	6 MV	2mm 2% Máx	97,9	97,9
6	PRÓSTATA	VMAT	6 FFF	3mm 3% Local	97,7	98,4
7	PRÓSTATA	VMAT	6 FFF	3mm 3% Local	93,1	99,3
8	PRÓSTATA	VMAT	6 FFF	3mm 3% Local	97,6	98,8
9	PULMÓN	3DCRT	6 MV	2mm 2% Máx	95,9	96,8
10	CC	VMAT	6 MV	2mm 3% Máx	95,8	94,7
11	PULMÓN	VMAT	6 MV	2mm 2% Máx	92,1	91,9
12	PULMÓN	3DCRT	6 MV	2mm 2% Máx	97,4	97,4
13	PRÓSTATA	IMRT	6 FFF	2mm 2% Máx	98	98,3
14	PULMÓN	3DCRT	6 FFF	2mm 2% Máx	92	100
15	PRÓSTATA	VMAT	6 FFF	3mm 3% Máx	90,5	94,8
16	MTS HUMERAL	VMAT	6 FFF	3mm 3% Máx	99,2	97,2
17	PRÓSTATA	VMAT	6 FFF	3mm 3% Máx	92,5	97

Figure 412: Comparación de tratamientos con detector ArcCHECK

Discusión

La evaluación de las distintas IMRT, VMAT y 3DCRT para el nuevo acelerador clonado muestran un porcentaje de aprobación similar al acelerador original, tanto para energía de 6 MV, como para 6 MV

FFF.

Actualmente no se realizan tratamientos con energía 10 MV.

Conclusiones

Este estudio demuestra que es seguro transferir pacientes de un acelerador a otro con total seguridad, usando el mismo plan de tratamiento sin necesidad de replanificación.

Referencias

- (1) P. Fenoglietto et al. Twin machines validation for VMAT treatments using electronic portal-imaging-device: a multicenter study. Radiation Oncology(2016).
- (2) Janhavi R Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators. Med Phys. 2011 Jul-Sep.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1191**SIMULACION MONTECARLO DE ELECTRONES CON PRIMO: COMPARACION CON DATOS EXPERIMENTALES DE TRES CÁMARAS PLANO-PARALELAS**

Autores: Ricardo Abdon Tortosa Oliver¹ ; Rosa María Cibrián Ortiz de Anda² ; Sergio Díez Domingo³ ; Miguel Giner Sala⁴ ; Néstor Chinillach Ferrando⁵ ; Carla Manjón García⁶

¹ Hospital IMED Elche

² Universitat de València

³ Hospital Clínico Universitario de Valencia

⁴ IMED

⁵ IMED Valencia

⁶ Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón

Corresponding Author: rtortosa@imedhospitales.com

Introducción

PRIMO es un software de simulación Monte Carlo basado en el código PENELOPE que permite la comparación de perfiles laterales y rendimientos en profundidad (PDDs) para diferentes aceleradores lineales comerciales en un fantoma de agua. El objetivo del presente trabajo consiste comparar los datos experimentales de tres cámaras plano paralelas con los resultados de la simulación de electrones para el comisionado de un acelerador.

Material y métodos

Las simulaciones, se realizaron con el software PRIMO v1.5.1307. El modelo de acelerador elegido fue el 'Varian2300' con las energías de electrones 6, 9, 12, 15 y 18 MeV. El número total de historias simuladas fue de $3 \cdot 10^8$.

Para el presente trabajo de investigación se han utilizado tres cámaras de ionización plano paralelas de diferentes fabricantes: SNC350p (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL) con un volumen sensible de 0,38 cm³, Roos type 34001 (PTW-Freiburg) con un volumen sensible de 0,35 cm³ y P-11 (Standard Imaging, Middleton, WI) con un volumen sensible de 0,62 cm³.

Para realizar las medidas experimentales se utilizó un acelerador lineal Varian Clinac DHX (Varian, Palo Alto, CA). El fantoma de agua empleado fue el 3D-Scanner (Sun Nuclear, Melbourne, FL). Se midieron perfiles crossline y PDDs con el aplicador de electrones de 10x10 cm² a distancia fuente-superficie de 100 cm. Las profundidades a las que se realizaron las comparaciones fueron las correspondientes al máximo de cada energía es decir 1,2, 2, 2,9, 3,6 y 4,4 cm respectivamente.

Resultados y discusión

En las comparaciones se utiliza un análisis gamma para los criterios 3%-3mm, 2%-2mm y 1%-1mm. Los resultados han sido agrupados en dos diagramas de cajas. Uno corresponde a PDDs (Figura 1) y otro a los perfiles laterales crossline (Figura 2).

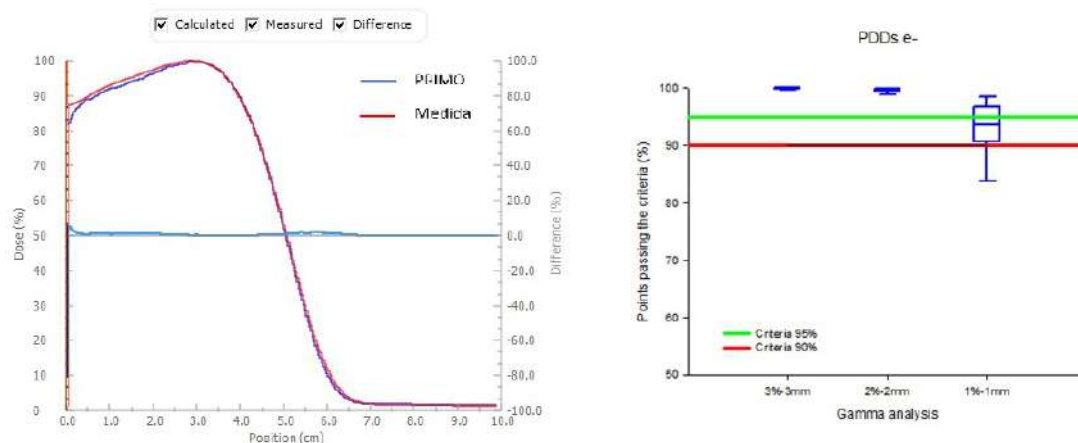


Figure 413: Comparativa PDD para 12 MeV (izq.) y diagrama de cajas de todas las energías (der.)

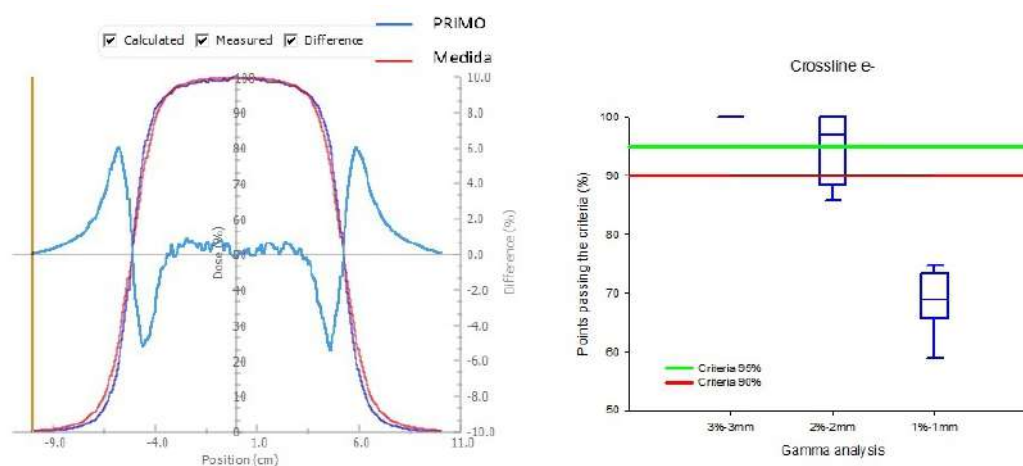


Figure 414: Comparativa perfil crossline para 12 MeV (izq.) y diagrama de cajas de todas las energías (der.)

En el caso de los PDDs el diagrama de cajas muestra muy buena correspondencia. Para 1%-1mm existe una ligera variabilidad en la zona de build-up debida a pequeñas incertidumbres en el posicionamiento de las cámaras. Los perfiles laterales muestran más diferencias en los criterios 2%-2mm y 1%-1mm debido a que las cámaras plano-paralelas presentan limitaciones a la hora de evaluar las penumbras.

Conclusiones

En el caso de los comisionados de los aceleradores comerciales, las cámaras de ionización plano paralelas son muy adecuadas para evaluar los factores de calidad de las energías de electrones mediante los PDDs. Los perfiles laterales necesitarían ser evaluados con otro tipo de detectores para conseguir una mayor precisión en las penumbras.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1253**Control de calidad diario en un equipo de protonterapia con Pencil Beam Scanning (PBS)**

Autores: Jose Pablo Cabello Garcia¹ ; Pedri Borja Aguilar Redondo² ; Alberto Viñals¹ ; Jose Miguel Delgado Rodriguez¹ ; Juan Diego Azcona Armendáriz³

¹ Clínica Universidad de Navarra

² CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: jpcabello@unav.es

Introducción

Los nuevos equipos de protonterapia que se están instalando en los últimos años irradian utilizando la técnica de barrido *Pencil Beam Scanning* (PBS). Estas instalaciones requieren un control diario exhaustivo debido a su complejidad y a las incertidumbres añadidas asociadas al tamaño y posicionamiento de los spots. El control de calidad diario establecido en la Clínica Universidad de Navarra está basado en la publicación del *Task Group 224* de la AAPM.

Material y métodos

El sistema *Hitachi ProBeat-CR* basado en sincrotrón permite utilizar haces sintonizados en 98 energías diferentes entre 70,2 MeV y 228,7 MeV. Además, cuenta con una mesa robotizada 6D y un sistema de cone beam (CBCT) para IGRT.

Para la verificación del sistema de imagen y la precisión de la mesa se utiliza el maniquí *QUASAR Penta-Guide* que cuenta con una marca central y otra desplazada, permitiendo posicionarlo fuera del centro y obtener unos desplazamientos conocidos con el sistema de IGRT.

La verificación dosimétrica se realiza con el detector de centelleo *Lynx*, el maniquí *Sphinx* y el software *MyQA*, de *IBA Dosimetry*. El sistema *Sphinx* se acopla al detector *Lynx* y cuenta con una serie de cuñas y bloques de RW3 para determinar la energía de los haces, así como un alojamiento para una cámara plano-paralela PPC05 o *Advanced Markus*. El software *MyQA* permite analizar energía, tasa de dosis, homogeneidad y posición y tamaño de *spot* irradiando un único patrón, con el consiguiente ahorro de tiempo.



Figure 415: *Penta-Guide* y *Lynx+Sphinx*

Figura 1. *Penta-Guide* y *Lynx+Sphinx*

Resultados

En la prueba del sistema de imagen, se realiza un primer CBCT y se obtienen los desplazamientos. La tolerancia admitida respecto a los valores conocidos del maniquí es de 2mm y 0,5°. Finalmente, se comprueba que la marca central no se desvía de los láseres de posicionamiento más de 1mm.

En la prueba dosimétrica, irradiando el patrón de spots, se evalúan varios parámetros. La constancia de cuatro energías se caracteriza con los valores de rango R80 distal y proximal ($\pm 0,5\text{mm}$), anchura del pico ($\pm 0,3\text{mm}$) y el *fall-off* distal ($\pm 0,3\text{mm}$). La homogeneidad en el barrido se evalúa sobre un patrón de irradiación rectangular, con una tolerancia de un 2% en planicidad. La posición y tamaño de los spots se mide irradiando 19 energías equiespaciadas. Se evalúa la simetría, la anchura, y la posición del centro. Se comprueba la constancia del *output* con la cámara. Se admiten variaciones de hasta el 3%, aunque generalmente son inferiores al 0,5%.

Discusión

En un control de calidad diario se busca un compromiso entre asegurar la seguridad y reproducibilidad de los tratamientos y el tiempo empleado. Las pruebas que se realizan cubren la verificación de los parámetros fundamentales. La principal ventaja de utilizar este sistema es que permite un control exhaustivo consumiendo entre 15 y 20 minutos de tiempo de máquina.

Conclusiones

Es posible realizar un control diario de manera efectiva para protonterapia PBS en un tiempo reducido. El control muestra la estabilidad de comportamiento del sistema a lo largo del tiempo.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 867**Caracterización dosimétrica del aplicador de 12 cm del acelerador Liac 12 MeV para RIO****Autor:** Rafael Ayala Lázaro¹**Co-autores:** Gema Ruiz Galán²; María Jesús García Hernández²; M. Susana Gómez Cores³; Rocio Jimenez Rojas⁴; Teresa Valdivielso Lopez¹; José Luis Navío Martínez⁵¹ H.G.U. Gregorio Marañón² Hospital General Universitario Gregorio Marañón³ HGU Gregorio Marañón⁴ Hospital Gregorio marañón⁵ Hospital Gregorio Marañón**Corresponding Author:** rafael.ayala@salud.madrid.org**Introducción**

El acelerador modelo Liac 12 MeV de la empresa SIT se suministra con aplicadores cilíndricos con un diámetro de entre 3 cm y 10 cm. Es posible, sin embargo, adquirir un aplicador de 12 cm de diámetro que estaría indicado para tratamientos de radioterapia intraoperatoria (RIO) de lesiones grandes como podrían ser sarcomas en extremidades.

El objetivo de este trabajo es caracterizar dosimétricamente el aplicador de 12 cm con sus cuatro posibles biseles y compararlo con los demás aplicadores.

Material y métodos

Este estudio se ha llevado a cabo en un acelerador SIT modelo Liac 12 MeV que dispone de energías nominales de 6, 8, 10 y 12 MeV. La parte final de todos los aplicadores acaba en 4 posibles biseles de 0, 15, 30 y 45°.

Todas las medidas se realizaron en agua con un analizador de haces IBA Blue Phantom 2 y los detectores IBA PPC05 y PTW 60019 microDiamond.

Se han realizado medidas de PDDs, así como perfiles en el máximo y R90 para las cuatro energías del acelerador.

Asimismo, se ha realizado un modelado por Monte Carlo del conjunto acelerador/aplicador con el código PENELOPE 2018 (Nuclear Energy Agency) que completa el modelado anterior de los otros aplicadores.

Resultados

En la combinación de energía de 12 MeV con aplicador de 12 cm el volumen de la isodosis del 90% es irregular, alejándose de la superficie fuera del eje central (fig.1). Según se aumenta el ángulo del bisel, la isodosis del 90% se reduce, siendo en 45° muy pequeña en relación con el tamaño del aplicador (9 cm en una de las direcciones en zmax). Este efecto se reduce al disminuir la energía.

Los factores de campo se comportan de manera similar a los de los demás aplicadores, siendo para 12 MeV un 12% menor que el del aplicador de 10 cm y un 42% menor que el de 5 cm (fig.2).

Conclusiones

El aplicador de 12 cm en algunas combinaciones de energía y bisel no cumple con lo que se espera de un acelerador de radioterapia intraoperatoria. Cuando la energía es alta y el bisel muy pronunciado, la isodosis del 90% deja de cubrir en piel. Si se ajustara la dosis de prescripción para mitigar este efecto, entonces aumentarían los puntos calientes de la distribución.

En cuanto a los factores campo, es importante tener en cuenta que un tratamiento con el aplicador de 12 cm implica tiempos de irradiación más largos que con otros aplicadores.

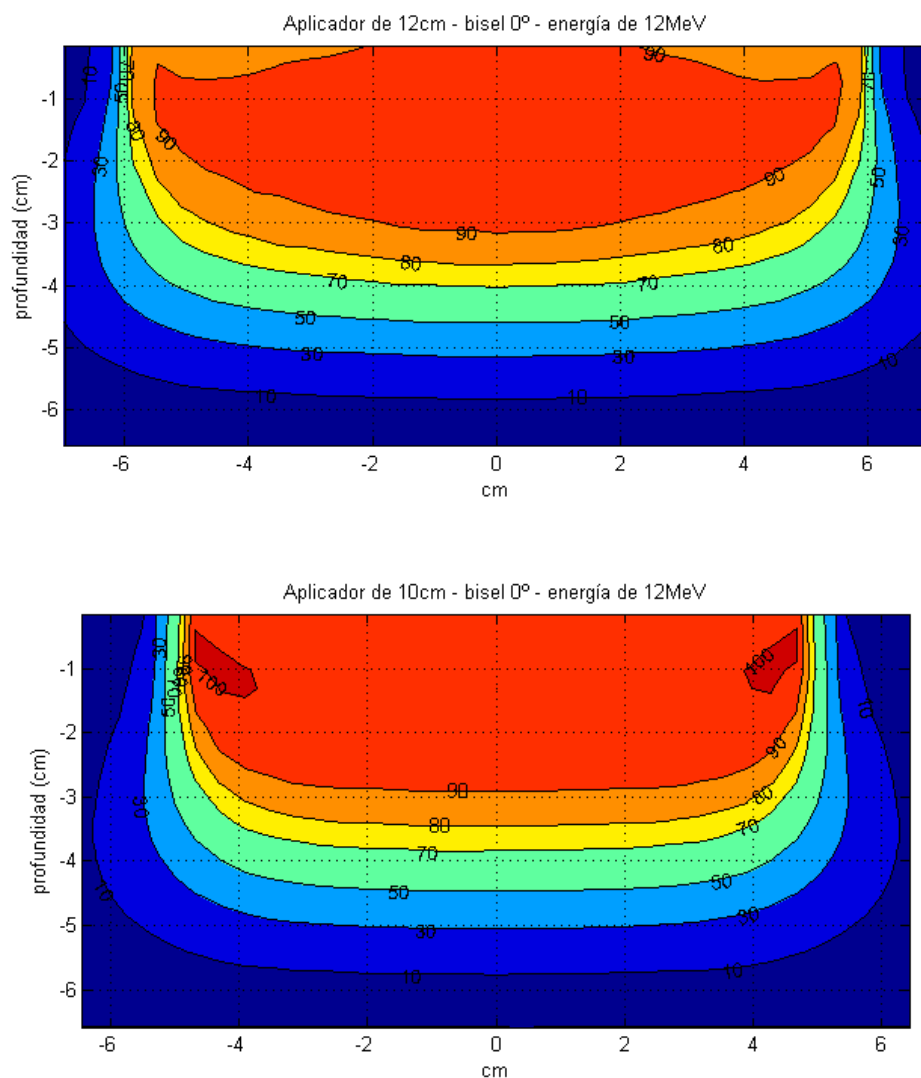


Figure 416: Comparación de planos transversales de isodosis en agua calculadas con PENELOPE 2018. Aplicador de 12 cm – bisel 0° vs. aplicador de 10 cm – bisel 0°, energía de 12 MeV.

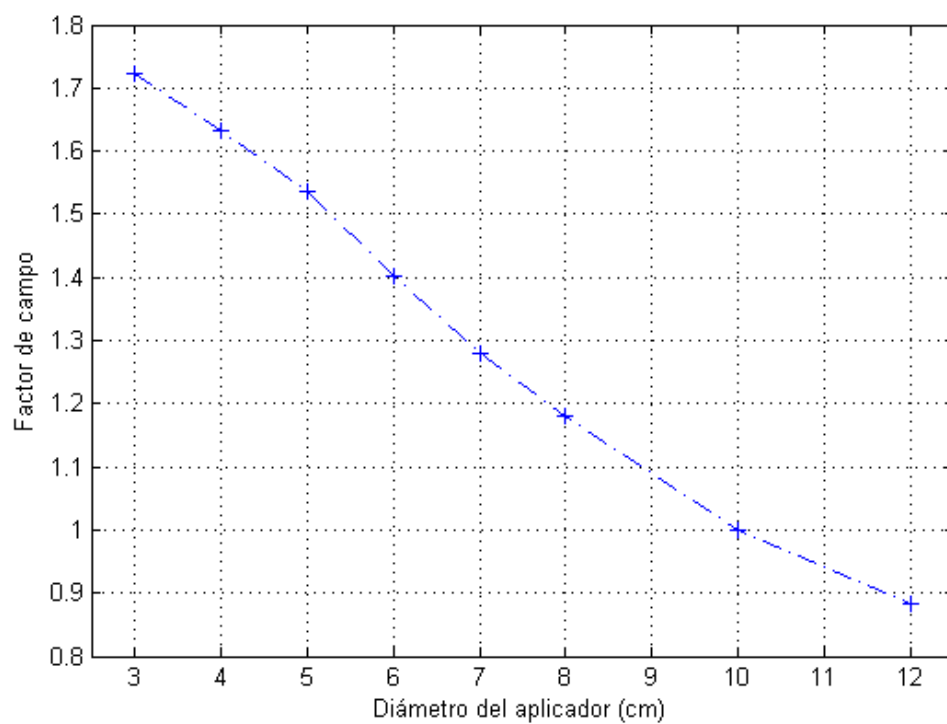


Figure 417: Factores de campo medidos en agua en la profundidad del máximo para la energía de 12 MeV.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 881**Comparación entre Machine Performance Check y Quickcheck (PTW) para la verificación diaria de la constancia de la dosis absorbida de referencia.**

Autores: Mario Martín Veganzones¹ ; Delfín Alonso Hernández² ; Sofía Pena Vaquero²

Co-autores: Antonio Enrique Hurtado Romero² ; Iban Conles Picos² ; Angel del Castillo Belmonte³ ; David Miguel Pérez² ; Carlos Andrés Rodríguez² ; Manuel Agulla Otero² ; Raquel Barquero⁴ ; Jesus María de Frutos Baraja² ; Ricardo Torres Cabrera²

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario Valladolid

Corresponding Author: mmartinver@saludcastillayleon.es

Introducción

La necesidad de verificar diariamente la constancia de la dosis absorbida de referencia en los aceleradores lineales hace necesario la utilización de dispositivos de control de calidad diario.

El objetivo de este trabajo es comparar los datos sobre calidad del haz de manera redundante con dos métodos, la aplicación Machine Performance Check (MPC) de Varian frente a el Quickcheck weblínea de PTW.

Material y métodos

Disponemos de un acelerador True Beam Varian con energías de 6 y 10 MV con y sin filtro aplanador. Para el control diario se utiliza la aplicación Machine Performance Check (MPC) de Varian que utiliza el sistema portal y el maniquí Isocal para las verificaciones. También disponemos de un dispositivo Quickcheck weblínea de PTW.

Durante 14 meses se han realizado verificaciones diarias con ambos equipos.

Resultados

En la figura 1 se puede ver la evolución con el tiempo del porcentaje respecto a la referencia para 6X. Este va incrementándose con el tiempo debido a la deriva propia de las cámaras del acelerador y presenta un cambio brusco cuando se corrige. La evolución en las otras 3 energías es similar.



Figure 418: Evolución con el tiempo del porcentaje respecto a la referencia para 6X

En la figura 2 se ve la relación entre los porcentajes de diferencia respecto al estado de referencia para el sistema monitor del MPC versus Quickcheck y su relación.

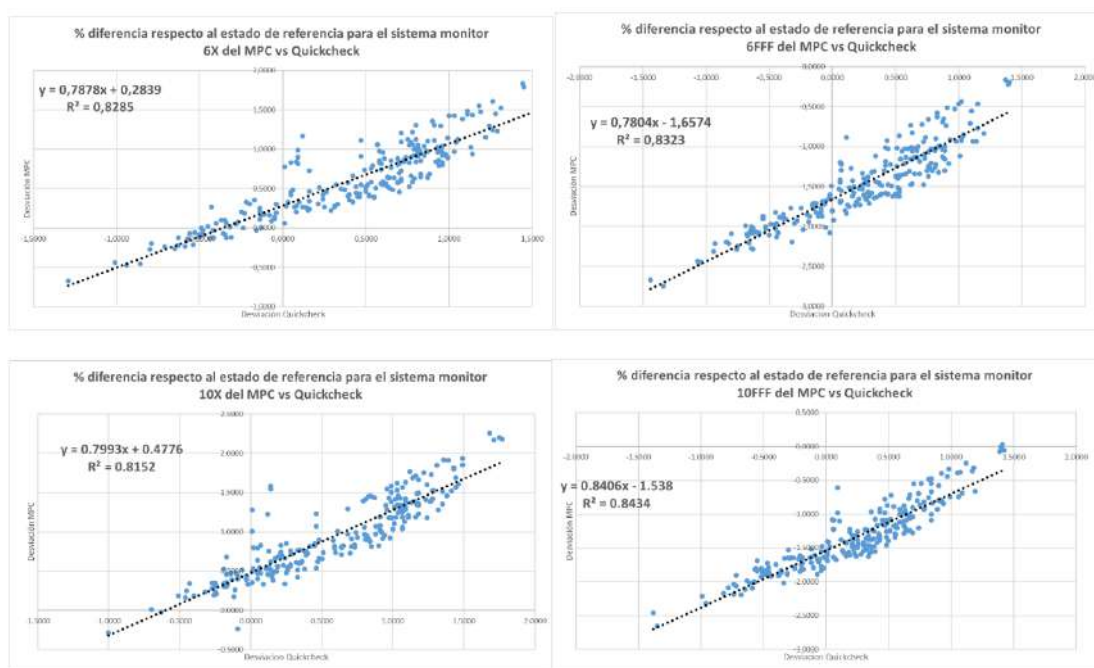


Figure 419: Relación entre los porcentajes de diferencia respecto al estado de referencia para el sistema monitor del MPC versus Quickcheck

Conclusiones

Hay una buena coincidencia de los valores medidos con ambos sistemas a lo largo del tiempo. Podría prescindirse de hacerse comprobaciones con los dos sistemas diariamente, aunque pensamos que no esta mal tener un sistema doble e independiente de la propia maquina para comprobar cuando haya duda el equipo.

Bibliografía

- (1) Diana Binny et all. A multi-institutional evaluation of machine performance check system on treatment beam output and symmetry using statistical process control
- (2) Michael P Barnes et all Evaluation of the TrueBeam machine performance check (MPC) beam constancy checks for flattened and flattening filter-free (FFF) photon beams

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 891**Efecto de densidad del detector en campos pequeños para diodo y microDiamond obtenido mediante EBT3**

Autores: Lucía Franco Sánchez¹ ; Laila Azzouz Louahabi² ; Ignasi Boada Coronado³ ; Alessio Rocchi⁴ ; Marco Panichi⁵

¹ IOA Atrys Health

² IOA ATRYS

³ Atrys Health

⁴ Atryshealth

⁵ Atrys Oncology

Corresponding Author: luciafs87@gmail.com

Introducción

El objetivo es determinar la corrección por el efecto de densidad del detector respecto a la del agua (F) para un detector de diamante PTW 60019 (SCDD) y un diodo sin blindaje IBA EFD 3G a través de comparaciones con medidas realizadas con películas radiocrómicas EBT3. Los valores de corrección para factores de campo (FC) dados por el protocolo TRS483 para campos pequeños son verificados para las energías 6 MV FFF y 10 MV FFF de un Truebeam (SN 4301).

Material y métodos

Se realizan medidas de dosis absoluta y FC para varios tamaños de campo con los tres sistemas de medida: EFD, SCDD y EBT3.

De las lecturas dadas por los detectores se calcula el factor de campo corregido por los valores dados en el TRS483 (energías de 6 y 10 FFF y profundidad de 10 cm) y se calcula la dosis correspondiente respecto a la de referencia.

Por otro lado, se calcula la dosis directamente a través de la lectura obtenida y se corrige el efecto de densidad mediante los valores dados por el artículo "Scott et al 2012" (energía de 15 MV y profundidad de 5 cm) y por los valores obtenidos de las EBT3.

Resultados

Los factores que corrigen el efecto de densidad de los detectores EFD y SCDD calculados a través de las EBT3 (F EBT3) están mejor relacionados con los valores dados por el TRS483 que los dados en el artículo Scott et al (F Scott). [Tabla 1]

Del mismo modo, los valores de FC y dosis obtenidos a través de las correcciones F EBT3 se correlacionan mejor con los obtenidos del TRS483. [Figura 1]

Se observan variaciones en campos mayores de 2x2 cm respecto al TRS483 en el EFD, siendo el F medido igual a la unidad, un resultado que concuerda con la información dada en el artículo Scott et al.

Discusión

Las correcciones obtenidas mediante un método de medida ajeno al efecto de densidad del detector, como son las EBT3, concuerdan con las correcciones dadas en el TRS483 para campos pequeños pero no para campos mayores de 2x2 en el caso del EFD.

Los valores F Scott son inferiores a los del TRS483 y a los medidos con EBT3, los cambios respecto a energía y profundidad de medida no son despreciables.

Los factores F EBT3 y F TRS nos permiten obtener medidas de dosis absoluta con los detectores EFD y SCDD para campos pequeños.

Conclusiones

Las correcciones dadas en el TRS483 deben aplicarse debidamente a la energía y profundidad indicada, ya que estos efectos no son despreciables.

Aunque las correcciones dadas por el protocolo TRS483 son aceptables y similares a las obtenidas en este estudio, es recomendable obtenerlas para verificar la dosis en campos pequeños. Así, tal y como se recomienda en el TRS483, se debe medir con varios sistemas independientes para minimizar estos efectos y cuantificarlos, lo que nos dará una medida fiable que pueda ser comparada con los datos calculados por los planificadores.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 931**ESTUDIO DEL FACTOR DE RECOMBINACIÓN DE IONES PARA DIFERENTES CÁMARAS DE IONIZACIÓN CON UN ACELERADOR VERSA HD (ELEKTA)****Autor:** Gema Muñiz Romero¹**Co-autores:** Silvia María Gutiérrez Ramos ; Jorge Martín Rodríguez ² ; Alberto Pérez Rozos ³¹ Hospital Universitario Virgen del Rocío² Hospital Universitario Virgen Macarena³ Servicio Andaluz de Salud**Corresponding Author:** gemacortegana@hotmail.com**Introducción**

Para medidas de dosis absorbida, con suficiente exactitud, realizadas con cámaras de ionización en haces de fotones en el rango de energías de radioterapia, es necesario determinar el factor de corrección por recombinación (K_{sat}) para tener en cuenta la recolección incompleta de los pares ion-electrón generados. El método de medida más comúnmente usado para determinarlo es el método de las dos tensiones debido a su simplicidad. Sin embargo, para haces pulsados de alta dosis por pulso (FFF) es conveniente utilizar los diagramas de Jaffé. El objetivo de este trabajo es estudiar este factor de corrección aplicando el método de las dos tensiones con algunas aproximaciones, y mediante diagrama de Jaffé.

Material y métodos

Se trabaja con los haces de radiación proporcionados por un acelerador Versa HD de Elekta (6 MV, 6 FFF, 10 MV y 10 FFF) instalado en el Hospital Universitario Juan Ramón Jiménez (Huelva). Se estudia el factor de recombinación en cuatro cámaras de ionización de diferentes volúmenes (Farmer, CC13, CC04 y CC01, IBA Dosimetry) conectadas todas a un electrómetro Dose 1 (IBA Dosimetry). Las medidas se realizan en condiciones de referencia (tamaño de campo: 10x10cm², distancia fuente-superficie: 90cm, profundidad: 10cm).

Para obtener el factor de recombinación se empleará la ecuación (1), correspondiente al método de las dos tensiones, la ecuación (2), una aproximación de la anterior cuyo uso está recomendado cuando $K_{sat} < 1.03$ y por último el diagrama de Jaffé para los haces de 6 MV sin filtro aplanador (6 FFF) donde la tasa de dosis es más alta (1400 UM/min).

$$K_{sat} = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (1)$$

$$K_{sat} = 1 + \frac{(M_1/M_2)-1}{(V_1/V_2)-1} \quad (2)$$

Las tensiones empleadas serán 300 y 100 V, y los coeficientes a_0 , a_1 y a_2 se obtienen del Technical Reports Series No. 398 (TRS-398). Todas las medidas han sido corregidas por el factor de presión y temperatura.

Resultados y Discusión

Los valores obtenidos para K_{sat} se muestran en la tabla 1.

Detector	Tamaño campo (cm ²)	Energía (MV)	TPR 20,10	Ksat (1)	Ksat (2)	Ksat (3)	Diff (1-2) (%)	Diff (1-3) (%)
Farmer	10x10	6	0,682	1,00302	1,00312	1,01004	0,010	0,003
		6FFF	0,680	1,01007	1,01021		0,015	
		10	0,736	1,00631	1,00647		0,016	
		10FFF	0,723	1,01942	1,01923		0,019	
CC13	10X10	6	0,682	1,00454	1,00468	1,01148	0,014	0,04
		6FFF	0,680	1,01104	1,01117		0,013	
		10	0,736	1,00760	1,00777		0,016	
		10FFF	0,723	1,02210	1,02173		0,036	
CC04	10x10	6	0,682	1,00311	1,00322	1,00387	0,011	0,06
		6FFF	0,680	1,00442	1,00456		0,013	
		10	0,736	1,00461	1,00475		0,014	
		10FFF	0,723	1,00868	1,00883		0,016	
	3x3	6	0,682	1,00068	1,00071		0,003	
		6FFF	0,680	1,00320	1,00331		0,011	
		10	0,736	1,00367	1,00379		0,012	
		10FFF	0,723	1,00655	1,00671		0,016	
CC01	10x10	6	0,682	1,00590	1,00605	1,00324	0,015	0,12
		6FFF	0,680	1,00448	1,00461		0,014	
		10	0,736	1,00527	1,00542		0,015	
		10FFF	0,723	1,00405	1,00418		0,013	
	3x3	6	0,682	1,00263	1,00273		0,009	
		6FFF	0,680	1,00193	1,00200		0,007	
		10	0,736	1,00233	1,00242		0,009	
		10FFF	0,723	1,00480	1,00494		0,014	

Figure 420: Tabla 1. Factores de recombinación de varios detectores tipo cámara de ionización obtenidos mediante el método de las dos tensiones (1), una aproximación a éste (2) y el diagrama de Jaffé (3).

Cuanto mayor es K_{sat} , mayor diferencia existe entre los valores obtenidos por (1) y (2). También se observa una mayor diferencia entre estas dos ecuaciones para energías más altas. Para el campo de 3x3 cm² la diferencia disminuye. A menor volumen de detector mayor es la diferencia con el valor obtenido a través del diagrama de Jaffé.

Conclusiones

Para haces sin filtro (FFF) utilizando el diagrama de Jaffé con respecto al método de las dos tensiones para determinar el K_{sat} se obtienen diferencias inferiores al 0,2%, pero teniendo en cuenta que se ha estimado la incertidumbre de K_{sat} en 0,7%, estas diferencias no son significativas como para no poder aplicar el método de las dos tensiones. Además, se confirma que si $K_{sat} < 1.03$ la aproximación al método de las dos tensiones supone diferencias menores al 0,02% siendo mayor mientras más grande sea el valor de K_{sat} , por lo que se confirma que esta aproximación también es válida.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 937**Aplicación del protocolo TRS-483 para la determinación de factores de campo****Autor:** Ruth Rodríguez Romero¹**Co-autores:** Arturo López Corella ; María Pinto Mondedero ² ; Patricia Sánchez Rubio ³ ; Alfredo Montes Uruen ; Jaime Martínez Ortega ³ ; Miguel Torres López ⁴ ; Jose Luis Colado Tornado ¹¹ Hospital Puerta de Hierro² Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda⁴ Hospital Universitario Puerta de Hierro**Corresponding Author:** rromero@gmail.com**Introducción**

La determinación de factores de campo (*output factor*, OF) en haces pequeños requiere aplicar correcciones al cociente de lecturas ionométricas, debido a las distintas condiciones del campo clínico respecto al de referencia.

El objetivo de este trabajo es comparar los valores de OF para haces de tamaño menores o iguales a 8 x 8 cm², obtenidos aplicando los factores de corrección del protocolo de dosimetría de campos pequeños TRS-483 para distintos detectores utilizando el método del campo de intermedio (IFM) o únicamente el campo de referencia (RFM). Asimismo, se ha cuantificado la discrepancia al realizar el método IFM sin aplicar los factores correspondientes, *daisy-chaining* (DC), tal y como se trabajaba previo a la publicación del TRS-483.

Material y Método

Se realizaron medidas en agua, a distancia fuente-superficie 100 cm y profundidad 10 cm, para las energías de fotones de 6 MV con y sin filtro aplanador (6 WFF, 6 FFF), y 10 MV con filtro aplanador (10 WFF) de un acelerador lineal de electrones TrueBeam STx (Varian Medical System, EEUU).

Se utilizaron distintos tipos de detectores en función del tamaño de campo: cámaras de ionización (CI) de varios tamaños, diodo sin blindaje, y película radiocrómica (ver tabla 1).

Tabla 1. Detector utilizado por rango de tamaño de campo nominal.

S _{Nominal} (cm x cm)	Diodo (sin blindaje) PTW 60017	CI Pinpoint 3D (0,016 cm ³) PTW 31016	CI Semiflex (0,125 cm ³) PTW 31010	CI Farmer (0,6 cm ³) PTW 30013	Película Radiocrómica EBT3
0,6 x 0,6	☑	-	-	-	☑
0,8 x 0,8	☑	-	-	-	☑
1 x 1	☑	☑	-	-	☑
2 x 2	☑	☑	-	-	☑
3 x 3	☑	☑	-	-	☑
4 x 4	☑	☑	☑	-	☑
5 x 5	☑	☑	☑	☑	-
6 x 6	☑	-	☑	☑	-
7 x 7	☑	-	☑	☑	-
8 x 8	☑	-	☑	☑	-

Figure 421:

Las medidas ionométricas fueron corregidas por presión y temperatura. No se utilizó cámara monitora para las medidas menores de 4 x 4 cm², pero se comprobó que la variabilidad del haz fue menor o igual a 0,5%.

Para cada tamaño de campo, se determinó el valor de OF considerando siempre el IFM para el detector cuyo factor de corrección fuese menor (se corresponde con los valores en negrita de la tabla 2).

Resultados y Discusión

La tabla 2 muestra los valores de OF obtenidos para las energías analizadas, aplicando los factores de corrección del TRS-483 y sin aplicarlos, en el caso de DC, así como su discrepancia frente a IFM.

Tabla 2. OF obtenidos para los distintos detectores, métodos y energías.

Haz	Detector	Método	Tamaño de campo nominal S (cm)									
			0,6	0,8	1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0	7,0	8,0
6 FFF	EBT3	IFM	0,585	0,656	0,715	0,816	0,865	0,880	-	-	-	-
		RFM	0,574	0,657	0,703	0,793	0,834	0,868	0,896	0,923	0,946	0,967
	Diodo 60017	IFM	0,582	0,667	0,714	0,805	0,846	0,880	-	-	-	-
		DC	0,612	0,690	0,730	0,807	0,845	0,880	-	-	-	-
	Pinpoint 31016	DC vs IFM	5,2%	3,5%	2,4%	0,2%	-0,1%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	0,717	0,807	0,845	0,875	0,904	-	-	-
	Semiflex 31010	IFM	-	-	0,721	0,812	0,850	0,880	-	-	-	-
		DC	0,514	0,627	0,695	0,809	0,849	0,880	-	-	-	-
	Farmer 30013	DC vs IFM	-	-	-3,6%	-0,4%	-0,1%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	-	-	0,878	0,905	0,930	0,951	0,970	-
	Farmer 30013	IFM	-	-	-	-	0,880	0,908	0,933	-	-	-
		DC	-	-	-	-	0,880	0,908	0,933	-	-	-
6 WFF	EBT3	IFM	-	-	0,677	0,799	0,828	0,865	-	-	-	-
		RFM	-	-	0,695	0,789	0,829	0,862	0,891	-	-	-
	Diodo 60017	IFM	-	-	0,698	0,793	0,832	0,865	-	-	-	-
		DC	-	-	0,715	0,794	0,832	0,865	-	-	-	-
	Pinpoint 31016	DC vs IFM	-	-	2,4%	0,2%	-0,1%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	0,697	0,798	0,836	0,866	0,895	-	-	-
	Semiflex 31010	IFM	-	-	0,697	0,798	0,835	0,865	-	-	-	-
		DC	-	-	0,671	0,794	0,835	0,865	-	-	-	-
	Farmer 30013	DC vs IFM	-	-	-3,8%	-0,4%	-0,1%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	-	-	0,867	0,896	0,922	0,946	0,966	-
	Farmer 30013	IFM	-	-	-	-	0,865	0,894	-	-	-	-
		DC	-	-	-	-	0,865	0,894	-	-	-	-
10 WFF	EBT3	IFM	-	-	0,621	0,758	0,805	0,886	-	-	-	-
		RFM	-	-	0,655	0,803	0,854	0,884	0,910	-	-	-
	Diodo 60017	IFM	-	-	0,656	0,805	0,856	0,886	-	-	-	-
		DC	-	-	0,673	0,807	0,856	0,886	-	-	-	-
	Pinpoint 31016	DC vs IFM	-	-	2,6%	0,3%	0,0%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	0,643	0,804	0,859	0,888	0,913	-	-	-
	Semiflex 31010	IFM	-	-	0,642	0,802	0,857	0,886	-	-	-	-
		DC	-	-	0,619	0,799	0,856	0,886	-	-	-	-
	Farmer 30013	DC vs IFM	-	-	-3,6%	-0,4%	-0,1%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	-	-	0,889	0,914	0,936	0,955	0,972	-
	Farmer 30013	IFM	-	-	-	-	0,886	0,911	0,933	-	-	-
		DC	-	-	-	-	0,886	0,911	0,933	-	-	-
10 WFF	EBT3	IFM	-	-	0,621	0,758	0,805	0,886	-	-	-	-
		RFM	-	-	0,655	0,803	0,854	0,884	0,910	-	-	-
	Diodo 60017	IFM	-	-	0,656	0,805	0,856	0,886	-	-	-	-
		DC	-	-	0,673	0,807	0,856	0,886	-	-	-	-
	Pinpoint 31016	DC vs IFM	-	-	2,6%	0,3%	0,0%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	0,643	0,804	0,859	0,888	0,913	-	-	-
	Semiflex 31010	IFM	-	-	0,642	0,802	0,857	0,886	-	-	-	-
		DC	-	-	0,619	0,799	0,856	0,886	-	-	-	-
	Farmer 30013	DC vs IFM	-	-	-3,6%	-0,4%	-0,1%	0,0%	-	-	-	-
		RFM	-	-	-	-	0,889	0,914	0,936	0,955	0,972	-
	Farmer 30013	IFM	-	-	-	-	0,886	0,911	0,933	-	-	-
		DC	-	-	-	-	0,886	0,911	0,933	-	-	-

Figure 422:

Para un mismo detector, las diferencias observadas entre RFM e IFM son inferiores a 0,5%, excepto para el diodo en la energía 6 FFF (1,4%).

Se observa que los factores de corrección aplicados homogeneizan el resultado de las medidas obtenidas con los distintos detectores, encontrándose discrepancias menores de 1% en la mayoría de los casos, si bien se exceden puntualmente: 2,3% para 2 x 2 cm² 6 FFF medido con diodo, 3% para 1 x 1 cm² 6

WFF medido con EBT3, y 2,1% para 1 x 1 cm² 10 WFF medido con Pinpoint.

Las determinaciones realizadas con EBT3 muestran buena concordancia con otros detectores, salvo en el caso de 10 WFF (> 5%).

Por otro lado, el uso del método DC (sin aplicar factores de corrección del TRS-483) implica discrepancias superiores a 2% para los campos más pequeños: -4% para 1 x 1 cm² medido con Pinpoint, y hasta 5% en 0,6 x 0,6 cm² con diodo.

Conclusiones

Los factores de corrección publicados en el protocolo TRS-483 permiten homogeneizar los resultados y reducir las discrepancias entre las medidas realizadas con distintos detectores, siendo las diferencias observadas entre ambos métodos inferiores a 1%. Por otra parte, el método DC sin corrección, puede conllevar a sub o sobreestimaciones del orden del 4% en la determinación de OF para haces menores o iguales a 1 x 1 cm², por lo que se desaconseja su uso en este rango.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 898

Medidas y verificaciones para la puesta en marcha de campos pequeños como uso clínico

Autores: Laila Azzouz Louahabi¹ ; Lucía Franco Sánchez^{None} ; Ignasi Boada Coronado² ; Alessio Rocchi³ ; Marco Panichi⁴

¹ IOA ATRYS

² Atrys Health

³ Atryshealth

⁴ Atrys Oncology

Corresponding Author: lazzouz@atryshealth.com

Introducción

Siguiendo el protocolo TRS483 de IAEA, se han realizado las medidas necesarias para la puesta en marcha de campos pequeños para uso clínico de las energías de 6 MV FFF y 10 MV FFF de un Truebeam (SN 4301). Para la verificación se han comparado los resultados de las medidas realizadas con un diodo sin blindaje (IBA EFD 3G), un detector de diamante (PTW TW60019) y películas radiocrómicas (EBT3) con los datos obtenidos del planificador Eclipse (V15.6, Varian).

Material y métodos

Se han realizado medidas con diodo de perfiles y PDD de las energías de 6 MV FFF y 10 MV FFF en agua (SSD de 100 cm) para campos de 1x1 cm y 2x2 cm (MLC). Se ha medido dosis absorbida y los factores de campo (FC) con un diodo y un detector de diamante mediante conformaciones con MLC (HD 120) a 5x5, 10x10 y 20x20 mm, variando tamaño de campo (2x2, 3x3, 4x4 y 6x6 cm).

Posteriormente, se han comparado con los datos obtenidos de los algoritmos de cálculo AAA-15.6.05 y Acuros XB 15.6.05 en las mismas condiciones que la medida.

Adicionalmente, se han utilizado EBT3 para obtener una comparación de medida de dosis con los detectores usados en la verificación, en varios tamaños de campo menores de 20 mm (conformaciones MLC de 15x15, 10x10, 10x8, 10x6, 5x5 y 5x4 mm). [Figura 1]

Resultados

Al comparar los perfiles y el PDD medidos con los cálculos, siguiendo el protocolo AAPM TG53 – Rpt62, se observa que se encuentran dentro de tolerancias.

Por otro lado, se han comparado los perfiles medidos con EBT3 con los medidos con diodo. Como se observa en la Figura 2, la comparación entre medidas es mejor que entre medida y cálculo.

Y en la Figura 1, las medidas de diodo y diamante son similares, pero distintas de las realizadas con películas por el efecto de densidad de detector respecto al agua. A priori, los resultados obtenidos de las medidas de dosis y FC tenían unas discrepancias importantes para campos menores de 10 mm. Se ha corregido la medida mediante el efecto de la densidad a través de los valores dados en artículo “Scott et al 2012” y en el TRS483. En el algoritmo Acuros, se ha ajustado el parámetro “Effective target Spot Size” (SpotSize). Después de estos cambios, los resultados fueron aceptables.

Conclusiones

A través de la corrección de SpotSize en Acuros, se ha podido corregir la dosis y la penumbra en los perfiles calculados. Siguiendo las recomendaciones del TRS483, se ha medido con más de un tipo de detector y corregido por el efecto de densidad, siendo el diodo la lectura más correlacionada con los

datos calculados. Este método, nos ofrece una buena confianza en la medida y, como se ha verificado su correcta relación con el cálculo, se ha aceptado la puesta en marcha de campos pequeños como uso clínico (energías de 6 MV FFF y 10 MV FFF, campos mayores de 5 mm).

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 906**Uso de X6FFF frente a X10FFF en tratamiento de neuralgia del trigémino mediante conos. Análisis comparativo.**

Autores: Francisco Blázquez Molina¹ ; Natalia Tejedor Aguilar^{None} ; Jose Gimeno Olmos² ; Juan Carlos Ruiz Rodríguez² ; Vicente Carmona Meseguer² ; Françoise Lliso Valverde³ ; José Pérez Calatayud²

¹ Hospital universitario y politécnico La Fé

² Hospital Universitari i Politècnic La Fe

³ HOSPITAL UNIVERSITARIO Y POLITECNICO LA FE

Corresponding Author: fblazquezm@gmail.com

1. Introducción.

La radiocirugía estereotáctica es una de las herramientas terapéuticas para el tratamiento de lesiones funcionales como la neuralgia del trigémino (NT).

En esta técnica, la distancia del isocentro al tronco encefálico es mínima, entre 3,7 mm y 6,4 mm en nuestra experiencia. Por tanto, es habitual el uso de conos que permiten obtener un gradiente notablemente mayor que el obtenido mediante micromultiláminas.

La dosis absorbida a administrar es alta, entre 80 y 90 Gy, utilizándose habitualmente entre 10 y 15 arcos no coplanares, lo que conduce a que el tiempo total de tratamiento sea considerable.

En nuestro centro, esta técnica se puso en marcha con la modalidad de X6FFF frente a X6 para hacer uso de su alta tasa.

2. Objetivo.

El propósito de este estudio es la evaluación de la utilidad de la modalidad X10FFF en el tratamiento de NT, ya que presentaría la principal ventaja de reducir el tiempo total debido a su mayor tasa (2400 UM/min frente a 1400 UM/min para X6FFF).

3. Materiales y métodos.

Se han planificado retrospectivamente con X10FFF 6 pacientes tratados originalmente con X6FFF evaluando la dosis al tronco encefálico. El sistema de planificación utilizado ha sido iPlan RT Dose v. 4.5.5. (Brainlab AG, Múnich, Alemania).

Los tratamientos se realizan en una acelerador TrueBeam STx (Varian Medical System, Palo Alto, EEUU) empleando un cono de 4 mm de Brainlab. Para su caracterización, se realizaron medidas tanto con películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 (Ashland) como medidas en cuba con el detector microDiamond TM60019 (PTW, Friburgo, Alemania).

4. Resultados.

En la fig. 1 se muestran los hemiperfiles obtenidos para el cono de 4 mm de diámetro, mediante el empleo de películas radiocrómicas EBT3 y detector microDiamond.

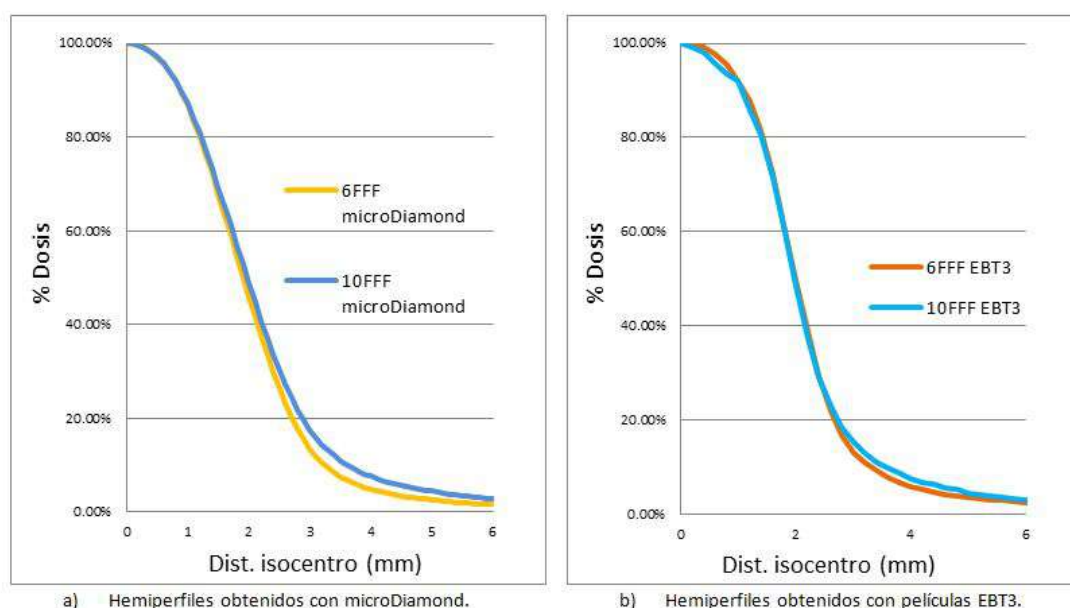


Figure 423: Hemiperfiles medidos con distintas técnicas para el cono de 4mm de diámetro de Brainlab.

En la fig. 2 se muestran parámetros dosimétricos evaluados en el tronco encefálico.

	Tronco encefálico					
	D10% (Gy)	D1% (Gy)	Dmax (Gy)	V12Gy (cc)	V10Gy (cc)	V15Gy (cc)
6FFF	1,188	3,968	11,755	0,005	0,012	0,002
10FFF	1,485	4,718	12,980	0,025	0,047	0,003

Figure 424: Evaluación dosimétrica del tronco encefálico.

5. Discusión.

Los hemiperfiles medidos por ambos métodos dan resultados equivalentes: para ambas energías, la dosis absorbida en las regiones próximas al isocentro es similar. En puntos alejados del isocentro, a partir de 2 mm, la dosis depositada es mayor para X10FFF resultando un mayor gradiente de dosis con X6FFF. La evaluación dosimétrica realizada en el tronco encefálico, en los planes estudiados, es consistente con esta afirmación, traduciéndose en una mayor dosis empleando X10FFF.

6. Conclusiones.

Tras evaluar el uso de X10FFF, pese al beneficio de la reducción del tiempo de tratamiento, debido a su peor gradiente y por tanto mayor dosis en el tronco encefálico, se decide continuar con el empleo de X6FFF, para el caso concreto del acelerador TrueBeam STx y el cono de 4 mm de Brainlab.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 987**Análisis comparativo de PDP y perfiles con cámara cilíndrica y diodo en haces de fotones**

Autores: Enrique Warzanskyj Prieto^{None} ; Francisco Javier Torres Donaire¹ ; Antonio Gil Agudo² ; José Carlos Ramírez Carmona³ ; Juan Carlos Zapata Jiménez⁴ ; Carmen Carrascosa⁴

¹ Hospital General Universitario Ciudad Real

² Hospital General de Ciudad Real

³ HCU Virgen de la Arrixaca

⁴ HGU Ciudad Real

Corresponding Author: ewarzanskyj@gmail.com

Introducción:

Durante el comisionado del nuevo acelerador lineal TrueBeam, instalado en el Hospital General de Ciudad Real en diciembre de 2020, se han medido rendimientos en profundidad y perfiles de dosis para distintas energías y tamaños de campo. Estas medidas se realizaron con cámara de ionización cilíndrica y con diodo. La dependencia de la respuesta del diodo con la energía, la tasa de dosis y la angulación, introduce incertidumbre en los resultados. El número atómico relativamente alto del silicio implica una mayor sensibilidad para fotones de baja energía, lo cual es contrarrestado en principio por el blindaje de que disponen. Por otro lado, en zonas de alto gradiente de dosis y falta de equilibrio electrónico lateral, su elevada resolución espacial juega un papel importante en contra de la cámara de ionización.

Material y métodos:

Instrumentación utilizada: cámara de ionización cilíndrica Semiflex 31010 (PTW), diodo de dosimetría blindado 60008 (PTW), electrómetro TANDEM (PTW), analizador automático de haz T4316/U182 (PTW) y programa MEPHYSTO (PTW). En este programa se simetrizaron los perfiles y se normalizaron para una mejor comparativa. Los cálculos y gráficas se realizaron en Excel.

En todas las medidas se corrigieron las fluctuaciones del haz utilizando otra cámara de ionización Semiflex 31010 (PTW) como referencia.

Energía: 6 MV FFF, tasa de dosis: 800 MU/min.

Resultados:

(PDP) Diferencia media en valor absoluto a partir del máximo: 1.40% para 10x10, 1.45% para 40x40 y 2.50% para 3x3.

(Perfiles transversales) Diferencia media en valor absoluto: 9.23% para 10x10, 5.35% para 40x40 y 17.22% para 3x3.

Discusión:

A tamaños de campo y profundidades elevadas, el diodo es sensible a la radiación dispersa, si bien el blindaje intenta corregir esta dependencia. Para campos pequeños ofrece respuestas más fidedignas respecto a la cámara debido a su menor volumen de detección, lo que facilita la caracterización de la penumbra en perfiles. En tamaños pequeños y comparables al volumen de detección, la señal medida es un valor promedio y por tanto hay más incertidumbre en el resultado lo cual se acusa principalmente en la cámara de ionización.

Conclusiones:

Cuando medimos en condiciones extremas, observamos las mayores diferencias entre diodo y cámara. Podemos considerar más fidedigna la información que nos aporta esta última debido a su alta estabilidad, menor ruido y menor dependencia con la energía. Sin embargo en campos pequeños se aprecia la menor resolución espacial de los diodos que puede compensar la incertidumbre por la dependencia de la energía.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1001**Aplicación del protocolo TRS-483 a factores de campo para haces de energía 6 MV WFF, 6 MV FFF y 10 MV FFF.**

Autores: Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Fernando Ruiz Marín^{None} ; Cristina Ruiz Manrique^{None} ; José A. Martín-Viera Cueto² ; Francisco Javier Casado Villalón³

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² Hospital Regional Universitario de Málaga

³ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: jaime.gordillo.sspa@juntadeandalucia.es

Objetivo

En 2017 se publica el protocolo TRS 4831 para dosimetría en campos pequeños. En este trabajo se comparan los factores de campo obtenidos tras aplicar las correcciones propuestas en el nuevo protocolo, para dos detectores, frente a los que se obtendrían sin aplicarlas.

Material y método

Se estudian los factores de campo relativos a un campo de referencia 10x10 cm², conformado con colimador multiláminas y mordazas, para campos desde 1x1 cm² hasta 6x6 cm² y haces 6 MV con filtro aplanador (WFF) y 6 y 10 MV sin filtro aplanador (FFF) medidos en un maniquí de agua en un acelerador True Beam de Varian con colimador Millenium 120. Las condiciones de referencia corresponden a distancia fuente-superficie 900 mm, y 100 mm de profundidad.

Los factores se obtienen partir de un campo intermedio de conformación con MLC 6x6 cm² y mordazas 10x10 cm² (ec. 1 y 2), cuya definición coincide con las del protocolo.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{det} [1], \left[k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} = \frac{\left[k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right]_{det}}{\left[k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{det}} [2].$$

Para los campos clínicos se han utilizado los detectores PTW 60019 CVD diamond y PTW 60017 unshielded diode. Como detector de referencia se ha empleado una cámara de ionización Farmer 30013. El electrómetro utilizado es el modelo UNIDOS 10001 de PTW.

Resultados

En las tablas 1 y 2 se muestran los resultados los haces de 6 MV WFF y 6 y 10 MV FFF respectivamente.

	6 MV WFF (% 10x10 cm²)			
	Corregidos		Sin corregir	
cm²	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017
1x1	70,6±1,4	70,4±1,4	71,7±0,6	71,4±0,2
2x2	79,7±1,6	79,5±1,6	79,9±0,7	79,1±0,2
3x3	83,6±1,7	83,5±1,7	83,6±0,7	82,9±0,2
4x4	86,8±1,8	86,8±1,8	86,8±0,7	86,3±0,2
6x6	92,0±1,9	92,0±1,9	92,0±0,8	92,0±0,3

Figure 425: Factores de campos para el haz de 6 MV WFF.

cm ²	6 MV FFF (% 10x10 cm ²)				10MV FFF (% 10x10 cm ²)			
	Corregidos		Sin corregir		Corregidos		Sin corregir	
	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017	60019 CVD	60017
1x1	72,5±1,5	71,7±1,5	73,7±0,6	72,8±0,6	70,4±1,4	70,2±1,4	71,5±0,6	71,7±0,6
2x2	81,3±1,7	80,4±1,6	81,5±0,7	79,9±0,7	84,3±1,7	83,6±1,7	84,5±0,7	83,4±0,7
3x3	85,0±1,7	84,3±1,7	85,0±0,7	83,7±0,7	89,4±1,8	88,4±1,8	89,4±0,7	88,1±0,7
4x4	88,1±1,8	87,6±1,8	88,1±0,8	87,1±0,7	92,1±1,9	91,1±1,9	92,1±0,8	90,8±0,7
6x6	92,9±1,9	92,8±1,9	92,9±0,8	92,8±0,8	95,4±1,9	95,4±1,9	95,4±0,8	95,4±0,8

Figure 426: Factores de campos para los haces de 6 MV FFF y 10 MV FFF.

Para la estimación de la incertidumbre, además de la tipo A, se ha tenido en cuenta la asociada a los factores $k_{(Q_{clin}, Q_{msr})}^{(f_{clin}, f_{msr})}$, junto con las variaciones en la estabilidad del acelerador, configuración de medida y variaciones de presión y temperatura.

Conclusiones

Para campos menores o iguales a 2x2 cm² la aplicación de la corrección propuesta por el TRS 4831 es significativa para los haces estudiados, si bien la incertidumbre asociada al factor $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ expande el valor corregido, superponiéndose con el valor sin corregir. Estas modificaciones son más notables sobre el diodo 60017.

Los valores corregidos de ambos detectores son muy similares para el haz filtrado, en cambio, hay pequeñas diferencias para haces no filtrados.

Bibliografía

1 IAEA, AAPM (2017). TECHNICAL REPORTS SERIES no. 483: Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy.

Pósteres A8: Dosimetría de los haces de radiación / 1110**Estudio de la influencia de la dosis por pulso en dos equipos de verificación dosimétrica para tratamientos de VMAT**

Autores: Manuel A. Benito Bejarano¹ ; Fernando Gómez Enríquez¹ ; Francisco Sáez Beltrán¹

¹ Servicio de Radiofísica, Complejo Asistencial de Zamora, Gerencia Regional de Salud de Castilla y León (SACYL)

Corresponding Author: mbenitob@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN

En los tratamientos con VMAT se modula la tasa de dosis de forma continua. El acelerador lineal Truebeam (Varian Medical Systems) tiene dos modos internos de operación para generar dicha modulación (Fig 1). Hemos estudiado cómo pueden afectar estos modos sobre la respuesta de dos sistemas utilizados en nuestro servicio para la verificación de tratamientos.

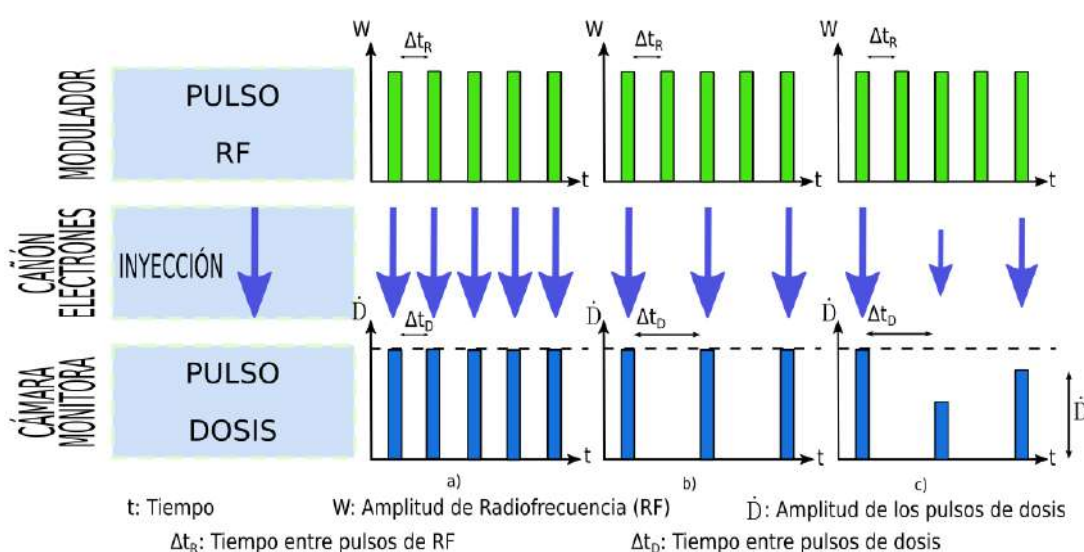


Figure 427: Esquema de funcionamiento de los dos modos de tasa de dosis. Para proporcionar la tasa máxima se emite un pulso de dosis por cada pulso de radiofrecuencia (a). En el primer modo se modula la tasa omitiendo pulsos de dosis en algunos pulsos de radiofrecuencia (b). En el segundo modo, además se modifica la amplitud del pulso (c).

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han estudiado dos detectores. El primero, el Delta4 Phantom+ (DPh+, Scandidos AB) es una matriz de dosis biplanar con 1069 diodos tipo p distribuidos en dos planos ortogonales dentro de un cilindro de PMMA. El segundo es una cámara de ionización cilíndrica PTW Semiflex TM31010 (PTW Freiburg GmbH) insertada en un maniquí cilíndrico de agua sólida de la misma compañía. Para las energías de fotones de 6MV, 6FFF y 10FFF se han utilizado dos planes de arcoterapia diseñados para forzar la modulación de la tasa en uno u otro modo. Con el DPh+ se ha medido la dosis impartida y la frecuencia de repetición de pulso para cada tasa en ambos modos. Esto ha permitido medir la dosis por pulso (DPP), y mediante el formalismo DIN 6800-2 se ha obtenido el factor de saturación para la cámara Semiflex. Se han comparado las dosis medidas con ambos sistemas.

RESULTADOS

El acelerador Truebeam seleccionó el modo de operación de forma automática independientemente del ajuste nominal de tasa especificado en el plan. La variación del factor de saturación para la Semiflex fue menor que el 0.1% en todo el rango de tasas. El efecto de la DPP sobre las dosis medidas fue inferior al 0.6% para la semiflex y al 0.2% para el DPh+ en todos los casos.

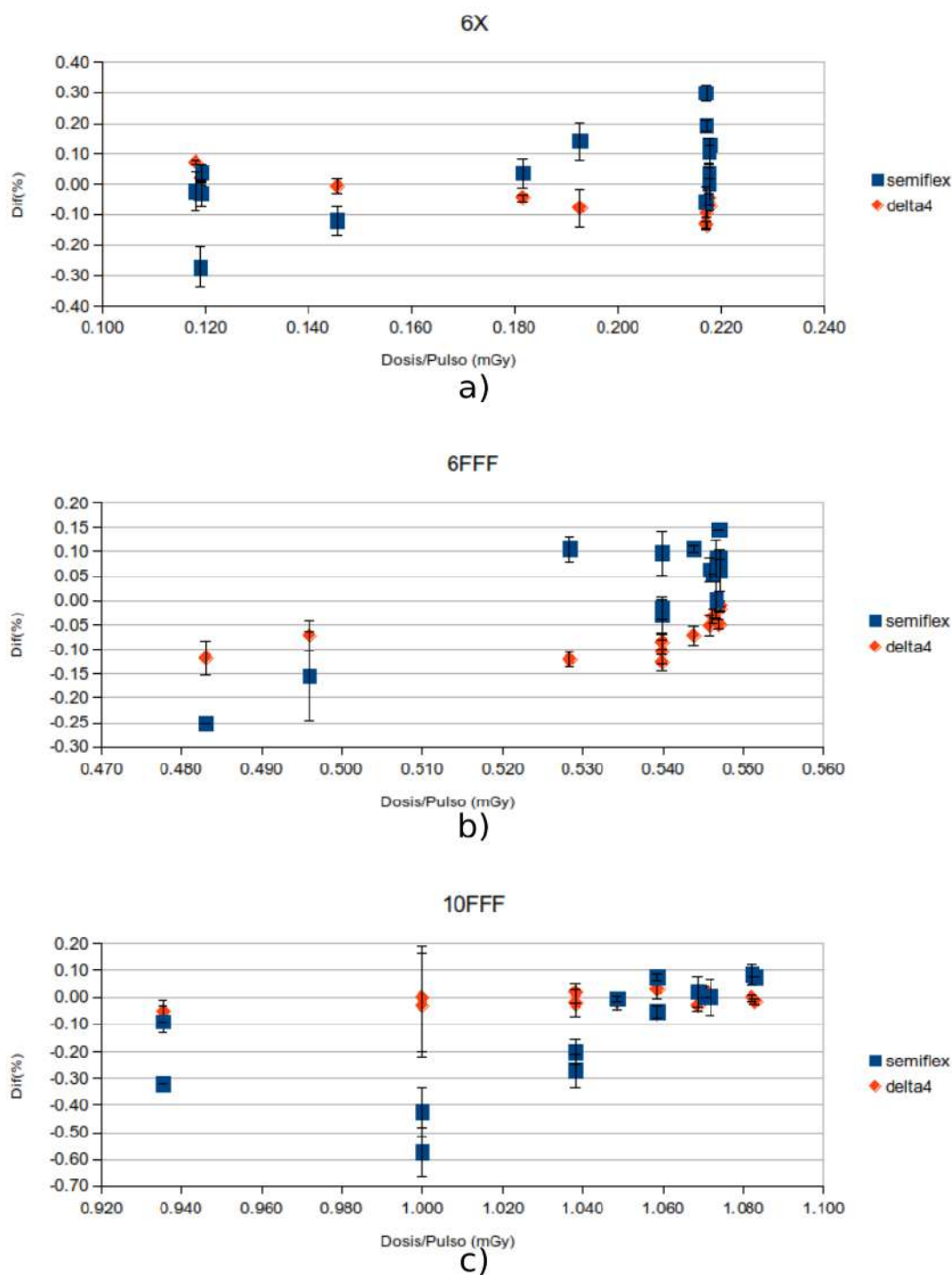


Figure 428: Desviación de las dosis medidas con la dosis por pulso. Valores para los haces de 6MV (a), 6FFF (b) y 10FFF (c).

DISCUSIÓN

El acelerador Truebeam modula la tasa de tal manera que limita en lo posible las fluctuaciones de la DPP. En detectores que presentan efectos de saturación que solo dependen de la DPP como la Semiflex, la variación de la saturación es despreciable. El Delta4 tampoco presenta una dependencia con la tasa o la DPP significativa.

CONCLUSIONES

Los modos de gestión de la tasa de dosis en el Truebeam actúan de tal manera que los dos tipos de detectores estudiados operan de forma óptima para las verificaciones de VMAT, independientemente

del rango de tasas de dosis utilizado en el plan.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 934**ALERTINT: una aplicación para el seguimiento de pacientes con altas dosis de radiación en procedimientos intervencionistas guiados por rayos X**

Autores: Victor de la Llana Granja¹ ; Carlos Andrés Rodríguez² ; Manuel Agulla Otero² ; Daniel Martínez Rodríguez³ ; Mario Martín Veganzones⁴ ; Angel del Castillo Belmonte² ; David Miguel Pérez² ; Delfín Alonso Hernández² ; Ricardo Torres Cabrera⁵

¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*

² *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

³ *Hospital Público Universitario De La Ribera*

⁴ *Hospital Clínico Univeristario de Valladolid*

⁵ *Hospitla Clínico Universitario de Valladolid*

Corresponding Author: victor_llg@hotmail.com

Introducción

En los últimos años se está viendo un gran aumento en el número de procedimientos intervencionistas guiados por rayos X. En dichos procedimientos las dosis a paciente pueden llegar a ser altas y la posibilidad de aparición de efectos deterministas no es despreciable.

Se ha desarrollado una aplicación propia que permite la monitorización de las dosis impartidas en estos procedimientos en el Hospital Clínico Universitario de Valladolid, de manera que se pueda realizar un seguimiento clínico de los pacientes cuyas intervenciones superen determinados niveles de dosis umbrales recomendados por la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y la Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM).

Material y métodos

La aplicación recoge los informes estructurados de dosis (RDSR) generados por equipos que realizan los procedimientos intervencionistas: angiógrafos de neurorradiología, cirugía vascular, hemodinámica, electrofisiología y radiología vascular.

La fase de desarrollo de la aplicación se ha fundamentado en la sincronización de diferentes softwares: DCTMK (Dicom Tools), Python y Visual Basic Application para Microsoft Excel. Los RDSR son extraídos de los equipos de rayos X y redireccionados a una base de datos local y de aquí, a través de su identificación única (UID), se clasifican en diferentes directorios, uno por cada equipo. La construcción del fichero de texto, fuente de sustentación de la aplicación, se realiza de manera automatizada con secuenciación de tareas, primero DCMTK y posteriormente PYTHON. Figura 1.

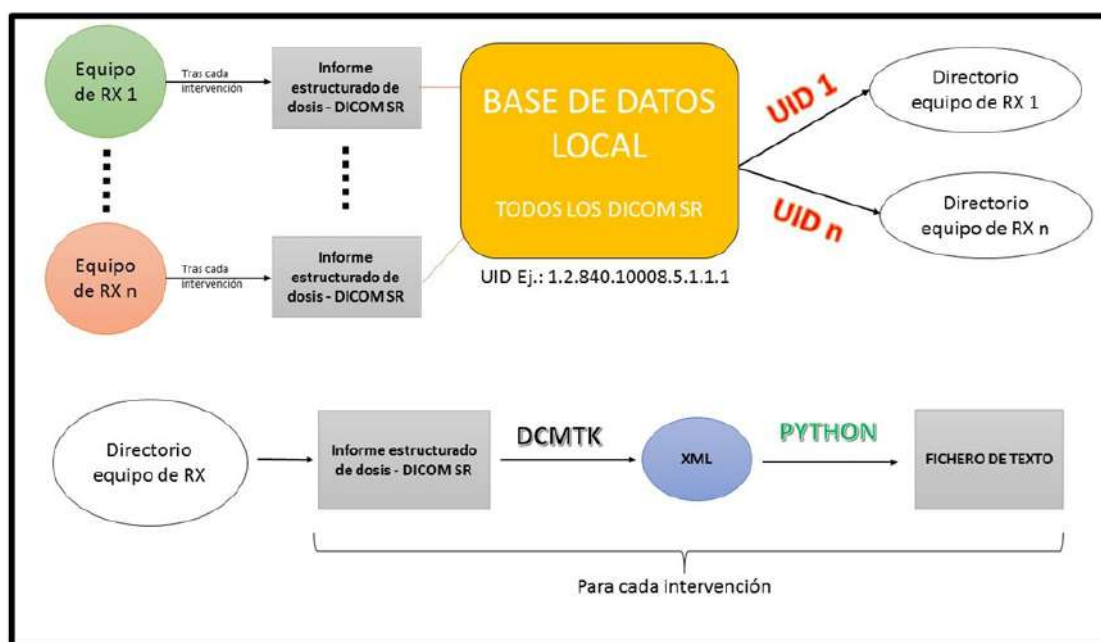


Fig. 1. Flujo del RDSR desde el equipo hasta que es convertido en fichero de texto

Figure 429:

Cada fichero de texto es leído por una hoja Excel específica para cada equipo donde se analizan los parámetros de tiempo de fluoroscopia, producto dosis-área (PDA) y dosis en el punto de referencia intervencionista. En el momento que se detecta un valor por encima de las recomendaciones de la SERAM/SEPR, se exporta a una base de datos con todos los ficheros de los equipos y se produce un aviso. Todo el proceso se realiza de forma automática siendo el especialista en Radiofísica Hospitalaria el encargado último de validar la alerta generada. Tras la validación, se genera un informe individualizado con los datos del procedimiento que se adjunta a la notificación que recibe el responsable médico de la intervención. Figura 2.

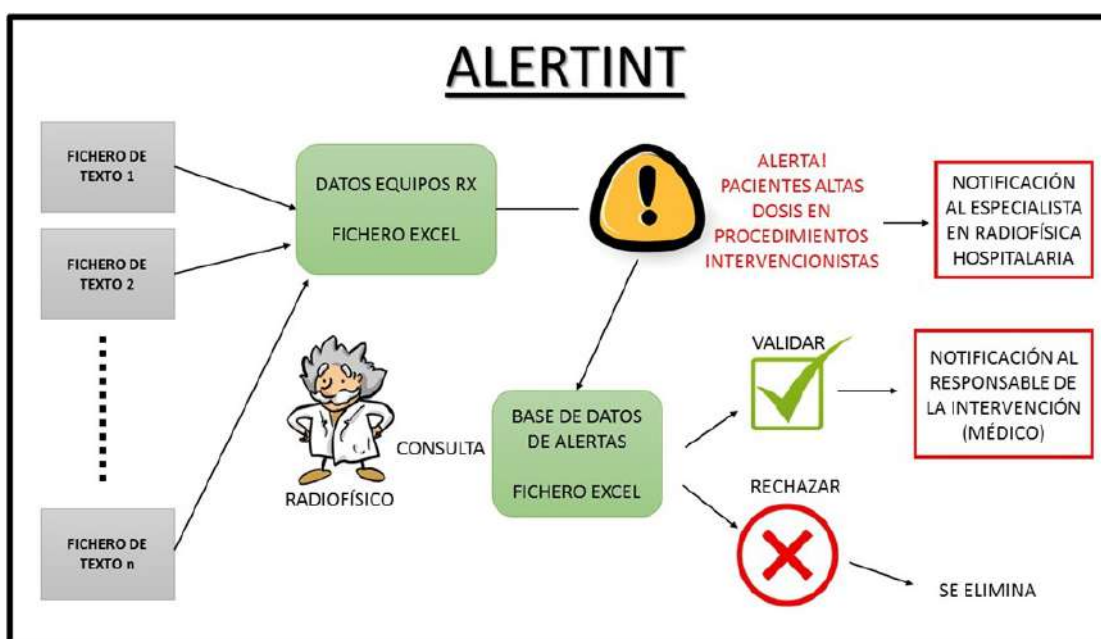


Fig. 2. Generación de alertas

Figure 430:

Resultados

El resultado final es el desarrollo de una aplicación que permite la monitorización de procedimientos intervencionistas guiados por rayos X. Alertint, a día de hoy, se encuentra completamente operativo en el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRFyPR) y, desde su puesta en marcha en mayo de 2020, ha analizado más de 3680 intervenciones.

Conclusiones

Con este trabajo se ha podido realizar un seguimiento dosimétrico de los procedimientos intervencionistas. La aplicación permite alertar de los niveles significativos de radiación y supone un ahorro de tiempo y una optimización de procesos para el SRFyPR de Valladolid, siendo además valorada muy positivamente por los servicios médicos implicados.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 954

Seguimiento de pacientes con altas dosis en procedimientos intervencionistas

Autor: Carlos Andrés Rodríguez¹

Co-autores: Manuel Agulla Otero¹; Mario Martín Veganzones¹; Victor de la Llana Granja²; Ricardo Torres Cabrera³; Sofía Pena Vaquero¹; Antonio Enrique Hurtado Romero¹; David Miguel Pérez¹; Iban Conles Picos¹; Delfin Alonso Hernández¹; Angel del Castillo Belmonte¹; Jesus María de Frutos Baraja¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Complejo Hospitalario de Navarra

³ Hospitla Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: candresr@saludcastillayleon.es

Objetivo: Se muestra el seguimiento dosimétrico realizado en nuestro hospital a los pacientes que han sido sometidos a procedimientos intervencionistas, de manera que, en caso de que se supere alguno de los umbrales recomendados por las sociedades científicas españolas, se realice un registro del mismo y se notifique al responsable de la intervención.

Material y Métodos: Desde junio de 2020, una aplicación propia (Alertint) desarrollada en nuestro servicio recoge los informes estructurados de dosis de todas las intervenciones realizadas en siete salas del hospital: tres hemodinámicas Philips Allura Clarity, una electrofisiología Siemens Artis Zee, un equipo de angiografía vascular GE Innova IGS 540, un angiógrafo biplano Siemens Artis Zee Biplane y un quirófano híbrido dedicado a cirugía vascular Siemens Artis Zeego. De manera automática se analizan los parámetros dosimétricos de la intervención: Producto dosis-área (PDA), kerma en aire en el punto de referencia intervencionista y tiempo de fluoroscopia. En caso de que alguno de los valores supere los umbrales mostrados en la tabla 1, el sistema genera una alerta y el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica realiza una evaluación, notificándolo al especialista responsable de la intervención para que valore la necesidad de realizar un seguimiento clínico del paciente por posibles lesiones de radiación.

Tabla 1. Recomendaciones de SERAM - SEPR para seguimiento de pacientes con altas dosis en piel.

Resultados: Desde la puesta en marcha del sistema de alertas se han revisado un total de 3680 intervenciones, de las cuales el 59% pertenecen a estudios de hemodinámica, 16% a angiografía vascular, 15% al angiógrafo biplano y 7% y 3% a electrofisiología y quirófano híbrido, respectivamente.

El 2.6% de dichas intervenciones (un total de 95) superó en al menos un parámetro los umbrales de dosis, siendo 74 las intervenciones que superaron sólo uno de los parámetros (2.0%), 11 intervenciones superaron dos parámetros (0.3%) y 10 superaron los 3 criterios (0.3%).

Dentro de las magnitudes, el tiempo fue el factor más limitante, ya que 82 intervenciones superaron

el umbral de 60 minutos (2.2%). El PDA se superó en 23 intervenciones (0.6%) y la dosis en punto de referencia en 21 ocasiones (0.6%).

Por tipo de intervención, los estudios del quirófano híbrido fueron, en proporción, los que más veces superaron al menos un umbral de dosis, con 8 intervenciones (6.3% del total de estudios del quirófano híbrido). El porcentaje de estudios con al menos un parámetro superando el umbral para el resto de modalidades intervencionistas puede verse en la figura 1.

Figura 1. Porcentaje de estudios con alerta en al menos uno de los parámetros dosimétricos.

Conclusiones: Se muestran las estadísticas del seguimiento de las dosis a paciente en procedimientos intervencionistas realizado en nuestro hospital. En los ocho meses que ha durado el estudio se han podido detectar 95 intervenciones (de las casi 3700 analizadas) que superaron los valores umbrales de dosis altas. Resulta crucial la identificación de dichas intervenciones para poder iniciar el seguimiento clínico del paciente con la mayor brevedad posible.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1009

Dosis a paciente en un TC de doble tubo

Autor: Manuel Agulla Otero¹

Co-autores: Carlos Andrés Rodríguez¹; Mario Martín Veganzones²; Eduardo Rojo Revenga³; Ricardo Torres Cabrera⁴; Sofía Pena Vaquero¹; Antonio Enrique Hurtado Romero¹; David Miguel Pérez¹; Iban Conles Picos⁵; Delfin Alonso Hernández¹; Angel del Castillo Belmonte¹; Jesus María de Frutos Baraja¹

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Univeristario de Valladolid

³ Universidad de Valladolid. Facultad de Ciencias

⁴ Hospitla Clínico Universitario de Valladolid

⁵ Complejo Asistencial Universitario de León

Corresponding Author: magulot@saludcastillayleon.es

Introducción: Actualmente, los avances más importantes en Tomografía Computarizada (TC) se están produciendo en la técnica de energía dual, en la cual se toman dos conjuntos de datos referentes a adquisiciones de alta y baja energía. Esto permite diferenciar mejor distintos tipos de tejidos y agentes de contraste que tendrían similares valores de unidades Hounsfield en una exploración con una única energía.

En este trabajo se realiza una estimación de las dosis recibidas por los pacientes en un equipo de TC de doble tubo y se comparan las dosis impartidas en dos de los protocolos más habituales de energía dual frente a protocolos similares de una sola energía.

Material y métodos: Se analizaron las exploraciones realizadas en un TC Siemens Somatom Drive, que cuenta con dos tubos de rayos X en una configuración ortogonal que permiten la adquisición simultánea de dos conjuntos de datos procedentes de dos espectros de energía diferentes. El primero de los tubos puede actuar por sí solo de manera convencional, o actuar en conjunto con el segundo tubo, que normalmente trabaja a una tensión alta (~140 kV) y con filtro de estaño.

Se calculó la dosis efectiva de cada estudio a partir del valor del Producto Dosis-Longitud (DLP), teniendo en cuenta los factores k derivados de los factores de ponderación tisular propuestos por ICRP.

Se analizaron dos tipos de exploraciones que se llevan a cabo tanto en la modalidad simple como en la de energía dual en adultos: Abdomen y Tórax-Abdomen.

Resultados: Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 1. En ambos casos, el valor de la dosis efectiva promedio es superior en el caso de los estudios con doble energía: un 18% en el caso de Abdomen y un 11% en el caso de Tórax-Abdomen.

Tipo de estudio	Nº Estudios	Dosis Efectiva (mSv)	
		Promedio	Desv. Estándar
TC ABDOMEN	2658	8,0	6,6
TC ABDOMEN_ENERGÍA DUAL	363	9,4	5,8
TC TÓRAX-ABDOMEN	4321	9,1	4,3
TC TÓRAX-ABDOMEN_ENERGÍA DUAL	645	10,1	3,8

Figure 431: Tabla 1. Dosis efectiva promedio y desviación estándar de los estudios analizados.

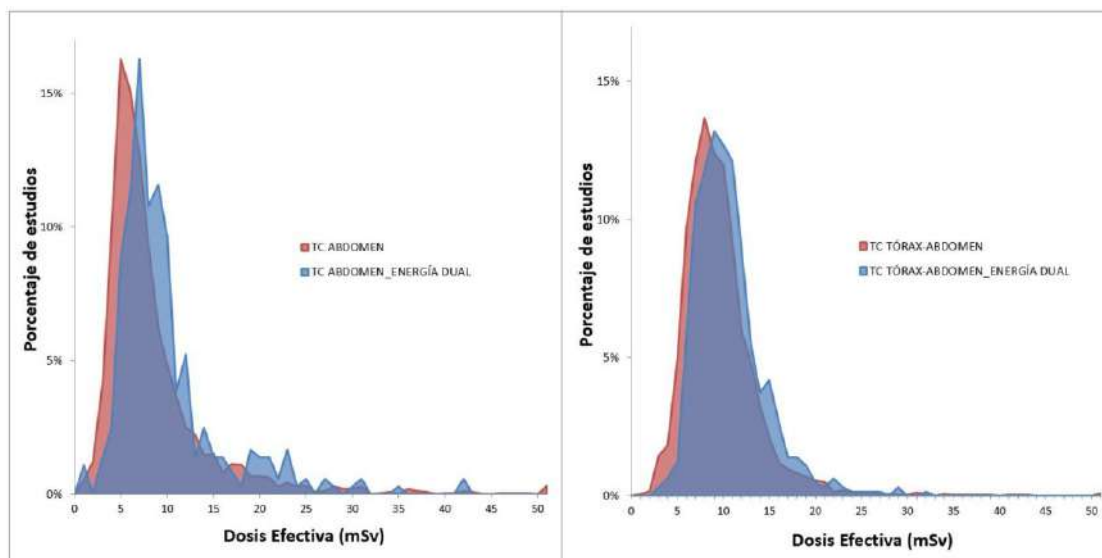


Figure 432: Figura 1. Distribución de los valores de dosis efectiva de los estudios analizados.

Discusión: Existe una gran dispersión en los valores de la dosis efectiva (figura 1), debido a las diferencias que se dan entre pacientes, así como a la gran variabilidad de circunstancias de cada estudio particular. Así lo indica también el gran valor que toma la desviación estándar en cada caso. Aunque, en promedio, la dosis efectiva es superior para las técnicas de energía dual, puede considerarse que es muy similar a la correspondiente a la modalidad simple y está muy lejos de llegar al doble de dosis, como podría suponerse en un primer momento. Por otro lado, hay que valorar el beneficio clínico que supone el uso de la energía dual.

Conclusiones: Las técnicas de doble energía incrementan la dosis al paciente respecto a las técnicas convencionales, si bien este aumento puede considerarse poco relevante y se justifica en el beneficio clínico obtenido por el uso de esta técnica. Es necesario evaluar las dosis a los pacientes en TC, especialmente cuando se introduce una nueva técnica, para asegurar que éstas se mantienen en valores adecuados.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1028**Análisis comparativo de la dosis impartida en las exploraciones de Tomografía Computarizada (TC) en un Área Sanitaria durante un año.**

Autores: Carlos Piñeiro^{None}; Lucía Lado Cacheiro¹; Miguel Ángel López Castro²; Carlos Otero Martínez³; María Pérez Fernández⁴; Emilio Medina Jiménez^{None}; Ramón Lobato Busto²; Javier Mosquera Sueiro⁵; Roberto García Figueiras²; Miguel Pombar Cameán⁶

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela

³ Complejo Universitario de Santiago de Compostela

⁴ Hospital Universitario Lucus Augusti

⁵ SERGAS

⁶ Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela

Corresponding Author: carlos.pineiro.martinez@sergas.es

Introducción:

La Tomografía Computarizada (TC) es la modalidad de imagen que más contribuye a la dosis recibida por los pacientes, suponiendo en Europa un 65% de la dosis total debida al uso médico de las radiaciones ionizantes. El Artículo 6 del Real Decreto 601/2019, establece que “la protección radiológica de las personas sometidas a exposiciones médicas se optimizará con el objetivo de mantener las dosis individuales tan bajas como razonablemente sea posible”. Para ello es necesario un sistema de registro y gestión que permita registrar los indicadores de dosis.

El objetivo del estudio es analizar la dosis recibida por los pacientes sometidos a una exploración de TC durante el año 2020 en seis equipos pertenecientes al Área Sanitaria de Santiago de Compostela.

Materiales y métodos:

El Área Sanitaria de Santiago da cobertura a 475.000 habitantes, disponiendo de tres hospitales con seis equipos de rayos X de TC de Radiodiagnóstico. El estudio se realizó con dos Philips (Ingenuity 128) y cuatro General Electric Healthcare (Revolution 256, dos LightSpeed 64 VCT y un BrightSpeed 16), recogiendo los datos de las exploraciones realizadas en 2020 mediante XEDOSE-DoseWatch, un sistema de registro y gestión de dosis corporativo del Servicio Gallego de Salud (SERGAS) desarrollado por General Electric Healthcare. Cinco de los equipos disponen de algoritmos de reconstrucción iterativa: dos con Idose (Philips), dos con ASIR y uno con ASIR-V (General Electric Healthcare), mientras que el BrightSpeed no dispone de él. En la Figura 1 se muestra el número de exámenes realizados en cada TC. Se eligieron los seis protocolos más representativos y frecuentes de cada TC. Los datos se analizaron con programación en Python.

Resultados:

En la Figura 2 se muestran los datos obtenidos para los seis protocolos más empleados en nuestra institución. Para el protocolo de cerebro los indicadores de dosis (CTDI y DLP) están por debajo de los niveles de dosis de referencia más comunes de los países de la UE, UK y EEUU. La dosis más alta corresponde al equipo BrightSpeed que no dispone de algoritmo de reconstrucción.

Para el protocolo de tórax y el de tórax-abdomen-pelvis los indicadores de dosis (CTDI y DLP) están por debajo de los niveles de dosis de referencia más comunes de los países de la UE, UK y EEUU. El equipo Revolution CT imparte una dosis claramente inferior al disponer de algoritmo de reconstrucción ASIR-V que mejora la calidad de imagen un 30% respecto al ASIR.

En el protocolo de abdomen-pelvis, el TC LightSpeed del Hospital de Conxo imparte una dosis claramente superior, lo que indica una falta de optimización para este protocolo.

El protocolo de abdomen bifásico es el que presenta mayor dispersión en los indicadores de dosis, no habiendo una buena correlación entre la reducción de dosis y el uso del algoritmo de reconstrucción.

Conclusiones:

En general, las dosis impartidas en los protocolos escogidos en los TC del Área Sanitaria de Santiago de Compostela son bajas e inferiores a los niveles de dosis de referencia más comunes de los

países de la UE, UK y EEUU. Sin embargo, en algunos protocolos se muestra una gran dispersión en los indicadores de dosis de los distintos equipos, que no siempre se explican por la disponibilidad de los distintos algoritmos de reconstrucción, lo que demuestra la necesidad de profundizar en la optimización de los protocolos.

TC	BrightSpeed H. Bbz	LightSpeed H. Conxo	LightSpeed H. Clínico	Revolution H. Clínico	Ingenuity 128 Urgencias	Ingenuity 128 TAC2
Número de estudios realizados	4.828	4.657	5.995	4.873	4.288	15.477

Figure 433: Número de exámenes totales realizados en cada TC durante el año 2020.

TC	BrightSpeed H. Bbz	LightSpeed H. Conxo	LightSpeed H. Clínico	Revolution H. Clínico	Ingenuity 128 Urgencias	Ingenuity 128 TAC2
Cráneo	(2085)	(344)		(100)	(1314)	(4600)
CTDI	60,2 ± 7,3	48,5 ± 3,3		50,5 ± 1,5	52,3 ± 5,5	45 ± 2,9
DLP	940 ± 297	977 ± 395		1005 ± 103,1	835 ± 173	981 ± 210
SSDE	50,0 ± 18,3	49,7 ± 3,1		47,4 ± 5,7	-	-
E	1,7 ± 0,3	1,9 ± 2,6		1,9 ± 0,2	1,6 ± 0,4	1,9 ± 0,8
Tórax	(202)	(103)	(240)	(618)	(314)	(483)
CTDI	11,5 ± 3,5	10,9 ± 4,0	9,6 ± 4,5	4,8 ± 1,7	6,9 ± 5,6	11,1 ± 3,3
DLP	385 ± 172	448 ± 255	655 ± 110	197 ± 98	359 ± 345	553 ± 364
SSDE	13,3 ± 2,8	12,7 ± 3,6	11 ± 4	5,1 ± 1,1	-	-
E	5,4 ± 2,3	6,2 ± 3,5	9,8 ± 1,6	2,7 ± 1,2	4,6 ± 2,6	7,2 ± 4,2
Abdomen-Pelvis	(923)	(145)	(409)	(244)	(469)	(575)
CTDI	8,8 ± 3,5	19,6 ± 4,5	8,7 ± 4,2	6,5 ± 2,6	11,4 ± 3,7	12,0 ± 4,4
DLP	945 ± 516	1234 ± 777	844 ± 89	567 ± 488	765 ± 533	776 ± 441
SSDE	15,7 ± 3,7	24,7 ± 3,7	10,5 ± 3,6	8,9 ± 2,2	-	-
E	12,3 ± 6,9	18,9 ± 11,9	12,9 ± 1,4	8,4 ± 5,5	10,1 ± 5,7	11,0 ± 5,6
Tórax-Abd.-Pelvis	(449)	(1430)	(682)	(641)		(743)
CTDI	11 ± 4,4	11,8 ± 3,7	8,9 ± 3,8	9,5 ± 3,2		11,1 ± 3,5
DLP	1325 ± 661	870 ± 377	987 ± 681	687 ± 277		779 ± 379
SSDE	13,3 ± 3,9	14,3 ± 3,3	10,9 ± 3,3	10,8 ± 3,1		-
E	17,1 ± 9,0	12,7 ± 5,5	13,2 ± 8,7	9,8 ± 3,7		13,0 ± 9,2
Abdomen bifásico	(118)	(84)	(494)	(114)		(151)
CTDI	9,3 ± 3,6	12,5 ± 4,6	9,6 ± 4,6	7,5 ± 2,6		12,5 ± 4,1
DLP	1232 ± 519	1091 ± 652	1428 ± 881	727 ± 350		1687 ± 783
SSDE	11,3 ± 3,1	14,1 ± 3,8	11,0 ± 4,0	8,5 ± 2,2		-
E	17,7 ± 7,8	15,9 ± 9,5	18,3 ± 12,5	10,7 ± 4,9		24,1 ± 12,2
TEP	(186)	-	-	-	(314)	(250)
CTDI	15,8 ± 5,2				6,9 ± 5,6	7,0 ± 5,0
DLP	458 ± 246				359 ± 345	366 ± 291
SSDE	189 ± 5,2				-	-
E	6,3 ± 2,6				4,6 ± 2,6	5,0 ± 3,0

Figure 434: Indicadores de dosis promedio y desviación estándar para cada TC para los seis protocolos más representativos: CTDI (mGy), DLP (mGy·cm), SSDE (mGy) y E(mSv). Entre paréntesis se indica el número de estudios para cada protocolo.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1030**Dosis Glandular Media a pacientes en un programa de detección precoz del cáncer de mama durante un período de cinco años (2016-2020): correlación con el control de calidad del CAE**

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Miguel Ángel López Castro² ; Carlos Piñeiro Martínez² ; Carlos Otero Martínez^{None} ; Emilio Medina Jiménez³ ; Victor Luna Vega⁴ ; Javier Mosquera Sueiro⁵ ; Manuel Sánchez García⁴ ; Rubén Vázquez Vázquez^{None} ; Ramón Lobato Busto⁶ ; Miguel Pombar Cameán⁵

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS)*

² *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela*

³ *Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela*

⁴ *Hospital Clínico de Santiago de Compostela*

⁵ *CHUS*

⁶ *HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción

El Programa Gallego de Detección Precoz de Cáncer de Mama (PGDPCM) iniciado en 1992, ha aumentado su cobertura progresivamente hasta alcanzar las dieciséis unidades actuales. El Programa está dirigido a todas las mujeres residentes en Galicia, entre los 50 y 69 años, asintomáticas y sin diagnóstico previo de cáncer de mama. Como cribado se realiza bianualmente una mamografía de dos proyecciones (CC y OB) por mama.

En 2016 se completa la dotación de receptores digitales directos (DR) para todas las unidades, realizándose las pruebas de control de calidad de los mismos conforme al Protocolo Europeo de Control de Calidad en Mamografía.

Materiales y métodos

Los mamógrafos del PGDPCM se corresponden con 4 unidades Philips MicroDose, 2 Siemens Inspiration, 2 Hologic Selenia, una Hologic Dimensions y 7 Fujifilm Amulet.

En el control de calidad del CAE se determina la Dosis Glandular Media (DGM) para distintos espesores de PMMA, obteniéndose la DGM de la mama estándar ($e = 53$ mm) simulada con 45 mm de PMMA. La estimación de la dosis a pacientes se realiza calculando la DGM mediante los coeficientes de Dance, a partir de una muestra de 100 pacientes por unidad y año (25.500 exposiciones, correspondientes a 6.300 exploraciones):

$$DGM = K_{a,i} \cdot g \cdot c \cdot s$$

Se comparan los valores obtenidos para espesores comprendidos entre 50-55 mm de las proyecciones CC con los valores de la DGM para la mama estándar obtenidos en los controles de calidad.

Resultados y discusión

En la mayoría de las unidades, las DGM se encuentran dentro de los valores recomendados y por debajo de los DRL de la UE. Además, dichos valores permanecen constantes para los modelos Siemens, Philips y Fujifilm. En las unidades Hologic Selenia, en dos ocasiones se superaron los valores establecidos como deseables según la Guía Europea.

Las dosis más bajas se obtienen para las unidades Philips MicroDose, pasándose de un valor inicial de 0,4 mGy a valor un 0,6 mGy, al no alcanzar en la curva de ajuste inicial la calidad de imagen recomendada en los protocolos europeos.

Si comparamos los valores de DGM de la muestra con los obtenidos a partir del CAE, obtenemos que para las unidades Philips MicroDose y los modelos Hologic, ambas medidas son compatibles excepto en un año; mientras que para las unidades Siemens se obtienen resultados compatibles durante todo el período analizado. Sin embargo, los modelos Fujifilm presentan incompatibilidades en 3 ocasiones; pudiéndose constatar que en estos casos el control de calidad del CAE se había realizado en un modo distinto al de las exploraciones (NORMAL/HIGH).

Conclusiones

Los valores obtenidos en la mayoría de los casos indican que la DGM de la mama estándar determinada a partir del control de calidad del CAE es un excelente predictor de las dosis recibidas por las pacientes, siendo de gran impacto el ajuste del mismo. No obstante, el registro de las dosis a las pacientes es un requisito esencial en la calidad de los programas de detección precoz del cáncer de mama.

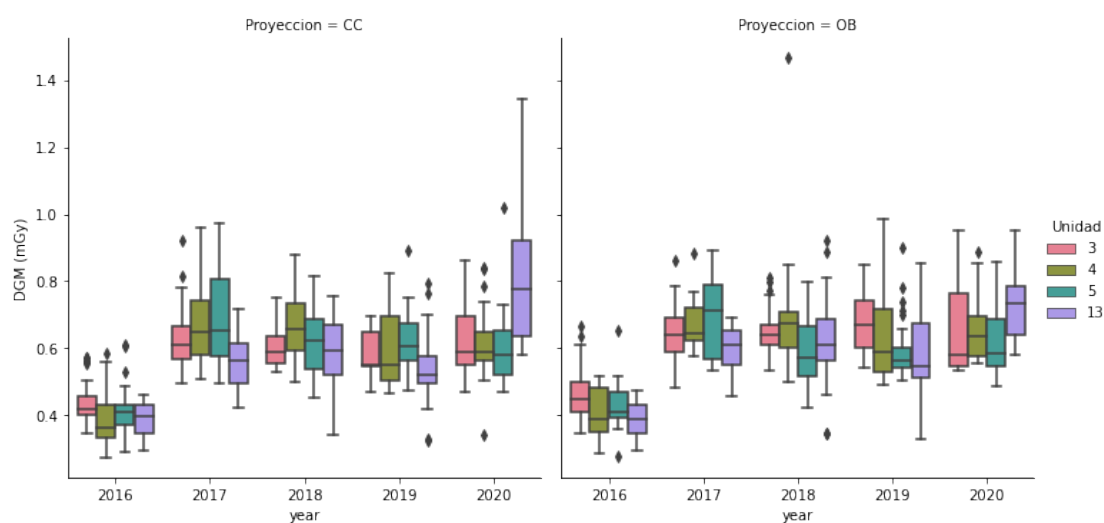


Figure 435: Gráfico de cajas en el que se representan los valores obtenidos para la DGM de nuestra muestra, correspondientes a las proyecciones CC y OB en las unidades correspondientes a los mamógrafos Philips Microdose

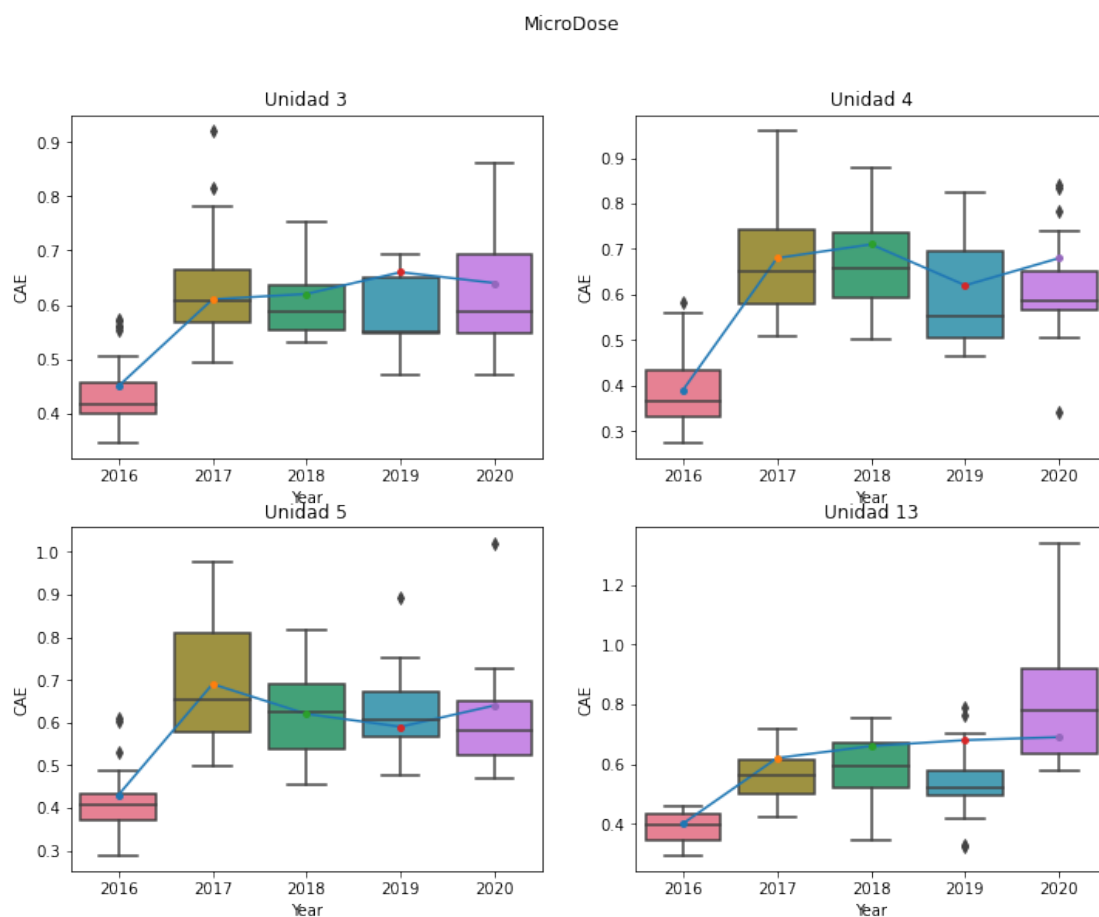


Figure 436: Gráfico de cajas en el que se representan los valores obtenidos para la DGM de nuestra muestra correspondientes a la proyección CC y los valores obtenidos para la mama estándar mediante 4,5 mm de PMMA en las unidades correspondientes a los mamógrafos Philips Microdose

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1036**NIVEL DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD) NACIONAL EN MAMOGRAFÍA PROYECTO DOPOES II**

Autores: José Manuel Pastor Vega¹ ; Sergio Cañete Hidalgo¹ ; Manuel Pérez Martínez¹ ; Aurora Pola Gallego de Guzmán¹ ; María Amparo De la Cruz Cruz¹ ; Inmaculada Priego Amo¹ ; Jesús Doña Fernández¹ ; Elisa Gordo Puertas¹ ; Francisco Julián Manzano Martínez² ; Julio Almansa López³ ; Francisco Sendra Portero¹ ; Rafael Ruiz Cruces¹

¹ Universidad de Málaga

² Vithas Sanidad Málaga Internacional

³ Hospital Virgen de las Nieves

Corresponding Author: josepastor@uma.es

INTRODUCCIÓN

El Proyecto DOPOES 2 se desarrolla mediante un acuerdo específico de colaboración entre el Consejo de Seguridad Nuclear y la Universidad de Málaga, cuyo objetivo es estimar niveles de referencia de dosis (NRD) en procedimientos de radiodiagnóstico médico a pacientes en España, así como su contribución a las dosis recibidas por la población. Se presentan los NRD para mamografías obtenidas en 33 hospitales públicos y privados de las 17 comunidades autónomas españolas.

MATERIAL Y METODOS

La magnitud dosimétrica utilizada ha sido la dosis glandular media (DG), [mGy], obtenida de 40 mamógrafos equipados con sistema de gestión RIS y/o PACS. Los cálculos de NRD se basan en el tercer cuartil de las medianas de Dg. Se han obtenido los siguientes datos: edad, sexo, fecha del examen, dosis glandular media (Dg), y espesor de compresión. Se ha incluido los exámenes realizados a ambas mamas con proyecciones oblicua-medio-lateral (OML) y cráneo-caudal (CC). El número de pacientes ha sido de 107.650 y, en total, se han obtenido 860.145 registros de dosis.

RESULTADOS

La edad promedio de las mujeres exploradas ha sido de 56 años siendo el rango de edad más frecuente el comprendido en el intervalo de 40-69 años. El valor de NRD para España en mamografía digital (2D) ha sido de 1,8 mGy. Para tomosíntesis (TS), el promedio de NRD para España ha sido de 2,7 mGy. Para el total de la muestra estudiada la DG ha presentado valores significativamente superiores para la OML que para la CC. Se ha encontrado relación proporcional entre mayor compresión y menor dosis impartida (tabla 1).

	Promedio Edad	CC-D Dc (mGy)	Espesor (mm) CC-D	CC-I Dc (mGy)	Espesor (mm) CC-I	OML-D Dc (mGy)	Espesor (mm) OML-D	OML-I Dc (mGy)	Espesor (mm) OML-I
2D	56	1,52	51	1,53	51	1,69	55	1,70	56
TS	53	2,39	56	2,41	57	2,68	61	2,74	62

Tabla 1.- Valores de DG (mGy) promedio según el tipo de modalidad empleada

Figure 437: enter image description here

DISCUSIÓN

El NRD superior para TS concuerda con lo referido en la literatura, pero por debajo del límite de seguridad para una mamografía convencional, establecido en 3mGy por proyección. Este incremento de dosis puede compensarse por una mejora demostrada en la detección del cáncer de mama en comparación con la mamografía digital en poblaciones sometidas a programas de cribado.

En nuestro entorno, documentos oficiales como el de Reino Unido sitúan el NRD por proyección en 2,5 mGy en 2D (1), 2 mGy en Alemania (2), 1,6 mGy en Francia (3), estos dos últimos sin especificar modalidad de mamografía. La Comisión Europea en su informe 180, sin especificar modalidad técnica, refiere un NRD más común a nivel europeo de 3 mGy por proyección con un rango entre 1 y 4 mGy (4).

CONCLUSIONES

1. En el presente estudio destaca el elevado número de centros hospitalarios analizados y el volumen de mujeres y registros de dosis.
2. Los valores de NRD para una exploración mamográfica 2D ha sido de 1,8 mGy y de 2,7 mGy en TS, siendo superior para OML que para CC.
3. Los NRD calculados se encuentran dentro del rango de los obtenidos en nuestro entorno.
4. El espesor de compresión de la mama se correlaciona con la DG.

BIBLIOGRAFIA

1. National Diagnostic Reference Levels (NDRLs) from 19 August 2019 - GOV.UK
<https://www.gov.uk/government/publications/diagnostic-radiology-national-diagnostic-reference-levels-ndrls/ndrl>
2. Schegerer A et al. Diagnostic Reference Levels... Fortschr Röntgenstr 2019; 191: 739–751.
<https://europepmc.org/article/med/30665250>
3. Arrêté du 23 mai 2019 portant homologation de la décision no 2019-DC-0667 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 18 avril 2019.
<https://www.legifrance.gouv.fr/download/pdf?id=VizvJiWvikc9XHisoTFUgIhwvMXPOPZ5JP4BnMJBZ4=>
4. European Commission. Medical Radiation Exposure of the European Population. Radiation Protection N° 180. 2015.
https://ec.europa.eu/energy/content/rp-180-medical-radiation-exposure-european-population-part-1-part-2_en

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1042**Dosis a pacientes en estudios de Abdomen de Tomografía Computarizada de Energía Dual (DECT).**

Autores: Carlos Piñeiro Martínez¹ ; Lucía Lado Cacheiro² ; Miguel Ángel López Castro¹ ; María Pérez Fernández³ ; Carlos Otero Martínez⁴ ; Víctor Luna Vega¹ ; Rubén Vázquez Vázquez^{None} ; Juan Carlos Quintero Rivera⁵ ; Roberto García Figueiras¹ ; Miguel Pombar Cameán⁶

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela*

² *Hospital Clínico de Santiago de Compostela*

³ *Hospital Universitario Lucus Augusti*

⁴ *Complejo Universitario de Santiago de Compostela*

⁵ *Complejo Hospitalario y Universitario de Santiago de Compostela*

⁶ *Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela*

Corresponding Author: carlos.pineiro.martinez@sergas.es

Introducción:

La Tomografía Computarizada de Energía Dual (DECT) fue descrita por Godfrey Hounsfield en la década de los setenta, pero no es hasta hace unos años en que se dispone de tecnología que permita su aplicación rutinaria. La adquisición de datos de energía dual se puede conseguir con dos tubos de rayos X, con detectores multicapa, o bien por la conmutación del kilovoltaje del tubo de rayos X.

El equipo CT Revolution de General Electric Healthcare GSI utiliza la un único tubo de rayos X y un detector de 256 filas, adquiriendo dos series de imágenes con 80 y 140 kV mediante la conmutación ultrarrápida de 0,25 ms.

El objetivo de este estudio es analizar retrospectivamente la dosis recibida por los pacientes con esta tecnología en los estudios de abdomen, analizando los indicadores de dosis y comparándolos con los estudios no espectrales de otro TC multicorte (General Electric Healthcare CT LighSpeed VCT).

Materiales y Métodos:

El estudio se realizó con los equipos CT Revolution y CT LighSpeed VCT ambos de General Electric Healthcare, recogiendo los datos de exploraciones realizadas durante 2020 mediante XEDOSE-DoseWatch, un sistema de registro y gestión de dosis del Servicio Gallego de Salud (SERGAS) desarrollado por General Electric Healthcare. Los dos equipos disponen de algoritmos de reconstrucción iterativa ASIR-V y ASIR respectivamente. Se consideraron únicamente pacientes adultos, partiendo de un total de 4.849 estudios para el Revolution y 5.987 para el LighSpeed VCT. El análisis de datos se realizó mediante programación propia en Python.

Resultados:

La Figura 1 muestra la media y desviación estándar de los indicadores de dosis DLP, CTDI, SSDE y dosis efectiva para los cinco protocolos de abdomen más utilizados en estudios espectrales (GSI). El Índice de masa Corporal de la muestra fue de $28,1 \pm 5,11$.

En los estudios de Energía Dual el promedio de la DLP fue de 1.336 ± 536 mGy·cm para el protocolo TAP Bifásico, 687 ± 277 mGy·cm para el protocolo TAP de una fase, 1.180 ± 501 mGy·cm para el protocolo de Abdomen de tres fases, 727 ± 350 mGy·cm para el protocolo GSI P5 BIFASICO y 685 ± 470 mGy·cm para el protocolo de Abdomen-Pelvis. Lo que da lugar a dosis efectivas de $19,1 \pm 7,5$ mSv para el protocolo TAP Bifásico, $9,8 \pm 3,7$ mSv para el protocolo TAP de una fase, $17,0 \pm 7,8$ mSv para el protocolo de Abdomen de tres fases, $10,7 \pm 4,9$ mSv para el protocolo GSI P5 BIFASICO y $8,4 \pm 5,5$ mSv para el protocolo de Abdomen-Pelvis

La Figura 2 muestra las diferencias en % entre los valores promedio de los indicadores de dosis de los estudios espectrales (CT Revolution) y los no espectrales (LighSpeed VCT). Los valores positivos indican mayor valor para el TC spectral y los negativos inferior.

Discusión:

Para la mayoría de los protocolos de abdomen los indicadores de dosis de los estudios espectrales

fueron inferiores a los de los no espectrales, sólo el protocolo de Tórax-Abdomen-Pelvis (TAP) de los espectrales obtuvo indicadores superiores. De igual forma, para este protocolo la dosis efectiva fue superior, siendo inferior en los cuatro restantes. Esto indica la necesidad de seguir profundizando en la optimización de estos protocolos.

Conclusiones:

Para los protocolos de abdomen de Tomografía Computarizada de los estudios espectrales, en general, las dosis recibidas por los pacientes son inferiores a los de los estudios no espectrales realizadas en equipos CT de similares características.

Protocolo TAC 3 GSI	DLP	CTDI	SSDE	E (mSv)
5.30 GSI P2 TAP Bifásico	1.336 ± 536	12,5 ± 4,7	14,2 ± 4,1	19,1 ± 7,5
5.2 GSI P1 TAP	687 ± 277	9,4 ± 3,2	10,9 ± 3,4	9,8 ± 3,7
6.6 GSI P5 HIGADO	1.180 ± 501	8,2 ± 2,9	8,9 ± 2,4	17,0 ± 7,8
6.28 GSI P5 BIFASICO	727 ± 350	7,6 ± 2,7	8,6 ± 2,2	10,7 ± 4,9
6.18 GSI P4 ABDOMEN-PELVIS	685 ± 470	8,1 ± 3,3	9,0 ± 2,8	8,4 ± 5,5

Figure 438: Valores promedio y desviación estándar de DLP, CTDI, SSDE y dosis efectiva para los cinco protocolos de abdomen más utilizados en estudios espectrales.

Protocolo TAC 3 GSI	Protocolo TAC 1	DLP	CTDI	SSDE	E (mSv)
		Dif (%)	Dif (%)	Dif (%)	Dif (%)
5.30 GSI P2 TAP Bifásico	5.9 Tórax/Abd/Pelvis Bifásico	3,6	-3,1	-6,3	7,6
5.2 GSI P1 TAP	5.6 Tórax/Abd/Pelvis	-17,9	2,7	0,0	-14,8
6.6 GSI P5 HIGADO	6.7 Abdomen trifásico Rutina	-16,5	-28,4	-33,3	-15,8
6.28 GSI P5 BIFASICO	6.4 Abdomen Bifásico Rutina	-32,5	-33,9	-36,3	-26,2
6.18 GSI P4 ABDOMEN-PELVIS	6.1 Abdomen Pelvis Rutina	-24,5	-1,8	-5,2	-23,6

Figure 439: Diferencias en % para DLP, CTDI, SSDE y dosis efectivas, entre estudios espectrales y no espectrales, para los cinco protocolos de abdomen más utilizados en estudios espectrales.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1090**Dosis en estudios de tomosíntesis digital de tórax. Repercusión durante la COVID-19.**

Autores: Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Aitor Ortega González² ; Bonifacio Tobarra González³ ; Manuel José Buades Forner¹

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

³ Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: cuentadaniel@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

En un trabajo previo se discutieron las posibilidades teóricas de ahorro de dosis que la tomosíntesis digital (TD) de tórax ofrece frente a la tomografía computarizada (TC) de tórax 1.

En este trabajo se comparan los indicadores dosimétricos y dosis efectiva, obtenidos del Sistema de Gestión de Dosis del Servicio Murciano de Salud durante el periodo abril/diciembre de 2020, de dos centros que disponen de TD con los valores de la radiología simple de tórax y TC de tórax simple sin contraste.

2. MATERIAL Y MÉTODO

Los estudios de TD de tórax se realizan en 2 equipos GE Discovery XR656+. El protocolo estándar incluye una adquisición PA seguida de 60 adquisiciones que cubren 30°, que procesadas proporcionan planos coronales de 1 mm de espesor de corte con una separación de 5 mm. El paciente se coloca en bipedestación, sobre el estativo mural.

Los valores promedio y niveles de referencia local se han calculado como la media aritmética y tercer cuartil, respectivamente, de las medianas de las distribuciones de cada equipo.

Los valores de radiología convencional corresponden a estudios de tórax con 2 proyecciones (PA + Lat) de 25 salas. Para calcular la dosis efectiva, E, se ha tomado el factor de conversión E/PDA = 0.0018 mSv/cGy·cm²².

Los valores de TC corresponden al protocolo Tórax simple sin contraste en 13 equipos de 7 hospitales. Se ha utilizado un factor E/PDL = 0.014 mSv/mGy·cm².

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La tabla I muestra los valores estadísticos más representativos.

El valor de dosis efectiva para la TD obtenido es superior a otros estudios de la literatura (tabla II). Debido a que en un 83.4% de los estudios de TD se realiza, además, una proyección simple de tórax lateral y, también, a que se han considerado los exámenes con repeticiones de alguna proyección simple, utilizados para verificar el posicionamiento y ajustar la exposición (tasa de repetición: 10.5%). Considerando sólo los estudios con 61 adquisiciones, el valor de dosis efectiva resulta E = 0.13 mSv, similar a la de la literatura.

La dosis efectiva resultante de los estudios de TD es 2.6 veces la de un estudio de radiología simple de tórax con 2 proyecciones y 15 veces inferior a la dosis de un TC de tórax simple.

4. CONCLUSIONES

La actual pandemia ha favorecido la implantación en algunos centros de la TD de tórax. La TD de tórax puede aportar valor en el estudio radiológico de tórax en pacientes con sospecha de Covid-19.

5. REFERENCIAS

- 1- Barquero M. et al., "Dosimetría en tomosíntesis digital de tórax. Una evaluación preliminar a su implantación en la Región de Murcia". 6º Congreso conjunto 22 SEFM-SEPR 17, Burgos, 2019.
- 2- Wall B.F. et al., "European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures", Radiation Protection n° 154, Comisión Europea, Luxemburgo, 2008.

	TD PA + Lat		RX (PA + Lat)		TC Tórax	
	PDA (cGy·cm ²)	E (mSv)	PDA (cGy·cm ²)	E (mSv)	PDL (cGy·cm)	E (mSv)
Promedio	123.7	0.223	48.5	0.087	244.5	3.46
DRL local	162.5	0.293	54.1	0.097	270.2	3.84
Max	996.5	1.8	115.3	0.208	459.6	6.51
Nº salas	2		25		13	
Edad	52		57		64	

Figure 440: Tabla I. Indicadores dosimétricos de las distintas modalidades analizadas

DOSIS DE TOMOSÍNTESIS DIGITAL OBTENIDA DE BIBLIOGRAFÍA					
Autor	Año	Origen	n	Dosis mSv	
Vikgren et al	2008	Suecia	73	0,12	ICRP-60
Sabol	2009	USA	/	0,134	ICRP-103
Bath et al	2010	Suecia	40	0,122	ICRP-103
Quaia et al.	2012	Italia	339	0,11	ICRP-103
Johnson et al	2014	Suecia	68	0,14	ICRP-103
Galea et al	2015	UK	54	0,15	ICRP-103
Dobbins III, et al	2016	USA, Suecia	158	0,10	ICRP-103
MEDIA				0,13±0,02	

Figure 441: Tabla II. Dosis efectiva en distintos estudios de la literatura (1)

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1058**Estimación de dosis impartida a paciente mediante sistema de imagen Exactrac en SRS**

Autor: Daniel San José Olmedo¹

Co-autores: Cristina Arroyo Sánchez²; Alfonso Villacé Gallego¹; Teresa Monserrat Fuertes; David Álvarez Llorente³; Natalia Montenegro Iglesias³; Silvia Fernández Cerezo⁴; Miguel Angel Peinado Montes²

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

² Hospital Universitario Central de Asturias

³ Servicio de Radiofísica - Hospital Central de Asturias

⁴ Hospital Universitario de Asturias

Corresponding Author:**1.Introducción:**

Durante las sesiones de radiocirugía estereotáctica (SRS), utilizando sistema frameless, se realizan de 10-20 pares de imágenes tratamiento entre posicionamientos del paciente e imágenes intrafracción.

El presente estudio pretende estimar la dosis recibida por un paciente medio tanto en superficie de entrada, como en el isocentro de imagen, para cada par de imágenes y comprobar si esta puede ser importante en conjunto.

2.Material y métodos:

Las medidas se realizaron para el equipo Exactrac de Brainlab montando en un LINAC Novalis TX, consistente en dos tubos de RX bajo suelo, disparando de manera oblicua a dos sistemas flat-panel montados en el techo a 3,4m, con isocentro a 2,2m del tubo.

Se utilizó un maniquí cilíndrico PMMA para CTDI craneal de 16cm de diámetro y 15cm de longitud, para las medidas de dosis en superficie una cámara de ionización tipo lápiz de 6cm³, una cámara Semiflex 31010 de 0,125cm³ y una cámara Farmer 30013 de 0,6cm³ y para dosis en isocentro un conjunto de 40 TLD de LiF:Mg,Ti, de 3x3x1mm³, divididos en dos grupos de 20 TLD con factores de calibración similares y cada uno en dos de 10 TLD, para cada protocolo de imagen, además de una cámara plana de 60cm³ para su calibrado. Para medir el tamaño de campo en el isocentro, se empleó una placa CR Agfa de 35x43cm².

Las cámaras de ionización se calibraron en condiciones de trabajo sobre la superficie del maniquí con un equipo de RX convencional y en la misma calidad de haz de trabajo.

Los TLD fueron calibrados en la calidad del haz y se utilizaron para medir la dosis en el centro del maniquí en grupos de 2-4 TLD.

Los protocolos de imagen fueron los configurados en el equipo Exactrac Cranial Med (80kV, 6,3mAs) y Cranial High (100kV, 12,5mAs).

3.Resultados:

La imagen CR muestra el tamaño efectivo del campo en el isocentro de imagen de 13,4x13,4cm².

Las dosis medidas en la superficie de entrada fueron para las cámaras lápiz, Semiflex y Farmer, respectivamente:

- Cranial Med: 99 µGy, 86 µGy y 93 µGy.
- Cranial High: 328 µGy, 298 µGy y 308 µGy.

La dosis media de los TLD en el isocentro de imagen, para los dos grupos de TLD:

- Cranial Med: 7,4µGy y 8,7µGy.
- Cranial High: 37,5µGy y 31,5µGy.

	Dosis entrada paciente (mGy)			Isocentro (mGy)	
	Cámara 6cc	Semiflex	Farmer	TLD set 1	TLD set 2
Cranial Med	0,099	0,086	0,093	0,0074	0,0087
Cranial High	0,33	0,30	0,31	0,038	0,032
Reducción de dosis (%)	69,73%	71,11%	69,81%	80,20%	72,34%

	Diferencias %	
	Cranial Med	Cranial High
Cámara 6cc VS Semiflex	13,29%	9,15%
Cámara 6cc VS Farmer	6,12%	5,89%
Semiflex VS Farmer	-8,27%	-3,59%
TLD set 1 VS set 2	14,85%	-18,96%

Figure 442: Resultados dosis Exactrac.

4.Discusión:

Esta primera estimación de dosis muestra que la dosis en superficie por cada par de imágenes es pequeña, incluso para el modo de dosis más alta, siendo bajas dosis incluso con múltiples adquisiciones.

Esta dosis se reduce a medida que nos acercamos al isocentro y en todos los casos se observa una reducción del 70-80% al usar el protocolo Cranial Med frente a Cranial High.

5.Conclusiones:

Aún siendo dosis bajas, siempre y cuando sea posible es recomendable utilizar protocolos de media dosis, para así minimizar la impartida al paciente.

El uso de Exactrac puede resultar en una reducción de dosis al paciente en imagen radiológica frente a otras técnicas, como CBCT.

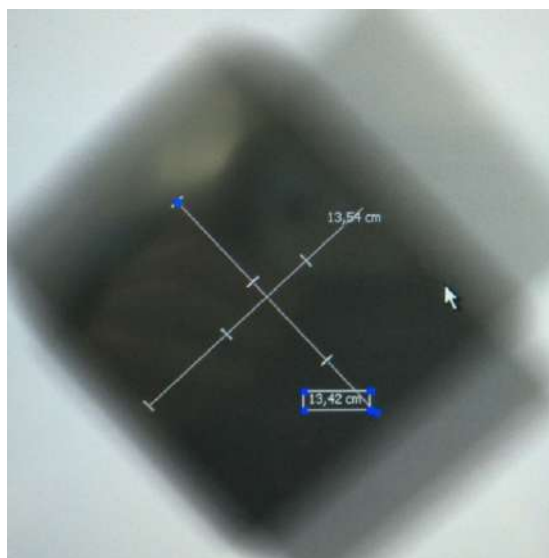


Imagen CR en el isocentro de Exactrac



Inserción TLD en maniquí CTDI



Set TLD utilizados



Medida dosis en superficie (calibración)

Figure 443: enter image description here

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1125**Estimación de dosis a paciente por marcaje del ganglio centinela con semillas de I-125**

Autores: Ángel Gaitán Simón¹ ; Carlos Ramón García¹ ; Daniel Rojo Navarrete¹ ; Luis Carlos Martínez Gómez¹ ; Raúl Díaz Fuentes¹ ; María José Rot San Juan¹ ; Francisco Rafael Lozano Martínez¹ ; Rosa Gilarranz Moreno¹

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

Corresponding Authors: angel.gaitan@salud.madrid.org, carlos.ramon@salud.madrid.org

Introducción

La biopsia selectiva del ganglio centinela es el procedimiento estándar para la caracterización del cáncer de mama. Para el marcaje de este ganglio centinela se inserta una semilla de I-125 en el ganglio para su posterior localización en la cirugía pos-QtNeo.

En este trabajo se estima la dosis absorbida al volumen que rodea al ganglio una vez extirpado (1 cm de radio) para una semilla de I-125 implantada antes del inicio de la QtNeo (150 días) o bien tras la QtNeo antes de la cirugía definitiva (5 días).

Materiales y métodos

Consideramos una semilla de I-125 con semiperiodo 59,5 días. Las energías de los fotones principales emitidos son de 27,4 keV (1.14%), 31 keV (0.25%) y 35.5 keV (0.07%). Las semillas empleadas tienen una actividad residual de 5 MBq en el momento de la implantación.

Del ICRU 58 obtenemos el TKRA en aire y el valor del semiperiodo. Para la distancia a la que vamos a calcular la dosis consideramos que aproximadamente la atenuación se compensa con la aportación de la dispersión. Para calcular la dosis corregimos el valor de la gamma primero por el cuadrado de la distancia. Luego integramos la actividad en el intervalo de tiempo transcurrido (la expresión en corchete en la fórmula) y promediamos la dosis a una esfera de radio 1 cm (el factor 3 en la fórmula).

$$< D(x, t) > = 3\gamma \frac{100^2}{x^2} \left[\left(A \frac{T_{1/2}}{\ln 2} \right) (1 - e^{\ln 2 \cdot t / T_{1/2}}) \right]$$

Usando el planificador de Varian VariSeed v9.0 dibujamos una esfera de 1 cm de radio y obtenemos la dosis promedio para todo el tiempo. Este planificador calcula la dosis usando el formalismo del TG43. Para corregir la dosis D que nos proporciona el planificador a un intervalo de tiempo determinado usamos la expresión

$$D(t) = D (1 - 2^{t/T_{1/2}})$$

Resultados

Hemos calculado la dosis para un rango de actividades desde el valor residual que se implanta en el ganglio hasta valores de actividad que se usan en los tratamientos de próstata, que es de donde obtenemos las semillas en nuestro servicio.

Por otro lado el valor calculado con el planificador lo hemos corregido por el tiempo para compararlo con nuestro cálculo.

Actividad (MBq)	Dosis (mGy) 150 días		Dosis (mGy) 6 días	
	TEKRA	Planficador	TEKRA	Planficador
5	8430	8269	689	675
10	16860	16538	1377	1351
15	25290	24808	2065	2026
20	33720	33077	2754	2701
25	42150	41346	3443	3377

Figure 444: Dosis calculadas y planificadas en diferentes periodos y con distintas actividades

Discusión

Como podemos ver en la figura 1 nuestros cálculos se desvían como máximo un 2% de los valores del planificador lo que nos permite decir que las consideraciones de nuestro cálculo son aceptables. De los resultados también podemos ver que la diferencia de dosis entre introducir la semilla antes o después de la QtNeo es hasta 12 veces superior.

Conclusiones

Viendo los resultados, sería más adecuado realizar el procedimiento tras la QtNeo.

Referencias

- (1) A. Custodio Rebollo Aguirrea: Procedimiento combinado de marcaje del ganglio axilar positivo biopsiado con semilla de yodo-125 y biopsia del ganglio centinela en pacientes con cáncer de mama tratadas con quimioterapia neoadyuvante. Rev Esp Med Nucl Imagen Mol. 2020;39(2):75–83
- (2) ICRU 44 Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement
- (3) ICRU 58 Dose and volume specification for reporting interstitial therapy

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1166**NIVELES DE REFERENCIA DE DOSIS (NRD). PROYECTO DOPOES II**

Autores: Sergio Cañete Hidalgo¹ ; José Manuel Pastor Vega¹ ; Manuel Pérez Martínez¹ ; Aurora Pola Gallego de Guzmán¹ ; María Amparo De la Cruz Cruz¹ ; Jesús Doña Fernández¹ ; Francisco Julián Manzano Martínez² ; Julio Almansa López³ ; Inmaculada Priego Amo^{None} ; Elisa Gordo Puertas⁴ ; Francisco Sendra Portero¹ ; Rafael Ruiz Cruces¹

¹ Universidad de Málaga

² Vithas Sanidad Málaga Internacional

³ Hospital Virgen de las Nieves

⁴ UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Corresponding Author: scanete@uma.es

INTRODUCCIÓN

La Universidad de Málaga (UMA) y el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) han desarrollado desde 2017 a 2020 un acuerdo específico de colaboración entre ambas instituciones cuyo objetivo ha sido estimar niveles de referencia de dosis (NRD) en procedimientos de radiodiagnóstico médico a pacientes en España, así como su contribución a las dosis recibidas por la población. Se presentan los NRD estimados para España.

Como es bien sabido, en España se ha establecido como obligación normativa el establecimiento de NRD. El RD 601/2019, de 18 de octubre, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas dispone que: “En los procedimientos diagnósticos con radiaciones ionizantes y, si procede, en los de radiología intervencionista, se establecerán y aplicarán niveles de referencia, que deberán ser revisados regularmente, teniendo en cuenta los niveles de referencia para diagnóstico europeos o nacionales, cuando existan, y, en otro caso, la evolución del conocimiento científico suficientemente acreditado”. El proyecto DOPOES puede resultar una útil herramienta para ello.

MATERIAL Y MÉTODOS

Para la determinación de los NRD se han recopilado un total de 1.540.455 registros dosimétricos de 52 centros hospitalarios de España.

Las magnitudes empleadas han sido:

Radiografía (RX). Producto kerma en aire-área (PKA), [mGy . cm²].

Mamografía. Dosis glandular media (DG), [mGy].

TC. Producto dosis-longitud (DLP), [mGy . cm].

Fluoroscopia (RF). Producto kerma en aire-área (PKA), [mGy . cm²].

Radiología intervencionista (RI). Producto kerma en aire-área (PKA), [mGy . cm²].

Para obtener los NRD se ha utilizado el percentil 75 de la distribución de las medianas de la magnitud observada, aplicando la metodología propuesta en la publicación ICRP 135: “Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135”.

RESULTADOS

Para el cálculo de los NRD se han seleccionado un total de 214 códigos DOPOES sobre el total de 717 códigos DOPOES totales.

En la figura siguiente se muestra un ejemplo de resultados obtenidos para TC Craneal (DLP mGy cm)

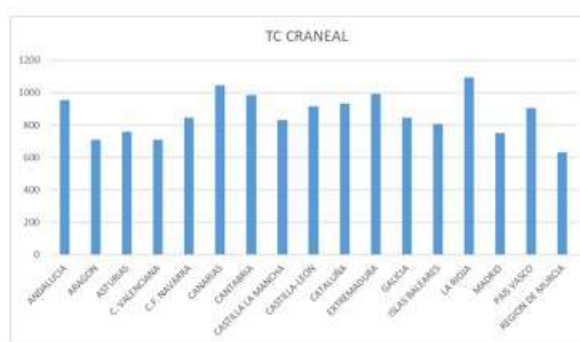


Figura 1.- Variación de los valores de NRD (producto dosis-longitud (DLP) [mSv cm]) por comunidad para TC Craneal.

Figure 445: enter image description here

DISCUSIÓN

En general, se observan diferencias significativas entre comunidades autonómicas en los valores obtenidos para cada uno de los procedimientos considerados aunque son coherentes con los valores encontrados en la bibliografía. Existen numerosos factores que condicionan los valores de NRD. Por ejemplo, para las exploraciones mediante TC, hemos detectado problemas para establecer valores por la dificultad encontrada a la hora de comprobar la región anatómica real, los parámetros referidos a los pacientes (peso/altura), la indicación clínica precisa y otros aspectos de índole técnico.

Es importante resaltar que actualmente existen herramientas informáticas para el registro y gestión de los indicadores dosimétricos, que posibilitan automatizar el cálculo de los NRD en base a grandes muestras de pacientes y que están siendo implementadas de forma generalizada en nuestro país. Todos estos sistemas de registro deben cumplir una serie de requerimientos que el grupo de trabajo creado por la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) y la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR), para describir los requisitos que debe cumplir un sistema de registro y gestión de dosis, ha plasmado en un informe.

CONCLUSIONES

- Se han obtenido NRD para más de 200 procedimientos radiológicos obteniendo valores nacionales y locales.
- Los valores obtenidos, por lo general, están en concordancia con los publicados en otros países de nuestro entorno.
- La información recopilada durante el proyecto DOPOES II puede ser muy útil para la revisión y actualización de nuevos valores de NRD.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1015**Comparación dosimétrica de tres paños plomados en procesos de intervencionismo con radiaciones ionizantes**

Autores: Ana María Villalobos Álvarez¹ ; Pedro Antonio García Higuera^{None} ; Fernando Ruiz Marín^{None} ; Félix Navarro Guirado² ; Francisco Javier Casado Villalón³

¹ HRU Málaga

² Hospital Regional Universitario de Málaga

³ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: villalobosalvarez.anamary@gmail.com

Introducción:

Se realiza un estudio de tres modelos de paños plomados usados en intervencionismo, analizando su influencia en la dosis a la superficie de entrada (DSE) sobre el paciente y la tasa de dosis equivalente ambiental($H(10)$) que afecta al operador.

Materiales y método:

Se hace uso de un arco quirúrgico Siemens, modelo Syremobil Compact que cuenta con un campo nominal de 23 cm de diámetro y un zoom de 15 cm, un maniquí de 20 cm de PMMA sobre una mesa y los 3 paños: Marca (Modelo) SORBX (SX8230), DEAR (MD 04 0212/PP) y SCATTER ARMOR (SA-AGS-CS). Los tres con un espesor equivalente de 0,25 mm de Plomo.

Se emplea un detector de semiconductor PTW modelo T60004 conectado a un electrómetro UNIDOS-E modelo T11035 para las medidas de la DSE, y un detector de área Victoreen, modelo 450P-DE-SI-SYR, para las medidas del $H(10)$, el cuál es colocado sobre la mesa a 1 metro del centro del material dispersor. Se trabaja en fluoroscopia continua, en condiciones estándar de quirófano, con el intensificador sobre el paciente, a 10 cm de la superficie.



Figure 446: Montaje experimental. A la izquierda para una cobertura del paño de 0% y a la derecha del 50 %

Resultados:

Para estudiar la influencia de la colocación de los paños sobre el paciente, se realizan las medidas de la DSE en modo automático, y se varía la cobertura ofrecida por el paño plomado (Se cubre la mitad del maniquí, 3/10 partes, 1/2 partes...).

Por otro lado, variando la técnica de forma manual (kV y mA) se mide $H^*(10)$ con el detector de área a 1 m.

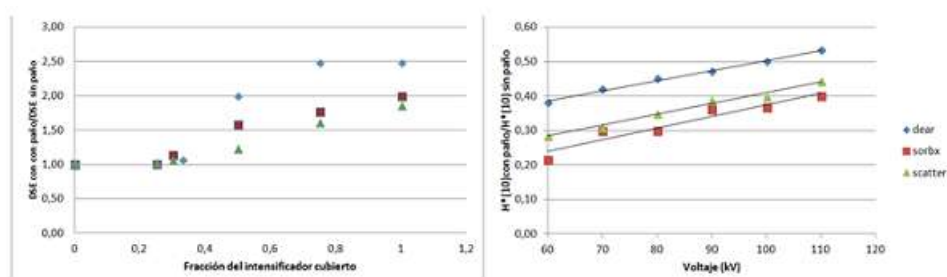


Figure 447: Derecha: gráfica de $(H^*(10) \text{ con paño} / H^*(10) \text{ sin paño})$ para los tres en función del Kilovoltaje. Izquierda: gráfica de la $(DSE \text{ con paño} / DSE \text{ sin paño})$ en función de la fracción de intensificador cubierto para los tres paños. Ambas para el campo nominal.

Conclusiones:

La colocación correcta del paño no afecta a la fluencia del haz sobre el intensificador, por lo que no influye sobre la DSE en el paciente, pero si se introduce el paño en el haz quirúrgico la técnica aumenta, lo que debe evitarse ya que conduce a un aumento de la DSE (que puede llegar a doblarse) y del $H(10)$.

También se ha observado que los tres paños producen una disminución entre un 50% y un 80% en la radiación dispersa producida $H(10)$.

Se concluye que el uso de paños plomados con una correcta colocación produce una disminución significativa de la radiación dispersa sobre el operador sin afectar a la dosis sobre el paciente.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1029**Validación de un sistema de detección y registro para realizar dosimetría en tiempo real en exploraciones de tomografía computarizada**

Autores: Natalia Tejedor Aguilar¹ ; Juan Manuel Campayo Esteban¹ ; Joan Vila Francés² ; Pilar Gras Miralles³ ; Juan Ignacio Villaescusa Blanca³

¹ *Hospital Universitario y Politécnico La Fé*

² *Universitat de València*

³ *Hospital Universitario y Politecnico La Fé*

Corresponding Author: tejedor_natagu@gva.es

Introducción

La Directiva 2013/59/EURATOM del Consejo Europeo, traspuesta parcialmente en el Real Decreto 601/2019, entre otras cosas indica la necesidad de un control y registro de las dosis recibidas por los pacientes debido a procedimientos médico-radiológicos. El objetivo de este estudio es la verificación y validación de un sistema de detección para tomografía computarizada (TC) que permite realizar dosimetría “in vivo”.

Material y métodos

El sistema de detección IVIsanTM, desarrollado por Fibermetrix, consta de una fibra óptica centelleadora de 180 cm de longitud nominal situada sobre la camilla de un equipo Philips Brilliance iCT. Primero, se realizará una verificación experimental del sistema de detección. Se estudiará la uniformidad espacial registrando la tasa de kerma en aire a lo largo de la sonda detectora. Se calculará el coeficiente de variación (Cv) y se realizará el test ANOVA con Matlab para comparar las medias muestrales en los tramos inicial, central y final de la sonda. Además, se verificará el indicador dosimétrico CTDIvol estimado por IVIsanTM y el equipo en un maniquí de cabeza utilizando una cámara de ionización lápiz Radcal 9010.

A continuación, se evaluará el uso del sistema de detección en la práctica clínica. Se comparará el indicador dosimétrico DLP estimado por IVIsanTM y el equipo TC de 190 pacientes sometidos a distintos exámenes radiológicos y se estudiará si la desviación obtenida está correlacionada con el tamaño del paciente.

Resultados

El Cv de la tasa de kerma en aire en la sonda es 3.2%. La prueba ANOVA rechaza la hipótesis de igualdad de medias ($p < 0.001$). La desviación relativa entre el indicador CTDIvol experimental y estimado por IVIsanTM es 0.7 %.

La diferencia relativa del DLP para distintos protocolos se muestra en la Figura 1, obteniendo desviaciones medias del 10-30%.

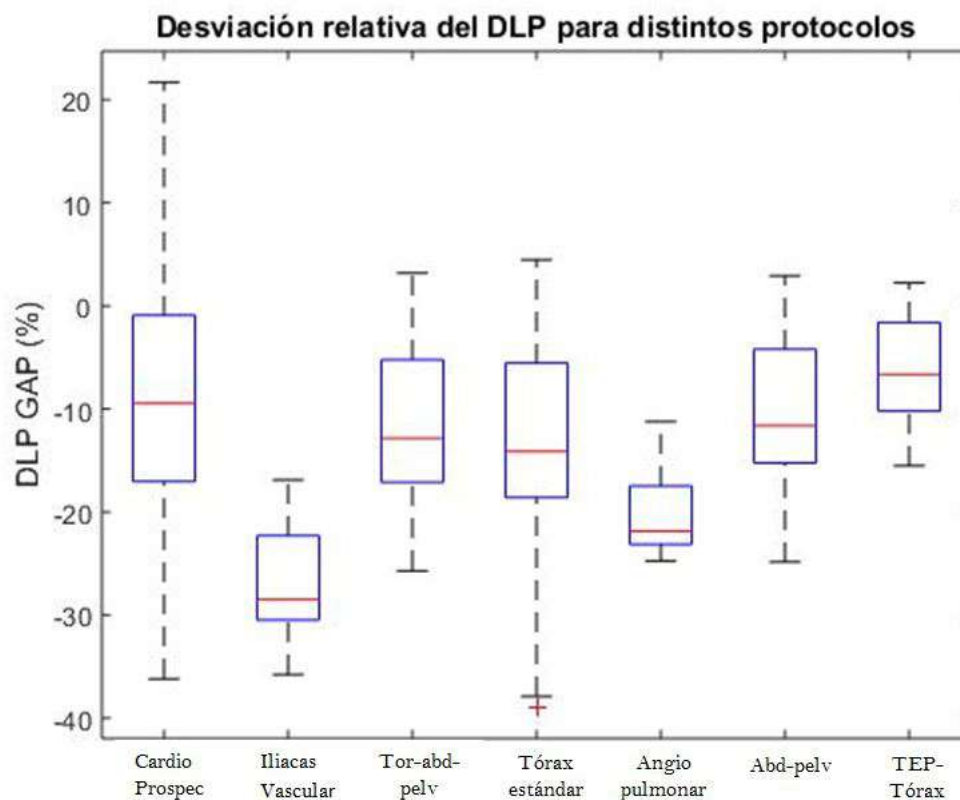


Figure 448: Desviación relativa del DLP para distintos protocolos.

La desviación relativa del DLP se representa en función del tamaño del paciente para el protocolo abdomen-pelvis en la Figura 2. El coeficiente de correlación de Spearman obtenido es -0.55 ($p=0.03$).

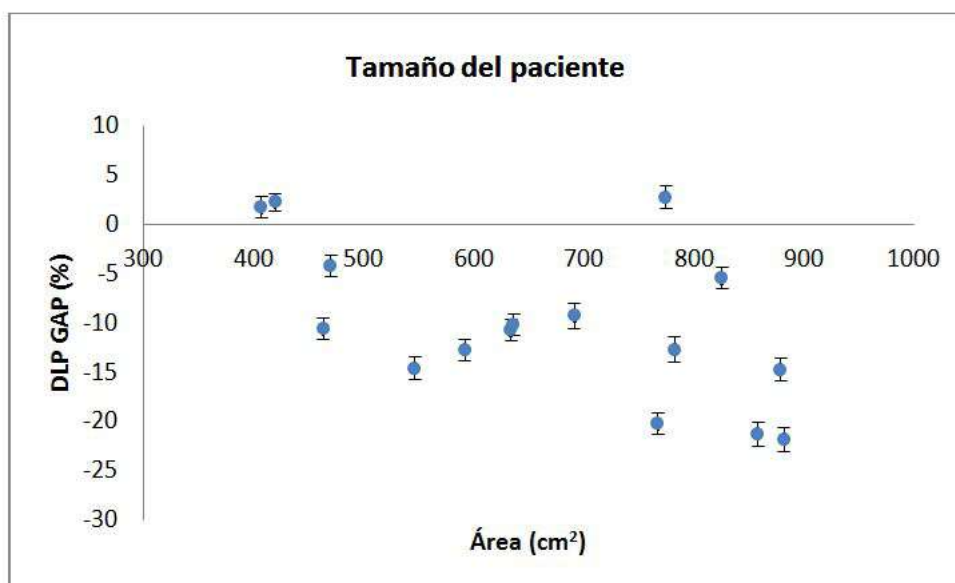


Figure 449: Desviación relativa del DLP en función del grosor del paciente.

Discusión

La prueba ANOVA indica que la medida obtenida no es completamente independiente de la posición y por tanto existe una ligera atenuación de la señal. El Cv en la uniformidad espacial es del orden de la incertidumbre asociada a otros parámetros. Además, el indicador dosimétrico del sistema de detección es compatible con el valor experimental.

El DLP promedio medido por IVIsScan™ es inferior al proporcionado por el equipo para todos los protocolos clínicos. Se observa una correlación moderada negativa entre la desviación de los indicadores y el tamaño del paciente.

Conclusiones

La verificación experimental garantiza la fiabilidad de medición del sistema. Sin embargo, resultaría necesario realizar un análisis más completo.

El sistema de detección proporciona un indicador dosimétrico “in vivo” del paciente que facilita el control radiológico. Además, sirve como verificación cruzada para detectar anomalías en el equipo.

Para la correcta operatividad del sistema de medida es necesario que los operadores del TC lo integren en su rutina.

Pósteres B1: Dosimetría de pacientes (RX) / 1299**Automatización del flujo de trabajo en el procedimiento de estimación de la dosis recibida por el feto en exploraciones radiológicas de pacientes gestantes****Autor:** Álvaro Soza Marañón¹**Co-autores:** Juan Miguel Becerro Morgado ²; Cristina González Ruiz; Miguel Alarcia Noci ³; Francisco Javier San Miguel Avedillo¹ Hospital General Universitario Gregorio Marañón² HGU GREGORIO MARAÑÓN³ Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz**Corresponding Author:** alvaro_8292@hotmail.com**Introducción**

La protección del feto en las exposiciones médicas a pacientes en las que no se puede descartar el embarazo, es un aspecto de creciente interés. Siguiendo la normativa legal, Real Decreto 601/2019, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las pacientes gestantes en exploraciones médicas, es necesario optimizar su exposición y, en caso de verse afectada la zona pélvico-abdominal de la paciente, realizar una estimación de dosis que se incluya en el historial clínico.

Se ha diseñado una aplicación para integrar todas las etapas necesarias para realizar el cálculo, con el objetivo de reducir el tiempo que supone realizar esta estimación, adecuar los datos proporcionados por el solicitante y mejorar la calidad del procedimiento completo.

Material y métodos

El cálculo de la dosis recibida por el feto se realiza atendiendo a los criterios dados por la publicación ICRP 34 (International Commission on Radiological Protection), por lo que se necesitan, además de las tablas expuestas en dicha publicación, parámetros físicos del equipo empleado actualizados de forma periódica (rendimiento y capa hemirreductora). La dosis absorbida por el útero (equivalente a la recibida por el feto) se obtendrá en función de la dosis de entrada en superficie de la paciente.

El programa, diseñado en lenguaje MATLAB, emplea este mismo método de cálculo, recogiendo los datos de los controles de calidad más recientes realizados a los equipos de radiodiagnóstico y los datos de la exploración clínica procedentes de la cabecera DICOM de la imagen archivada en el sistema PACS que ocasiona la necesidad de dicho cálculo.

Resultados

Se ha confirmado la adecuación del cálculo al método indicado, así como la correcta lectura de los datos de la cabecera DICOM proporcionados por la imagen del equipo empleado.

El programa genera dos archivos correspondientes a la exploración asociados a la gestante, uno que se incluye en la historia clínica de la paciente con la estimación dosimétrica y otro segundo que contiene los datos técnicos empleados en la estimación y que se guarda en el servicio.

Discusión

Una de las ventajas de utilizar la aplicación es la obtención de datos técnicos de la exploración directamente de la cabecera DICOM de la imagen, sin intervención del operador. Además, la actualización automática de los parámetros asociados de los equipos evita posibles errores humanos.

Conclusiones

El uso del software ha permitido sistematizar el registro de las estimaciones de dosis realizadas, con un importante ahorro de tiempo en la realización del procedimiento completo, reducción de errores humanos por fallos en la cumplimentación de las solicitudes y adecuación de los informes a formatos unificados y fácilmente asociables a la historia clínica.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1011**Controles de calidad en monitores de uso médico mediante técnicas fotométricas**

Autores: Pablo Galiano Fernández¹; Pedro Retorta Fernández²; María José Béjar Navarro¹; Felipe Orozco Martínez¹; Daniel Prieto Moran³; Juan Carlos de Andrés García³; Miguel Cámara Gallego²; Juan David García Fuentes¹; David Sevillano Martínez³; Rafael Colmenares Fernández¹; Ana Belén Capuz Suárez¹; Rafael Morís Pablos¹; Feliciano García Vicente¹

¹ Hospital Ramón y Cajal

² HU Ramón y Cajal

³ Hospital Universitario Ramón y Cajal

Corresponding Author: pgaliano5@hotmail.com

Introducción

A pesar de la gran inversión que hacen los servicios en equipamiento para la visualización y el diagnóstico de imágenes médicas, los controles de calidad de los monitores empleados son escasos y están infravalorados. La verificación del correcto funcionamiento de tales equipos es un asunto de gran importancia, pues un funcionamiento deficiente puede provocar que la calidad de la imagen diagnóstica se vea afectada, induciendo al especialista a un diagnóstico erróneo.

Material y métodos

Por esta razón, siguiendo las pautas establecidas en las pruebas MO003 y MO004 del PECCRD (revisión 2011), se han realizado verificaciones de la respuesta en luminancia y la iluminación ambiental de 9 monitores primarios (en adelante MP, destinados al diagnóstico) y 8 secundarios (en adelante MS, destinados a la visualización de imágenes médicas). Dichas pruebas toman como referencia los informes TG270 y TG18 de la AAPM. Se ha medido la luminancia máxima (L_{max} , luminancia del monitor para el máximo valor de pixel existente), el ratio ambiental (RA, fórmula 1) y el ratio de luminancia (RL, fórmula 2). Para llevar a cabo las mediciones, se ha empleado el detector Raysafe X2 Light y el patrón TG270-ULN (figure 1).

$$RA = \frac{L_{amb}}{L_{min}} \quad (1)$$

$$RL = \frac{L_{max}}{L_{min}} \quad (2)$$



Figure 450: Montaje experimental empleado para las medidas fotométricas.

Resultados y discusión

La figura 2 muestra los resultados del estudio. Salvo en los MP más antiguos, la Lmax de la mayoría de los monitores se encuentra por encima de los valores mínimos que marca la AAPM.

Respecto al RA, más del 80% de los MS se encuentran fuera de tolerancia, mientras que este porcentaje es claramente inferior (43%) en el caso de MP. Hemos asociado este resultado a la mayor iluminancia presente en los MS; por tanto, sería recomendable conseguir que la iluminación ambiental incida indirectamente y con poca intensidad en los monitores y así lograr una mejor visualización del contraste en las zonas con valores bajos de pixel.

En relación con el RL, todos los monitores cumplen el requisito marcado por la AAPM, lo cual nos indica que el contraste a lo largo de la escala de grises es adecuado. No obstante, la desviación estándar toma un valor elevado para ambos grupos de monitores, lo cual sugiere que debería uniformizarse más este parámetro en todos los monitores para asegurar así que la visualización de la imagen sea similar independientemente del monitor empleado.

Tipo de monitor	Parámetro	Recomendación AAPM	$\mu+\sigma$	# monitores fuera tolerancia
MP	Lmax	> 170	216±107	5/9
	RL	> 250	539±131	0/9
	RA	< 0,25	0,45±0,36	5/9
MS	Lmax	> 100	237±124	0/8
	RL	> 100	550±142	0/8
	RA	< 0,25	0,4±0,3	4/8

Figure 451: Resumen de los resultados obtenidos para ambos tipos de monitores.

Conclusión

En líneas generales, los resultados obtenidos son satisfactorios, ya que la mayor parte de los monitores estudiados cumplen los criterios de la AAPM. Se han propuesto medidas para corregir aquellos parámetros que se encuentran fuera de tolerancia. La periódica realización de este tipo de controles de calidad asegurará un óptimo funcionamiento de los monitores de cara a lograr las mejores condiciones técnicas posibles para el diagnóstico.

Referencias

- Pinto M, Pedro M, Santos A, Saraiva A. Display quality control based on luminance measurements in post-processing units at imaging diagnosis centers. Radiol Bras. 2012 Jan/Fev;45(1): 29–34.
- AAPM Task Group 270: Display Quality Assurance. Nicholas B. Bevins, Michael J. Flynn, Michael S. Silosky, M.S. and Rebecca M. Marsh, Alisa I. Walz-Flannigan, Aldo Badano.
- AAPM Task Group 18: assessment of display performance for medical imaging systems. Ehsan Samei, Aldo Badano, Dev Chakraborty, Michael J. Flynn, et al.
- Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD). SEFM-SEPR-SERAM Revisión 2011.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1057**Viabilidad de un programa de control de calidad de TC basado en el report TG-233**

Autores: Aitor Ortega González¹ ; Daniel Blasco Avellaneda² ; Bonifacio Tobarra González³ ; Manuel José Buades Forner²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

² Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

³ Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: jaitower1@hotmail.com

1. INTRODUCCIÓN

El objetivo es estudiar la implantación regular de un programa de control de calidad para la evaluación del rendimiento de imagen clínica en sistemas de TC basado en las recomendaciones del TG-233 de la AAPM.

2. MATERIAL Y MÉTODO

Se utilizan los módulos CTP-404 y CTP-486 del maniquí Catphan 600, en un equipo TC Toshiba Aquilion LB. La adquisición de las imágenes en la sala lleva tan sólo unos minutos. Para el análisis posterior de las imágenes se utiliza el software gratuito ImQuest, (<http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg233.html>), citado en el TG-233. Este proceso también requiere de pocos minutos. Se han realizado tres estudios distintos con el mismo protocolo clínico (Abdomen 3 mm supino), en días distintos, con el fin de valorar la reproducibilidad de las pruebas.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1.[A] y 1.[B] se compara la resolución espacial, curvas TTF, de dos materiales de bajo contraste ([A] LDPE, [B] PMP) y en 1.[C] se comparan los espectros de potencia de ruido (NPS), correspondientes a los tres estudios. En ambos casos, se observa una buena reproducibilidad de las curvas.

La figura 2 muestra las diferencias relativas entre los tres estudios, de los valores de ruido, índices de detectabilidad (tarea de diámetros: 1, 5 y 10 mm) y la relación contraste-ruido (RCR) para cuatro materiales de bajo contraste y para una señal sintética de 50 HU. Las diferencias relativas entre los distintos estudios, es en general, inferior al 5%.

Las recomendaciones del TG-233 de la AAPM permiten caracterizar la respuesta del equipo proporcionando mucha información acerca del rendimiento clínico de los equipos de TC.

La implantación de estas pruebas es fiable y reproducible. Las diferencias relativas en los valores de ruido, detectabilidad o RCR son, en general, inferiores al 5% entre los tres estudios comparados.

4. CONCLUSIONES

Las recomendaciones dadas por el TG-233 son fáciles de implementar si se utiliza el software ImQuest, citado en el propio documento. Proporcionan un método sencillo y reproducible para caracterizar el rendimiento de imagen clínica de los sistemas de TC actuales que, además, requiere poco tiempo de máquina y de análisis de las imágenes.

5. REFERENCIAS

“Report N° 23 – Performance Evaluation of Computed Tomography Systems” AAPM 2019

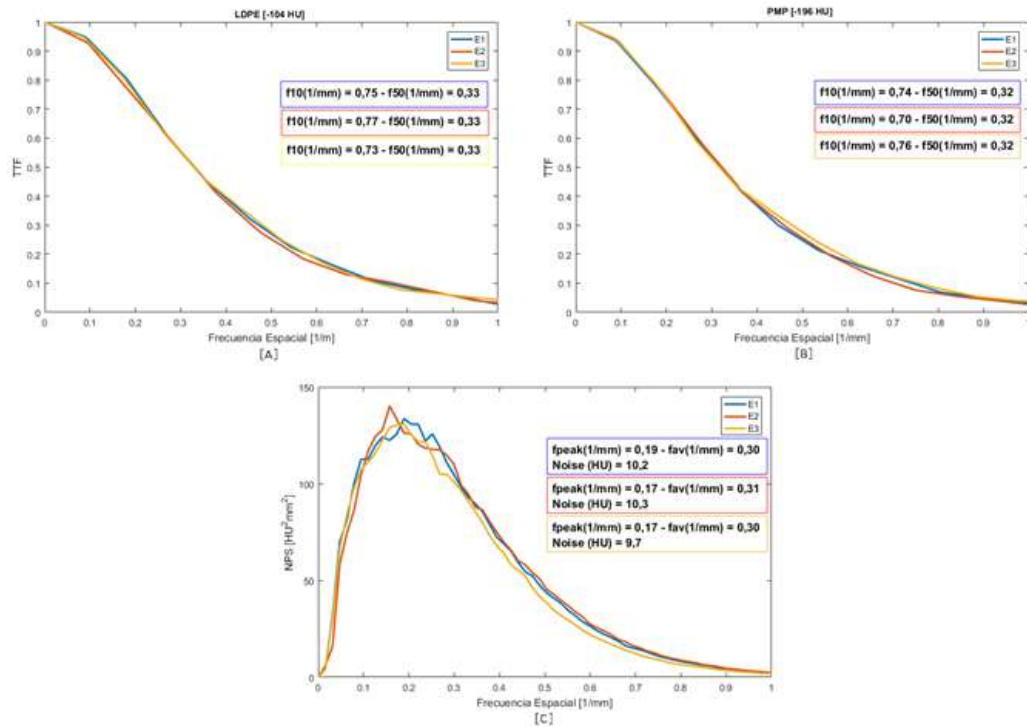


Figure 452: Curvas TTF (A) LDPE (-104 HU), (B) PMP (-196 HU) Las curvas se han obtenido con el software ImQuest. Los recuadros azul, rojo y amarillo de cada gráfico corresponden a los valores de las frecuencias espaciales al 10 y 50% de la TTF. (C) Curvas NPS. Los recuadros azul, rojo y amarillo corresponden a los valores de la frecuencia de pico y la frecuencia promedio

ΔNoise		Delrin				PMP				LDPE				Poliestireno				50 HU					
		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		RCR			
E1-E2	0,01	0,008		0,011		0,026		0,045		0,049		0,063		0,011		0,009		0,058		0,012			
E1-E3	0,05	0,011		0,016		0,001		0,010		0,011		0,008		0,016		0,006		0,012		0,049			
E2-E3	0,06	0,003		0,027		0,026		0,035		0,061		0,055		0,016		0,003		0,045		0,062			
		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)	
E1-E2		0,015		0,005		0,049		0,063		0,015		0,005		0,049		0,063		0,015		0,005		0,049	
E1-E3		0,004		0,010		0,011		0,008		0,011		0,008		0,016		0,006		0,012		0,049			
E2-E3		0,019		0,005		0,061		0,055		0,019		0,005		0,061		0,055		0,019		0,005		0,061	
		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)		Δd'(5 mm)		Δd'(10 mm)		Δd'(1 mm)	
E1-E2		0,054		0,037		0,108		0,119		0,054		0,037		0,108		0,119		0,054		0,037		0,108	
E1-E3		0,003		0,008		0,002		0,020		0,003		0,008		0,002		0,020		0,003		0,008		0,002	
E2-E3		0,061		0,044		0,111		0,096		0,061		0,044		0,111		0,096		0,061		0,044		0,111	
		CNR		CNR		CNR		RCR		CNR		RCR		CNR		RCR		CNR		RCR		CNR	
E1-E2		0,013		0,033		0,036		0,045		0,013		0,033		0,036		0,045		0,013		0,033		0,036	
E1-E3		0,033		0,028		0,034		0,058		0,033		0,028		0,034		0,058		0,033		0,028		0,034	
E2-E3		0,045		0,060		0,001		0,012		0,045		0,060		0,001		0,012		0,045		0,060		0,001	

Figure 453: Diferencias relativas entre los tres estudios realizados, (A) Ruido, (B) Indices de detectabilidad para una tarea de diámetros 1, 5 y 10 mm y RCR correspondiente a los insertos cilíndricos de los materiales de bajo contraste: Poliestireno, LDPE, PMP, Delrin, (C) Indices de detectabilidad para tareas de diámetros 1, 5 y 10 mm y RCR correspondiente a una señal sintética de 50 HU

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1081**Corrección del umbral de contraste con la calidad del haz en fluoroscopia**

Autores: Carlos Ramón García¹ ; Ángel Gaitán Simón¹ ; Daniel Rojo Navarrete¹ ; Luis Carlos Martínez Gómez¹ ; Francisco Rafael Lozano Martínez¹ ; María José Rot San Juan¹ ; Rosa Gilarranz Moreno¹

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

Corresponding Authors: carlos.ramon@salud.madrid.org, angel.gaitan@salud.madrid.org

Introducción

La prueba DE020 del PECCRD establece tolerancias para el umbral de sensibilidad a bajo contraste de objetos de, al menos, 1 cm de diámetro, en función del tamaño de campo empleado. Para evaluar este umbral de contraste, en nuestro servicio empleamos el test de Leeds N°8. El contraste de los objetos está tabulado para dos haces de referencia: 70 kV, 1 mmCu y 75 kV, 1.5 mmCu. Como la prueba se realiza en modo automático, normalmente no es posible reproducir ninguno de estos haces, por lo que el contraste reportado no es realmente el observado. El objetivo de este trabajo es establecer un procedimiento de corrección de esta medida que tenga en cuenta el haz empleado.

Material y métodos

Para bajos contrastes, el contraste de un objeto es proporcional al coeficiente de atenuación promedio del material para el espectro en cuestión y dependiente, por tanto, de la calidad del haz. Parametrizando la calidad del haz mediante el HVL para un rango estrecho de valores, asumimos, en primera aproximación, una relación lineal entre el contraste y el HVL del haz. Mediante el software SpekCalc v1.1 obtenemos el HVL de los haces de referencia. Con estos datos podemos interpolar linealmente un valor de contraste para cualquier valor de HVL para un detalle determinado.

Usando el mismo software calculamos el HVL de los posibles haces empleados en nuestro servicio para realizar esta prueba (Tabla 2). A partir de estos datos obtenemos una expresión que nos permite calcular el valor de HVL para una tensión kV y un espesor de cobre, dentro del rango estudiado.

mm Cu	kV	mm Cu	kV
1	70	1.5	75
HVL (mmAl)		HVL (mmAl)	
7.8		9.08	

Nº detalle	Contraste	Nº detalle	Contraste
1	0.16	1	0.125
2	0.145	2	0.111
3	0.123	3	0.096
4	0.108	4	0.08
5	0.086	5	0.065
6	0.076	6	0.052
7	0.066	7	0.049
8	0.055	8	0.035
9	0.045	9	0.033
10	0.039	10	0.024
11	0.033	11	0.021
12	0.027	12	0.016
13	0.023	13	0.014
14	0.018	14	0.011
15	0.016	15	0.01
16	0.013	16	0.009
17	0.011	17	0.007
18	0.009	18	0.006
19	0.007	19	0.005

Figure 454: Tabla 1. Contrastes test de Leeds nº8

Resultados

El HVL (mmAl) de los haces de referencia junto con los valores de contraste tabulados para la serie de objetos del test se detalla en la Tabla 1.

Los valores calculados de HVL (mmAl) para la serie de haces considerados son los de la Tabla 2. La expresión obtenida para el cálculo del HVL en función del kilovoltaje (x, kV) y el espesor de cobre empleado (y, mmCu) es:

$$HVL(x, y) = (-0.0066 \cdot y^2 + 0.0391 \cdot y + 0.082) \cdot x + 0.0401 \cdot y^2 - 0.2718 \cdot y - 0.035$$

Esta expresión reproduce los HVL de la Tabla 2 con un error inferior a 0.77%.

	mm de cobre		
kV	0.85	1.7	2.55
60	6.37	7.34	7.8
65	6.96	8.05	8.57
70	7.5	8.69	9.25
75	8.03	9.28	9.88

Figure 455: Tabla 2. HVL calculados con SpekCalc

Discusión

De acuerdo a las Tablas 1-2, salvo casos extremos, los valores de HVL de los haces empleados en la práctica están incluidos en el intervalo de los haces de referencia.

En una de nuestras medidas (71 kV, 1.7 mmCu) observamos 8 detalles, siendo la tolerancia del contraste 0.04 para el tamaño de campo en cuestión. Según la tabla 1, dependiendo de la referencia elegida estaríamos fuera o dentro de tolerancia. Aplicando nuestro método, el contraste es 0.039.

Conclusión

El método desarrollado permite obtener un valor del umbral de contraste que tiene en cuenta la calidad del haz empleado, permitiéndonos establecer con mayor precisión si nuestro equipo se encuentra dentro de las tolerancias establecidas por el PECCRD.

Referencias

(1) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (revisión 2011)

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1077**Diferencias en el rendimiento de imagen clínica de equipos TC de generaciones distintas siguiendo las recomendaciones del TG-233 de la AAPM**

Autores: Aitor Ortega González¹ ; Daniel Blasco Avellaneda² ; Bonifacio Tobarra González³ ; Manuel José Buades Forner²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

² Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

³ Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: jaitower1@hotmail.com

1. INTRODUCCIÓN

Se han utilizado las recomendaciones definidas en el TG-233 de la AAPM para comparar el rendimiento de imagen clínica de equipos de TC de diferentes generaciones, caracterizado por las funciones TTF, NPS e índice de detectabilidad.

2. MATERIAL Y MÉTODO

Se han utilizado los módulos CTP-404 y CTP-486 del Catphan 600, en tres TC de distintas generaciones: GE Optima CT 660, GE LightSpeed VCT y GE Revolution HD. El software ImQuest (<http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg233.html>), citado en el TG-233, para el análisis de las imágenes. Se compara el rendimiento clínico de los tres equipos en términos de la resolución espacial, curvas TTF, textura de ruido, NPS, y detectabilidad frente a CTDIvol.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La figura 1.[A] y 1.[B] muestran la resolución espacial mediante las curvas TTF, de un material de bajo contraste, LDPE (-104 HU) y un material de alto contraste, Teflón (1000 HU), respectivamente. En la figura 1.[C] se comparan los espectros de potencia de ruido, NPS, de los 3 equipos.

La resolución espacial de alto contraste presenta diferencias notables, figura 1.[B]. Mientras que para bajo contraste las diferencias entre equipos son menos importantes.

El TC con detector más actual, Revolution HD, presenta unas imágenes menos ruidosas, con una frecuencia de pico, f_{peak} , y un valor en HU de ruido, inferiores a los otros equipos.

En la figura 2 se comparan las curvas detectabilidad vs CTDIvol para una tarea sintética de 50 HU y diámetros de 1, 5 y 10 mm, tal y como recomienda el TG-233 de la AAPM.

Las diferencias más significativas en la detectabilidad de los diferentes equipos, aparecen para la tarea de menor tamaño. De nuevo, el TC Revolution HD presenta una mayor detectabilidad para el mismo valor de dosis.

Se ha encontrado una correlación entre el rendimiento clínico del TC y su edad.

4. CONCLUSIONES

Las recomendaciones del TG-233 de la AAPM, e implementadas en el software ImQuest, citado en dicho documento, proporcionan un método sencillo y reproducible para caracterizar el rendimiento de imagen clínica de los sistemas de TC actuales, permitiendo comparar el rendimiento de diferentes equipos de manera sencilla y eficiente.

5. REFERENCIAS

“Report N° 23 – Performance Evaluation of Computed Tomography Systems” AAPM 2019

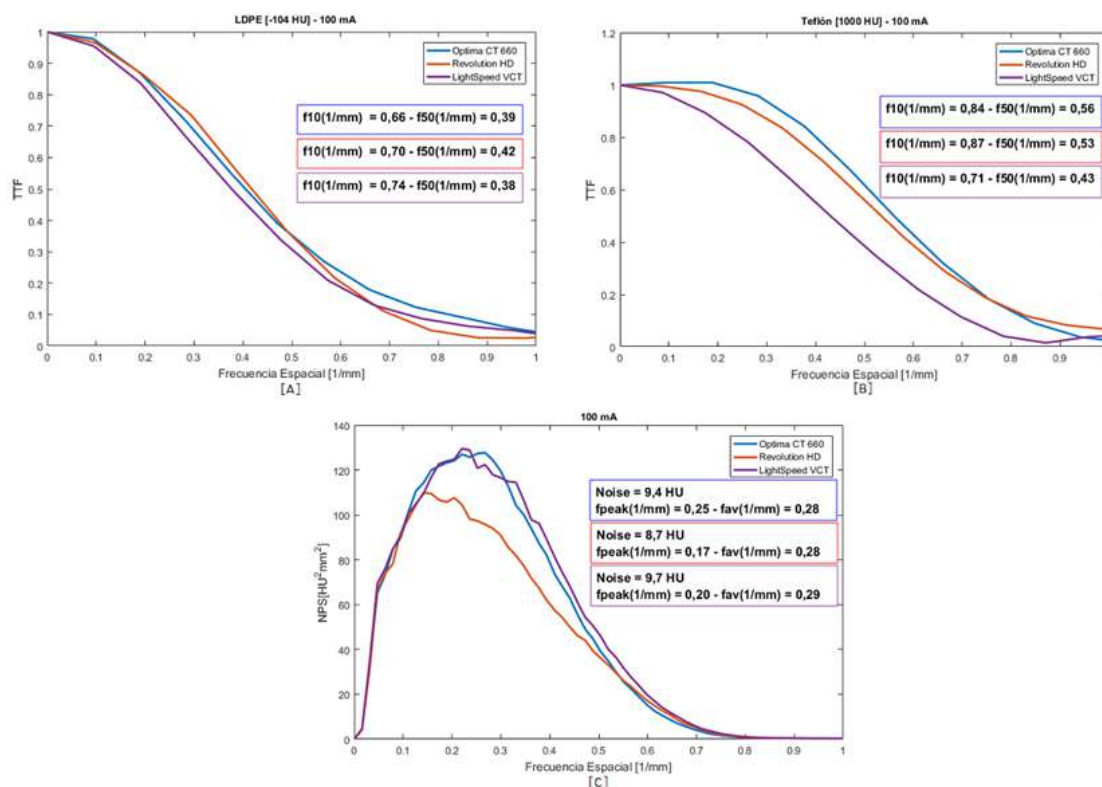


Figure 456: Curvas TTF correspondientes a un material de bajo contraste, LDPE (-104 HU) (A), y a otro material de alto contraste, Teflón (1000 HU) (B). Curvas NPS (C). Corresponden a los equipos Optima CT, Revolution HD, Lightspeed VCT, corriente de 100 mA

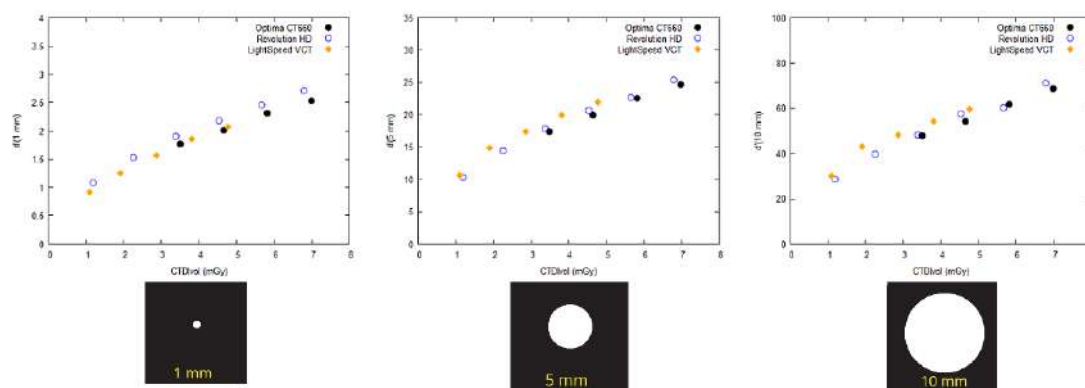


Figure 457: Índice de detectabilidad vs CTDívol, rango de mA (20-120) para un tarea sintética de 50 HU y diámetros de 1, 5 y 10 mm obtenido con el software ImQuest para los equipos Optima CT, Optima CT DR40, Lightspeed VCT y Revolution HD. Se muestra el aspecto de la tarea (inserto cilíndrico)

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1126**Control de Calidad de angio CBCT para Radiocirugía**

Autores: José Antonio Feroso Gutierrez¹ ; Ruth Rodríguez Romero¹ ; Xavier Pifarré Martínez² ; Jaime Martínez Ortega³ ; Julián Ruiz Martín⁴ ; Ángela Gómez Gascón^{None}

¹ Hospital Puerta de Hierro

² HOSPITAL PUERTA DE HIERRO MAJADAHONDA

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ SERMAS

Corresponding Author: joseantonio.feroso@salud.madrid.org

Introducción

El tratamiento de malformaciones arteriovenosas mediante Radiocirugía requiere de imágenes angiográficas para determinar la lesión a irradiar. Como todo tratamiento estereotáxico, debe garantizarse la exactitud y precisión submilimétrica en todo el proceso radioterápico, incluyendo la delimitación del volumen a tratar.

El objetivo de este trabajo es evaluar la viabilidad de utilizar imágenes procedentes de estudios angiográficos de CBCT. Para ello se analizaron los resultados del control de calidad realizado para un angiograma y se compararon con los obtenidos en el control de calidad de un CT de simulación.

Material y Método

Las imágenes de CBCT fueron adquiridas utilizando un angiógrafo Philips Allura Xper FD20.

Se realizaron CBCT de un maniquí Lucy (Standard Imaging) descentrado respecto al centro de rotación, para evaluar la posible distorsión en la periferia del campo de visión. Para ello se utilizó primero una configuración alojando un inserto con cuadrícula radio-opaca además de cuatro marcadores radiopacos situados en posiciones conocidas.

También se adquirieron imágenes CBCT del maniquí incorporando un inserto con cavidades de aire irregulares de volumen conocido para cuantificar la exactitud geométrica. Dichas imágenes fueron analizadas y comparadas con estudios CT (adquiridos en idéntica configuración) utilizando el sistema de planificación RayStation (RaySearchLab).

Finalmente, se realizó un CBCT de un maniquí CATPHAN 600 colocado en el centro del campo de radiación, cuyas imágenes fueron analizadas utilizando la aplicación AutoQALite (QA Benchmark) y cuyos resultados se compararon con los obtenidos en el control de calidad de un CT Toshiba Aquilion LBTSX-201 A.

Resultados y Discusión

Las distancias observadas entre los 4 marcadores radio-opacos y sus valores reales se diferenciaron en valores comprendidos entre 0.03 y 0.1 mm. Tampoco el análisis de la cuadrícula mostró distorsión apreciable. El valor medio (μ) de la distancia entre bordes opuestos de la cuadrícula fue de 0.34 mm con una desviación estándar (σ) de 0.24 mm en dirección horizontal.

En la zona superior de la cuadrícula la imagen fue difusa y de difícil medida. Probablemente, se debiera a la colocación periférica del maniquí y a la geometría cónica del haz. Por ello, se realizaron las medidas en la parte central de la cuadrícula, obteniendo valores para la distancia entre bordes de $\mu = \sigma = 0.36$ mm, en dirección vertical.

Los volúmenes obtenidos mediante segmentación automática difirieron entre 1.6 y 5.6 % con respecto a los valores nominales proporcionados por el fabricante.

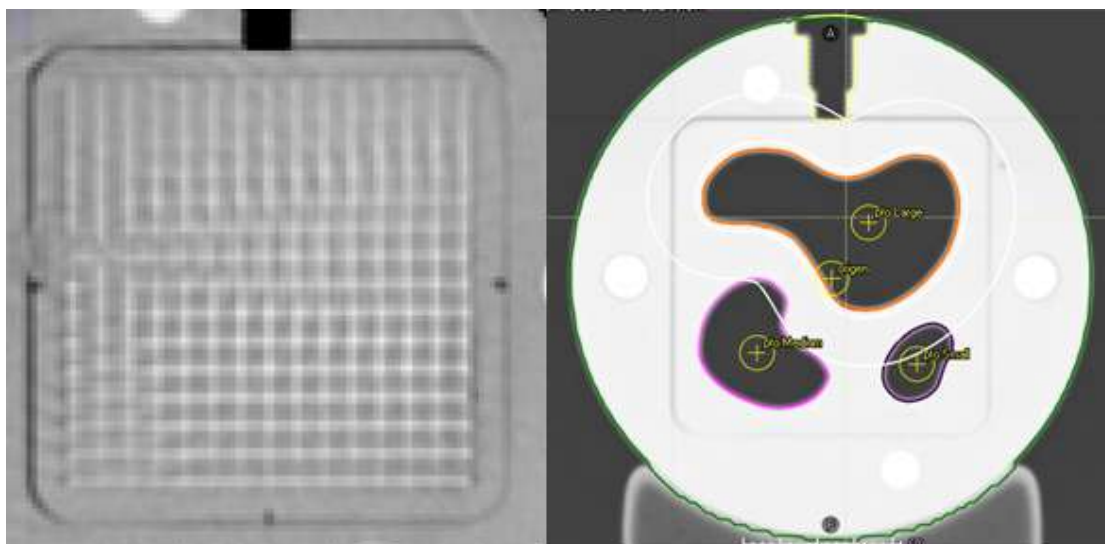


Figure 458: Cortes axiales de maniquí Lucy:a)cuadrícula b)volúmenes irregulares

La comparativa de los resultados hallados para los parámetros de calidad de imagen (MTF y resolución a bajo contraste) entre el CBCT y el CT de simulación se muestra en la Figura 2.

MTF	CBCT Philips	CT Toshiba
50%	3.36	2.81
10%	6.24	4.64
2%	*8,84	9.98

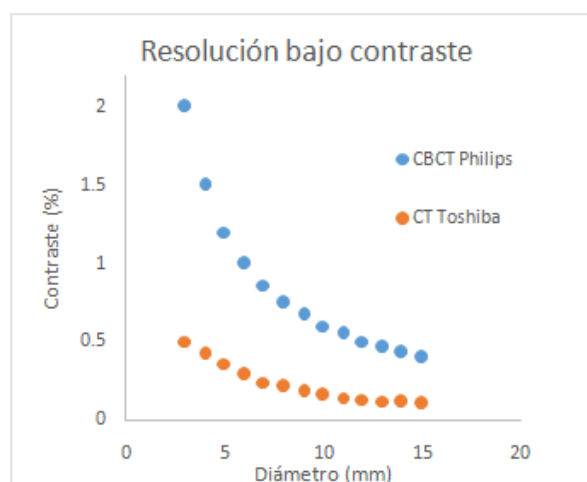


Figure 459: Resultados Catphan CBCT vs CT simulador

*Limitada por la frecuencia de Nyqvist de 5.1 pl/cm

La limitación impuesta por el tamaño de píxel del CBCT (0.98 mm) impide alcanzar la tolerancia establecida en el PECCR (6 pl/cm al 2% de la MTF en exploraciones de cabeza).

En cuanto a la resolución a bajo contraste del CBCT, aun siendo inferior a la del CT simulador, cumple las tolerancias impuestas (límite del 3% para objetos de 3,5 mm/0,8% para objetos de 8 mm).

Conclusiones

Los resultados obtenidos del control de calidad del CBCT muestran valores aceptables, si bien la resolución espacial estaría en el límite de lo admisible para su uso en la delimitación de volúmenes para tratamientos estereotáxicos.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1127**Consideraciones sobre los resultados de las pruebas de aceptación de seis TC Revolution EVO**

Autores: Ana María Villalobos Álvarez¹ ; Francisco Javier Casado Villalón² ; Félix Navarro Guirado³ ; Fernando Ruiz Marín^{None} ; Cristina Ruiz Manrique^{None}

¹ HRU Málaga

² UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

³ Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: villalobosalvarez.anamary@gmail.com

Introducción

De forma excepcional, se instalan seis TC nuevos marca General Electric, modelo Revolution EVO en nuestra zona de actuación laboral, en un periodo de 5 meses comprendidos entre agosto y diciembre del 2020.

Aprovechando esta situación especial, se estudian los resultados de sus pruebas de aceptación y las consideraciones que se derivan de las mismas.

Materiales y método

El técnico de la casa comercial realiza las pruebas de aceptación de los TC en presencia de un radiofísico hospitalario, para lo cual utiliza su propio equipamiento: Un maniquí HEAD AND BODY marca Unfors, un performance Phantom marca GE y un detector Xi marca Unfors.

Se llevan a cabo todas las pruebas esenciales según el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD) 2011, más la prueba TC010.

En este trabajo se presentan sólo aquellas pruebas que tienen resultados numéricos: TC001(Coincidencia entre los indicadores luminosos del plano externo e interno y el plano irradiado),TC005(Exactitud del desplazamiento de la mesa para exploraciones helicoidales),TC007(Perfiles de sensibilidad, espesor efectivo de corte),TC008(Espesor de radiación. Eficiencia geométrica) ,TC009 (Exactitud en la medida de la distancia en la radiografía de planificación y en las imágenes axiales o helicoidales) ,TC012 (Ruido de la imagen),TC014 (Valor medio del número CT),TC016 (Valores de los números CT en distintos materiales. Linealidad y escala de contraste),TC017 (Resolución a bajo contraste),TC018 (Resolución espacial) Y TC020 (CTDI cabeza y cuerpo).

Posteriormente el servicio de radiofísica realizará las pruebas necesarias para completar el estado de referencia inicial del equipo.

Resultados

En la tabla 1 se presenta para cada prueba el valor medio y las desviaciones estándar de los resultados para los seis TC junto con las tolerancias establecidas tanto por la casa comercial como por el PECCRD 2011.

		$\bar{x} \pm \sigma$	Tolerancias GE	Tolerancias PECCRD
TC001	Interno	(0,1±0,3)mm	$\leq \pm 2$ mm	$\leq \pm 2$ mm
	Externo	(0±0,3)mm	$\leq \pm 2$ mm	$\leq \pm 2$ mm
TC005		(0,2±0,4)mm	$\leq \pm 2$ mm	$\leq \pm 2$ mm
TC007	5 mm	(5,2±0,2)mm	(5 ± 0,5)mm	$< s \pm 1$ mm si $s \geq 2$ mm
	2,5 mm	(2,49±0,06)mm	(2,5 ± 0,5)mm	
	1,25 mm	(1,25±0,04)mm	(1,25 ± 0,5)mm	$< s \pm 50\%$ si $s < 2$ mm
TC008	1,25 mm	(3,1±0,3)mm	(3,3 ± 0,7)mm	FWHM $\leq 20\%$ del valor de ref.
	2,5 mm	(4,4±0,4)mm	(4,5 ± 0,9)mm	
	5 mm	(7,5±0,5)mm	(8,3 ± 1,7)mm	
	10 mm	(13±1)mm	(13,4 ± 2,7)mm	
	20 mm	(23±2)mm	(23,1 ± 4,6)mm	
	40 mm	(41±3)mm	(43,4 ± 8,7)mm	
TC009	Axial	(0,5±0,5)mm	≤ 2 mm	$\leq \pm 2$ mm
	Planificador	(0,8±0,5)mm		$\leq \pm 2$ mm
TC012		(3,9±0,3)UH	(4,3 ± 0,5)UH	<0,5 %
TC014	Cabeza en agua	(0,2±0,3)UH	0 ± 4 UH	0 ± 4 UH
	Cabeza en aire	(-1000,5±0,2)UH	-1000 ± 4 UH	-1000 ± 4 UH
	Cuerpo en agua	(-1,1±0,5)UH	0 ± 4 UH	0 ± 4 UH
	Cuerpo en aire	(-1000,5±0,2)UH	-1000 ± 4 UH	-1000 ± 4 UH
TC016		(117,0±0,3)UH	(120±12)UH	Según fabricante
TC017		(4,5±0,2)UH	< 5 UH	Visibles objetos de 3,5 mm y 3% de contraste
TC018	MTF Std. 50%	(4,58±0,05) pl/cm	>4,2 pl/cm	Resolución normal: ≥ 6 pl/cm Alta resolución: ≥ 10 pl/cm
	MTF Std. 10%	(8,16±0,05) pl/cm	> 6,8 pl/cm	
	MTF Edge 50%	(15,6±0,5) pl/cm	>12,1 pl/cm	
TC020	CTDI cabeza	(58±2)mGy	(55,11±5,51)mGy	≤ 20 % del valor de ref.
	CTDI cuerpo	(30,3±0,6)mGy	(28,7±2,9)mGy	

Figure 460: Tabla con valores medios, desviaciones estándar y tolerancias asumidas por General Electric y el PECCRD para las aceptaciones de TC.

Conclusiones

Se aprecia tras realizar las aceptaciones de los seis tomógrafos que para todas las pruebas se cumplen las tolerancias con holgura, tanto las establecidas por la casa comercial como las que aparecen en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

Pueden observarse dos aspectos de relevancia en los resultados: Los valores medios están por lo general muy centrados en los correspondientes intervalos de tolerancia o cumplen holgadamente en el caso de tolerancias límite. Por otro lado, las desviaciones estándar son pequeñas, lo que indica poca dispersión de los resultados, es decir, una gran repetibilidad para este modelo de TC.

Esto permitiría, por un lado, utilizar unas tolerancias más restrictivas en futuros controles de calidad. Por otro, establecer una estimación para la incertidumbre de cada prueba, que vendría dada por la desviación estándar o su valor ampliado por un factor de cobertura.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1136**Análisis de la resolución espacial en tomografía computarizada utilizando diferentes porcentajes de reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASiR)**

Autores: Ignacio González Alcantud¹ ; José Ángel Merino Gestoso¹

Co-autores: Alberto González Fernández² ; Diego Jimenez Vegas ; Noelia Solís Preciado³ ; Abel Niebla Piñero¹ ; Breixo Carmelo Portas Ferradás³ ; Domingo Espinosa Lopez⁴ ; Paula Rosa Menendez³ ; Silvia Alonso Alonso² ; Manuel Rodríguez Pazos³ ; Marta Rodríguez Portabales³ ; Mariló Monterde Villar³ ; Consuelo Rubio Ayllón³ ; Jose Ignacio Jiménez Alarcón⁵

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

² Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)

³ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

⁴ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

⁵ Hospital Nuestra Señora de Candelaria

Corresponding Author: nachetegonzalez6970@gmail.com

Introducción

En los últimos años se ha tomado especial conciencia de la dosis recibida por los pacientes en estudios de TC (tomografía computarizada) y más desde la reciente puesta en vigor del “Real Decreto 601/2019 sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas”. Gracias al aumento de capacidad de cálculo computacional, ahora es posible utilizar métodos de reconstrucción iterativa en TC con la reducción de dosis que eso conlleva, estando destinados antes, fundamentalmente, a la reconstrucción de imágenes en medicina nuclear, ya que el volumen de datos en imágenes de este tipo es mucho menor. El objetivo del estudio es comprobar como se comportan, precisamente estos algoritmos de reconstrucción iterativa en TC, en términos de resolución espacial.

Materiales y métodos

El estudio se ha llevado a cabo en un TC “General Electric LightSpeed VCT” con software de reconstrucción iterativa “ASiR” (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction), utilizando el maniquí “Catphan 600” de la empresa “The Phantom Laboratory”. Se ha utilizado el módulo 528 (fuente puntual) del maniquí, el cual contiene un filamento de carburo de tungsteno de 0,28 mm de diámetro. Para la adquisición de las imágenes se han utilizado técnicas de 120 kV y 30 mAs; 120 kV y 300 mAs, con los diferentes filtros de los que dispone la máquina y para diferentes porcentajes de ASiR. Se ha realizado la MTF (Modulated Transfer Function) para todas las imágenes comparando los valores obtenidos mediante una aplicación implementada en Matlab r2018b.

Resultados

En la Figura 1 y la Figura 2 podemos apreciar la evolución para los diferentes porcentajes de ASiR en el 50% y 20% de MTF con los filtros Stand, Detail y Soft. Los resultados varían en función del material a partir del cual obtenemos la MTF, en nuestro caso carburo de wolframio, material de alta densidad.

Discusión

Observamos que en función del porcentaje de ASiR y para valores bajos de exposición se producen efectos notables en la resolución espacial mientras que para valores altos de exposición los efectos son mínimos y los resultados son equivalentes a la FBP (Filtered Back Projection). Gracias al uso combinado de los diferentes filtros de reconstrucción con la técnica ASiR, podemos mejorar la resolución para unos determinados porcentajes de ASiR, mientras que, para otros, la resolución empeorará. Por ejemplo, tal y como se muestra en la Figura 2, el filtro Stand obtiene una resolución de 5.7 pl/cm para FBP, frente a los 6.35 pl/cm con un 50% ASiR mientras que la misma adquisición con un 20% de ASiR reduce la resolución a 5.5 pl/cm.

Conclusiones

Las técnicas de reconstrucción iterativas como ASiR, permiten obtener imágenes con una resolución

espacial similar a la FBP o superior en algunos casos, dependiendo del filtro que se utilice y del porcentaje ASiR. Los resultados obtenidos muestran que se pueden reducir las dosis recibidas por los pacientes, sin empeorar la calidad de imagen diagnóstica en cuanto a resolución espacial se refiere, por lo que se vuelve una opción casi imprescindible para cualquier TC.

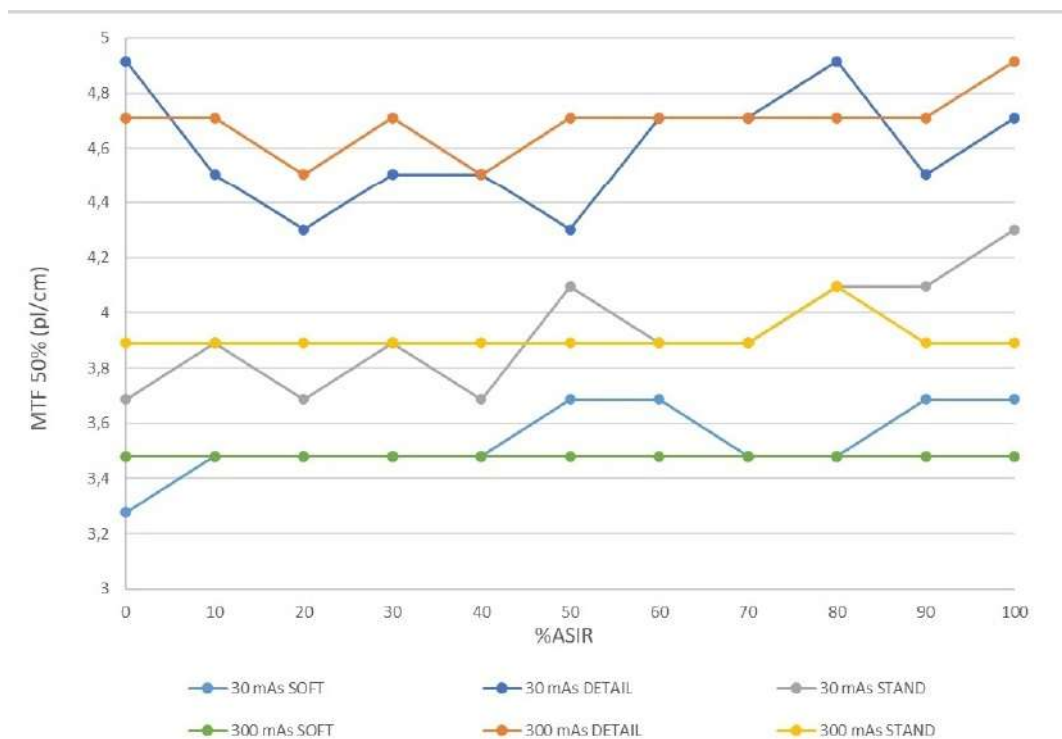


Figure 461: MTF (50%) para diferentes % ASiR

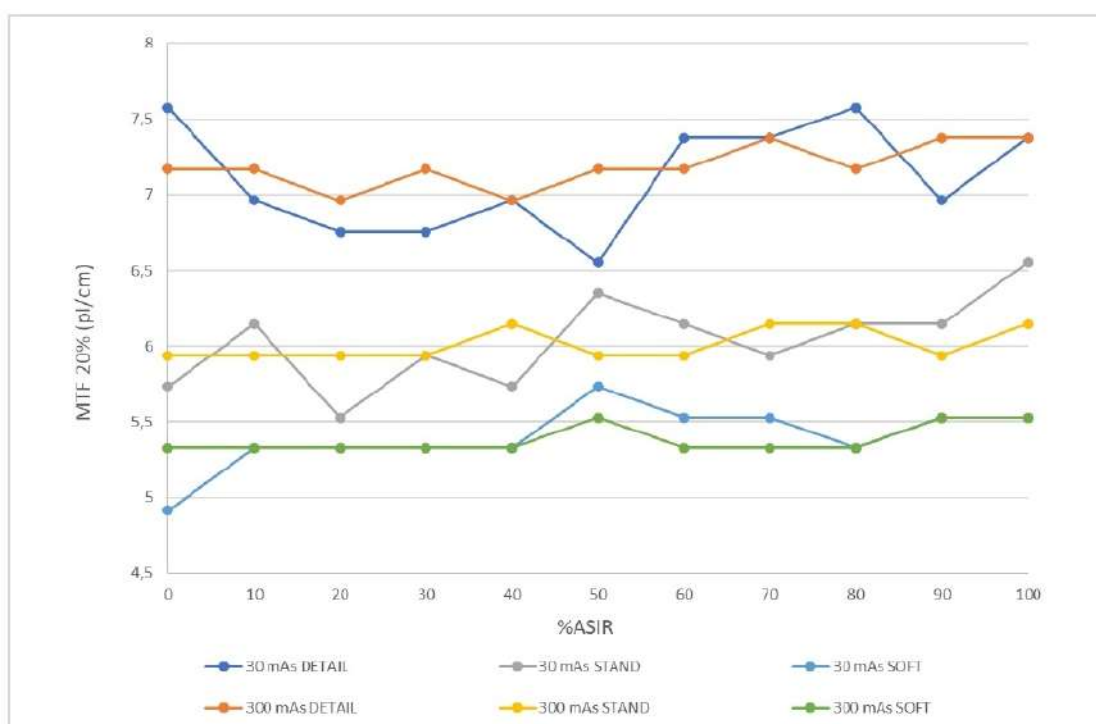


Figure 462: MTF (20%) para diferentes % ASiR

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1171**Deep Learning para Diagnóstico COVID-19 para Radiografías de Tórax****Autor:** Javier García Ledesma¹**Co-autor:** Miguel Ángel Suero Rodrigo ¹¹ Hospital Virgen del Puerto**Corresponding Author:** javiergled@gmail.com**Introducción**

El Deep Learning hace uso de Redes Neuronales Convolucionales (CNN), que nos permite extraer las características de una imagen o de una matriz de datos, y mediante un entrenamiento, podemos clasificar dichos datos o imágenes, en base a estas propiedades, de una manera automatizada y no supervisada.

Con Matlab R2020b y su aplicación añadida, Deep Network Designer, de una forma visual e intuitiva, nos ayuda a diseñar desde cero o modificar redes neuronales ya creadas anteriormente. Con ella adaptamos diferentes redes neuronales convolucionales, para poder realizar la siguiente clasificación ternaria:

- Normal
- P neumonia Viral
- Covid-19

Tras el entranamiento de las diferentes redes neuronales convolucionales, gracias a un banco de radiografías de toráx previamente diagnosticas como normales con Covid-19 o con P neumonia Viral, permite aprender a la red neuronal que pesos ha de modificar para que la clasificación sea lo más óptima posible.

Posteriormente se realiza una aplicación, que le pide al usuario una carpeta de radiografías de tórax y el programa carga las imágenes y las clasifica automáticamente.

Materiales y Métodos

Con Matlab R2020b y su aplicación Deep Network Designer se modifican diferentes redes neuronales convolucionales prediseñadas para que estas puedan hacer una clasificación ternaria.

Estas son las redes neuronales modificadas:

- CNNX
- RESNET50
- RESNET101

Tras la modificación, se realiza un entrenamiento con cada uno de las redes neuronales, con un banco de imágenes de radiografías de tórax previamente diagnosticadas, de tal forma que se produzca un optimización de los pesos de las mismas para que la clasificación sea lo más parecida a los diagnósticos.

Para todo esto se divide el grupo de imágenes en tres subgrupos:

- Entrenamiento
- Validación
- Comprobación

Una vez realizado el entrenamiento con los dos primeros grupos de imágenes, se obtienen las matrices de confusión, que nos muestra visualmente el porcentaje de acierto de cada una de las redes neuronales.

Por otro lado también se calcula el índice estadístico F1, que nos muestra el grado de acierto que presenta el entrenamiento:

$$F1 = \frac{2TP}{2TP+FP+FN}$$

Por último se diseña una aplicación con interfaz de usuario gráfico en Matlab R2020b, en el que se carga una carpeta con un grupo de radiografías de tórax, se visualice una de ellas y la clasificación obtenida y un mapa de calor que nos indique que partes de la imagen han sido más determinantes para obtener la clasificación dada.



Figure 463: Intefaz Gráfico de la Aplicación

Resultados

A continuación se muestra las matrices de confusión que nos muestran los resultados obtenidos del banco de imágenes previamente diagnosticados y donde los valores del índice F1 de las redes neuronales CNNX, RESNET50 y RESNET101 son respectivamente, 89.8%, 96.6% y 94.9%.

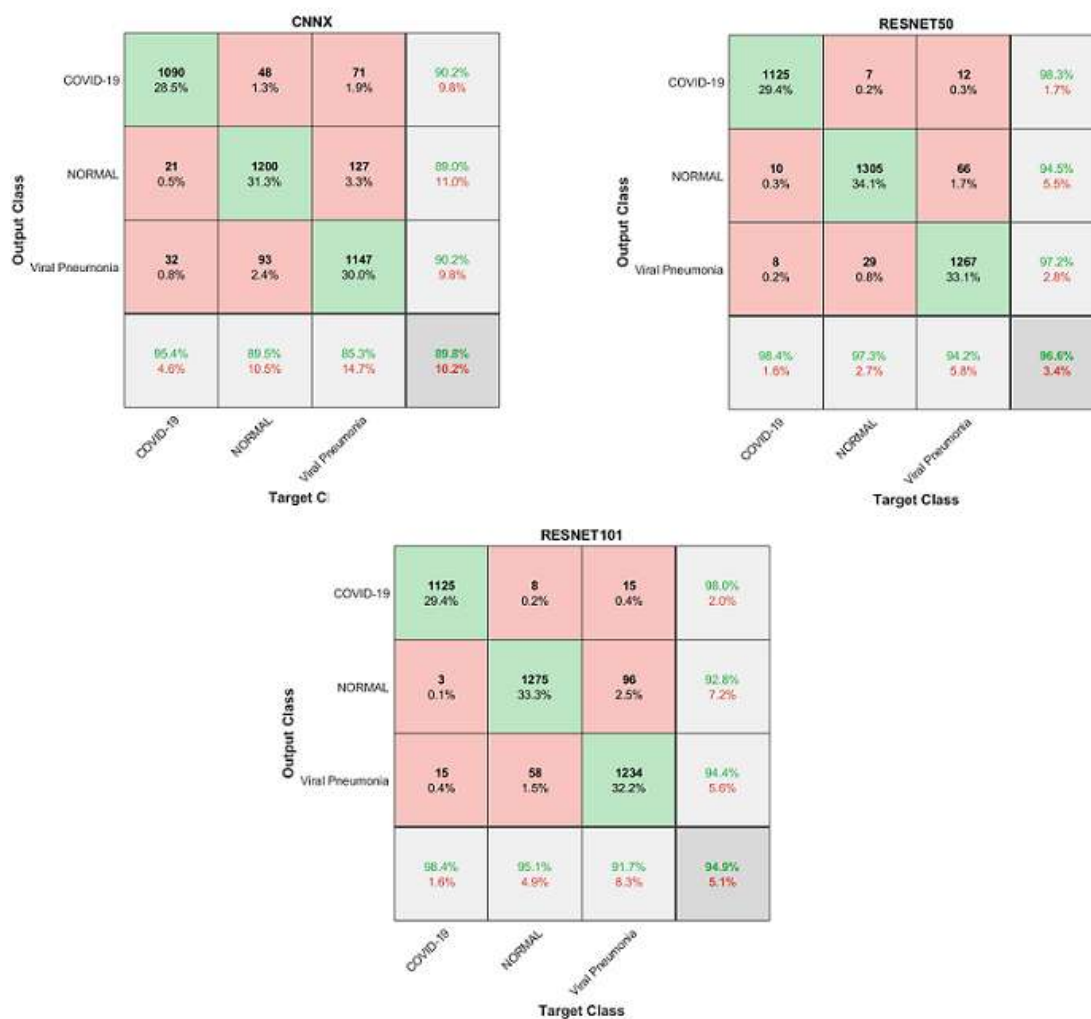


Figure 464: Matrices de Confusión

Conclusiones

Se ha realizado una aplicación basada en la clasificación de imágenes radiográficas de tórax, la cual permite clasificarlas gracias al Deep Learning, de una manera muy rápida y con un porcentaje de acierto muy grande.

Esta aplicación sirve como ayuda al servicio de radiodiagnóstico, por un lado ayudando al diagnóstico y por otro lado a la clasificación automática de imágenes

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1217**Colección de Instrucciones Técnicas para el Control de Calidad en Radiodiagnóstico**

Autores: Julio Almansa López¹ ; José Luis Carrasco Rodríguez² ; Francisco Javier Casado Villalón³ ; Daniel Fernández Molina⁴ ; Cristina Forastero⁵ ; José Manuel Reinoso Cobo⁶ ; Manuel Fco. Rodríguez Castillo⁷ ; Alejandro José Santos Rubio⁸

¹ Hospital Virgen de las Nieves

² Hospital Virgen de la Victoria - Servicio Andaluz de Salud

³ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

⁴ Hospital Universitario Virgen Macarena

⁵ Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

⁶ Hospital Universitario de Jaén

⁷ Hospital univ. de Valme, SAS, AGSS de Sevilla

⁸ Hospital Universitario Virgen del Rocío

Corresponding Author: jlcrmgmm@gmail.com

Introducción

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico versión 2011 (PECCRDv2011) 1 establece las pruebas que deben incluirse en los programas de control de calidad de los equipos de Radiodiagnóstico. Es un documento de ámbito general, concebido para aplicarse a todos los modelos de equipos, por lo que no entra a describir en detalle la ejecución de las pruebas. Esto obliga a los usuarios a idear para cada equipo la forma concreta de llevar a cabo las pruebas.

En el seno de la Sociedad Andaluza de Radiofísica Hospitalaria (SARH) se ha constituido un grupo de trabajo para la puesta en marcha de un proyecto que dé solución a este problema, mediante la confección de instrucciones técnicas que salven la distancia que existe entre el PECCRDv2011 1 y su ejecución práctica.

Material y Métodos

Se ha definido la metodología para la creación, revisión y aprobación de instrucciones técnicas (IT), conteniendo cada una de las cuales la secuencia de pasos a seguir para realizar una determinada prueba del PECCRDv2011 1 en un equipo de Radiodiagnóstico concreto. Adicionalmente se han definido las instrucciones técnicas de generalidades (ITG), en las que se incluirán los procedimientos para llevar a cabo procesos previos necesarios para realizar las pruebas en ese equipo.

Se ha utilizado un gestor documental online (seedDMS) para realizar la gestión del proceso de revisión y aprobación de las IT/ITG así como su publicación.

A lo largo del primer semestre de 2021, una vez superada la fase inicial de puesta en marcha del proyecto, se pondrá a disposición general el repositorio, invitando a todo aquel que lo desee a colaborar enviando IT/ITG para su revisión e inclusión en el mismo.

Resultados

Se ha probado con resultados satisfactorios la sistemática de forma exhaustiva para las pruebas DG030 PECCRDv2011 (Función respuesta del detector) en equipos de grafía con sistemas digitales de registro de panel plano y MD021 PECCRDv2011 (Función de respuesta) para equipos de mamografía digital. Se han confeccionado, revisado y aceptado hasta un total de 8 IT (de cinco fabricantes distintos de equipos convencionales de radiodiagnóstico) del primer tipo y 2 IT (2 fabricantes de equipos de mamografía) del segundo, correspondientes a otros tantos modelos de equipos de radiodiagnóstico digitales actualmente en activo.

Para todos ellos, en paralelo, se confeccionaron, revisaron y aprobaron las respectivas ITG.

Discusión

La confección de IT/ITG, implica un trabajo inicial, pero éste se ve compensando con creces por la reducción en los tiempos de ejecución de las pruebas (caso de las IT) y de utilización de los equipos de radiodiagnóstico (caso de las ITG), al tiempo que automatiza la realización de las pruebas, posibilitando que el personal técnico pueda participar de forma más efectiva y eficiente en el control de calidad de Radiodiagnóstico.

Conclusiones

Contando con la participación de los especialistas en Radiofísica Hospitalaria dedicados a control de calidad en Radiodiagnóstico que deseen participar en el proyecto, el trabajo realizado abre la puerta a la posibilidad de disponer de una colección completa y exhaustiva, de acceso libre, de instrucciones técnicas que optimizaría de forma importante esta actividad en nuestros Servicios de Radiofísica, máxime teniendo en cuenta el actual estado de actualización del PECCRDv2011 1 por parte de las Sociedades.

Referencias

- 1 SEFM, SEPR, SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiagnóstico (Versión 2011)

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1265**ANÁLISIS OBJETIVO DE LA RESOLUCIÓN ESPACIAL.**

Autores: María Jesús Macías Castillo^{None} ; Pedro Javier Mancha Mateos¹

¹ Hospital Universitario de Badajoz

Corresponding Author: mariajesusmaciascastillo@gmail.com

Introducción.

Una de las maneras de caracterizar la resolución espacial de un sistema imagen es mediante la función de transferencia de modulación (MTF) que da, para cada frecuencia, la relación en contraste de la imagen y del objeto original.

Muchos de los maniqués empleados en los controles de imagen de equipos de radiodiagnóstico presentan grupos de pares de líneas con objeto de estudiar la resolución espacial del equipo.

Formalmente se puede calcular la MTF a través del análisis de estos grupos de líneas, pero el cálculo puede no ser sencillo. Esto hace que se recurra a la estimación visual y, consecuentemente, subjetiva de la resolución espacial. Esta valoración visual, además, no describe la respuesta en las distintas frecuencias espaciales.

En este trabajo se propone la caracterización de la transferencia de las frecuencias espaciales mediante un criterio simple y válido para cualquier patrón de líneas: el criterio de Rayleigh.

Material y método.

Se han utilizado unas series de imágenes obtenidas en uno de los telemandos de nuestro centro (Siemens Polydors SX 80) que cuenta con cuatro modos de escopia y 4 lupas de campo. A la salida del haz de radiación se ha interpuesto una lámina de cobre de 1 milímetro de espesor.

Se han tomado imágenes del maniquí TOR18FG, que tiene 21 grupos de pares de líneas y cuyo número de líneas por unidad de longitud es conocido (entre 0,5 y 5 pl/mm).

Con el software ImageJ, se ha trazado un perfil para cada grupo de líneas:

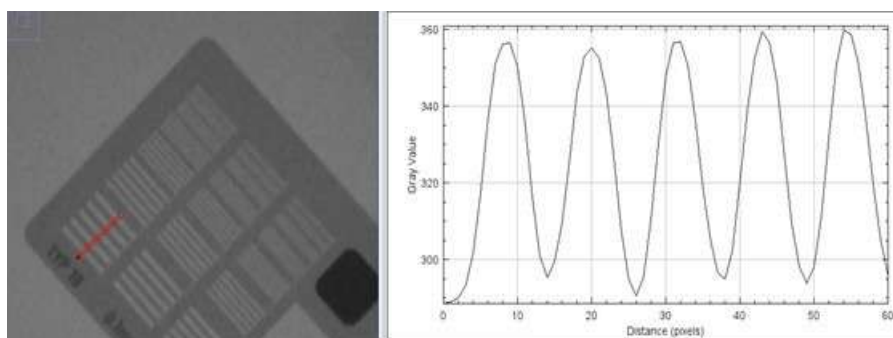


Figure 465: Trazado de perfiles de grupos de pares de líneas

A continuación, se han hallado los valores I_{min} e I_{max} definidos como los valores promedios mínimos y máximos de intensidad de cada perfil, a los cuales se les ha restado el valor de fondo:

$$I_{MIN} = \frac{I_{MIN1} + I_{MIN2} + I_{MIN3} + \dots + I_{MINn}}{n} - I_{BACK}$$

$$I_{MAX} = \frac{I_{MAX1} + I_{MAX2} + I_{MAX3} + \dots + I_{MAXn}}{n} - I_{BACK}$$

A la razón entre estas intensidades se le ha denominado R:

$$R = \frac{I_{MIN}}{I_{MAX}}$$

El parámetro R está sólo definido hasta la frecuencia de Nyquist (16 pl/mm para este equipo estudiado).

Su valor limitante en el Criterio de Rayleigh es considerar que dos líneas pueden ser distinguidas cuando $R \leq 0.81$.

Resultados y Discusión.

En el siguiente cuadro se observan los valores de R calculados para 5 de las imágenes adquiridas en el quipo con lupa intermedia.

En las dos primeras columnas se indican, para cada grupo de pares de líneas, su pl/mm proporcionadas por el maniquí. En rojo, los valores de R límite.

Grupo						
Pares Líneas	pl/mm	Imagen 1	Imagen 2	Imagen 3	Imagen 4	Imagen 5
1	0,5	0,11	0,25	0,16	0,23	0,17
2	0,56	0,12	0,29	0,23	0,25	0,25
3	0,63	0,12	0,37	0,25	0,29	0,27
4	0,71	0,24	0,43	0,32	0,38	0,32
5	0,8	0,32	0,57	0,38	0,47	0,43
6	0,9	0,41	0,56	0,49	0,55	0,54
7	1	0,5	0,71	0,58	0,67	0,58
8	1,12	0,51	0,75	0,65	0,73	0,76
9	1,25	0,58	0,79	0,79	0,73	0,77
10	1,4	0,72	0,89	0,8	0,79	0,79
11	1,6	0,89		0,93	0,88	

Figure 466: Resumen de los resultados del parámetro R para 5 de las imágenes estudiadas

Conclusiones

El método de Rayleigh empleado nos proporciona de una manera sencilla tanto los valores de frecuencias espaciales como la resolución espacial límite, sin requerir un estudio visual subjetivo. Más allá de esta frecuencia, los valores de intensidad entre líneas consecutivas son indistinguibles.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1234**Estimación de la densidad mamográfica en las principales ciudades de Colombia. Estudio-preliminar**

Autores: John Jairo Sandoval LLanos¹ ; Devi Nereida Puerto Jimenez¹

¹ *Instituto Nacional de Cancerología*

Corresponding Author: jsandoval@cancer.gov.co

Introducción

El cáncer de mama es un problema de salud pública a nivel mundial. La mamografía es la herramienta esencial en la detección precoz del cáncer de mama. En Colombia las mujeres con edad entre los 50 y 69 años participan en el programa nacional de cribado. Este programa consiste en la toma de exámenes de mamografía a mujeres asintomáticas cada dos años, con dos proyecciones por cada mama, cráneo caudal y medio lateral oblicua.

Considerando que una mama está compuesta por tejido fibroglandular y tejido adiposo, la densidad mamográfica o mamaria hace referencia a la proporción del primero sobre el segundo y aumenta conforme aumenta la proporción de tejido fibroglandular. La clasificación del American College of Radiology para densidad separa las mamas en cuatro grupos según el porcentaje de densidad; mamas grasas (entre 0 y 25%), mamas dispersamente densas (entre 25% y 50%), mamas heterogeneamente densas (entre 50% y 75%) y mamas extremadamente densas (entre 75 y 100%).

Mujeres con mamas extremadamente densas ven incrementado el riesgo de desarrollar cáncer de mama entre cuatro y seis veces más que aquellas con mamas predominantemente grasas. Una alta densidad puede enmascarar un hallazgo adverso ya que en la mamografía es difícil distinguir entre el tejido fibroglandular y dicho hallazgo. Este trabajo pretende determinar la distribución de densidad mamográfica en Colombia y estudiar la relación entre densidad y la edad.

Materiales y métodos

Se recolectaron 570 estudios mamográficos de cribado de ocho centros de toma de imágenes de cinco ciudades distribuidas a lo largo de la geografía colombiana (Barranquilla, Bucaramanga, Cali, Medellín y Neiva). Cuatro centros contaban con tecnología DR, cuatro con tecnología CR. Se incluyeron para el análisis únicamente mujeres asintomáticas, pertenecientes al programa nacional de cribado de cáncer de mama, sin implantes. Fueron descartados 139 estudios por no cumplir los criterios de inclusión, por errores en la digitación de la edad de la mujer o por que faltaba alguna proyección mamográfica. Se analizaron 431 estudios de los cuales 246 eran DR y 185 eran CR. La densidad mamográfica de las imágenes DR se calculó con el software Volpara y la de los estudios CR con el software DMSCAN. La densidad de cada mujer se obtuvo como el promedio de las densidades de las cuatro proyecciones.

Resultados

Obtuvimos que la densidad disminuye con la edad, en concordancia con otros estudios previos.

Se obtuvo que el 24.6% de las mujeres tienen mamas grasas, 38.7% tiene mamas dispersamente densas, 25,3% tienen mamas heterogeneamente densas y 7.0% tiene mamas extremadamente densas.

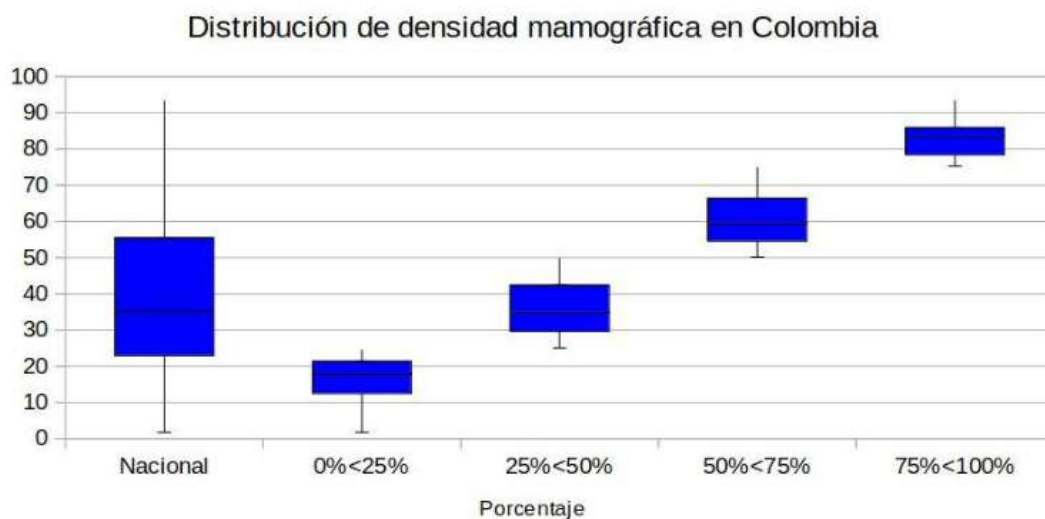


Figura 3. Distribución de densidad mamográfica en Colombia

Figure 467:

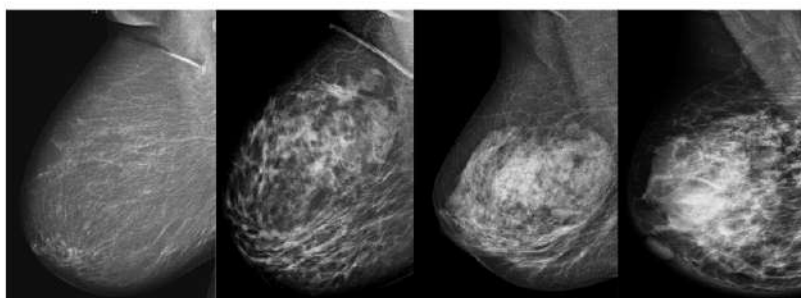


Figura 1: Clasificación del ACR para densidad mamográfica. De izquierda a derecha: mama grasa, mama dispersamente densa, mama heterogeneamente densa, mama extremadamente densa. Fuente propia

Figure 468:

Conclusión.

La mamografía de cribado es una estrategia aplicable al 97% de las mujeres en Colombia. Este estudio es el primer paso para el desarrollo de un modelo de riesgo en Colombia que incluya la densidad mamográfica.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1275**Relación entre el índice de exposición y el kerma en aire para diferentes fabricantes en radiología convencional**

Autores: Rocío Estrada García¹ ; Santiago Miquelez² ; Fernando Caudepón Moreno³ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Victor de la Llana Granja¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario Navarra

³ Complejo Hospitalario de Pamplona

Corresponding Author: rocioegarcia@gmail.com

Introducción:

El índice de exposición (EI) es un indicador de la dosis de entrada al receptor de imagen. Depende de varios factores, como la región a explorar y la calibración del sistema. Si bien existe una definición del EI y un método para su calibración y verificación, cada fabricante relaciona la dosis y el EI de una radiografía de manera diferente. Además, las condiciones de irradiación clínicas varían de las de definición RQA5. Básicamente todos emplean una función de calibración del EI similar pero distintas regiones de interés para obtener los valores de píxel sobre las que aplicarla. Todo esto implica que, para los mismos elementos del menú anatómico y con el mismo kerma en aire incidente (K), los valores del EI no sean idénticos entre equipos de diferentes casas comerciales.

Si conocemos los niveles de kerma incidente adecuados provenientes de los espectros de RX para una tarea determinada, podemos establecer una relación entre *EI clínico*, el obtenido a partir de las cabeceras DICOM de las imágenes diagnósticas, y el kerma, que nos permita construir un mapa de *EI target* bien relacionado con la tarea diagnóstica.

En este trabajo presentamos estas relaciones para tres fabricantes diferentes (General Electric, Fujifilm y Carestream) en algunas de las principales proyecciones empleadas en radiología convencional.

Material y métodos:

Para realizar este trabajo se han seguido los siguientes pasos:

- 1º Caracterización de la función respuesta del detector en condiciones IEC RQA5.
- 2º Ajuste del EI del detector en condiciones IEC RQA5, para cumplir la definición $EI=100 \cdot K$.
- 3º Medidas de los parámetros de adquisición en distintos elementos del menú anatómico. Se emplean láminas de distintos espesores de PMMA a la salida del tubo consiguiendo así un K uniforme en el receptor de imagen. Mediante la función respuesta del detector (paso 1) y el valor medio de píxel de cada imagen, se obtiene el K con el que las cámaras del CAE cortan el disparo tras corregir por factores que indican la respuesta relativa del ICs a diferentes espectros.
- 4º Explotación de los datos clínicos de los últimos 6 meses registrados en el sistema de gestión de dosis empleado en nuestro centro, Dose (Qaelum NV, Leuven-Heverlee, Belgium). La explotación incluye la selección de las adquisiciones realizadas correctamente en cada caso, para las que se ha calculado la mediana del EI registrado en la cabecera DICOM (*EI clínico*).

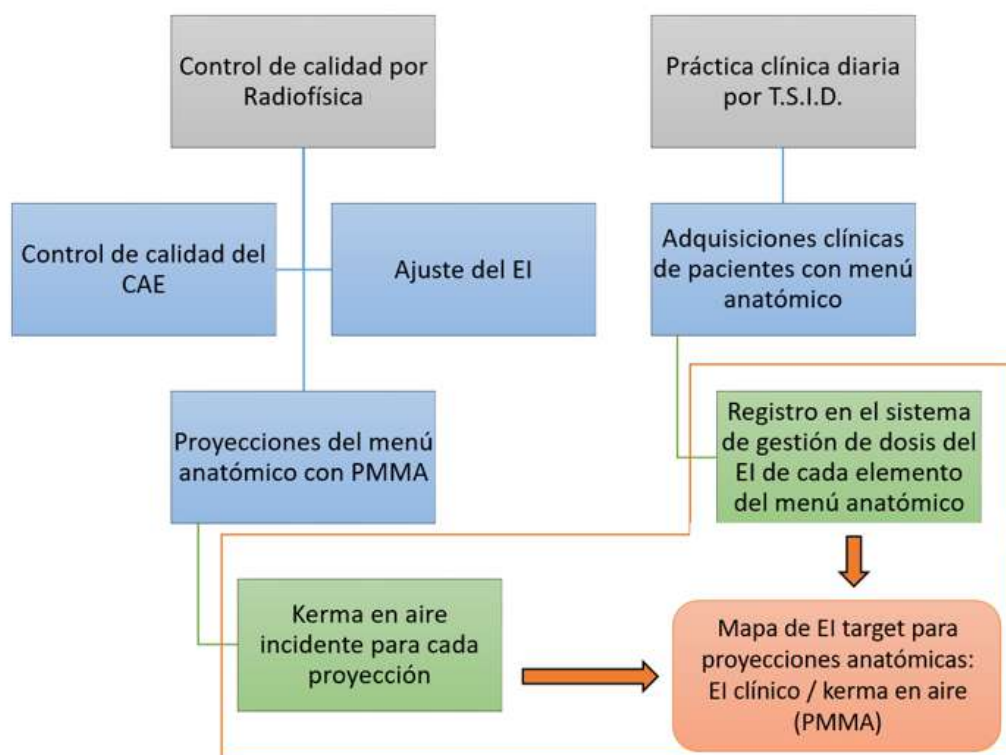


Figura 1. Esquema del proceso de trabajo para la realización del mapa EI clínico / kerma para las distintas proyecciones del menú anatómico en cada equipo estudiado.

Figure 469:

Resultados y discusión:

En cada elemento de menú anatómico, obtenemos una relación entre el *EI clínico* y el *K* previamente obtenido (paso 3). Este factor relativo, tabulado en la Figura 2 para algunas proyecciones estudiadas, nos permitirá conocer el valor del *EI target* que deberemos establecer en función del *K* que consideremos óptimo en cada proyección.

	PMMA (cm)	General Electric	Fujifilm	Carestream
Tórax	14	24	48	60
Abdomen	21	58	113	123
Pelvis	21	83	106	159
Cráneo	18	44	123	176

Figura 2. Resultados por fabricantes del *EI target* (*EI clínico* / *K*) para algunas proyecciones estudiadas del menú anatómico de cada equipo.

Figure 470:

Conclusiones:

Cada fabricante de sistemas de radiología digital utiliza diferentes algoritmos para calcular el EI de cada proyección. Con este trabajo se ha presentado un método de caracterización del *EI target* para 3 fabricantes en función de la región anatómica y del kerma en aire incidente en el receptor de imagen.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 894**Mamografía sintética. Características y relación con la mamografía digital 2D**

Autores: Juan Morillas Ruiz¹ ; María Luisa Martín Albina¹ ; Lara Núñez Martínez¹ ; Fernando Pizarro Trigo¹ ; Javier Sánchez Jiménez¹

¹ Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: jmorillasr@saludcastillayleon.es

Introducción:

La tomosíntesis de mama es una técnica de diagnóstico que ha demostrado ciertas ventajas sobre la mamografía digital 2D (FFDM en su acrónimo en inglés) en un número de métricas, en particular mejoras en la detección de cáncer invasivos y reducción en la tasa de rellamadas. Los estudios han demostrado que el óptimo de detección se alcanza cuando se combinan en un estudio dos adquisiciones tomo y dos mamogramas FFDM. Si sólo se hacen las exploraciones tomo, no hay mejoras diagnósticas sobre la mamografía 2D.

El principal inconveniente de realizar estos estudios combinados tomo y 2D es el incremento de dosis a la mama. Con el fin de evitar ese incremento, se han desarrollado las imágenes sintéticas 2D (2Ds) que se generan a partir de los datos adquiridos por la tomosíntesis. Si son de suficiente calidad, se puede prescindir de los mamogramas 2D.

Material y métodos:

El objetivo es describir las imágenes 2Ds obtenidas en un mamógrafo Hologic Selenia Dimensions (software C-View v. 2.1.1.1, compararlas con las imágenes FFDM obtenidas en el mismo equipo, evaluando distintos parámetros de calidad de imagen (pruebas del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico vigente) y analizar si alcanzan los requisitos exigibles para imágenes FFDM.

Se utilizará el kit de maniquíes de control de calidad DMAM (Leeds Test Objects) y el maniquí contraste-detalle CDMAM 3.4 (Artinis) con software Analyser v. 2.3.3.1

Resultados:

Las imágenes 2Ds y FFDM se han adquirido en las mismas condiciones, dimensiones 18x24 cm, con el grado de exposimetría mayor (modo Autofiltro), para espesores equivalentes de 4.5 cm de PMMA (objeto de test incluido). Las imágenes FFDM analizadas son no procesadas.

Las diferencias entre los archivos DICOM generados, en cuanto a posible información almacenada, se resumen en la siguiente tabla:

tabla2

Para el test de constancia de la calidad de imagen (MD031), se utiliza un inserto del test DMAM con grupos de fibras. Para la imagen FFDM, utilizada como referencia, se aprecian objetos de 0.2 mm, para la imagen 2Ds se aprecian objetos de 0.25 mm.

Para medir la resolución espacial (MD032) se utilizan tanto patrones de pares de líneas, como medida de la MTF. En ambos casos, en las imágenes 2Ds se aprecia un ligero artefactado producido por los objetos metálicos. En el mejor de los casos, para imágenes 2Ds la resolución medida está en 8.4 pl/mm para el eje de rotación del tubo y 4 pl/mm para el eje pared-pepón.

La medida del umbral de detectabilidad contraste-detalle (MD030) con maniquí CDMAM 3.4, mediante el software Analyser de 16 imágenes de cada tipo, arroja unos valores de detectabilidad para 2Ds y FFDM de 57.62% y 71.27% respectivamente. Los valores de IQFinv (indicador de calidad) son 82.43 y 180.70.

Los valores umbrales se muestran en la siguiente tabla:

Tabla2**Discusión:**

Para la imagen 2Ds, el algoritmo C-View, aplica una serie de filtros baja y parámetros de ponderación para hacer más visibles los pequeños detalles, tipo microcalcificaciones, en teoría superando limitaciones en la detectabilidad que posee la FFDM.

No obstante, la imagen 2Ds queda por detrás de la FFDM en todos los indicadores de calidad, y a las puertas de lo que sería admisible para la FFDM según el PECC.

Conclusiones:

El procedimiento para generar mamografías sintéticas puede variar según los distintos fabricantes, incluso evolucionar según distintas versiones del algoritmo.

Las supuestas bondades de la 2Ds en el diagnóstico clínico no son apreciables a la hora de someterlas a un control de calidad estándar. El fabricante indica que no es necesario un control de calidad sobre las mismas, más allá del ordinario sobre FFDM y tomosíntesis.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 902**Análisis de las componentes de ruido en detectores de mamografía****Autor:** Rafael Jesús Martínez Luna ¹**Co-autores:** José Antonio Miñano Herrero ¹ ; María Dolores Cañavera González ¹¹ UGC de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Reina Sofía, Córdoba.**Corresponding Author:** rafaelj.martinez.sspa@juntadeandalucia.es**Introducción**

El análisis de ruido en mamografía digital propuesto por el PECCRD no es capaz de discriminar otras componentes diferentes al ruido cuántico. Aunque esta componente debe ser la dominante, EUREF propone un modelo capaz de caracterizar el ruido del detector en todas sus componentes (electrónico, cuántico y estructural), sin trabajar en el dominio de frecuencias. Este trabajo estudia los resultados de aplicar ambos modelos de ruido.

Material y métodos

Se obtienen imágenes Flat Field en 6 mamógrafos Hologic con 4.5 cm de PMMA sobre el detector, variando la carga desde 3 mAs hasta 400 mAs. A partir del VMP y σ se estiman los coeficientes del modelo PECCRD y EUREF mediante ajuste por mínimos cuadrados a una función potencial y a un polinomio de segundo grado, respectivamente.

Resultados

En la figura 1 se muestran los coeficientes estimados de cada componente de ruido y el coeficiente b según los dos modelos de ruido para los 6 mamógrafos.

		Equipo #1	Equipo #2	Equipo #3	Equipo #4	Equipo #5	Equipo #6
EUREF	Coefficiente ruido electrónico - k_e^2	1,00E-06	1,00E-06	1,00E-06	1,00E-06	1,00E-06	1,00E-06
	Coefficiente ruido cuántico - k_q^2	9,41E-02	7,85E-02	1,15E-01	9,86E-02	1,96E-01	1,94E-01
	Coefficiente ruido estructural - k_s^2	1,12E-05	2,20E-05	8,46E-06	1,04E-05	1,91E-05	1,31E-05
PECCRD	$\sigma = a \cdot VMP^b$						
	Coefficiente b	0,477	0,506	0,499	0,483	0,518	0,444

Figure 471: Valores de las componentes de ruido y del coeficiente b para cada detector

En la figura 2 se representan los coeficientes de ruido cuántico (a), estructural (b) según EUREF, y coeficiente b de PECCRD (c). El apartado (d) representa la dependencia de cada componente con el nivel de exposición del detector en el equipo #3. (Ruido relativo cuadrático, σ^2 / VMP^2 , vs VMP). Para el resto de los equipos se encuentra un comportamiento es similar.

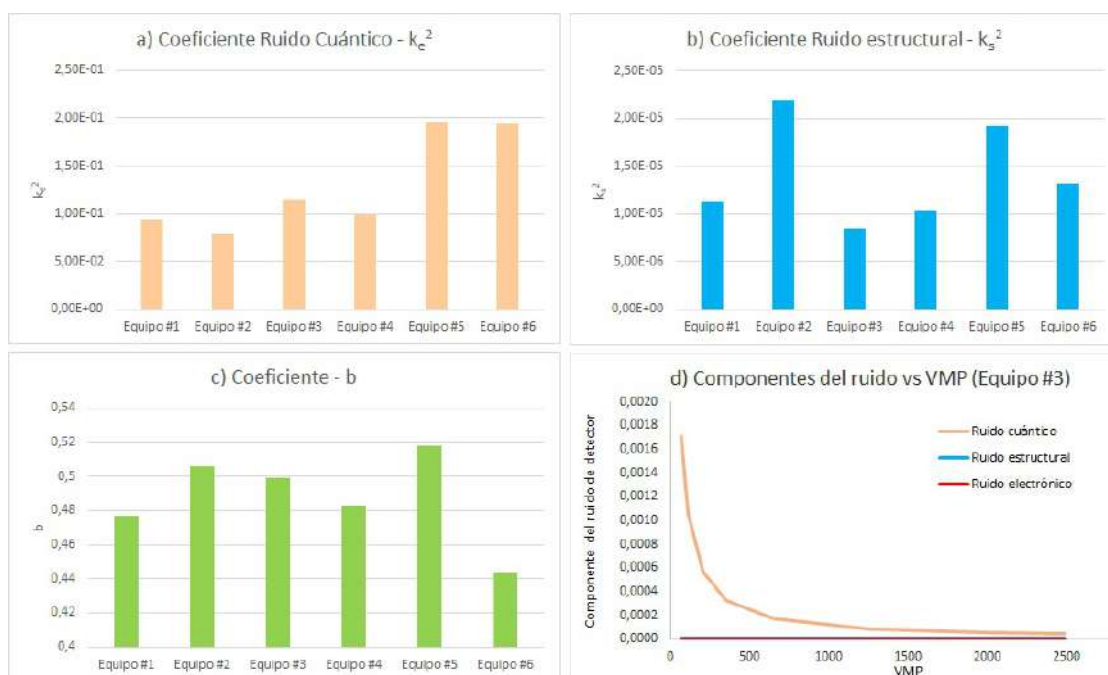


Figure 472: Representación de los coeficientes de ruido cuántico (a), estructural (b) y b (c) para los 6 equipos. (d) Representación del ruido relativo cuadrático (σ^2 / VMP^2) de cada componente en función del nivel de dosis alcanzado por el detector #3.

Discusión

La contribución del ruido electrónico al ruido total es despreciable y son del mismo orden para todos los detectores estudiados 10^{-06} . El ruido estructural es un orden de magnitud inferior que el ruido electrónico en la mayoría de los detectores. En todos los casos, la mayor contribución al ruido es la debida a la componente cuántica, con coeficientes del orden de 10^{-01} y 10^{-02} . En la figura (a) se observa que esta componente es ligeramente mayor en los equipos #5 y #6. Estos detectores corresponden a modelos de Hologic más antiguos.

El coeficiente b es inferior a 0.5 en la mayoría de los detectores. En la figura (c) y (b) se observa que los equipos con $b > 0.5$ (#2 y #5) comparten un ruido estructural ligeramente mayor al resto. Estas pequeñas diferencias pueden deberse a posibles desviaciones en la calibración del panel.

La figura (d) evalúa la presencia de ruido para diferentes niveles de dosis en la superficie del detector #3. Las contribuciones electrónicas y estructurales (líneas horizontales) se podrían considerar como independientes de la dosis que alcanza al detector. El ruido cuántico es la componente dominante en la mayor parte del rango estudiado. En caso contrario, el detector no se estaría comportando como se esperaba.

Conclusiones

El modelo PECCRD está limitado y es necesario usar el modelo EUREF para contemplar fuentes de ruido diferentes al ruido cuántico. Al ser un análisis en el dominio espacial es de fácil aplicación y permite interpretar diferencias entre equipos. Además, permite conocer el rango de trabajo óptimo del detector, donde el ruido cuántico es la mayor contribución de ruido.

En este trabajo se muestran el orden de magnitud de cada coeficiente de ruido para 6 mamógrafos Hologic. Estos valores servirán de referencia para detectar problemas de ruido adicional en las pruebas de constancia anuales.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 949**Evaluación del maniquí CDMAM para la determinación del espesor umbral contraste-detalle en un mamógrafo digital**

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Carlos Piñeiro Martínez¹ ; Miguel Ángel López Castro¹ ; Carlos Otero Martínez^{None} ; Emilio Medina Jiménez¹ ; Manuel Sánchez García¹ ; Javier Mosquera Sueiro² ; Ramón Lobato Busto³ ; Victor Luna Vega¹ ; Miguel Pombar Cameán²

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² CHUS

³ HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción y objetivo

La introducción de la mamografía digital supuso el desarrollo de nuevos maniqués con los que determinar la calidad de imagen de los detectores empleados en estos sistemas. Una de las formas más extendidas de evaluarla consiste en determinar el espesor umbral contraste-detalle empleando un maniquí CDMAM 3.4 (Artinis Medical Systems), que contiene un conjunto de discos de oro de diferentes espesores y diámetros. La determinación del espesor umbral se puede realizar de manera automática con ayuda de herramientas informáticas, evitando así desviaciones procedentes de la subjetividad de los observadores.

Materiales y método

Se emplean 4 maniqués CDMAM 3.4, n/s 1450, 1564, 1619, 1737 en un mamógrafo Selenia Dimensions, adquiriendo dos conjuntos de 8 imágenes con cada uno de ellos. Como parámetros de exposición se utilizan 31 kV, 106 mAs, con una combinación ánodo/filtro W/Rh, correspondiéndose con una dosis glandular media de 1.6 mGy. Además, para reducir la variabilidad entre exposiciones se decide emplear las mismas piezas de PMMA en todas las adquisiciones. Posteriormente las imágenes se analizan con el software CDMAM Analyzer (Artinis Medical Systems).

Se evalúa la reproducibilidad de cada maniquí y la compatibilidad entre cada par de ellos dentro de un mismo conjunto de medidas. Para ello se emplea como parámetro de análisis el "FIT to predicted gold thickness" (FTPGT), y se considera que dos medidas son compatibles si las diferencias relativas entre cada par de CDMAMs se encuentran dentro de un intervalo de confianza establecido como dos veces el error estándar proporcionado por el software.

Resultados

En el caso del maniquí 1737 obtenemos para ambos conjuntos de imágenes que los resultados no son reproducibles, por lo tanto se decide excluirlo a la hora de realizar la comparación entre pares de maniqués. Para cada par restante no se obtienen en todos los casos valores de FTPGT compatibles, siendo además las diferencias relativas entre ellos distintas en cada conjunto de medidas. Centrándonos en el tamaño de disco empleado para determinar la calidad de imagen, disco de 0,1 mm, observamos que las mayores diferencias en porcentaje se obtienen para los maniqués 1564 y 1450 en el conjunto 1 (20.80%) y entre los maniqués 1619 y 1450 (23.00%) en el conjunto 2.

Conclusiones

La falta de reproducibilidad para el CDMAM 1737 necesita ser estudiada en profundidad, es por ello que se decide retirar este maniquí para su empleo en el control de calidad rutinario.

Las desviaciones significativas obtenidas al comparar pares de maniqués podrían proceder de incertidumbres de tipo B, asociadas con el propio proceso de fabricación, y que podrían ser como máximo de un 10%. Debemos tener en cuenta que el software únicamente reporta incertidumbres de tipo A. Por lo tanto se necesitan más medidas para reducir las incertidumbres de tipo A y ver si las incertidumbres de tipo B son significativas.

Reproducibilidad <u>detectabilidad</u> disco e = 0.10 mm			
CDMAM	Conjunto 1	Conjunto 2	Diferencia
1450	0.966 ± 0.115	0.902 ± 0.107	0.064 ± 0.157
1564	1.166 ± 0.139	0.995 ± 0.119	0.171 ± 0.187
1619	1.117 ± 0.133	1.109 ± 0.132	0.008 ± 0.188
1737	2.174 ± 0.259	3.739 ± 0.446	1.566 ± 0.515

Figure 473: Valores de reproducibilidad obtenidos para el disco de 0,10 mm de diámetro

Comparativa <u>detectabilidad</u> disco e = 0.10 mm		
CDMAM	Conjunto 1	Conjunto 2
1564 -1450	(20.796 ± 20.354) %	(10.355 ± 18.595) %
1619 - 1450	(15.731 ± 19.501) %	(23.008 ± 20.727) %
1619 - 1564	(4.193 ± 16.144) %	(11.466 ± 18.782) %

Figure 474: Valores obtenidos mediante la comparación entre maniqués para el disco de 0,10 mm de diámetro

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1294**Aplicación del observador modelo NPWE para estimación de las curvas detalle-contraste en radiología digital.**

Autores: Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Rocío Estrada García¹ ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Victor de la Llana Granja¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Santiago Miquelez³

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

³ Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Author: afernandez7694@gmail.com

Introducción

Uno de los métodos de caracterizar la calidad de imagen en radiología digital consiste en emplear maniquíes de detalle-contraste. Sin embargo, la evaluación de las imágenes de estos maniquíes puede ser subjetiva, consume mucho tiempo o puede ser necesario el uso de softwares de análisis automático, que generalmente tienen un precio elevado. Los observadores modelo pretenden predecir los resultados que obtendría un observador humano a partir de parámetros físicos de la calidad de imagen (MTF, NNPS, contraste...). El objetivo de este trabajo es calcular índices de detectabilidad para diferentes paneles planos empleando un observador modelo NPWE y establecer una relación predictiva con los resultados obtenidos a través de un maniquí comercial de tamaño de detalle-contraste.

Materiales y métodos

Se han analizado 27 paneles planos extraíbles de diferentes casas comerciales: 8 Flashpad y 2 Flashpad HD de General Electric, 7 DRX Plus de Carestream, 4 CXDI-410 de Canon, 2 Trixell Pixium 4600, 1 Fuji EVO D II, 2 AeroDR3 1417 HD de Konica Minolta y 1 DX-D 40 de Agfa. Para obtener los contrastes umbral se ha empleado el maniquí TO20 de Leeds. Todas las imágenes se han adquirido con una tensión de 70 kVp, un filtro de 21 mm de Al a la salida del haz y una distancia foco-receptor de imagen de aproximadamente 180 cm. Las imágenes para el cálculo de la MTF se han adquirido con un maniquí de borde y una carga elevada para evitar que el ruido aumente artificialmente el peso de las componentes de alta frecuencia. Las imágenes del NNPS se han adquirido y analizado tal y como indica el IEC-62220-1, con un kerma en aire incidente en el receptor de imagen de aproximadamente 2 µGy. Finalmente, las imágenes del TO20 se han adquirido con el mismo kerma, colocando el maniquí en contacto con el detector. Para establecer el contraste en el cálculo del índice de detectabilidad, se ha utilizado una pieza de Al del 99.9% de pureza de 10 mm x 10 mm x 2 mm de Al. Estas imágenes se han analizado con el software de análisis automático Autopia v. 3.7.2. La función de transferencia visual empleada es la propuesta por Kelly considerando una distancia de visualización de 40 cm y una magnificación de 1.5.

Resultados

Para cada panel plano se ha realizado el siguiente ajuste: $\log ID = a \log C_t + b$, donde ID es el índice de detectabilidad obtenido para un objeto de un determinado diámetro y C_t es el contraste umbral obtenido para ese mismo objeto a través del análisis automático de las imágenes del TO20, corregido para aproximar mejor los resultados a los obtenidos para observador humano. En la tabla 1 se recogen los coeficientes obtenidos para cada panel y, por otro lado, se propone un ajuste común para cada modelo de panel plano.

ID Panel plano	Marca	Modelo	K _{u1} NNPS	K _{u1} TO20	a	b	R ²	a _{modelo}	b _{modelo}	R2modelo
CU14-FP1	GE	Flashpad	2.08	2.28	-1.1011	-0.5346	0.9961	-1.1084	-0.5443	0.9891
CU14-FP2	GE	Flashpad	2.08	2.24	-1.0981	-0.5317	0.9970			
HGO22-FP1	GE	Flashpad	2.50	2.16	-1.1317	-0.5983	0.9976			
HGO22-FP2	GE	Flashpad	2.50	2.15	-1.1430	-0.6078	0.9960			
HGO23-FP1	GE	Flashpad	1.93	2.06	-1.1345	-0.5989	0.9906			
HGO23-FP2	GE	Flashpad	1.90	1.86	-1.0311	-0.4007	0.9900			
HGO-SA01 FP2	GE	Flashpad	2.45	2.50	-1.1364	-0.5718	0.9939			
HGO-SA01 FP1	GE	Flashpad	2.40	2.35	-1.0148	-0.4317	0.9824			
GE82	GE	Flashpad HD	1.66	1.72	-1.1966	-0.6687	0.9989	-1.1865	-0.6287	0.9869
GE80	GE	Flashpad HD	2.05	2.02	-1.1775	-0.5905	0.9790			
CSAL01-FP1	Carestream	DRX Plus	2.20	2.17	-1.1979	-0.7318	0.9842	-1.1564	-0.6291	0.9835
CSAL01-FP2	Carestream	DRX Plus	2.38	2.16	-1.2403	-0.7398	0.9929			
CSBUZ01 FP1	Carestream	DRX Plus	1.94	1.86	-1.1007	-0.4911	0.9946			
CSSG01-FP1	Carestream	DRX Plus	3.60	2.16	-1.1647	-0.6799	0.9926			
CSSG01-FP2	Carestream	DRX Plus	3.60	2.10	-1.1826	-0.6978	0.9890			
HVC47- FP1	Carestream	DRX Plus	2.24	2.14	-1.2067	-0.6989	0.9773			
HVC47- FP2	Carestream	DRX Plus	2.08	1.98	-1.0671	-0.4813	0.9952			
CSSE01-FP1	Canon	CXDI-410	1.97	2.07	-1.1822	-0.7086	0.9936	-1.1439	-0.5868	0.9675
CSSE01-FP2	Canon	CXDI-410	2.01	2.02	-1.2095	-0.6912	0.9707			
CST04-FP1	Canon	CXDI-410	2.19	2.15	-1.1015	-0.4895	0.9649			
CST04-FP2	Canon	CXDI-410	2.18	2.19	-1.1525	-0.5988	0.9649			
CCPV10-FP1	Trixell	Pixium 4600	2.43	2.45	-1.1472	-0.6985	0.9842	-1.0735	-0.5272	0.7950
CCPV10-FP2*	Trixell	Pixium 4600	2.11	2.70	-1.0322	-0.4187	0.9666			
HRS22-FP1	Fuji		2.07	2.06	-1.1271	-0.3606	0.9349	-1.1271	-0.3606	0.9349
HN67-FP1	Konica Minolta	AeroDR3 1417 HD	2.08	2.08	-1.1125	-0.5463	0.9883	-1.1261	-0.5640	0.9811
HN68-FP1	Konica Minolta	AeroDR3 1417 HD	2.63	2.10	-1.1069	-0.5389	0.9811			
G69	Agfa	DX-D 40	1.89	1.91	-1.1465	-0.5958	0.9419	-1.1465	-0.5958	0.9419

* Panel plano no extraíble

Tabla 1. Coeficientes del ajuste lineal entre el logaritmo del contraste umbral y el logaritmo del índice de detectabilidad para 27 paneles planos.

Figure 475: enter image description here

Conclusiones

El uso del ajuste común estima de forma razonable los contrastes umbral obtenidos para cada diámetro. Sin embargo, ha de tenerse en cuenta que existe cierta variabilidad entre paneles y condiciones de adquisición. Idealmente, estos coeficientes se establecerían para cada panel plano y en unas condiciones bien definidas en las pruebas de aceptación, de manera que las condiciones puedan reproducirse en los siguientes controles de calidad para ofrecer resultados predictivos del contraste umbral sin necesidad de realizar a cabo análisis costosos en recursos y tiempo.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1044**REJILLA ANTIDIFUSORA ELECTRÓNICA****Autores:** Javier González González¹ ; Pedro Antonio García Higuera^{None}¹ Hospital Universitario Torrecárdenas**Corresponding Author:** javikari@gmail.com**Antecedentes y Propósito**

Aunque en las últimas décadas la exploración radiológica no ha parado de experimentar sucesivas revoluciones tecnológicas, el uso de la rejilla antidifusora o Potter-Bucky se ha mantenido sin cambios significativos desde su aparición en su forma actual en 1921, hace justamente un siglo. La rejilla Potter-Bucky se utiliza de forma generalizada pero presenta un gran inconveniente: al estar situada entre el paciente y el sistema de imagen, es necesario incrementar la intensidad y energía del haz clínico de rayos X, lo cual conlleva un significativo incremento en la dosis absorbida por el paciente.

El dispositivo que aquí se presenta, representa un cambio de esta situación y permite realizar las m

Material y Métodos

La rejilla antidifusora electrónica consiste en dos retículas de espectrómetros de estado sólido a temperatura ambiente, por ejemplo del tipo CdZnTe. Así, cada celda detectora que conforma cada una de las retículas cuenta con capacidad de realizar análisis energético del campo de radiación. El tamaño de estas retículas debe ser algo mayor que el tamaño máximo de imagen que se quiera conseguir. La retícula posterior forma el sistema de imagen planar o está integrada en él.

Para formar una imagen radiológica de baja dosis se sitúa el paciente entre las dos retículas y se genera un haz colimado de rayos X diagnósticos con un tubo convencional. Se obtiene una lectura de fluencia energética en la primera retícula, que es la suma del haz primario más la radiación retrodispersada por el paciente. En la retícula posterior, dispuesta detrás del paciente y en paralelo a la primera, se obtiene la respuesta de fluencia correspondiente a la radiación transmitida más la dispersión. La exploración termina cuando el Control Automático de Exposición determina que hay suficiente información para formar una imagen de calidad. Una vez el paciente ha salido de la sala de exploración, se repite el disparo con exactamente las mismas condiciones y parámetros. Restando las lecturas de la exploración con paciente y sin él obtendremos dos matrices de datos de dimensión tres. La de la retícula anterior corresponderá a la fluencia de la radiación retrodispersada por el paciente. A su vez en la retícula posterior se tendrá una segunda matriz que representará la superposición de la fluencia dispersada y transmitida.

Mediante un algoritmo propuesto basado en el análisis de isosuperficies de efecto Compton es posible discernir que componente de la imagen obtenida es debida a la radiación primaria, que ha atravesado al paciente, y cual ha sido dispersada y sólo representa ruido, permitiendo filtrarla.

Conclusiones

El desarrollo tecnológico y computacional que se observa en los últimos tiempos invita a ser optimistas y a pensar que la rejilla antidifusora electrónica puede ser parte del futuro de la radiología clínica: la Radiología de Baja Dosis a Paciente.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 997**ANÁLISIS OBJETIVO DEL CONTRASTE.****Autores:** María Jesús Macías Castillo^{None} ; Pedro Javier Mancha Mateos¹¹ Hospital Universitario de Badajoz**Corresponding Author:** mariajesusmaciascastillo@gmail.com**Introducción.**

El contraste, definido como la diferencia relativa en la intensidad entre dos zonas adyacentes, es uno de los parámetros que se han de analizar en el control de calidad de imagen en equipos de radiodiagnóstico. Habitualmente, se usan métodos subjetivos para obtener su valor visual límite, lo que presenta problemas importantes de reproducibilidad, ya que dependen del observador, de Look up table de la presentación (LUT) y del monitor de visualización. Para un análisis objetivo, los resultados deben poder registrarse de manera sencilla, consistente y deben ser reproducibles. En el presente estudio se propone un método automatizado para la evaluación objetiva del contraste a través de un parámetro cuantitativo: la relación contraste-ruido, en adelante CNR.

Material y métodos.

Se han utilizado 18 series de imágenes obtenidas en uno de los arcos quirúrgicos de nuestro Hospital (Siemens Cios Select Orbic HF Generator) con detector digital de panel plano para los modos de dosis disponibles (baja, media y alta). A la salida del haz de radiación se han interpuesto láminas de cobre de 1 y 2 milímetros de espesor para reproducir así lo máximo posible la situaciones clínicas más comunes. Las imágenes tomadas han sido del maniquí TOR18FG, que cuenta con 18 círculos con contrastes conocidos (que llamaremos “contraste nominal” en lo que sigue) cuyos valores están comprendidos entre 16.7% y 0.9%.

A continuación, se han obtenido automáticamente las CNR para todos los círculos de contraste mediante una macro de ImageJ creada en nuestro centro, considerando los valores de píxel promedio y las desviaciones típicas de distintas ROIs situadas sobre los círculos de contraste y en la zona homogénea de fondo adyacentes a cada círculo:

$$CNR = \frac{|VP_{fondo} - VP_{area}|}{\sqrt{\frac{Desv_{area}^2 + Desv_{fondo}^2}{2}}}$$

Posteriormente, se realizó un ajuste lineal representando la CNR obtenida para cada círculo vs. el contraste nominal de éste:

$$CNR.Calculada = m \cdot ContrasteNominal$$

A través de las pendientes obtenidas, m, podremos calcular el contraste para un valor de CNR determinado:

$$ContrasteTeorico = \frac{CNR.Calculada}{m}$$

La elección del valor límite del contraste se ha realizado considerando que un círculo va a ser distinguible del fondo siempre que la diferencia entre los valores de píxel entre ambas zonas sea superior al ruido, es decir, para $CNR \geq 1$. Por tanto, el contraste límite correspondería con la inversa de la pendiente anteriormente estimada.

Resultados y Discusión

En la siguiente gráfica se pueden ver los ajustes lineales realizados con los datos obtenidos para las imágenes de cada dosis y espesor de cobre:

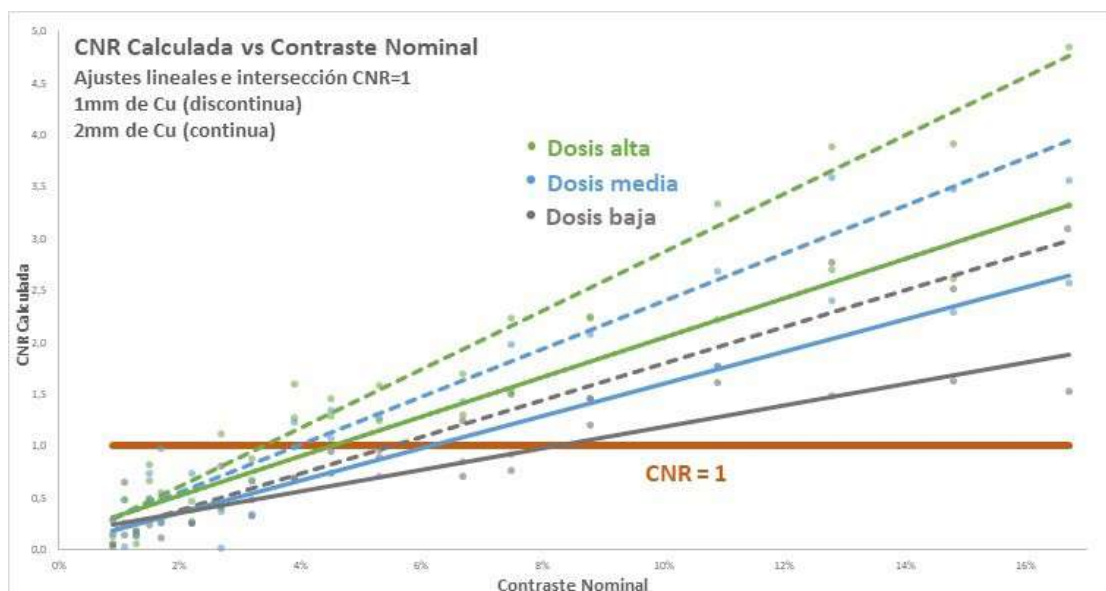


Figure 476: CNR Calculada vs Contraste Nominal

Representando los datos de contraste para el valor límite impuesto de CNR unidad:



Figure 477: Contraste para CNR=1 y distintas dosis y espesores

Los contrastes obtenidos considerando CNR = 1 muestran los resultados esperados: mayores contrastes para mayores dosis. Además, a mayor filtro interpuesto, peor contraste.

Conclusiones

La metodología empleada permite comparar de manera sencilla y cuantitativa el contraste de las imágenes obtenidas tras realizar los controles de calidad de los equipos de radiodiagnóstico, sin necesidad de realizar un examen visual previo de las mismas, evitando así la subjetividad que ello conlleva.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 999**INFLUENCIA DE LA POSICIÓN DEL EXPOSÍMETRO AUTOMÁTICO EN LA DOSIS GLANDULAR Y LA CALIDAD DE IMAGEN EN UN MAMÓGRAFO CR**

Autores: Jaime Gordillo Cerezo¹ ; Ana Maria Villalobos Álvarez² ; Félix Navarro Guirado³ ; Francisco Javier Casado Villalón⁴ ; Coral Bodineau Gil⁴

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² HRU Málaga

³ Hospital Regional Universitario de Málaga

⁴ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: jaime.gordillo.sspa@juntadeandalucia.es

Objetivo

Comprobar las variaciones en la dosis glandular promedio (DGP) debidas a la posición del exposímetro en un mamógrafo GE Senographe Essential, en el modo de trabajo STD AUTO, valorando su repercusión en la calidad de imagen.

Método

Se ha medido la DGP empleando un maniquí de láminas de PMMA con espesores entre 2 y 7 cm. Para cada espesor se mide la DSE en las cinco posiciones del exposímetro con un detector PTW T60004 conectado a un electrómetro PTW DIADOS E T11035.

La implicación en la calidad de imagen se ha analizado con un maniquí CIRS 011A. También se ha medido la fluencia del haz en dirección pared costal-columna mediante el ennegrecimiento de una película Gafchromic XR-QA2.

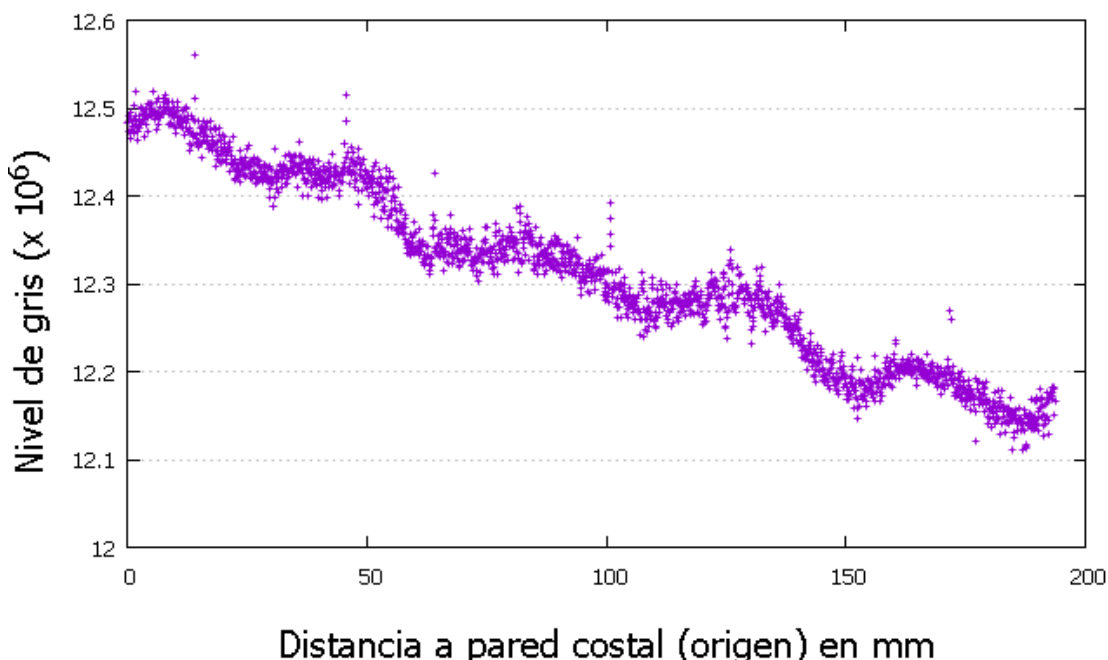


Figure 478: Perfil de nivel de gris en la dirección pared costal – columna con película radiocrómica.

Resultados

El exposímetro automático regula la técnica en función del espesor atravesado de PMMA, la asimetría del haz de radiación y el efecto anódico. La suma de los dos últimos es responsable de la disminución de la fluencia del haz en la dirección pared costal-columna del equipo (Figura 1).

El mamógrafo estudiado compensa la disminución de fluencia del haz medida al desplazar el exposímetro incrementando la carga del tubo. Esto implica un aumento de la DGP (Tabla 1), que en algunos casos supera la DGP considerada por el PECCRD para la posición más cercana a pared costal.

Espesor PMMA (cm)	Posición del exposímetro					Límites DGP PECCRD para la posición próxima a la pared costal
	1	2	3	4	5	
2,0	0,6±0,1	0,6±0,1	0,7±0,1	0,7±0,1	0,8±0,1	≤ 1,0 mSv
3,0	1,1±0,2	1,2±0,2	1,2±0,17	1,3±0,2	1,4±0,2	≤ 1,5 mSv
4,0	2,0±0,3	2,1±0,3	2,2±0,3	1,7±0,2	1,9±0,3	≤ 2,0 mSv
4,5	2,0±0,3	2,1±0,3	2,3±0,3	2,4±0,3	2,3±0,3	≤ 2,5 mSv
5,0	2,9±0,5	3,0±0,4	3,2±0,4	3,4±0,5	3,8±0,5	≤ 3,0 mSv
6,0	4,2±0,6	4,2±0,6	4,5±0,6	4,8±0,7	5,3±0,7	≤ 4,5 mSv
7,0	4,1±0,6	4,1±0,6	4,1±0,6	4,2±0,6	4,4±0,6	≤ 6,5 mSv

Figure 479: DGP (mSv) para diferentes espesores de PMMA y todas las posiciones del exposímetro.

Atendiendo a la visibilidad de los objetos del maniquí CIRS, la calidad de imagen resulta ser aceptable para todas las posiciones del exposímetro.

Conclusiones

Para un espesor dado de PMMA, la posición del exposímetro modifica la técnica debido al efecto anódico y la asimetría del haz. Esto implica una mayor DGP para posiciones más alejadas de la pared costal. La calidad de imagen no se ve afectada sustancialmente al cambiar la posición del exposímetro.

Este aumento de DGP para el maniquí estudiado se vería compensado para una mama real porque su anatomía tiende a compensar la caída de fluencia del haz.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1279**Desarrollo de un software para el control de calidad de los parámetros geométricos en tomosíntesis digital de mama**

Autores: Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Aitor Ortega^{None} ; Bonifacio Tobarra² ; Manuel José Buades Forner¹

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: cuentadaniel@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN

En este trabajo se presenta un software propio desarrollado para el análisis de diferentes parámetros geométricos de un equipo de tomosíntesis digital de mama.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Se ha utilizado la herramienta AppDesigner de MatLab®2019b para la programación del software. El programa permite la determinación automática del plano de mejor foco promedio, su angulación (si existe) y tamaño de píxel, así como la evaluación de las distorsiones geométrica (escala) y en profundidad y la función de dispersión de artefactos.

Las imágenes correspondientes a los planos reconstruidos pueden estar en un archivo stack o como serie de imágenes independientes, en formatos DICOM o TIF.

Una ventaja adicional es que permite su uso con maniqués no diseñados específicamente para estas pruebas, como el maniquí de calibración ASY-02042 de Hologic, que se suministra con los equipos.

3. RESULTADOS

La figura 1 recoge una captura de pantalla de la ventana del programa.

La interfaz del programa guía al usuario sobre los pasos secuenciales a seguir (izda. figura 1):

- 1) Selección de imágenes.
 - 2) Datos del equipo y maniquí: tamaño de píxel y ancho de corte (tomados automáticamente de la cabecera DICOM), diámetro de las esferas y número de filas y columnas (suministrado por el usuario).
 - 3) Marcado de esferas de referencia: para guiar al programa en la detección automática.
 - 4) Eliminación de puntos indeseados (por artefactos o suciedad).
 - 5) Ajuste automático del corte más nítido.
 - 6) Selección de puntos para cálculo de distorsiones y tamaño de píxel en ambas direcciones.
 - 7) Cálculo.
 - 8) Exportación de resultados resumen (formatos xlsx, csv, txt, dat o xls, a elección de usuario).
 - 9) Generación de informe completo (formatos pdf, docx o html) con gráficos de distribución de valores. Un ejemplo se presenta en la figura 2.
- Junto con el programa se ha elaborado una guía de usuario y un manual técnico para el manejo del programa y la descripción de los procedimientos de cálculo. El programa puede ejecutarse como aplicación dentro de MatLab o exportarse como ejecutable independiente a plataformas Windows y Mac.
- El programa resuelve con éxito análisis sobre maniquí EU DB Test de Artinis y ASY-02042 de Hologic.

4. CONCLUSIONES

La herramienta desarrollada permite un análisis automático de los parámetros geométricos de un equipo de tomosíntesis digital de mama, lo que facilita enormemente la realización de rutina de dichas pruebas.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1295**Determinación del tamaño de píxel en los planos reconstruidos de los equipos Hologic de tomosíntesis digital de mama**

Autores: Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Aitor Ortega^{None} ; Bonifacio Tobarra² ; Manuel José Buades Forner¹

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: cuentadaniel@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO En algunos equipos de tomosíntesis digital de mama el tamaño de píxel (TP) de los planos reconstruidos cambia con la distancia del plano al tablero, pero la cabecera DICOM de las imágenes muestra un TP fijo para todos los planos, por lo que la determinación de distancias sobre planos distintos al de referencia introduce errores si se toma sólo el valor presente en la cabecera. En este trabajo se ha determinado la relación entre el TP de los planos reconstruidos y la distancia del plano al tablero
2. MATERIALES Y MÉTODO Se han estudiado dos modelos de equipos Hologic, con detector de 70 micras: Dimensions (agrupa píxeles, “binning”, en la adquisición de las proyecciones) y 3Dimensions Clarity HD (que no aplica “binning”). Se utiliza el maniquí de calibración ASY-02042 de Hologic y software de análisis propio para obtener el TP a distintas alturas de planos focales y espesores de reconstrucción. Por análisis geométrico y regresión lineal, obtenemos las curvas de TP para ambos modelos.
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Planos reconstruidos**A-3Dimensions**

Por geometría, puede obtenerse el TP a cualquier distancia foco-plano de interés d , como:

$$TP(d) = \frac{d}{d(foco, detector)} TP(detector) = \frac{d}{70cm} 70\mu m = d \frac{\mu m}{cm}, (1)$$

ecuación muy simple por la coincidencia del TP en μm y la distancia foco-detector en cm .

Puede ser más útil referir el TP a la distancia tablero-plano de interés, h . Teniendo en cuenta que dicha distancia es $d(detector, tablero) = 2,5cm$, resulta:

$$TP(h) = d(h) \frac{\mu m}{cm} = [70cm - 2,5cm - h] \frac{\mu m}{cm} = (67,5cm - h) \frac{\mu m}{cm}, (2)$$

relación comprobada empíricamente en 2 equipos del mismo modelo.

La cabecera DICOM de los planos reconstruidos en formatos BTO y CT muestra un mismo valor de TP en todos los planos (etiqueta 0028,0030: Pixel Spacing) por compatibilidad con PACS 2 correspondiente al estimado para $h = e/2$ mitad del espesor de reconstrucción e (etiqueta 0018,11A0: Body Part Thickness).

B-Dimensions

Las medidas experimentales se ajustan a la recta:

$$TP(h) = ah + b = (-1,663 \pm 0,0038)h \frac{\mu m}{cm} + (112,25 \pm 0,25)\mu m. (3)$$

Comparando con (2), se deduce que el equipo, una vez reconstruida la imagen, realiza una interpolación a TP en detector de $\sim 116\mu m$ (en 2 se indica $100\mu m$, si bien la versión de software de nuestros mamógrafos es más actual).

Finalmente, (3) puede aproximarse a:

$$TP(h) \approx \frac{5}{3}(67,5cm - h) \frac{\mu m}{cm} = \frac{5}{3}d \frac{\mu m}{cm}, (4)$$

expresión que tiene en cuenta el factor de “binning”.

Imagen 2D

De acuerdo con las indicaciones del fabricante, el TP de imagen 2D (etiqueta 0028,0030) corresponde a una altura de referencia $h=2,25cm$ (mitad del espesor $e=4,5cm$ de la mama ACR) a partir del factor de magnificación por la divergencia del haz ERMF (estimated radiographic magnification factor, etiqueta 0018,1114):

$$ERMF = \frac{70cm}{67,5cm - 2,25cm} \approx 1,0728 \approx 1,073^*, (5)$$

$$TP_{DICOM} = \frac{70\mu m}{ERMF} = \frac{70\mu m}{1,073} = 65,2377\mu m \approx 0,065238mm^*, (6)$$

que por ec. (2) resultaría $TP(h = 2,25\text{cm}) = 67,5\text{m} - 2,25\text{m} = 65,25\text{m}$, equivalente salvo redondeo.

*Recogidos así en la cabecera (eventualmente puede ser $ERMF = 1$ por ajuste del servicio técnico).

4. CONCLUSIONES

En los equipos Hologic analizados, existe una relación geométrica que permite obtener el TP de otros planos distintos del de referencia a partir de la distancia plano-tablero o foco-plano.

5. BIBLIOGRAFÍA

1 DICOM Conformance Statement Selenia Dimensions® 3Dimensions™ Acquisition Workstation. Part Number MAN-05338. Revision 001. Julio 2017.

2 Technical evaluation of Hologic Selenia Dimensions digital breast. NHSBSP Equipment Report 1307 Version 2. Agosto 2014.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1282

Verificación de una aplicación para el control de calidad de los parámetros geométricos de los equipos de tomosíntesis digital de mama

Autores: Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Aitor Ortega^{None} ; Bonifacio Tobarra² ; Manuel José Buades Forner¹

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: cuentadaniel@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN

En los equipos de tomosíntesis de mama, la verificación de los parámetros geométricos en los planos reconstruidos tiene una especial relevancia. En este trabajo, presentamos las pruebas de funcionalidad a que hemos sometido un programa propio (GTB) desarrollado para el análisis del plano de mejor foco promedio, su angulación (si existe) y tamaño de píxel, así como la evaluación de las distorsiones geométrica (escala) y en profundidad y la función de dispersión de artefactos.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Los resultados del programa se han comparado con los que proporciona el plugin NCCPM para ImageJ sobre imágenes obtenidas con el maniquí EU DBT Test de Artinis.

La robustez del método de cálculo se ha verificado mediante un análisis de su repetibilidad y reproducibilidad utilizando un mamógrafo Hologic 3Dimensions y su maniquí de calibración ASY-020042.

3. RESULTADOS

La tabla 1 recoge los resultados obtenidos con el plugin NCCPM de ImageJ y con nuestro software así como las desviaciones relativas entre ambos, con el maniquí de esferas situado a dos distancias distintas sobre el soporte de la mama.

La tabla 2 recoge los resultados del análisis de repetibilidad (31kV, 25mAs) y reproducibilidad (27kV con cargas de 3, 16 y 32,5 mAs).

Para el análisis de precisión (repetibilidad usuario-software sobre una misma medida) no se ha obtenido error significativo (coeficiente de variación CV <0,01%, definido como el ratio desviación típica(DTP)-promedio).

4. DISCUSIÓN

Los resultados indican que el programa responde robustamente bajo análisis de precisión, repetibilidad en medidas distintas y reproducibilidad.

El análisis de nuestro software con el plugin NCCPM de ImageJ muestra resultados concordantes dentro de los intervalos combinados de incertidumbre. Las incertidumbres asociadas son del mismo orden que las del plugin NCCPM.

5. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran que nuestro programa es adecuado para el control de los parámetros geométricos de los equipos de tomosíntesis digital de mama.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1291**Verificación de la constancia de los parámetros geométricos en tomosíntesis digital de mama con el maniquí ASY-02042 de Hologic**

Autores: Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Aitor Ortega^{None} ; Bonifacio Tobarra² ; Manuel José Buades Forner¹

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: cuentadaniel@gmail.com

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

Las pruebas de control de los parámetros geométricos de los planos reconstruidos en tomosíntesis son fundamentales en un programa de control de calidad. Para ello es conveniente disponer de maniqués específicos, como el maniquí de esferas EU DB Test de Artinis, aunque no todos los servicios disponen de los mismos. En este trabajo se estudia la viabilidad de utilizar el maniquí de calibración ASY-02042 que acompaña a los equipos de tomosíntesis Hologic 3Dimensions y Dimensions para pruebas de constancia.

MATERIALES Y MÉTODO

El maniquí de calibración ASY-02042 de Hologic utilizado consta de dos planos de esferas de diámetros $1,4 \pm 0,1\text{mm}$, separados en altura $6,3\text{cm}$.

La función de dispersión de artefactos se define como:

$$FDA(u) = \frac{VPM_{ax}(u) - VPM_f(u)}{VPM_{ax}(u_0) - VPM_f(u)}$$

con $u = x, y, z$, las tres direcciones espaciales, VPM_{ax} el valor máximo de píxel en una región en el plano perpendicular a u , u_0 el plano focal (de mayor nitidez) y VPM_f el valor de píxel promedio del fondo adyacente a la región de la esfera. Calculamos la anchura completa a media altura, ACMA, de FDA para las tres direcciones espaciales.

Utilizamos la expresión de distorsión lineal relativa siguiente:

$$DLR(u) = \frac{d_u[\text{pixel}] \cdot TP_u - d_{u,real}}{d_{u,real}}$$

donde d_u es la separación, en píxeles, en la dirección u , entre dos esferas del maniquí, $d_{u,real}$ su distancia conocida, y TP_u el tamaño de píxel en la dirección u (ancho de corte en dirección z) estimado por proyección geométrica a la altura focal para $u = x, y$, donde $TP_u = d_{u,real}/d_u[\text{pixel}]$, que en los mamógrafos Hologic es diferente del recogido en la cabecera DICOM de la imagen (sólo válido para el plano de espesor medio).

Se han analizado cuatro equipos Hologic, dos equipos Selenia Dimensions y dos 3Dimensions.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La figura 1 muestra, para las tres direcciones, los valores de ACMA (FDA) mientras que los valores de DLR se recogen en la figura 2. En ambos casos las incertidumbres corresponden a la desviación típica asociada a la mediana de 20 esferas.

Se observan pequeñas diferencias entre los dos modelos con distinto “binning” dentro de los intervalos de incertidumbre.

4. CONCLUSIONES

La poca variación en los resultados encontrados para los cuatro equipos permite establecer valores generales de constancia para ACMA(FDA) y DLR . Es necesario un mayor seguimiento para establecer límites de tolerancia.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1287**OBTENCION DE VALORES DE MTF EN 8 DETECTORES DIGITALES DIRECTOS DE EQUIPOS DE RADIOLOGÍA CONVENCIONAL.**

Autores: Fernando Caudepón Moreno¹ ; Aitor Fernandez Iglesias² ; Rocío Estrada García² ; Santiago Miquélez Alonso²

Co-autores: Laura Bragado Álvarez² ; Francisc Rosales³ ; Naiara Fuentemilla ; Fernando Mañeru Cámara² ; Santiago Pellejero Pellejero² ; Victor de la Llana Granja² ; Jesús Escobar Cerezo² ; Fabio Pérez Gómez²

¹ *Complejo Hospitalario de Pamplona*

² *Complejo Hospitalario de Navarra*

³ *Hospital Basurto*

Corresponding Authors: fcaudepon@gmail.com, afernandez7694@gmail.com

INTRODUCION

En la actualidad la oferta de equipos de radiología convencional en el mercado es amplia y los detectores digitales de estos equipos también es amplia. Se propone en este trabajo una descripción de los métodos de obtención de la Función Respuesta del Sistema y de Función de Transferencia de Modulación (MTF) de los detectores digitales extraíbles que ofrecen las principales casas comerciales de radiología convencional.

MATERIAL Y METODOS

Se han analizado 8 detectores digitales como se indica en la Tabla 1. Los parámetros físicos de los paneles planos difieren de un modelo a otro. Cada equipo tiene un tamaño de detector y un tamaño de píxel diferente. Se han seleccionado en todos los casos paneles extraíbles por la facilidad que ofrecen para realizar las medidas.

Para realizar el cálculo de la MTF de cada detector se ha seguido las recomendaciones del documento IEC 62220-1. Todo el proceso de cálculo se ha realizado en una calidad de radiación IEC-RQA5. El voltaje IEC de referencia utilizado en todos los casos ha sido aproximadamente de 70 kV y una capa hemirreductora objetivo de 6,8 mm de Al. Se ha empleado un filtro de 21 mm de Al del 99% de pureza y un borde de tungsteno de la casa Wellhofer.

En primer lugar, se ha calculado la Función de Transferencia del sistema para linealizar los valores de píxel obtenidos. A continuación, se ha calculado la MTF en las dos direcciones principales del detector siguiendo el método del borde descrito en el documento IEC 62220-1. Los disparos sobre el borde de tungsteno se han realizado con unos mAs que proporcionen alrededor de 30 uGy para reducir el efecto del ruido. En cada caso se han empleado las imágenes con el mínimo procesado posible al que se ha podido tener acceso. Siempre que ha sido factible se han empleado imágenes DICOM "for Processing".

Para realizar los cálculos de la MTF se ha utilizado la aplicación COQ (Departamento de Física, Universidad de Bolonia) para ImageJ. E

RESULTADOS

Los resultados obtenidos se resumen en la tabla 1. Las MTF se presentan en la Figura 1. Los resultados representados en la gráfica son los correspondientes al promedio de los valores de MTF en los dos ejes principales. La respuesta del sistema en todos los casos es casi idéntica en los dos ejes por lo que se ha decidido representar el promedio de ambas direcciones.

DISCUSION

Los resultados obtenidos concuerdan bien con las especificaciones entregadas por el fabricante y pueden servir como referencia a aquellos que van a realizar controles sobre estos paneles planos por primera vez.

CONCLUSIONES

El documento IEC62220-1 y el plugin COQ proporcionan una metodología sólida que permite obtener resultados reproducibles en el tiempo de la MTF en controles de calidad rutinarios sin un consumo excesivo de tiempo.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1296**Aplicación del observador modelo NPWE para estimación de las curvas detalle-contraste en mamografía.**

Autores: Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Rocío Estrada García¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Victor de la Llana Granja¹ ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Santiago Miquelez³

¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*

² *Complejo Hospitalario de Pamplona*

³ *Complejo Hospitalario Navarra*

Corresponding Author: afernandez7694@gmail.com

Introducción

El estándar para la caracterización de la calidad de imagen en mamografía 2D, es el CDMAM. Sin embargo, hay centros que no disponen de este maniquí para realizar el control de calidad. El objetivo de este trabajo es validar el método del observador modelo NPWE para predecir los resultados que se obtendrían del análisis de las imágenes del CDMAM.

Materiales y métodos

La validez del método se ha evaluado en un mamógrafo Selenia Dimensions de Hologic. Para ello, se ha establecido una relación log-log entre el índice de detectabilidad y el espesor umbral para cada diámetro calculado con el CDMAM de Artinis Medical Systems: $\log ID = a \log t_{\text{umbral}} + b$. Este ajuste se ha realizado tanto en las pruebas de aceptación, como en los sucesivos controles de calidad. Por otro lado, se ha hecho una estimación del espesor umbral que se obtendría para cada diámetro a partir del índice de detectabilidad empleando los coeficientes de ajuste iniciales y los coeficientes de ajuste calculados en el propio control de calidad. A continuación, se han comparado ambos con lo obtenido con el CDMAM. En todos los casos las imágenes para la MTF y la NNPS se han adquirido y analizado tal y como indica el IEC-62220-2. El contraste empleado en el cálculo del índice de detectabilidad ha sido el obtenido a partir de la lámina de 0.2 mm de Al embebido en 5 cm de PMMA y con técnica de disparo de 31 kV W/Rh, al ser la empleada por el mamógrafo para espesores de mama equivalente a 6 cm. Por otro lado, se ha empleado la función de transferencia visual propuesta por Kelly considerando una distancia de visualización de 40 cm y una magnificación de 1.5.

Resultados

Tal y como se muestra en la figura 1 los valores obtenidos para los coeficientes del ajuste en las pruebas de referencia son $a = -1.4392$ y $b = -0.083$ con un $R^2 = 0.985$. En la tabla 1 se muestran, por un lado, las estimaciones de los espesores umbral realizadas a partir del índice de detectabilidad empleando los coeficientes de ajuste iniciales y, por otro, empleando los coeficientes de ajuste del propio control de calidad. Además, se han anotado las desviaciones de estas estimaciones con respecto a lo obtenido con el análisis del CDMAM.

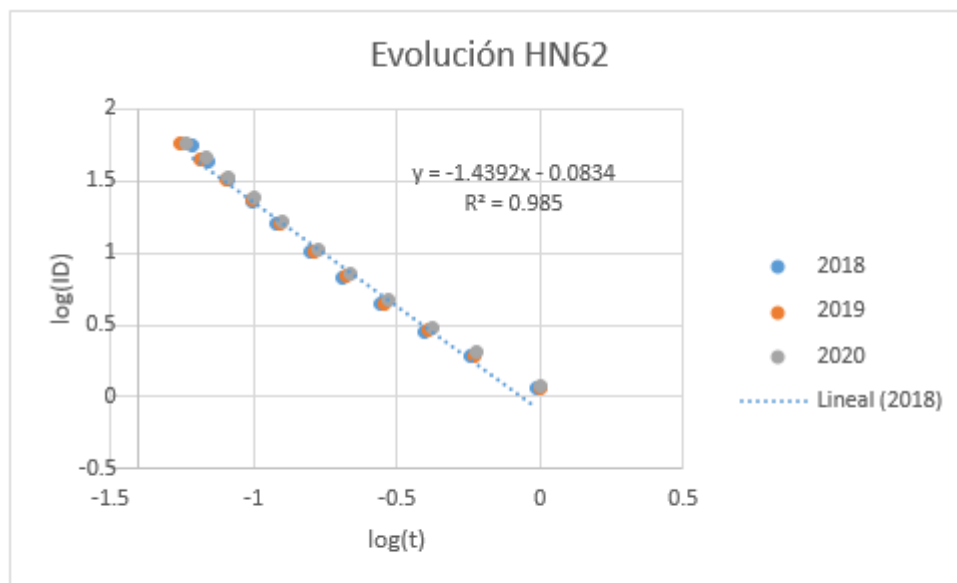


Figura 1. Representación del logaritmo del índice de detectabilidad y el logaritmo de los espesores umbral obtenidos con el CDMAM en las pruebas de control de calidad.

Figure 480: enter image description here

Diámetros (mm)	2018				2019				2020					
	t_{umbral} CDMAM	ID	t_{umbral} est.	Desv.	t_{umbral} CDMAM	t_{umbral} ID (inicial)	Desv.	t_{umbral} ID (actual)	Desv.	t_{umbral} CDMAM	t_{umbral} ID (inicial)	Desv.	t_{umbral} ID (actual)	Desv.
0.1	0.971	1.141	0.798	-17.8%	1.008	0.789	-21.70%	0.848	-15.92%	1.011	0.769	-23.97%	0.863	-14.67%
0.13	0.570	1.915	0.557	-2.2%	0.590	0.551	-6.60%	0.584	-1.03%	0.603	0.536	-11.10%	0.595	-1.33%
0.16	0.394	2.874	0.420	6.8%	0.408	0.415	1.83%	0.436	6.79%	0.421	0.404	-3.92%	0.445	5.71%
0.2	0.276	4.426	0.311	12.9%	0.286	0.308	7.42%	0.319	11.41%	0.297	0.300	1.07%	0.327	10.16%
0.25	0.203	6.762	0.232	14.2%	0.211	0.229	8.51%	0.235	11.31%	0.218	0.223	2.31%	0.241	10.49%
0.31	0.157	10.062	0.176	11.9%	0.163	0.174	6.71%	0.177	8.36%	0.168	0.169	1.01%	0.181	8.18%
0.4	0.121	15.780	0.129	6.5%	0.124	0.127	2.78%	0.128	3.17%	0.127	0.124	-2.24%	0.131	3.66%
0.5	0.099	22.783	0.100	1.0%	0.099	0.098	-0.66%	0.098	-1.23%	0.102	0.096	-5.36%	0.101	-0.44%
0.63	0.082	32.164	0.078	-4.3%	0.080	0.077	-3.11%	0.076	-4.51%	0.082	0.076	-7.86%	0.079	-3.79%
0.8	0.070	41.860	0.063	-9.5%	0.066	0.062	-4.84%	0.061	-6.97%	0.068	0.061	-10.05%	0.063	-6.70%
1	0.062	56.051	0.053	-13.3%	0.055	0.053	-4.76%	0.051	-7.48%	0.058	0.052	-10.74%	0.053	-7.89%

Tabla 1. En esta tabla se muestra la evolución de los espesores umbral calculados con el CDMAM. El $K_{a,i}$ empleado para el cálculo de la NNPS fue de 104.58 μGy , 107.57 μGy y 129.52 μGy respectivamente. En la adquisición del CDMAM el $K_{a,i}$ en el receptor de imagen es de 90 μGy aproximadamente en todos los casos. t_{umbral} ID (inicial) indica el espesor umbral estimado a partir del índice de detectabilidad empleando el ajuste obtenido en las pruebas de referencia. t_{umbral} ID (actual) indica el espesor umbral estimado a partir del índice de detectabilidad si se recalculan los coeficientes del ajuste log-log entre índice de detectabilidad y los espesores umbral obtenidos con el CDMAM en ese mismo año.

Figure 481: enter image description here

Discusión

En la tabla 1 se puede observar que los puntos que más se alejan del ajuste son los de los extremos. Por otro lado, el espesor umbral para los objetos de diámetro intermedio se estima de forma razonable empleando el ajuste inicial.

Conclusiones

Los resultados obtenidos empleando el modelo NPWE son coherentes con los obtenidos a través del análisis del CDMAM, aunque la exactitud de la estimación es menor en los extremos del rango analizado. Ha de tenerse en cuenta, además, que cuanto mayor sea la reproducibilidad de las condiciones de adquisición de las imágenes, más robusto va a ser el método que se propone.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1297**Análisis del impacto de la reconstrucción iterativa y la dosis sobre la calidad de imagen en tomografía computarizada**

Autores: Fernando Caudepón Moreno¹ ; Aitor Fernandez Iglesias² ; Rocío Estrada García² ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Laura Bragado Álvarez² ; Victor de la Llana Granja² ; Jesús Escobar Cerezo² ; Fabio Pérez Gómez² ; Santiago Pellejero Pellejero² ; Fernando Mañeru Cámara² ; Santiago Miquelez³

¹ *Complejo Hospitalario de Pamplona*

² *Complejo Hospitalario de Navarra*

³ *Complejo Hospitalario Navarra*

Corresponding Authors: fcaudepon@gmail.com, afernandez7694@gmail.com

Introducción

La introducción de las técnicas de reconstrucción iterativa en tomografía computarizada ha supuesto la posibilidad de poder optimizar los protocolos de adquisición que se empleaban hasta el momento. El objetivo de este trabajo es hacer un análisis del impacto sobre la calidad de imagen de la reconstrucción iterativa de Siemens, SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction), para diferentes niveles de dosis.

Material y métodos

Se han realizado varias adquisiciones de las secciones CTP682 y CTP712 del maniquí Catphan® 700 (The Phantom Laboratory) en un escáner Somatom Confidence de 20 cortes (Siemens Healthineers, Alemania). Cada sección se ha adquirido de forma helicoidal con pitch 1, con una configuración de los detectores de 20x0.6 mm y a dos tensiones del tubo (100 y 120 kVp). Se ha mantenido constante el tiempo de rotación en 1 s y la corriente del tubo se ha variado manualmente para obtener distintos niveles de dosis. Los parámetros de reconstrucción han sido: un espesor de corte de 1.5 mm, FOV de 250 mm con una matriz de 512x512, dos filtros de convolución con diferente nivel de realce (Hr38 y Hr49) y se ha variado el nivel de SAFIRE desde 0 hasta 5. El análisis de las imágenes se ha llevado a cabo con los programas Image J, imQuest (Universidad de Duke) y un software de desarrollo propio. Con las imágenes de la sección de uniformidad (CTP712) se ha llevado a cabo un análisis del ruido y se ha calculado el espectro de potencia del ruido. Las imágenes de los insertos cilíndricos ubicados en el módulo CTP682 se han empleado para llevar a cabo el cálculo de la función de transferencia de la tarea (TTF). Finalmente, se ha calculado el índice de detectabilidad para cada objeto basándonos en un observador modelo NPW.

Resultados y discusión

El ruido medido en la sección de uniformidad disminuye de forma potencial con el CTDIvol, independientemente del nivel de SAFIRE. Sin embargo, para cada nivel de dosis el ruido disminuye drásticamente a medida que el nivel de SAFIRE aumenta. Por otro lado, en la tabla 1 se muestran algunos de los índices de detectabilidad que hemos calculado. De estos resultados cabe destacar la gran diferencia entre índices de detectabilidad para los distintos objetos y la posibilidad de reducir el kV y/o la dosis, mejorando el índice de detectabilidad.

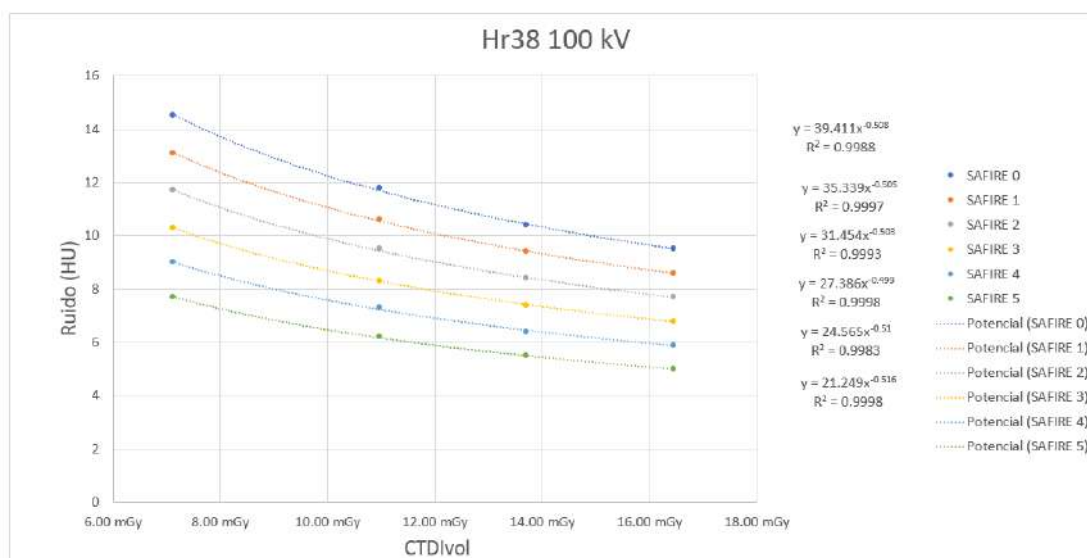


Figura 1. Nivel de ruido medido en la sección de uniformidad del Catphan700® para la adquisición con 100 kV que se ha reconstruido con Hr38.

Figure 482: enter image description here

				Hr38						Hr49					
		CTDIvol (mGy)	0	1	2	3	4	5		0	1	2	3	4	5
Acrílico	120 kV	7.32	8.5	8.3	8.7	9.8	9.8	10.0			9.6		10.9		12.2
		10.98	9.5	10.1	10.1	10.5	10.4	11.2		10.4	11.2	12.1	13.2	14.6	16.0
		13.72	11.2	10.4	11.5	11.7	12.4	13.2		11.0	10.9	12.8	14.1	15.7	17.8
		16.47	11.1	12.6	13.2	12.9	13.2	14.0		11.8	12.1	13.5	15.8	17.8	20.1
	100 kV	7.12	7.4	8.9	9.8	11.0	11.2	11.9		8.4	9.3	9.9	10.5	11.2	12.0
		10.96	11.3	12.0	13.1	12.2	13.9	15.3		11.2	9.7	11.0	12.8	14.4	15.7
		13.7	12.0	12.7	13.4	12.0	15.5	16.8		13.0	14.6	15.5	16.7	18.4	20.5
		16.44	13.5	14.5	15.2	15.9	16.9	18.3		14.7	14.8	15.7	17.3	19.0	21.9
Hueso 50%	120 kV	7.32	74.1	79.4	84.2	85.0	87.9	90.5		91.9		117.0		150.3	
		10.98	91.6	92.4	88.9	98.4	99.7	102.8		102.8	117.0	129.7	145.6	167.4	194.1
		13.72	98.1	102.4	104.3	106.8	113.1	114.3		113.5	130.1	143.6	161.0	187.5	214.6
		16.47	107.8	106.1	115.9	117.8	119.3	120.8		124.6	145.4	161.0	180.3	207.0	236.8
	100 kV	7.12	92.0	92.1	96.2	98.4	115.1	125.9		98.9	112.9	124.5	139.2	158.9	183.1
		10.96	110.8	116.9	123.8	131.6	137.9	143.9		124.3	142.2	158.2	177.5	202.7	236.8
		13.7	127.4	135.1	144.8	154.4	164.6	176.9		135.9	155.6	177.1	198.3	219.3	267.1
		16.44	134.4	142.0	150.2	160.1	168.5	181.1		149.5	164.9	187.4	210.1	235.1	276.5

Tabla 1. Índices de detectabilidad obtenidos para los objetos compuestos por acrílico y un material que simula hueso al 50%. Los dos números marcados en negrita muestran la posibilidad de cambiar el kV en un protocolo reduciendo la dosis y manteniendo la detectabilidad del objeto.

Figure 483: enter image description here

Conclusiones

La tabla 1 sugiere que los protocolos de adquisición en tomografía computarizada deben ajustarse en función de la tarea a desempeñar. Por otro lado, confirma que el índice de detectabilidad puede aumentar, aunque se reduzca el kV y/o la dosis, al menos en pacientes con un espesor equivalente al maniquí empleado.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1302**Comparación del ruido en dos detectores de panel plano del mismo fabricante para radiología digital**

Autores: Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Fernando Caudepón Moreno² ; Rocío Estrada García¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Naiara Fuentesmilla^{None} ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Victor de la Llana Granja¹ ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Fernando Mañeru Cámara¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Santiago Miquelez³

¹ Complejo Hospitalario de Navarra

² Complejo Hospitalario de Pamplona

³ Complejo Hospitalario Navarra

Corresponding Author: afernandez7694@gmail.com

Introducción

Recientemente un fabricante ha introducido un nuevo panel plano dinámico cuya principal diferencia con su predecesor ampliamente instalado radica en el tamaño de píxel. En este trabajo se realiza un análisis del ruido en ambos detectores empleando análisis simple, análisis de las componentes relativas y comparación del espectro de potencia del ruido (NNPS).

Materiales y métodos

Paneles planos Flashpad y Flashpad HD de General Electric (Chicago, Illinois). Se ha realizado un análisis del ruido a partir de la relación desviación estándar y kerma, un análisis de las componentes del ruido y una comparación del espectro de potencia del ruido. Las exposiciones a un kerma en torno a los 2 uGy se han realizado en condiciones RQA5 siguiendo las recomendaciones de adquisición y análisis del documento IEC-62220-1. En el caso del análisis de las componentes del ruido, se ha empleado una metodología similar a la empleada en el análisis de los paneles planos dedicados a mamografía.

Resultados

Desviación estándar frente a kerma: en la curva de ajuste potencial se obtiene un exponente superior o igual a 0.45 a partir de 0.82 uGy en el caso del panel Flashpad HD. Para el mismo kerma en el caso del detector Flashpad se obtiene un coeficiente de 0.5.

Componentes relativas del ruido:

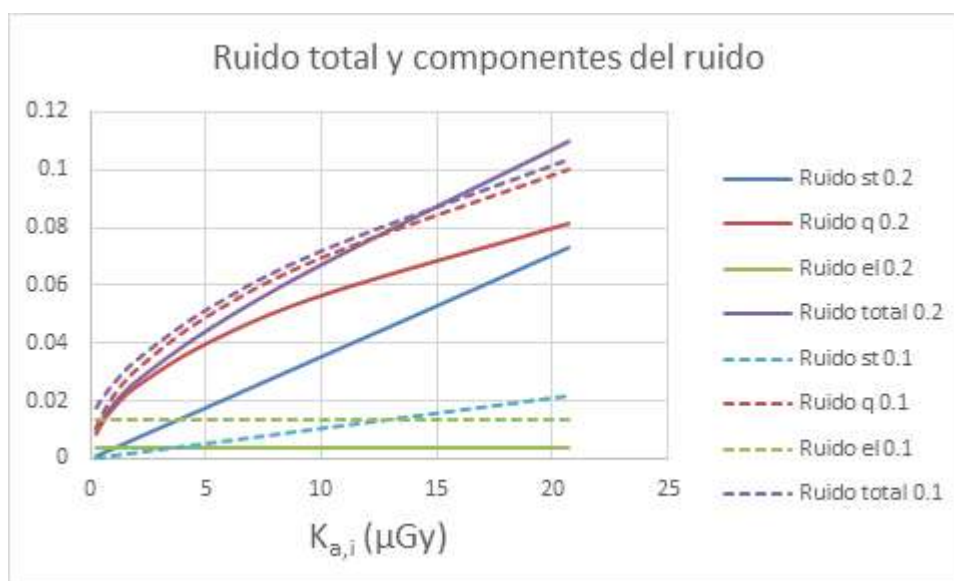


Figure 484: enter image description here

Espectro de potencia del ruido:

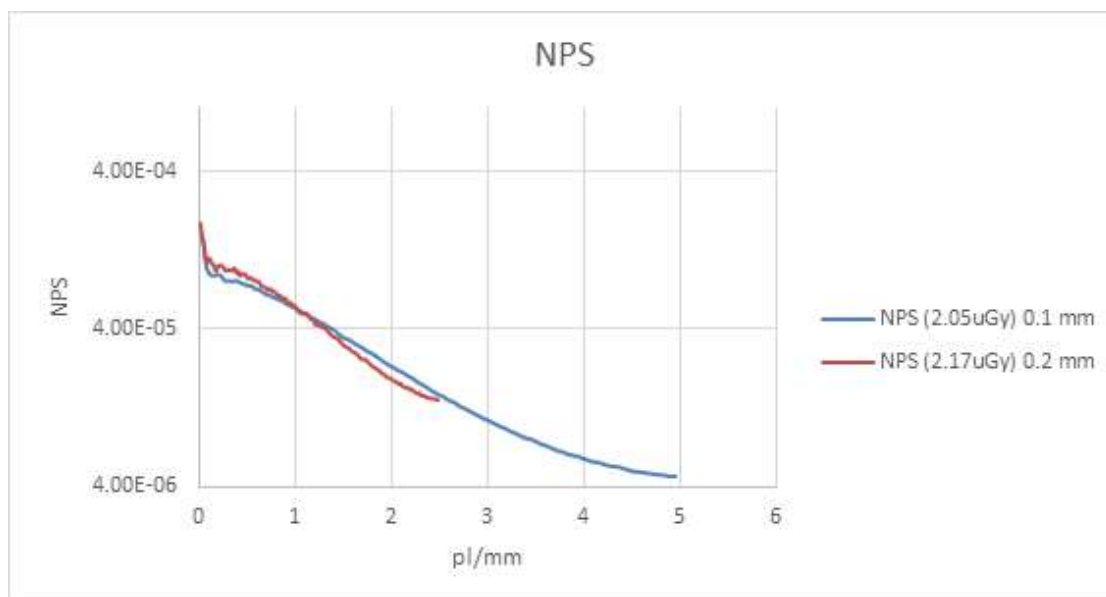


Figure 485: enter image description here

Discusión

La componente estructural es superior en el panel plano de 0.2 mm (Flashpad) en todo el rango de kerma. La componente cuántica es inferior en el panel plano de 0.2 mm en todo el rango de kerma y la componente electrónica es inferior en el panel plano de 0.2 mm. Una aproximación para estimar el rango de predominio de la componente cuántica consiste en igualar las componentes electrónicas y cuántica en el límite inferior y las componentes cuántica y estructural en el límite superior. Realizando cálculos sencillos se obtiene que los puntos de corte para el kerma son de 0.04 y 25.7 uGy en el panel plano Flashpad y de 0.4 y 450 uGy en el panel plano Flashpad HD. Esto concuerda bien con el hecho de que a menor tamaño de píxel mayor presencia de la componente electrónica y a mayor tamaño de píxel mayor presencia de la componente estructural.

Conclusiones

Es posible incorporar el análisis de las componentes del ruido al estudio de los paneles planos en pruebas de aceptación y en pruebas de prestaciones generales.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1304**Comparativa del índice de dosis entre equipos CT GE Revolution Evo**

Autores: Andrea Sánchez Ramos¹ ; Juan Miguel Granado Olmedo¹ ; Esther Angulo Pain² ; Rafael Jesús Martínez Luna³ ; Antonio Ortiz Lora⁴ ; Francisco Carrera Magariño⁵ ; M^a Amparo Iborra Oquendo⁶

¹ H.U. Puerta del Mar

² Hospital U. Puerta del Mar

³ Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba

⁴ Hospital Universitario Virgen Macarena

⁵ Hospital Juan Ramón Jiménez

⁶ HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR

Corresponding Author: andreasrbhg@gmail.com

Introducción

En este trabajo, se pretenden comparar los valores obtenidos para el CTDI₁₀₀, vol y CTDIAire durante las pruebas del estado de referencia inicial en varios GE CT Revolution Evo de diversos centros de Andalucía con los especificados en el Manual de Referencia Técnica (MRT) 1.

Material y método

Se utilizan cámaras de ionización tipo lápiz y electrómetros de distintas marcas (X2 CT Sensor de Unfors Raysafe, Mod. 20X6-3CT y electrómetro 2026C de RadCal, Mod. 1383 y electrómetro Unidos de PTW), todos ellos calibrados.

Para el CTDIAire, se evalúa para todas las colimaciones disponibles en ambos filtros, Small y Large. Para medidas en maniquí se utilizan fantasmas de metacrilato de 32 (Body) y 16 (Head) cm con los que obtenemos los valores del CTDI₁₀₀, vol para distintas colimaciones. Las medidas se realizan según la prueba TC020 del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRDv2011) 2 y el Manual de Referencia del equipo. Para colimaciones distintas de 40 mm, se emplean los factores de ajuste de abertura para punto grande proporcionados por la casa comercial.

Se comparan directamente los valores obtenidos entre los distintos equipos y con los proporcionados en el manual de referencia.

Resultados

En la Tabla 1 se presentan los valores extremos y promedios de CTDIAire obtenidos y su desviación respecto al valor de referencia.

Colimación (mm)	Filtro de forma	Valor mínimo CTDI (mGy)	Valor máximo CTDI (mGy)	Valor medio CTDI (mGy)	Valor CTDI MRT (mGy)	Desviación Valor Medio-MRT (%)
1,25	Large Body	127,63	154,13	145,86	137,00	6,47
2,5	Large Body	95,99	115,02	106,14	101,00	5,09
5	Large Body	90,59	103,60	98,96	96,00	3,08
10	Large Body	72,53	82,33	78,66	77,00	2,16
20	Large Body	63,15	70,69	67,83	66,00	2,78
40	Small Body	62,80	80,43	75,30	75,00	0,40
	Large Body	59,46	66,79	63,18	62,00	1,90

Figure 486: Tabla 1

En la Tabla 2 se presentan los valores extremos y promedios de CTDI₁₀₀, vol obtenidos y su desviación respecto a la referencia.

Colimación (mm)	Filtro de forma	Valor mínimo CTDI (mGy)	Valor máximo CTDI (mGy)	Valor medio CTDI (mGy)	Valor CTDI MRT (mGy)	Desviación Valor Medio-MRT (%)
1.25	Head	106.23	112.74	109.49	106.72	2.60
	Small Body	50.08	53.20	51.64	48.90	5.60
	Large Body	58.86	62.65	60.76	55.98	8.54
2.5	Head	77.96	83.98	80.97	75.99	6.55
	Small Body	36.22	38.65	37.44	34.75	7.74
	Large Body	42.25	45.02	43.64	39.77	9.73
5.00	Head	71.82	76.04	73.67	68.74	7.17
	Small Body	32.33	34.65	33.60	31.36	7.14
	Large Body	37.76	40.12	39.02	35.87	8.78
10	Head	56.75	59.07	57.91	55.11	5.08
	Small Body	25.88	26.43	26.16	25.11	4.18
	Large Body	29.89	30.53	30.21	28.72	5.19
20	Head	48.65	49.90	49.28	46.84	5.21
	Small Body	22.12	22.67	22.40	21.34	4.97
	Large Body	25.48	25.91	25.70	24.46	5.07
40	Head	44.99	47.32	45.85	43.50	5.40
	Small Body	20.18	21.20	20.65	19.80	4.29
	Large Body	23.41	24.61	23.85	22.70	5.07

Figure 487: Tabla 2

Discusión

Las medidas de CTDIAire, para todas las colimaciones se ajustan a los valores y tolerancias referidos en el manual del equipo. La desviación entre el CTDI proporcionado por la casa comercial y el valor promedio obtenido no llega al 7%. Al comparar resultados entre distintos hospitales, se aprecia como algunos equipos se encuentran notablemente por encima o por debajo del valor dado por el manual llegándose a una discrepancia del 13.88% para el valor máximo y del 16.27% para el valor mínimo. Para el CTDI_{100,vol} se observa que los valores medidos son superiores a los proporcionados por el equipo casi en la totalidad de los casos, siendo la diferencia entre el promedio y el valor de referencia no superior al 10%. Sin embargo, en algunos equipos se observa una mayor discrepancia respecto al valor del MRT llegando al 13.20%, no cumpliendo las tolerancias establecidas en el PEC-CRDv2011.

Conclusiones

Al no haber obtenido discrepancias superiores al 17%, no es necesario el uso de tolerancias tan amplias como las presentadas en el manual ($\pm 40\%$). Los datos obtenidos se acercan a los proporcionados por la casa comercial, no siendo necesaria la utilización de errores tan grandes como propone el manual de referencia ($\pm 40\%$) ni para los valores máximos ni mínimos.

Bibliografía

- 1 GE Healthcare. Manual de Referencia Técnica. 5805441-1ES. Revisión 1. 2019.
- 2 SEFM-SEPR-SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Ed. 2011.

Pósteres B2: Tratamiento de imagen y garantía de calidad (RX) / 1316**Caracterización de los detectores FlashPad HD de GE**

Autores: Javier Lupiani Castellanos¹ ; Julio Almansa López² ; Esther Angulo Pain³ ; M^a Amparo Iborra Oquendo⁴

¹ Hospital Universitario de Jerez

² Hospital Virgen de las Nieves

³ Hospital U. Puerta del Mar

⁴ HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DEL MAR

Corresponding Author: jlupianic@gmail.com

Introducción:

La reciente adquisición en nuestros centros de equipos con detectores de última generación FlashPad HD de GE nos permite la caracterización de los diferentes parámetros de calidad de imagen asociada a los mismos mediante las pruebas del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico versión 2011 (PECCRDv2011) 1.

De todas la pruebas realizadas, en este trabajo nos centramos en las correspondientes a la resolución espacial (DG032) mediante el cálculo de la Modulation Transfer Function (MTF) y del ruido (DG035) mediante la Normalized Noise Power Spectrum (NNPS) y de la Detective Quantum Efficiency (DQE).

Material y métodos:

Se han caracterizado diferentes detectores FlashPad HD 4343/3543 (General Electric) asociados a equipos Discovery XR 656HD y Optima XR240 gen2, instalados en diferentes instalaciones.

Las medidas se realizaron utilizando la calidad del haz RQA5 según la norma IEC 62220-1 2. Las imágenes necesarias para las pruebas relativas al detector definidas en el PECCRDv2011, se realizaron usando un rango de kerma de 1-50 μGy , de las que utilizamos las de $K \approx 10 \mu\text{G}$ para obtener el NNPS. Las imágenes para el cálculo de la MTF (horizontal y vertical) se realizaron utilizando el maniquí TO MTF (Leeds Objects).

Para obtener los valores que caracterizan la resolución espacial y el ruido se analizan las imágenes RAW obtenidas mediante el plugin de ImageJ COQ 3.

Resultados:

Los resultados para la resolución espacial y el ruido de los diferentes detectores se muestran en la siguiente tabla.

pI/mm	MTF						DQE					
	GE	D1	D2	D3	D4	D5	GE	D1	D2	D3	D4	D5
0.1	-	-	-	-	-	-	75%	67%	74%	76%	73%	74%
1	70%	66%	67%	69%	69%	67%	60%	60%	59%	65%	56%	60%
2	40%	34%	34%	37%	37%	36%	50%	49%	48%	54%	43%	49%
2.5	-	-	-	-	-	-	45%	41%	39%	45%	33%	39%
3	20%	18%	18%	20%	21%	19%	40%	34%	32%	37%	27%	31%

Tabla 1. Valores de MTF y DQE obtenidos para FlashPad HD

Figure 488:

Para el NNPS los resultados obtenidos se muestran en la gráfica siguiente:

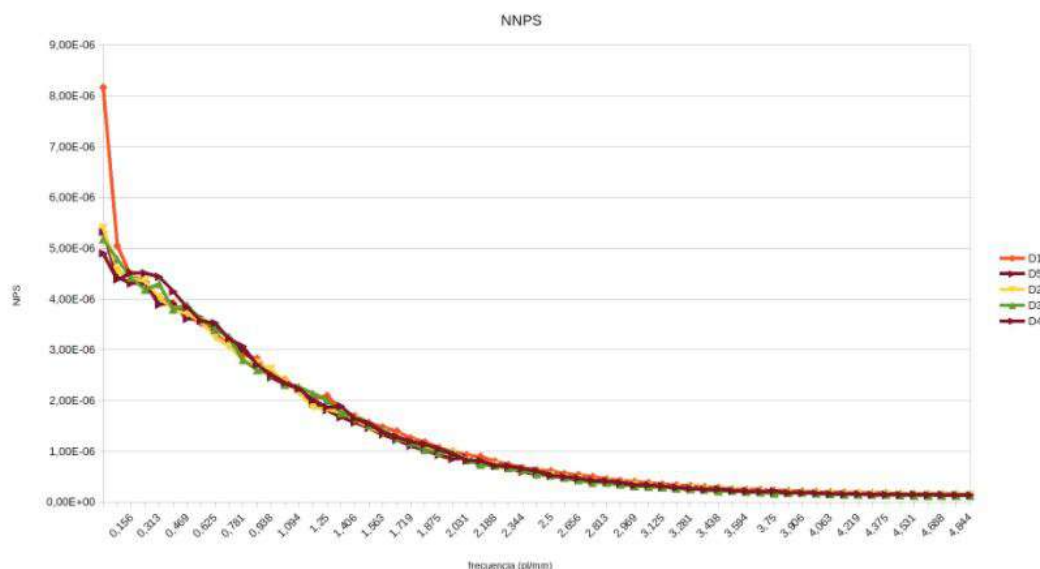


Figura 1. Valores de NNPS obtenidos para FlashPad HD

Figure 489:

Discusión:

Las medidas se han realizado con foco grueso (1,2 mm) siguiendo procedimiento indicado en la norma IEC 62220-1, pero al observar las desviaciones respecto de los valores proporcionados por el fabricante, consideramos necesario realizar también las medidas con foco fino (0,6 mm) y comprobar si existe una mayor concordancia.

Conclusiones:

La ausencia de tolerancias en el PECCRDv2011 para los valores obtenidos de MTF y DQE respecto de los indicados por el fabricante, hace que nuestros valores sirvan únicamente como referencia para medidas posteriores.

La comparativa para diferentes detectores de estas métricas, nos facilita la detección de anomalías en el ajuste o funcionamiento de los equipos, pudiéndose establecer niveles de alerta no existentes en el protocolo.

Referencias:

- 1 SEFM, SEPR, SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiagnóstico (Versión 2011)
- 2 International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment: characteristics of digital x-ray imaging devices—part 1: determination of the detective quantum efficiency. Document no. 62220-1. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission, 2003
- 3 B. Donini, S. Rivetti, N. Lanconelli, M. Bertolini, “Free software for performing physical analysis of systems for digital radiography and mammography”, Med. Phys. 41 (5): 051903, 2014.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1184

DOSIMETRÍA EN CÁNCER DIFERENCIADO DE TIROIDES. ADAPTACIÓN DE UN MÉTODO BASADO EN MEDIDAS EXTERNAS AL FLUJO DE TRABAJO DE UN CENTRO ESPECÍFICO

Autores: Nerea López Martín¹; José Antonio Terrón León^{None}; Sergio Panzuela Pérez²; Manuela Molina Mora^{None}; Teresa Cambil Molina³

¹ Hospital Universitario Virgen Macarena

² hospital virgen macarena

³ Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla

Corresponding Author: nerealopez16@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La estimación dosimétrica individualizada de pacientes con cáncer diferenciado de tiroides mediante medidas de tasa de dosis externa se realiza, habitualmente, siguiendo el modelo MIRd y el protocolo de la EANM (1). Bacher et al. (2) plantea recoger al menos 5 medidas tomadas cada 12h tras la administración del ¹³¹I, que puede resultar poco compatible con el procedimiento establecido. El objetivo de este trabajo es validar la adaptación del método al flujo propio sin aumentar el número de visitas del paciente a la unidad.

MATERIAL Y MÉTODOS

La estimación dosimétrica se ha realizado en 24 pacientes (16 mujeres y 8 hombres) tratados con actividades entre 2.96 y 7.40 GBq. Se realizan 5 medidas de tasa de dosis externa tras la administración del ¹³¹I a las 0h, 1h, 24h, 48h y 120h. Se realiza un ajuste biexponencial con las medidas para calcular la actividad acumulada y la vida media efectiva en tiroides y resto del cuerpo (3). Para ello se integra numéricamente durante el tiempo que el paciente permanece ingresado, extrapolando para los días posteriores. La dosis absorbida en tiroides y resto del cuerpo se estiman mediante:

$$D_{ti}[Gy] = \frac{\tilde{A}_{ti}[MBq*d]*E}{M[g]}$$

$$D_{rc}[Gy] = \tilde{A}_{rc} * S_{ce \leftarrow ce} + \tilde{A}_{ti} * S_{ce \leftarrow ti}$$

Donde $E = 2.808 Gy * g / (MBq * d)$, considerando que la masa tras la tiroidectomía es $M = 1g$, la actividad acumulada en el resto del cuerpo es $\tilde{A}_{rc} = \tilde{A}_{ce} - \tilde{A}_{ti}$ y los factores S están tabulados.

RESULTADOS

La estimación dosimétrica y la validación del método requieren la determinación de la fracción de captación tiroidea (F_{ti}), y, para tiroides y resto del cuerpo, los valores de vida media efectiva (T_{ti} , T_{rc}), actividades acumuladas ($\tilde{A}_{ti}$, $\tilde{A}_{rc}$) y dosis absorbida estimada (D_{ti} , D_{rc}). Los resultados de nuestro centro se comparan con los de la literatura en la tabla 1.

	A _{adm} (MBq)	T _{rc} (h)	T _{ti} (h)	F _{ti} (%)	D _{MR} (mGy)	$\tilde{A}_{rc}$ (GBq*d)	D _{rc} (mGy)
propios	4008 ± 871	16.9 ± 9.6	21.2 ± 6.4	4.7 ± 9.2	296.3 ± 188.1	3.87 ± 2.38	266 ± 156
Bacher et al.	3417 ± 599	19.3 ± 7.7	30.6 ± 15.0	4.2 ± 1.8	-	1.70 ± 0.55	90 ± 30
Ruiz et al.	4730 ± 1150	11.6 ± 3.6	61.6 ± 36.5	3.05 ± 2.55	317.3 ± 124.6	3.47 ± 1.32	-

Figure 490: Tabla 1. Actividad administrada y valores de vida media, actividad acumulada y dosis absorbida estimada en tiroides y resto del cuerpo obtenidos en nuestro centro y por Bacher et al (2) y Ruiz et al (3).

DISCUSIÓN

Los valores obtenidos presentan un buen acuerdo, dentro de la incertidumbre, con otros autores (2). La actividad acumulada y la dosis absorbida en tiroides presentan valores inferiores al otro trabajo (3) y una gran incertidumbre debido a la limitación de datos del estudio. Esto se puede deber a que la última medida se realiza el día 5 en lugar del 7 y a que se prescinde de la medida del día 3, que permitiría un mejor ajuste.

CONCLUSIONES

La estimación de la dosis absorbida en tiroides presenta una alta dependencia con la masa restante. La adaptación propuesta presenta un buen acuerdo con trabajos previos. Sin embargo, es necesario aumentar el número de casos para reducir las incertidumbres y evaluar posibles modificaciones del flujo que permitan mejorar los ajustes.

REFERENCIAS

1. Hänscheid et al. EANM Dosimetry Committee series on standard operational procedures for pre-therapeutic dosimetry II. Dosimetry prior to radioiodine therapy of benign thyroid diseases. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2013 Jul;40(7):1126-34. doi: 10.1007/s00259-013-2387-x. Epub 2013 Apr 11. PMID: 23576099.
2. Bacher et al. Thyroid Uptake and Effective Half-Life of Radioiodine in Thyroid Cancer Patients at Radioiodine Therapy and Follow-Up Whole-Body Scintigraphy Either in Hypothyroidism or Under rhTSH. *J Nucl Med*. 2019 May;60(5):631-637. doi: 10.2967/jnumed.118.217638. Epub 2018 Oct 12. PMID: 30315143.
3. Ruiz et al. (2010). Dosimetría de pacientes con cáncer diferenciado de tiroides en tratamiento de terapia metabólica con I-131 a partir de medidas de tasa de dosis externa. *Revista De Física Médica*, 11(1).

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1204

Resolución y control de calidad del gating respiratorio en PET

Autor: Alberto Marín Caba¹

Co-autores: Eva Corredoira Silva ¹ ; Ana Morcillo García ¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo ²

¹ *Hospital Universitario La Paz*

² *HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ*

Corresponding Author: amarincaba@gmail.com

Introducción: En los últimos años, el uso del tracking respiratorio en la adquisición de imágenes PET se ha extendido. El uso de estos sistemas con la adquisición de datos en modo lista permite seleccionar los eventos según el momento del ciclo respiratorio, obteniendo una mejor calidad de imagen. El objetivo de este trabajo es evaluar la ganancia en la calidad de imagen y establecerlo como prueba de control de calidad del sistema de gating respiratorio.

Material y métodos: El equipo PET utilizado es el Biograph Vision de Siemens, un PET digital de fotomultiplicadores de silicio. Dicho equipo posee una sensibilidad en el centro del FOV de 9696.1 cps/MBq (medida según NEMA) y una resolución espacial transversal de 3.2 mm a 1 cm del centro del FOV y 3.8 mm a 10 cm (con la reconstrucción utilizada en la práctica clínica).

Para el sistema de gating se utiliza el equipo AZ-733VI de ANZAI MEDICAL CO. Este equipo posee un maniquí de movimiento que funciona a dos velocidades (10 rpm y 15 rpm) y dos modos de movimiento (sinusoidal y casi-respiratorio). El maniquí cuenta con un cabezal con tres insertos esféricos (acrílico, madera y goma) para el control en TCs y RM.

El objetivo es medir la resolución espacial transversal utilizando una fuente de Sodio-22 de 340 kBq y 0.25 mm de diámetro, y colocando el dispositivo tal y como se muestra en la figura 1.



Figure 491: Disposición del maniquí. La fuente es colocada sobre la cabeza de manera que se desplaza verticalmente y se alinea con los láseres para que esté en el centro horizontal del FOV.

Resultados: Se realizan dos adquisiciones, una sin y otra con movimiento. De esta segunda se realizan dos reconstrucciones, una sin aplicar la corrección de gating y una final con la corrección. El maniquí funciona en modo casi-respiratorio a 10 rpm. Para la reconstrucción se utiliza un algoritmo iterativo aplicando correcciones por TOF, PSF, de atenuación y de dispersión. Se procede a medir la resolución transversal vertical, tomando el valor del ancho a mitad de altura de la imagen resultante. Los valores obtenidos son: 3.7 mm para la imagen sin movimiento, 18.04 mm para la imagen sin corrección de gating y 7.4 mm para la imagen con corrección.

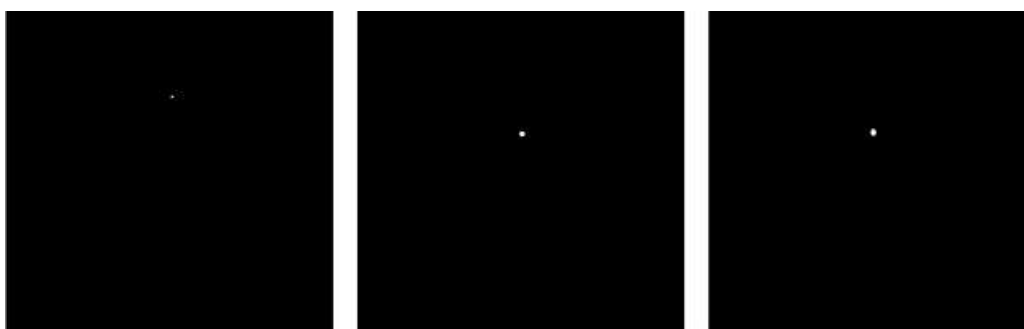


Figure 492: Imágenes reconstruidas. De izquierda a derecha: Sin movimiento, con movimiento y corrección de gating, y con movimiento y sin corrección de gating.

Discusión: El resultado obtenido en la adquisición estática reproduce el valor medido en la aceptación con la fuente en aire. El uso de esta disposición no altera apreciablemente el valor de la resolución respecto a la fuente en aire.

El uso del gating respiratorio mejora la resolución en un 250%, pero no llega a alcanzar la calidad de imagen obtenida en estático. Esta diferencia tan grande entre ambos modos puede ser debida al

maniquí utilizado, el cual tiene unos movimientos muy amplios y que pueden ser corregidas ajustando los eventos del ciclo respiratorio utilizados en la reconstrucción.

Conclusiones: La prueba realizada muestra claramente la diferencia en la calidad de imagen entre usar y no usar el gating respiratorio. Su complejidad además no es excesiva y posibilita que su realización sea añadida como prueba del control de calidad del equipo.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 848

GammaCameraQC: Scripts en Python para el control de calidad en gammacámaras

Autor: Javier Díez Chamarro^{None}

Co-autores: Francisco Javier Jiménez Albericio¹; Evangelina Martínez Francés²; Celia Castán Guerrero³; Luis Antonio Obis Aparicio⁴; Sonia Serrano Zabaleta⁵; Pedro Ruiz Manzano⁶

¹ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO BLESA"

² HCUZ Lozano Blesa

³ Servicio Aragón de Salud

⁴ Universidad de Zaragoza

⁵ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

⁶ HCU Lozano Blesa Zaragoza

Corresponding Author: jdchamarro@gmail.com

Introducción:

Entre las características deseables del análisis de una prueba de control de calidad se encuentran: exactitud, repetibilidad y reproducibilidad usuario independiente. En este trabajo se presenta la plataforma *GammaCameraQC* (<https://sourceforge.net/projects/gammacameraqc/>) donde se aloja el software libre desarrollado para analizar con estos requisitos y de forma rápida y automática imágenes provenientes de pruebas del control de calidad de gammacámaras.

Métodos:

Se han implementado módulos independientes de software en *Python* para las pruebas de uniformidad planar (UP) intrínseca o extrínseca, uniformidad tomográfica (UT), tamaño de píxel (TP) y resolución espacial (RE) intrínseca o extrínseca. El flujo de trabajo es común y consiste en cargar el archivo DICOM donde se encuentra la imagen adquirida. Automáticamente se procesa y analiza la imagen y los resultados se muestran en pantalla.

La información general y requisitos de funcionamiento se detalla en la figura 1.

Módulo	Imagen necesaria	¿Qué se calcula?	Parámetros ajustables (por defecto)	Librerías necesarias de Python	
				Específicas del módulo	Comunes
Uniformidad Planar	Imagen planar de fuente planar uniforme.	Uniformidad integral y diferencial en una ROI cuadrada centrada de lado ajustable sobre la imagen filtrada.	cfovfactor (0.5) [LADO ROI/LADO IMAGEN]	opencv-python	
Uniformidad Tomográfica	Reconstrucción de fuente cilíndrica homogénea cuyos cortes son transversales al eje de este.	En los cortes que superan cierto umbral (variable) de cuentas, se calcula la media, desviación estándar, uniformidad integral y relación señal ruido sobre una ROI circular de radio ajustable centrada promedio de los centroides de estos cortes.	roiradiusinpx (8) objectdiameterinpx (2*roiradiusinpx) thresholdfactor (1.0)	scikit-image	numpy pydicom
Resolución Espacial	Imagen planar de varias fuentes puntuales.	Anchura a media altura en las direcciones X e Y de un número variable de fuentes puntuales. Se ajusta a una gaussiana en cada dimensión la integral de cuentas contenidas en el centroide de cada fuente más menos una anchura variable.	widthinpx (60) nclusters (4)	scikit-learn scipy	tkinter
Tamaño de Pixel	Imagen planar de varias fuentes puntuales.	Distancias máxima sobre los ejes X e Y entre los centroides de un número ajustable de fuentes puntuales.	nclusters (4)	scikit-learn	

Figure 493: Tabla de información general y requisitos de cada uno de los módulos.

El análisis sigue los criterios descritos en el documento: Control de calidad de la instrumentación en medicina nuclear de la SEFM, SENMim y SEPR.

Para validar la exactitud de cada uno algoritmo se realizan pruebas empleando imágenes DICOM editadas de forma que los resultados son conocidos. Se determinan los errores relativos y absolutos en cada caso.

El código fuente y las imágenes test pueden descargarse en: <https://sourceforge.net/projects/gammacameraqc/files/>.

Resultados:

Los algoritmos de TP y UP reproducen con exactitud total los resultados teóricos obteniendo errores absolutos y relativos nulos en todos los casos.

Ejemplos de imágenes test y resultados para los de RE y UT se muestran en la figura 2.

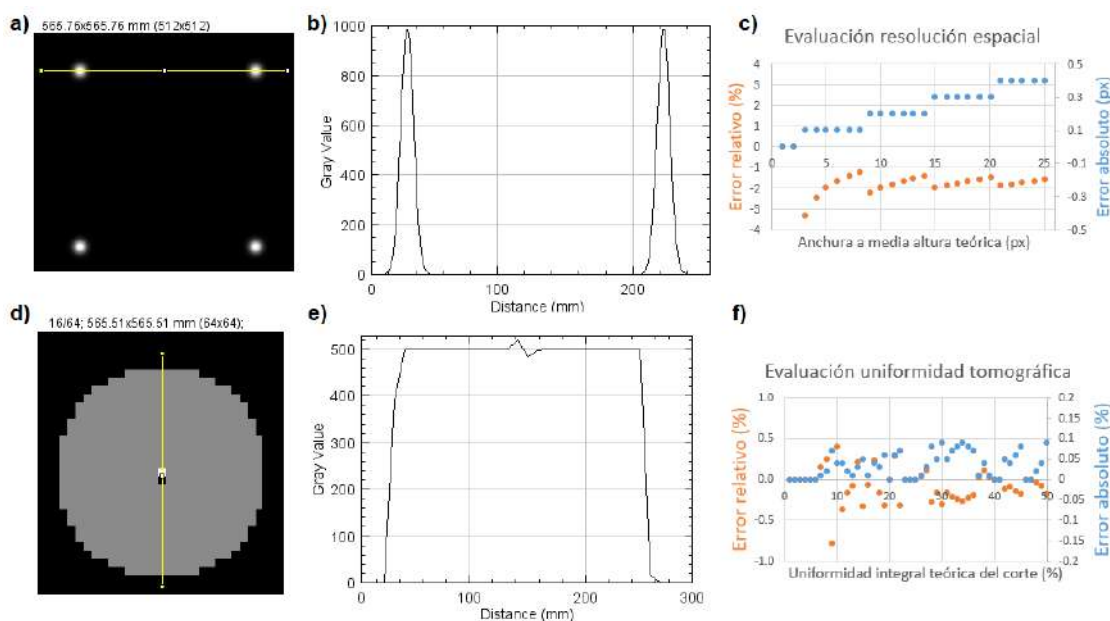


Figure 494: a) Ampliación de imagen test para resolución espacial donde se muestran 4 gaussianas en 2D con anchura a media altura (FWHM) de 10 píxeles (px), en amarillo se muestra el perfil que aparece en b). c) Resultados del módulo de resolución espacial para imágenes test con diferente FWHM. d) Ampliación de un corte transversal de la imagen test de uniformidad tomográfica, los píxeles centrales del cilindro son modificados para inducir una heterogeneidad deseada. En amarillo aparece el perfil dibujado en e). f) Resultados del módulo de uniformidad tomográfica para cortes con diferente uniformidad integral (UI).

En todos los casos la ejecución del programa dura menos de 10 segundos.

Discusión:

Los resultados del algoritmo para el TP demuestran exactitud en el la determinación de los centroides. El algoritmo de ajuste de RE subestima ligeramente la anchura media altura obtenida, debido a truncamientos durante el proceso. Este dato no depende de la amplitud de la gaussiana. En el rango habitual 5-20 px de FWHM los errores absolutos son menores de 0.5 px y los relativos al -2.0 %. El algoritmo de UT presenta errores debidos al redondeo durante el proceso con desviaciones menores de 0.1 % en un rango amplio de UI.

Conclusiones:

Se han desarrollado e implementado con éxito 4 módulos en código abierto para analizar imágenes provenientes del control de calidad de gammacámaras de las pruebas de resolución, tamaño de píxel, uniformidad planar y tomográfica.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 904**Repercusión dosimétrica debido a las diferencias entre la actividad calculada y administrada en tratamientos de radioembolización hepática con microesferas de ^{90}Y**

Autores: Alicia González Pose¹ ; Mercedes Riveira Martín²

Co-autores: Antonio López Medina³ ; Inés Domínguez Prado⁴ ; Jose Muñoz Iglesias⁵ ; Manuel Salgado Fernández³ ; Sonia Martínez Bernardez⁶

¹ Servicio Radiofísica H.Meixoeiro

² FBGS (Fundación Biomédica Galicia Sur)

³ Hospital do Meixoeiro

⁴ CHU Meixoeiro

⁵ CHUVI

⁶ Servicio Radiofísica H. Meixoeiro

Corresponding Author: alicia.gonzalez.pose@sergas.es

Introducción

En la radioembolización hepática se tratan lesiones neoplásicas a través de microesferas marcadas con ^{90}Y (emisor beta) que se administran vía arteria hepática de forma selectiva, convirtiéndose en un tratamiento localizado. Pretratamiento, se realiza una dosimetría gracias a imágenes gammagráficas obtenidas tras la administración de una clase de macroagregados. En este trabajo estudiamos la repercusión dosimétrica que tienen las discrepancias entre la actividad calculada y la administrada en estos tratamientos.

Material y métodos

Veinte pacientes, 12 diagnosticados con hepatocarcinoma y 8 diagnosticados con metástasis en hígado por ca de recto, colon o sigma; han sido tratados con radioembolización hepática con microesferas TheraSphereTM. A 5 de ellos se les ha tratado en dos ocasiones y 1 no se ha tratado por tener un shunt pulmonar alto (23,8%), siendo en total 24 tratamientos realizados. Pretratamiento, se ha hecho un estudio con macroagregados $^{99m}\text{Tc}-\text{MAA}$, realizándose una dosimetría personalizada sobre las imágenes gammagráficas. Gracias a estas imágenes, y empleando el método multicompartmental, se han calculado las dosis absorbidas en tumor, volumen blanco, parénquima sano y pulmones. En el cálculo de la actividad se ha supuesto en 12 de ellos que la actividad que quedaría en el vial era del 3% y en los 12 restantes del 1%. En todos los tratamientos se calculó la actividad en el momento de la inyección según el certificado de calibración, y los residuos generados postinyección, para obtener así la actividad administrada real.

Resultados

En 5 tratamientos se ha administrado más actividad de la calculada ($0,049 \pm 0,02$ GBq) y en los 19 restantes menos ($-0,048 \pm 0,034$ GBq), siendo uno de ellos debido a un error en la válvula que supuso pérdidas de administración de 47 %, por lo que lo excluimos del estudio. De los que se administró menos actividad, en 6 de ellos se recibió más actividad de la calculada ($+0,018 \pm 0,016$ GBq) y en 12 menos actividad de la calculada ($-0,025 \pm 0,018$ GBq). En los que ha llegado más actividad y se ha administrado menos, el déficit ha sido 100 % debido a pérdidas en la administración ($3,6 \% \pm 2,28\%$), los cuales tenían una estimación del 3%. En los que se ha administrado menos actividad y ha llegado menos, el déficit ha sido un 54,54% ($\pm 34\%$) debido a los defectos de llegada y un 43,72 % ($\pm 32\%$) debido a pérdidas en la administración.

	Dosis (Gy)			
	Blanco	Tumor	No tumor	Pulmones
Menos actividad				
<i>Diámetro tumor < 5 cm</i>	-8 ± 6.5	-14 ± 10	-7.1 ± 4.5	-0.12 ± 0.11
<i>Diámetro tumor > 5 cm</i>	-8.4 ± 7.2	-10.3 ± 9.9	-6.8 ± 4.2	-0.14 ± 0.14
Más actividad				
<i>Todos tamaños</i>	7.2 ± 4.6	16 ± 12	6.2 ± 3.5	0.140 ± 0.055

Figure 495: Tabla 1

Discusión

La tabla 1 recoge la conversión de las diferencias de actividad antes nombradas a dosis absorbida en blanco, tumor, no tumor y pulmones. En el caso de menor actividad, para volúmenes tumorales grandes ($> 5\text{ cm}$) y pequeños ($< 5\text{ cm}$), la infradosificación del blanco, tumor y no tumor es asumible por encontrarse dentro del intervalo de prescripción. La infradosificación en pulmón es irrelevante en cuanto a beneficios. Para los casos en los que se ha administrado más actividad, las dosis absorbidas en blanco y no tumor son del orden de 7 Gy mientras que las de tumor son ligeramente mayores, indicando que la sobredosificación es más selectiva en tejido tumoral, respetando más el tejido sano y el pulmón que aumenta la dosis una cantidad despreciable (0.140 Gy).

Conclusiones

Las discrepancias entre la actividad calculada y administrada se deben a los residuos que quedan en el vial, y las diferencias entre la actividad calculada y recepcionada, dado que la actividad que se puede solicitar comprende desde 3 a 20 GBq en intervalos de 0.5 GBq. En todos los casos las actividades recepcionadas están dentro del $\pm 10\%$ que garantiza el suministrador. Se comprueba que estas diferencias tienen repercusiones dosimétricas asumibles en volumen blanco, tumor, parénquima sano y pulmones.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 912**DOSIMETRÍA PERSONALIZADA PARA TRATAMIENTOS DE TUMORES NEUROENDOCRINOS CON (177)Lu-DOTATATE. DISEÑO DE UN SOFTWARE DE CALIBRACIÓN Y CÁLCULO.**

Autores: Albert Bartrés Salido¹ ; Noelia Suarez Alvarez¹ ; Vicent Pastor Sanchis¹ ; Melanie Erzilbengoa Izaguirre¹

¹ *Onkologikoa*

Corresponding Author: abartres@onkologikoa.org

Introducción: En base a la normativa EURATOM de 2013, se ha incrementado el interés y la necesidad de realizar una dosimetría personalizada en los tratamientos metabólicos, intentando superar lo que hasta ahora era el estándar de cálculo, hecho con maniqués antropomórficos y cálculos basados en tablas.

Material y métodos: Se ha desarrollado un software para el cálculo de dosimetrías personalizadas en entorno MATLAB. Para la calibración se ha utilizado una fuente calibrada de 177Lu realizándose diversas series de medidas con actividades y volúmenes conocidos y diferentes (50-700 MBq / 5-1000 ml) para establecer la curva del factor de corrección del equipo.

Una vez cargadas las imágenes, con las diferentes herramientas disponibles, se pueden definir nuevas regiones de interés, modificarlas, mejorar el registro, etc.

El cálculo de la dosis se basa en la deposición local de energía. El programa muestra los valores del ajuste a una exponencial negativa y finalmente un histograma dosis-volumen de la estructura.

Como herramientas complementarias están la visualización de rastreos de cuerpo completo. Con ello se puede tener una primera visualización cualitativa y cuantitativa de la captación ya sea en cuerpo completo o en regiones definidas por el usuario.

La herramienta de calibración se puede utilizar como medición de estabilidad del equipo ya que proporciona una desviación a la curva actual de una medida hecha posteriormente.

En nuestro caso se utiliza como validación el sobrante de Lu177 en el vial. Se rellena con agua (20ml) y se inserta en el interior del maniquí STEEVE (CIRS). Se realiza una adquisición con parámetros clínicos y se calcula la actividad y volumen.

Resultados: En las dosimetrías realizadas (hasta la fecha 10), los valores obtenidos para dosis absorbida promedio en riñón se ajustan a las publicaciones (2-6 Gy). Las dosis en las lesiones tienen una amplia variabilidad pero también se ajustan a lo observado en diferentes estudios (10-60 Gy).

La validación por el método de medición del sobrante ha resultado en errores menores al 10%, siendo un resultado dentro del rango esperado para considerarlo correcto por nuestra parte.

Discusión: El hecho de que los valores estén en concordancia con la literatura no resta incertidumbre al cálculo, que arrastra muchas fuentes de error durante el proceso. Sería de gran utilidad el diseño de pruebas de verificación, tarea que parece sumamente difícil tratándose de procesos dinámicos donde no sabemos a priori ni dónde, ni cuándo, ni cuánta actividad se va a depositar.

Otra pregunta que surge es la posibilidad de ampliar las 4 sesiones de tratamiento ya que en gran parte de los tratamientos, la dosis recibida en el órgano limitante, el riñón, no llega a los límites establecidos, siendo éste un tema de debate ya tratado en muchas publicaciones.

Conclusión: Consideramos que se proporciona una herramienta para la calibración y cálculo de actividades y dosis en tratamientos de 177Lu, dando la posibilidad de mejorar los datos obtenidos y almacenados de cada paciente.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 944**Optimización de la dosimetría individual del personal de enfermería con el uso de un sistema de inyección automática (INTEGO) en una instalación de Medicina Nuclear**

Autores: Lucía Lado Cacheiro¹ ; Carlos Piñeiro Martínez¹ ; Miguel Ángel López Castro¹ ; Manuel Sánchez García¹ ; Rubén Vázquez Vázquez^{None} ; Victor Luna Vega¹ ; Javier Mosquera Sueiro² ; Carlos Otero Martínez^{None} ; Ramón Lobato Busto³ ; Miguel Pombar Cameán²

¹ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

² CHUS

³ HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

Corresponding Author: lucialadocacheiro@gmail.com

Introducción y objetivo

En el ámbito de la Medicina Nuclear el desarrollo de técnicas como la TEP ha hecho que la reducción de la exposición del personal cobre mayor relevancia. El radiofármaco se suele administrar en un único vial del cual se extraen dosis individuales. En 2018 se introdujo en nuestro centro un inyector automático cuyo objetivo era obtener mayor precisión en la administración de la dosis a la par que reducir la exposición del personal de enfermería.

Este trabajo tiene como objetivo continuar la optimización de los procedimientos vinculados al empleo del inyector en cuanto a minimización de dosis a los operadores se refiere y cuyo análisis inicial fue recogido en el pasado Congreso, bajo el título *Impacto de la introducción de un sistema de dispensación e inyección automática (INTEGO) en la dosimetría del personal de enfermería de una instalación de Medicina Nuclear*.

Materiales y método

Durante el periodo del estudio se cuantifica la dosis recibida por el personal de enfermería utilizando un dosímetro de lectura directa (Thermo Scientific Mk2,3). Se mide la dosis equivalente en profundidad (H10) en tres momentos: al iniciar el turno, tras cargar el vial de FDG en el inyector automático (Intego XXX) y al final del turno. La diferencia entre las dos primeras medidas nos proporciona la dosis durante la *fase de preparación* y la diferencia entre las dos últimas la dosis recibida durante la *fase de pacientes*.

Estas medidas se utilizan para valorar la eficacia de un proceso de optimización de dosis en el que distinguimos tres situaciones entre las que se han implementado cambios en el procedimiento de trabajo:

- **C0:** Situación inicial
- **C1:** Los enfermeros dejan de verificar la actividad del vial recibido en un activímetro (Capintec CRC-15R) ya que dicha medida resulta redundante con la realizada por el propio Intego durante su inicialización.
- **C2:** Se cambia la posición del inyector en la sala de inyecciones enfrentando la zona de mayor blindaje a la posición habitual de los enfermeros

Se desarrolla un programa en lenguaje de programación Python para analizar los datos recogidos. El programa presenta una gráfica con la evolución temporal de la dosis en las distintas fases del estudio y diagramas de cajas para la comparación de las dosis entre las distintas situaciones.

Resultados

Los datos se recogen en la Fig.1, en la que también se representa la dosis total suavizada mediante un filtro de Savitzky-Golay. Los valores medios de la dosis equivalente obtenidos en la *fase de preparación* son $9 \pm 5 \mu\text{Sv}$, $2 \pm 0,9 \mu\text{Sv}$ y $1,4 \pm 1,6 \mu\text{Sv}$ para las situaciones C0, C1 y C2, para la *fase de pacientes* se obtienen $19,3 \pm 8,7 \mu\text{Sv}$, $19,4 \pm 9,2 \mu\text{Sv}$ y $12,6 \pm 4,9 \mu\text{Sv}$ respectivamente. La dosis total

recibida por los operadores se reduce considerablemente en la situación C2 en comparación con la obtenida en C0 (Fig.2).

Conclusiones

El empleo de un inyector automático de dosis debe ir acompañado de una revisión de los protocolos de trabajo vinculados al empleo del mismo.

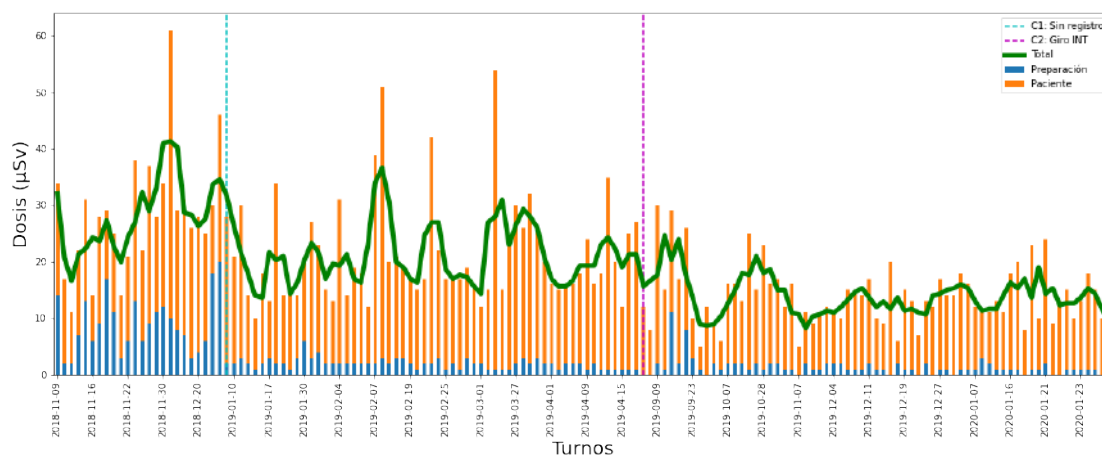


Figure 496: Gráfico de barras en la que se muestra la dosis recibida por turno, distinguiendo entre las fases de *Preparación de la dosis* e *Inyección de pacientes*. La dosis total se representa mediante un filtro de Savitzky-Golay.

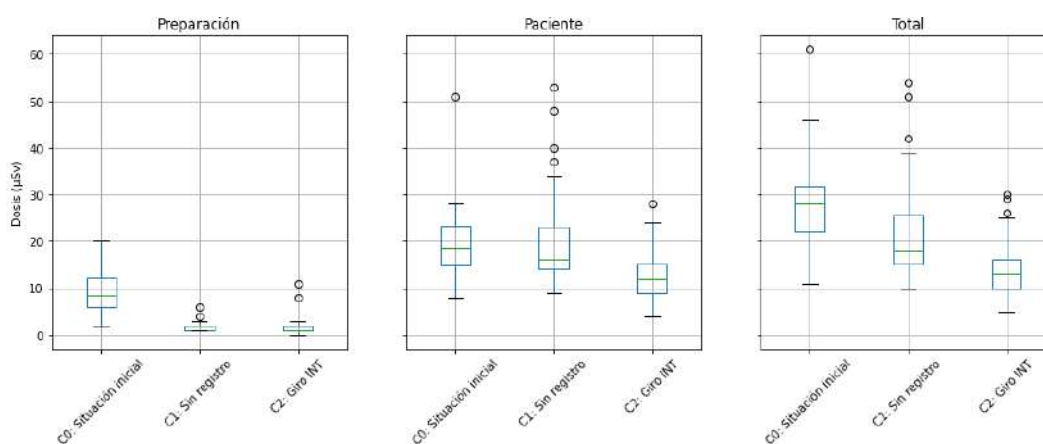


Figure 497: Diagrama de cajas de la dosis recibida en cada fase del turno

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 946**Dosis a pacientes en estudios realizados con un PET/CT digital: análisis de dos años de registro.**

Autores: M. López Castro¹ ; L. Lado Cacheiro² ; C. Piñeiro Martínez^{None} ; R. Vázquez Vázquez^{None} ; M. Sánchez García³ ; M. Perez Fernandez⁴ ; V. Luna Vega³ ; J. Mosquera Sueiro⁵ ; R. Lobato Busto⁶ ; C. Otero Martínez^{None} ; M. Pombar Cameán⁵

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela*

² *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS)*

³ *Hospital Clínico de Santiago de Compostela*

⁴ *Hospital Universitario de Santiago de Compostela*

⁵ *CHUS*

⁶ *HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

Corresponding Author: miguel.angel.lopez.castro@sergas.es

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 601/2019, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, en su Artículo 6 establece “que la protección radiológica de las personas sometidas a exposiciones médicas se optimizará con el objetivo de mantener las dosis individuales tan bajas como razonablemente sea posible y será coherente con la finalidad médica de la exposición”. Para ello es necesario disponer de un sistema de registro y gestión de la dosis que permita registrar los indicadores de dosis de las exploraciones radiológicas.

El PET/CT Philips Vereos es un sistema de imagen multimodalidad con tecnología de detección digital DPC (Digital Photon Counting). El sistema utiliza el algoritmo de reconstrucción iterativa iDose4. El objetivo de este estudio es cuantificar y analizar la dosis recibida por los pacientes sometidos a una exploración diagnóstica en el PET/CT Vereos durante los años 2019 y 2020.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se han analizado los datos de los pacientes correspondientes a los años 2019 y 2020, a los que se le administró FDG con el inyector automático Bayer Intego. La administración de Colina se realizó manualmente.

Los datos referidos a la dosis se han recogido mediante el software XEDOSE-DoseWatch, un sistema de registro y gestión de dosis corporativo del Servicio Gallego de Salud (SERGAS) desarrollado por General Electric Healthcare, y se han comparado con valores de actividad específica recomendados en distintos países.

Para analizar los datos se ha desarrollado un pequeño programa en lenguaje de programación Python 3.0.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los datos obtenidos para los cinco protocolos más empleados en nuestro centro en los que se administra el radiofármaco 18F-FDG.

Para 18F-Colina la actividad promedio administrada fue 347,6 MBq, que proporciona una actividad específica promedio de 4,12 MBq/Kg, y la dosis efectiva media fue 8,92 mSv (6,87 mSv corresponden a la parte PET y 2,03 mSv a la parte CT).

CONCLUSIONES

Los valores de actividad promedio por unidad de peso obtenidos para los pacientes a los que se le administró 18F-FDG con el inyector automático están en el rango de las recomendaciones europeas (2,5 – 5 MBq/Kg).

La actividad promedio administrada está en el rango de los siete países de la unión europea que poseen niveles de referencia (200 – 400 MBq).

Los valores de los indicadores CTDIVOL y DLP son menores que los de los niveles de referencia de Francia (8 mGy y 750 mGy·cm respectivamente).

Para las exploraciones realizadas con Colina, la actividad específica promedio administrada es mayor que el nivel de referencia del Reino Unido (4MBq/Kg) , sin embargo la actividad promedio es menor que su DRL (370 MBq).

Protocolo	Año	Actividad administrada (MBq)	Dosis efectiva MN (mSv)	CDTI _{vol} (mGy)	DLP (mGy-cm)	Dosis efectiva CT (mSv)	Dosis efectiva total (mSv)	Número de pacientes	Porcentaje
Body 2 mm LDCT	2019	259,5	4,9	3,0	273,5	4,2	9,1	2989	76,2
	2020	267,0	5,1	3,0	284,0	4,4	9,4	2968	80,8
Body 2mm LDCT mieloma	2019	270,9	5,1	3,2	554,7	8,5	13,7	123	3,1
	2020	264,6	5,0	3,1	536,4	8,3	13,3	148	4,0
ORL Body LDCT Body	2019	244,1	4,6	2,9	229,0	3,5	8,2	190	4,8
	2020	253,7	4,8	2,9	235,8	3,6	8,4	205	5,6
ORL Body LDCT Cuello	2019	244,2	4,6	3,9	136,2	0,7	5,3	189	4,8
	2020	253,6	4,8	4,0	140,3	0,7	5,5	208	5,7
CHUS PET/CT cerebro 1mm	2019	205,6	3,9	6,3	150,0	0,3	4,2	189	4,8
	2020	203,9	3,9	6,3	147,5	0,3	4,2	110	3,0
TOTAL	2019	257,1	4,9	3,5	281,1	4,2	9	3925	100,0
	2020	263,5	5,0	3,2	281,6	4,2	9,2	3675	100,0

Figure 498: Datos de 2019 y 2020 para el PET Vereos de Philips

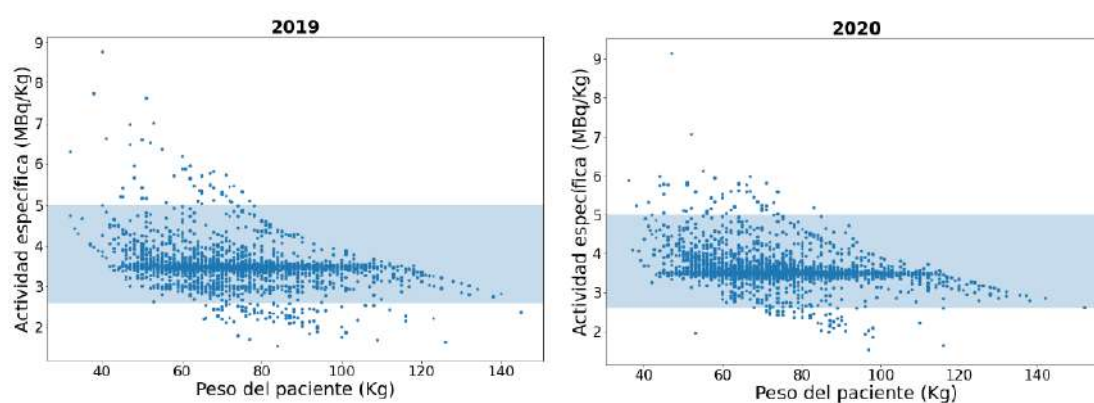


Figure 499: Actividad específica administrada a pacientes durante los años 2019 y 2020

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1014

Estimación de la dosis pulmonar absorbida en radioembolización hepática con microesferas de Y90

Autores: Fernando Ruiz Marín^{None}; Jaime Gordillo Cerezo¹; Ana Maria Villalobos Álvarez²; Cristina Ruiz Manrique^{None}; José Abelardo Martín-Viera Cueto³

¹ UGC Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

² HRU Málaga

³ Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: ferruimar12@gmail.com

Introducción:

En tratamientos de tumores hepáticos mediante Radioembolización Hepática (RE) con microesferas marcadas con Y90, se realiza un estudio previo con macroagregados de albúmina marcados con Tc99m (Maa-Tc99m). En este se estima la dosis pulmonar absorbida (D_p) que recibirá el paciente, de suma importancia ya que uno de los principales criterios de exclusión de la técnica es $D_p > 30Gy$. Este cálculo de dosis suele realizarse considerando que la masa pulmonar (M_p) es de 1 Kg.

El objetivo de este trabajo es realizar una dosimetría pulmonar personalizada a través de una aproximación a la masa de pulmón real mediante dos métodos diferentes y compararla con la asunción de masa pulmonar constante de 1 kg.

Materiales y métodos:

Se han analizado 5 pacientes a los cuales se les realizó un estudio SPECT seguido de un TC. Las imágenes fueron obtenidas en un SPECT/CT modelo Symbia T2 de Siemens. Para el cálculo de D_p se ha utilizado la siguiente ecuación:

$$D_p = \frac{50(J/GBq) \cdot A(GBq) \cdot SHP}{M_p} \quad (1)$$

Donde SHP es el *shunt* hepato-pulmonar, la fracción de actividad que alcanza el pulmón.

A es la actividad en GBq administrada durante el tratamiento.

50 (J/GBq) es la energía liberada por cada GBq de Y90.

El primer cálculo de D_p se realiza mediante el modelo mono-compartimental de la hoja de cálculo que proporciona TheraSphere, que considera $M_p = 1Kg$ en todos los casos.

En un segundo cálculo, se obtiene M_p midiendo el volumen total de pulmón y promediando su densidad. Esta información es obtenida en el Sistema de Planificación de tratamientos de Radioterapia PCRT, en el que se ha introducido la curva de calibración del tomógrafo TC y el estudio de cada paciente.

Se ha realizado un tercer cálculo empleando la densidad de referencia en pulmón publicada en el documento 89 de la ICRP ($\rho = 0.415g/cm^3$). El volumen de pulmón se ha medido del mismo modo que en el método anterior.

Los resultados obtenidos con los dos métodos se han comparado con el obtenido de la hoja de cálculo de TheraSphere.

Resultados:

				PCRT (estándar)			ICRP 89	
	$V_{pulmón\ dcho}$ (cm ³)	$V_{pulmón\ izdo}$ (cm ³)	$V_{pulmonar}$ (cm ³)	$\rho_{pulmón\ dcho}$ (g/cm ³)	$\rho_{pulmón\ izdo}$ (g/cm ³)	M (g)	$\rho'_{pulmonar}$ (g/cm ³)	M' (g)
P1 (H)	2338	2512	4850	0,311	0,292	1461	0,415	2013
P2 (M)	1070	863	1933	0,454	0,477	897	0,415	802
P3 (H)	1770	1270	3040	0,391	0,421	1227	0,415	1262
P4 (H)	1675	1869	3544	0,386	0,362	1321	0,415	1471
P5 (H)	1925	1499	3425	0,319	0,338	1120	0,415	1421
Promedio (H)			3715	0,375		1282	0,415	1542
STD (H)			787	0,062		145		327

Figure 500: Tabla 1. Volumen y masa pulmonar calculados. Entre paréntesis, se indica el sexo del paciente.

	Modelo compartimental	PCRT	ICRP 89	PCRT	ICRP 89
	D_p (Gy)	D_p (Gy)	D_p (Gy)	Diferencia (%)	Diferencia (%)
P1 (H)	4,30	2,94	2,14	-31,57	-50,32
P2 (M)	1,70	1,89	2,12	11,45	24,65
P3 (H)	32,00	26,09	25,36	-18,48	-20,74
P4 (H)	10,50	7,95	7,14	-24,33	-32,01
P5 (H)	5,00	4,46	3,52	-10,75	-29,64
Promedio (H)	10,7	8,67	8,05	-18,97	-24,77

Figure 501: Tabla 2. Dosis pulmonar calculada con cada método y diferencias obtenidas respecto del modelo compartimental.

Discusión:

Todos los pacientes varones seleccionados tienen una masa pulmonar superior a 1 kg, por lo que el modelo compartimental sobreestima la dosis pulmonar. La única mujer seleccionada tiene masa pulmonar inferior a 1 kg, por lo que el modelo compartimental subestima la dosis absorbida.

El tratamiento para el paciente número 3 se descartó por la dosis pulmonar calculada con el modelo compartimental, pero sin embargo, con cualquiera de los otros dos métodos, el paciente habría sido susceptible de recibirlo.

Conclusión:

En los pacientes en los que en el estudio previo con MAA-Tc99m se obtiene una dosis absorbida por los pulmones cercana al límite de exclusión de la RE, es aconsejable una dosimetría pulmonar más personalizada similar a los presentados en este trabajo.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 948**Estudio de la dosis impartida a lo largo de dos años a pacientes en exploraciones con una Gc/CT Optima 640.**

Autores: M. López Castro¹ ; L. Lado Cacheiro² ; C. Piñeiro Martínez^{None} ; R. Vázquez Vázquez^{None} ; M. Perez Fernandez³ ; M. Sánchez García⁴ ; V. Luna Vega⁴ ; C. Otero Martínez^{None} ; J. Mosquera Sueiro⁵ ; R. Lobato Busto⁶ ; M. Pombar Cameán⁵

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela*

² *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS)*

³ *Hospital Universitario de Santiago de Compostela*

⁴ *Hospital Clínico de Santiago de Compostela*

⁵ *CHUS*

⁶ *HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

Corresponding Author: miguel.angel.lopez.castro@sergas.es

INTRODUCCIÓN

El Real Decreto 601/2019, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, en su Artículo 6 establece “que la protección radiológica de las personas sometidas a exposiciones médicas se optimizará con el objetivo de mantener las dosis individuales tan bajas como razonablemente sea posible y será coherente con la finalidad médica de la exposición”. Para ello es necesario disponer de un sistema de registro y gestión de la dosis que permita registrar los indicadores de dosis de las exploraciones radiológicas.

El objetivo del estudio es analizar la dosis recibida por todos los pacientes sometidos a una exploración durante los años 2019 y 2020 en la gammacámara “Optima 640” de General Electric Healthcare en nuestras instalaciones.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se han analizado los datos de los estudios realizados durante los años 2019 y 2020 en una Gammacámara “Optima 640” de General Electric Healthcare. Este equipo utiliza un CT para realizar la corrección de atenuación en los estudios SPECT.

Los datos referidos a la dosis se han recogido mediante el software XEDOSE-DoseWatch, un sistema de registro y gestión de dosis corporativo del Servicio Gallego de Salud (SERGAS) desarrollado por General Electric Healthcare. Se ha desarrollado un programa en lenguaje de programación Python para analizar los datos recogidos.

RESULTADOS

En la tabla 1 se muestran los datos obtenidos para los cinco protocolos más empleados en nuestra institución. Para las exploraciones de Medicina Nuclear se presentan la Actividad total administrada (MBq), y la Dosis efectiva MN (mSv).

Para la adquisición de rayos X (CT) se obtuvo un DLP promedio de 107,7 mGy·cm, un índice CTDI-VOL promedio de 2,5 mGy y una dosis específica CT promedio de 1,8 mSv.

En la figura 1 se refleja la actividad media administrada para los cinco protocolos, comparada con los niveles sugeridos en España (informe DOMNES), en Europa (proyecto DOSE DATAMED 2), y con los DRL de Reino Unido.

Los indicadores de dosis correspondientes al año 2020 no tienen una variación significativa respecto a los de 2019.

CONCLUSIONES

El valor de la actividad promedio administrada en nuestro centro es prácticamente igual a las recomendaciones que aparecen en el estudio DOMNES para el protocolo “receptores de somatostatina”, los “estudios gammagráficos óseos de cuerpo completo” y la “tomografía cerebral de neuro-receptores”. Para el protocolo “gammagrafía renal”, la actividad promedio administrada es mayor que la recomendación que aparece en el informe DOMNES (136 MBq).

Si comparamos con las recomendaciones europeas del estudio DDM2, vemos que se superan los valores recomendados en los protocolos “gammagrafía renal” (139 MBq) y los estudios gammagráficos óseos (662 Mbq), mientras que para la “tomografía cerebral de neuro-receptores” los resultados obtenidos son prácticamente iguales. Para el protocolo “receptores de somatostatina” son inferiores (210MBq).

Los DRL de Reino Unido son menores que los de nuestra instalación en todos los protocolos excepto para el estudio “tomografía cerebral de neuro-receptores”, que es prácticamente igual.

Protocolo	Año	Actividad total administrada (MBq)	Dosis efectiva MN (mSv)	Número de pacientes	Porcentaje de pacientes sobre el total anual
Estudio gammagráfico óseo de cuerpo completo	2019	770,9	4,5	591	52,2
	2020	768,8	4,5	607	50,3
Estudio gammagráfico óseo de cuerpo completo (tres fases)	2019	776,2	4,5	304	26,8
	2020	769,0	4,5	152	12,6
Tomografía cerebral de neuro-receptores	2019	194,0	4,9	114	10,1
	2020	195,2	4,9	101	8,4
Gammagrafía renal ^{99m} Tc-DMSA	2019	198,3	1,7	72	6,3
	2020	195,4	1,7	42	3,5
Receptores de somatostatina ¹¹¹ In	2019	152,1	8,2	52	4,6
	2020	153,7	8,3	56	4,6

Figure 502: Actividad administrada y dosis efectiva MN en los protocolos más utilizados durante los años 2019 y 2020.

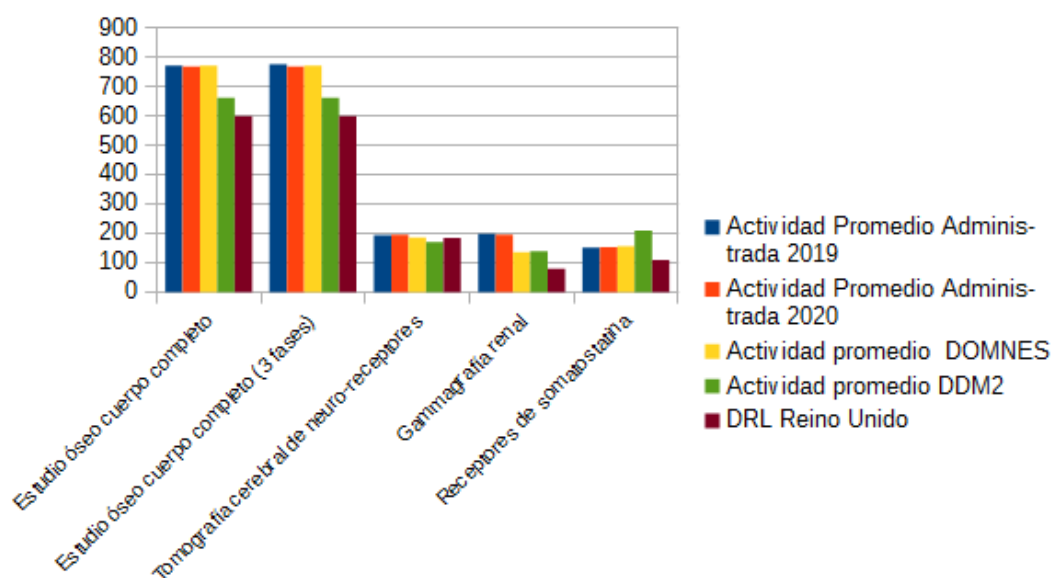


Figure 503: Actividad administrada en 2019 y 2020 y comparación con los niveles sugeridos en las distintas publicaciones.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 951**Tratamiento con ^{177}Lu -Dotatate a paciente en hemodiálisis.**

Autores: M. López Castro¹ ; L. Lado Cacheiro² ; C. Piñeiro Martínez^{None} ; R. Vázquez Vázquez^{None} ; V. Luna Vega³ ; M. Sánchez García³ ; M. Perez Fernandez⁴ ; R. Lobato Busto⁵ ; C. Otero Martínez^{None} ; J. Mosquera Sueiro⁶ ; M. Pombar Cameán⁶

¹ *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela*

² *Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (CHUS)*

³ *Hospital Clínico de Santiago de Compostela*

⁴ *Hospital Universitario de Santiago de Compostela*

⁵ *HOSPITAL CLÍNICO DE SANTIAGO DE COMPOSTELA*

⁶ *CHUS*

Corresponding Author: miguel.angel.lopez.castro@sergas.es

INTRODUCCIÓN

Analizaremos el caso de una paciente en hemodiálisis con un tumor neuroendocrino. Este tipo de tumores se pueden tratar con terapia de radionúclidos con receptores peptídicos. De entre ellos destaca el ^{177}Lu -Dotatate (Lutathera).

Como el ^{177}Lu -Dotatate se excreta en gran medida por vía renal, vamos a realizar un seguimiento de la paciente para así verificar que los valores de dosis que puede recibir el público (en este caso, los trabajadores del Servicio de Diálisis) se mantienen por debajo de los límites legales.

MATERIALES Y MÉTODOS

El tratamiento consistió en la administración de una dosis de Lutathera mediante perfusión. Una vez dada de alta, la paciente realizó un total de tres diálisis en nuestro centro. La primera diálisis se realizó, aproximadamente, 19 horas después de la administración del medicamento (miércoles). La segunda se realizó dos días después de la primera (viernes). La tercera diálisis tuvo lugar tres días después de la segunda (lunes).

Se han medido la tasa de dosis a un metro de la paciente antes y después de cada diálisis utilizando un detector Ludlum 9DP. Además, antes de cada diálisis se ha realizado una adquisición de una imagen tomográfica (SPECT/CT) con la gammacámara "Óptima 640" de General Electric Healthcare para hacer una dosimetría interna.

Los enfermeros de diálisis han utilizado un dosímetro de lectura directa (Thermo Electron EPD) para comprobar qué valor de dosis recibieron durante la misma. También, con un detector Thermo Scientific Mini 900, se ha medido la contaminación del dializador después de cada sesión de diálisis.

La primera diálisis se realizó en una habitación aislada para reducir la dosis a la que estuvieron expuestos el resto de pacientes.

Estimamos la dosis absorbida en todo el organismo usando el método MIRD. Multiplicamos la actividad acumulada, que se calculó usando análisis trapezoidal de la curva de actividad, por el factor SWB del radiofármaco Lutathera. La curva de actividad frente al tiempo fue generada estimando la cantidad de ^{177}Lu eliminado en cada sesión de diálisis y asumiendo que sólo existe decaimiento físico entre diálisis. La pérdida de actividad durante las diálisis se ha estimado a partir de las medidas realizadas antes y después de cada sesión.

RESULTADOS

Se han administrado 7659 MBq de ^{177}Lu a la paciente. Durante la primera diálisis se eliminó un 23,9% de la actividad presente en el organismo y, durante la segunda y la tercera diálisis un 9,5% y 20,7% respectivamente. La actividad media eliminada por diálisis fue de un 18%. En la figura 1 se muestra la evolución de la tasa de dosis frente al tiempo.

La dosis absorbida estimada por todo el organismo fue de 0,8 Gy.

La dosis efectiva que recibieron los enfermeros de Diálisis está por debajo de los límites de dosis para el público (del orden de las decenas de μSv). No se ha detectado contaminación en el dializador después de cada diálisis.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos muestran coherencia con los de la bibliografía empleada.

El servicio de protección radiológica ha establecido un protocolo para el caso del tratamiento de pacientes con tumores metabólicos en hemodiálisis.

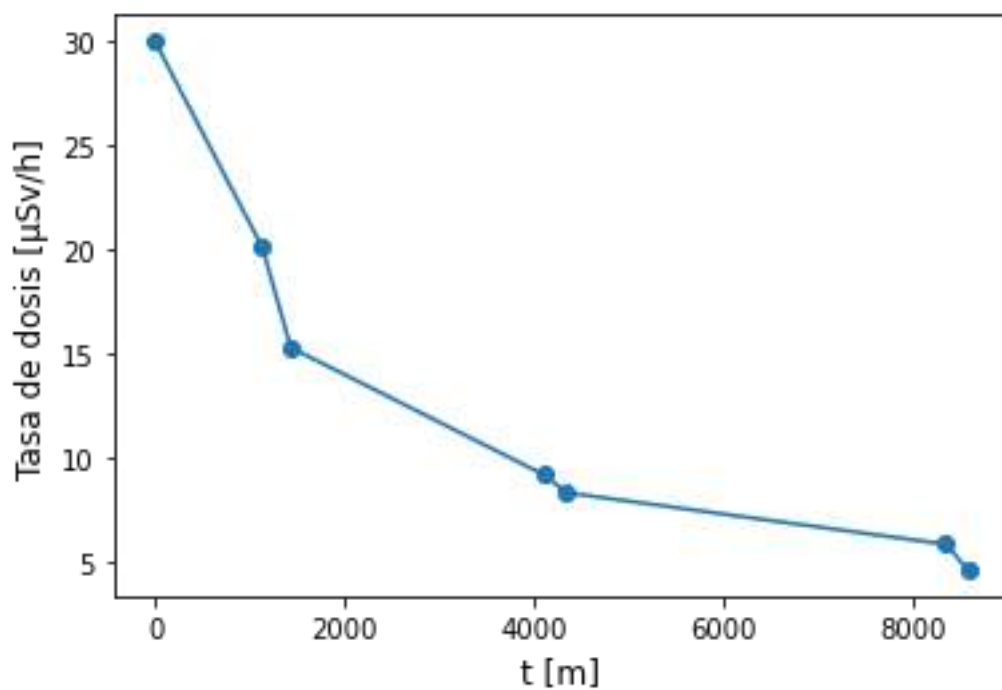


Figure 504: Evolución de la tasa de dosis

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 975

Comparación de tres modelos dosimétricos para el cálculo de actividad en radioembolización hepática con microesferas de Y-90

Autores: Amparo Romeu Moragón¹ ; Mireia Hernández Trujillo¹ ; Antonio González Vicente¹ ; Alejandro Ariño Gil² ; Adrià Mari Palacios¹ ; Joan Cristòfol Font Gelabert³ ; Marta Giménez García⁴

¹ Hospital Son Espases

² Hospital Universitari Son Espases

³ HUSE

⁴ Hospital Universitario Son Espases

Corresponding Author: m.romeumoragon@gmail.com

Objetivo

Comparar la actividad calculada para administrar en tratamientos de radioembolizaciones hepáticas con microesferas de Y-90 con tres modelos diferentes: método de la superficie corporal, modelo monocompartimental y multicompartimental.

Materiales y métodos

El método de la superficie corporal (BSA) ajusta de forma semiempírica la actividad administrada a partir de la superficie corporal del paciente, del volumen tumoral y del hígado sano. Además, es necesario conocer la altura y la masa corporal del paciente. No tiene en cuenta directamente la posible migración de las microesferas al parénquima pulmonar, pero la actividad se puede restringir en función del SHP (shunt hepatopulmonar).

$$BSA = 0.20247 \cdot h(m)^{0.725} \cdot M(kg)^{0.425}$$

$$A_{BSA}(GBq) = BSA(m^2) - 0.2 + \frac{V_{tumoral}}{V_{tumoral} + V_{higado\ sano}}$$

El segundo modelo tenido en cuenta es el monocompartimental. Considera que la distribución de las microesferas es uniforme en el volumen hepático tratado. Los datos necesarios en este modelo son: la dosis deseada en el tumor (D), la masa del volumen blanco (M_H) y el SHP (%).

$$A_{mono}(GBq) = \frac{D(Gy) \cdot M_H(kg)}{49.38 \frac{J}{GBq} \cdot (1 - \frac{SHP(\%)}{100})}$$

El mayor inconveniente de estos dos modelos es que no tienen en cuenta la captación del tejido tumoral con respecto al sano (índice T/N), parámetro específico de cada paciente. Ya que el modelo multicompartimental sí tiene en cuenta el índice T/N, permite calcular una actividad más personalizada para cada paciente y es considerado la mejor opción.

En el modelo multicompartimental o de partición se consideran varios compartimentos: pulmones, hígado sano y tejido tumoral. Se asume que el radiofármaco se distribuye de forma uniforme en dichos compartimentos. En este modelo es necesario saber la actividad de ^{99m}Tc-MAA contenida en el hígado sano y en el tejido tumoral, además de sus masas.

Este modelo además permite calcular la actividad limitante en el hígado sano y en el pulmón, y de esta forma, conseguir que el tumor reciba la mayor dosis posible.

$$T/N = \frac{\frac{A_{tumoral}}{M_{tumoral}}}{\frac{A_{higado\ sano}}{M_{higado\ sano}}}$$

$$A_{multi}(GBq) = \frac{D_{tumoral}(Gy) \cdot (T/N \cdot M_{tumoral}(kg) + M_{higado\ sano}(kg))}{49.38 \frac{J}{GBq} \cdot (1 - \frac{SHP(\%)}{100}) \cdot T/N}$$

El estudio se realiza con 4 pacientes tratados en el Hospital Universitario Son Espases (Mallorca). Los datos utilizados se presentan en la tabla 1.

	PACIENTE 1	PACIENTE 2	PACIENTE 3	PACIENTE 4
Peso (kg)	47	88	90	71
Altura (m)	1,47	1,73	1,85	1,51
Shunt (SHP) (%)	2,5	11,5	4,8	0
Volumen tumoral (perfundido) (cm3)	1376	1273	658	190
Masa tumoral (kg)	1,42	1,31	0,68	0,20
Volumen total del hígado (cm3)	1609	1788	2112	1226
Volumen hígado sano (cm3)	233	515	1454	1036
Dosis deseada (Gy)	259	150	350	120
T/N	7,35	6,90	16,92	20,77

Figure 505: Tabla 1. Datos pacientes.

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos se presentan en la tabla 2.

	A_{BSA} (GBq)	A_{mono} (GBq)	A_{multi} (GBq)
1	2,03	7,62	7,80
2	2,53	4,50	4,76
3	2,25	5,05	5,70
4	1,63	0,48	0,60

Figure 506: Tabla 2. Actividad calculada.

Los modelos monocompartimental y multicompartimental son compatibles entre sí. Sin embargo, con el método BSA se obtienen resultados muy diferentes.

Para un tumor pequeño respecto al tamaño del hígado sano, el modelo BSA sobreestima la actividad respecto a los otros dos modelos (Paciente 4). Sin embargo a medida que el tumor es mayor respecto del hígado sano, como ocurre en los tres primeros pacientes, el método BSA infraestima la actividad.

Conclusión

A la vista de los resultados obtenidos para los 4 pacientes, el modelo de superficie corporal no sería un modelo adecuado para el cálculo de la actividad de microesferas de Y-90.

Bibliografía

- 1.Morán, Verónica, et al. "Radioembolización Hepática con microesferas de 90Y: aspectos metodológicos y dosimétricos." Revista de Física Médica 20.1 (2019).
- 2.Pasciak, Alexander S., Yong Bradley, and J. Mark McKinney, eds. Handbook of Radioembolization: Physics, Biology, Nuclear Medicine, and Imaging. CRC Press, 2016.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 996

Análisis del efecto del post-filtrado en imagen de SPECT cuantitativa

Autores: Teresa Monserrat Fuertes^{None} ; Natalia Montenegro Iglesias^{None} ; Cristina Arroyo Sánchez¹ ; Daniel San José Olmedo² ; Miguel Ángel Peinado Montes^{None} ; David Álvarez Llorente³ ; Pablo Mínguez Gabiña⁴

¹ Hospital Universitario Central de Asturias

² HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

³ Servicio de Radiofísica - Hospital Central de Asturias

⁴ Hospital Universitario Cruces/Gurutzeta

Corresponding Authors: temonsfmpr@gmail.com, nataliamontenegro1986@gmail.com

Introducción

Para cuantificar actividad a partir de imágenes de SPECT, los sistemas de adquisición y reconstrucción de imagen deben estar convenientemente calibrados y optimizados.

El objetivo de este trabajo es estudiar el efecto que distintos post-filtros de reconstrucción iterativa tienen en la exactitud de la cuantificación.

Material y métodos

Las imágenes se adquirieron en una gammacámara Discovery NM/CT 670 y se reconstruyeron con el software Xeleris 3.0, ambos de General Electric.

Se analizaron las cuatro opciones disponibles en el software de reconstrucción:

1. Sin post-filtro
2. Con post-filtro de Butterworth (Frecuencia crítica 0.48, Potencia 10.00)
3. Con post-filtro de Hann (Frecuencia crítica 0.90)
4. Con post-filtro de Gauss (FWHM(x,y) = 3 píxeles, FWHM(z) = 3 píxeles)

Para calcular el factor de calibración se utilizó un maniquí cilíndrico de 5.7 l de volumen. Para cuantificar la exactitud en la cuantificación de actividad se utilizó el maniquí NEMA PET/IEC-BODY/P con cinco esferas de 28.8 ml, 11.2 ml, 5.63 ml, 2.49 ml y 1.09 ml de volumen, respectivamente. Para medir la actividad se delineó cada esfera sobre la imagen de CT y se determinó el coeficiente de recuperación de actividad, RC, con cada una de las opciones de post-filtrado, según la expresión:

$$RC = \frac{A_{medida}}{A_{real}}$$

Resultados

Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 1. En la Figura 1 se ha representado la recuperación de actividad frente al volumen para las cuatro opciones analizadas. Para cada filtro se ha realizado un ajuste paramétrico a una sigmoide de la forma:

$$RC = \frac{\alpha}{1 + (\frac{\beta}{V})^\gamma}$$

Donde RC es el coeficiente de recuperación y V es el volumen.

Tabla 1. Resultados

		RC				
		F_{cal} (cps/MBq)	28.8 ml	11.2 ml	5.63 ml	2.49 ml
NONE	39.19	0.853	0.768	0.702	0.628	0.543
BUTT	39.62	0.814	0.726	0.644	0.501	0.336
HANN	39.32	0.730	0.617	0.512	0.391	0.255
GAUSS	39.14	0.648	0.502	0.402	0.283	0.171

Figure 507: Tabla 1

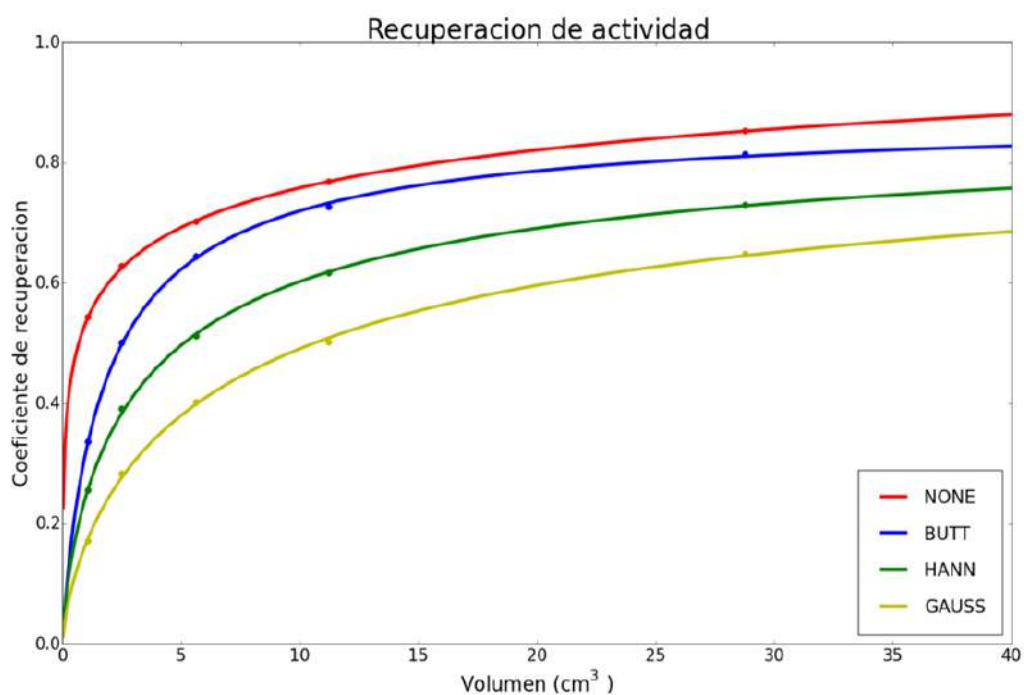
**Figura 1. Recuperación de actividad frente al volumen de las esferas para las cuatro condiciones de post-filtrado analizadas**

Figure 508: Figura 1

Discusión

Cuando se delinear los volúmenes sobre la imagen de CT, como se ha hecho en este estudio, la recuperación de actividad es máxima si no se añade ningún post-filtro en la reconstrucción. El efecto del filtrado es mayor cuanto más pequeño es el volumen de estudio.

A la hora de seleccionar los valores de los parámetros que definen cada filtro (frecuencia crítica, FWHM, etc) se ha intentado que la forma de cada filtro y, por tanto, su efecto en la imagen, estuvieran bien diferenciadas entre sí, para facilitar la comparación. Se podría analizar el efecto de variar dichos valores. No obstante, no parece probable que se consiga mejorar el resultado obtenido sin filtro, puesto que la respuesta que se obtiene cuando no se aplica ningún filtro de reconstrucción es significativamente mejor que cualquiera de las otras opciones.

Conclusiones

Para cuantificar actividad a partir de las imágenes de SPECT de esta gammacámara, la opción de post-filtrado óptima es no aplicar ningún filtro, especialmente cuando los volúmenes a cuantificar son pequeños.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1095

Resultados de dosimetría renal en tratamientos con Lu-177-DOTATATE

Autores: Raúl Sánchez-López¹ ; Enrique Tenllado-Baena² ; Carlos Montes Fuentes² ; Blanca Lucas-Velázquez³ ; Paloma García-Talavera San-Miguel⁴ ; M. Pilar Tamayo-Alonso⁴ ; Laura Granado-Alonso² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Sofía García-Repiso² ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Álvaro A. Fernández-Lara² ; Miguel A. Díez-Gallego² ; Susana Donis-Gil² ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

² Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

³ Servicio Medicina Nuclear, Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

⁴ Servicio de Medicina Nuclear. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca

Corresponding Author: rslopez@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN

La terapia con ¹⁷⁷Lu-Dotatate se utiliza en tratamientos de tumores neuroendocrinos y consiste en la administración de este radiofármaco en cuatro ciclos cada ocho semanas. Los riñones se consideran órganos de riesgo, no debiendo superar como máximo 23-24 Gy al final del cuarto ciclo.

En este trabajo se describe una metodología propia desarrollada para valorar la dosis renal en tratamientos con ¹⁷⁷Lu-Dotatate.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se emplearon estudios procedentes de 14 pacientes: 9 de ellos recibieron 4 ciclos y 1 de ellos únicamente 3, habiendo finalizado el tratamiento en cualquier caso. Los 4 pacientes restantes, que recibieron solamente 1 o 2 ciclos, no han completado todavía el tratamiento por lo que sus datos no se tuvieron en cuenta para evaluar la dosis total.

En cuanto a la metodología seguida, en primer lugar se realizaron a cada paciente de 1 a 3 estudios SPECT/CT en una gammacámara Symbia T2 (a las 24 h, 96 h y 192 h tras la administración). Posteriormente se segmentaron automáticamente los riñones mediante el workflow Universal PET/CT Review de MIM Software. Para minimizar la dependencia con el observador se utilizó una ventana de visualización con mínimo 0 y máximo 200. Como resultado, se obtuvieron tanto el número de cuentas en cada riñón como su volumen.

En segundo lugar se llevó a cabo un ajuste monoexponencial a partir del número de cuentas para estimar la biocinética del ¹⁷⁷Lu tras cada ciclo. La integración de la curva arrojó como resultado el número de cuentas acumuladas. Gracias a la calibración previa de la gammacámara usando un maniquí cilíndrico de volumen 5536 cc, fue posible obtener la actividad acumulada.

Por último, la dosis estimada se calculó por medio de factores S para masas esféricas, interpolados según del volumen de cada riñón. Sólo se tuvo en cuenta la actividad del propio órgano para evaluar la dosis.

RESULTADOS

En la figura 1 se detallan algunos parámetros estadísticos respecto a la dosis total recibida por cada riñón durante el tratamiento completo, su volumen y el tiempo de residencia en cada uno.

	Número de casos	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo	P ₂₅	P ₅₀	P ₇₅
Dosis total (Gy)	20	12.2	2.63	8.06	17.2	9.61	12.6	13.9
Volumen (cc)	28	180.6	42.98	94.00	284.6	153.3	173.3	212.4
Tiempo de residencia (d)	88	2.39	0.41	1.81	3.83	2.10	2.35	2.55

Figure 509: Figura 1

Y en la figura 2 se muestra la distribución de la dosis que renal por ciclo.

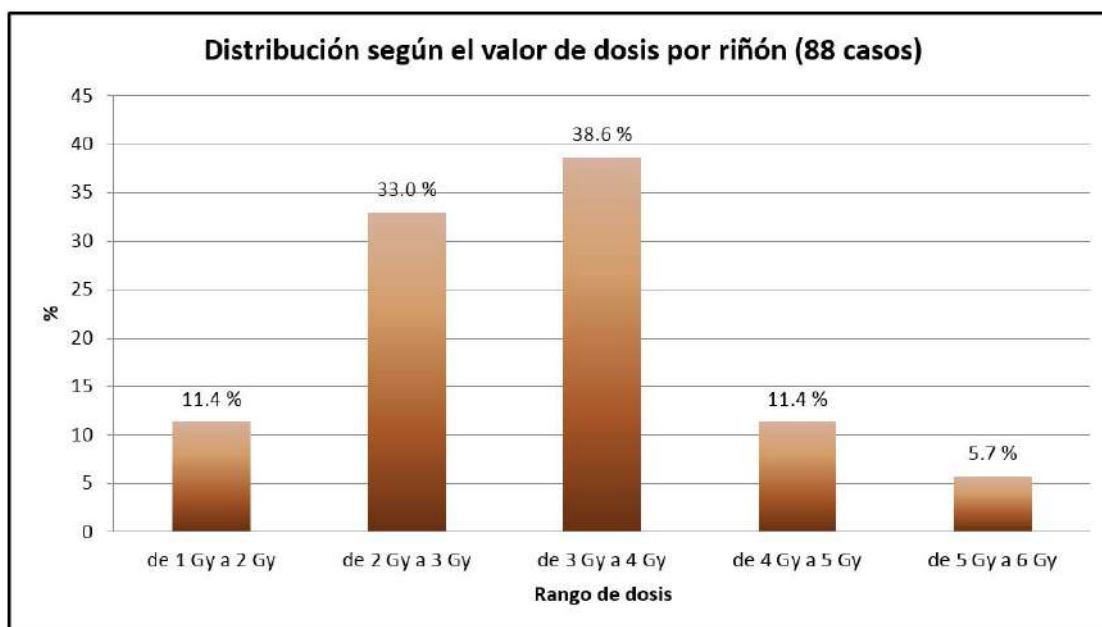


Figure 510: Figura 2

DISCUSIÓN

El tiempo de residencia del ¹⁷⁷Lu en el organismo es de 2.39 días en promedio, con una desviación estándar de 0.41 días.

Aunque la media de dosis recibida por riñón es de 12.2 Gy, hay varios casos en que se sitúa entre 8 Gy y 10 Gy, e incluso casos puntuales en que puede llegar a 17 Gy. Son cantidades importantes que deben tenerse en cuenta en el historial dosimétrico del paciente.

Con respecto a la dosis por ciclo, aunque en la mayor parte de pacientes se encuentra entre 2-4 Gy, debe valorarse individualmente para poder identificar los casos que reciben más dosis.

CONCLUSIONES

Se ha presentado un método propio para estimar la dosis que recibe cada riñón en la terapia con ¹⁷⁷Lu-Dotatate. Aunque ningún paciente superó la dosis de tolerancia renal, es importante tenerla cuantificada por si se valoran ciclos adicionales.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1096**Dosimetría individualizada Monte Carlo para radioisótopos I: desarrollo de una plataforma basada en GATE.**

Autores: Sara Neira^{None} ; Jacobo Guiu Souto¹ ; Paulino Pais^{None} ; Carlos Fernández Fernández² ; Virginia Pubul Núñez³ ; Álvaro Ruibal Morell⁴ ; Cristian Candela Juan⁵ ; María Araceli Gago Arias⁶ ; Miguel Pombar Cameán⁷ ; Juan Pardo Montero⁸

¹ Centro Oncológico de Galicia

² Fundación Centro Oncológico de Galicia

³ complejo hospitalario universitario de santiago de compostela

⁴ Hospital Clínico de Santiago de Compostela

⁵ Centro Nacional de Dosimetría (CND)

⁶ Fundación Instituto de Investigación Sanitaria de Santiago de Compostela

⁷ CHUS

⁸ Complejo Hospitalario Universitario de Santiago (CHUS)

Corresponding Author: sara.neira.castro@hotmail.com

Introducción

Para cumplir con los estándares de calidad surge la necesidad de una mayor individualización de la dosis de radioisótopos en pacientes. Tradicionalmente, en dosimetría se emplean factores dosis/actividad precalculados a partir de modelos biocinéticos y geométricos poblacionales. Sin embargo, los errores asociados a estas técnicas son considerables, ya que desestiman características particulares de cada paciente. El objetivo principal de este trabajo es presentar un método alternativo de dosimetría individualizada. Está basado en técnicas de cálculo Monte Carlo (MC) y modelado biocinético que, a partir de imágenes personalizadas, permiten mejorar la precisión de la dosimetría.

Materiales y Métodos

El método parte de la obtención de imágenes PET/CT, las cuales son procesadas según el *workflow* presentado en Fig. 1. La primera fase tiene como objetivo obtener los siguientes elementos: i) *Mapa de segmentación*: contorneo de los órganos de interés sobre la imagen PET/CT. ii) *Geometría individualizada*: imagen CT procesada, la cual proporciona información sobre la anatomía y densidad electrónica del paciente. iii) *Imagen fuente*: que contiene la distribución integrada de actividad en el paciente, calculada a través de la imagen PET y de modelos biocinéticos.

Fuente y geometría son importadas por el MC (motor de cálculo GATE). Cada simulación de un paciente es paralelizada entre varios procesadores remotos para reducir el tiempo de cálculo. La fase de postprocesado produce el mapa de dosis tridimensional del paciente. A partir del mismo es posible obtener información de interés: dosis media, DHVs, etc.

Resultados y Discusión

La técnica fue doblemente testada, Fig 2. Primeramente, las distribuciones de dosis en GATE fueron comparadas contra otro motor previamente validado (EGSnrc) para distintas geometrías y partículas. Las diferencias generalmente no superaron el rango $\pm 5\%$ entre ambos códigos.

Posteriormente, la metodología fue experimentalmente validada. Un phantom Jaszczak con una solución de ¹⁸F fue sometido a un estudio PET/CT para luego aplicar el método propuesto. Los resultados fueron comparados contra medidas experimentales de 5 dosímetros adheridos al phantom (DXT-RAD 707-H2, Thermo Scientific). Los resultados mostraron buena concordancia entre ambos, aunque se observó cierta sensibilidad a la resolución en el rango $\sim 1\text{mm}$.

Conclusiones

Este estudio sugiere el potencial de la técnica MC para la mejora de la precisión en dosimetría de radiofármacos. Recientes aplicaciones a grupos de pacientes sometidos a pruebas PET/CT mostraron su potencial viabilidad clínica [1, 2]. Aunque la plataforma se encuentra aún en desarrollo, durante las siguientes etapas se propondrá la unificación de las distintas herramientas en un único paquete, así como el refinado de pequeños problemas.

Referencias

- 1 S. Neira et al, Quantification of internal dosimetry in PET patients: individualized Monte Carlo vs generic phantom-based calculations, Med. Phys. 47 (2020) 4574–4588.
- 2 S. Neira et al, Quantification of internal dosimetry in PET patients II: Individualized Monte Carlo-based dosimetry for [18F]Fluorocholine PET, enviado a Medical Physics

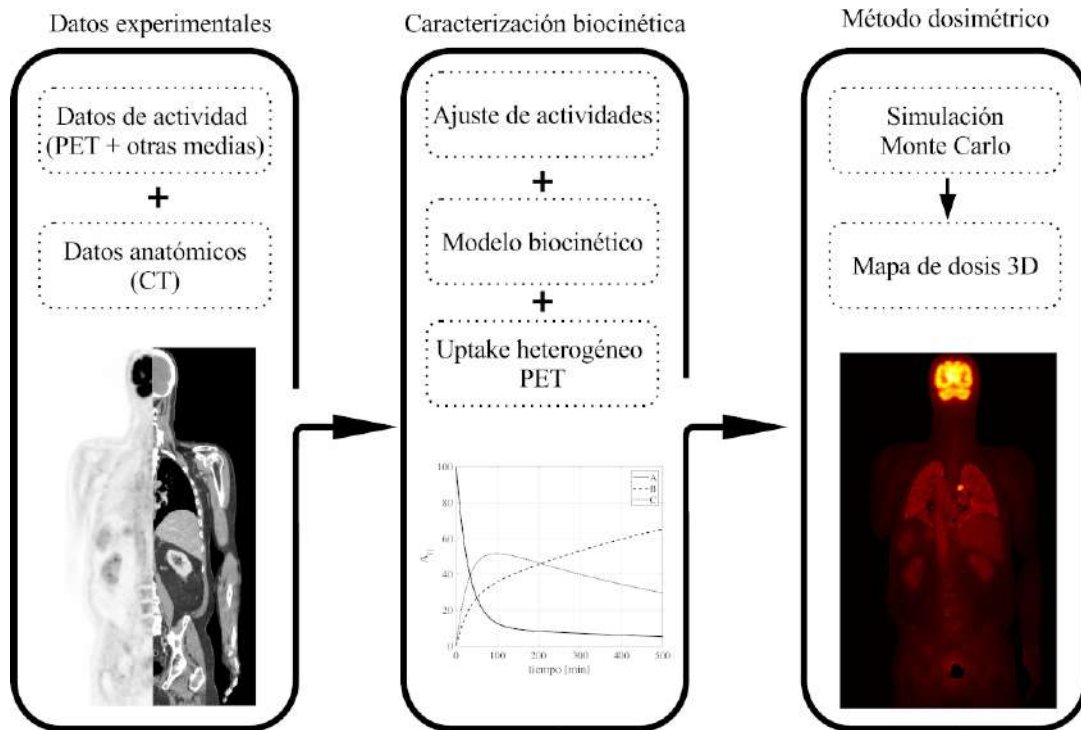


Figure 511: Workflow del método dosimétrico basado en MC.

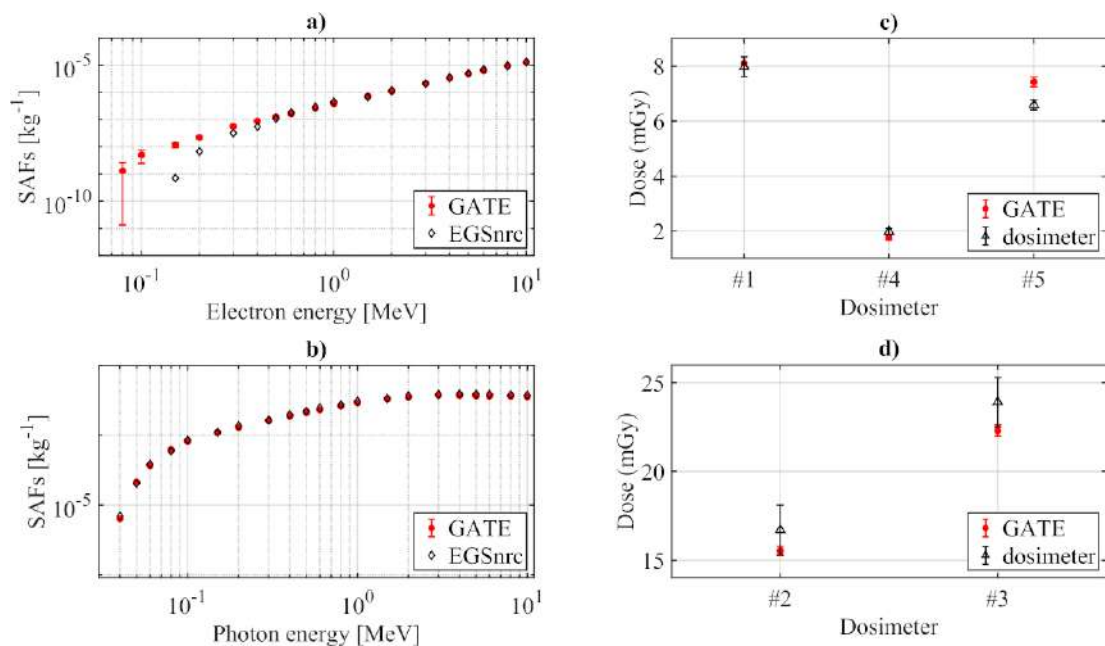


Figure 512: SAFs (hígado→cerebro) del phantom masculino ICRP-133 simulados en GATE y EGSnrc para a) electrones, b) fotones. Validación del método mediante medidas experimentales en 5 dosímetros (c y d).

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1101**Comparación de dosimetría renal con software MIM frente a método propio en tratamientos con Lu-177-DOTATATE**

Autores: Enrique Tenllado-Baena¹ ; Raúl Sánchez-López² ; Carlos Montes Fuentes² ; Blanca Lucas-Velázquez³ ; Paloma García-Talavera San-Miguel⁴ ; M. Pilar Tamayo-Alonso⁴ ; Julio A. Ramos-Pacho² ; Susana Donis-Gil² ; Miguel A. Díez-Gallego² ; Álvaro A. Fernández-Lara² ; Jorge Hernández-Rodríguez² ; Sofía García-Repiso² ; Laura Granado-Alonso² ; Raquel Agüera-Rodríguez² ; Pablo L. Gómez-Llorente² ; Carlos Martín-Rincón²

¹ *S. de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*

² *Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*

³ *Servicio Medicina Nuclear, Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*

⁴ *Servicio de Medicina Nuclear. Complejo Asistencial Universitario de Salamanca*

Corresponding Author: rslopez@saludcastillayleon.es

INTRODUCCIÓN

MIM Software dispone de un módulo específico para efectuar dosimetrías en terapia con radiofármacos. En concreto el workflow MRT: Dosimetry with Multiple SPECT/CTs se utiliza en tratamientos con 177Lu-Dotatate para obtener dosimetrías a partir de estudios SPECT que se realizan al paciente tras cada ciclo de tratamiento.

En este trabajo se compararon los resultados de las dosimetrías renales de 28 estudios de 13 pacientes obtenidas con MIM y los calculados mediante un método propio basado en metodología MIRD.

MATERIAL Y METODOS

La terapia con 177Lu-Dotatate se administra en cuatro ciclos cada ocho semanas. Tras cada ciclo se adquirieron hasta tres SPECTs con una gammacámara Siemens Symbia T2. La calibración de la gammacámara en MBq/(ml.cuentas) se llevó a cabo con un maniquí cilíndrico de volumen 5536 cc.

Por un lado, para cada ciclo se realizó la dosimetría a partir de los SPECTs con dos métodos diferentes del workflow MRT: un ajuste a nivel de órgano y otro a nivel de voxel, que requirieron como inputs tanto la segmentación de los riñones como los dos o tres estudios SPECT (reconstruidos con el workflow SPECTRA Quant: Lu-177 Reconstruction de MIM) con modelo monoexponencial.

Por otro lado, en el método propio se estimó la dosis renal por ciclo ajustando monoexponencialmente la actividad de cada riñón frente al tiempo y usando factores S para transformar la actividad acumulada en dosis. Solo se tuvo en cuenta la dosis recibida en cada riñón debida a su propia actividad.

RESULTADOS

La figura 1 representa la distribución de las diferencias de dosis en riñón por ciclo obtenidas con cada uno de los dos ajustes MIM frente a los calculados mediante el método propio.

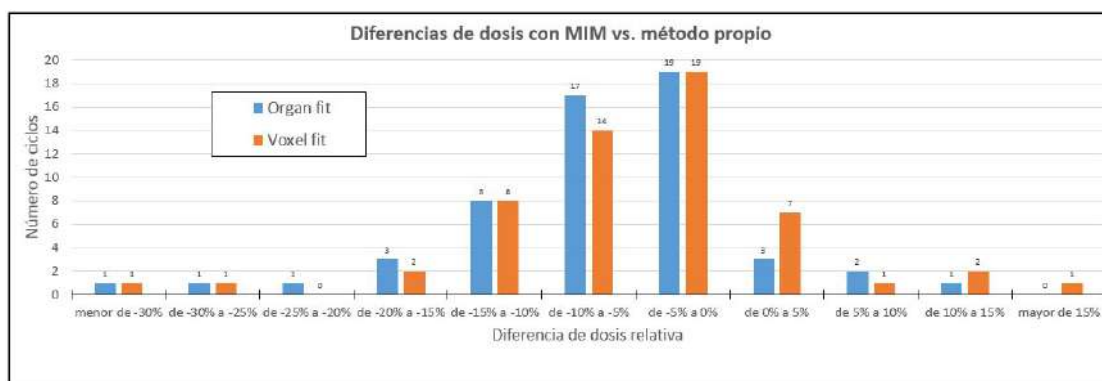


Figure 513: Figura 1

Existe una ligera diferencia en la media de las diferencias de dosis: -6.6% para el ajuste a nivel de órgano y -5.2% para el ajuste a nivel de voxel. En cuanto a las dispersiones de los resultados, son muy parecidas: 7.8% para el primero y 8.2% para el segundo.

Las diferencias de dosis con el ajuste a órgano se sitúan sobre todo entre un -15% y un 0%, mientras que con el ajuste a voxel lo hacen entre un -15% y un +5%.

Por último, se distinguen cuatro casos con diferencias grandes, del orden del -30%.

DISCUSIÓN

Ambos ajustes de MIM dan valores de dosis muy parecidos entre sí; sin embargo, de la comparación con el método propio se desprende que, en general, MIM subestima la dosis entre un 0% y un 15%.

Los casos con las desviaciones más severas concuerdan con los ciclos en los que únicamente se realizaron 2 SPECTs; es decir, hay menos información disponible y aumenta la incertidumbre.

CONCLUSIONES

A la hora de utilizar el workflow MRT de MIM para calcular dosimetrías renales hay que tener en cuenta que existen diferencias respecto al método tradicional basado en valores S. No obstante, MIM proporciona resultados que con el método propio son imposibles de obtener, tales como histogramas dosis-volumen o distribuciones espaciales de dosis.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1108**DISEÑO DE UN MANIQUÍ PARA LA REALIZACIÓN DEL CONTROL DE CALIDAD DE LA SONDA QUIRÚRGICA.**

Autores: Paloma Botella Faus¹ ; Paula García Castañón¹ ; Carlos Prieto Martín² ; Sergio Honorato Hernández¹ ; Roser Fayos-Solá Capilla²

¹ Hospital Universitario La Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

Corresponding Author: paloma.botella@salud.madrid.org

Introducción

La biopsia del Ganglio linfático centinela es una técnica de medicina nuclear utilizada en la estadificación de ciertos tumores.

La localización del mismo supone una gran ventaja, ya que se puede evitar la extirpación completa de la cadena linfática próxima al tumor, puesto que el Ganglio Centinela es el primer ganglio al que las células cancerígenas se diseminan.

Para este procedimiento se inyecta un radiofármaco en el tumor y, mediante una sonda intraoperatoria, se localiza el ganglio o ganglios centinelas, aquellos que captan más actividad. Por tanto, la correcta detección del mismo depende del correcto funcionamiento de dicha sonda.

El objetivo de este estudio es presentar el diseño de un maniquí para el control de calidad de una sonda quirúrgica.

Material y Métodos

Para el diseño del maniquí se siguieron las pautas del protocolo español de control de calidad de instrumentación en medicina nuclear (2015).

El maniquí consiste en una plantilla de 297×420 mm construida sobre una base de madera, todo ello plastificado para así evitar la absorción de una posible contaminación. Cuenta con dos guías de madera, donde se deposita la sonda para asegurar una geometría constante.

Esta plantilla se realizó digitalmente mediante un programa de diseño vectorial y consta de tres secciones. La primera sección se diseñó para comprobar la sensibilidad de la sonda frente a una fuente radiactiva. En la plantilla se fijaron posiciones para la fuente a distintas distancias de la sonda, todas ellas con una dirección de colimación de 0°.

La segunda sección se diseñó para determinar la respuesta de la sonda al variar de forma lineal la posición de la fuente. En la plantilla se marcaron los desplazamientos respecto al eje principal de la sonda.

La tercera sección de la plantilla fue diseñada para determinar la respuesta angular de la sonda, fijando posiciones para distintas angulaciones (para distancias de 30 y 200 mm, tal como indica el protocolo).

Para una mejor repetibilidad en la colocación de la fuente (Tc-99m) las posiciones vienen representadas en la plantilla por una circunferencia cuyo diámetro coincide con la base del vial

La sonda utilizada para comprobar la utilidad del maniquí fue una de marca Onco Vision, modelo WProbe.

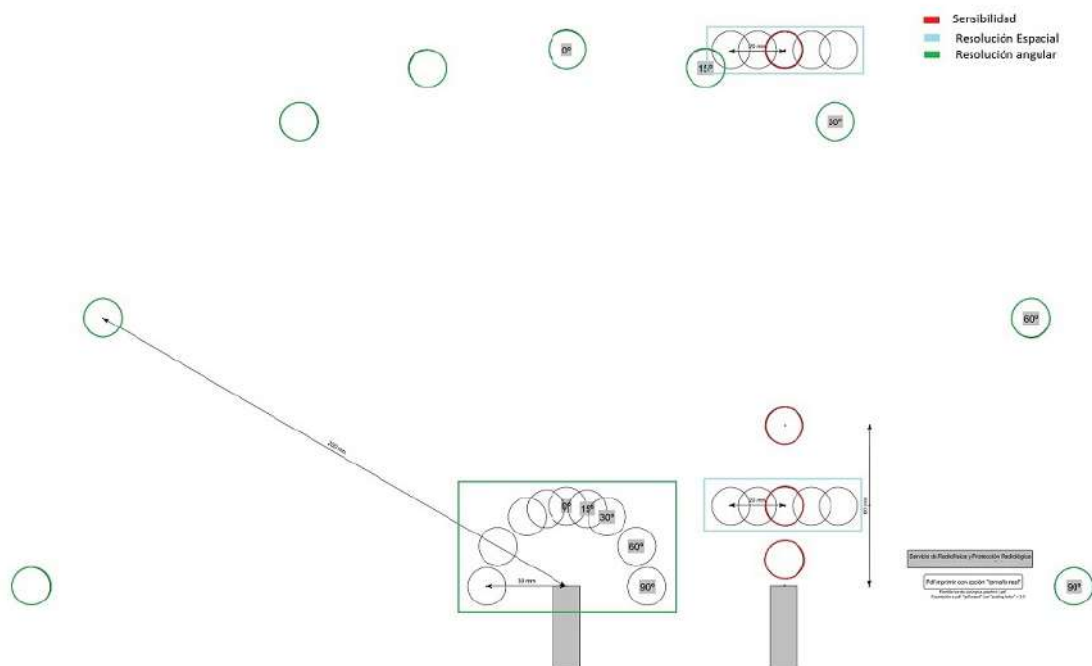


Figure 514: Plantilla

Resultados

Tras el diseño del maniquí se comprobó su utilidad en la prueba de aceptación de una sonda quirúrgica y se establecieron los valores de referencia inicial de la misma.

Los resultados obtenidos se encontraron dentro de tolerancia, probando la utilidad del maniquí para el control de calidad.

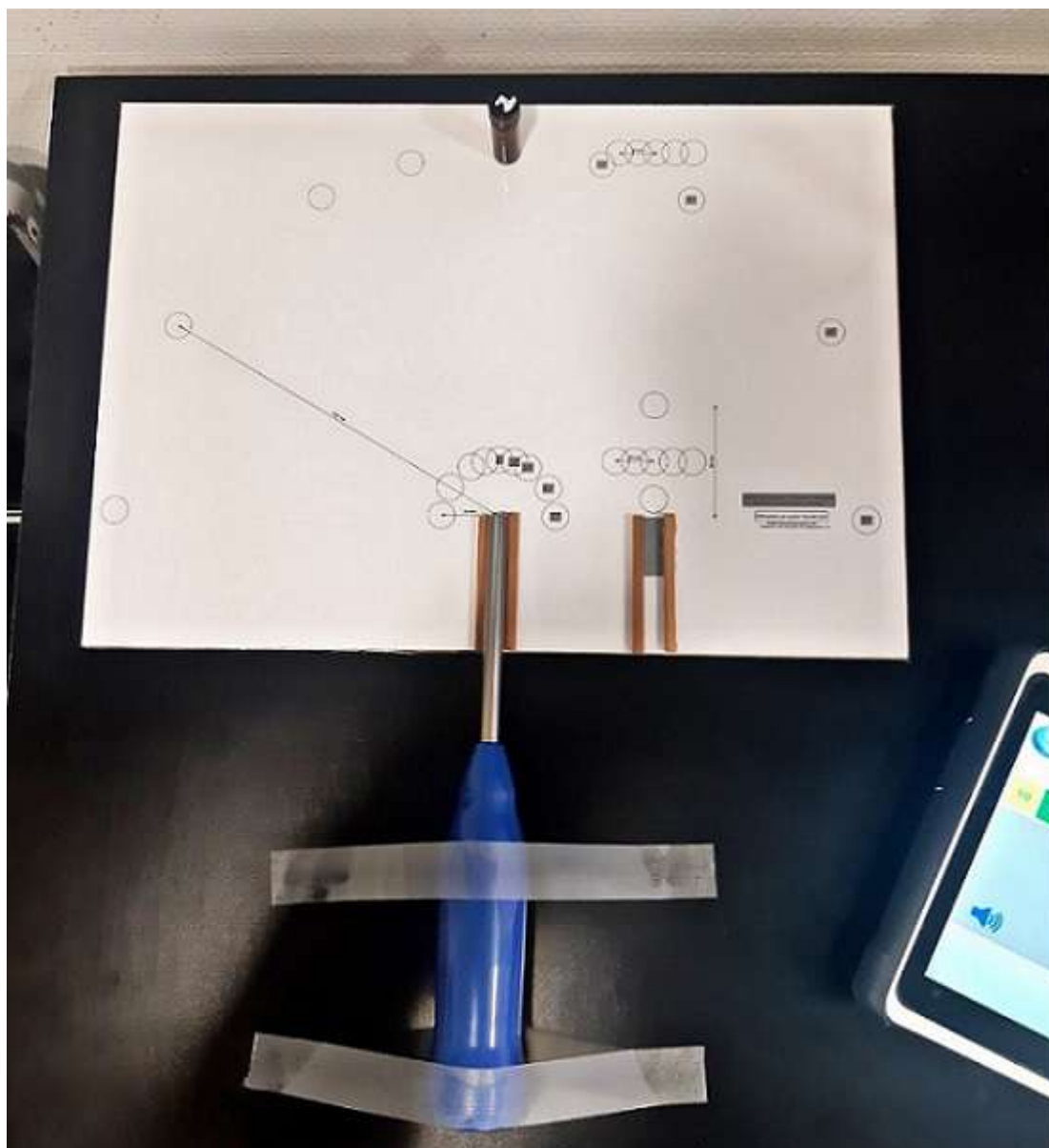


Figure 515: Esquema de colocación del maniquí

Conclusión

El diseño de este maniquí es sencillo y permite la realización del control de calidad para las sondas quirúrgicas descrito en el Protocolo Español de Control de Calidad en Instrumentación de Medicina Nuclear, en toda su totalidad. La plantilla está disponible para todos aquellos centros interesados.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1216

Dosimetría basada en vóxel: Comparación entre la planificación y el tratamiento en radioembolizaciones con SIR-Spheres (Y-90)

Autores: Aída López Romero¹ ; Carmen Escalada Pastor² ; Alfredo Montes³ ; M. Elena Sánchez Jiménez⁴ ; Ángela Gómez Gascón^{None} ; Gemma Braña Carballo⁵

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

² Servicio de Radiofísica y PR. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

⁴ Hospital Universitario Puerta de Hierro

⁵ HUPuerta de Hierro

Corresponding Author: alopezromero@salud.madrid.org

Introducción

La prescripción de la actividad a administrar en las radioembolizaciones hepáticas que Sirtex Medical Limited propone para sus tratamientos utiliza la razón T/N de captación entre el tejido tumoral y el no tumoral calculada sobre el SPECT previo de simulación con macroagregados de albúmina MAA-Tc-99m. El valor T/N obtenido, el valor de los volúmenes de las regiones hepáticas a tratar y de sus tumores, y los datos del paciente, se introducen en una hoja de cálculo (fig.1) que combina el modelo de partición con la fórmula clásica basada en el índice de superficie corporal.

En este trabajo se ha analizado la relación entre los valores de T/N obtenidos de las adquisiciones pre-tratamiento (planificación) y postratamiento, para evaluar la idoneidad del uso de este parámetro.

Material y métodos

Se han estudiado 10 pacientes tratados con SIR-Spheres en el HUPHM durante el año 2020. Los valores de los volúmenes de tratamiento y de tumor se han extraído de las hojas excel de prescripción de cada paciente. Los SPECT-CT se han realizado en gammacámaras Infinia Hawkeye II de General Electric y los PET-CT en un equipo Biograph 6 de Siemens.

Las imágenes reconstruidas del SPECT de planificación, y las obtenidas del PET (7 pacientes) y/o SPECT (6 pacientes) postratamiento, se han normalizado a la dosis promedio estimada en el volumen de tratamiento (SPECT) o aplicando el factor conversión dosis absorbida/densidad de eventos por vóxel (PET), y se han transformado en mapas de dosis mediante el software libre 3D-Slicer v.4.10.2. Los mapas de dosis y sus CT asociados se han importado a la plataforma de dosimetría Raystation v.9.2.0.483, donde se han hallado las regiones con volúmenes iguales al de tratamiento y del tumor de la prescripción y dosis promedio máxima. La razón T/N corresponde al cociente entre las dosis promedio del volumen tumoral y la del no tumoral.

Resultados

En el 80 % (8 pacientes) de los casos el valor T/N postratamiento es inferior al de la planificación, llegando a ser hasta 6 veces menor en los volúmenes más pequeños (fig.2). En un paciente, los valores coincidieron y en otro el valor postratamiento fue un 25% mayor.

Discusión

Existen diversos motivos que pueden influir en las diferencias encontradas para el valor T/N: carencia de un método estandarizado para su obtención y alta dependencia del observador en los habitualmente empleados, diferencias entre la resolución y la sensibilidad de las adquisiciones pre-tratamiento y postratamiento, dificultad en la reproducción en el tratamiento de las condiciones de administración de la planificación, variación en el tiempo de la vascularización hepática del paciente, etc. En todo caso, T/N ha mostrado no ser un parámetro consistente para predecir la deposición de la dosis en el tumor resultante, que se aleja más de la planificada cuanto más pequeños son los volúmenes implicados. La sobreestimación de T/N en la planificación conduce a la prescripción de actividades de Y-90 menores, y a dosis impartidas que pueden ser insuficientes para alcanzar una adecuada respuesta tumoral.

Conclusiones

La personalización de los tratamientos es un factor fundamental para su eficacia y seguridad, y constituye un objetivo principal en el desarrollo de las técnicas de radioterapia con sustancias radiactivas. El uso de factor T/N se introdujo como un método accesible para acercarse a éste objetivo, pero no ha resultado ser una herramienta fiable. La evolución inevitable pasa por la adopción de técnicas de dosimetría cuantitativa basada en vóxel, que ya han demostrado ser herramientas insustituibles en la optimización de cada tratamiento.

SIRT Activity Calculation – mBSA Method combined with Partition/MIRD for resin microspheres						
Data input in colored cells: is required. is required. is required is an option.						
Patient Information		Type of disease:				
Height[in cm]	170 cm					
Weight[in kg]	57,00 kg					
BSA	1,66					
	Lobe size	Tumor size	Tumor burden	Non-tumorous	Accepted restrictions:	
Liver left*	0 mL	0 mL	#DIV/0!	0 mL	20,0 Gy	dose to lung shall not be exceeded.
Liver right/RL*	807 mL	23 mL	3%	784 mL	50,0 Gy	Non-tumor-Comp (NTC) or Target dose
Perfused volume	0 mL	0 mL		0 mL		
Total Liver /TL	807 mL	23 mL	3%	784 mL		
Ratio RL/TL	1,00	*Vascular supplied portion of left or right liver				
Mass of Lung	1000 g	Check if "normal" lung				
Shunt	3,0%	From MAA-scan.				
Partition T/N (tumor uptake)	4	If unknown put "1", in that case the calculated dose will be to "Target", i.e. as if activity was homogeneously distributed.				
Modifier/Dial	0,50	Set dial for reducing or increasing the activity. Otherwise put "1".				
Delivered activity	1,00 GBq	As measured at incoming control.				
Reduction may be due to e.g. lung dose due to shunt >30Gy (or value as defined above), whole liver treatment, liver size <1200ML, Tumor burden > 65%, Tumor burden < 5%, prior heavy Chemo, HCC classified BCLC, ...						
Fundamental calculations for BSA lobar treatment: mBSA method with T/N considered => Partition Model - "Predictive dosimetry"						
Compartment	Activity	Dose to Lung	Dose to Parenchyma	Dose to tumor	Activity/ Target*	Draw up volume /Technician
left	0,00 GBq	0,0 Gy	0,0 Gy	0,0 Gy	0,00 GBq/L	0,00 mL
right	0,89 GBq	1,3 Gy	49,1 Gy	196,3 Gy	1,07 GBq/L	4,46 mL
Perfused volume						
Total Liver	0,00 GBq	0,0 Gy	0,0 Gy	0,0 Gy	0,00 GBq/L	0,00 mL

Figure 516: Hoja de cálculo de actividad para SIR-Spheres.

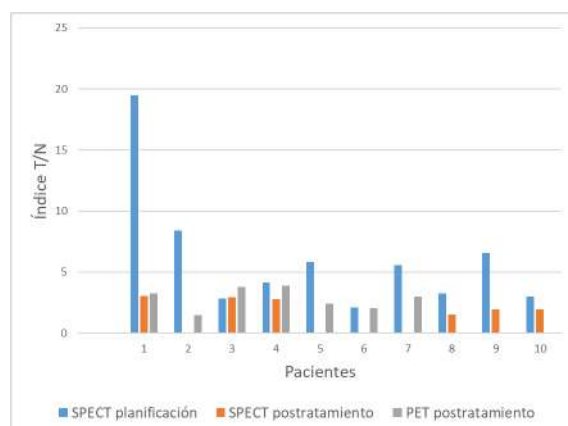


Figure 517: Índices T/N calculados para planificación y postratamiento.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1118**Cuasi invariancia de la respuesta de la imagen, a una fuente puntual en el método conjugado con la profundidad.**

Autores: Alfredo Montes Uruén¹ ; Carmen Escalada Pastor² ; Aída López Romero³

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

² Servicio de Radiofísica y PR. Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda

³ Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda

Corresponding Authors: , carmen.escalada@salud.madrid.org, alopezromero@salud.madrid.org

Introducción

El método de la imagen conjugada¹ emplea la media geométrica de las cuentas registradas en las proyecciones anterior y posterior del paciente para estimar la actividad acumulada en cada región de interés. Por su sencillez, sigue siendo ampliamente utilizado en la dosimetría de muchos tratamientos de radioterapia molecular, como (CDT, hipertiroidismo etc).

La correspondencia entre la distribución de cuentas registrada y la de la distribución real que la produce depende fundamentalmente de la función de dispersión puntual (PSF) de la gammacámara, que varía con la distancia de la fuente al detector y la profundidad dentro del material dispersor, parámetro desconocido en este tipo de método.

El objetivo de este trabajo ha sido encontrar un parámetro alternativo PSF*, derivado de las PSF pero cuasi-invariante con la profundidad, que permitiría determinar la distribución planar real de la actividad por deconvolución del producto conjugado.

Material y métodos

Todas las medidas se han realizado en una gammacámara Infinia Hawkeye II de General Electric. Para la obtención de las PSF se han realizado adquisiciones de una fuente puntual de 50 MBq de I-131, y el material dispersor estaba fabricado con planchas de agua sólida de RMI de distintos espesores, las imágenes DICOM obtenidas se han analizado mediante un script de desarrollo propio en lenguaje Python.

Para la obtención de las PSF en distintas condiciones se realizaron adquisiciones de la fuente puntual variando la distancia fuente-detector y el espesor de material dispersor. Las adquisiciones se han realizado con los parámetros clínicos de energía y ventana 327-400 KeV y 200 s de tiempo.

Se exportaron las imágenes en formato DICOM y se introdujeron en el script, que ajustó cada distribución de cuentas a una bi-gaussiana bidimensional de parámetros A0 s0 A1 S1. A partir de estos parámetros se modeló una función empírica de la PSF para cualquier condición de adquisición dentro del rango determinado. Fig. 1.

Con las PSF calculadas se simulaban las distribuciones anterior y posterior de cuentas producidas por una fuente puntual en distintas condiciones de distancia y profundidad, y se obtuvo la PSF equivalente para cada producto conjugado.

Resultados

En la Fig. 2 se representan los resultados en dos espesores de maniquí diferentes, se verificó que la dispersión entre las áreas de las PSF calculadas para un mismo maniquí en función de la profundidad, estaban por debajo de un 5%.

Se encuentra que la PSF del producto conjugado es independiente de la profundidad para cada espesor de material.

Conclusiones

Se confirma la pseudo-invariancia con la profundidad, lo que lleva a poder utilizar una única función de respuesta del sistema para unas condiciones de medidas determinadas. Las PSF* obtenidas permiten hallar la distribución original de dosis por deconvolución.

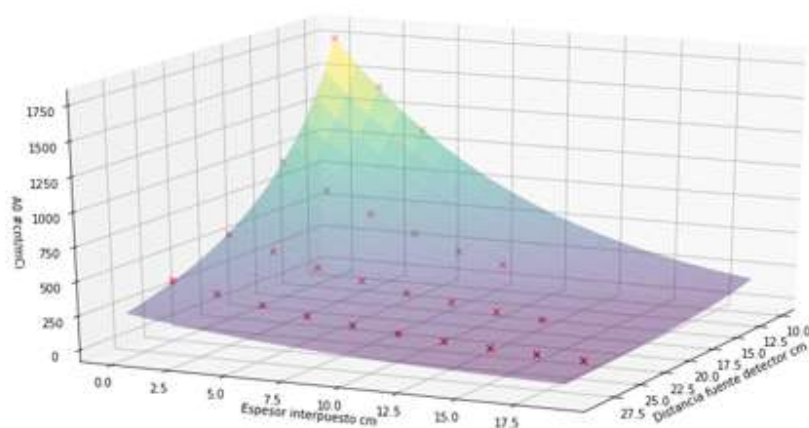


Figura 1: Distribución de los valores A_0 ajustados, representados en función del espesor interpuesto y la distancia fuente detector.

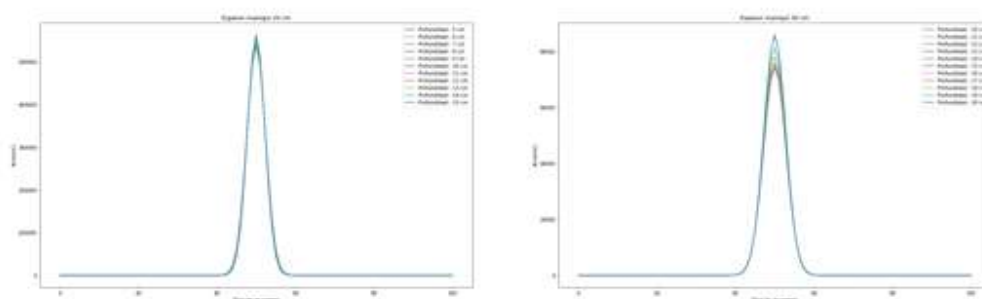


Figura 2: Representación de la PSF* calculada, colapsada en uno de los ejes para dos espesores de maniquí distintos.

Figure 518: enter image description here

Bibliografía

- 1 Sydoff M. Activity quantification of planar gamma camera images. 2007

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1168**Dosimetría a nivel de vóxel postratamiento con RapidSphere en radioembolización con 90Y**

Autores: Sofía Pena Vaquero¹ ; Raquel Barquero Sanz²

Co-autores: Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Mario Martín Veganzones³ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Berta Pérez López⁴ ; Claudia Gamazo Laherrán⁴ ; Javier Velasco Gómez⁴ ; David Miguel Pérez¹ ; Iban Conles Picos⁵ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Ricardo Torres Cabrera⁶

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁵ Complejo Asistencial Universitario de León

⁶ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: spenav@saludcastillayleon.es

Introducción

Una de las opciones terapéuticas para combatir los tumores hepáticos es la radioterapia interna selectiva (SIRT). Esta consiste en radioembolización con microesferas de 90Y, ya sean de resina o vidrio, por vía intraarterial (TARE) que circularán hasta la vasculatura hepática quedando alojadas en el lecho tumoral.

El objetivo de este trabajo es estimar la dosis recibida en este tipo de tratamientos basándose en una dosimetría a nivel de vóxel con el software RapidSphere (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU).

Material y métodos

Se dispone de un paciente sometido a radioembolización hepática con esferas de vidrio de Y-90. Las imágenes tras la intervención se adquieren con un equipo SPECT-CT Siemens Symbia T2 con cristal de 3/8", colimador MEGP y tamaño de vóxel de 4.795 mm. Se emplea una doble ventana centrada en los fotopicos de 78 y 162 keV con una anchura del 70% para cada uno.

Previo al tratamiento, se ha realizado un SPECT-CT de planificación con 99mTc-MAA para determinar el volumen perfundido y la actividad de 90Y necesaria para liberar 120 Gy en éste.

Mediante el programa Velocity v4.1 que contiene el software RapidSphere se encadenan ambos estudios, el de planificación y el de tratamiento, gracias a un registro deformable para traspasar la estructura del volumen perfundido al SPECT-CT de 90Y. Se contornean distintos órganos como el hígado o los pulmones.

Posteriormente, utilizando un modelo de deposición local con el dato de la actividad inyectada y las densidades de los distintos órganos se estima la dosis absorbida a nivel de vóxel.

Resultados

En la figura 1 se visualiza en un corte transversal diferentes isodosis, contenidas casi todas ellas en el volumen perfundido derivado de la planificación del tratamiento.

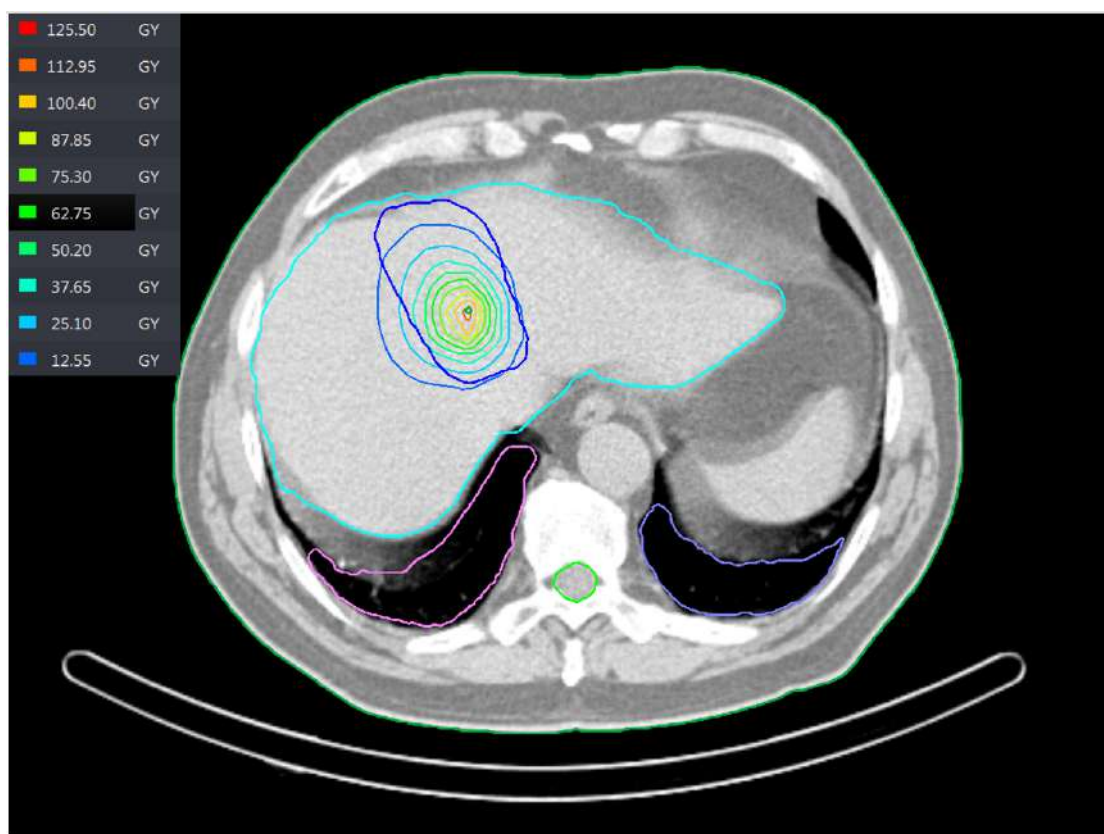


Figure 519: Isodosis en un corte transversal, con las correspondientes estructuras contorneadas.

El histograma dosis – volumen (%) muestra una dosis absorbida máxima de 125.5 Gy en el volumen perfundido. El D20% de los pulmones es 1.58 y 3.13 Gy para el izquierdo y derecho respectivamente. La médula recibe una dosis máxima de 3.34 Gy y el corazón una dosis media menor de 2 Gy.

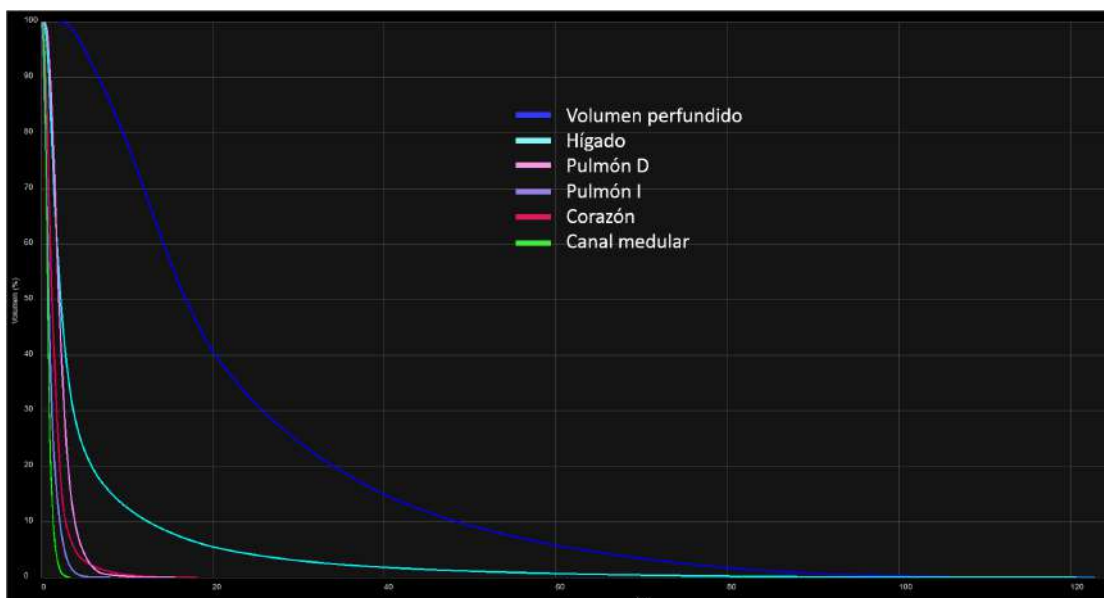


Figure 520: Histograma dosis – volumen (%) para las distintas estructuras.

Discusión

Las estructuras de los diferentes órganos de riesgo cercanos al hígado no reciben prácticamente dosis debido al corto alcance de las partículas beta. La aplicación de este software permite realizar una dosimetría individualizada de manera sencilla y rápida.

Hay que tener en cuenta que el modelo de deposición local no deja de ser una aproximación. El efecto de volumen parcial y el ruido generado por el algoritmo de reconstrucción afectan a la distribución de actividad y por consiguiente a la de dosis.

Conclusión

Se presenta el procedimiento para la determinación de la dosis absorbida a nivel de vóxel en tratamientos de radioembolización hepática con ⁹⁰Y basándose en un modelo de deposición local de dosis.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1229
Radioembolización hepática con microesferas de Y90: ventajas de la dosimetría pre y post tratamiento con Simplicity90Y

Autores: María González Vizueté^{None} ; María Perucha Ortega^{None} ; Florencio Javier Luis Simon¹ ; José Luis León García² ; Juan Luis Tirado Hospital³

¹ Hospital Virgen del Rocío

² HU Virgen del Rocío

³ H. U. Virgen del Rocío

Corresponding Author: margonviz1995@gmail.com

INTRODUCCIÓN / OBJETIVOS: Se llevará a cabo un análisis de los beneficios de la dosimetría pre y post tratamiento con Simplicity90Y para tratamientos de radioembolización hepática con microesferas de Y90.

Para ello, se analizan retrospectivamente con Simplicity90Y los pacientes tratados con Y90 durante el último año en nuestra institución, evaluando en cada caso si la dosimetría post tratamiento basada en el PET-CT se adecuaba a la llevada a cabo antes del tratamiento a partir de estudio SPECT-CT.

MATERIALES Y MÉTODOS: Se hace uso del software Simplicity90Y.

Para llevar a cabo la dosimetría pretratamiento de cada paciente, se añadirá una imagen CT con contraste, en la que sea posible visualizar el tumor, así como un SPECT-CT de la distribución del Tc99m-MAA administrado al paciente: el TC con contraste permite contornear los diferentes volúmenes de interés (hígado, lóbulos, tumor,...); por otra parte, el SPECT-CT aporta un mapa de actividad, que permite obtener las dosis medias que serían absorbidas por cada compartimento contorneado, asumiendo una distribución en hígado de Y90 similar a la de Tc99m-MAA.

Al ser el Y90 emisor de positrones (aunque de probabilidad muy baja), permite adquirir un PET-CT tras la administración de las microesferas, con el que se evalúa la distribución de microesferas, así como la dosimetría de cada compartimento.

RESULTADOS: Visualmente se observa que, en todos excepto uno de los casos estudiados, la distribución de Y90 coincide con lo previsto por el Tc99m-MAA. Por otra parte, el caso no coincidente se debe a una diferencia entre los lugares de administración del Tc99m-MAA y del Y90. De forma cuantitativa, estudiando la dosis media recibida por tumor y tejido sano, se observan ciertas diferencias entre la dosis prevista según el SPECT-CT y lo calculado según en el PET-CT, quedando estas diferencias reflejadas en la siguiente tabla:

	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4*	Paciente 5	Paciente 6
Diferencia Dtumor (Gy)	20,8	56,9	37,3	221,8	52,0	33,4
Diferencia Dnormal tissue (Gy)	-5,1	-37,3	-22,5	-22,7	-4,8	-13,1
Diferencia Dtumor (%)	11	20	22	72	20	16
Diferencia Dnormal tissue (%)	-11	-75	-30	-31	-6	-25

Tabla 1: Diferencia entre las dosis estimadas a partir del estudio SPECT-TC pre tratamiento y la obtenida a partir del PET-TC post tratamiento en Gy y en %, tanto para tumor como para tejido normal.

**Paciente con diferencia visual en el lugar de captación pre tratamiento y post tratamiento.*

Figure 521: enter image description here

Se observa cómo, generalmente, la actividad está mucho más localizada en el SPECT-CT que en el PET-TC, por lo que la dosimetría pre tratamiento estima una dosis media recibida por el tumor un

17% mayor en promedio que la calculada según el PET-TC. Asimismo, la dosis media recibida por el tejido sano quedaría infra estimada (de media un 30% menor).

DISCUSIÓN: Las diferencias en cuanto a la estimación de dosis pueden deberse a la peor estadística de las imágenes PET, por lo que estas imágenes deben contar con las técnicas de reconstrucción adecuadas para poder ser útiles en la dosimetría post tratamiento. Además de esto, la distribución de las microesferas será algo diferente de la del Tc99m-MAA utilizado en la planificación, debido a diferencias en tamaño principalmente. Se observa que una incorrecta administración del tratamiento queda reflejada tanto visualmente en la imagen PET-TC, como cuantitativamente en las dosis calculadas con el software Simplicit90Y.

CONCLUSIONES: El Simplicit90Y es una herramienta útil y fácil de manejar que permite llevar a cabo dosimetrías personalizadas, lo que conlleva generalmente una optimización del tratamiento. Además de todo esto, permite analizar y comparar la dosis media que reciben las diferentes regiones con las dosis estimadas a partir del estudio con Tc99m-MAA, pudiendo así obtener una idea de la efectividad del tratamiento y los posibles efectos adversos en caso de errores en la administración.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1194

Evaluación de las características de un multi pin-hole SPECT para pequeños animales

Autor: Leticia Irazola Rosales¹

Co-autores: Elena Prieto Azcárate²; María Collantes³; Iván Peñuelas⁴; Margarita Ecay Ilzarbe⁵; Josep María Martí i Climent²

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Pamplona

² Clínica Universidad de Navarra

³ Servicio Medicina Nuclear. Unidad de Imagen Molecular Traslacional. Clínica Universidad de Navarra.

⁴ Unidad de Radiofarmacia. Unidad de Imagen Molecular Traslacional. Clínica Universidad de Navarra. IdiSNA

⁵ Unidad de Imagen Molecular Traslacional. CIMA.

Corresponding Author: lirazola@unav.es

Introducción

El objetivo de este trabajo fue la caracterización del sistema SPECT/CT modelo U-SPECT6/E-class (MILabs, Bélgica) para estudios de pequeños animales, como rata y ratón. El equipo se evaluó empleando maniqués dedicados para dos colimadores multi-pinhole específicos.

Material y métodos

Se analizaron dos colimadores (ultra-alta sensibilidad UHS-M para ratón y ultra-alta resolución UHR-RM para rata), ambos de tungsteno con 5 filas de 15 pinholes, centrados en un CFOV de 7-mm axial y 12-mm de diámetro transaxial con un tamaño de pinhole de 1-mm.

La sensibilidad y resolución energética del equipo fueron analizadas con fuentes puntuales de aproximadamente 5 MBq de distintos radionúclidos (Lu-177, I-123, Tc-99m y Ga-67). La uniformidad tomográfica se analizó para una distribución uniforme de aproximadamente 100 MBq de Tc-99m en geometría cilíndrica ($\Phi_{rata}(mm)=16.8$, $\Phi_{ratón}(mm)=11.6$). La resolución espacial y la relación señal-ruido se evaluaron utilizando dos maniqués tipo Jaszczak de 24 y 12 mm de diámetro, que simulan el espesor de rata y ratón, respectivamente. Ambos presentan en su interior una sección uniforme y otra con seis secciones de capilares rellenables de distinto diámetro (comprendidos entre 0.75 y 0.22 mm) para los que se empleó una concentración aproximada de 750 MBq/mL de Tc-99m.

Todas las imágenes fueron adquiridas en modo lista y reconstruidas usando el algoritmo SROSEM. Se emplearon parámetros estándar, con 4 iteraciones, 128 subconjuntos, un tamaño de vóxel de 0.8 mm para rata y 0.4 mm para ratón, y un filtro Gaussiano (FWHM(mm)=1.2 en rata y 0.7 en ratón), aplicando correcciones de atenuación y dispersión (triple ventana).

Resultados

El espectro y la resolución energética se muestran en la Figura 1. La sensibilidad obtenida para

^{99m}Tc es de 738 cps/MBq para el colimador de UHR-RM y 3203 cps/MBq para el de UHS-M (valores mínimos ~60 cps/MBq para el pico de 113 keV del ^{177}Lu y máximos ~2800 cps/MBq para el pico de 159 keV del ^{123}I). Las imágenes de los maniqués de resolución espacial, se muestran en la Figura 2. Optimizando los parámetros de reconstrucción, objetos de diámetro de 0.8 mm y 0.6 mm pudieron ser resueltos para el colimador de UHR-RM y UHS-M, respectivamente. La uniformidad obtenida resultó de 11.6% (UHR-RM) y 11.7% (UHS-M).

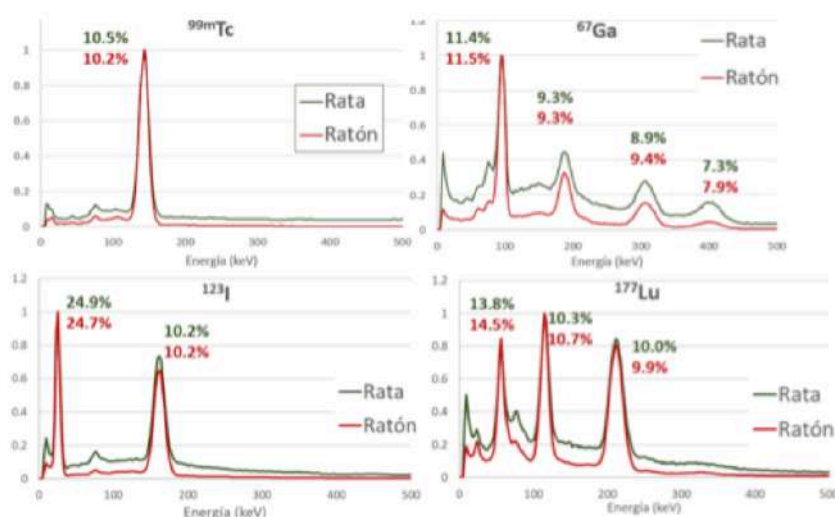


Figura 1. Espectros energéticos para fuentes puntuales de ^{99m}Tc , ^{123}I , ^{177}Lu y ^{67}Ga y resolución energética de los fotopicos correspondientes para los colimadores de rata (verde) y ratón (rojo).

Figure 522: enter image description here

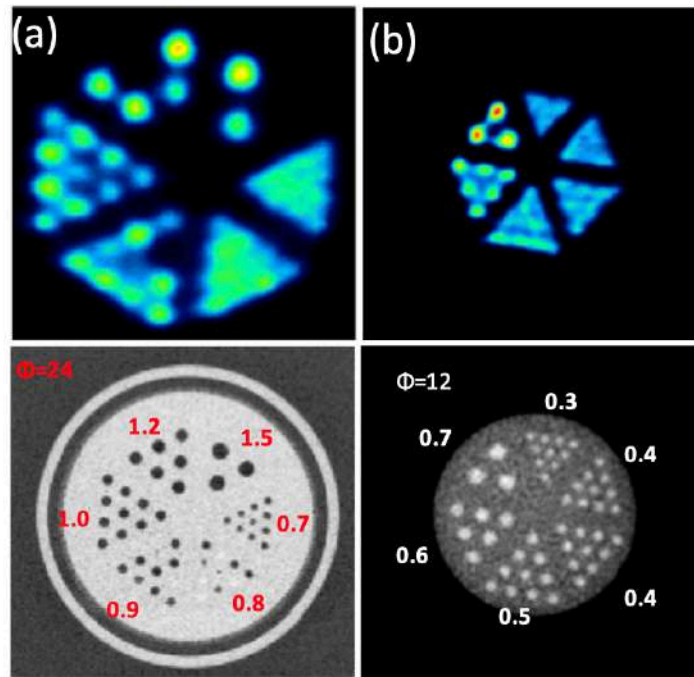


Figura 2. Maniquí de resolución espacial para los colimadores (a) UHR-RM y (b) UHS-M, evaluada con ^{99m}Tc . En las imágenes CT se indican los diámetros (mm).

Figure 523: enter image description here

Discusión

Las sensibilidades obtenidas difieren en menos del 9% con las especificaciones del fabricante para el Tc-99m. En el caso de la uniformidad, ambos resultados se encuentran por debajo del 12% especificado por el fabricante, mientras la resolución espacial que se encontraría en el límite de 0.8 mm en rata y 0.6 mm en ratón. Para energías por encima de 150 keV, la resolución energética inferior al 10% FWHM, permaneciendo estable hasta 450 keV. Mientras que, para energías más bajas, la resolución energética empeora hasta casi 25% para 25 keV, siguiendo en términos generales la dependencia teórica de $1/\sqrt{E}$.

Conclusiones

Se han evaluado las características de un nuevo micro SPECT de alta resolución con dos detectores estacionarios. El equipo ha demostrado tener una buena calidad de imagen con dos colimadores multi-pinhole, siendo así adecuado para imagen preclínica en ratas y ratones, empleando parámetros de reconstrucción estandarizados y un adecuado post-filtrado.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1180
Dosimetría de Lutecio-177 para el tratamiento de tumores de origen neuroendocrino

Autor: Alberto Marín Caba¹

Co-autores: Ana Morcillo García¹; Eva Corredoira Silva¹; Daniela Travaglio¹

¹ Hospital Universitario La Paz

Corresponding Author: amarincaba@gmail.com

Introducción: El ¹⁷⁷Lu-DOTATATE (LUTHATERA) es un radiofármaco utilizado en el tratamiento de tumores receptores de péptidos (PRRT). En el último año un aumento en el uso del fármaco ha propiciado la elaboración de un protocolo de dosimetría para evaluar la respuesta de los órganos de riesgo. Los pacientes son tratados en 4 sesiones en las que se les inyecta una actividad de 7400 MBq de ¹⁷⁷Lu, con un intervalo de dos meses entre cada una.

Material y métodos: El principal órgano de riesgo durante el tratamiento es el riñón, con una dosis limitante tras cuatro sesiones de 23 Gy. Esto lo hace el principal órgano de interés junto al tumor. Los datos de concentración de actividad son obtenidos por imágenes SPECT, que son obtenidas en una gammacámara Discovery 670 de General Electric. La sensibilidad planar fue medida con una actividad de calibración, obteniendo un resultado de 6.08 cps/MBq. Para el caso en el que los volúmenes evaluados son pequeños, se utilizan factores de recuperación obtenidos a partir del análisis del maniquí de esferas NEMA.

Se adquieren tres imágenes en la primera sesión y dos en las siguientes. Los órganos de interés son evaluados por un médico especialista en Medicina Nuclear utilizando el programa de contorno Q.Metrix, también de General Electric. Para la obtención de la dosimetría se aplica el modelo de partición, suponiendo un decaimiento monoexponencial de la actividad.

Ejemplo de contorno de órganos y tumores. Las estructuras pueden ser utilizadas en las futuras imágenes registrando las imágenes del TC.

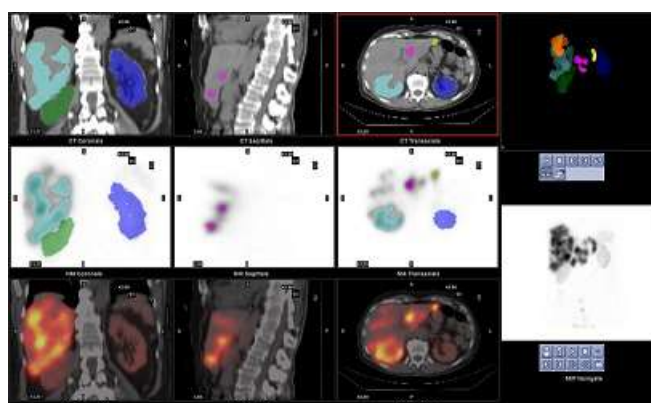


Figure 524: Ejemplo de contorno de órganos y tumores. Las estructuras pueden ser utilizadas en las futuras imágenes registrando las imágenes del TC.

Resultados: A finales de 2020 se han tratado 14 pacientes, con un total de 33 sesiones. Ninguno de los pacientes que ha completado el tratamiento ha superado la dosis limitante de 23 Gy en riñón. El promedio de dosis absorbida por sesión en el riñón derecho es 3.36 Gy y en el izquierdo 3.18 Gy, siendo estos valores ligeramente inferiores a datos publicados.

Respecto a la respuesta tumoral, ésta es muy diversa, habiendo pacientes que reciben una dosis en tumor del orden de la dosis en riñón, situándose la mediana en 19.9 Gy de dosis absorbida por sesión.

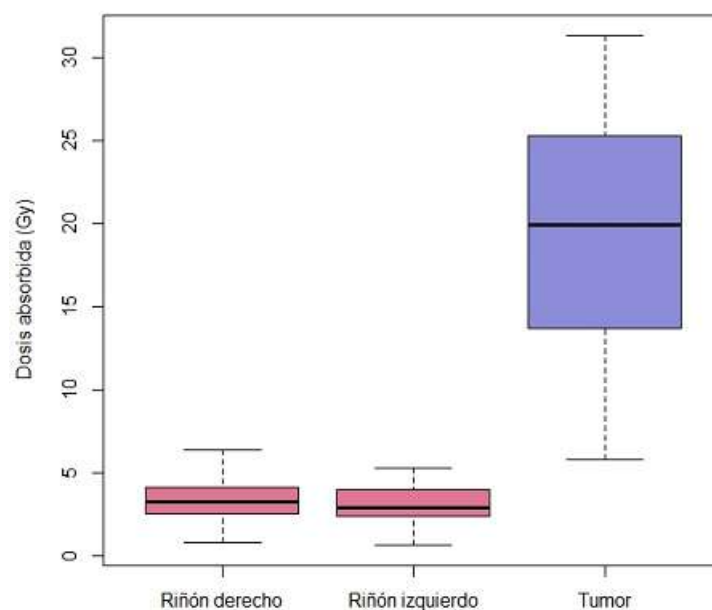


Figure 525: Dosis absorbidas en las estructuras consideradas. Las dosis absorbidas en riñón se distribuyen más uniformemente entorno a la media, mientras que las dosis a tumor presentan una respuesta más variada, debido a la variedad en la patología de los pacientes.

Discusión: Debido a la cantidad de imágenes adquiridas, la incertidumbre en las dosis obtenidas es elevada. Este problema es de difícil solución, ya que la adquisición de más imágenes depende de más factores, como son la disposición de tiempo de máquina y disponibilidad del paciente.

A pesar de ello, se observa que la respuesta de los pacientes en la segunda, tercera y cuarta sesión es similar a la primera.

Considerando el riñón como órgano de riesgo, los pacientes que presentan una buena respuesta podrían ser considerados para futuras sesiones desde un punto de vista dosimétrico.

Conclusiones: La dificultad principal a la hora de obtener resultados de dosimetría en Medicina Nuclear es la obtención de suficientes datos (en el método utilizado imágenes) que permitan evaluar cuánta actividad se deposita en el paciente y como elimina dicha actividad. El método utilizado presenta un buen balance entre número de imágenes y disponibilidad de máquina, obteniendo unos resultados reproducibles que permiten obtener una estimación razonable de la dosimetría del paciente.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 907**Estimación tumoral de restos tiroideos mediante gammagrafía planar con I-131**

Autores: Sofía Pena Vaquero¹ ; Raquel Barquero²

Co-autores: Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Mario Martín Veganzones³ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; David Miguel Pérez¹ ; Iban Conles Picos⁴ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Aurora Sainz Esteban⁵ ; Ricardo Torres Cabrera⁶

¹ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

² *Hospital Clínico Universitario Valladolid*

³ *Hospital Clínico Univeristario de Valladolid*

⁴ *Complejo Asistencial Universitario de León*

⁵ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

⁶ *Hospital Clínico Universitario de Valladolid*

Corresponding Author: spenav@saludcastillayleon.es

Introducción

Una de las aplicaciones médicas con más historia en la medicina nuclear es el tratamiento ablativo de restos tiroideos con I-131 de pacientes con cáncer diferenciado de tiroides (CDT).

El pequeño tamaño de los restos de la glándula tiroidea hace que sea difícil la cuantificación de su volumen y la correspondiente dosis absorbida. Numerosos artículos muestran cómo es posible hacerlo a partir de imágenes SPECT/CT, pero este tipo de estudios requieren largos tiempos de adquisición con la gammacámara.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un método que permita cuantificar la masa de los restos mencionados a partir de una gammagrafía planar suponiendo que son esféricos.

Material y métodos

Se dispone de una gammacámara Philips Skylight con colimador de alta energía HEGP y distintas esferas rellenas de volumen conocido. Adquiriremos imágenes planares de estas esferas, rellenas con una solución que contiene I-131.

Para obtener el radio experimental utilizamos un perfil de la zona central de la imagen filtrada de la captación del que calculamos el FWHM gracias al programa SigmaPlot (Systat Software, California, EE. UU.). Con los radios experimentales y reales que ajustamos a una función de calibración.

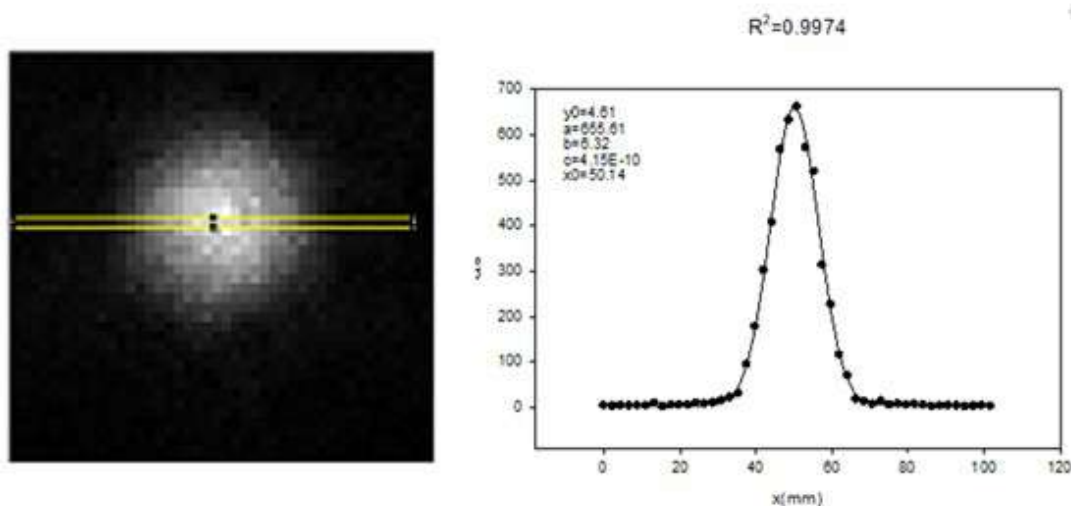


Figure 526: Gammaografía planar filtrada de una esfera rellenable con su perfil correspondiente para obtener el FWHM.

La caracterización del tamaño de las captaciones en pacientes seguirá un proceso similar, cuantificando el radio real a partir del experimental usando la curva de calibración obtenida previamente. Con esto podemos obtener el volumen y/o la masa.

Resultados

En la Figura 2 se visualizan las masas de 19 lesiones, considerando una densidad de 1.05 g/cm³, obtenidas con imagen planar tras el alta del paciente (3-4 días) y otra de verificación (7-8 días). El valor medio es (3.89 ± 1.26) g y (3.38 ± 1.47) g a 3-4 días y 7-8 días respectivamente.

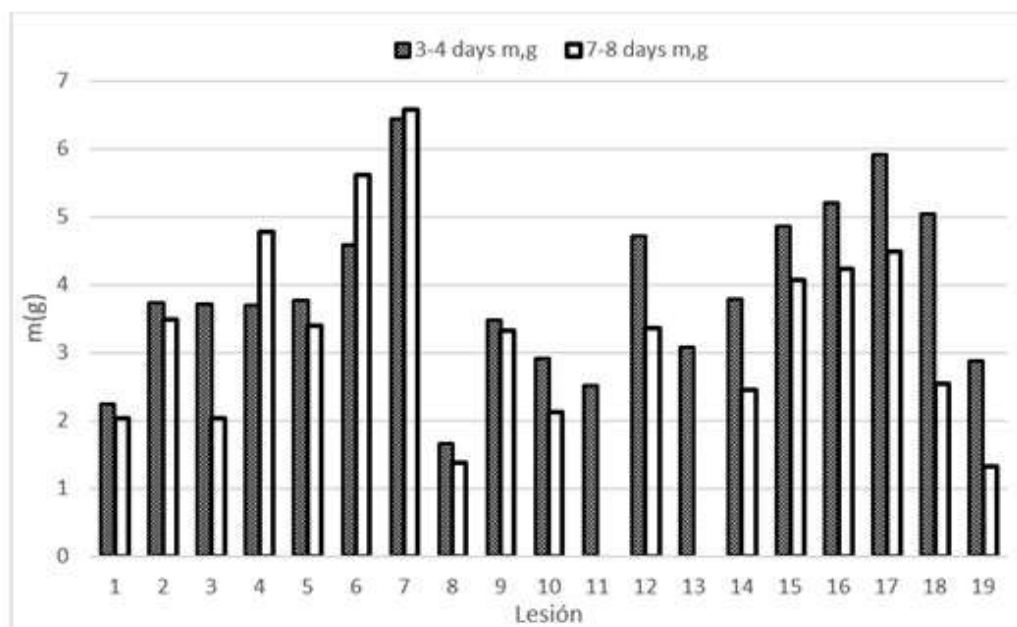


Figure 527: Masas de 19 remanentes tiroideos obtenidas de una gammaografía planar a los 3-4 días y a los 7-8 días.

Discusión

El método establecido es sencillo y proporciona resultados coherentes. Además, la adquisición de una imagen planar es mucho más rápida que la realización de un SPECT/CT lo que evita tiempo de máquina y la incomodidad del paciente.

Conclusión

La determinación de la masa es imprescindible para conocer la dosis absorbida en los mismos y con ello la eficacia terapéutica del tratamiento.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 913

DOSIMETRÍA POST TRATAMIENTO CON ^{177}Lu . VIABILIDAD DEL CÁLCULO CON MENOS DE 4 PUNTOS TEMPORALES CON SPECT/CT.

Autor: Albert Bartrés Salido¹

Co-autores: Vicent Pastor Sanchis¹ ; Melanie Erzilbengoa Izaguirre¹ ; Noelia Suarez Alvarez¹

¹ *Onkologikoa*

Corresponding Author: abartres@onkologikoa.org

Introducción: En base a la normativa EURATOM de 2013, se ha incrementado el interés y la necesidad de realizar una dosimetría personalizada en los tratamientos metabólicos, intentando superar lo que hasta ahora era el estándar de cálculo, hecho con maniquíes antropomórficos y cálculos basados en tablas.

Material y métodos: En nuestro centro se han completado diversos tratamientos con ^{177}Lu , siendo nuestro protocolo el de adquirir 4 SPECT/CT durante la semana posterior a la administración. El cálculo se ha realizado con un software creado en nuestra propia institución basado en la deposición local de energía.

En dos de los casos, por motivos de distancia y/o de estado físico, se decidió no realizar las 4 adquisiciones, siendo objeto de estudio cuáles de ellas debíamos realizar.

Se parte de la base que la primera adquisición, a las 24h de la administración, siempre se realiza ya que el paciente queda ingresado en el hospital y no requiere desplazamiento por su parte. A partir de ahí se analizan los ajustes a una exponencial decreciente de las curvas con los 4 puntos, con 3 o con 2 puntos, haciendo todas las combinaciones posibles.

Resultados: Se observa que en todos los casos excepto uno, tanto el error como la desviación típica de los parámetros analizados no llegan al 3%, siendo el resultado más favorable la adquisición del punto 1 y 4.

Discusión: La no realización de todos los puntos añade un factor más de error/incertidumbre a un cálculo ya de por sí con un error asociado bastante grande (20% aprox.). Tampoco sabemos si estas diferencias son realmente un error añadido ya que estamos comparando con una curva de 4 puntos sin tener la garantía de ser la correcta.

Conclusión: Consideramos que si no hay posibilidad de hacer los 4 puntos temporales por motivos ajenos (distancia, mal estado físico, etc.), debemos contemplar la posibilidad de hacer solamente 2 puntos (24h y 196h) y dar ese resultado como válido ya que su influencia en el resultado final es pequeña (~3%).

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1257

Evolución de la actividad en sangre en dos ciclos de Terapia Neuroendocrina con Lu-177

Autores: Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Raquel Barquero Sanz² ; Mario Martín Veganzones³ ; Sofía Pena Vaquero¹ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; Iban Conles Picos⁴ ; David Miguel Pérez¹ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Delfín Alonso Hernández¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; María Ruiz Aznar¹ ; Ricardo Torres Cabrera⁵

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Complejo Asistencial Universitario de León

⁵ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: ahurtador@saludcastillayleon.es

Introducción

El tratamiento de tumores NE con Lu-177-dotatate es una terapia muy extendida en la actualidad en los Servicios de Medicina Nuclear (SMN). Uno de los condicionantes del mismo es no superar el valor crítico de dosis absorbida en médula ósea (MO) de 2 Gy.

La dosis en MO se estima a partir de dos contribuciones, una debida a la emisión gamma (cuerpo total) y otra debida a la emisión beta (sangre).

El objetivo de este trabajo es determinar los valores de actividad de Lu-177 en la sangre del paciente y, de este modo, estudiar su biocinética.

Material y métodos

Se obtienen extracciones de sangre en diferentes instantes, tras la administración del radiofármaco en dos ciclos (C1 C2) de 7.4 GBq cada uno, separados 25 días, para un mismo paciente.

Las medidas se realizan en un contador de pozo de INa(Tl) 2.5"×2.5" modelo Canberra-2M2/2-X, calibrado previamente con la actividad terapéutica certificada por el fabricante. Las muestras se extraen en tubo de analítica de 3 ml y se considera una masa sanguínea de 4.5 l (paciente mujer).

Las medidas iniciales hasta las primeras 24 horas "saturan" el contador por lo que se dejan decaer hasta que el tiempo muerto es adecuado. Los valores de 10 min y 2 h se han podido medir en el activímetro del SMN inmediatamente tras la extracción.

Los ajustes gráficos se realizan con el software SIGMAPLOT. Realizamos un ajuste de datos a una función biexponencial de 5 parámetros:

$$f = y_0 + a \cdot e^{-b \cdot x} + c \cdot e^{-d \cdot x}$$

Resultados y Discusión

Tabla 1. Actividad total en 4.5 l de sangre según instante de extracción.

Figura 1. Evolución de actividad en sangre para ambos ciclos.

Tras el análisis del ajuste se puede inferir:

- Los 7.4 GBq introducidos en sangre van cediendo actividad a las lesiones NE rápidamente conservando, a los 10 minutos tras finalizar la administración, 1.50 GBq y 0.50 GBq (C1 y C2).

- Aclaramiento bi-exponencial, de la actividad, con:

una componente rápida de semiperiodo 2 horas en ambos ciclos y una componente lenta con semiperiodos 21 h y 6 h (C1 y C2)

La discrepancia de valores (C1 C2) en el semiperiodo lento se debe a la diferencia entre los instantes de extracción, más tardíos en C2, lo cual distorsiona sus valores.

Se han excluido del ajuste los datos de actividad para la extracción a los 10 min debido a la rapidez de aclaramiento en sangre antes mencionada.

Conclusión

No se detectan diferencias significativas de la biocinética en sangre entre ciclos. Esto se verificará en ciclos posteriores.

La utilización de un contador de pozo calibrado en Lu-177 permite conocer la evolución de la actividad en sangre, dato imprescindible en el análisis de la dosis en MO.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1262

Correlación entre Actividad Corporal de Lu-177 estimada a partir de la Exposición Externa $H^*(10)$ y actividad estimada mediante Imagen Nuclear

Autores: Antonio Enrique Hurtado Romero¹ ; Raquel Barquero Sanz² ; Sofía Pena Vaquero¹ ; Mario Martín Veganzones³ ; Carlos Andrés Rodríguez¹ ; David Miguel Pérez¹ ; Iban Conles Picos⁴ ; Manuel Agulla Otero¹ ; Angel del Castillo Belmonte¹ ; Delfín Alonso Hernández¹ ; Jesus María de Frutos Baraja¹ ; María Ruiz Aznar¹ ; Ricardo Torres Cabrera⁵

¹ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

² Hospital Clínico Universitario de Valladolid

³ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

⁴ Complejo Asistencial Universitario de León

⁵ Hospital Clínico Universitario de Valladolid

Corresponding Author: ahurtador@saludcastillayleon.es

Introducción

El tratamiento de tumores neuroendocrinos (NE) con Lu-177-dotatate es una terapia muy extendida en la actualidad en Medicina Nuclear (SMN). Es preceptivo estimar la dosis absorbida en médula ósea (MO). Esto requiere conocer la contribución de radiación gamma. Para ello, el protocolo MIRD recomienda estimar la actividad corporal (A) con medidas de tasa de dosis a 1 metro del paciente mediante monitor de exposición externa (EE).

En este trabajo se comparan los resultados de A, obtenidos mediante dicho monitor, con los obtenidos en la imagen nuclear obtenida mediante estudios SPECT-CT en Gammacámara.

Material y métodos

Las medidas de EE se efectúan con un monitor VICTOREEN 450P con el que se estima el equivalente de dosis ambiental $H(10)$ a 1 metro del paciente. La actividad corporal se obtiene dividiendo el valor $H(10)$ por el coeficiente correspondiente a una fuente puntual de Lu-177:

$$\frac{H^*(10)}{A} \approx 6 \frac{\mu Sv}{h} GBq^{-1} \text{ [Cornejo]}$$

Las medidas de A con SPECT-CT en Gammacamara se obtienen tras la reconstrucción tomográfica de adquisiciones (2 BED) en un equipo GE870 DR considerando el valor de sensibilidad para Lu-177 con colimador ME, obtenido previa calibración. Esta se llevó a cabo mediante maniqués JASZCZAK e IEC_Standard 61675-1 (6 esferas) con una solución acuosa de Lu-177 calibrada a partir de una fuente de actividad certificada por el suministrador.

Los instantes de medida en paciente han sido:

Ciclo 1: 10min, 1día, 2d, 5d y 7d tras la administración.

Ciclo 2: 10min, 1día, 7d y 9d tras la administración.

Dicho procedimiento se ha realizado en dos ciclos de tratamiento consecutivos, separados 25 días, para un mismo paciente.

Resultados y discusión

Figura 1. Representación de Actividad EE frente Actividad imagen SPECT.

Los valores obtenidos derivados de la medida de tasa de dosis son aproximadamente la mitad de los esperados a partir de la medida SPECT-CT. Ello se puede interpretar como consecuencia de haber utilizado un coeficiente $H^*(10)/A$ correspondiente a una fuente puntual de Lu-177, sin considerar la atenuación interna del paciente y el punto de medida de EE.

A la vista de los resultados del ajuste se aplicará un factor de 0.5 a dicho coeficiente para obtener la medida de Actividad corporal.

$$\frac{H^*(10)}{A} \approx 0.5 \cdot 6 \frac{\mu Sv}{h} GBq^{-1} = 3 \frac{\mu Sv}{h} GBq^{-1}$$

Conclusión

Se ha encontrado una correlación $R^2 \sim 1$ entre las medidas de actividad efectuadas con el equipo de imagen calibrado para Lu-177 y los valores derivados de la medida de $H(10)$. El valor de la constante de tasa de equivalente de dosis $H(10)$ para fuente puntual debe corregirse considerando la atenuación producida entre las lesiones captantes y la piel de cada paciente.

Referencias

1. Cornejo et al, Radioprotección nº 83, octubre 2015

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1293

Comparación de la relación señal/ruido en imágenes de SPECT de ¹²³I obtenidas con distintos colimadores

Autores: Natalia Montenegro Iglesias¹ ; Teresa Monserrat Fuertes^{None} ; David Álvarez Llorente² ; Daniel San José Olmedo^{None} ; Cristina Arroyo Sánchez¹ ; Miguel Ángel Peinado Montes^{None}

¹ *Hospital Universitario Central de Asturias*

² *Servicio de Radiofísica - Hospital Central de Asturias*

Corresponding Author: nataliamontenegro1986@gmail.com

Introducción

La selección del colimador es determinante en la calidad de imagen de SPECT.

El objetivo de este trabajo es comparar la calidad de imagen obtenida con colimadores ELEGP y LEHR y distinto número de iteraciones en la reconstrucción iterativa, para estudios con ¹²³I.

Material y métodos

Se rellenaron tres esferas huecas de volúmenes 25.52 ml, 11.49 ml y 5.57 ml de un maniquí NEMA PET/IEC-Body Phantom con ¹²³I y una relación de concentraciones esferas:fondo de 20:1. Con cada colimador (LEHR y ELEGP) se realizaron tres adquisiciones SPECT/CT en una gammacámara Discovery NM/CT 670 (General Electric) y se promediaron los resultados. Las imágenes se reconstruyeron con el software Volumetrix MI Xeleris 3.0 (General Electric) usando el algoritmo iterativo OSEM, con 10 subsets, y diferente número de iteraciones, entre 1 y 5. En la reconstrucción se aplicaron las correcciones de atenuación a partir del CT y de radiación dispersa mediante el método de la doble ventana. Para analizar las imágenes se utilizó el software de desarrollo propio ViDi. Se seleccionó el corte axial que contenía el valor de pixel máximo, se delineó una ROI sobre la imagen de CT de cada esfera y otras tres ROI sobre el fondo, del mismo tamaño que la esfera correspondiente. Se midió el número de cuentas y la desviación estándar de cada ROI. Como uno de los parámetros para medir la calidad de imagen es la importancia relativa de la señal frente al ruido, se calculó la relación señal/ruido, el contraste y el ruido de cada imagen reconstruida.

Resultados

En la Figura 1 se representó la relación señal/ruido frente al número de iteraciones.

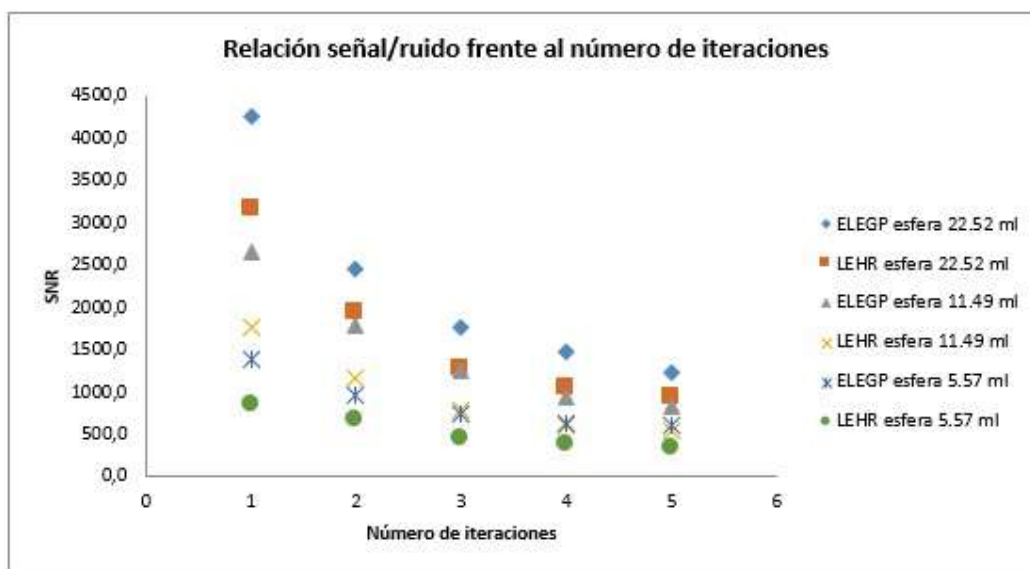


Figura 1: Relación señal/ruido frente al número de iteraciones para distintas esferas y colimadores.

Área del gráfico

Figure 528: enter image description here

En la Tabla 1 se muestran los resultados de ruido y contraste para la esfera de 11,49 ml.

Tabla 1. Resultados de contraste y ruido para cada iteración y colimador.

Iteraciones	Esfera 11,49 ml			
	Contraste		Ruido	
	LEHR	ELEGP	LEHR	ELEGP
1	13,094	13,881	0,008	0,005
2	14,914	16,190	0,013	0,009
3	15,740	17,302	0,020	0,014
4	15,232	15,445	0,025	0,017
5	13,910	13,923	0,026	0,017

Figure 529: enter image description here

Discusión

La relación señal/ruido en las imágenes de SPECT depende fuertemente del número de iteraciones usadas en la reconstrucción, de las dimensiones del objeto y de los colimadores utilizados durante la adquisición.

La disminución de la relación señal/ruido con el número de iteraciones se debe a que según aumenta el número de iteraciones, el ruido aumenta en una proporción mayor que la señal. Sin embargo, no ocurre lo mismo con el contraste, ya que se obtiene el máximo en la iteración 3.

Por otra parte, la relación señal/ruido es mayor usando los colimadores ELEGP que los LEHR para las diferentes esferas, siendo esta diferencia cada vez menor según aumenta el número de iteraciones. También con los colimadores ELEGP se obtiene un valor de contraste mayor y de ruido menor, comparado con los colimadores LEHR para la misma esfera.

Conclusiones

El uso de los colimadores ELEGP parece la mejor elección para fotones de baja energía emitidos por radioisótopos como el ^{123}I , ya que permite obtener una mejor calidad de imagen.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1307

Verificación del análisis del centro de rotación (COR) en una gammacámara

Autor: Álvaro Soza Marañón¹

Co-autor: Cristina Gonzalez Ruiz²

¹ Hospital General Universitario Gregorio Marañón

² HGU Gregorio Marañón

Corresponding Author: alvaro_8292@hotmail.com

Introducción

El Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear, legislación vigente en la actualidad, incluye la verificación de la desviación del centro de rotación como una prueba “mínima” a realizar dentro del control de calidad de gammacámaras tomográficas.

Los programas de garantía de calidad reconocidos internacionalmente son el perteneciente al Organismo Internacional de Energía Atómica y el de la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos, conocidos internacionalmente por sus siglas en inglés, IAEA y NEMA. Estos protocolos emplean distintos métodos para evaluar esta prueba.

Con el fin de tener una herramienta para un cálculo paralelo y comparar ambos métodos hemos desarrollado un software que realice el análisis.

Materiales y método

El estudio se ha realizado en dos gammacámaras modelos Discovery NM/CT670 y Optima NM/CT640 de General Electric. Para posicionar la fuente de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ de 3700 MBq suspendida en el aire, se ha utilizado el soporte proporcionado por la casa comercial.

La fuente se ha situado en el centro del campo de visión, como indica el fabricante. Para verificar el buen funcionamiento del programa desarrollado, se han realizado también adquisiciones con la fuente desplazada una distancia conocida.

El protocolo de adquisición, predefinido por el fabricante para esta prueba, permite seleccionar si se corrige o no la desviación del COR. Para poder conocer esta corrección se adquieren dos estudios para cada posición de la fuente, uno de ellos sin corregir.

El software está escrito en lenguaje MATLAB, implementando el análisis descrito en las normas NEMA y las basadas en el protocolo de la IAEA, coincidentes con el protocolo publicado por la SEFM.

Resultados

El análisis de las imágenes con la fuente centrada muestra un valor idéntico en la desviación de la dirección transversal, independientemente del método empleado. Sin embargo, en la dirección axial, se encuentran diferencias de hasta 2 píxeles según la metodología aplicada.

También se observa una dependencia de la desviación del centro con el método empleado para determinar la posición de la fuente en cada posición angular.

Por último, con las imágenes de la fuente desplazada, se puede observar la perpendicularidad de los detectores con el eje de rotación, encontrándose una desviación máxima de 3.6° . Además, con estas mismas adquisiciones comprobamos que el software identifica adecuadamente los desplazamientos de la fuente respecto a la posición central.

Conclusión

El análisis del centro de rotación tiene una dependencia con la forma de cálculo del centroide en cada una de las proyecciones y en los protocolos no existe una directriz clara al respecto. Por lo tanto, se necesitaría una revisión de estos para conseguir un método común de análisis.

Pósteres B3: Dosimetría de pacientes, tratamiento de imagen y garantía de calidad (MN) / 1329

Cálculos de dosis precisos en Medicina Nuclear utilizando una interfaz gráfica de usuario basada en GAMOS/GEANT4

Autores: Pedro Arce Dubois¹ ; Juan Diego Azcona Armendáriz² ; Pedro Borja Aguilar Redondo³

¹ CIEMAT

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica de la Clínica Universidad de Navarra

³ CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

Corresponding Author: pedro.arce@ciemat.es

Introducción: La dosimetría en Medicina Nuclear suele hacerse utilizando un conjunto de tablas predefinidas que proporcionan una dosis aproximada dentro o fuera del paciente. Si se desea un cálculo de dosis más preciso, no hay disponible una herramienta fácil de usar basada en Monte Carlo. Hemos desarrollado una herramienta con una interfaz gráfica de usuario que es capaz de leer archivos DICOM de imágenes de Medicina Nuclear, imágenes de TAC y archivos RTSTRUCT y utilizarlos para realizar un cálculo basado en GAMOS/Geant4 de mapas de dosis 3D y cantidades dosimétricas en órganos.

Material y métodos: Para realizar los cálculos con nuestra herramienta el usuario sólo necesita definir la ubicación de los archivos de entrada DICOM: imágenes TAC, imagen PET/SPECT y archivo RT-STRUCT para definir órganos y volúmenes de tratamiento. Como fuente de partículas, se pueden seleccionar uno o más isótopos entre una lista de 2829. Estos isótopos pueden distribuirse siguiendo la actividad definida por la imagen PET/SPECT, o pueden distribuirse en los órganos o volúmenes de tratamiento. Después de seleccionar la precisión del cálculo de la dosis, mediante la elección del número de isótopos a simular, se ejecutará un trabajo GAMOS (o varios si hay más de una CPU disponible). Los resultados se mostrarán como una lista de imágenes 2-D de dosis con sus respectivas líneas de isodosis, y también como histogramas dosis-volumen y como valores de las cantidades dosimétricas (V_{nn} , $D_{minXXcc}$, $D_{maxXXcc}$, D_{nn} , ...) en cada órgano. También se pueden definir factores de ponderación tisular (los del ICRP110 se proporcionan con la GUI) en caso de que se desee una dosis efectiva. En vez de dosis permite calcular valores S en órganos. Y el usuario puede seleccionar la opción desarrollada recientemente en GAMOS que utiliza la geometría precisa tal y como ha sido definida por las estructuras delineadas por el personal médico, sin aproximaciones debidas al tamaño del vóxel.

Fig. 1: Panel principal del GUI

Resultados: Hemos utilizado nuestra herramienta para calcular las dosis en órganos para varios tratamientos y comparar estos resultados con los obtenidos mediante procedimientos de cálculo estándar basados en tablas. Las diferencias obtenidas son significativas, lo cual refuerza la utilidad de nuestra herramienta.

Conclusiones: Hemos desarrollado una herramienta fácil de usar para Windows o Linux de libre distribución que pone al servicio de cualquier departamento de Medicina Nuclear la precisión de la simulación Monte Carlo para el cálculo de dosis en órganos, así como para cálculos de dosis equivalente personal o ambiental.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 942**Establecimiento de las calidades de radiación de uso en radiodiagnóstico según la norma IEC 61267 en el Laboratorio de Metrología del CND**

Autores: Juan Diego Palma Copete¹ ; María del Carmen Pujades¹ ; Juan Carlos Sánchez Relucio^{None} ; Jose Luis Pamos Navas¹ ; Sabrina Sáiz Moya¹ ; María Gracia Ochoa¹ ; Irene Más Muñoz¹ ; Jorge Vilar-Palop¹ ; Juan J. Rovira Escutia¹ ; Cristian Candela Juan² ; Alba Montaner Alemany³ ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Centro Nacional de Dosimetría (CND)

³ Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO) - Centro Nacional de Dosimetría (CND)

Corresponding Author: jdpalma@ingesa.sanidad.gob.es

INTRODUCCIÓN

El Laboratorio de Radiaciones Ionizantes del Centro Nacional de Dosimetría (CND) ha modificado recientemente sus servicios de calibración, incorporando nuevas series de calidades de radiación para realizar las calibraciones de los equipos utilizados en radiodiagnóstico.

En este trabajo se describe cómo se han implementado las calidades de referencia de estos haces.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se han establecido las siguientes calidades de haz basadas en la norma IEC 61267(1):

- Serie de radiodiagnóstico: RQR-2, RQR-3, RQR-4, RQR-5, RQR-6, RQR-7, RQR-8, RQR-9 y RQR-10.
- Serie de tomografía computarizada: RQT-8, RQT-9 y RQT-10.

Para establecer las calidades se midió la curva de atenuación utilizando diferentes atenuadores de aluminio (pureza > 99.9%). Para ello se utilizó una cámara cilíndrica de 35 cc (modelo NE2530/1C, Nuclear Enterprises) conectada a un electrómetro (modelo IONEX Dosemaster 2590-B, Nuclear Enterprises).

Inicialmente, la medición se realizó sin ninguna filtración adicional. Para cada calidad, se seleccionó la tensión correspondiente (de 40 a 150 kV). Después se determinó la filtración adicional necesaria para lograr las calidades deseadas, siguiendo el método recomendado en la IEC 61267(1) e IAEA TRS No. 457(2). Finalmente se colocó la filtración adicional determinada anteriormente para cada calidad y se determinó el valor de las capas hemirreductoras CHR1 y CHR2 y el coeficiente de homogeneidad (h).

Las CHRs y su incertidumbre se determinaron ajustando la curva de atenuación utilizando un software interno de ajuste de curvas.

Para la serie RQR la norma IEC 61267(1) establece una tolerancia del 3% para la CHR1 y ± 0.03 para el coeficiente de homogeneidad respecto del valor que indica la norma.

Para las calidades RQT se ha utilizado una filtración adicional igual a la obtenida para las calidades RQR del mismo potencial de tubo, y se ha añadido el filtro de cobre indicado en la norma IEC.

RESULTADOS

En la siguiente tabla se resumen los resultados obtenidos:

Calidad de radiación	Potencial de tubo (kV _p)	Filtración adicional (mm)	CHR ₁ (mm Al)	Diferencia respecto a IEC (%)	<i>h</i>	Diferencia respecto a IEC
RQR-2	40	2.5 Al	1.440	1.4	0.81	0.003
RQR-3	50	2.5 Al	1.819	2.2	0.76	0.001
RQR-4	60	2.65 Al	2.217	1.2	0.73	-0.014
RQR-5	70	2.8 Al	2.596	0.6	0.70	-0.006
RQR-6	80	3.0 Al	3.056	1.5	0.69	-0.002
RQR-7	90	3.2 Al	3.525	1.3	0.67	-0.006
RQR-8	100	3.35 Al	3.994	0.6	0.67	-0.015
RQR-9	120	3.8 Al	5.054	1.1	0.68	-0.003
RQR-10	150	4.3 Al	6.560	-0.2	0.70	-0.020
RQT-8	100	3.35 Al + 0.20 Cu	7.01	---	0.83	---
RQT-9	120	3.8 Al + 0.25 Cu	8.61	---	0.86	---
RQT-10	150	4.3 Al + 0.30 Cu	10.34	---	0.88	---

Figure 530: Resultados de la medida de la primera capa hemirreductora y del coeficiente de homogeneidad para las calidades de interés y diferencia respecto a los valores de IEC 61267.

DISCUSIÓN

Se han determinado las filtraciones adicionales necesarias para poder establecer las calidades RQR y RQT. Para la serie RQR las CHR₁ y los *h* correspondientes están dentro de los criterios aceptados por IEC del 3% y ± 0.03 , respectivamente.

CONCLUSIONES

Con el establecimiento de estas calidades, el Laboratorio del CND puede proporcionar servicios de calibración con las calidades de haz basadas en la norma IEC 61267 para los detectores de radiación utilizados en radiodiagnóstico.

BIBLIOGRAFÍA

- (1): IEC 61267:2005: Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics.
- (2): IAEA TRS 457:2007: Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 986**Realce de dosis por Gd en películas radiocrómicas deslaminadas irradiadas con Ir-192 de BQT HDR**

Autores: Melani Fuentealba Moraga¹ ; Mauricio Santibañez² ; Coral Bodineau Gil³

¹ HGGB

² Universidad de La Frontera

³ UGC de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario de Málaga

Corresponding Author: mel.fuentealba.mf@gmail.com

Objetivo: Determinar un proceso de deslaminado de películas EBT3 sin dañar el sustrato activo que permita obtener experimentalmente realce y apantallamiento de dosis producida por Gd en fantasmas tumorales, al ser irradiados con fuentes de Ir-192 utilizada en BQT HDR.

Método: El proceso de apertura de la película utilizó bisturí quirúrgico y aplicación controlada de fuerza de tracción constante. Posteriormente, fueron cubiertas por una capa transparente impermeable de 12 μm de espesor. Se realizó un escaneo de las películas deslaminadas pre y post irradiación. El proceso de irradiación requirió la confección de un maniquí acrílico con un canal central para el paso de la fuente radiactiva de Ir-192. Las películas van insertas dentro de viales de espectrofotometría inmersas en agua o en Gd (138 mM) simulando un maniquí tumoral dopado. La dosis prescrita fue de 5 Gy a 1,95 cm de la fuente para evaluar el realce de dosis y el apantallamiento se evaluó a 3,55 cm de la fuente. La dosis se determinó asociando los cambios en la densidad óptica a partir de una curva de calibración en el rango de 2,0-7,5 Gy.

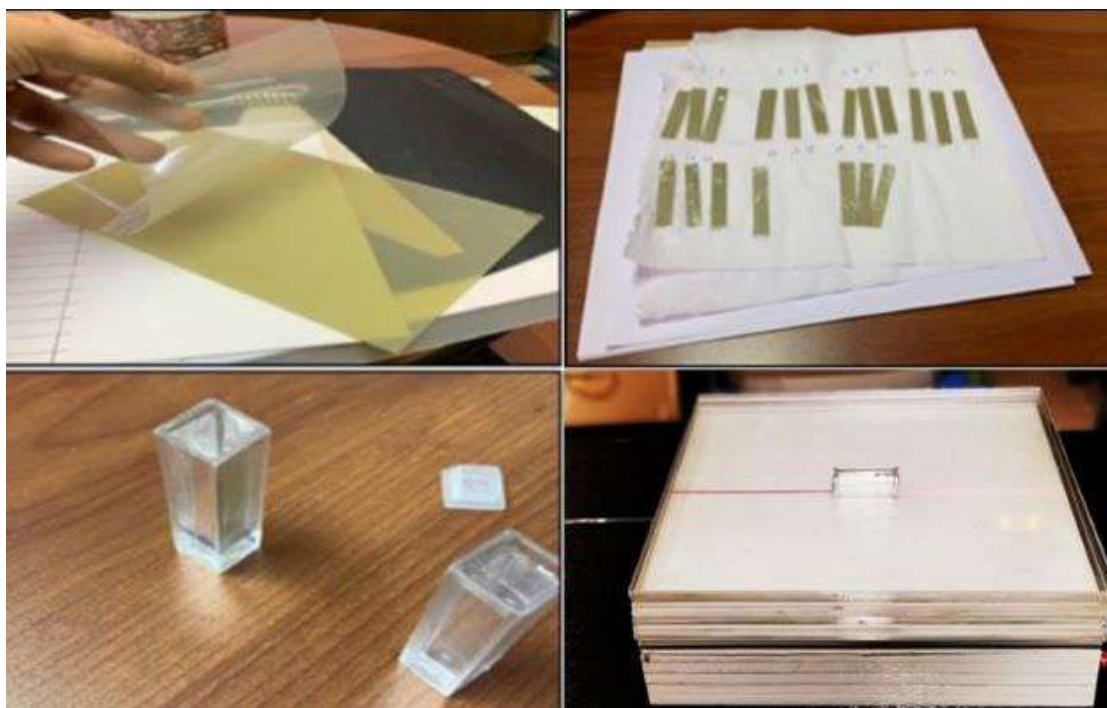


Figure 531: Proceso de deslaminado, corte y sellado de la placa e inserción en maniquí para su irradiación.

Resultados: las películas pre irradiadas mostraron una desviación estándar inferior del 2,1%, mientras que la evaluación de las películas inmersas en agua y Gd mostraron desviaciones de 2,9% y 3,1% respectivamente, traducidas en diferencias de densidad óptica menores de 3,8%.

Las placas irradiadas inmersas en Gd mostraron un incremento de dosis del $13\% \pm 7\%$ respecto a la dosis prescrita, el cual es distinguible de la incertidumbre estadística del procedimiento. En cuanto

al apantallamiento de dosis se obtuvo una reducción del $6\% \pm 16\%$, sin embargo, no es distinguible del error relativo que se obtuvo a ese rango de dosis.

Realce de Dosis		Medición	Dosis (Gy)	Porcentaje
1,95 cm	H ₂ O	$0,418 \pm 0,013$	$5,2 \pm 0,2$	--
	138 mM	$0,455 \pm 0,014$	$5,9 \pm 0,3$	$+13\% \pm 7\%$
Apantallamiento de Dosis		Medición	Dosis (Gy)	Porcentaje
3,55 cm	H ₂ O	$0,215 \pm 0,009$	$2,2 \pm 0,3$	--
	138 mM	$0,211 \pm 0,008$	$2,1 \pm 0,2$	$-6\% \pm 16\%$

Figure 532: Resultados de realce y apantallamiento de dosis en agua y 138 mM de Gd a 1,95 cm y 3,55 cm desde la fuente radiactiva

Conclusión: es posible la intervención de las películas EBT3 sin alterar sus propiedades dosimétricas y es factible obtener mediciones experimentales del realce de dosis distinguibles del error estadístico y concordante con los reportes de simulación Monte Carlo en la literatura. Sin embargo, el apantallamiento logrado por la concentración de Gd estudiada para las energías del Ir-192, no es factible determinarlo mediante este método dosimétrico.

Esta técnica permitiría su uso en clínica a bajo costo potenciando los objetivos dosimétricos que se quieran alcanzar -tanto el incremento de dosis tumoral como la disminución de dosis en órganos de riesgo- en pacientes con tratamiento de braquiterapia.

Referencias:

- Hainfeld JF, Slatkin DN, Smilowitz HM. 2004. Phys Med Bio. 49, 309–15
- Santibáñez, M., Guillen, Y., Chacón, D., Figueroa, R. G., & Valente, M. 2018. Applied Radiation and Isotopes. 141, 210-218.
- Santibáñez, M., Fuentealba, M., Torres, F., Vargas, A. 2019. Appl. Radiat. Isot. 154, 108857.

Agradecimientos: al servicio de Radiofísica del Hospital Regional Universitario de Málaga.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1006**Participación en estudio de dosis ciega del servicio de auditoría dosimétrica postal del CND**

Autores: María del Carmen Pujades¹ ; Cristian Candela Juan² ; Laura Oliver Cañamás¹ ; Ángela Soriano Cruz¹ ; Irene Más Muñoz¹ ; Jorge Vilar-Palop¹ ; Diego Abad Mocholí¹ ; Alba Sánchez Rodríguez^{None} ; Victoria Mestre de Juan¹ ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Centro Nacional de Dosimetría (CND)

Corresponding Author: mpuclau@gmail.com

INTRODUCCIÓN

El OIEA ofrece servicios de pruebas tipo ciego a los centros de auditoría dosimétrica mediante el intercambio de dosímetros con su Laboratorio de Dosimetría (DOL, Seibersdorf, Austria) y de esta forma contribuye a mejorar la garantía de calidad de estos centros.

En el año 2020 el Centro Nacional de Dosimetría (CND), como centro que ofrece servicios de auditoría dosimétrica postal para haces de fotones de alta energía, ha participado en una de estas pruebas.

MATERIAL Y MÉTODOS

El estudio ciego consistió en la irradiación de dosímetros con un haz de Co-60 a dos valores de dosis desconocidas. La magnitud de interés fue la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia (SSD = 95 cm, profundidad 5 cm, tamaño de campo: 10 cm x 10 cm). El DOL solo proporcionó información sobre la fecha en la que se había realizado la irradiación, para poder aplicar la corrección por fading en la medida.

Se enviaron 2 dosímetros de tipo nanoDot OSL (Landauer) para cada dosis ciega a evaluar y 3 dosímetros para la evaluación de la dosis de fondo.

En fecha similar a la que se realizaron las irradiaciones, el CND irradió dosímetros para la calibración de su sistema dosimétrico en el Laboratorio de Radiofísica (RPL) de la Universidad de Santiago de Compostela.

Una vez el CND informó de los resultados de las dosis estimadas, el DOL hizo público los valores de las dosis administradas.

RESULTADOS

Las dosis administradas fueron de 1.928 y 2.058 Gy según el DOL. Las diferencias en la estimación de la dosis medida por el CND resultó ser de 0.2% y 1.6% respectivamente. La incertidumbre en el resultado que proporcionó el CND fue de 1.1% (k=1).

DISCUSIÓN

En la realización de una auditoría a un centro de radioterapia, el CND considera que un resultado es óptimo cuando la diferencia entre la dosis declarada y la dosis medida es inferior al 3%. En este estudio, donde la irradiación ha sido efectuada por un laboratorio secundario de dosimetría, las diferencias obtenidas han sido significativamente inferiores a ese valor.

CONCLUSIONES

Los estudios de dosis ciega son un instrumento para evaluar y mejorar la calidad de los resultados de los centros que ofrecen servicios de auditoría. La participación del servicio de auditoría del CND en la prueba ciega organizada por el DOL ha resultado satisfactoria.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1008**Caracterización del sistema de dosimetría MyOSL chip basado en BeO para uso en auditoría postal de verificación dosimétrica en radioterapia**

Autores: María del Carmen Pujades¹ ; Cristian Candela Juan² ; Laura Oliver Cañamás¹ ; Ángela Soriano Cruz¹ ; María Gracia Ochoa¹ ; Juan Diego Palma Copete¹ ; Diego Abad Mocholí¹ ; Jorge Vilar-Palop¹ ; Alba Montaner Alemany³ ; Victoria Mestre de Juan¹ ; Nieves Llorca Domaica¹

¹ Centro Nacional de Dosimetría

² Centro Nacional de Dosimetría (CND)

³ Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO) - Centro Nacional de Dosimetría (CND)

Corresponding Author: mpuclau@gmail.com

INTRODUCCIÓN

Los dosímetros basados en la luminiscencia por estimulación óptica (OSL) se usan habitualmente en programas de auditoría postal dosimétrica en radioterapia. Recientemente han aparecido sistemas dosimétricos OSL basados en BeO. Las propiedades dosimétricas del BeO, con su respuesta en energía cercana a la del tejido y con la posibilidad de re-lectura, hacen de este material un buen candidato para ser usado en la medida de la dosis en radioterapia.

El propósito de este trabajo fue caracterizar un sistema de dosimetría OSL basado en BeO para uso en auditoría postal de verificación de dosis para radioterapia externa de fotones.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se ha empleado el sistema dosimétrico myOSL chip (RadPro International GmbH, Germany), compuesto por dosímetros de un solo elemento de BeO y un lector que combina la unidad de lectura con el borrador (figura 1). Los chips tienen dimensiones de 4.7 x 4.7 x 0.5 mm³ y se encuentran en un cassette de dimensiones 10 x 10 x 2 mm³ identificado con un código 2-D. La medición y el manejo de datos se realizó a través del software myOSLdosimetry v 1.12.6.

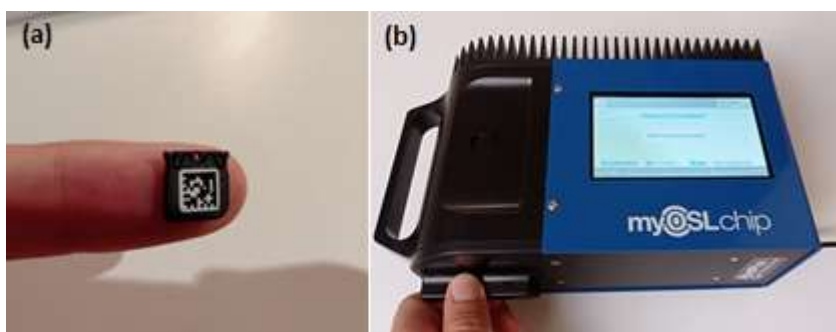


Figure 533: Sistema dosimétrico myOSL chip (RadPro International GmbH, Germany) compuesto por dosímetros de un solo elemento de BeO (a) y un lector (b).

Se estableció un procedimiento de lectura y se determinaron las siguientes características dosimétricas: factor de corrección de sensibilidad individual, pérdida de señal por lectura, reproducibilidad de la lectura, pérdida de señal con el tiempo, falta de linealidad en la respuesta con la dosis y dependencia energética en el rango de interés.

Las irradiaciones se realizaron en el Laboratorio de Radiofísica (RPL) de la Universidad de Santiago (laboratorio secundario de calibración dosimétrica con trazabilidad a los primarios PTB y NPL). Se emplearon calidades de haz disponibles en el RPL de Cobalto 60 y rayos X de alta energía de 6 y 15 MV (Varian Clinac 2100 C/D).

RESULTADOS

- Los factores de corrección de sensibilidad individual de 150 dosímetros variaron entre 0.75 y 2.1. La

desviación estándar fue de 25%.

- La pérdida de señal por lectura fue del 2%.
- La reproducibilidad de 5 lecturas fue del 1.6%.
- La pérdida de señal a medio plazo fue del orden del 2% después de 30 días post-irradiación.
- No se observó falta de linealidad con la dosis en el intervalo de dosis relevante entre 1 y 3 Gy.
- La corrección por dependencia energética resultó inferior al 2% para 6 MV y 15 MV respecto a Co-60.

DISCUSIÓN

El sistema myOSL chip es rápido y muy fácil de usar. En este trabajo se cuantificaron algunos de los factores de corrección que deben aplicarse a las medidas con este tipo de dosímetro cuando se utilizan en haces de fotones de radioterapia. Destacamos que la dependencia energética es inferior a la de otros dosímetros OSL basados en $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ y que la pérdida de señal por lectura no es despreciable, así que si se realiza re-lectura del dosímetro se ha de aplicar la corrección correspondiente.

CONCLUSIONES

El sistema dosimétrico myOSL chip, con las correcciones apropiadas, puede utilizarse para auditorías postales dosimétricas de haces de fotones en condiciones de referencia en radioterapia.

AGRADECIMIENTOS

El CND agradece a Nusim S.A. y a RadPro International GmbH por haber prestado el sistema dosimétrico MyOSL chip para la realización de este estudio.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1060**Determinación del valor de tasa de equivalente de dosis ambiental y su incertidumbre usando una cámara esférica**

Autores: David Sánchez-Artuñedo¹ ; Miguel Angel Sebastian Segura¹ ; Mercè Beltran Vilagrasa¹

¹ *Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Universitari Vall d'Hebron*

Corresponding Author: david.sanchez@vhebron.net

Introducción

Nuestro hospital cuenta con un laboratorio para verificar los detectores de radiación ambiental. El laboratorio consta de un irradiador Nuclear Ibérica, y un equipo de referencia formado por un electrómetro y una cámara de ionización calibrados externamente en un laboratorio secundario acreditado.

Recientemente el Servicio de Física y Protección Radiológica ha adquirido un nuevo equipo patrón formado por una cámara de ionización esférica de PTW modelo TN32007S y un electrómetro PTW-UNIDOSweblin Type10023.

El objetivo de este trabajo es determinar la tasa de equivalente de dosis ambiental ($\dot{H}^*(10)$) de referencia con el nuevo equipo de medida y su incertidumbre asociada.

Materiales y métodos

Para la determinación de $\dot{H}^*(10)$ de referencia se usó la metodología descrita en la norma ISO 4037-3.

Se estimaron experimentalmente los siguientes factores de corrección que habitualmente en radioprotección se consideran igual a la unidad: factor de escala, factor de orientación, factor distancia, factor de desplazamiento (igual a la unidad para cámaras esféricas), factor de corrección asociado a la falta de recombinación de cargas (k_{rec}). En el caso del factor de desplazamiento, se usó la metodología descrita por Maghraby et al, Pol J Radiol, 80(2015).

Se evaluó la estabilidad en la jornada y a largo plazo a través de cinco medidas diferentes a lo largo de un año.

Para el cálculo de incertidumbres se siguió la metodología descrita en la Guía para la expresión de la incertidumbre de medida publicada por el Centro Español de Metrología. Edición 1 (1998).

Se realizó una simulación Montecarlo de 107 valores diferentes de cada una de las variables que intervienen en la determinación del valor de tasa de $\dot{H}^*(10)$ mediante Matlab 2015. El promedio de los 107 valores obtenidos es una estimación de $\dot{H}^*(10)$ y la desviación estándar de su incertidumbre.

Resultados

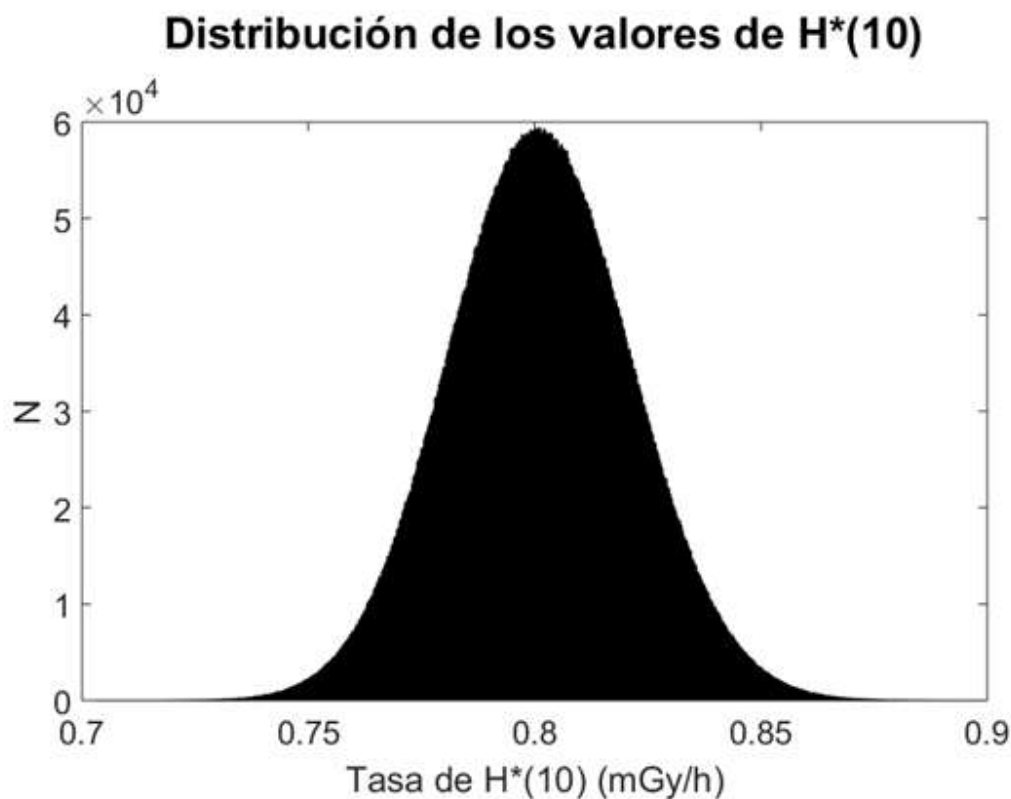
El valor de $\dot{H}^*(10)$ obtenido en la fecha de referencia fue de 802 µSv/h a 2 m de la fuente de Cs-137.

La siguiente tabla muestran las incertidumbres obtenidas, con un factor de cobertura k=2. La incertidumbre tipo A se encuentra englobada en la incertidumbre total excepto en el caso de la lectura de carga recogida.

Magnitud física o procedimiento	Incertidumbre típica relativa (%)
Factor de calibración N_k (según certificado de calibración)	2,5
Estabilidad a largo plazo de la cámara de ionización	0,6
Establecimiento de las condiciones de referencia	0,6
factor orientación (0,2%)	
posicionado (0,6%)	
Lectura M de la carga recogida	1,0
Incertidumbre tipo A (0,2%)	
Resolución electrómetro (0,0%)	
Incertidumbre del electrómetro (1%)	
Lectura fondo (0,0%)	
Corrección por magnitudes de influencia	1,1
factor recombinación (0,8%)	
factor estabilidad jornada (0,2%)	
factor distancia (0,6%)	
Corrección por presión y temperatura (0,2%)	
factor de escala (0,4%)	
factor de desplazamiento (0,0%)	
Coefficiente de conversión ($h^*(10;E)$) (según norma ISO 4037-3)	4
Incertidumbre típica combinada (%)	5,0

Figure 534: Incertidumbres con un factor de cobertura $k=2$

La siguiente gráfica representa la distribución de los valores de $\dot{H}^*(10)$ obtenidos mediante la simulación Montecarlo. El valor de $\dot{H}^*(10)$ estimado mediante este método es de $801 \mu\text{Sv/h}$ y la incertidumbre, estimada, con un factor de cobertura $k=2$ es de 5.0%.

Figure 535: Distribución de los valores de $\dot{H}^*(10)$ obtenidos mediante la simulación Montecarlo

Discusión

Los valores obtenidos de la magnitud $\dot{H}^*(10)$ y de la incertidumbre asociada utilizando el método experimental y Montecarlo coinciden considerando el intervalo de confianza con $k=2$. Se observa que la mayor fuente de incertidumbre en la determinación del valor de la $\dot{H}^*(10)$, proviene del certificado de calibración y del coeficiente de conversión de kerma en aire a $H^*(10)$.

Conclusiones

Este trabajo puede ser de utilidad para centros que hayan adquirido una cámara esférica y quieran conocer la incertidumbre esperable en la determinación de $\dot{H}^*(10)$.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1071**Proyecto DOPEN: Dosimetría Personal de Neutrones**

Autores: Ana María Romero Gutierrez¹ ; Rafael Rodríguez Jiménez¹ ; José María Gómez Ros² ; Montse Moraleda³ ; Carmen Barbero^{None}

¹ Ciemat

² CIEMAT

³ ciemat

Corresponding Author: ana.romero@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

La dosimetría de campos fotónicos y beta es un tema bastante bien resuelto, con técnicas de medida de eficacia comprobada y normativa específica para acreditar la fiabilidad de los resultados.

Sin embargo, la dosimetría neutrónica presenta dificultades técnicas considerables, por lo que no existe ningún sistema o método de medida que cumpla todos los requerimientos de medida en los diferentes campos neutrónicos que se encuentran en la práctica, especialmente para la dosimetría personal.

Esta comunicación presenta el Convenio “DOPEN: Dosimetría Personal de Neutrones”, firmado en 2020 por el Ciemat y el CSN, para el desarrollo de un sistema de dosimetría personal de neutrones mediante dosímetros de trazas basados en detectores plásticos de PADC.

El proyecto DOPEN tiene como objetivo el desarrollo de un sistema de dosimetría personal neutrónica, basado en detectores de trazas, de acuerdo a los estándares internacionales aplicables.

MÉTODOS

El CIEMAT cuenta con el equipo TASLImage (Figura 1), fabricado por la compañía inglesa Track Analysis Systems, Ltd., que es un sistema completo de análisis de imágenes para escanear y analizar detectores plásticos de PADC (poly-allyl-diglycol carbonate).

El proyecto, que tendrá una duración de 2 años, se estructura en tres fases:

FASE 1: Diseño y caracterización del dosímetro. Adquisición de la instrumentación y equipamiento necesarios.

FASE 2: Puesta a punto de la técnica con asesoramiento de otros laboratorios europeos que utilizan en rutina técnicas similares.

FASE 3: Calibración y caracterización dosimétrica del sistema según recomendaciones internacionales.

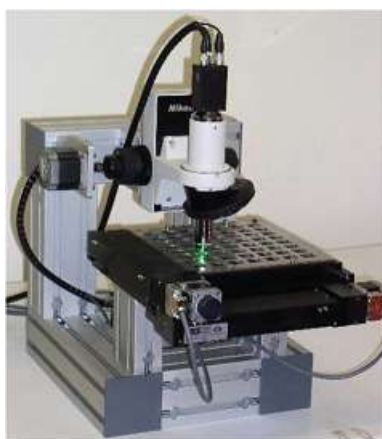


Figure 536: Equipo TASLImage

RESULTADOS

El sistema de dosimetría personal neutrónica resultado del proyecto será de utilidad en todas las operaciones en las que se prevea una contribución significativa de la dosis neutrónica, y en particular para:

- las centrales nucleares españolas,

- la puesta en marcha del ATC (Almacén Temporal Centralizado,
- las instalaciones de protonterapia, los ciclotrones operativos, los equipos PET (tomografía por emisión de positrones) y los aceleradores para radioterapia que existen en España,
- las instalaciones como en el propio CIEMAT, donde se ubica el Laboratorio de Patrones Neutrónicos,
- las emergencia radiológica con exposición de personas a campos neutrónicos.

CONCLUSIONES

Con este proyecto conjunto Ciemat-CSN se espera mejorar la capacidad de medida para campos mixtos de neutrones y radiación gamma y aumentar la fiabilidad de los métodos de control dosimétrico para los trabajadores profesionalmente expuestos a dichos campos de radiación, en línea con lo que resulta una práctica habitual en otros países europeos.

REFERENCIAS

1. ISO 21909-1:2015, "Passive neutron dosimetry systems - Part 1: Performance and test requirements for personal dosimetry"
2. Vanhavere, F. et al. Evaluation of individual monitoring in mixed neutron/photon fields: mid-term results from the EVIDOS project. Radiat. Prot. Dosim. (2006), Vol. 120, No. 1-4, pp. 263-267

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1143**Análisis cuantitativo de la exactitud en el posicionamiento de las MLCs mediante ImageJ**

Autores: José Luis León García¹ ; Francisco Manchado de Sola^{None} ; María González Vizuite^{None}

¹ HU Virgen del Rocío

Corresponding Authors: chechu.leon.69@gmail.com, franciscomanchadodesola@gmail.com

Introducción:

El correcto posicionamiento del colimador multiláminas, MLCs, debe ser verificado tanto tras la intervención del servicio técnico como durante pruebas periódicas, con periodicidad mensual y límite de tolerancias 0.5 mm [[1],2].

Una prueba diseñada a tal propósito es la denominada “picket-fence”, consistente en un patrón periódico de franjas irradiadas de 2 mm de anchura separadas entre sí 2 cm (Fig 1).

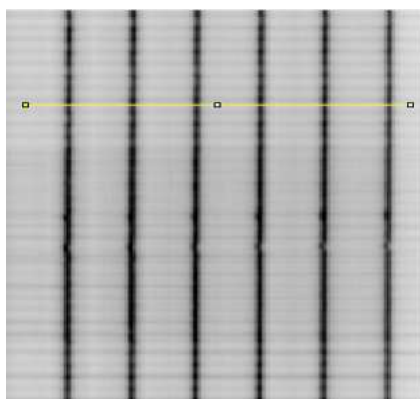


Figure 537: Patrón “picket-fence”

El análisis de esta prueba suele realizarse de forma visual [[2]]; en nuestro trabajo proponemos un método automático y cuantitativo que nos permite identificar la lámina que presenta el problema y medir la desviación sufrida respecto a la posición esperada.

Material y métodos:

Mediante el planificador Pinnacle v.16 se generaron diversos campos tipo “step and shoot”, cada uno de ellos emulando un error de magnitud conocida en el posicionamiento de las MLCs.

Los campos creados de esta forma fueron exportados a Eclipse v.13, desde donde se generaron las correspondientes imágenes portales. Posteriormente, se exportaron en formato DICOM para ser analizadas en ImageJ. Estas serán nuestras imágenes de referencia para el análisis y calibración del sistema.

El proceso de calibración consiste en trazar perfiles, mediante ImageJ, a la altura de cada par de láminas enfrentadas (Fig 1) y relacionar las FWHM de los perfiles así obtenidos (Fig 2) en las imágenes portales con las desviaciones en la exactitud.

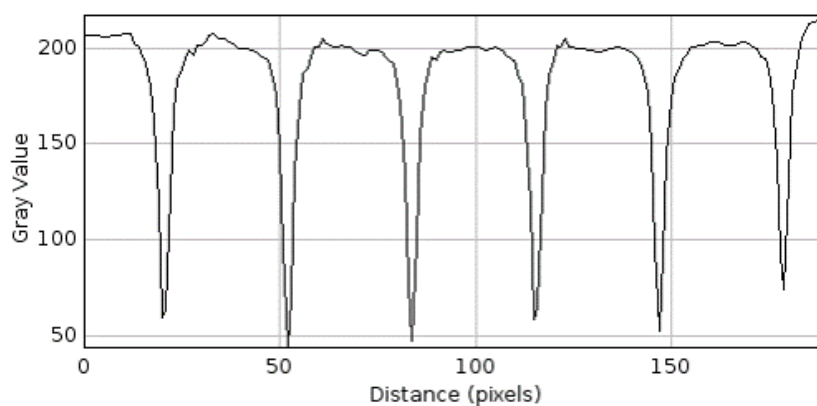


Figure 538: Perfil correspondiente a la pareja de láminas señalada en Fig 1.

Las imágenes experimentales a analizar son obtenidas en el Portal dosimetry de nuestro acelerador; esto agiliza el proceso de obtención de imagen en comparación con, por ejemplo, las películas radiocrómicas.

Los resultados del trabajo se han implementado en un plugin para ImageJ, programa de libre distribución de procesado y análisis de imágenes en Java.

Resultados:

Nuestro programa cuantifica la desviación en la exactitud de la ubicación de las MLCs con una precisión superior a 0.1 mm, que es el límite de ajuste.

Discusión:

Con ayuda del código, el análisis resulta bastante rápido. El paso más costoso es exportar la imagen generada en Portal Dosimetry desde Eclipse a ImageJ, pero el tiempo requerido es compatible al de la irradiación del propio campo.

Nuestro método puede ser empleado tanto con Portal Dosimetry como con películas radiocrómicas, siendo apto para cualquier LINAC. En nuestro caso, TrueBeam (Varian), constituye una alternativa al uso del MPC.

Conclusiones:

Nuestro plugin de ImageJ es un método rápido para la cuantificación de la desviación en la exactitud del posicionamiento de las MLCs; hecho de relevancia práctica a la hora de una eventual recalibración. Además, será de libre distribución finalizada la celebración del congreso.

Referencias:

- (1) Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. Sociedad Española de Física Médica.
- (2) Fundamentos de Física Médica. V.3 Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad.

Agradecimientos:

Agradecemos a María A. Carrasco Herrera su tan gran apreciada ayuda en el desarrollo del presente trabajo.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1308**PARTICIPACIÓN DEL CIEMAT EN INTERCOMPARACIONES DE DOSÍMETROS PERSONALES (2019-2020)**

Autores: Ana Maria Romero Gutierrez¹ ; Rafael Rodriguez Jimenez¹ ; Jose Luis Lopez Moyano¹

¹ Ciemat

Corresponding Author: ana.romero@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

La participación de los servicios de dosimetría personal en intercomparaciones es una excelente forma de demostrar la fiabilidad de sus resultados. Si el servicio está acreditado, esta participación es obligatoria para cada ensayo acreditado.

El DPE tiene implantado un sistema de calidad basado en la norma ISO-17025, lo cual exige un plan de participación en intercomparaciones que garantice al menos una participación en cada periodo de reevaluación.

Esta comunicación presenta los resultados del Servicio de Dosimetría del Ciemat (DPE) en dos intercomparaciones de dosímetros personales: una de dosímetros de extremidades, organizada por el European Radiation Dosimetry Group (Eurados) en 2019, y otra para dosímetros corporales, organizada por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en 2020.

Las calidades de radiación ensayadas permiten obtener información valiosa sobre la respuesta energética y angular y sobre la linealidad del sistema dosimétrico.

MÉTODOS

El dosímetro corporal del SDR consta de dos detectores de nLi2nB4O7:Cu y dos de CaSO4:Tm bajo diferentes filtraciones (modelo UD-802 de Panasonic), lo que permite utilizar un algoritmo de cálculo de dosis que da como resultado los valores de Hp(10) y Hp(0,07).

El dosímetro de extremidades contiene un detector de 7Li211B4O7:Cu (modelo UD-807 de Panasonic) en el interior de un chasis en forma de anillo cuya filtración se selecciona en función de la presencia o no de radiación beta de baja energía en la instalación cliente.

Los dosímetros se leen en los lectores automáticos Panasonic, modelos UD-710A y UD-717.

RESULTADOS

Durante el periodo 2019-2020 el DPE del Ciemat ha participado en las siguientes intercomparaciones:

- Eurados 2019 para dosímetros de extremidades y de cristalino (IC2019exteye), organizada por Eurados (Figura 1).
- 6ª Intercomparación entre los Servicios de Dosimetría Personal Externa autorizados por el CSN (IC2020csn), organizada por el CSN (Figura 2).
- Eurados 2020 para dosímetros corporales (IC2020ph), de la que no se tienen resultados a la fecha de redacción de esta comunicación.

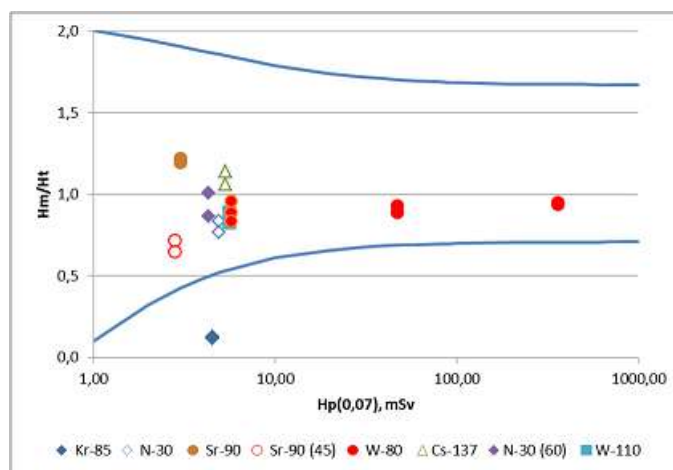


Figure 539: Resultados DPE en Eurados IC2019exteye

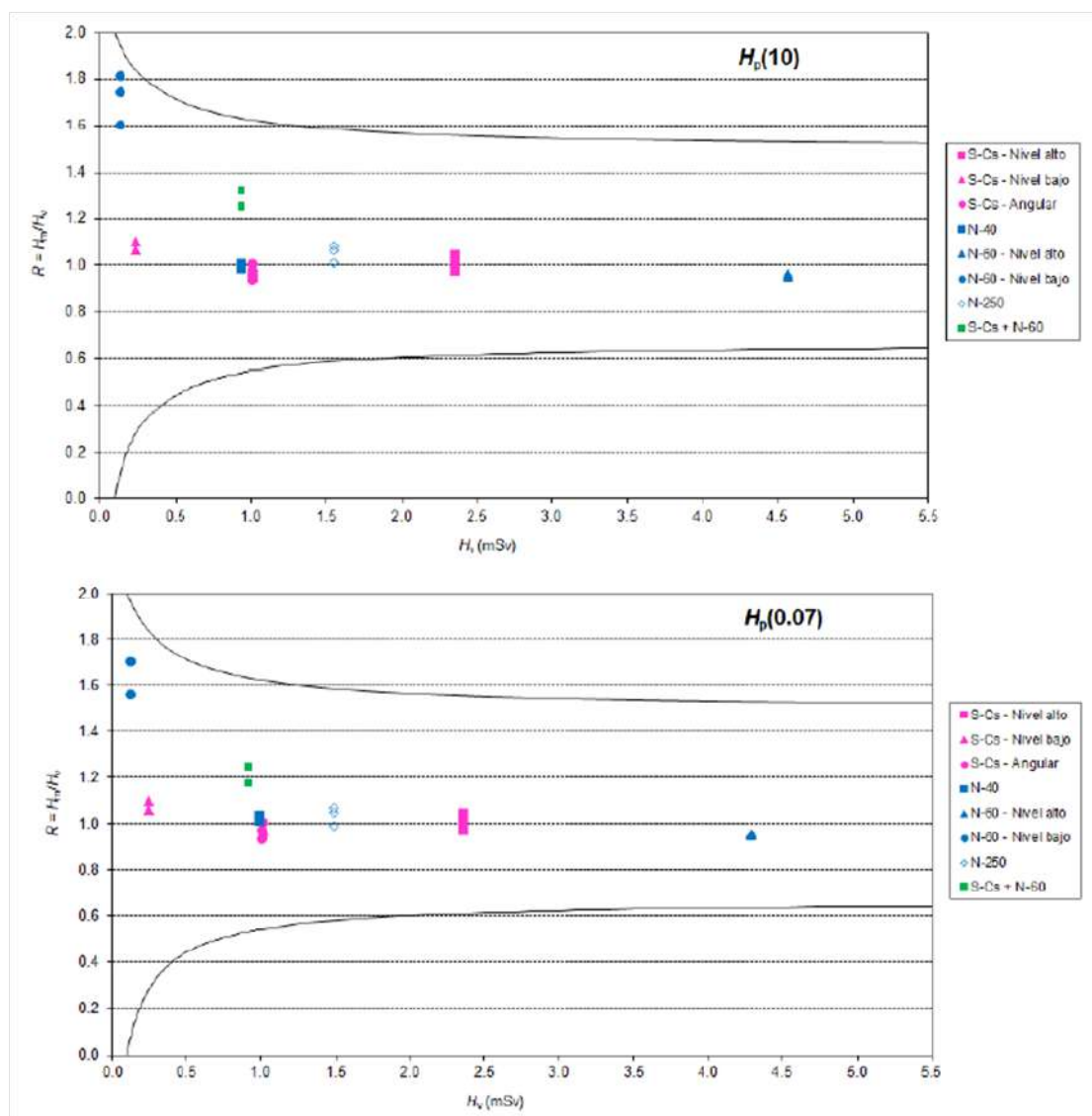


Figure 540: Resultados DPE en IC2020csn

DISCUSIÓN

Los resultados se han evaluado siguiendo los criterios establecidos en la norma ISO-14146: “Criteria and performance limits for the periodic evaluation of dosimetry services”, también conocidos como “curvas trompeta”.

En las figuras se observa como todos los resultados cumplen los criterios de aceptación de la norma, a excepción de los correspondientes a los dosímetros de extremidades para la calidad 85Kr (radiación beta de baja energía), debido a la excesiva filtración del chasis utilizado.

Los resultados de los dosímetros corporales para la calidad N-60 en la IC2020csn a baja dosis son mejorables y están siendo objeto de estudio por el DPE.

CONCLUSIONES

La participación en intercomparaciones permite a los servicios de dosimetría verificar la idoneidad de su sistema de calidad, comparar sus resultados con los de otros participantes e identificar posibilidades de mejora en su sistema dosimétrico.

Los resultados del DPE se consideran aceptables y confirman que el sistema dosimétrico es adecuado para la vigilancia de los trabajadores expuestos controlados en el servicio.

REFERENCIAS

1. ISO 17025:2017, Nuclear Energy – Radiation Protection – General requirements for the competence of testing and calibration laboratories
2. ISO 14146: 2018: Radiological Protection - Criteria and performance limits for the periodic evaluation of dosimetry services

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1113**NIVELES DE REFERENCIA DIAGNÓSTICOS EN RADIOLOGÍA VASCULAR INTERVENCIONISTA.**

Autores: Paloma Botella Faus¹ ; Paula García Castañón¹ ; Sergio Honorato Hernández¹ ; Roser Fayos-Solá Capilla² ; Carlos Prieto Martín²

¹ Hospital Universitario La Princesa

² Hospital Universitario de La Princesa

Corresponding Author: paloma.botella@salud.madrid.org

Introducción

En radiología intervencionista se realizan procedimientos mínimamente invasivos guiados por imágenes con radiaciones ionizantes. Esta técnica tiene un alto rendimiento diagnóstico, además de ser una alternativa al tratamiento quirúrgico de muchas patologías cardio-vasculares, neurológicas, etc. El Real Decreto 601/2019 sobre la justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, especifica la necesidad de establecer niveles de referencia para procedimientos diagnósticos (DRLs), especialmente aquellos procedimientos de alta dosis como los de intervencionismo, así como su revisión periódica como base para la aplicación del criterio de optimización.

El objetivo de este estudio es el establecimiento los DRLs locales en un Servicio de Radiología Vascular, tras la actualización del equipamiento y la implantación de un sistema de gestión de dosis online.

Material y Métodos

El estudio se ha realizado en la sección de Radiología Vascular de un Hospital Universitario, dotado con dos arcos de intervencionismo, uno marca Siemens modelo Artis Zee Floor y un biplano, marca Philips, modelo Azurion Clarity 7 B20.

Para el establecimiento de los DRLs locales se han seleccionado los procedimientos más habituales de dicha instalación, tanto diagnósticos, como la arteriografía de miembros inferiores, como terapéuticos, como la quimioembolización hepática, drenaje biliar y embolización de aneurisma cerebral.

Las magnitudes dosimétricas registradas para establecer los DRLs han sido el Producto Kerma-Área (KAP), el tiempo de fluoroscopia (t) y el Kerma en el Punto de Referencia Intervencionista (K), obtenidos mediante el programa de gestión de dosis DOLQA (Servicio Madrileño de Salud).

El establecimiento de los DRLs a nivel local se ha realizado de acuerdo a las recomendaciones de la publicación ICRP 135, a partir del percentil 50% de los valores del Producto Kerma-Área total (KAP).

Resultados

Como resultado del estudio, se han establecido los DRLs para quimioembolización hepática (163 Gycm²), embolización de aneurisma cerebral (48 Gycm²), arteriografías de miembros inferiores (18 Gycm²) y drenaje biliar (15 Gycm²).

	Mediana (Gy·cm ²)	Media (Gy·cm ²)	Desv. Est	Tiempo de Fluoroscopia (s)
Arteriografía de miembros inferiores	17,65	28,21	21,20	230,08
Drenaje Biliar	15,20	23,02	20,16	801,17
Embolización de aneurisma cerebral	47,90	62,15	40,82	1135,28
Quimioembolización hepática	163,32	145,48	99,32	1897,72

Figure 541: Tabla Resultados

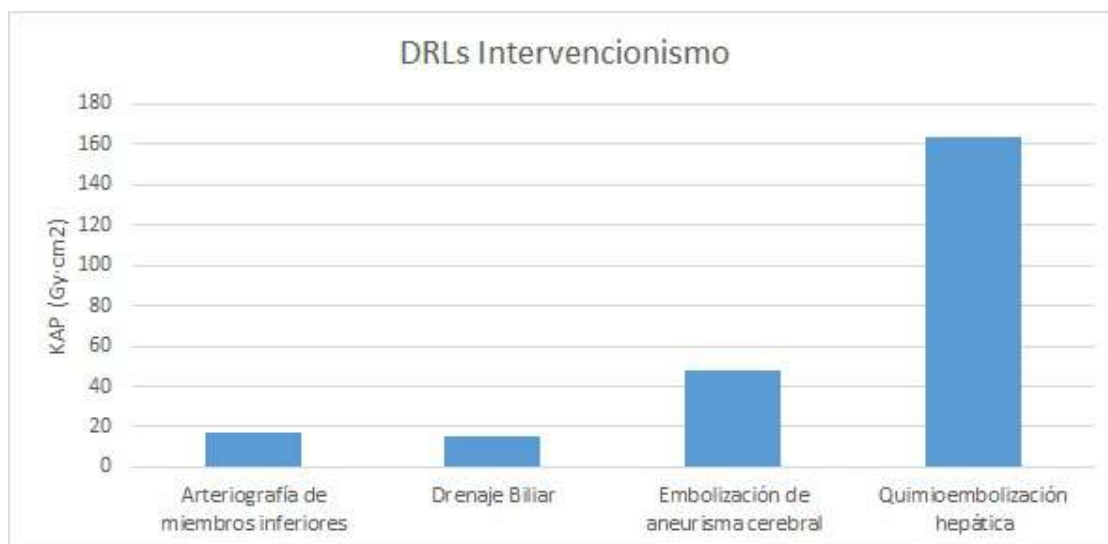


Figure 542: Gráfica DRLs

Discusión

El análisis preliminar de las dosis muestra que los valores de dosis más altos corresponden a procedimientos con mayor complejidad como la quimioembolización hepática o la embolización de aneurisma cerebral.

Las dosis más bajas corresponden, como era de esperar, a las arteriografías de miembros inferiores y drenaje biliar, puesto que su complejidad es menor.

Conclusión

Establecer niveles de referencia de dosis locales constituye una herramienta de optimización dinámica que influye positivamente en la seguridad radiológica de los pacientes y de los profesionales que realizan los procedimientos, garantizando siempre la calidad de la imagen diagnóstica.

Los programas de gestión de dosis son herramientas necesarias para la optimización de las dosis en procedimientos que implican radiaciones ionizantes, así como para el establecimiento de DRLs, facilitando el acceso a un gran volumen de datos.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1224**HERRAMIENTA INFORMÁTICA PARA ASIGNACIÓN DE DOSIS A TRABAJADORES EXPUESTOS CATEGORÍA B.**

Autores: Javier Rivero Torres¹ ; Vicent Guàrdia Almenar¹ ; Benjamín Mora Bastida²

¹ GDES

² GD Energy Services S.A.U.

Corresponding Authors: j.rivero@gdes.com, v.guardia@gdes.com, b.mora@gdes.com

Introducción

Según establece el Real Decreto de Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes, las dosis individuales de los trabajadores expuestos de Categoría B se podrán estimar a partir de dosimetría de área. Para ello, las instalaciones deben disponer de un procedimiento de asignación de dosis a partir de los resultados de la vigilancia del ambiente de trabajo.

De acuerdo con lo que establece el protocolo para la vigilancia dosimétrica mediante dosimetría de área de los trabajadores expuestos clasificados como categoría B, creado por el foro sobre protección radiológica en el medio sanitario, se ha elaborado una aplicación web que permite la asignación de la dosis para trabajadores de categoría B, a partir de los datos obtenidos de las lecturas dosimétricas mensuales de los dosímetros de área.

Metodología y estructura de la aplicación.

La aplicación desarrollada por GDES, incorpora los resultados obtenidos por el Servicio de Dosimetría Externa para cada dosímetro de las instalaciones dadas de alta.

Los usuarios pueden acceder a la aplicación y, mediante un entorno web, definir el uso de los dosímetros de su instalación dentro de las siguientes categorías:

- Dosímetro de puesto de trabajo (DPT). Estos dosímetros están asignados a todos los trabajadores que compartan una zona de exposición (por ejemplo, un equipo de rayos X), y lo llevarán los distintos trabajadores cuando operen en ese equipo como si de un dosímetro personal se tratara.
- Dosímetro de área fijos (DAP). Estos dosímetros se utilizan como dosímetros de área convencionales, situados en un punto de medida (por ejemplo, el puesto de control de un equipo de rayos X).

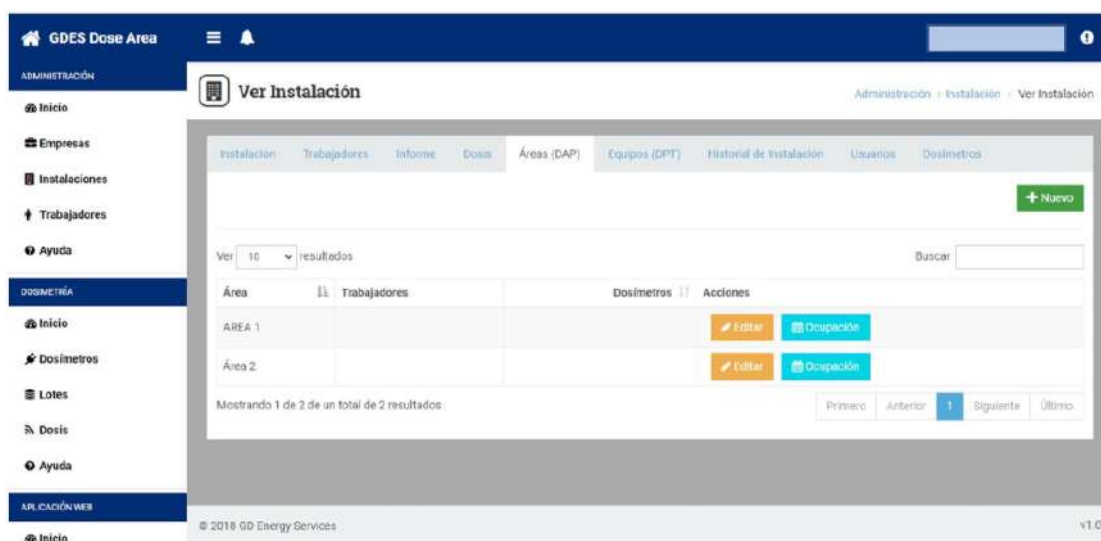


Figure 543: Aplicación Web

Mediante la aplicación web, los usuarios autorizados, pueden gestionar los trabajadores de su instalación, generando altas, bajas, y asignándolos a cada dosímetro de la instalación a tiempo completo

o parcial. Esta información será utilizada por la aplicación para calcular las dosis de cada trabajador y generar informes dosimétricos individuales.

Los informes dosimétricos personales, estarán disponibles para los usuarios autorizados de su instalación, así como para los propios trabajadores, que en cualquier momento pueden tener acceso a las dosis que les han sido asignadas en todas las instalaciones en las que se encuentren dados de alta.

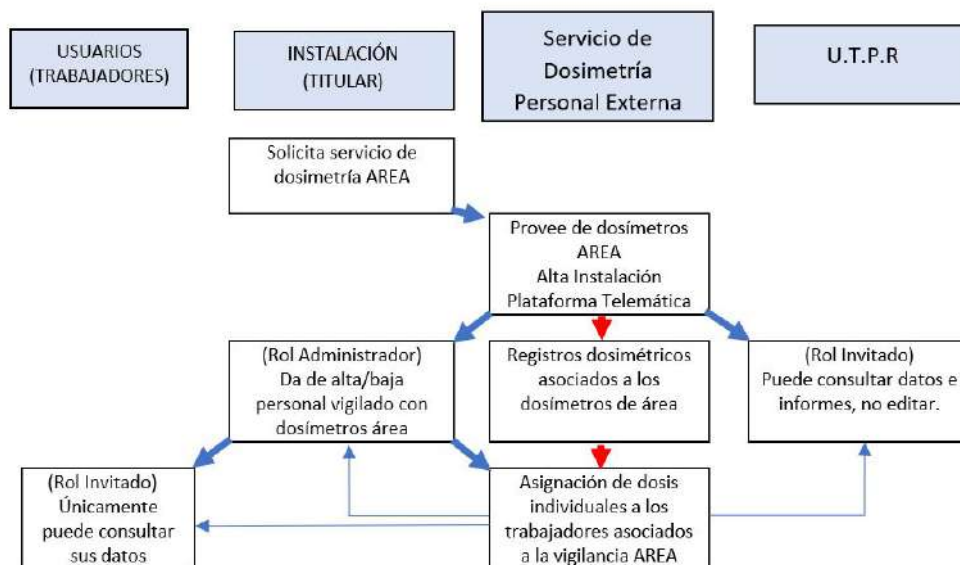


Figure 544: Flujo de datos en la aplicación

Otras funcionalidades del programa son:

- Generación de un fichero exportable con la información necesaria para su implementación en el informe anual de la instalación
- Control de no recambios del dosímetro, así como las posibles pérdidas de información dosimétrica.
- Establecimiento de los valores de dosis que avisen de una potencial superación de un umbral de dosis y/o sobreexposición.

Conclusiones.

La aplicación desarrollada por GDES permite la asignación de dosis a trabajadores de Categoría B que no utilicen dosimetría individual, de una forma sencilla, confiable, actualizada y sistemática; basada en el “Protocolo para la vigilancia dosimétrica mediante dosimetría de área de los trabajadores expuestos clasificados como categoría B en el ámbito sanitario”.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1283**COMPARACIÓN DE ANÁLISIS DE URANIO MEDIANTE LAS TÉCNICAS DE ESPECTROMETRÍA ALFA E ICP-MS**

Autores: Marta Fernández Díaz¹ ; Maria Angeles Benavente Ruiz² ; Ana Isabel Barrado³ ; Alicia Álvarez García²

¹ Unidad NRBQ. Subdirección General de Seguridad, Mejora de las Instalaciones. CIEMAT.

² CIEMAT

³ CIEMAT- Lab. Espectrometría Masas- Servicio Dosimetría Interna

Corresponding Author: marta.fernandez@ciemat.es

Introducción:

Las determinaciones de concentración de actividad de emisores alfa en laboratorios dedicados a análisis de muestras, tanto ambientales como operacionales, han sido realizadas mediante espectrometría Alfa (EA); aunque ésta es una técnica de referencia por la alta calidad de sus resultados y su elevada sensibilidad, presenta la desventaja de que son necesarios tiempos de medida elevados, sobre todo en muestras ambientales.

La técnica por ICP-MS es una alternativa fundamentalmente debido a su rapidez. A este respecto, el CIEMAT cuenta con distintos tipos de equipos (cuadrupolares ICP-QMS y de alta resolución HRICP-MS) con diferentes prestaciones en cuanto a sensibilidad y precisión en las medidas de relaciones isotópicas y con técnicos cualificados para análisis e interpretación de resultados.

Se presenta un estudio comparativo de resultados del análisis de U en muestras procedentes de ejercicios de intercomparación mediante Espectrometría Alfa y las dos técnicas de ICP-MS con el fin de establecer el método más adecuado en función de la información necesaria en cada caso y el tiempo de respuesta deseado.

Materiales y Métodos:

En una primera fase del estudio se ha llevado a cabo el análisis de muestras procedentes de ejercicios de intercomparación.

En la determinación mediante EA (ALPHA ANALYST. Modelo 7200-02) se utilizó un procedimiento de separación radioquímica que comprende cuatro etapas: digestión de la muestra en medio ácido, separación radioquímica con resinas de intercambio iónico y de extracción, preparación de la fuente (electrodeposición en plancheta de acero) y, por último, obtención, medida y análisis del espectro.

El análisis por ICP-MS (iCAQ Q y Element 2, Thermo Scientific) se llevó a cabo directamente en una dilución 1:40 de las muestras en HNO₃ diluido realizando la cuantificación mediante calibración externa a partir de un patrón certificado isotópicamente y el uso de patrón interno para la corrección de la discriminación instrumental.

Resultados:

Los resultados obtenidos para los isótopos ²³⁵U y ²³⁸U son comparables en EA y ambas técnicas de ICP-MS. En este último caso, la precisión de las medidas es mayor con el equipo de alta resolución. Únicamente con la técnica de EA ha sido posible determinar el isótopo ²³⁴U ya que ICP-MS no alcanzó los límites de detección necesarios.

Conclusiones:

Con la técnica de ICPMS se pueden conseguir resultados para los isótopos ²³⁵ y ²³⁸ de U de una manera más rápida, ya que se ahorra tiempo tanto en la preparación de la muestra como en la medida mediante EA, que fue de 300.000s (3,5 días); pero en estas condiciones no es posible determinar el isótopo ²³⁴U. La detección de este isótopo por ICP-MS requiere el uso de una etapa de pre-concentración que es necesario establecer.

Puesto que el objetivo final es la optimización de las capacidades del CIEMAT para el control radiológico asociado a sus actividades, los estudios deben extenderse a otro tipo de matrices para validar el uso de ICP-MS y, en el caso de muestras sólidas, determinar el tratamiento mínimo que posibilite el análisis.

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1312**Participación del CIEMAT en Intercomparaciones de dosímetros ambientales pasivos, 2013-2019**

Autores: Rafael Rodriguez Jimenez¹ ; Ana Maria Romero Gutierrez¹ ; Jose Luis Lopez Moyano¹

¹ Ciemat

Corresponding Author: rafael.rodriguez@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

La participación en ejercicios de IC es una actividad que los laboratorios acreditados deben afrontar periódicamente para mantener su acreditación. Este trabajo compara los resultados obtenidos por el Laboratorio de Dosimetría Ambiental y de área del CIEMAT en ICs organizadas tanto a nivel nacional (CSN) como internacional (EURADOS). El laboratorio está acreditado con la norma ISO/IEC 17025 (Ref. 1) desde el año 2012 mediante dosímetros de termoluminiscencia (TLD).

Este trabajo proporciona una discusión de los resultados que obtuvo el laboratorio en estas ICs entre los años 2013 y 2019.

MATERIALES Y MÉTODOS

En las últimas dos ICs organizadas por el CSN en 2013 y 2019, los ejercicios han consistido en la irradiación de los dosímetros en términos de la dosis equivalente ambiental $H^*(10)$, mediante fuente de Cs-137 en el laboratorio de metrología LMRI del CIEMAT, impartiendo valores de referencia (H_{ref}) convencionalmente verdaderos e inferiores a 1 mSv, típicos de la radiación ambiental integrada en unos pocos meses. Se utilizaron 10 dosímetros, reportándose los resultados individualmente por dosímetro.

De igual modo, el laboratorio ha participado en un tipo de ejercicio similar a los organizados por el CSN. Se trata de las ICs de EURADOS de los años 2014 (Ref. 2) y 2017, denominadas IC2014env y IC2017prep respectivamente, impartándose dosis elevadas (en torno a 5 y 30 mSv) típicas de situaciones en emergencia radiológica, con fuente de Cs-137 en el laboratorio de metrología del PTB en Alemania. Se utilizaron 4 dosímetros para las irradiaciones, reportándose las dosis en base al valor medio.

El laboratorio participó en ambos tipos de IC con los mismos materiales TLD (GR-200 y TLD-100). Se utilizaron los criterios de ISO-14146:2018 (Ref. 3).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las medidas proporcionadas por el laboratorio de dosimetría ambiental TL del CIEMAT, condujeron tras el análisis del organizador (CSN) a los resultados mostrados en la figura 1.

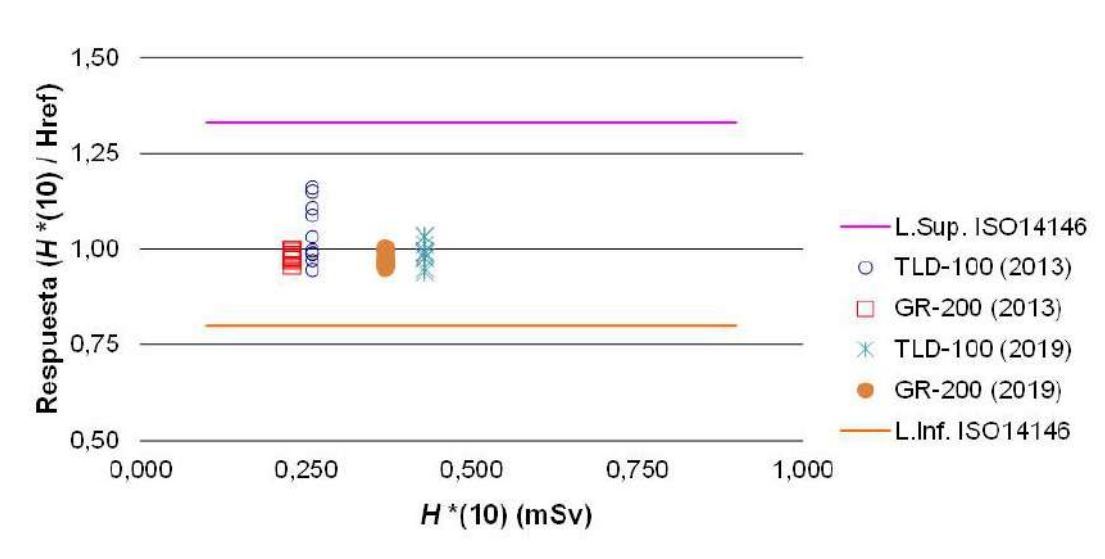


Figure 545: ICs CSN (2013 y 2019)

Se aprecia tanto el cumplimiento de los resultados con el criterio ISO [0.80, 1.33], como también la menor dispersión de las medidas con el sistema hipersensible GR-200 respecto al TLD-100 para el conjunto de los 10 dosímetros utilizados.

Los resultados reportados para el material hipersensible GR-200 en las ICs de EURADOS IC2014env y IC2017prep, se contrastan con los informados en las ICs del CSN (figura 2).

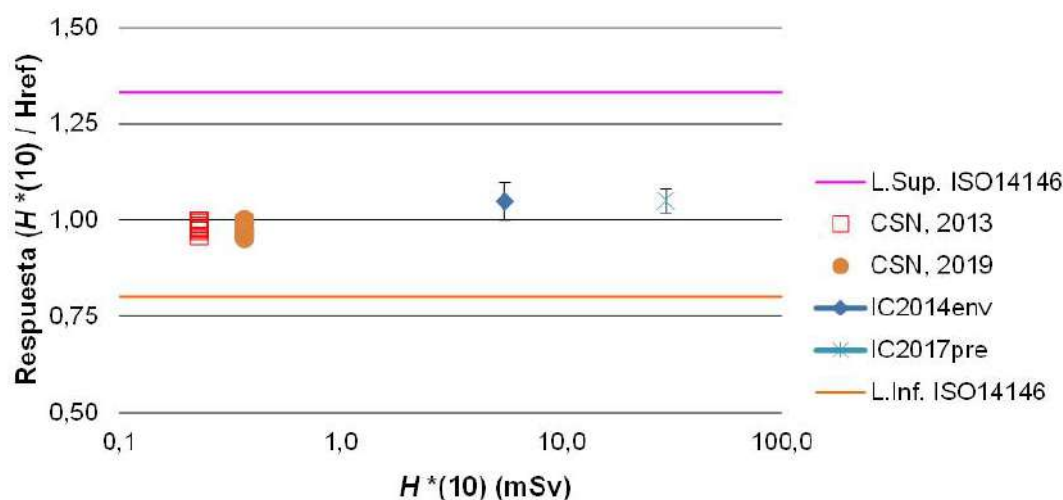


Figure 546: ICs CSN y EURADOS (2013-2019)

Las medidas reportadas por el laboratorio en las ICs tanto del CSN como de EURADOS cumplen el nuevo criterio ISO-14146:2018. A diferencia del resultado obtenido para dosis ambientales inferiores a 1 mSv, la respuesta del material GR-200 sobrestima en torno a un 5% irradiaciones típicas de emergencias radiológicas en torno a 5-30 mSv, lo que indica que este sistema sea adecuado para situaciones accidentales en un amplio rango de dosis.

CONCLUSIONES

Los resultados del laboratorio en las ICs del CSN y de EURADOS han permitido mantener su acreditación con la norma ISO 17025 desde 2012, mostrando su correcto funcionamiento en un amplio rango de dosis para distintas situaciones de operación normal y de emergencia.

REFERENCIAS

1. International Organization for Standardization and International Electrotechnical Commission. General requirements for the competence of testing and calibration laboratories. ISO/IEC Standard 17025:2017 (2017)
2. H. Dombrowski, M.A. Duch, C. Hranitzky, P. Kleinau, S. Neumaier, M. Ranogajec-Komor, R. Rodríguez. EURADOS INTERCOMPARISON OF PASSIVE $H^*(10)$ AREA DOSEMETERS 2014. Radiation Measurements 106 (2017) 229-234.
3. International Organization for Standardization (ISO). Criteria and performance limits for the periodic evaluation of dosimetry services. ISO Standard 14146:2018 (2018)

Pósteres: Detección y medida de las radiaciones: metrología y dosimetría / 1328**Reproducibilidad de los tratamientos térmicos para TLDs: Estabilidad de hornos PTW**

Autores: Rafael Rodríguez Jiménez¹ ; Ana Maria Romero Gutierrez² ; Jose Luis Lopez Moyano² ; Raúl Martín García¹

¹ CIEMAT

² Ciemat

Corresponding Author: rafael.rodriguez@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

El laboratorio de dosimetría ambiental y de área del CIEMAT está acreditado con la norma ISO/IEC 17025 (Ref. 1) desde el año 2012 mediante dosímetros de termoluminiscencia (TLD). Uno de los aspectos más importantes que deben satisfacer los laboratorios de dosimetría TL consiste en la repetición de los procesos de preparación y lectura de los dosímetros bajo las mismas condiciones. En este sentido, la reproducibilidad de las medidas que realiza el laboratorio con esta técnica cuando además se han utilizado los mismos TLD, proporciona resultados que se encuentran dentro del rango de la incertidumbre tipo A que es habitual con esta técnica, en torno al 5%. Sin embargo, el aseguramiento del correcto funcionamiento de los hornos, de acuerdo con la norma ISO/IEC, requiere comprobar que se reproduce el perfil tiempo-temperatura de calentamiento durante los tratamientos térmicos de los dosímetros en horno. Para ello se ha llevado a cabo un estudio acerca del rango de variación de estos parámetros del calentamiento durante los dos últimos años.

MATERIALES Y MÉTODOS

Para llevar a cabo este estudio, el laboratorio ha adquirido una sonda de temperatura TESTO con termopar que permite registrar simultáneamente, durante el funcionamiento de los hornos, el perfil tiempo-temperatura para su comparación con el que indican los hornos PTW, tanto para el borrado de los dosímetros del laboratorio (TLD-100 y GR-200) antes de su exposición, como para el tratamiento térmico previo a la lectura de estos TLD. La sonda de temperatura TESTO proporciona la evolución temporal de estos parámetros cuyos valores máximos se comparan con los programados en los hornos según la tabla de la Figura 1.

Material TL	Borrado para su exposición	Previo a la lectura
TLD-100 (LiF:Mg,Ti)	100 °C – 2 horas + 300 °C – 1 hora	100 °C – 10 min.
GR-200 (LiF:Mg,Cu,P)	240 °C – 10 min.	135 °C – 5 min.

Figure 547: Parámetros de calentamiento de los TLD que se programan en los hornos PTW

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las medidas realizadas desde marzo de 2019 hasta diciembre de 2020, con cuatro ensayos (marzo de 2019, agosto de 2019, septiembre de 2020 y diciembre de 2020), ha permitido estudiar tanto la estabilidad de los hornos, como su correcto funcionamiento, según se muestra en la tabla de la Figura 2, obteniéndose variaciones de la temperatura en torno a los valores máximos indicados en la figura 1, resultando todas las medias de estos valores de temperatura con coeficientes de variación que son inferiores al 2%.

Tratamiento térmico	Material TL	Rango Tiempo (min)	Rango Temperatura (°C)	T. media (°C) (C. V.)
Borrado	GR-200	10	237 – 241	239 (0,6%)
	TLD-100	119 – 120	101 – 103	102 (1,3%)
		60 – 61	294 – 307	301 (1,7%)
Previo	GR-200	4 – 6	134 – 137	136 (0,8%)
	TLD-100	9 – 11	100 – 102	101 (1,2%)

Figure 548: Rangos de variación y valores medios de los parámetros medidos con la sonda TESTO

El rango de variación de los valores medidos con la sonda TESTO respecto a los parámetros indicados ha permitido establecer unos criterios de calidad para los parámetros de calentamiento en los hornos, los cuales se comprueban periódicamente en la calibración anual del sistema de dosimetría ambiental TL, y que complementan la verificación anual establecida de los hornos que se realiza en el laboratorio (Ref. 2) mediante el control visual de la temperatura y con cronómetro.

CONCLUSIONES

El estudio ha permitido establecer un proceso de control de calidad para asegurar la estabilidad y la comprobación del funcionamiento adecuado de los hornos.

REFERENCIAS

1. ISO/IEC 17025:2017 “General requirements for the competence of testing and calibration laboratories”, 2017
2. PT LDA 103 “OPERACIÓN Y VERIFICACIÓN DE LOS HORNOS PTW-TLDO: TRATAMIENTOS Y BORRADOS TÉRMICOS”, Ed. 4, 2019

Pósteres: Educación y formación / 933**EVALUACIÓN DE LA FORMACIÓN IMPARTIDA EN MATERIA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y DE LA CARGA DOCENTE EN EL HOSPITAL UNIVERSITARIO DE CANARIAS**

Autores: Carolina Sabín San Julián¹ ; Ethel Hernández Concepción¹ ; Fernando F. Belmonte² ; Antonio Catalán Acosta³ ; Fernando Cerrón Campoo^{None}

¹ Hospital Universitario de Canarias

² HUC

³ Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Authors: csabsan@gobiernodecanarias.org, eherconr@gobiernodecanarias.org

Introducción

La formación en materia de Protección Radiológica (P.R.) es una de las labores fundamentales de los servicios de Física Médica, tal y como establece la legislación internacional.

En el Hospital Universitario de Canarias (H.U.C.) se imparten anualmente un catálogo de cursos dirigidos a una amplia gama de profesionales. El objetivo de este estudio es conocer la percepción que tiene el personal sobre los cursos que recibe, con el fin de realizar una mejora continua de la formación. De manera paralela estamos interesados en estudiar la evolución de la carga de trabajo que supone la docencia en nuestro servicio.

Material y métodos

La evaluación de los cursos se ha realizado a partir de una encuesta anónima al alumnado en formato papel, tanto sobre la actividad en sí como sobre cada docente.

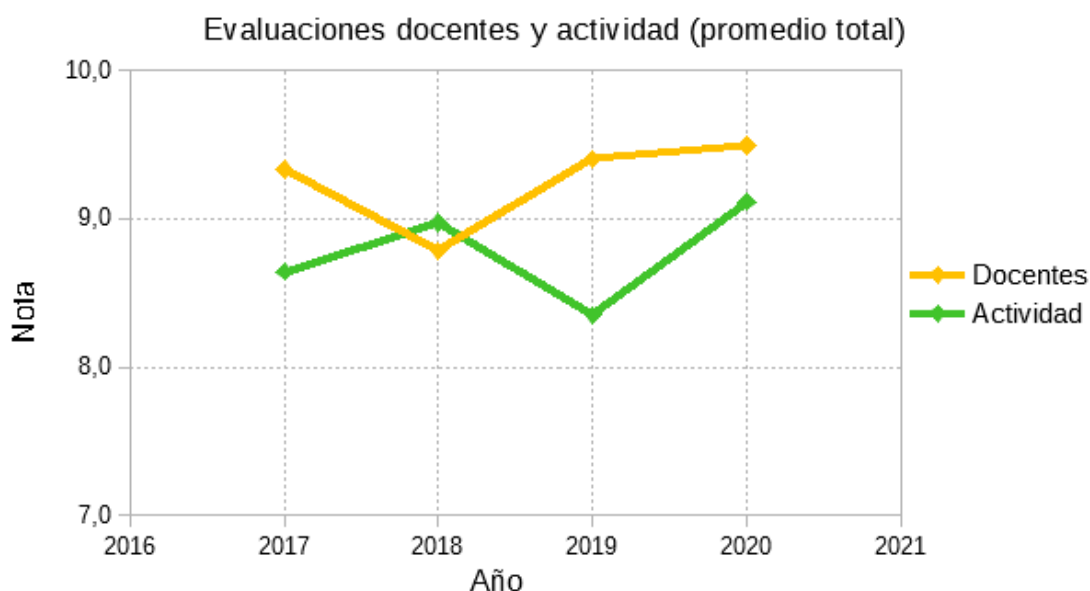


Figure 549: Promedio de las notas otorgadas a los docentes y a la actividad de toda la docencia impartida globalmente (0-10).

Resultados y discusión

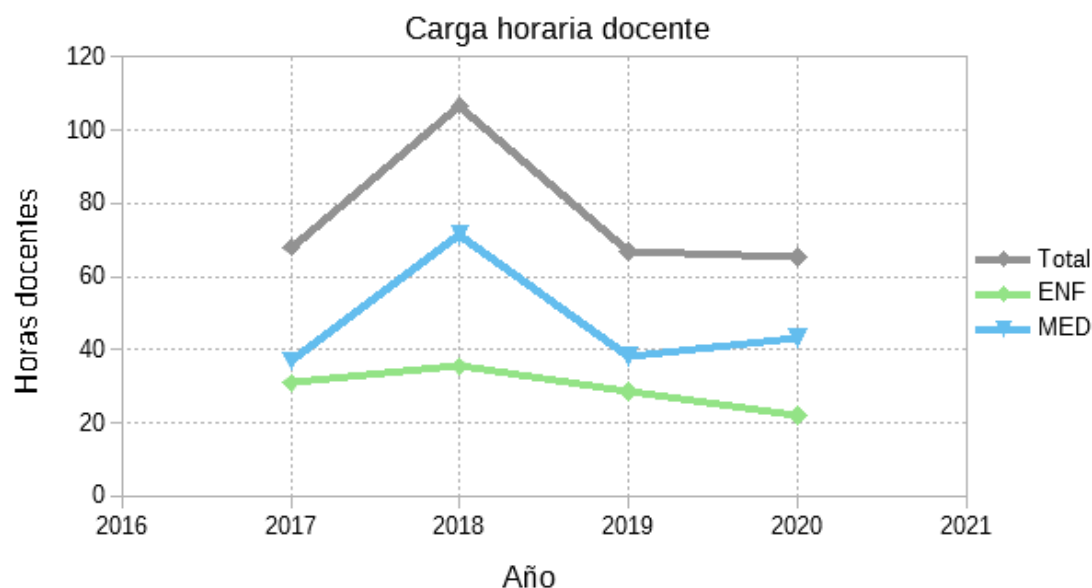


Figure 550: Carga horaria docente del Servicio de Física Médica del HUC, total y separado por personal de la dirección de enfermería y de la dirección médica.

En la figura 1 observamos que el alumnado puntúa, en general, con nota más alta al docente que a la actividad. El ejemplo más llamativo es el curso sobre P.R. básica impartido a los residentes R1. En este caso, el alumnado pertenece a una amplia gama de especialidades y consideran que la materia es árida. Las encuestas anuales nos han ayudado a abordar la materia de una manera más atractiva y a incluir en el curso a los profesores más pedagógicos. Si bien el cambio de enfoque no se percibe en la valoración de la actividad, sí que se observa un aumento de la puntuación media del profesorado (figura 1).

En cuanto a la carga de trabajo (figura 2) podemos observar que se mantiene de manera constante con los años, con un pico en el año 2018 debido a la celebración del curso de P.R. de 2º nivel en el ámbito intervencionista, con una alta carga lectiva (28 horas). Con una media de 80 h de docencia impartida anual, teniendo en cuenta el trabajo previo de preparación de las clases, la carga de trabajo docente tiene un peso muy importante.

En la figura 2 se aprecia la influencia que ha tenido la pandemia de la COVID-19 en la docencia. Teniendo en cuenta que la carga lectiva de los años pares es superior a la de los impares (se imparte el curso de P.R. 2º nivel), sobre 110 horas esperadas, se han impartido unas 65 horas. Algunos cursos se suspendieron y en otros se ofertaron menos plazas para respetar los aforos.

Conclusiones

- Los cursos de P.R. y actualización en tecnología son fundamentales y tienen una buena acogida entre el personal, valorándose de manera muy positiva a los docentes.
- Es importante mantener la realización de las encuestas, puesto que permite una mejora continua de la formación impartida.
- La carga de trabajo que supone la docencia dentro de un servicio de Física Médica (horas impartidas más horas de preparación) es alta y ha de tenerse en cuenta para una correcta organización.

Pósteres: Educación y formación / 1292**Humanización Radiológica en pediatría**

Autores: Isabel Miranda Medrano^{None} ; Laura Diez Herreras^{None}

Corresponding Author: mirmed.mi@gmail.com

1.- Antecedentes y propósito

La necesidad de una mayor humanización en radiología pediátrica, esto supone que podamos reducir al máximo la radiación en las pruebas de imagen.

Las pruebas de diagnóstico son una fuente de ansiedad y miedo para los pacientes pediátricos, sus padres y cuidadores. A la ya compleja situación que implica un problema de salud y la incertidumbre ligada a su diagnóstico, existe en general un elevado desconocimiento de las pruebas y de la tecnología usada, que puede resultar imponente para un niño.

2- Material y métodos

La falta de información y de entornos amigables y lúdicos son elementos que convierten estas experiencias en negativas. Por ello la información ha de ser adecuada a la edad y al nivel madurativo del niño.

Viene bien utilizar cuentos, láminas y juegos de simulación evitando regañarlo, ridiculizarlo o hacer bromas sobre ello.

Ensayar en casa, mantener charlas optimistas, o llevar a cabo juegos simulados, le proporcionarán al niño estrategias que le ayudarán a reducir sus miedos.

La Fundación Philips, la Fundación curArte y el Hospital Vall d'Hebrón han presentado 'Imatgina', un concepto avanzado de humanización en Radiología Pediátrica, para mejorar la experiencia del niño ante las pruebas diagnósticas.

En Octubre de 2016 se puso en marcha el proyecto que responde a las necesidades reales de sus pacientes gracias a una información recabada a través de ellos e incorpora de manera integrada tres elementos: ambientación, educación y gamificación

3.- Resultados

Cuando el niño se siente cómodo, se muestra tranquilo y evitaremos la sedación del paciente. Se ha logrado reducir en un 75 % la dosis de anestesia.

A esto se suma la aplicación gamificada ScanKids que enseña con términos comprensibles para un público infantil y animaciones 3D de las salas y de los equipos, los pasos a seguir en cada prueba. La app, disponible en Android e IOS, ayuda a los niños a prepararse para las 5 pruebas de diagnóstico más habituales: Rayos X; Resonancia Magnética, Ecografía, Telemando y TAC.

El proyecto también incluye mejorar la apariencia del equipo de TAC, transformándolo en una "nave espacial", con el objetivo de cambiar la percepción de la misma hacia un elemento más amigable.

4.- Discusión

Si logramos que el paciente pediátrico tenga una buena experiencia relativa a las pruebas diagnósticas, en un futuro, le ayudará recordar cuáles han sido las estrategias que le han ayudado a estar más tranquilo.

5.- Conclusiones

Todo esto beneficia al sistema de salud en su conjunto, ya que facilita la labor de los profesionales, mejora la productividad (al minimizar el tiempo que requieren las pruebas) e incluso reduce los gastos de las entidades sanitarias (al evitar la repetición de pruebas médicas).

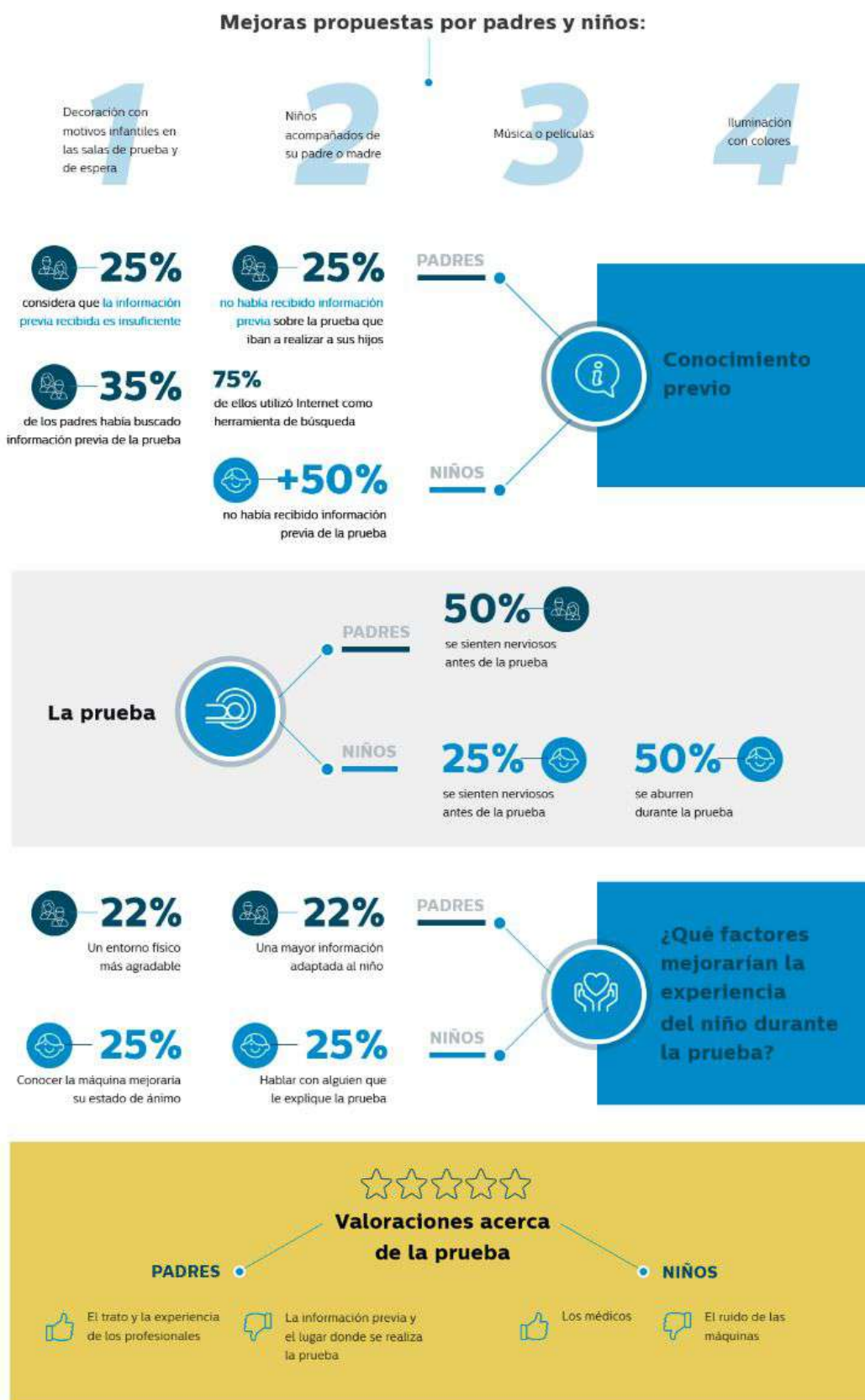


Figure 551:



Figure 552:

Pósteres: Gestión de residuos radiactivos / 1105**Trazas de Europio-154 en residuos de Samario-153****Autores:** Alberto Marín Caba¹ ; Eva Corredoira Silva¹**Co-autores:** Elena Dobra¹ ; María Hilda García Ruiz¹ Hospital Universitario La Paz**Corresponding Author:** amarincaba@gmail.com

Introducción: El Samario-153 es un isótopo radiactivo que se utiliza para aliviar el dolor producido por metástasis óseas. Se recibe en viales de dosis únicas de 2GBq a 4GBq. A los pacientes se les inyecta 37 MBq/kg de peso. El periodo de semidesintegración ($T_{1/2}$) es de 1.92 días. Los residuos generados se almacenan para su posterior evacuación como residuo convencional tras decaimiento. Sin embargo, residuos del año 2015 y 2016 al medirlos con un detector de contaminación daban resultados superiores al fondo.

Material y métodos: Desde septiembre del 2014 hasta finales del año 2020 se han adquirido 50 viales de ^{153}Sm . Al evacuar en 2020 residuos de ^{153}Sm de 2015 y 2016 se miden niveles de contaminación 16 veces superiores al fondo. La muestra fue analizada con un analizador multicanal de INa. A partir del análisis del espectro se determinó la presencia de ^{154}Eu con un $T_{1/2}$ de 8,5 años. El ^{154}Eu aparece inevitablemente en la producción de ^{153}Sm por activación neutrónica de blancos enriquecidos de $^{152}\text{Sm}_2\text{O}_3$.

Resultados: Se analiza el espectro de los residuos y se comparan con la bibliografía (Fig.1). Se detectan impurezas de ^{154}Eu . Seleccionando el pico de 123 keV ($\pm 10\%$), medimos entre 249 a 2681 cps con un promedio de 1321 cps en enero de 2021. El vial con más actividad de ^{153}Sm residual fue de 2,26GBq (61,08 mCi).

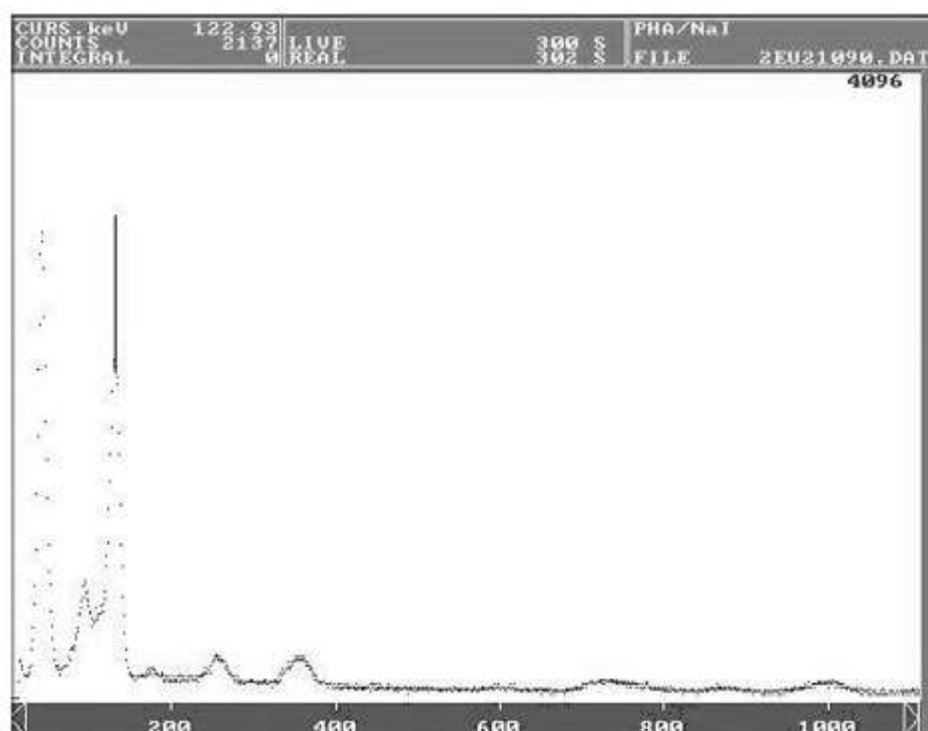


Figure 553: Espectro publicado por L. Moro et al. “Europium-154 contamination levels in Samarium-153-EDTMP for radionuclide therapy” Journal of Physics: Conference Series 41 (2006):535-537. EPS Euroconference XIX Nuclear Physics Divisional Conference.

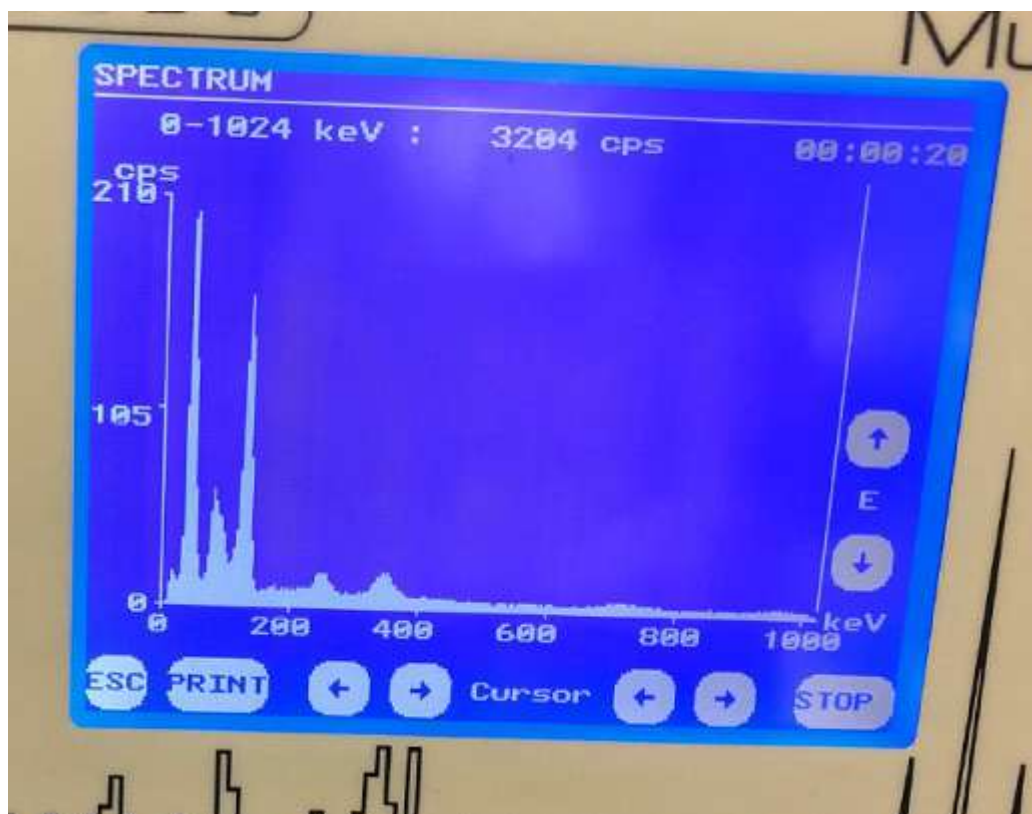


Figure 554: Espectro medido de residuos de ^{153}Sm en analizador multicanal del Hospital Universitario La Paz.

Discusión: Los resultados obtenidos son relevantes desde un punto de vista de gestión de residuos. Las impurezas de Europio nos plantean dudas sobre evacuación de viales de ^{153}Sm . JA Kalef-Ezra et al. encontraron trazas de ^{154}Eu y ^{152}Eu entre 4-26kBq (media de 14 kBq) entre 6 viales residuales de tratamientos de pacientes. En la Instrucción 05 del Consejo de Seguridad Nuclear, aparecen para el ^{152}Eu y ^{154}Eu valores de exención de $1 \cdot 10^6$ Bq de actividad y $1 \cdot 10^1$ kBq/kg de actividad por unidad de masa, y la instrucción 28 del Consejo de Seguridad Nuclear, establece que la actividad total de material radiactivo vertido al alcantarillado público en un año no superará 1 GBq (suma de actividades de radionucleidos que no sean ^3H y ^{14}C). Al no tener fuente patrón de europio, no resulta posible determinar la actividad de los residuos, y tampoco hemos encontrado respuesta del productor sobre los niveles de ^{154}Eu permitidos en la producción de ^{153}Sm .

Conclusiones: Las impurezas de Europio pueden provocar que un residuo que debería haber decaído todavía muestre signos de actividad y plantee dudas su evacuación como residuo convencional.

Pósteres: Legislación y aspectos sociales / 1150**EURADOS REPORT 2020-02: GUÍA PARA LA INTERPRETACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE ISO/IEC 17025 EN LOS SERVICIOS DE DOSIMETRÍA EXTERNA**

Autores: Raúl Martín García¹ ; Ana Maria Romero Gutierrez² ; Joao Alves³ ; Biljana Petrovic⁴ ; Henrik Roed⁵ ; Panagiotis Askounis^{None}

¹ CIEMAT

² Ciemat

³ Instituto Superior Técnico - Laboratório de Protecção e Segurança Radiológica

⁴ PHIRS

⁵ Danish Health Authority, Radiation Protection

Corresponding Author: r.martin@ciemat.es

INTRODUCCIÓN

En la mayoría de los países europeos las actividades de los servicios de dosimetría están supervisadas por los organismos reguladores nacionales para asegurar la fiabilidad de sus resultados. En algunos países, los requisitos incluyen o incluso consisten en la acreditación del servicio según la norma ISO/IEC 17025 “Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración”. La aceptación de los resultados dosimétricos entre países se facilita si los laboratorios se ajustan a la citada norma, por lo que la acreditación es una tendencia creciente como forma de garantizar la competencia técnica de los servicios de dosimetría.

En el marco de las actividades realizadas por EURADOS (European Radiation Dosimetry Group), el Grupo de Trabajo 2 “Harmonisation of Individual Monitoring in Europe”, ha elaborado una guía para la interpretación e implementación de los requisitos de la norma ISO/IEC 17025, que puede resultar de utilidad en el proceso de acreditación de los Servicios de Dosimetría europeos.

MÉTODOS

El documento (Figura 1) pretende ser una referencia práctica sobre cómo interpretar y aplicar los requisitos de ISO/IEC 17025 en los laboratorios de un servicio de dosimetría personal externa. También intenta servir de guía para los auditores de acreditación, que pueden encontrar información y ejemplos útiles que les ayuden en la toma de decisiones en el proceso de auditoría, dejando claro que siempre prevalece la opinión del auditor.

La guía ha sido elaborada por expertos europeos en dosimetría externa conjugando representantes de servicios acreditados, servicios en proceso de acreditación, auditores nacionales y responsables de calidad.



Figure 555: Portada del documento

RESULTADOS

La guía está estructurada en forma de fichas prácticas siguiendo los apartados de la norma ISO/IEC 17025:2017. Cada ficha incluye la siguiente información:

- Identificación de cambios o novedades respecto a la norma ISO/IEC 17025:2005.
- Sugerencias sobre cómo interpretar el requisito en los servicios de dosimetría.
- Sugerencias sobre cómo aplicar el requisito, incluyendo recomendaciones prácticas.
- Ejemplos de laboratorios de dosimetría acreditados.
- Recomendaciones para la preparación de auditorías con ejemplos de posibles preguntas de los auditores.
- Referencias cruzadas con otros requisitos de ISO/IEC 17025:2017.

Además, incluye diferentes apéndices con ejemplos prácticos de aplicación aceptados por las entidades de acreditación nacionales de los países de los autores.

CONCLUSIONES

El trabajo de los autores ha concluido con la publicación del documento Eurados Report 2020-02: “ISO/IEC 17025 Guidance for IMS: Suggestions on How to Interpret and Implement the Requirements Including Examples from Accredited Laboratories” que puede descargarse libremente en el siguiente enlace:

<https://eurados.sckcen.be/-/media/Files/Eurados/documents/EURADOS-Report-2020-02.pdf?la=en&hash=99AECC29>

REFERENCIAS

1. International Organization for Standardization. “Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración”. ISO/IEC 17025:2017.
2. ISO/IEC 17025 Guidance for IMS: Suggestions on How to Interpret and Implement the Requirements Including Examples from Accredited Laboratories. B. Petrovic, H. Roed, R. Martín, A. M. Romero, P. Askounis, L. Buchanan, F. Rossi, R. Bernat, J. G. Alves. EURADOS Report 2020-02. May 2020. ISSN 2226-8057. ISBN 978-3-943701-21-0

Pósteres: Medida de la radiación: detectores y maniqués. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 837

Factor de corrección de recombinación de iones, k_s , y de polaridad, k_{pol} , en la dosimetría de referencia de haces sin filtro aplanador

Autores: Guadalupe Martin Martin¹ ; Pedro Borja Aguilar Redondo² ; Benigno Barbés Fernández^{None} ; E. Guibelalde^{None}

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA

² CLÍNICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA

Corresponding Author: guadalupe.martin@salud.madrid.org

Antecedentes y propósito: Investigar los efectos de corrección de recombinación de iones y de polaridad en cuatro modelos de cámaras de ionización en haces sin filtro aplanador (FFF) para (1) evaluar su idoneidad para la dosimetría de referencia; (2) valorar la precisión de la técnica de dos voltajes (TVA); y (3) examinar la influencia del modelo de acelerador en la corrección de recombinación.

Materiales y Métodos: Se generaron Diagramas de Jaffé para varios modelos de microcámaras, cámaras de pequeño volumen y cámaras tipo Farmer para obtener los valores de k_s , el factor de corrección de recombinación, utilizando dos tipos diferentes de aceleradores. Estos valores fueron representados gráficamente frente a las dosis por pulso, para determinar qué cámaras cumplen con las especificaciones de recombinación y polaridad del protocolo TG-51 de la AAPM.

Resultados: Casi todas las cámaras de pequeño volumen mostraron un comportamiento de referencia de clase con respecto a los efectos de recombinación de iones y de polaridad. Las microcámaras exhibieron efectos anómalos de recombinación y de polaridad. Para las cámaras de referencia de clase, el acuerdo entre los valores de k_s determinados por el método de los dos voltajes (TVA) y por los formalismos de Jaffé y Bruggmoser estuvo dentro del 0,1% (Tabla 1 a) y b). No se encontraron diferencias significativas entre los valores de k_s obtenidos con los dos diferentes aceleradores utilizados en este trabajo.

Discusión: Nuestros resultados mostraron que las microcámaras tipo PinPoint PTW31016 mostraron efectos anómalos de recombinación y polaridad, lo que las excluye de su uso para la dosimetría de referencia en los haces FFF. Adicionalmente, el método TVA mostró ser lo suficientemente preciso (dentro del 0,1% en comparación con el formalismo más robusto de Bruggmoser) para las cámaras tipo Farmer PTW30013 y Semiflex PTW31021 en haces FFF. Se ha demostrado análogamente que la corrección de la recombinación de iones no depende del linac empleado, sino de su dosis por pulso.

Conclusiones: El presente estudio subraya la necesidad de caracterizar los efectos de corrección de recombinación de iones y de polaridad para cámaras de pequeño volumen y microcámaras de forma individualizada, en base a los criterios más rigurosos del anexo del TG-51 de la AAPM. Además, el estudio mostró la idoneidad del método TVA para cámaras que exhiben un comportamiento de referencia de clase en los haces FFF. Finalmente, este trabajo ha demostrado que el tipo de acelerador empleado no influye en la corrección de recombinación.

Agradecimientos: Los/as autores quieren ofrecer su especial agradecimiento a Stefan Walter por sus valiosos comentarios y discusiones y a Juan Diego Azcona por su honestidad y apoyo en la realización de esta investigación

Pósteres: Medida de la radiación: detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 896

Validación del sistema de simulación Monte Carlo PRIMO para verificación de tratamientos de IMRT Step and Shoot calculados en Pinnacle.

Autores: Pedro Antonio García Higuera^{None} ; Diego Pedrero de Aristizabal¹ ; Sandra Suarez Gómez^{None}

¹ HOSPITAL TORRECARDENAS

Corresponding Author: garciahiguera@gmail.com

Introducción

Desde la aparición del RD 1566/1998 se establece la obligatoriedad de verificar las unidades de monitor de un plan de radioterapia. En este trabajo se evalúa la similitud dosimétrica entre planes de IMRT *Step and Shoot* y simulados en PRIMO.

Materiales y métodos

Para modelar el haz de radiación del TrueBeam en PRIMO se ha generado un fichero de fases de 6.6 Gigabytes (aproximadamente 470 millones de historias). El modelo geométrico empleado es el Varian Clinac 2100 predefinido en el programa.

Los resultados generados en agua por el fichero de fases han sido comparados con los resultados experimentales medidos durante la caracterización del TrueBeam (Fig. 1). Se ha realizado un análisis Gamma (2%, 2mm) obteniéndose un resultado promedio en todo el conjunto de medidas del 99.4% con un valor mínimo del 98.4%. La incertidumbre de simulación promedio en el máximo del eje central es un 2.4% con un factor de cobertura k=2.

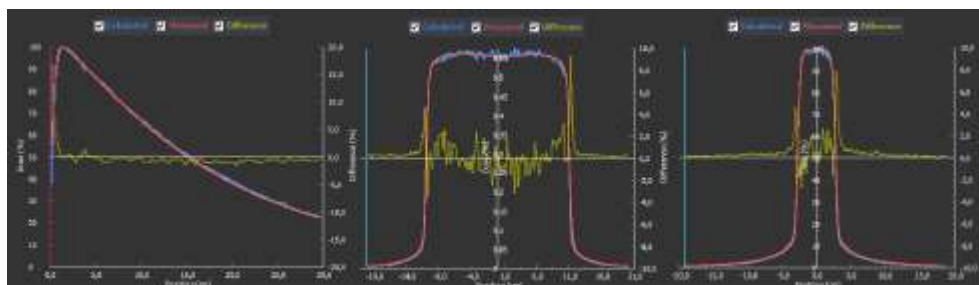


Figure 556: Medidas realizadas durante la caracterización del TrueBeam (rojo) y simuladas en PRIMO (azul). A la izquierda perfil de dosis en profundidad de un campo 10x10 cm². A la derecha perfil de dosis de un campo 20x5 cm² a 10 cm de profundidad. Se representa también la diferencia relativa entre ambos (amarillo).

Para el cálculo de las dosimetrías se ha hecho uso del sistema de planificación Pinnacle versión 16.2.1 con un acelerador TrueBeam (Varian). Los planes radioterápicos resultantes han sido exportados, junto con el conjunto de imágenes de paciente, el plan de tratamiento y la matriz de dosis en formato DICOM, a PRIMO versión 0.3.64.800.

Las dosimetrías han sido realizadas siguiendo el protocolo de IMRT de la unidad: para las próstatas se han empleado 5 incidencias con 21 segmentos y para los cabeza y cuello (ORL) 9 incidencias con entre 50 y 70 segmentos dependiendo de la complejidad del tratamiento. El algoritmo de cálculo ha sido Convolución adaptada.

Cada CT exportado a PRIMO ha sido voxelizado por el programa con la curva HU-densidad másica del CT utilizado y los materiales por defecto. Para la simulación se ha empleado el algoritmo DPM con un *splitting factor* de 800. Para la obtención de distribuciones de dosis absoluta se ha aplicado a las simulaciones el factor de calibración 0.01149 (Gy · g/U.M. · eV).

Estas distribuciones simuladas han sido comparadas con los RTDose importados a PRIMO desde Pinnacle mediante un análisis Gamma con criterios 2% global/ 2mm y con un umbral de dosis del 10% de la dosis máxima calculada. Los resultados obtenidos se resumen en la Tabla 1.

Patología	N.º pacientes	Gamma(2%,2mm) promedio	Gamma(2%,2mm) mínimo	Gamma(2%,2mm) máximo
Próstata	5	97,9%	95,7%	99,4%
ORL	5	95,6%	93,4%	97,2%

Figure 557: Resultados del índice Gamma (2% global, 2mm) entre los RTDose de los planes calculados en Pinnacle y simulados en PRIMO

Conclusiones

Se ha generado un fichero de fases en PRIMO capaz de reproducir con gran exactitud los resultados experimentales medidos durante la caracterización del acelerador TrueBeam.

Las matrices de dosis generadas por el cálculo de planes clínicos en Pinnacle y simulados en PRIMO para las localizaciones de Próstata y ORL muestran un gran acuerdo entre ambas, pudiéndose emplear PRIMO como un sistema de verificación de planes de IMRT *Step and Shoot* calculados en Pinnacle, aportando adicionalmente un índice gamma con significado clínico que complementa la información de las verificaciones estándar.

Pósteres: Medida de la radiación: detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 1012

Método para la generación computacional de espacios de fases a la salida de LinAcs

Autores: Sandra Oliver^{None} ; Belén Juste Vidal¹ ; Rafa Miró² ; Gumersindo Verdu³

¹ ISIRYM

² Universitat Politècnica València

³ UPV

Corresponding Author: sanolgi@upvnet.upv.es

Introducción

El uso de simulaciones Monte Carlo (MC) para tratamientos con aceleradores lineales médicos (LinAcs), requiere una descripción detallada de la geometría del sistema y un avanzado conocimiento tanto en su construcción como en los códigos de simulación, además de elevados tiempos de cálculo, lo que supone una limitación en aplicaciones clínicas. Un tratamiento con LinAc usa un haz conformado por el colimador multiláminas (MLC), obteniéndose tantas configuraciones del MLC diferentes para un mismo tratamiento como número de irradiaciones angulares se hayan planificado, involucrando un elevado número de simulaciones para obtener la dosis absorbida total. Por estos motivos, las optimizaciones en el cálculo de dosis absorbidas mediante simulaciones MC tienen un impacto considerable en su uso en la práctica clínica.

Material y métodos

Muchas de las optimizaciones se basan en el uso de ficheros de espacio de fase (PSF) que contienen la información de las partículas en una superficie definida justo antes del MLC.

Este trabajo presenta un método para generar computacionalmente cualquier PSF a la salida del MLC, a partir de una serie de distribuciones precalculadas. Para ello se obtiene un PSF tras el MLC para cada lámina en cada una de sus posibles posiciones. Debido a la simetría del haz, es suficiente mapear una cuarta parte de las láminas del MLC necesarias para el tamaño de campo a generar. A partir de dichas simulaciones, se obtiene una distribución de probabilidad para las variables almacenadas en el PSF (energía, posición y dirección), guardando sus funciones acumulativas en una base de datos. Mediante un código diseñado para este propósito, el usuario define la posición de cada lámina para conformar un haz concreto. Haciendo uso de los datos almacenados para el modelo de LinAc, MLC y características del campo, se generará un nuevo PSF con la forma de haz especificada.

Una primera implementación de este método se ha validado para un haz de 10 x 10 cm². Las simulaciones necesarias para obtener las distribuciones de probabilidad de las variables del PSF después del MLC, se han obtenido a partir de un PSF generado con MCNP6.1, con una geometría mallada de un Varian Clinac 2100C a la salida de las mordazas.

Resultados

Se ha generado un PSF usando el método descrito calculando la curva de dosis en profundidad en una cuba de agua, Figura 1. Los resultados obtenidos presentan la distribución esperada con el máximo de dosis a 1.5 cm de la superficie de la cuba, y se compararán con valores experimentales.

Discusión

El método descrito se ha validado para un campo cuadrado y está en desarrollo para ser extensible a cualquier forma del haz, pudiendo generar un conjunto de PSF para un tratamiento completo de LinAc.

Conclusiones

El método presentado permite generar PSF para un haz conformado, a partir de distribuciones de probabilidad de las variables del PSF precalculadas sin necesidad de simular las diferentes configuraciones del MLC para cada tratamiento.

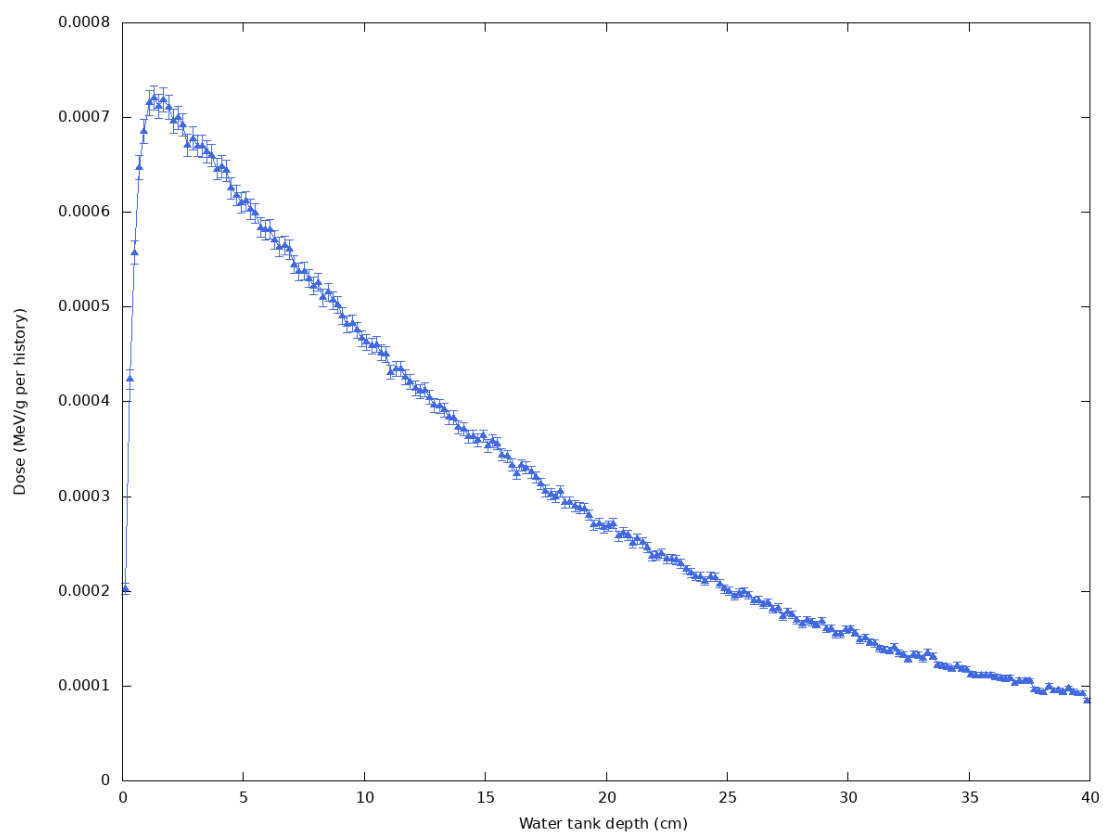


Figure 558: Figura 1: Curva de dosis en profundidad en MeV/g por historia simulada.

Pósteres: Medida de la radiación: detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 1070

Códigos Monte Carlo rápidos para dosimetría ocupacional en radiología intervencionista

Autor: Víctor García Balcaza^{None}

Co-autores: Anna Camp Brunés¹; María Amor Duch Guillén¹; Merce Ginjaume²

¹ *UPC*

² *Universitat Politècnica de Catalunya*

Corresponding Author: vicbalcaza@gmail.com

Introducción: Las técnicas de radiología intervencionista causan exposición a la radiación a pacientes y trabajadores. El uso apropiado de material de protección reduce la dosis en operador, pero en ocasiones es difícil garantizar su uso correcto y algunas partes del cuerpo no están cubiertas como la cabeza o las manos. Si no se toman las medidas de protección adecuadas se pueden sobrepasar los límites de dosis ocupacional. En algunos países la dosimetría ocupacional se mide con dos dosímetros colocados por encima y por debajo del delantal plomado, si bien en España se emplea habitualmente un único dosímetro bajo el delantal y en escasas ocasiones se incluyen dosímetros adicionales para ojos o manos, pero a menudo los dosímetros no se llevan o se usan incorrectamente. La dosimetría computacional proporciona una alternativa a estas dificultades calculando la dosis ocupacional sin necesidad de llevar dosímetros. La presentación analiza los resultados de dos códigos Monte Carlo (MC) rápidos que obtienen resultados de dosis ocupacional en dos minutos por evento de irradiación.

Materiales y Métodos: El propósito es la comparación de resultados de dosis ocupacional experimentales con dos códigos MC que ya han sido validados en casos estáticos de irradiación controlada. Los valores de dosis experimental se han obtenido mediante un dosímetro electrónico sobre el delantal plomado de un operador durante una intervención radiológica real. La posición del operador se ha registrado mediante un sistema de cámaras dentro de la habitación de hospital. Estas condiciones de intervención se han simulado con los códigos rápidos MC: PENELOPE/penEasy-IR y MCGPU-IR.

Resultados: El dosímetro del operador registró un valor Hp(10) de 0.25 µSv. La simulación en PENELOPE/penEasy-IR obtiene un resultado de 0.30 ± 0.03 µSv ($k=1$). En el caso de MCGPU-IR, el punto más cercano a la localización del dosímetro obtiene un valor de dosis de 0.27 ± 0.03 µSv ($k=2$). Ambos códigos pueden calcular valores equivalentes de dosis y en particular, MCGPU-IR, al emplear geometrías voxelizadas, calcula también la dosis absorbida en órganos y permite la representación gráfica de la dosis.

Discusión: El sistema de cámaras no registra la localización del dosímetro si no algunos puntos del cuerpo del operador, por lo que la posición del detector tiene una incertidumbre asociada no incluida en los cálculos. Aun así, ambos códigos muestran unas diferencias aceptables dentro de las incertidumbres que suelen tener los valores de dosis ocupacional en radiología intervencionista.

Conclusión: Ambos códigos proporcionan una buena estimación del equivalente de dosis personal en cualquier punto del operador y MCGPU-IR además puede ofrecer información adicional con las dosis en órganos y dosis efectiva. Estos códigos pueden servir para superar algunas de las limitaciones de la dosimetría ocupacional en radiología intervencionista y aumentar el conocimiento sobre riesgos de radiación en los trabajadores.

Referencias: PENELOPE/penEasy-IR está basado en el código PENELOPE (v2014) ampliamente validado. MCGPU-IR es también una adaptación del código MC-GPU (2012) desarrollado por A. Badal.

Agradecimientos: Los resultados experimentales se obtuvieron en el Skåne University Hospital, Malmö, Suecia. Y la investigación se ha realizado en el proyecto PODIUM, parte del "CONCERT European Joint Programme for the Integration of Radiation Protection Research" del "Horizon 2020".

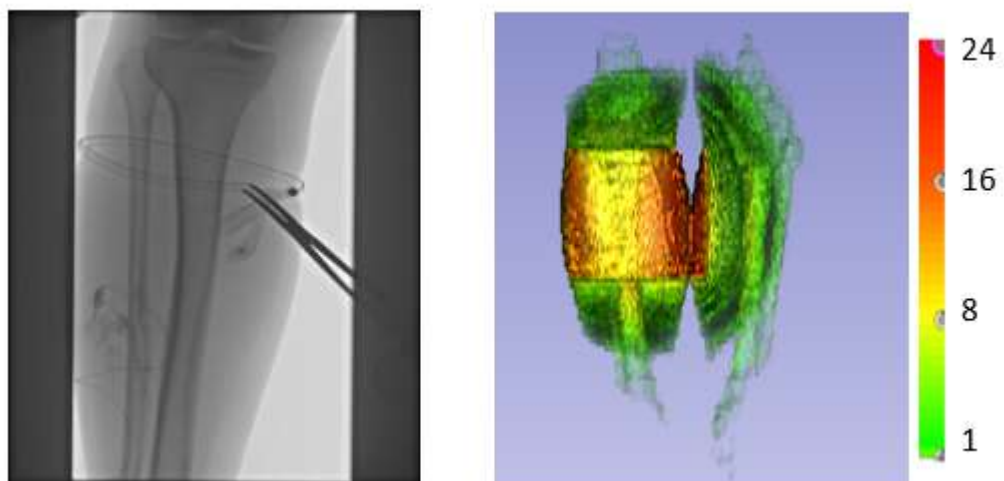


Figure 559: Dosis en paciente: Imagen RDSR, 3D Slicer (μSv) con MCGPU-IR

Pósteres: Medida de la radiación: detectores y maniquíes. Técnicas de modelado y simulación Monte Carlo / 1163

Determinación experimental del factor de corrección de calidad de la cámara PTW Pinpoint3D 31016 y comparación con valores publicados por Montecarlo.

Autor: Alfonso Villacé Gallego¹

Co-autores: Cristina Arroyo Sánchez ; Javier Sánchez Ruipérez² ; Zahara Martín Rodríguez² ; Daniel San José Olmedo ; Diego Crelgo Alonso¹ ; Silvia Fernández Cerezo³ ; Daniel Rodríguez Latorre ; Carlos Díaz Aviño ; Pedro Sánchez Galiano² ; Jose Fernandez Garcia²

¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS

² Hospital Universitario Central de Asturias

³ Hospital Universitario de Asturias

Corresponding Author: alfonsovillace@yahoo.es

Introducción:

El objetivo es hacer una determinación experimental del factor de corrección de calidad k_{Q,Q_0} de la cámara Pinpoint3D 31016, para varios haces de fotones con distintas calidades. Se pretende usar el valor obtenido en las medidas de verificación de dosis en puntos para tratamientos modulados. Existen valores publicados por Montecarlo en función del índice de calidad, por lo que se comparan los valores teóricos con los obtenidos de forma experimental.

Materiales y método:

Para obtener el factor de corrección, la cámara Pinpoint 31016 se cruza en agua con la cámara de referencia PTW Farmer 30013 en las condiciones de referencia de cada haz de fotones.

Tras determinar la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia con la cámara Farmer de acuerdo al TRS-398, se caracterizan los factores de polaridad y saturación de la cámara problema en las mismas condiciones. Tras adquirir la lectura corregida por todas las magnitudes de influencia (presión, temperatura, electrómetro, polaridad y saturación) y dado que disponemos del factor de calibración en cobalto, el factor de corrección por calidad se obtiene igualando la dosis medida. Siendo la dosis determinada por la cámara de referencia, en el haz de calidad Q, en la profundidad de cruce:

$$D_{w,Q}^{Farmer}(z_{ref}) = M_Q^{*Farmer} \cdot N_{D,w,Q_0}^{Farmer} \cdot k_{Q,Q_0}^{Farmer}$$

Y la dosis con la cámara problema:

$$D_{w,Q}^{Pinpoint}(z_{ref}) = M_Q^{*Pinpoint} \cdot N_{D,w,Q_0}^{Pinpoint} \cdot k_{Q,Q_0}^{Pinpoint}$$

Igualando ambas expresiones, el factor de corrección k_{Q,Q_0} de la cámara problema será:

$$k_{Q,Q_0}^{Pinpoint} = \frac{D_{w,Q}^{Farmer}(z_{ref})}{M_Q^{*Pinpoint} \cdot N_{D,w,Q_0}^{Pinpoint}} \text{ siendo } M_Q^{*Pinpoint} \text{ la lectura corregida por P,T, factor de saturación, polaridad y electrómetro.}$$

Las medidas se llevaron a cabo en distintos haces de baja energía, con y sin filtro aplanador: un acelerador Halcyon con energía 6FFF; un Novalis-Tx con energías de 6MV y 6SRS; y un acelerador TrueBeam con energías de 6MV, 6FFF y 10FFF. El cruce se realizó en condiciones isocéntricas a SSD=90cm y 10 cm de profundidad, para un campo de 10x10 cm².

El resultado se compara con los factores publicados determinados por Montecarlo por Muir et al, en función del $TPR_{20,10}$

Resultados:

Se presentan los resultados obtenidos para los haces de distintos equipos y distintas calidades.

Los resultados obtenidos comparados con los factores calculados por Montecarlo difieren en menos de un 1% para todos los haces estudiados:

	Energía	TPR(20,10)	Cámara	K_{Q,Q_0} EXPERIMENTAL	K_{Q,Q_0} MONTECARLO	Diferencia (Montecarlo- Experimental)
UnidadA-HAL	6 FFF	0,6271	Pinpoint3D 31016-775	0,9916	0,9952	0,36%
UnidadC-NTx	6 MV	0,6650	Pinpoint3D 31016-775	0,9843	0,9896	0,54%
	6 SRS	0,6565	Pinpoint3D 31016-775	0,9893	0,9908	0,15%
UnidadD-TB	6 MV	0,6666	Pinpoint3D 31016-775	0,9846	0,9894	0,49%
	6 FFF	0,6313	Pinpoint3D 31016-775	0,9850	0,9945	0,96%
	10 FFF	0,7050	Pinpoint3D 31016-775	0,9738	0,9836	1,00%

Figure 560: Resultados

Conclusiones:

La determinación del factor de corrección de forma experimental permite verificar los valores predichos por Montecarlo, además de individualizar el resultado para la cámara usada en el servicio.

La incertidumbre en el factor determinado experimentalmente (asociada a la medida, a la incertidumbre inherente a los factores de calibración y a los k_{Q,Q_0} de la cámara de referencia) es compatible con la incertidumbre en los valores publicados por Montecarlo, dado que las simulaciones omiten las pequeñas variaciones existentes entre cámaras del mismo modelo, además del posible error sistemático de los distintos códigos o modelos de simulación.

Como propuesta se puede usar el valor promedio entre ambas determinaciones, experimental y teórica.

Pósteres: Nuevas técnicas/tecnologías de aplicación de las radiaciones (investigación, médicas e industriales) / 879**Puesta en marcha de nuevo acelerador Halcyon**

Autores: Manuel Fernández Montes¹ ; Ariane Montejo Arteché¹ ; Naia Pereda Barroeta¹ ; Mercedes Pérez Macho¹ ; Nuria Sánchez Hernández¹ ; José Agustín Válgoma Solanas¹ ; Francisco Javier Conejo Monasterio¹

¹ Hospital Universitario Basurto

Corresponding Authors: manuelfernandezmontesa@gmail.com, arianemontejo@gmail.com

Introducción:

El proceso de puesta en marcha del nuevo acelerador Halcyon (Varian Medical Systems) difiere del de los aceleradores lineales de tipo C. En Halcyon, el vendedor, envía la máquina calibrada de una de las tres formas que ofrecen, siendo el comprador el que escoge el tipo de calibración según crea más conveniente. El haz ya viene modelado, es decir, las medidas de dosis, perfiles, rendimientos en profundidad (PDDs), diagonales y factores de campo entre otros, se encuentran preconfiguradas en el planificador.

Material y métodos:

Se han realizado medidas para dosimetría relativa, las cuales incluyen los PDDs y los perfiles de campo; factores de campo y medidas de dosis absorbida. Se ha utilizado la cuba Beamscan de PTW y dos cámaras distintas dependiendo del tamaño de campo: para tamaños menores de 4 cm la cámara microdiamond (PTW) y para tamaños de campo de mayor tamaño la semiflex 3D (PTW).

La colocación de la cámara se realiza con la ayuda de imágenes de MV y ha resultado un proceso laborioso. Primero se adquiere un campo AP para comprobar el correcto centrado, y posteriormente se realiza un lateral con una angulación distinta dependiendo de la distancia fuente superficie, en nuestro caso a 84,3°. Todas estas medidas se han comparado con dos tipos de datos: con los que venían preconfigurados de fábrica y con unos datos calculados en un maniquí de agua cuyos datos se han exportado mediante un programa realizado en nuestro servicio.

Una vez finalizada esta parte, se han realizado comprobaciones de los parámetros del MLC: el factor de transmisión y el DLG, empleando para ambos planes preconfigurados en la máquina.

El plan para el factor de transmisión ("leaf transmission") primero efectúa el disparo de un campo abierto y posteriormente un campo con el colimador distal abierto cerrado, el proximal abierto y viceversa. Asimismo, utilizamos el plan "Sweeps distal", en el cual el colimador proximal permanece abierto y con el colimador distal se generan gaps de distintos espesores, pudiendo obtener así el DLG.

Por último, se han realizado verificaciones de IMRT: test dinámico de silla y test AIDA. Para la verificación de RapidArc se han generado planes en SNC Machine de Sun Nuclear (un programa que integra todo el control de calidad de la máquina) y para los tratamientos se realizan planes siguiendo el documento AAPMTG119.

Resultados:

Los resultados obtenidos de nuestras medidas concuerdan en un grado muy elevado con los resultados obtenidos en nuestro sistema de planificación y con los datos introducidos en fábrica. En la tabla se muestran uno de los resultados obtenidos para PDDs.

Conclusiones:

Debido a que en Halcyon las medidas vienen introducidas previamente por la casa comercial y que sólo se tienen que realizar unas medidas de verificación, el tiempo de puesta en marcha de este nuevo acelerador se ha reducido considerablemente con respecto a la puesta en marcha de otro tipo de aceleradores.

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 886

MEDIDAS DE CONCENTRACIÓN DE RADÓN EN EDIFICIOS DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

Autores: Ana Belén Muñoz Aguado¹ ; Sergio Cañete Hidalgo¹ ; Elisa Gordo Puertas² ; Manuel Pérez Martínez¹ ; José Manuel Pastor Vega¹

¹ *Universidad de Málaga*

² *UNIVERSIDAD DE MÁLAGA*

Corresponding Author: anabelen.pimentel@salud.madrid.org

Introducción.

En este estudio se presentan los resultados más destacados del proyecto de investigación CAI_UMA (Calidad del Aire Interior) incluido en el I PLAN PROPIO DE SMART-CAMPUS de la Universidad de Málaga. La norma UNE 171330:2008 define como Calidad Ambiental en Interiores a las condiciones ambientales de los espacios interiores, adecuadas al usuario y la actividad, definidas por los niveles de contaminación química, microbiológica y por los valores de los factores físicos. Las medidas de concentración de radón han jugado un importante rol en este proyecto.

Durante los últimos años se ha producido un creciente interés tanto a nivel científico como social relacionado con el estudio de los niveles de concentración de radón tanto en lugares de trabajo como en viviendas. De hecho, hoy en día el radón constituye la fuente de radiación natural más estudiada y que cuenta con una amplia legislación respecto a la protección radiológica de las personas y los trabajadores. Constancia de ello es el protagonismo que adquiere el control y medida de radón en la Directiva 2013/59/EURATOM sobre Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes.

Material y métodos.

Durante el estudio, desde marzo de 2019 hasta abril de 2020, se han realizado determinaciones de concentración de radón en un total de 5 aulas docentes correspondientes a 4 centros universitarios con distintas características constructivas y diferentes años de construcción. Las medidas de radón se han realizado mediante 5 detectores activos de la marca Saphymo, modelo AlphaE y un total de 70 detectores pasivos CR-39, que fueron analizados por el Laboratorio de Radiactividad de la Universidad de Cantabria (LARUC). Mensualmente se descargaban los resultados de los detectores activos y se sustituía un detector pasivo que era reemplazado por uno nuevo. De esta forma se dispone de información suficiente para comparar los promedios mensuales y el acumulado anual por medidas con dos tipos de detectores.

Resultados.

Se han analizado los resultados obtenidos tanto de los detectores activos y los valores promedios de los detectores pasivos, tanto mensual como anualmente. En la tabla siguiente se muestran los valores promedios anuales

Centro Universitario	Detector Alpha E Valor promedio anual (Bq/ m3)	Detector Alpha track CR-39 Valor promedio anual (Bq/m3)
Facultad de Medicina	45 ± 10	33 ± 5
ETSI de Telecomunicación	160 ± 30	45 ± 5
Escuela de Ingenierías (Aula 0.0.4)	30 ± 15	16 ± 2
Escuela de Ingenierías (Aula 1.0.4)	30 ± 15	17 ± 2
Facultad de Ciencias de la Salud	30 ± 15	18 ± 2

Figure 561: Tabla1. Valores promedios anuales de concentración de radón mediante detectores activos y pasivos.

Discusión.

Los resultados obtenidos ponen en evidencia que es importante realizar medidas de radón en centros docentes y verificar que los niveles no superan los límites establecidos. Es importante seleccionar los detectores adecuados y los tiempos de exposición de los mismos.

Conclusiones.

Las concentraciones promedio anuales de radón durante el período de estudio no superan el valor límite establecido si bien, en determinados meses, se obtienen valores promedios mensuales superiores a 300 Bq/m3.

En general, los valores obtenidos mediante detectores activos y pasivos son comparables en promedios anuales, encontrándose más discrepancia cuando los períodos de exposición son más cortos.

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1005**Estudio del comportamiento de las placas Placo® X-Ray Protection en aplicaciones de mamografía y medicina nuclear convencional**

Autores: Evangelina Martínez Francés¹ ; Alejandro Barranco López² ; Francisco Javier Jiménez Albericio³ ; Sonia Serrano Zabaleta⁴ ; Javier Díez Chamarro² ; Celia Castán Guerrero² ; Sheila Calvo Carrillo² ; Pedro Ruiz Manzano⁵

¹ HCU Lozano Blesa

² Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa

³ HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO "LOZANO BLESA"

⁴ Hospital Universitari Arnau de Vilanova

⁵ HCU Lozano Blesa Zaragoza

Corresponding Author: evangelina2295@gmail.com

Introducción: En el Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza (HCULB) se han planteado reformas estructurales en una sala de mamografía y en una sala de espera de pacientes inyectados de Medicina Nuclear convencional. Como solución a la optimización del espacio disponible estudiamos el comportamiento de las placas Placo® X-Ray Protection (PXR) frente a las radiaciones ionizantes de estos dos casos no recogidos en las especificaciones técnicas del fabricante.

Materiales y métodos: Saint-Gobain Placo Ibérica nos cedió una muestra de PXR, que cortamos en 6 en placas de 60x60 cm². Para las medidas de medicina nuclear convencional empleamos como fuente una muestra de Tc-99m con actividad inicial de 1110 MBq dentro de un maniquí Adams que actúa como dispersor equivalente a un paciente. El conjunto se situó a 30 cm de la barrera formada por un número de placas variable entre 0 y 6. Situamos a 60 cm de la fuente un detector FLUKE VICTOREEN 451p midiendo la tasa de equivalente de dosis personal (Hp) para los diferentes espesores de la barrera. Se aplicó a las medidas el correspondiente factor de decaimiento de la fuente. Además, en las mismas condiciones se midió la transmisión de una placa de plomo de 2 mm de espesor.

Para el caso de la sala de mamografía se usó el equipo Hologic Selenia como fuente de radiación. Se usó como dispersor el maniquí CIRS 020 BR3D de espesor 4,5 cm, utilizando para 2D una técnica de 28 kVp para W/Rh y 162 mAs y, para 3D, 31 kVp para W/Al y 57 mAs. Como detector se empleó una cámara de ionización de 1800 cm³ Radcal Mod 10X5-1800 midiendo en dosis acumulada durante cada estudio, situado a 50 cm del maniquí de dispersión en dirección perpendicular al haz incidente. Entre el maniquí de dispersión y el detector se interpuso una barrera formada por un número de placas variable entre 0 y 2.

Por último, para las muestras analizadas se hizo un estudio de uniformidad utilizando un equipo de radiodiagnóstico convencional. Para tensiones de 50 kVp y 80 kVp y distintas disposiciones de las placas, se obtienen uniformidades integrales con valores aceptables.

Resultados: Los resultados de las medidas descritas, así como la transmisión y atenuación calculadas se presentan en las tablas 1 y 2.

Placas	Espesor (cm)	Hp ($\mu\text{Sv/h}$)	Hp corregida ($\mu\text{Sv/h}$)	Transmisión	Atenuación
0	0,00	43,9	44,4	100,0%	0,0%
1	1,25	15,9	15,9	35,8%	64,2%
2	2,50	7,9	7,9	17,8%	82,2%
3	3,75	3,9	3,9	8,8%	91,2%
4	5,00	2,3	2,3	5,2%	94,8%
5	6,25	1,7	1,7	3,8%	96,2%
6	7,50	1,2	1,2	2,7%	97,3%

Figure 562: Medidas de Hp, Hp corregida, transmisión y atenuación de distintos espesores de PXRП para una situación equivalente a un paciente de medicina nuclear convencional.

		2 D			3 D		
Placas	Espesor (cm)	K _{aire} (μGy)	Transmisión	Atenuación	K _{aire} (μGy)	Transmisión	Atenuación
0	0,00	8,56	100,0%	0,0%	29,48	100,0%	0,0%
1	1,25	0,06	0,7%	99,3%	0,06	0,2%	99,8%
2	2,50	0,00	0,0%	100,0%	0,00	0,0%	100,0%

Figure 563: Medidas de kerma en aire (K_{aire}), transmisión y atenuación de distintos espesores de PXRП para una situación equivalente a un paciente de mamografía 2D y 3D.

Discusión: Se ha medido la atenuación que producen las placas PXRП a los haces de rayos X de calidades diferentes a las especificadas por el fabricante. En el caso de la radiación dispersa generada por un paciente de medicina nuclear convencional, la atenuación producida por 6 placas PXRП (7,5 cm) es 97%, equivalente a 2 mm de Pb. Mientras que para la radiación dispersa generada por un paciente de mamografía una placa PXRП (1,25 cm) atenúa más del 99 % de la radiación producida por dispersión en estudios 2D y 3D. Estos resultados son coherentes con las especificaciones técnicas proporcionadas por el fabricante para haces de rayos X producidos por tubos trabajando a tensiones entre 60 y 150 kVp.

Conclusiones: Se ha comprobado la atenuación producida por las placas Placo® X-Ray Protection fuera de las condiciones especificadas por el fabricante como solución en aplicaciones de medicina nuclear convencional y mamografía. Estos resultados nos permiten considerar estas placas como material para acometer las reformas estructurales planteadas en el HCULB.

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1025

Diseño de una aplicación informática para el cálculo de blindajes de salas con sistemas de tomografía computarizada multicorte empleando el método de los mapas de isodosis

Autor: Alberto González Fernández¹

Co-autores: José Ángel Merino Gestoso²; Breixo Carmelo Portas Ferradás³; Abel Niebla Piñero²; Ignacio González Alcantud²; Diego Jimenez Vegas; Noelia Solís Preciado³; Paula Rosa Menendez³; Silvia Alonso Alonso¹; Manuel Rodríguez Pazos³; Marta Rodríguez Portabales³; Mariló Monterde Villar³; Consuelo Rubio Ayllon³; Domingo Espinosa Lopez⁴; Jose Ignacio Jiménez Alarcón⁵

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)

² Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

³ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

⁴ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

⁵ Hospital Nuestra Señora de Candelaria

Corresponding Author: algonfer00@gmail.com

Introducción:

El principal objetivo del diseño de blindajes en protección radiológica es el de limitar la exposición a radiaciones ionizantes de los trabajadores y del público en general por debajo de los niveles marcados en la correspondiente legislación vigente. El propósito que ha llevado a la creación de esta herramienta informática, es automatizar los cálculos en el diseño de los blindajes para salas de equipos de Tomografía Computarizada (TC) multicorte, a través del método de los mapas de isodosis que proporcionan los fabricantes de los equipos.

Material y métodos:

La metodología seguida en el diseño de los espesores de blindaje requeridos, es la descrita en el Report No. 147, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities de la NCRP. Para la confección del programa se ha empleado Matlab R2018b de 64 bits. El software implementado se empleó para verificar las barreras de una sala del Hospital Nuestra Señora de Candelaria de Santa Cruz de Tenerife (HUNSC) en la que se encuentra un equipo de TC multicorte (64 cortes por rotación) GE LightSpeed VCT, en cuyos mapas de isodosis proporcionados, aparecen tanto la dispersión del maniquí de cabeza (head) como la correspondiente al de abdomen (body) en las diferentes distribuciones espaciales. Los resultados se compararon con los que se obtienen utilizando el software de cálculo de blindajes RadShield creado por Matthew DeLorenzo (University of Oklahoma Health Sciences Center (Oklahoma City, OK, USA)) y los calculados originalmente por un especialista del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del HUNSC.

Resultados:

En la figura 1 puede observarse la interfaz gráfica del programa con la configuración que se establece para el cálculo de una determinada barrera, así como los espesores calculados para la misma, en los distintos materiales que se muestran, esto es, plomo, hormigón, hormigón fabricado con barita (sulfato de bario) y ladrillo macizo. En la figura 2 se puede ver el plano de la sala donde se encuentra el equipo de TC multicorte junto con los diferentes espesores obtenidos para las barreras indicadas, que han sido 6 puntos de cálculo en total.

Discusión:

Los resultados obtenidos muestran buena concordancia entre los diferentes métodos, presentándose una diferencia máxima de un 8% en el espesor en mm de Pb con respecto a los cálculos originales de diseño de la instalación, siendo ligeramente sobrestimados los obtenidos con este programa y metodología descritos. Se han tenido en cuenta un porcentaje de scans del 60% para "HEAD" y el kilovoltaje más alto (140 kVp) de operación del equipo.

Conclusión:

El programa diseñado ha cumplido con el objetivo, ya que ha resultado ser un método rápido y eficaz de cálculo de blindajes para este tipo de salas. El hecho de que se defina la distribución de

dosis completa en los mapas de scatter, para las características operativas de cada equipo, unido a que el cálculo de la variación con la distancia del kerma en aire se realiza mediante un ajuste a una ley potencial específica de cada caso, en lugar de asumir simplemente la aproximación $1/r^2$, donde r es la distancia, teniendo en cuenta que raramente se cumple la misma; permite conseguir un ajuste más realista de la dosis que llega a cada punto, así como adaptado a las características técnicas particulares de cada sistema TC.

Cálculo de blindajes para salas de CT usando mapas de isodosis

Introduzca los valores de dosis en uGy y distancia en metros del mapa de isodosis para HEAD:

Dosis(uGy): 2.6, 1.3, 0.65, 0.33
 Distancia (m): 1.5, 2.25, 3.16, 4.5

Introduzca los valores de dosis en uGy y distancia en metros del mapa de isodosis para BODY:

Dosis(uGy): 5.2, 2.6, 1.3, 0.65
 Distancia (m): 1.25, 1.83, 2.67, 4.5

Introduzca el número de pacientes tratados semanalmente: 350

Límite de dosis semanal en mGy/semana: 0.02

Factor de ocupación: 1

Distancia en metros al punto donde se desea colocar la barrera: 2.75

Porcentaje de "aceros" realizados de HEAD (%): 60

Kilovoltaje de operación (120 ó 140 kVp): 140

CALCULAR BLINDAJES

BLINDAJES CALCULADOS:

ESPESOR NECESARIO DE PLOMO (mm): 1.97209

ESPESOR NECESARIO DE HORMIGÓN (d=2300 kg/m³) en (cm): 19.9182

ESPESOR NECESARIO DE HORMIGÓN DE BARITA (d=3200 kg/m³) en (cm): 2.76093

ESPESOR NECESARIO DE LADRILLO MACIZO (d=1800 kg/m³) en (cm): 27.8065

LIMPIAR RESULTADOS LIMPIAR TODO

Figure 564: Interfaz gráfica del programa de cálculo de blindajes de salas de TC

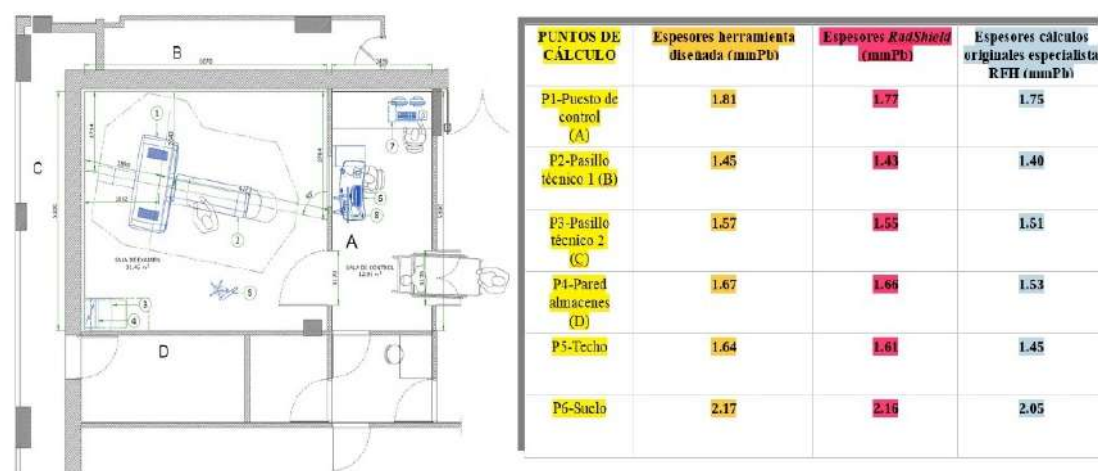


Figure 565: Plano de la sala con el sistema de TC multicorte junto con la comparativa de espesores obtenidos en mm de Pb

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1063

Análisis de los niveles de actividad beta e influencia de variables meteorológicas en el norte de la península ibérica (2014-2018)

Autores: Fernando Legarda Ibáñez¹ ; Margarita Herranz² ; Miguel Hernández-Ceballos³ ; Natalia Alegria Gutierrez^{None} ; Raquel Idoeta Hernandorena⁴

¹ UPV/EHU

² UPV

³ Joint Research Centre

⁴ Universidad del País Vasco UPV/EHU

Corresponding Author: natalia.alegria@ehu.es

Introducción:

Semanalmente, en la ciudad de Bilbao (norte de España), se caracteriza el tipo y concentración de aerosoles a nivel superficial utilizando un muestreador de bajo flujo (30 l/min) que permite, mediante un contador proporcional, determinar la concentración de actividad alfa y beta de los mismos; asimismo, un muestreador de alto flujo (800 m³/h) permite determinar los tipos y concentraciones de radionucleidos depositados por espectrometría gamma. La información proporcionada por ambos equipos se complementa con la estación meteorológica en la misma azotea de la Escuela de Ingeniería.

El conjunto de estos instrumentos permite determinar y caracterizar radiológicamente las concentraciones de aerosoles en Bilbao, así como establecer la influencia de las condiciones meteorológicas sobre su variabilidad temporal.

En trabajos previos se ha estudiado la influencia de las condiciones meteorológicas sobre las concentraciones de actividad alfa total y de ⁷Be. En este trabajo, por su parte, y utilizando los valores registrados entre 2014 y 2018 se presentan los resultados de analizar las concentraciones beta total.

Material y métodos:

Los equipos utilizados para la obtención de los parámetros radiológicos han sido: un contador proporcional de flujo de gas de Berthold inc., con un 40% de eficiencia beta y un 21% de eficiencia alfa y un espectrómetro gamma con detector de GeHP – Xtra de Canberra con un 90% de eficiencia relativa.

Para caracterizar el impacto de la meteorología local sobre las concentraciones de actividad beta total se han analizado las siguientes variables: temperatura del aire (°C), humedad relativa (%), presión (mbar), dirección del viento (°), velocidad del viento (m/s) y precipitación (mm), mientras que para determinar la influencia de escenarios meteorológicos regionales, se han calculado y analizado retrotrayectorias, mediante el modelo HYSPLIT. Éstas se han calculado cada día durante el período de muestreo (2014-2018) a las 00:00, 06:00, 12:00 y 18:00 UTC, con un recorrido previo de 96 horas y con una altura final de 100 m sobre el nivel del suelo.

Resultados y Conclusiones:

Tras analizar los más de 250 concentraciones de actividad beta total registrados y constatar que pueden considerarse una serie temporal, a partir de explicar las componentes de la misma, se han correlacionado con las concentraciones de ⁷Be y de actividad alfa total. Los resultados del análisis meteorológico muestran la variabilidad de las concentraciones de actividad beta total principalmente en función de los regímenes de viento, así como de los diferentes escenarios meteorológicos predominantes en la zona.

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1087

Verificación de la carga de trabajo en salas de radiología general y TC

Autores: Daniel Blasco Avellaneda¹ ; Aitor Ortega González² ; Rodrigo Alarcón Ros² ; Bonifacio Tobarra González³ ; Manuel José Buades Forner¹

¹ Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia

³ Hospital Clínico Universitario Virgen Arrixaca. Murcia

Corresponding Author: cuentadaniel@gmail.com

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVO

La carga de trabajo semanal (W) del equipo de RX es uno de los principales parámetros que intervienen en el cálculo de las barreras de protección de una sala de radiodiagnóstico.

La guía GS 5-11 del CSN (1990) 1 proporciona valores de W, tomados de la norma DIN 6812 (1985) 2, para el supuesto de que dicha cantidad no se conozca. Asimismo, el NCRP report No. 147 (2004) 3 presenta los valores de W y su distribución en función del kilovoltaje para radiología general en base a una encuesta realizada por AAPM TG9 (1996).

El objetivo de este trabajo es verificar si la implantación generalizada actual de equipos de radiología digital con panel plano y TC con tecnologías de adquisición y reconstrucción más avanzadas ha modificado el volumen de exploraciones que se realizan con estos equipos y es necesario actualizar estos valores.

2. MÉTODO

Los datos referentes a las cargas de trabajo de los equipos se han obtenido del Sistema Corporativo de Dosis en el Diagnóstico por Imagen del Servicio Murciano de Salud. Se han analizado 26 equipos de radiología convencional y 12 TC, localizados en distintos hospitales, centros de especialidades y centros de salud. Se han considerado todos los turnos de trabajo.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Existe grandes diferencias de unos equipos a otros debido a la variabilidad de uso de las distintas salas.

En radiología convencional, los equipos con mayor carga corresponden a los que realizan las radiografías de urgencias. La figura 1A muestra la distribución promedio de W a suelo, Wsuelo (que representa en promedio el 64% de W), mientras que la figura 1B corresponde a los estudios sobre estativo mural, Wmural (36% de W). Las distribuciones siguen un comportamiento similar a las mostradas en NCRP-147, aunque con valores de carga más elevados: Wsuelo está centrada en torno a 80 kVp mientras que Wmural presenta dos agrupaciones: la primera centrada en torno a 65 kVp y la segunda centrada alrededor de 125 kVp (corresponde a los exámenes de tórax). La tabla 1 recoge los valores estadísticos más significativos para el turno de mayor actividad. Asimismo, se muestra también los valores para las salas TC.

4. CONCLUSIONES

La disminución de los tiempos de adquisición, y el aumento consecuente en el número de adquisiciones por turno, no compensa la eventual disminución de dosis de la mejora tecnológica, por lo que los valores orientativos dados en las normas citadas no pueden considerarse en la actualidad como "hipótesis de cálculo conservadoras".

5. REFERENCIAS

- 1- "GS 5-11, Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico", CSN, 1990.
- 2- "DIN 6812: Medizinische Röntgenanlagen bis 300 kV; Strahlenschutzregeln für die Errichtung (Equipamiento médico de menos de 300 kV; reglas de construcción para protección radiológica estructural)", 1985.
- 3- "NCRP Report No. 147, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities", NCRP, 2004.

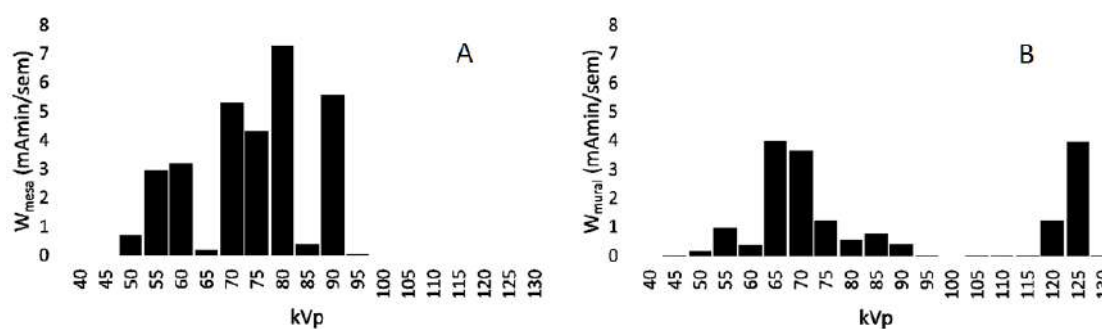


Figure 566: Distribuciones promedios de Wsuelo (A) y Wmural (B) en radiología convencional

<i>Sala</i>	<i>W/turno (mA·min/sem)</i>	
	Convencional	TC
<i>Nº equipos</i>	26	12
<i>W_{DIN 6812}</i>	160	5000
<i>W_{mediana}</i>	72	2279
<i>W_{máx}</i>	177	6001
<i>W_{P95}</i>	170	5553
<i>W_{min}</i>	2	36

Figure 567: Estadísticos de W para el turno de mayor actividad en salas convencionales y TC

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1258

Análisis de radiación gamma natural en muestras de aerosoles atmosféricos obtenidas con captador de alto volumen para partículas PM10 en la isla de Mallorca.

Autores: Antonio Oliver¹ ; Sergi Serrano-Rueda¹ ; Laura Ferrer² ; Edwin Palacio¹ ; Antoni Borràs¹

¹ *LaboRA-UIB. Laboratorio de Radiactividad Ambiental, Universitat de les Illes Balears.*

² *LaboRA-UIB. Laboratorio de Radiactividad Ambiental, Universitat de les Illes Balears*

Corresponding Author: toni.oliver@uib.es

Introducción

La monitorización del nivel de radiactividad asociado a aerosoles forma parte de muchos programas de vigilancia radiológica ambiental con el objetivo fundamental de caracterizar el nivel de fondo existente, detectar valores anómalos, y proporcionar información relevante en el proceso de tomas de decisiones en casos de emergencia.

Recientemente, el Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universitat de les Illes Balears (LaboRA-UIB) ha instalado un captador de aire de alto volumen y ha iniciado una campaña de muestreo con un captador de partículas PM10.

El objetivo de este trabajo es presentar los resultados obtenidos por primera vez en Mallorca, de los primeros seis meses de muestreo, determinando la presencia de los principales emisores gamma naturales.

Material y métodos

Se obtuvieron 50 muestras entre los meses de julio y diciembre de 2020. Para ello se utilizó un captador de alto volumen (MCV CAV-A/mb) situado en la azotea del edificio de la Facultad de Ciencias de la Universitat de les Illes Balears (39° 38' 10" N; 2° 38' 54" E). El captador fue programado para funcionar ininterrumpidamente durante 72 horas, con un caudal de 40 m³/h. Las muestras de aerosoles fueron depositadas en filtros de fibra de cuarzo de 150 mm de diámetro.

Los filtros fueron medidos en un espectrómetro gamma Canberra GR5023 inmediatamente después de su recolección. El espectrómetro utilizado está calibrado en el rango 46.52 – 1836.07 keV con un patrón proporcionado por el National Physics Laboratory (Reino Unido). Las actividades, incertidumbres y límites de detección de los principales emisores gamma fueron determinados utilizando el software Genie2000.

La masa de partículas menores a 10 µm depositada en cada filtro fue determinada pesando el filtro antes y después del muestreo, con una báscula de precisión analítica (Sartorius, Cubis, precisión de 5 decimales (0,00001 g)) después de un proceso de acondicionamiento a temperatura y humedad constantes, siguiendo los estándares propuestos por la norma UNE-EN 12341:2014

Resultados y conclusiones

De entre los principales emisores gamma presentes habitualmente en este tipo de muestras destaca la detección de Be-7 y Pb-210, presentes en el 100% y 74% de muestras colectadas, respectivamente.

Las concentraciones de actividad para Be-7 varían entre 1.7 y 9.3 mBq/m³, presentando sus valores más elevados en los meses estivales. Este comportamiento se puede observar también en las medidas de Be-7 realizadas en la misma localización y en el mismo intervalo temporal en muestras de aire obtenidas con captador de bajo flujo, si bien en este caso las concentraciones de actividad de Be-7 varían entre 4.1 y 6.8 mBq/m³. Estas últimas determinaciones han sido realizadas por el LaboRA-UIB

como fruto de su participación en la Red de Estaciones de Muestreo (REM) del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). La concentración de actividad para el Pb-210 varía entre 0.3 y 2.7 mBq/m³, observándose una tendencia en los valores más elevados en los meses estivales, si bien no tan marcada como para el Be-7.

Con este trabajo se ha conseguido llevar a cabo por primera vez una campaña de análisis de la radiación gamma natural asociada a aerosoles utilizando captadores de alto flujo en Mallorca, con la intención de extender varios años en el tiempo estas medidas para poder obtener una caracterización más completa y fiable. El objetivo final, es conocer el nivel de fondo de los radionúclidos gamma naturales para detectar posibles anomalías, y vigilar la presencia de emisores gamma artificiales asociados a partículas PM10.

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1107

Estimación de la dosis efectiva debido a la exposición en la población de la Comunidad de Madrid a la radiación ionizante de origen natural

Autores: Belén Juste Vidal¹ ; Alex Sanchez²

¹ ISIRYM

² UPV

Corresponding Author: bejusvi@iqn.upv.es

Los seres humanos estamos expuestos a radiaciones ionizantes de origen natural por el hecho inherente de la vida en la Tierra. Las fuentes naturales de radiación representan la principal contribución a la exposición a radiaciones ionizantes para la población mundial, suponiendo más del 80% de la dosis efectiva anual, 2,4 mSv/año según el UNSCEAR. En este estudio se ha estimado la dosis efectiva anual debido a la exposición en la población de la Comunidad de Madrid a la radiación ionizante de origen natural en $5,3 \pm 1$ mSv/año. La inhalación de radón y torón es la fuente que más contribuye al total (68%), seguido de la radiación gamma de origen terrestre (18%), la radiación cósmica (7%) y la ingestión de radionucleidos en agua y alimentos (7%). La inhalación de radón y torón se ha calculado a partir del mapa de potencial de exposición al radón del CSN (Consejo de Seguridad Nuclear), principalmente por la exposición interna al radón en espacios cerrados. La radiación gamma de origen terrestre se ha estimado por dos métodos distintos: a partir de la tasa de dosis absorbidas en aire del mapa Marna (mapa de radiación gamma natural de España) y, por otra parte, con los valores de tasa de dosis equivalente de la RAR (Red de Alerta a la Radiactividad) de la DGPCE (Dirección General de Protección Civil y Emergencias). Para el cálculo de la radiación cósmica se han utilizado las alturas de cada uno de los municipios de la Comunidad de Madrid, determinando que la componente directamente ionizante de la radiación contribuye más a la dosis que la componente neutrónica. Mientras que para estimar las dosis por incorporación de radionucleidos por ingestión de agua y alimentos se ha usado el software Frames – Genii 2.0 desarrollado por la EPA (Environmental Protection Agency) de los Estados Unidos, que incluye los coeficientes de dosis de la ICRP-60 y se han considerado los hábitos de consumo en España y los valores promedio de radiactividad en alimentos del UNSCEAR. Concluyéndose que el polonio – 210 y el plomo – 210 son los radionucleidos que más contribuyen a las dosis por ingestión, en gran medida por el consumo de pescado y marisco. Además, se han encontrado diferencias en las dosis efectivas estimadas de entre 1 – 2 mSv anuales dentro de las regiones de Madrid, estando la población de las zonas del Sistema Central (áreas norte y oeste de la Comunidad) más expuesta a las radiaciones ionizantes de origen natural en comparación con la población de las zonas de la Meseta Central (áreas este, sur y centro de la Comunidad).

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1130

Contaminación por pacientes con tumores neuroendocrinos tratados con Lu-177 y por pacientes con tumores de tiroides tratados con I-131.

Autores: María González Vizuete^{None} ; María Perucha Ortega^{None} ; José Luis León García¹ ; Florencio Javier Luis Simon²

¹ HU Virgen del Rocío

² Hospital Virgen del Rocío

Corresponding Author: margonviz1995@gmail.com

INTRODUCCIÓN / OBJETIVOS: Hay pocos estudios relacionados con la contaminación debida a pacientes con tumores neuroendocrinos tratados con Lu-177, el objetivo de este estudio es estimar la actividad en piel y saliva que presentan estos pacientes en el momento del alta y que podrían transferir a su entorno. Se estudia también el caso de pacientes tratados con I-131 para poder comparar los resultados de nuestro método con otros estudios publicados.

MATERIALES Y MÉTODOS: Se analizará la contaminación de Lu-177 en saliva, frente y manos de pacientes tratados con este isótopo. Asimismo, se analizará la contaminación de I131 en pacientes con tumores tiroideos tratados con 100 mCi. Se toman las muestras a las 4.5 y 24h tras el tratamiento, y en el caso de pacientes tratados con I131, también a las 48 h. Se utilizan bastoncillos que son impregnados con saliva y una toallita alcohólica de 2 cm x 5 cm para la frente y las manos. Las muestras se miden con el detector Captus 3000, que consta de sonda y pozo. Previamente el detector se ha calibrado para los isótopos Lu-177 y I-131.

RESULTADOS: En la figura 1 se muestran los valores promediados para los pacientes estudiados de la actividad en saliva en diferentes tiempos tras la administración del tratamiento.

Tiempo tras administración (h)	ACTIVIDAD EN SALIVA (MBq/g)	
	I-131	Lu-177
4.5	4.5	0.026
24	1.3	0.002
48	0.5	

Figure 568: valores promedio de actividad en saliva para pacientes tratados con I-131 y con Lu-177.

En la figura 2 se muestra el promedio de la actividad en piel encontrada en los pacientes tratados con I-131 y con Lu-177 en el momento del alta.

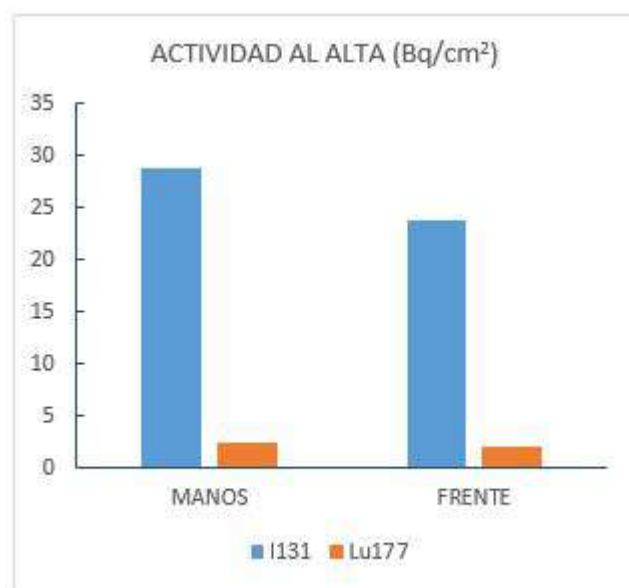


Figure 569: valores promedio de actividad al alta en manos y frente para pacientes tratados con I-131 y con Lu-177.

DISCUSIÓN: El orden de magnitud de la contaminación en saliva y piel de los pacientes tratados con I-131 coincide con el de otros estudios publicados (Ibis et al. 1992), lo que valida nuestro método. Las actividades en piel y saliva de los pacientes tratados con Lu-177 son uno o dos órdenes de magnitud inferiores a la que presentan los pacientes tratados con I-131 en el momento del alta por lo que las normas a seguir tras el alta debidas a contaminación serán menos restrictivas que para los pacientes tratados con I-131. Los datos presentados de concentración de actividad en saliva pueden usarse para el cálculo de los días que el paciente tiene que esperar para volver al trabajo en el caso de que manipule alimentos.

CONCLUSIONES: La relativamente baja actividad en saliva y piel de los pacientes tratados con Lu-177 indica el bajo riesgo de contaminación que presentan estos pacientes en el momento del alta.

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1157

Desarrollo de un procedimiento rápido para la determinación de isótopos de plutonio en filtros de aerosoles y vegetación

Autor: Marina Sáez Muñoz¹

Co-autores: Aixa Sevilla Terrasa²; Josefina Ortiz Moragon²; Sebastián Martorell³

¹ *Laboratorio Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València*

² *Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València*

³ *Laboratorio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València.*

Corresponding Author: masaemuo@etsii.upv.es

Introducción

El Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universitat Politècnica de València (LRA-UPV) está trabajando en el proyecto de I+D del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) sobre “Desarrollo de procedimientos rápidos para la vigilancia radiológica ambiental en emergencias con centelleadores plásticos” (BOE-A-2020-14541) junto con la Universitat de Barcelona (UB). El LRA-UPV está desarrollando metodologías de pretratamiento de las muestras ambientales y separación de los isótopos de interés, mientras que la UB trabaja en el desarrollo de las resinas centelleadoras plásticas (PSresins) que permiten unificar la separación selectiva del radionucleido y la preparación de la muestra para la medida por centelleo en una sola etapa, reduciendo así el tiempo y la complejidad del procedimiento.

Material y Métodos

Para el desarrollo del procedimiento rápido de determinación de isótopos de plutonio en filtros de aerosoles y vegetación, el LRA-UPV está adaptando las etapas del pretratamiento desarrolladas previamente para la determinación rápida de radioestronecio en estas matrices. Estas consisten en la calcinación rápida de las muestras para eliminar la materia orgánica, una digestión total con microondas para disolver las cenizas obtenidas y una coprecipitación de los isótopos de interés en forma de oxalatos. De esta forma, se pretende llevar a cabo un único pretratamiento de la muestra para evaluar ambos radionucleidos en caso de emergencia, reduciendo por tanto el tiempo de determinación. La separación de los isótopos de interés se lleva a cabo en primer lugar con resinas de extracción cromatográfica comerciales TEVA. Posteriormente se adapta el procedimiento a la separación y medida con las PSresins para plutonio desarrolladas por la UB. La medida de las muestras se lleva a cabo con el equipo de centelleo líquido de bajo fondo Quantulus 1220. Finalmente, los métodos desarrollados se validan con muestras de referencia o intercomparación.

Resultados y Conclusiones

Las etapas de calcinación y digestión propuestas en el pretratamiento consiguen prácticamente una disolución total de los filtros de aerosoles y vegetación, siendo el tiempo total del pretratamiento de 5,5 horas y 9,5 horas respectivamente. Además, la separación de los principales interferentes con las PSresins reducirá el tiempo de determinación, favoreciendo su aplicación en situaciones de emergencia.

De esta forma, el LRA-UPV ha desarrollado un procedimiento rápido para la determinación de radioestronecio en filtros de aerosoles y vegetación, y está trabajando en la adaptación del procedimiento para la medida de los isótopos de plutonio empleando los centelleadores plásticos desarrollados por la Universitat de Barcelona en el marco del proyecto I+D del CSN.

Pósteres: Protección Radiológica del público y del medio ambiente, vigilancia radiológica ambiental / 1315

Determinación de radiactividad natural en aguas subterráneas en la isla de Mallorca.

Autores: Antonio Oliver¹ ; Laura Ferrer² ; Antoni Borràs² ; Edwin Palacio²

¹ LaboRA-UIB. Laboratorio de Radiactividad Ambiental, Universitat de les Illes Balears.

² LaboRA-UIB. Laboratorio de Radiactividad Ambiental, Universitat de les Illes Balears

Corresponding Author: toni.oliver@uib.es

Introducción

La presencia de radionucleidos en aguas subterráneas debe ser controlada al ser un factor de riesgo para la población, debido a su potencial uso como aguas de consumo humano.

En la isla de Mallorca se realizan medidas periódicas del nivel de radiactividad existente en agua de consumo humano por parte del Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de las Islas Baleares (LaboRA-UIB), en el marco del Programa de Vigilancia Radiológica Ambiental llevado a cabo juntamente con el Consejo de Seguridad Nuclear. Aun así, hasta ahora no se ha realizado nunca un estudio exhaustivo de las diferentes propiedades radiométricas de aguas subterráneas en la isla de Mallorca, analizando las similitudes y diferencias en diferentes puntos de la isla.

El objetivo de este trabajo es la caracterización de la calidad radiológica de las aguas subterráneas en Mallorca, determinando así mismo su relación con otros parámetros físicoquímicos.

Materiales y métodos

Se recogieron 47 muestras de agua subterránea (8 L cada muestra) en pozos diseminados por toda la isla de Mallorca. Algunos de estos pozos son utilizados para obtener agua potable para consumo humano, aunque el principal uso para la mayoría de ellos es agrícola.

A su llegada al laboratorio, se tomó una alícuota de 1 L para la determinación del pH, conductividad eléctrica y aniones (Cl^- , SO_4^{2-} y NO_3^-) mediante cromatografía iónica (Dionex DX120). Posteriormente, de esta misma alícuota se tomaron 0.1 L para la determinación de los sólidos disueltos totales. Una alícuota de 2 L fue destinada a la determinación de la concentración de actividad para los principales emisores gamma, y se acidificó el resto de la muestra para poder realizar otros ensayos: índices alfa y beta total, elementos mayoritarios y metales pesados.

La preparación de muestras para estimar los índices de actividad alfa y beta total se llevó a cabo el método de co-precipitación y de evaporación, respectivamente. Ambos se midieron utilizando un contador proporcional de bajo fondo (Tennelec LB4200), con un tiempo de medida de 1000 minutos. La calibración en eficiencia y las curvas de autoabsorción se realizaron con Am-241 para alfa, y Sr-90 para beta, ambos patrones certificados adquiridos en el CIEMAT.

Se analizó la concentración de actividad para los principales emisores gamma para cada muestra mediante espectrometría gamma con medidas de 24 horas. La determinación de los emisores gamma se llevó a cabo utilizando un espectrómetro Canberra GR5023 calibrado en energía y eficiencia, en el rango 46.52 – 1836.07 keV con un cóctel preparado por National Physical Laboratory (Reino Unido).

Adicionalmente, se determinó la concentración de varios metales pesados (Zn, V, Pb, Ni, Mo, Mn, Cu, Co, Cr, Cd, Ba, B, Fe, Al y As) y de elementos mayoritarios (Ca, Mg, K y Na) mediante ICP-OES (Perkin Elmer, Optima 5300 DV).

Resultados y conclusiones

Los valores de pH se encontraron entre 7.18 y 8.22. Los valores de sólidos disueltos totales presentan una gran variabilidad (194 – 3786 mg/L), donde los valores más elevados podrían responder a pozos con intrusión salina, como puede deducirse a partir de la alta correlación existente con la conductividad eléctrica.

Los primeros resultados radiométricos obtenidos indican que una gran mayoría de las muestras obtenidas presentan niveles de radiactividad por debajo de los valores de referencia marcados en el Real Decreto 314/2016 por el que se establecen los criterios sanitarios de la calidad del agua de consumo humano.

Con el presente estudio se ha obtenido por primera vez una caracterización completa de los principales parámetros radiométricos de las aguas subterráneas en la isla de Mallorca, así como su relación con varios parámetros físicoquímicos.

Pósteres: Protección Radiológica en situaciones de emergencia y seguridad de fuentes de radiación / 967

EJERCICIOS DE EMERGENCIA EN BRAQUITERAPIA CON ALTA TASA DE DOSIS. DISEÑO, REALIZACIÓN Y EVALUACIÓN

Autor: Camilo Jose Sanz Freire¹

Co-autores: Pedro Collado Chamorro ¹ ; Alejandro Vázquez Galiñanes ¹ ; Jose Olasolo Alonso ¹ ; Arturo López Corella ¹ ; Natalia Lopo Casqueiro ¹ ; Francesco Pietroforte ¹ ; Zulema Cruz Escalona ¹

¹ Servicio Radiofísica y PR. CIBIR- Hospital San Pedro, Logroño

Corresponding Author: csanz@riojasalud.es

Introducción.

El presente trabajo describe la evolución basada en 15 años de experiencia en el diseño, preparación, ejecución, evaluación e implementación de mejoras de ejercicios de emergencia en relación con la fuente de braquiterapia de alta tasa de dosis (BAT). En este periodo de tiempo, el diseño de ejercicios de emergencia gana progresivamente en complejidad y número y grado de integración de los grupos implicados, pasando de breves ejercicios teóricos de simulación a ejercicios a escala parcial en el nivel regional. Se resume esta experiencia y lecciones aprendidas a través de varios ejemplos de ejercicios de distinta tipología.

Material y métodos.

La Instalación Radiactiva autorizada (IRA) de Oncología Radioterápica (ORT) dispone durante este periodo de dos equipos BAT, VARIAN GAMMAMED+ y ELEKTA FLEXITRON HDR, ambos con fuente de Ir-192 con actividad máxima autorizada 370 GBq. La realización anual de simulacros de emergencia en relación con supuestos descritos en el Plan de Emergencia (PE) de la IRA para la fuente BAT está prevista en el Reglamento de Funcionamiento. El PE se incluye en el Plan de Autoprotección y Emergencias del Edificio y es compatible con el Plan Especial de Protección Civil ante emergencias radiológicas de la CA. Para dar cumplimiento a la normativa vigente, el Plan de Protección Física de la fuente BAT prevé la realización de simulacros. La realización de simulacros por parte del proveedor en relación a la situación concreta de no regreso de la fuente a posición de seguridad es condición obligatoria de cumplimiento en las licitaciones del sistema BAT.

Se han diseñado ejercicios en un rango amplio de escalas de coordinación de actuantes (intradepartamental vs. escala parcial a nivel regional), escala de tiempo (diferido vs. tiempo real), aspectos a comprobar (comunicación, respuesta inicial, evaluación de dosis, medidas de protección, análisis y mejoras). Ejemplos descriptivos de la clasificación, diseño, grupos involucrados y realización, se resumen en la Tabla 1.

Denominación	Clasificación	Dirección	Aspectos comprobados	Grupos involucrados	Descripción
No retorno de fuente	Radiológico Intradepartamental Ejercicio teórico interno Tiempo diferido	El SPR El proveedor	Respuesta Inicial Comunicación Evaluación de dosis Medida de protección	Servicio ORT (FEA, DUE, TCAE, salubres) Servicio Radiofísica y PR (FEA) proveedor (ingeniero)	Situación de no retorno de la fuente a BAT a contenedor del equipo tras finalización de tratamiento. Se pone en marcha flujograma de actuación, comprobando que cada implicado realiza las acciones establecidas (comprobación de la situación de fuente BAT, retracción motorizada de emergencia, retracción manual, retirada de implante e introducción en contenedor de emergencia, monitorización de paciente previa a su evacuación, clausura de radioquirófano, evaluación de dosis)
Corte alimentación eléctrica	Radiológico Intradepartamental Ejercicio teórico interno Tiempo diferido	El SPR	Respuesta Inicial Comunicación Medida de protección	Servicio ORT (FEA, DUE, TCAE, celadores) Servicio Radiofísica y PR (FEA)	Situación de corte de corriente eléctrica en el área durante tratamiento, con mal funcionamiento de grupo electrógeno general y baterías de consola y equipo BAT. corte de iluminación. Comprobación de situación de fuente BAT en posición segura, ingreso en la sala sin iluminación para monitorizar paciente, colocar selector de canales en posición cerrada, desmontar implante y evacuar al paciente.
Incendio en la planta, sin afectación al radioquirófano	Siniestro Edificio Escala parcial Tiempo real	Jefe de Emergencia	Respuesta Inicial Comunicación Coordinación Plan de autoprotección y emergencia del edificio	Personal asistencial Planta aflicta Jefe emergencia, equipos de intervención, equipos de alarma y evacuación 112 bomberos municipales	Situación de incendio en la planta, sin afectación inicial del radioquirófano, durante tratamientos. Interrupción de los tratamientos, cierre radioquirófano, evacuación ordenada de pacientes y personal en el área según plan de autoprotección y emergencia, comunicación a servicios de emergencia
Manipulación malintencionada de equipo BAT	Incidente doloso Edificio Escala parcial Tiempo real	Responsable PPF	Respuesta Inicial Comunicación Coordinación PPF Medidas de seguridad	Personal de limpieza supervisor IRA Servicio Radiofísica y PR Responsable de PPF Departamento de Seguridad 112 Cuerpos y fuerzas de seguridad del estado	Situación de trabajadora de la limpieza que en el turno de mañana de limpieza del radioquirófano encuentra equipo BAT aparentemente manipulado (carcasa abierta, herramientas alrededor, fuera de posición de aparcado). Se pone en marcha cadena de comunicación: a supervisor IRA según indicado en formación periódica, comunicación a responsable PPF, comunicación a SPR, seguridad, 112 y cuerpos y fuerzas de seguridad. Comprobación de situación de fuente BAT mediante indicación de equipo BAT y sucesivamente monitorización de sala
Agresión y robo a transportista de fuente BAT	Incidente doloso Edificio Escala parcial Tiempo real	Responsable PPF	Respuesta Inicial Comunicación Coordinación PPF Medidas de seguridad	Personal muelle de carga Servicio Radiofísica y PR Responsable de PPF Departamento de Seguridad 112 Cuerpos y fuerzas de seguridad del estado	Situación de agresión y robo del vehículo de transporte de la fuente BAT en el muelle de carga del edificio, con la carga, documentación y contactos. Comunicación por parte del personal del muelle de carga a responsable PPF, puesta en marcha de la cadena de comunicación a SPR, Seguridad, 112, y cuerpos y fuerzas de seguridad. Investigación sobre el contenido del transporte, contacto con el proveedor.

Tabla 1. Resumen de supuestos ejercitados. Desarrollo completo, exceptuada comunicación a SALEM

Figure 570:

Resultados.

Según el nivel de complejidad, los resultados obtenidos de los ejercicios se recogen en un informe. Aspectos fundamentales en relación con los resultados serán, entre otros: limitaciones y fallos en el diseño del ejercicio, elementos de resistencia en la consecución de los objetivos y lecciones aprendidas como consecuencia, mejoras implementadas. Un resumen descriptivo de estos aspectos se recoge en la Tabla 2.

Denominación	Limitaciones diseño	Resistencias encontradas	Lecciones aprendidas	Mejoras implementadas
No retorno de fuente	Tiempo diferido. Alta rotación personal involucrado (DUE, TCAE). Realización con fuente "dummy". Dificultad para comprobar aplicadores esterilizados.	Ciertos aplicadores no caben en contenedor de emergencia sin desmontar. Posición fuente si bloqueo ocurre en tubo transfer. Pérdida de fuente si necesario corte de cable. Monitorización del paciente si fuente no está en contenedor de emergencia.	Necesario entrenamiento cronometrado de desmontaje de emergencia de aplicadores por parte del ORT. Fundamental coincidencia numeración de canal y transfer para ubicación de fuente. Diferente procedimiento según equipo (bloqueo selector). Corte de cable debe ser último recurso.	Actualización PE. Adaptación diseño simulacro según aplicador considerado.
Corte alimentación eléctrica	Tiempo diferido. Imposibilidad de forzar el fallo simultáneo de los tres sistemas de alimentación de emergencia.	Ubicación en la oscuridad de equipo, contenedor de emergencia, paciente.	Necesaria señalización visible en la oscuridad.	Inclusión verificación de estado baterías equipo, consola, monitor portátil y fijo en QC diario. Señalización con cinta fosforescente de equipo, contenedor de emergencia y setas en sala.
Incendio en la planta, sin afectación al radioquirófano	No participación de pacientes (dificultades con pacientes encamados, con anestesia, implante puesto, no consideradas). No todo el personal de la planta puede/quiere participar.	Resistencia de parte del personal a participar en el simulacro (interrupción de sus tareas). Formación de personal de bomberos municipales en riesgos radiológicos específicos. Cartelería de delimitación de zonas no es ignífuga.	Importancia formación al nivel adecuado del personal de emergencias y en particular de parque de bomberos.	Desarrollo de actividad de formación específica y al nivel adecuado de personal de parque de bomberos y otros intervinientes (112, TEDAX NRBO), así como programación de visitas a la IRA.
Manipulación malintencionada de equipo BAT	Simulación de la manipulación limitada por la necesaria integridad del equipo y cumplimiento de la normativa.	Ninguna encontrada.	La dirección del simulacro no conoce legislación aplicable a la IRA ni características del equipo, es necesario por parte del SPR explicar claramente que situaciones se pueden simular y qué situaciones no. Importancia de la formación a trabajadores externos en el éxito del ejercicio.	Se añade al personal del Departamento de Protección y Seguridad a los talleres de formación periódica en PR para externos, junto con Limpieza y Mantenimiento. Revisión medidas de seguridad área radioquirófano (no se detalla por confidencialidad PPF).
Agresión y robo a transportista de fuente BAT	Simulación parcial, restringida al suceso iniciador ocurrido en el muelle de carga.	Recabar información precisa del transportista agredido toda vez que le han robado la documentación y contactos.	Importancia de involucrar al personal de seguridad en el proceso de entrega y recogida de fuente BAT, coordinación con el proveedor.	Revisión medidas de seguridad área muelle de carga (no se detalla por confidencialidad PPF).

Tabla 2. Resumen de resultados

Figure 571:

Discusión.

La realización de ejercicios de emergencia periódicos, lejos de convertirse en un acto de rutina, debe explorar la simulación de la mayor variedad posible de escenarios y complejidades, incidiendo en

particular en los aspectos de comunicación y coordinación. Se ha revelado fundamental en el éxito de estos ejercicios la formación previa, al nivel adecuado, del personal externo a la instalación. Dado el conocimiento específico de la instalación, equipo y fuente, de la normativa de aplicación, de los medios de vigilancia y control, e independientemente de la dirección de cada ejercicio particular, el diseño de los mismos debe estar liderado desde el SPR.

Conclusiones.

La realización de estos ejercicios ha permitido implementar un número de importante de mejoras y aumentar la cultura de seguridad en la Institución.

Pósteres: Protección Radiológica ocupacional no sanitaria y transporte / 1002**ACTUALIZACIÓN Y MEJORAS DEL SOFTWARE DE MEDIDA DE ACTIVIDAD INCORPORADA ALEDIN**

Autores: Javier Tenajas Polo¹ ; Eduardo Sollet Sañudo^{None} ; Estela García Elena¹ ; Anahí Elisabeth Martínez López¹

¹ Tecnatom

Corresponding Authors: jtenajas@tecnatom.es, eduardo.sollet@telefonica.net

INTRODUCCIÓN

Para el desarrollo de la vigilancia individual de los trabajadores del sector nuclear con riesgo de incorporación interna de material radiactivo existe el programa Aledin, autorizado por el CSN, que se ha visto inverso en un proceso de actualización y mejora motivado por las necesidades y las lecciones aprendidas del estado del arte de la dosimetría interna en el sector.

En esta comunicación se recogerán todos los cambios y funcionalidades implementadas y su motivación.

RESULTADOS

Las mejoras giran en torno a cuatro grandes áreas temáticas.

- -Mejora de la interfaz: Adición de nuevas posibilidades en la gestión y personalización de la interfaz de usuario junto con herramientas que faciliten la identificación del mejor análisis de un espectro dado, como la visualización en tiempo real de los residuos de o la bondad de ajuste del análisis.
- Análisis de residuos: Al realizar el análisis de los fotopicos del espectro, se compara el área de estos fotopicos con las áreas de las curvas generadas en el análisis del operador. Normalmente el ajuste nunca es perfecto, y por ello se ha implementado un análisis de los residuos, es decir de las cuentas analizadas por defecto o exceso, para que se pueda observar si las diferencias son o no significativas.
- Análisis individual de fotopicos: En la actualidad, la mayor parte de los códigos comerciales permiten la aplicación de una única condición de análisis para todos los picos del espectro. En el nuevo software Aledin se ha implementado la posibilidad de realizar unas condiciones de análisis personalizadas por cada fotopico encontrado en el espectro. Esta funcionalidad abre la posibilidad de analizar de espectros complejos, como por ejemplo el caso del Eu-152 en los que la influencia del compton de los picos de alta energía dificulta mucho el análisis de los picos de energía media.
- Mejora en la gestión de picos desconocidos: En el software actual y debido a las fluctuaciones del fondo radiactivo ambiental se producen pequeños máximos que el software toma como pequeños picos de actividad mínima que no aportan ninguna información y dificultan el análisis del espectro. Para este respecto se ha implementado el cálculo y visualización gráfica de los niveles de actividad correspondientes al umbral de decisión y límite de detección del equipo a todo lo largo del espectro.

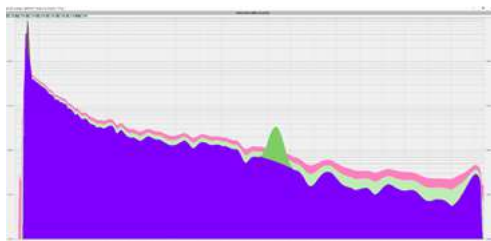


Figure 572: enter image description here

Además y de acuerdo a las recomendaciones establecidas en la publicación “determination and interpretation of characteristic limits for radioactive measurements” del OIEA del 2017, se ha instalado un filtro de discriminación de falsos positivos que no superen el límite de detección del equipo.

Conclusiones

En la actualidad, todos estos cambios han sido sometidos a un extenso proceso de validación mediante su comparación con resultados de medidas de actividad de fuentes de referencia realizadas con

una versión anterior del mismo código pertenecientes a medidas, intercomparaciones o casos en los que las fluctuaciones del fondo presentan una gran variabilidad, encontrando en todos los casos que la concordancia de resultados es máxima.

Pósteres: Protección Radiológica ocupacional no sanitaria y transporte / 1221

CARACTERIZACIÓN, ACONDICIONAMIENTO Y TRANSPORTE DE COMPONENTES DE UN CICLOTRÓN

Autores: Javier Rivero Torres¹ ; Juan Antonio Arribas Sahuquillo² ; Benjamín Mora Bastida³

¹ GDES

² GD Energy Services, S.A.U.

³ GD Energy Services S.A.U.

Corresponding Authors: j.rivero@gdes.com, j.arribas@gdes.com, b.mora@gdes.com

Introducción

La producción y suministro de productos radiofarmacéuticos es una de las principales actividades económicas en el ámbito de la Medicina Nuclear y la Imagen Molecular. Debido al elevado coste de los equipos y tecnología necesaria para la síntesis de radioisótopos, resulta una opción viable la adquisición de equipos en desuso o de segunda mano por parte de las empresas del sector.

El desafío presentado por nuestro cliente consistía en la gestión global de la adquisición por parte de una empresa radiofarmacéutica francesa de un ciclotrón en desuso instalado en España. En rasgos generales, dicha gestión debería contener las siguientes etapas:

- Caracterización de componentes del ciclotrón, con el fin de realizar una estimación de actividad de los objetos que permitiera cumplir con la normativa europea de transporte de mercancías peligrosas por carretera (ADR).
- Acondicionamiento de todos los componentes, para permitir su adecuada manipulación y transporte en condiciones de seguridad, cumpliendo con los criterios de protección radiológica.
- Transporte íntegro del ciclotrón hasta la instalación de destino en Francia, cumpliendo todos los requisitos de transporte del acuerdo ADR.

Material y métodos

Los elementos objeto de transporte eran los componentes externos e internos de un ciclotrón marca OXFORD, cuyas piezas y equipos se encuentran constituidos en su mayoría por materiales metálicos susceptibles de presentar radioisótopos producidos por activación neutrónica durante el periodo de uso de dicho ciclotrón.

Para la **caracterización** de los componentes, se realizó una verificación radiológica previa mediante detectores portátiles de radiación de todas las piezas y equipamiento del ciclotrón. Todas piezas fueron sometidas también a un ensayo de contaminación superficial desprendible mediante el empleo de frotis y un detector de contaminación.

La estimación de actividad de cada una de las piezas y componentes se llevó a cabo mediante un sistema de adquisición gamma en conjunción con software ISOCS:

- Detector y Amplificador Multicanal Tipo:
NaI de 2”
Marca: Canberra

- Software de espectrometría y modelización
Marca: Canberra.
Modelo: Genie 2k, ISOCS.



Figure 573: Caracterización criostato

El **acondicionamiento** consiste principalmente en la preparación del correcto embalaje para cada una de las piezas y elementos del ciclotrón, de forma que se pueda garantizar su integridad durante el transporte, así como el cumplimiento de la normativa europea de transporte de mercancías peligrosas por carretera (ADR).

Finalmente, se llevó a cabo el **transporte** de los equipos por carretera hasta su destino en Francia. Para garantizar la integridad de los materiales se instalaron acelerómetros en los bultos que permitieran registrar posibles impactos durante las operaciones de carga, transporte y descarga.

Resultados y conclusiones

La UTPR de GDES llevó a cabo la caracterización de un total de 23 piezas, de las cuales 15 pudieron ser consideradas como material exento para su transporte por carretera, mientras que 8 piezas presentaban una actividad superior al límite de exención del ADR.

Las piezas que superaron el criterio de material exento pudieron ser acondicionadas de forma conjunta en un bulto exceptuado.

La precisa caracterización radiológica de las piezas permitió su transporte de forma segura y eficaz.

Pósteres: Radiaciones no ionizantes y biofísica / 870**Control de Calidad en Equipos de Ultrasonidos**

Autor: Virginia Álvarez Sánchez¹

Co-autores: Roberto Sanchez Casanueva¹ ; Domingo Pablo Córdoba Gómez² ; José Miguel Fernández Soto³

¹ Hospital Clínico San Carlos

² Hospital Clínico San Carlos - Madrid

³ HOSPITAL CLINICO SAN CARLOS

Corresponding Author: valvarezs@salud.madrid.org

Introducción

El control de calidad de equipos de ecografía comprende la realización de pruebas específicas tanto a la unidad de ultrasonidos como a cada uno de los transductores. Los objetivos de este control de calidad están en detectar el deterioro gradual de la calidad de imagen antes de que afecte al diagnóstico clínico y ayudar a encontrar la causa de un posible mal funcionamiento.

En este trabajo se analizan los resultados de las pruebas de control de calidad en modo B realizadas a 34 transductores correspondientes a 14 equipos de ultrasonidos.

Material y Métodos

Se disponía del maniquí multipropósito N-365 de Kyoto Kagaku, de dimensiones 19×22×7 cm y material uretano, que contiene insertos de diferentes tamaños y ecogenicidades para la valoración de cada prueba. A 25°C, la velocidad de propagación del sonido en su interior es de 1432 m/s y su coeficiente de atenuación es de 0.59 dB/cm/MHz (Figura 1a).

Las pruebas se realizaron a 18 sondas lineales y 16 sondas convexas de 14 equipos de ultrasonidos (8 Toshiba Aplio, 3 Toshiba Xario, 2 Sonosite Edge II y 1 Sonosite M-Turbo C) pertenecientes al Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Clínico San Carlos y a los centros de especialidades Modesto Lafuente y Avenida Portugal.

Para cada transductor se realizaron las pruebas de uniformidad, zona muerta, profundidad de penetración, zona focal, exactitud en la medida de distancias, resolución, visualización de objetos anecoicos y umbral de sensibilidad a bajo contraste.

Como parámetros de referencia se fijaron, para cada prueba, la frecuencia, ganancia, rango dinámico, foco y profundidad de campo, de forma que se optimizase la calidad de imagen.

Las medidas de distancias fueron corregidas por la velocidad del sonido en el maniquí, distinta a la de calibración de los ecógrafos (1540 m/s).

Los niveles de tolerancia considerados son los propuestos en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Revisión 2011).

Resultados

De los 34 transductores analizados, 9 superaron las tolerancias en todas las pruebas, y 19 de ellos superaron todas las pruebas excepto la de resolución lateral, que únicamente dio buenos resultados en el 32% de los casos.

En las pruebas de profundidad de la zona muerta y sensibilidad a bajo contraste cumplieron tolerancias todas las sondas. Las pruebas de visualización de objetos anecoicos, profundidad de penetración y resolución axial también dieron buenos resultados, cumpliendo tolerancias el 77%, 94% y 97% de las sondas, respectivamente. Como valor de límite de distorsión se tomó un 20%, tolerancia que superaron el 85% de los transductores (Figura 2).

Las medidas de distancias verticales y horizontales corregidas cumplieron tolerancias en el 88% y el 97% de las sondas, respectivamente (Figura 1b).

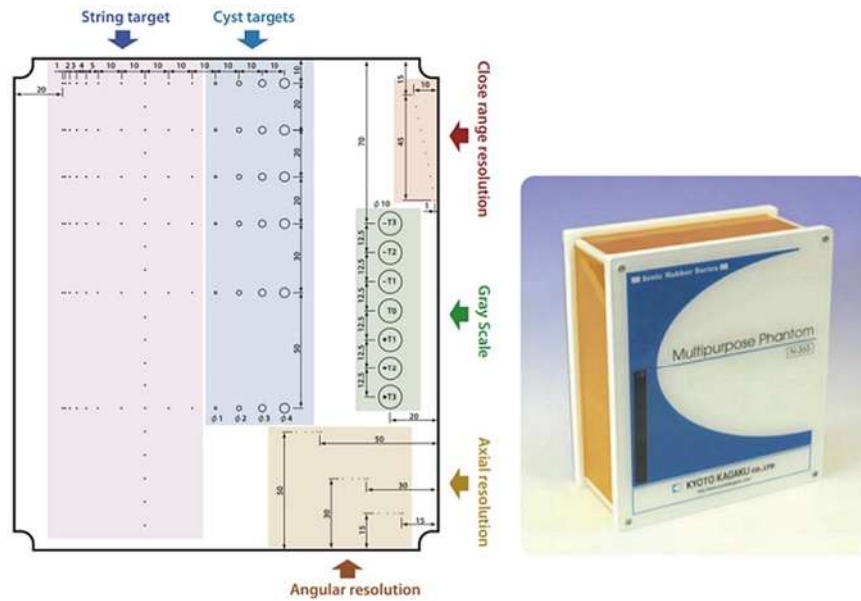


Figura 1a. Maniquí para control de calidad en equipos de ultrasonidos N-365 (Kyoto Kagaku).

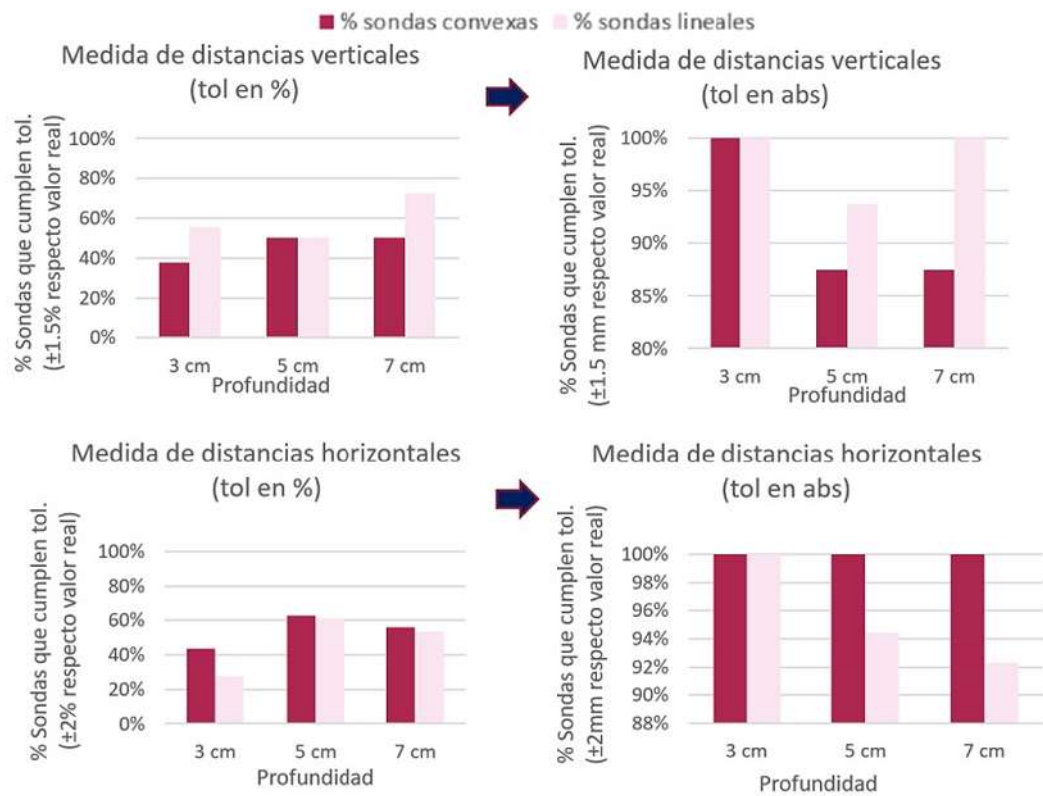


Figura 1b. Diferencia en la prueba de medida de distancias respecto a la tolerancia establecida en el PECCR.

Figure 574: Maniquí de control de calidad utilizado en este trabajo y resultados de la prueba de medida de distancias.

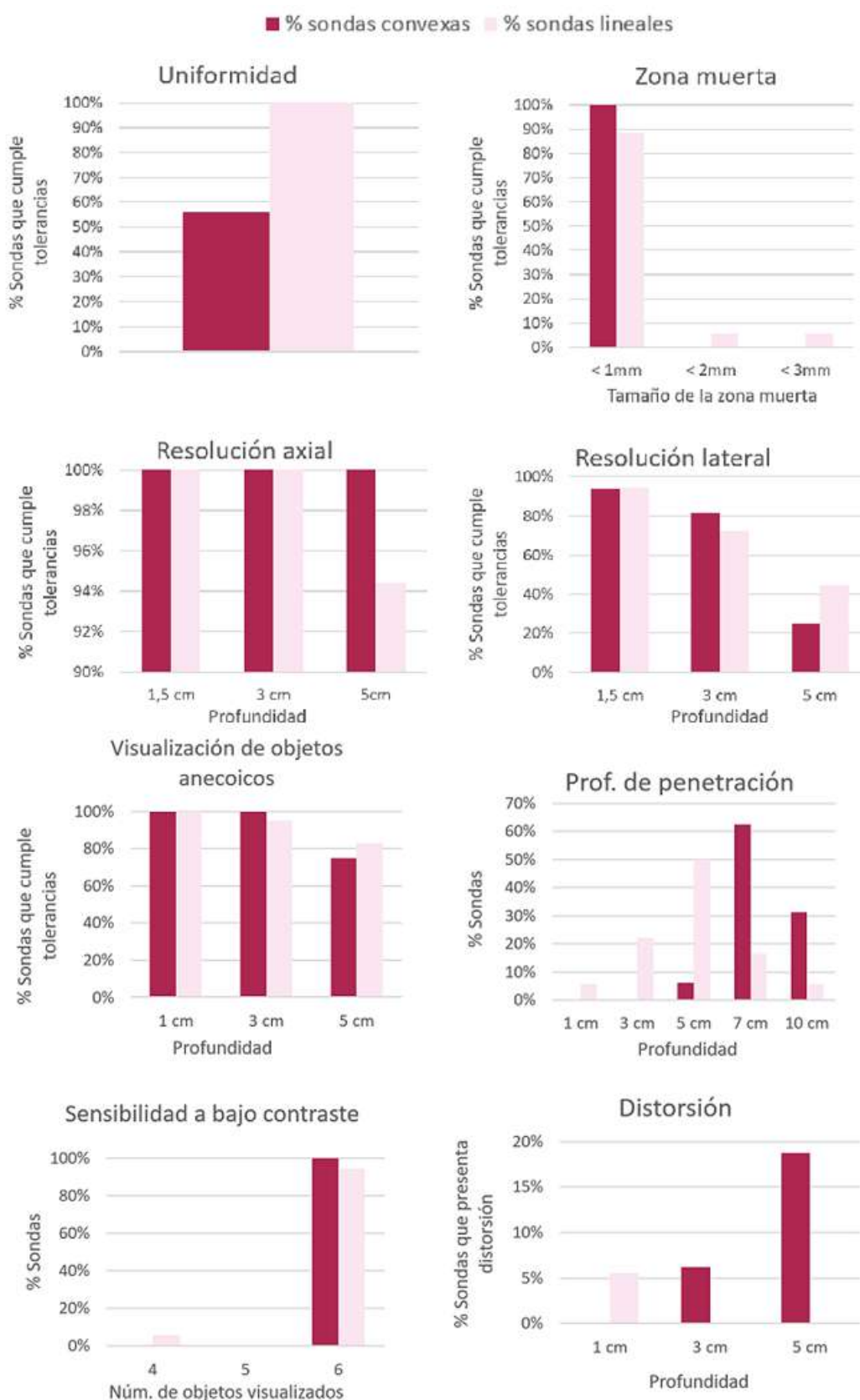


Figure 575: Pruebas de uniformidad, zona muerta, resolución y visualización de objetos anecoicos: muestra el % sondas que cumple tolerancias del PECCR.

Prof. penetración: representa el % sondas cuya prof. de penetración es de hasta 1, 3, 5, 7 y 10 cm.

Sensibilidad a bajo contraste: % sondas que permite visualizar hasta 4, 5, 6 objetos.

Distorsión: % sondas con distorsión a 1, 3, 5 cm.

Discusión

Los resultados obtenidos en la prueba de resolución lateral indican que debe hacerse con un maniquí de material gel equivalente a tejido. Con respecto a las medidas de distancias, pueden corregirse por la velocidad del sonido en el maniquí.

Conclusiones

A pesar de que la velocidad del sonido en el interior del maniquí utilizado no sea la de calibración de los equipos, puede utilizarse para verificar la consistencia a largo plazo.

Pósteres: Radiaciones no ionizantes y biofísica / 965**Efecto de la Radiación Ionizantes en membranas de intercambio iónico**

Autores: Yago Freijanes Roncal¹ ; Gema Ruiz Galán²

¹ *HGU GREGORIO MARAÑÓN*

² *Hospital General Universitario Gregorio Marañón*

Corresponding Author: senajierf@gmail.com

Introducción

Se ha analizado el efecto de la radiación ionizante (RI) utilizada en la práctica clínica sobre membranas poliméricas de intercambio iónico de diferente composición. Estas membranas son de utilidad en dispositivos médicos implantables. El objetivo es analizar el efecto de la RI en las propiedades de hinchamiento, absorción y cambio dimensional de las membranas.

Material y métodos

En el estudio se han utilizado 4 tipos de membranas (con y sin refuerzo) (Imagen 1) y el maniquí I mRT Phantom de RW3 (Iba Dosimetry). Cinco muestras de cada tipo de membrana fueron irradiadas utilizando el acelerador lineal de electrones Versa HD con MLC Agility y energía 6 MV WFF (Elekta). Para el estudio se eligió un rango de dosis basado en los protocolos de tratamientos de SNC habituales en el servicio (20 Gy, 30 Gy, 40 Gy, 50 Gy, 60 Gy). Suponiendo que no existen mecanismos de reparación en las membranas, la dosis total fue impartida en una única sesión.

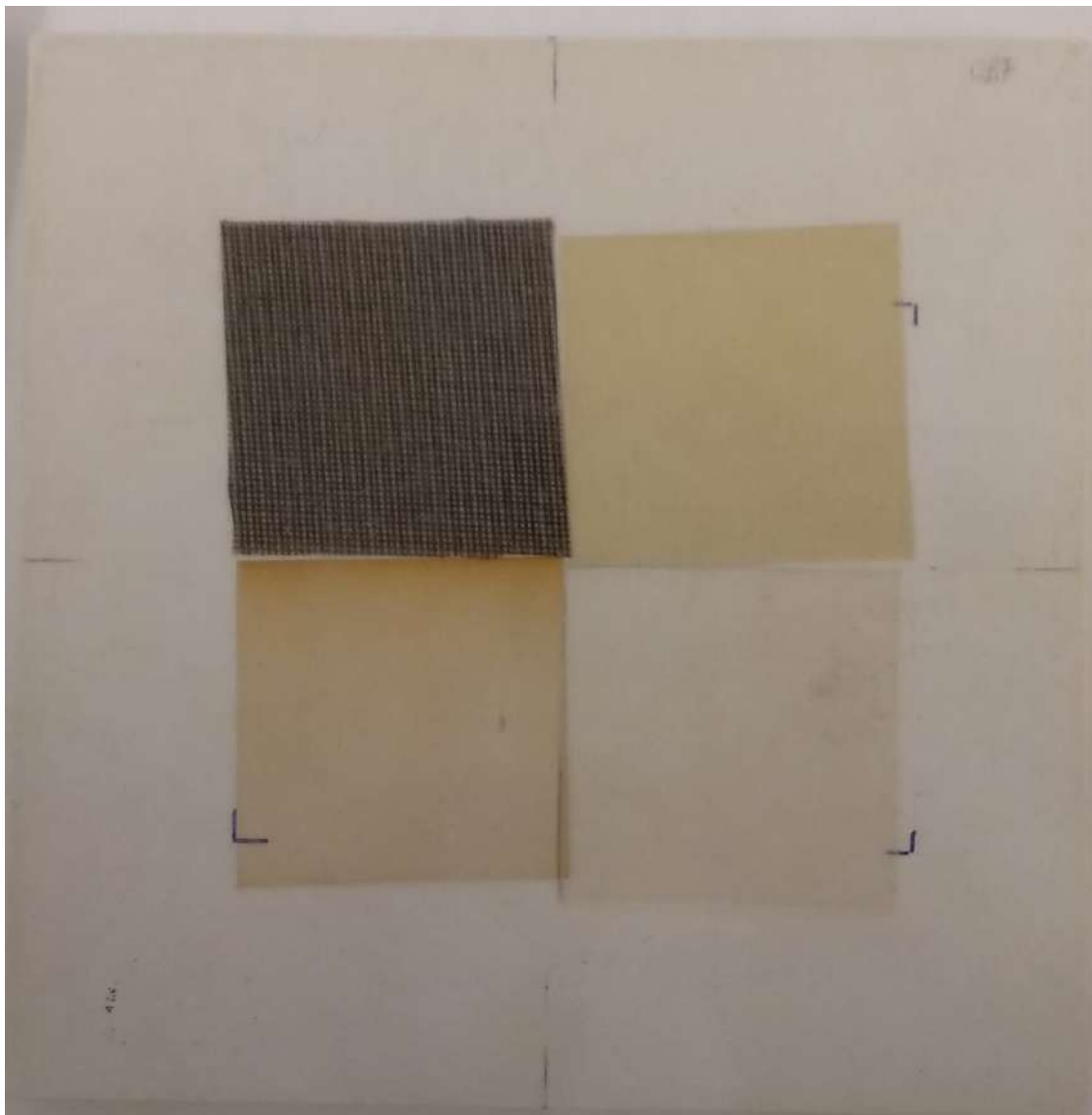


Figure 576: Modelos de membranas

Las membranas radiadas se sumergieron en una disolución acuosa que simula la composición del fluido cerebroespinal, que es el medio en el que se supone que van a ser empleadas. Se determinó la absorción del disolvente y se estudió si hubo cambio dimensional en cada membrana, y posteriormente se realizó un estudio estadístico ANOVA para analizar si las diferencias observadas en los parámetros estudiados entre las muestras de membrana no radiada y radiada con las diferentes dosis son significativas.

Resultados y conclusiones

Los resultados obtenidos muestran que no existe una correlación significativa entre el contenido en agua y la dosis de radiación de las muestras. Sin embargo, sí se observaron diferencias significativas entre los valores del contenido en agua correspondientes a muestras de una misma membrana con diferente dosis de radiación. (Imagen 2).

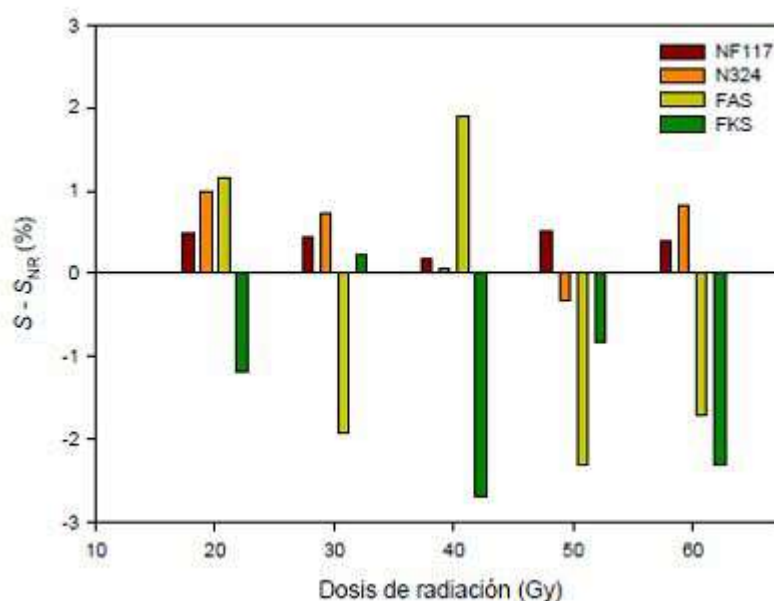


Figure 577: Concentraciones frente a dosis de radiación

La capacidad de absorción depende de la existencia o no de refuerzo. En presencia de refuerzo interno, tiende a disminuir la capacidad de absorción de la membrana respecto de la membrana no radiada. Para las membranas sin refuerzo o con refuerzo externo, la radiación aumenta la capacidad de absorción.

Se ha observado que la RI aplicada sobre las membranas estudiadas influye en sus propiedades de expansión y el efecto dependiente de la existencia o no de refuerzo, interno o externo, en su estructura.

Con el objetivo de mejorar los resultados se valora emplear muestras de mayores dimensiones para disponer de errores relativos de menores.

Bibliografía

- 1 S. Cosnier et al., "Towards glucose biofuel cells implanted in human body for powering artificial organs: Review". *Electrochem. Commun.*, 38 (2014) 19-23.
- 2 H. Willers, J. Dahm-Daphi, S. Powell, "Repair of radiation damage to DNA" *Br J Cancer* 90, (2004) 1297-1301.

Pósteres: Radiaciones no ionizantes y biofísica / 1207**Análisis de materiales en impresión 3D aplicada a la Física Médica**

Autores: Luis Alejo Luque¹ ; José Bayón Llera² ; Pablo Jodra Egido³ ; Jaime Miguel Atanes³ ; Antonio Berrios Torres³ ; Darío Isa López³ ; Alessandro Gutiérrez Venturini⁴

Co-autores: Carlos Huerfano Cabrerizo² ; Eva Corredoira Silva² ; Francisco Sanchez Muñoz⁵ ; Carlos Ferrer Gracia⁵ ; Concepción Huertas Martínez² ; Ana Morcillo² ; Alberto Marín Caba²

¹ Servicio de Radiofísica y Radioprotección, H. U. La Paz

² Hospital Universitario La Paz

³ Universidad Politécnica de Madrid

⁴ Fundación para la Investigación Biomédica del Hospital Universitario La Paz

⁵ H.U. La Paz

Corresponding Author: luis.alejo@salud.madrid.org

Introducción

El desarrollo de tecnologías de impresión 3D (i3D) está creciendo en los últimos años en el sector sanitario (Rankin et al., 2018; Ganguli et al., 2018). Sin embargo, la aplicación de esta tecnología en Física Médica es más reciente (Qiu et al., 2018; Ikejima et al., 2017). Las principales limitaciones del uso de la i3D en la fabricación de maniqués son el coste en tiempo de elaboración del producto y el tipo de material empleado, que además de ser equivalente a tejido debe presentar diferentes densidades electrónicas (∂_e). Para poder variar las ∂_e del material imprimible utilizado en la tecnología i3D por deposición fundida, varios autores han sugerido aplicar variaciones sucesivas de porcentaje de relleno o *infill* (Ricotti 2017, Kairn 2015). En este trabajo se estudia la posibilidad de reproducir en PLA u otros materiales las ∂_e requeridas para fabricar con tecnología i3D maniqués antropomórficos equivalentes a tejido.

Materiales, Métodos y Discusión

En primer lugar, se ha analizado la posibilidad de imprimir en PLA (ácido poliláctico, 1.24 g/cm³) insertos que permitan construir una curva de calibración ∂_e -números Hounsfield (UH) con rango suficiente, variando para ello el parámetro *infill* durante la impresión por deposición fundida. El proceso se ha realizado en los siguientes pasos:

1. Linealidad %*infill* vs UH. Se han imprimido láminas de PLA 10x10x1 cm³ con incrementos sucesivos de *infill* del 5%. Posteriormente se ha realizado una adquisición CT a 120 kVp de las diferentes láminas, obteniéndose la relación lineal: %*infill*=0.088UH+88.393 (R²=0.996).
2. Obtención de los %*infill*. Conocidas las ∂_e de los insertos del maniquí de densidades CIRS 062M, se obtienen las correspondientes UH, y aplicando la relación lineal anterior, los %*infill* requeridos en PLA. Los resultados son: aire, 3%; pulmón (inspiración), 18%; pulmón (expiración), 44%; adiposo, 82%; pecho (50,50), 85%; agua, 88%; músculo, 92%; hígado, 93%; hueso trabecular, 108%; hueso denso, 169%.
3. Impresión de láminas al %*infill* requerido. Los resultados muestran diferencias no mayores de 14 UH (músculo) respecto de los insertos originales. Para obtener la densidad equivalente a hueso, inalcanzable con PLA, se ha probado el uso de PETG (tereftalato de polietileno Glicol, 1.27 g/cm³). Con este material a un %*infill* del 100% se alcanza un UH de 90, lo que resulta claramente insuficiente.

Debido a que no fue posible alcanzar las UH correspondientes a hueso con los materiales i3D habituales, se exploró el uso de tres materiales mixtos, PLA al 15%-alúmina, alúmina en carcasa polimérica e hidroxiapatita en carcasa polimérica, obteniéndose las correspondientes UH (ver Figura 1): 589, 890 y 1293 UH, respectivamente.

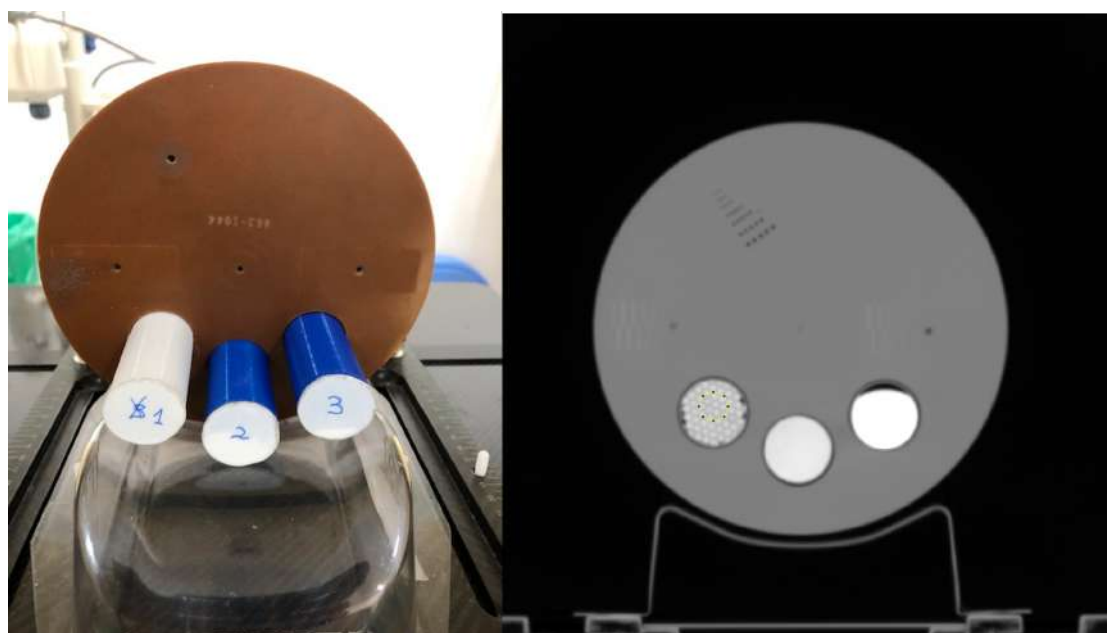


Figure 578: Obtención de las UH de materiales mixtos PLA(15%)-alúmina (1), alúmina en carcasa polimérica (2), e hidroxiapatita en carcasa polimérica (3), insertados en maniquí equivalente a agua

Posteriormente, se obtienen las correspondientes curvas ∂_e -UH, a diferentes energías, y se comparan con las obtenidas con los insertos originales del maniquí CIRS 062M (ver Figura 2).

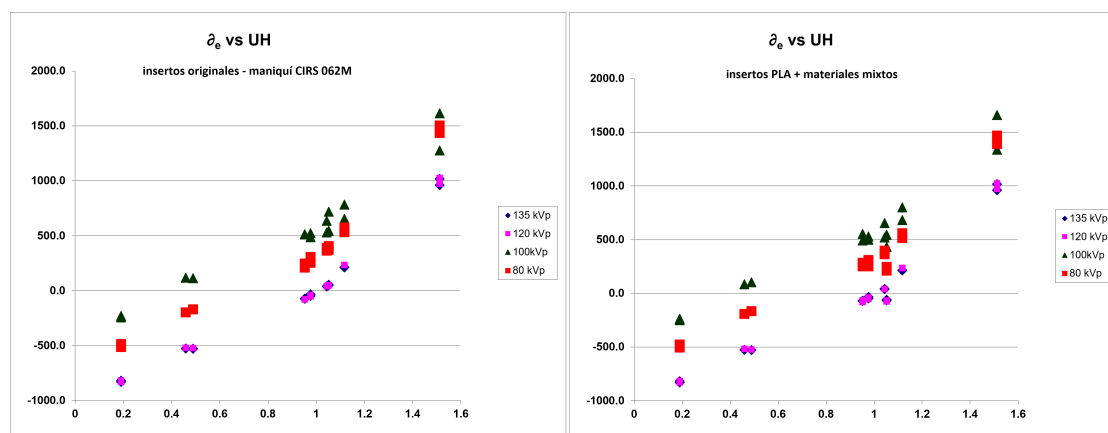


Figure 579: Curvas ∂_e -UH obtenidas con maniquí CIRS 062M y con láminas impresas PLA variando %infill y usando materiales mixtos.

Conclusiones

Es posible obtener materiales i3D con ∂_e equivalentes a tejido variando el %infill durante el proceso de impresión por deposición fundida. Para obtener materiales de alta densidad equivalentes a hueso, pueden utilizarse materiales mixtos como PLA-alúmina, alúmina en carcasa polimérica o hidroxiapatita en carcasa polimérica.

Pósteres: Radiobiología / 849**Protocolo de compensación de interrupciones en tratamientos de radioterapia externa****Autor:** Antonio Ruiz Bueno¹**Co-autores:** Yago Freijanes Roncal² ; Diego Antón García³¹ Hospital Campo Grande² HGU GREGORIO MARAÑÓN³ Hospital Recoletas Campo Grande**Corresponding Author:** antonio.ruiz.hcg@gruporecoletas.com**INTRODUCCIÓN**

Las interrupciones en los tratamientos de radioterapia y, por tanto, el incremento del tiempo total de tratamiento, pueden llevar a una reducción de la probabilidad de control tumoral. En una adecuada práctica clínica debe existir un mecanismo para compensar las interrupciones si son inevitables. En este trabajo se presenta el protocolo de nuestro servicio para compensar las interrupciones en los tratamientos de radioterapia externa y minimizar los tiempos totales de tratamiento.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se deberán prever las interrupciones previstas antes de iniciar el tratamiento (mantenimientos programados, festivos) y aplicar un protocolo de actuación ante interrupciones imprevistas (situación clínica del paciente, avería del acelerador).

En nuestro servicio se ha elaborado un protocolo para minimizar el tiempo de tratamiento:

1º: Se categoriza el paciente en función del tumor:

Categoría 1. Objetivo: No exceder en 2 días el tiempo total de tratamiento

- Cáncer epidermoide de cabeza y cuello
- Meduloblastoma y tumor neuroectodérmico
- Cáncer de pulmón células no pequeñas
- Cáncer epidermoide de ano
- Cáncer epidermoide de cérvix
- Cáncer microcítico de pulmón con QT
- Cáncer epidermoide de esófago
- Cáncer epidermoide de piel, vagina y vulva
- Adenocarcinoma de esófago

Categoría 2. Objetivo: No exceder en 2-5 días el tiempo total de tratamiento

- Mama hipofraccionada: 15 fracciones (No exceder en 2 días)
- Mama normofraccionada: 25 fracciones (No exceder en 5 días)
- Cáncer de próstata
- Cáncer de vejiga

Categoría 3. Objetivo: No exceder en 7 días el tiempo total de tratamiento

- Paliativos

2º: Se contabilizan los días de tratamiento y se propone una fecha de inicio para minimizar el tiempo total de tratamiento:

- Se contabilizan los días naturales
- El inicio preferentemente debe ser en lunes si el número de fracciones es múltiplo de 5
- El inicio preferentemente debe ser de lunes a miércoles en el resto de tratamientos

3º: Ante interrupciones imprevistas se establece una compensación, que se elegirá con el siguiente orden de prioridad:

- Elección adecuada de acelerador si se prevé parada en alguno de ellos
- Tratamiento 2 fracciones/día
- Incrementar dosis/fracción el mismo número de días que la parada
- Incrementar dosis/fracción con disminución del número de días
- Incrementar dosis/fracción con aumento del número de días
- Incrementar dosis/fracción con disminución del número de días, 2 fracciones/día
- Agregar fracciones extras al finalizar el tratamiento

RESULTADOS

Se ha conseguido disminuir el tiempo total de los tratamientos. Ante interrupciones previstas como un mantenimiento programado reducimos el tiempo total de tratamiento en 2-3 días.

DISCUSIÓN

Para la correcta aplicación del protocolo, la comunicación y disposición de todos los profesionales del servicio es fundamental. Se hace necesario calcular el tiempo total de tratamiento de cada paciente y prever con suficiente antelación las interrupciones previstas.

CONCLUSIONES

Se establece un protocolo de actuación ante interrupciones previstas e imprevistas de los tratamientos de radioterapia externa. Se consigue disminuir el tiempo total de los tratamientos de los pacientes.

REFERENCIAS

The timely delivery of radical radiotherapy: guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions. Fourth edition. The Royal College of Radiologists. January 2019. www.rcr.ac.uk

Pósteres: Radiobiología / 962**Dosis efectiva y riesgo de inducción de cáncer en pacientes tratados con radioterapia de bajas dosis por neumonía asociada a COVID-19****Autores:** Trinitat García Hernández¹ ; Maite Romero Expósito² ; Beatriz Sánchez Nieto³¹ Hospital General Universitario de Valencia² Área de ciencias Básicas y Ambientales, Instituto Tecnológico de Santo Domingo (INTEC), P.O. Box 342-9/249-2³ Instituto de Física, Pontificia Universidad Católica de Chile**Corresponding Author:** mtrinitat.movil@gmail.com**Introducción:**

El efecto antiinflamatorio de la radioterapia (RT) a bajas dosis (LDRT) es conocido casi desde los inicios de la RT. Aún no se ha encontrado un tratamiento efectivo de la neumonía desarrollada por algunos pacientes afectados por SARS-COVID-19, lo que ha impulsado una serie de estudios clínicos para testear la validez de la LDRT, consistente en irradiar ambos pulmones, con dosis prescritas entre 50 y 100cGy. El objetivo de este trabajo fue estimar la dosis efectiva y el riesgo de inducción de cáncer en algún momento de la vida tras el tratamiento (LAR).

Material y métodos:

Se realizó una planificación de acuerdo a los estudios clínicos en curso, con campos anterior y posterior de 6MV en los maniqués de hombre y mujer del documento ICRP110, usando el planificador Pinnacle.v.16.0.2(TPS). Se consideraron los órganos radiosensibles listados en el ICRP103.

Dado que el TPS no estima correctamente la dosis fuera de la isodosis del 5% 1, en esa zona se empleó un modelo ad-hoc generado a partir de medidas en maniquí con cámara de ionización. Finalmente, el cálculo de la dosis órgano se realizó mediante:

$$D = V_{d>5} \overline{D}_{V_{d>5}}^{TPS;DVH} + (1 - V_{d>5}) \overline{D}_{d<5}^{model}$$

Donde $V_{d>5}$ es el porcentaje de volumen del órgano dentro de la isodosis del 5%, $\overline{D}_{V_{d>5}}^{TPS;DVH}$ es la dosis media del órgano en $V_{d>5}$ calculada por el TPS y $\overline{D}_{d<5}^{model}$ es la dosis media en el resto del órgano calculada por integración del modelo ad-hoc.

Para la estimación de la dosis en piel se usó: a) para la dosis fuera del tratamiento, un modelo publicado anteriormente 2, b) para la dosis dentro del tratamiento, medidas con película radiocrómica EBT3.

La dosis efectiva se calculó como la suma ponderada de la dosis para los tejidos y órganos según el documento ICRP 103.

Las bajas dosis administradas tienen consecuencias relevantes en la metodología empleada en cálculo del LAR: a) todos los órganos son susceptibles de generar un cáncer b) el modelo lineal sin umbral del BEIR VII proporciona una descripción razonable de la relación entre dosis e incidencia de cáncer en función de sexo y edad al momento de la irradiación y c) LAR es independiente de número de fracciones

Resultados:

El modelo generado, para el tratamiento de 50 cGy, de dosis a órganos fuera de la isodosis del 5% se muestra en la figura. La dosis en los diferentes órganos por unidad de dosis prescrita varía entre 10mGy/cGy y 0.005mGy/cGy. La dosis promedio en piel dentro del campo fue 40cGy. La dosis efectiva calculada varió entre 204mSv y 426mSv para el rango de dosis de prescripción estudiado. Para 50cGy, el LAR fue de 1.7% a 0.3% para hombres y de 4.9% a 0.5% para mujeres (para un rango de edad entre 20 y 80 años, en el momento de la LDRT).

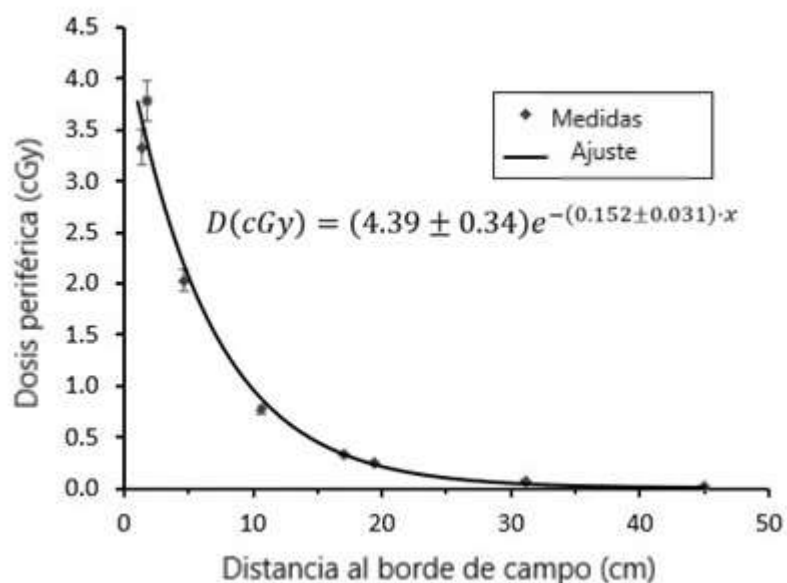


Figure 580: Model

Conclusión

Los órganos que más contribuyen al LAR son pulmón y mama. El LAR de órganos fuera del campo de tratamiento es menor a 0.06 casos por 10000. En promedio, LARmujer es 2.2 el LARhombre para la misma edad y dosis prescrita. La dosis efectiva calculada es del mismo orden de magnitud que la administrada por algunas técnicas de radiología intervencionista de altas dosis. Para un hombre de 60 años, el LAR50cGy es 8 veces mayor que el asociado a un CT cardíaco.

Referencias

1. Sánchez-Nieto B., Medina-Ascanio K. N., Rodríguez-Mongua J.L., Doerner E., Espinoza I. Study of out-of-field dose in photon radiotherapy: A commercial treatment planning system versus measurements and Monte Carlo simulations. MedPhys2020.
2. Trinitat-García-Hernández, Aurora-Vicedo-González, Beatriz-Sánchez-Nieto, Maite-Romero-Expósito, Joan-Roselló-Ferrando. Peripheral surface dose from a linear accelerator: radiochromic film experimental measurements of flattening filter free versus flattened beams, Radiation Protection Dosimetry, 10 January 2020.

Pósteres: Radiobiología / 992**COMPARACIÓN DE MODELOS RADIOBIOLÓGICOS PARA SBRT: LQ vs SOTOLONGO****Autor:** Alejandro Ariño Gil¹**Co-autores:** Mireia Hernandez Trujillo ² ; Amparo Romeu Moragón ² ; Antonio González Vicente ² ; Joan Cristòfol Font Gelabert ³¹ *Hospital Universitari Son Espases*² *Hospital Son Espases*³ *HUSE***Corresponding Author:** alargi82@hotmail.com**Introducción**

El concepto y la técnica de la radiocirugía estereotáctica (SRS) de los tumores cerebrales, donde administran altas dosis de radiación, de 15 a 25 Gy, en 1 ó 2 fracciones se ha ido adaptando a la irradiación de tumores extracraneales ó SBRT. Diversas publicaciones señalan el poco acierto del modelo LQ en su aplicación a esta técnica.

Hay un modelo, Sotolongo, basado en la fórmula de la entropía de Tsallis, el principio de completitud, el principio de existencia de un valor medio y el principio de máxima entropía, que hasta la fecha ha demostrado ser universal y ampliamente aplicable en física, biología, economía...

El modelo de Sotolongo puede escribirse como:

$$F_s(D) = \begin{cases} \left(1 - \frac{D}{D_0}\right)^\gamma & \forall D < D_0 \\ 0 & \forall D \geq D_0 \end{cases}$$

Figure 581: Modelo Sotolongo

Donde:

q = índice de extensividad (q = 1 corresponde al caso clásico, el estadístico BG).

D₀ = punto crítico. Para D < D₀, la supervivencia y la muerte celular coexisten. Para D ≥ D₀, no hay supervivencia celular.

Si q = 1 y la dosis de radiación no es demasiado alta, la ecuación de supervivencia celular puede escribirse, por desarrollo de Taylor, en términos de D y D₂, recuperando el modelo LQ y obteniendo relaciones entre α y β y D₀ y γ.

Los objetivos de este estudio son: evaluar la bondad de ajuste del modelo de Sotolongo en un amplio rango de dosis y comparar dicho modelo con el LQ.

Material

Al ajustar un modelo hay que prestar atención a la calidad de los datos. En algunos casos se presentan los porcentajes de supervivencia sin la desviación estándar (DE), en otros casos los porcentajes de supervivencia y la DE. Otro aspecto importante es el rango de dosis estudiado, así como el número de puntos representados.

Dichas curvas provienen de la publicación "Fitting the linear-quadratic model to detailed data sets for different dose ranges" (García LM et al) donde 3 curvas cubren un rango de dosis suficientemente amplio para el objetivo de este estudio (hasta 14 y/o 16 Gy), con valores a intervalos constantes de 0.5 Gy y con la desviación estándar de los datos debidamente reportada (a falta de otros datos de calidad).

Métodos

Los datos de supervivencia (S) frente a la dosis (d) se ajustaron por el método de mínimos cuadrados.

Como herramientas de análisis se utilizan χ^2 , el de número de datos (N), el número de parámetros en el modelo (p), los grados de libertad (df= N-p) y la hipótesis nula del ajuste (H0) con un nivel de confianza del 95%.

Modelo	Línea celular	Rango de dosis (Gy)	χ^2	Df	χ^2/df	H ₀ (95% CI)	p-value
LQ	DU145	0-14	154,8	27	5,73	Rejected	<0,00001
	CHOAA8	0-16	125,4	31	4,04	Rejected	<0,00001
	CP3	0-14	66,6	27	2,46	Rejected	0,00003
Sotolongo	DU145	0-14	148,1	27	5,48	Rejected	<0,0001
	CHOAA8	0-16	31,6	31	1,71	NotRejected	0,43
	CP3	0-14	96	27	3,56	Rejected	<0,0001

Figure 582: Tabla 1.- Tabla comparativa del modelo LQ y el modelo de Sotolongo

Discusión

Rechazar la hipótesis nula supone que el ajuste no proporciona un nivel de confianza del 95%. Atendiendo a este criterio solo el modelo de Sotolongo y solo para la línea celular CHOAA8 garantiza dicho nivel de confianza, coincidiendo con un χ^2/df (χ^2 normalizado) próximo a 1 que representa también una medida de la bondad del ajuste.

Para las otras 2 líneas celulares los resultados son similares entre ambos modelos.

Conclusiones

Se pone de relieve la validez del modelo de Sotolongo. Aunque sería necesario contar con más datos de calidad para extraer conclusiones de mayor alcance para su uso en SBRT.

Pósteres: Radiobiología / 1267**Cálculo del NTCP a partir del ajuste del modelo logístico a datos del QUANTEC****Autores:** Mario Leonor Yuste¹ ; Jose Luis del Campo Gómez²¹ *Genesis Care*² *SAS***Corresponding Author:** mariete.ley@gmail.com**Introducción.**

En el QUANTEC la información disponible se condensa en una serie discreta de límites dosis-volumen, junto con la incidencia de un efecto no deseado para esos límites. Dada una distribución arbitraria de dosis, $D(v)$ sobre un Órgano de Riesgo, OAR, estaríamos interesados en poder calcular la Normal Tissue Control Probability, NTCP para una determinada complicación en dicho órgano.

Material y métodos.

Si representamos NTCP en función de la dosis absorbida, D obtenemos una curva sigmoidea que se ajusta a la siguiente expresión (modelo logístico):

$$NTCP(D) = [1 + \left(\frac{D_{50}}{D}\right)^{4\gamma}]^{-1} \quad (1)$$

Siendo:

D_{50} , dosis absorbida que produce un 50% de complicaciones en el OAR.

γ , valor máximo del gradiente dosis-respuesta normalizado:

$$\gamma = \left(D \cdot \frac{dNTCP(D)}{dD} \right)_{max} \quad (2)$$

Si ahora consideramos la influencia que tiene la fracción de volumen, v del OAR irradiado en el valor D_{50} :

$$D_{50}(v) = D_{50}(1) \cdot v^{-n} \quad (3)$$

Siendo:

n , parámetro de volumen de los datos Emami.

$D_{50}(1) \equiv TD_{50/5}$, dosis de tolerancia en OAR irradiado al completo para el 50% de probabilidad de efecto crónico a los 5 años.

(1) quedaría:

$$NTCP(D) = [1 + \left(\frac{TD_{50/5}}{D \cdot v^n}\right)^{4\gamma}]^{-1} \quad (4)$$

Dado que una v del OAR normalmente recibe una D heterogénea, (4) no tiene utilidad en la práctica clínica. Por ello, hemos de condensar toda la información del DVH en una pareja de valores (v_{eff}, D_{max})

Usando el método de Kutcher y Burman puede verse que:

$$D_{max} \cdot v_{eff}^n = EUD \quad (5)$$

siendo:

EUD, Dosis Equivalente Uniforme

Para el cálculo de la EUD, utilizamos la expresión general:

$$EUD = (\sum_i v_i \cdot D_i^a)^{1/a} \quad (6)$$

Siendo:

a , parámetro cuyo valor es:

- un valor alto para OARs cuya organización estructural es en serie. En estos casos la EUD se asemeja a la dosis máxima en dicho órgano.

- un valor próximo a 1 para OARs en paralelo. En estos casos la EUD se asemeja a la dosis media.

De este modo la expresión (4) para el cálculo de la NTCP se reduce a:

$$NTCP(EUD) = [1 + \left(\frac{TD_{50/5}}{EUD}\right)^{4\gamma}]^{-1} \quad (7)$$

Resultados

En la tabla siguiente, Tabla 1 representamos los valores de γ y $TD_{50/5}$ que mejor ajusta el NTCP a los valores de tolerancia indicados en el QUANTEC en los distintos OARs y efectos considerados,

para el caso de un fraccionamiento convencional en la Radioterapia Conformada en 3 dimensiones, 3D-CRT.

Tejido/órgano	γ	TD50/5 (Gy)	Efecto final considerado
Riñón	1,66	28,10	Nefritis clínica
Vejiga (Dmax)	11,50	69,00	Cistitis grado tres
Cabeza femoral	3,30	65,00	Necrosis
Articulación mandibular	3,84	72,00	Limitación de la función articular
Cerebro	2,58	58,40	Necrosis, infarto
Cóclea	2,77	47,60	Pérdida de audición neurosensorial
Nervio óptico/quiasma	3,50	70,50	Ceguera
Médula espinal	4,68	69,10	Mielitis, necrosis
Corazón (mortalidad largo plazo)	4,34	26,00	mortalidad cardíaca a largo plazo
Cristalino	1,25	18,00	Catarata que requiere cirugía
Retina	2,00	65,00	Ceguera
Músculos constrictores faríngeos	1,05	69,00	Disfagia sintomática, aspiración
Tronco cerebral	3,56	69,00	Neuropatía o necrosis
Oído medio/externo	3,41	65,00	Otitis crónica
Parótidas	0,75	39,00	Pérdida salivación largo plazo < 25%
Parótida (una sola)	0,50	39,00	Pérdida salivación largo plazo < 25%
Laringe (necrosis)	4,41	78,90	Necrosis
Laringe (Dmax)	1,00	90,00	Disfunción vocal
Laringe (Con quimio)	1,13	60,00	Aspiración
Laringe (sin quimio)	1,10	60,00	Edema laríngeo
Pulmón	0,50	33,00	Neumonía sintomática
Corazón	0,70	49,40	Pericarditis
Esófago	1,00	66,00	Esofagitis grado 3
Estómago	1,75	65,00	Ulceración, perforación, fistula
Intestino delgado	3,74	52,00	Enteritis grado 3
Bulbo del pene	4,09	52,00	Disfunción eréctil severa
Recto	1,10	80,00	Rectitis grado 3
Hígado (con enfrm previa)	2,92	36,00	Fallo hepático
Hígado (sin enfrm previa)	2,42	42,00	Fallo hepático

Figure 583: Tabla 1

Discusión

A partir de estos datos, aplicando la ecuación (7) podemos estimar la NTCP para una distribución arbitraria de dosis cuya EUD sea distinta a los valores reflejados en el QUANTEC.

Por ejemplo, según el QUANTEC una dosis máxima en médula de 50, 60 ó 69 Gy puede ocasionar un riesgo de un 0,2, 5 ó 50 %, respectivamente de ocasionar mielopatía. Cabría preguntarse, ¿cuál es el riesgo si el máximo es de 55 Gy?

	NTCP(D)	1,376%	Mielopatía
	EUD (Gy)	55,00	
y	Médula espinal	4,68	
TDS0/5 (Gy)	Médula espinal	69,10	

Figure 584: Ikmen. Ejemplo

Conclusión

Hemos definido un método para poder estimar la NTCP para un OAR dado a partir del conocimiento de la EUD en dicho OAR. Dicha EUD puede conocerse fácilmente a partir de los datos del histograma DVH acumulativo, resultante de la planificación.

Referencias

- Use of NTCP Models in The Clinic. Lawrence B. Marks, M.D. et als.
- Histogram Reduction Method for calculating complication probabilities for 3D treatment planning evaluations. Kutcher, 1991

Pósteres: Radiobiología / 1145**Aspectos preliminares en la irradiación de cultivos celulares aplicables a la determinación de la Eficacia Biológica Relativa****Autor:** José Manuel Calatayud Jordán¹**Co-autores:** J. Antoni Sirerol¹ ; Jose María Chimenó Hernández² ; Regina Rodrigo Nicolás³ ; Alegría Montoro Pastor¹ ; José Pérez Calatayud² ; Juan Ignacio Villaescusa Blanca¹¹ *Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe*² *Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe*³ *Grupo Fisiopatología y Terapias de Enfermedades de la Visión, Centro de Investigación Príncipe Felipe***Corresponding Author:** jmcalatayud97@gmail.com**Introducción**

La letalidad de la radiación ionizante depende de factores físicos, como la tasa de dosis o el tipo de radiación y biológicos, como la línea celular o la densidad celular. La variación del daño biológico en un tejido en base a dichos parámetros se puede cuantificar mediante la eficacia biológica relativa (EBR).

El objetivo del trabajo es estudiar la influencia de las condiciones de irradiación en la supervivencia celular para la determinación de la EBR en futuras irradiaciones sistemáticas. También se ha estudiado la inducción de la apoptosis a partir de la actividad de Caspasa-3.

Materiales y métodos

Se ha estudiado la supervivencia celular a las 48h post-irradiación hasta 12 Gy a una tasa de 600 UM/min para tres líneas celulares: HaCaT, HL-60 y HIEC-6.

La influencia de la tasa de dosis en la supervivencia celular se ha estudiado en tres experimentos, a una dosis fija de 5 Gy y variando la tasa de dosis hasta 600 UM/min: En el primero, la irradiación se ha realizado 24h post-siembra y el recuento de células 48h post-irradiación con 2mL de DMEM/pocillo; en el segundo experimento la irradiación se ha realizado 48h post-siembra y en el tercero se han empleado 10mL de PBS/pocillo para aumentar el volumen y así la retrodispersión. La actividad de la Caspasa-3, que es un indicador de la apoptosis, se ha evaluado 24 y 48h post-irradiación para tasas de dosis de 40 y 600 UM/min a una dosis fija de 5 Gy.

Resultados

En la Figura 1 se muestra la curva de supervivencia tras 48h post-irradiación para las líneas celulares HIEC-6, HL-60 y HaCaT.

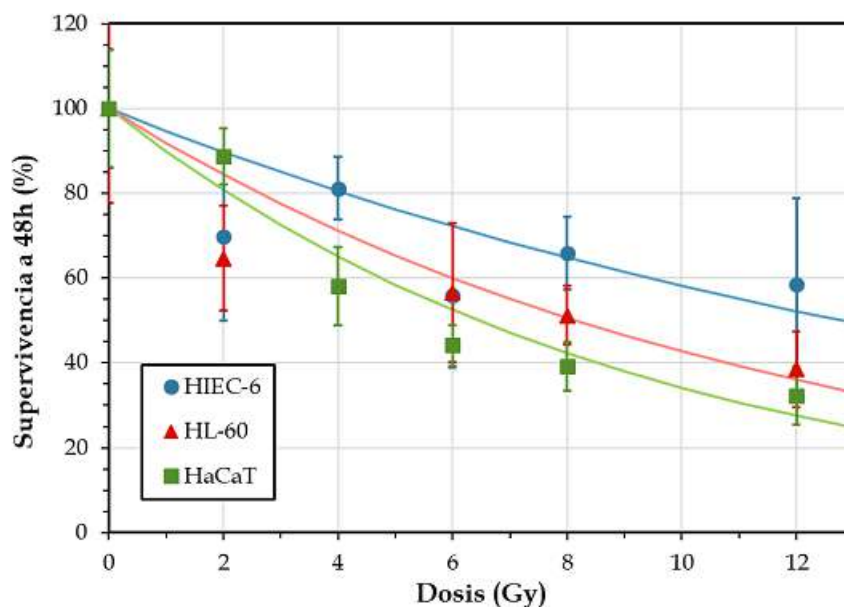


Figure 585: Curvas de supervivencia celular de HIEC-6, HL-60 y HaCaT tras 48h post-irradiación a 600 UM/min

La Figura 2 muestra la influencia de la tasa de dosis en la supervivencia de células HaCaT en tres experimentos distintos, variando el tiempo de irradiación tras la siembra y el volumen del medio de cultivo.

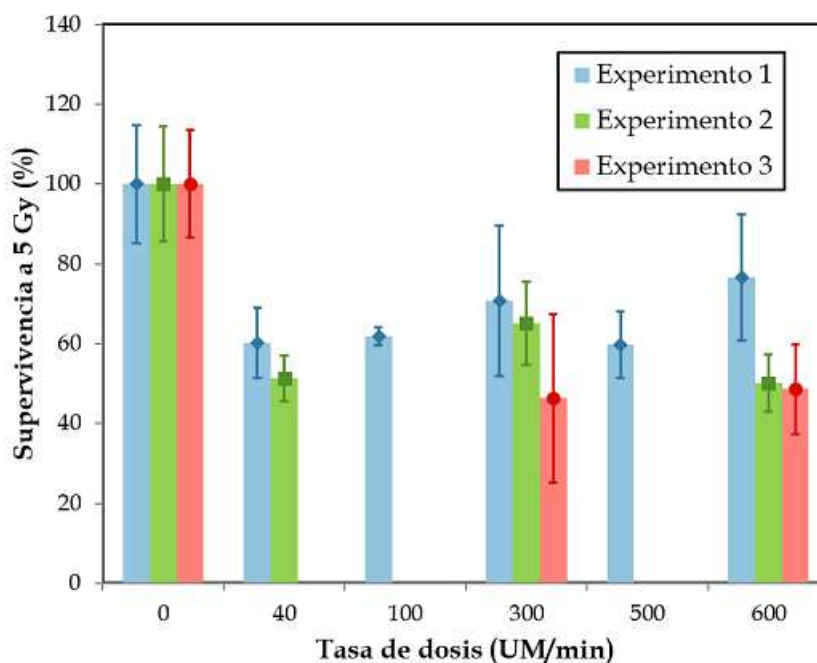


Figure 586: Influencia de la tasa de dosis en la mortalidad celular a 5 Gy en células HaCaT.

Discusión

La línea celular HIEC-6 presenta mayor radiorresistencia que HL-60 o HaCaT. La mortalidad celular no parece depender de la tasa de dosis, dentro de las incertidumbres experimentales. Se observa un incremento de la actividad de la Caspasa-3 a partir de una tasa de dosis de 600 UM/min. Se pretende aumentar el número de placas irradiadas para constatar este incremento.

Las variaciones apreciadas entre distintos experimentos parecen indicar que el tiempo post-siembra y el medio de cultivo tendrían una mayor influencia en la supervivencia celular que la tasa de dosis.

Conclusiones

Los experimentos realizados han permitido estudiar la influencia del medio de cultivo, la línea celular y el tiempo de irradiación post-siembra en la evaluación del efecto de la tasa de dosis a partir de la mortalidad celular. Asimismo, para complementar los resultados, se espera evaluar también el efecto de la radiación en la apoptosis celular.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 851**Verificación de blindajes PET con Cs-137**

Autores: Javier Sánchez Jiménez¹ ; Diego Bengoechea Álvaro¹ ; Lara Núñez Martínez¹ ; María Luisa Martín Albina¹ ; Juan Morillas Ruiz¹ ; Fernando Pizarro Trigo¹ ; Teresa Cepas Arroyo¹ ; Susana Crespo Mesa¹ ; Ignacio Agustín Pérez Urbón¹ ; Sandra Zaballos Carrera¹

¹ Hospital Universitario de Burgos

Corresponding Author: jsanchezj@saludcastillayleon.es

Introducción

En las instalaciones radiactivas, la verificación de los blindajes debe realizarse con una fuente radiación de la misma energía que la utilizada en la práctica clínica. En instalaciones PET, eso supone la adquisición expresa de una fuente de F-18 para este propósito. Esto presenta varias desventajas como el coste de la fuente, la necesidad de realizar la verificación de acuerdo al horario de entrega del suministrador y una duración limitada de la fuente. Incluso puede ser necesaria la adquisición de más de una fuente para la verificación previa de las estructuras existentes, la posterior a la instalación de los nuevos blindajes y la inspección del organismo regulador. La utilización de fuentes que ya estén presentes en la instalación y con mayor vida media reduce los costes y flexibiliza la verificación. Se propone como alternativa el uso de Cs-137. Sin embargo no hay valores unívocos en la literatura que correlacionen la atenuación de una fuente de Cs-137 respecto a la otra de F-18 para cada material de blindaje. Una búsqueda bibliográfica refleja la disparidad e incertidumbre de los valores encontrados [1-11].

Material y Método

Se realizan verificaciones en paralelo de la atenuación de diversos materiales (acero, barita, plomo y hormigón) con una fuente de F-18 de 3,38 GBq y una fuente de Cs-137 de 0,55 GBq. Se colocan las fuentes a una distancia de 80 cm en horizontal respecto a la superficie del material y el detector a 10cm en horizontal al otro lado, con una altura sobre el suelo de 80cm para poder tener las condiciones de irradiación de haz ancho [12] y tener en cuenta la radiación dispersa del material. La medida se realiza utilizando un monitor de radiación ambiental Ludlum 9DP N/S 25003382. Se toman varias medidas en varios puntos para cada material.

Resultados

Se presentan los resultados de las medidas obtenidas en la tabla 1. De dicha tabla se puede obtener la correlación de la atenuación en los diversos materiales para ambos isótopos y la comparación con los valores observados en la literatura [1-11].

Conclusiones

Una vez establecidas las correlaciones entre la atenuación del Cs-137 y la del F-18 para los distintos materiales, es posible sustituir las fuentes de F-18 por una fuente de Cs-137 para la verificación de blindajes. Eso supone un importante ahorro económico y una mejora logística considerable en la verificación de blindajes.

No obstante se recomienda una verificación con F-18 en aquellos casos en los que se desconozca la composición exacta de los materiales del blindaje.

Material	HVL ^{18}F (cm)	HVL ^{137}Cs (cm)	Ref HVL ^{137}Cs
Vidrio plomado	0.52	0.57	0.51 [1] 0.65 [7]
Plomo	0.53	0.61	0.65 [4] 0.67 [5] 0.56 [6] 0.55 [8] 0.66 [9]
Barita	3.12	3.54	3.67 [1] 3.79 [4]
Hormigón	8.43	9.15	3.80 [2] 3.80 [6] 6.2-12.1 [11]
Acero	2.19	2.26	1.82 [5] 1.19 [6] 1.18 [8] 1.9-3.8 [11]

Tabla 1 – Coeficientes de atenuación medidos para los distintos materiales para el F-18 y el Cs-137

Figure 587: Tabla 1

Referencias

- 1 Nathuram R. Photon attenuation characteristics of radiation shielding materials. IRPA-10 Proceedings of the 10th international congress
- 2 B Dogan and N Altinsoy. Investigation of photon attenuation coefficient of some building materials. AIP Conference Proceedings 1653, 020033 (2015)
- 3 H. Elnaeim and M Satty. Efficiency of cement-based low-weight shielding materials for Cs-137 gamma rays.
- 4 Aly Saeed et al. Gamma ray attenuation in a developed borate glassy system. Radiation Physics and Chemistry 102 (2014) 167-170.
- 5 DR McAlister. Gamma Ray Attenuation Properties of Common Shielding Materials. PG Research Foundation. University Lane Lisle – USA (Rev 6.1 2018).
- 6 O Adedoyin et al. Measurement of shielding effectiveness of building blocks against 662 KeV photons. Journal of Physical Science, Vol 23(2), 55-65, 2016.
- [7] M Chua and A Mehta. Radiation protection, dosimetry and detectors. SH2603
- [8] R. Thoraues (1965) Attenuation of Gamma Radiation from ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , and ^{226}Ra in Various Materials Used in Radiotherapy, Acta Radiologica: Therapy, Physics, Biology, 3:2, 81-86.
- [9] B Buyuk and AB Tugrul. Comparison of lead and WC-Co materials against gamma irradiation. Acta Physica Polonica Vol 125 (2014).

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 865**Aplicación del método de matriz de riesgos a una unidad de radiocirugía Gamma Knife®**

Autores: Johnny Fernando Burbano Fierro¹ ; Oscar Gabriel Garzón Obando²

¹ Clínica Imbanaco

² Clínica Imbanaco

Corresponding Author: johnny.burbano@imbanaco.com.co

INTRODUCCIÓN

El programa de garantía de calidad de las unidades asistenciales que realicen prácticas radioterapéuticas deberá incluir un estudio de riesgo de exposiciones accidentales o no intencionadas.

El método de la matriz de riesgos es una herramienta muy útil para evaluar la seguridad de los procesos y que permite calcular el nivel de riesgo de una práctica específica.

En este trabajo se presentan los resultados obtenidos al aplicar la metodología de la matriz de riesgos para la práctica de radiocirugía con una unidad Gamma Knife® 4C.

MATERIAL Y MÉTODOS

La unidad Leksell Gamma Knife® 4C (Elekta) es un equipo para la práctica de radiocirugía intracraneal que contiene 201 fuentes de Co-60 que crean pequeños haces de radiación focalizados mediante el uso de colimadores intercambiables de 4,8,14 y 18 mm. Los tratamientos de radiocirugía con Gamma Knife® administran altas dosis con gran precisión en una sola fracción. Para evaluar el nivel de riesgo se utilizó la herramienta informática SEVRRRA (Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares) que emplea el método de la matriz de riesgos para servicios de radioterapia. Sin embargo, SEVRRRA no dispone de herramientas para el análisis de la práctica de radiocirugía, por lo que fue necesario la adaptación de las herramientas SEVRRRA de una terapia con Co-60 basándose en el conocimiento y experiencia en la práctica.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Figura 1 se muestra la proporción de elementos de análisis de seguridad disponibles en SEVRRRA y los agregados para este trabajo. Se puede observar una alta correlación de elementos con la práctica de teleterapia con Co-60. Sin embargo, la práctica de radiocirugía ofrece un número elevado (28) de barreras adicionales. Se adicionaron 21 sucesos iniciadores los cuales fueron específicamente identificados con el análisis y experiencia de la práctica.

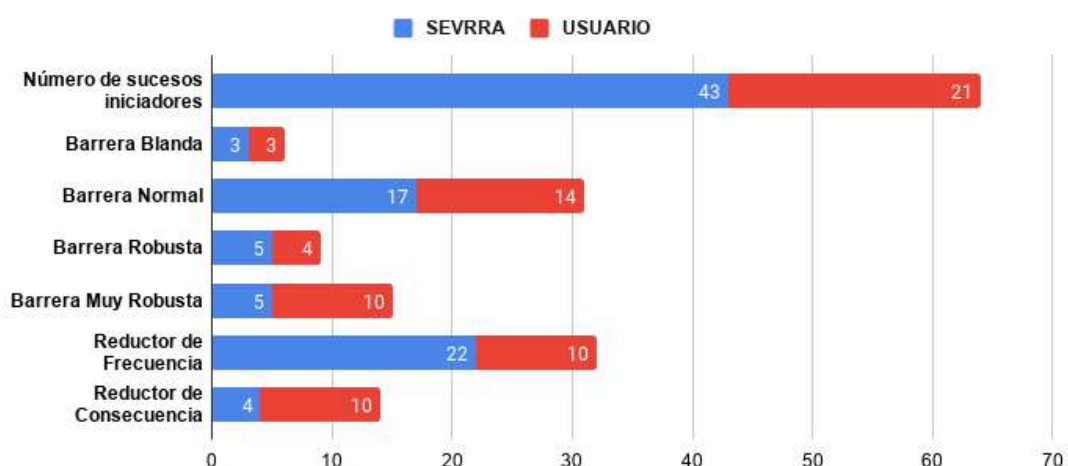


Figure 588: Correlación del número de sucesos iniciadores, barreras y reductores de frecuencias incorporados en SEVRRRA y los agregados para la práctica de radiocirugía Gamma Knife®

Los resultados obtenidos en cuanto al nivel de riesgo para la práctica de radiocirugía con Gamma Knife® se presentan en la Figura 2. No existe un nivel de riesgo muy alto y el nivel de riesgo alto

es bajo (8%) siendo una consecuencia de la disponibilidad de barreras robustas y muy robustas y de reductores de consecuencia y de frecuencia particulares de la práctica.

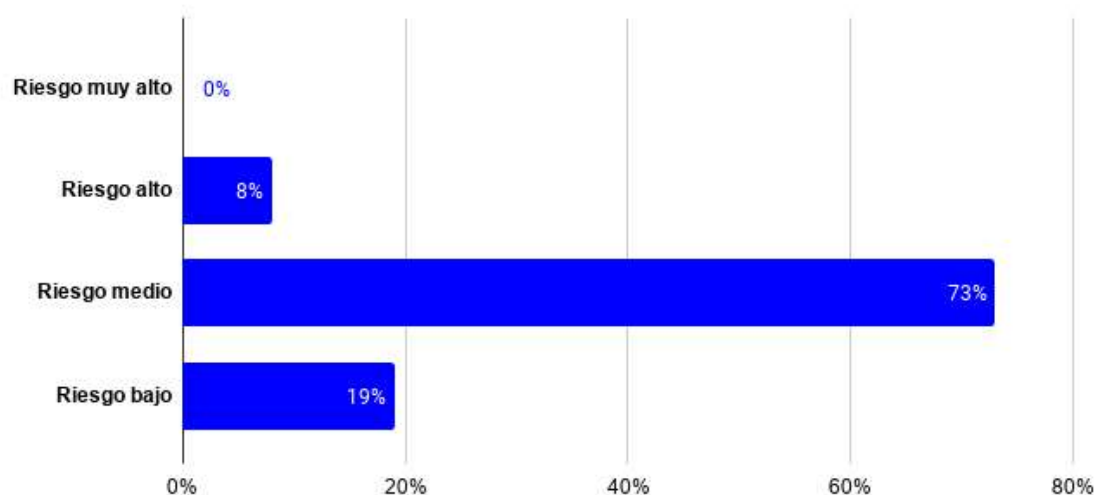


Figure 589: Perfil de riesgo para la práctica de Radiocirugía con Gamma Knife® con base en los elementos incluidos en SEVRRRA por el usuario.

CONCLUSIONES

La práctica de radiocirugía con Gamma Knife® es una técnica radioterapéutica que después de una evaluación de seguridad a través del método de matriz de riesgos ofrece un nivel de riesgo medio predominantemente. El nivel de riesgo muy alto y alto se presenta en un porcentaje muy bajo. SEVRRRA ofreció la posibilidad de adaptar sus herramientas para el análisis de la práctica de radiocirugía Gamma Knife® pero se debe contar con una amplia experiencia en la práctica.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 932**PERSONALIZACIÓN DE LAS ALTAS EN LOS TRATAMIENTOS CON I-131**

Autores: Fernando F. Belmonte¹ ; Carolina Sabin San Julián² ; Ethel Hernández Concepción² ; Yessica Maria Perdomo Morales² ; Antonio Catalán Acosta³

¹ HUC

² Hospital Universitario de Canarias

³ Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Authors: ffb3141592@gmail.com, csabsan@gobiernodecanarias.org, eherconr@gobiernodecanarias.org

INTRODUCCIÓN:

El yodo-131 es el radioisótopo más usado con fines terapéuticos en medicina. En los países desarrollados se tratan anualmente alrededor de cincuenta pacientes por millón de habitantes de cáncer diferenciado de tiroides (CDT) con este isótopo (UNSCEAR 2000). Debido a la alta energía de sus emisiones gamma, los tratamientos con yodo-131 exigen especial atención desde el punto de vista de la protección radiológica, que demanda el ingreso de estos pacientes siguiendo las recomendaciones del Foro sobre Protección Radiológica en el medio sanitario (CSN/SEPR/SEFM MARZO 2011).

En este trabajo se presenta un análisis de los tiempos de estancia en el periodo 2018-2020 en el Hospital Universitario de Canarias.

MÉTODO:

Tras la extirpación del tiroides, los pacientes con CDT son ingresados para el tratamiento metabólico. Aquellos sin indicios de metástasis toman una cápsula de yoduro sódico (I-131) de 3700 MBq de actividad. Cuando sí se presentan indicios de metástasis los pacientes toman actividades mayores de 5550 o 7400 MBq, según criterio médico. Debido a la alta actividad los pacientes pasan la noche en el hospital en una habitación blindada y preparada para recoger sus residuos. A las 24 h de tomar el radiofármaco se mide la tasa de dosis emitida por el paciente a un metro de distancia de la base de su cuello.

Cuando dicha tasa de dosis es inferior a 40 $\mu\text{Sv/h}$ los pacientes son dados de alta. En caso contrario permanecen ingresados una noche más, repitiéndose la medida y el protocolo día siguiente.

RESULTADOS:

Se han recogido los datos de tasa de dosis de los pacientes tras las primeras 24 h y luego cada 24 h mientras permanezcan ingresados. Se ha calculado también el valor de la tasa por actividad ingerida para los distintos pacientes.

	Tasa media a las 24 h a 1 m ($\mu\text{Sv/h}$)	DESVEST de la tasa a las 24 h a 1 m ($\mu\text{Sv/h}$)	Tasa media el día de alta a 1 m ($\mu\text{Sv/h}$)	DESVEST Tasa en día de alta a 1 m ($\mu\text{Sv/h}$)	MEDIA de la TASA/ ACTIVIDAD a las 24 h a 1 m ($\mu\text{Sv/h/GBq}$)	DESVEST de la TASA/ ACTIVIDAD a las 24 h a 1 m ($\mu\text{Sv/h/GBq}$)
Sin metástasis (3700 MBq)	36,2	14,4	27,1	8,8	9,8	3,9
Con metástasis (>3700 MBq)	58,0	24,7	25,6	11,6	10,1	4,0

Figure 590: Tabla comparativa con las tasas medidas a 1 m de los pacientes con y sin metástasis.

El tiempo promedio que permanece ingresado cada paciente de terapia metabólica con I-131 es de 1,5 días. Sólo el 32 % de los pacientes sin indicios de metástasis se queda más de una noche en el hospital. En el caso de pacientes con indicios de metástasis ese porcentaje sube hasta el 74 %. Sólo excepcionalmente (3 % de ocasiones) se ha dado de alta a pacientes con una tasa mayor de 40 $\mu\text{Sv/h}$ a 1 m.

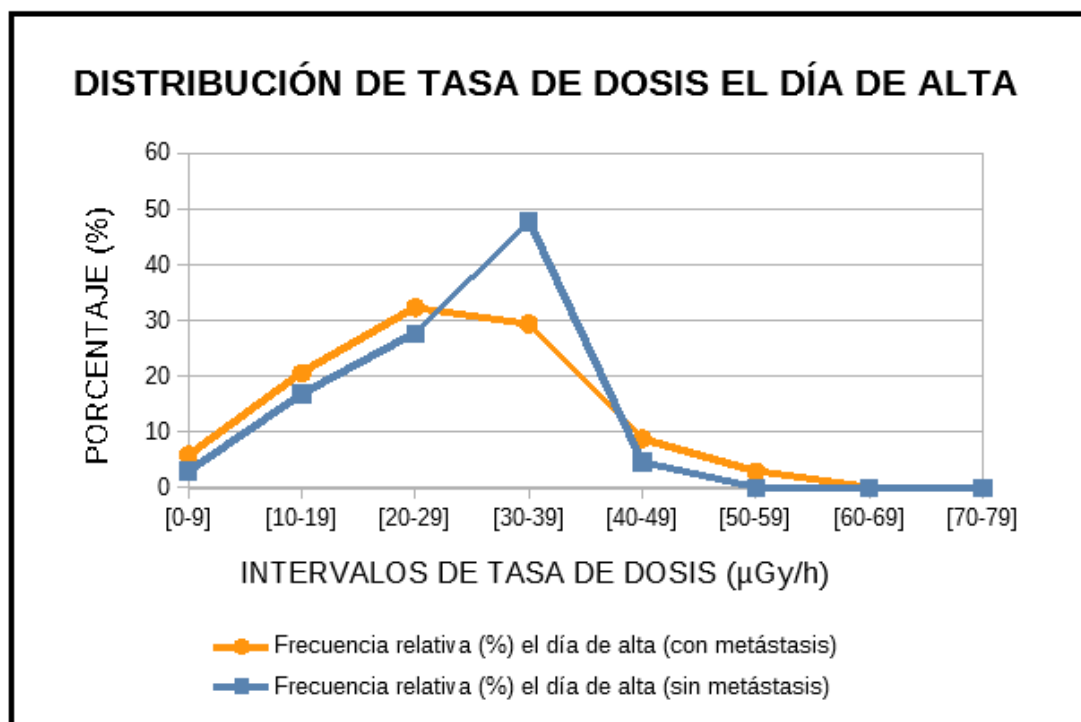


Figure 591: Distribución de la tasa de dosis a 1 m del paciente medida el día de alta.

CONCLUSIONES:

El ratio tasa/actividad a las 24 h de tomar la cápsula de yodo es el mismo para pacientes con y sin indicios de metástasis (valor $p = 0,75$). Esto es consistente con que en 24 h aún quede yodo por eliminar, fuera de las células tiroideas.

Se cumple el objetivo de dar de alta a los pacientes con tasa de dosis menor de $40 \mu\text{Sv/h}$ (ver fig.2). Una fracción importante de pacientes (el 48 %) se va de alta emitiendo más de $30 \mu\text{Sv/h}$ a 1 m. Esto conlleva unas recomendaciones de restricción con el público de cuatro días.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 920**Estudio descriptivo de medidas de radiación ambiental en el entorno de pacientes con implantes permanentes de semillas radiactivas en próstata****Autor:** Roberto Martínez Cobo¹**Co-autores:** Esperanza Macarena Benítez Villegas¹ ; Fernando Simancas Ortiz de Zárate¹¹ Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba**Corresponding Author:** esperanza.benitez.sspa@juntadeandalucia.es**Introducción.**

Para la técnica de implantes permanentes de semillas radiactivas en próstata, se requiere realizar una estimación de la dosis que puede recibir una persona que está en el entorno del paciente. A tal efecto, se realizan, con posterioridad al implante, medidas de radiación ambiental, determinando la tasa de dosis equivalente, en tres entornos diferentes (quirófano, sala de reanimación y habitación de ingreso en planta) en diferentes puntos para cada uno de ellos, siempre en la cercanía del paciente. En este trabajo, se presenta una estadística descriptiva de los niveles de radiación medidos en los diferentes puntos entorno al paciente y diferentes comparaciones entre medidas realizadas por diferentes operadores, con diferentes monitores de radiación ambiental y diferentes entornos.

Material y métodos.

Se han utilizado los monitores de radiación ambiental BABYLINE 81 (Nardeux) y 451B (Fluke), sin utilizar su build-up en ambos casos, para estimar tasa de dosis equivalente en piel.

La estadística descriptiva (media aritmética, desviación típica, mínimo, máximo) se realiza con los datos medidos con el detector BABYLINE 81, empleado en mayor número de ocasiones. En el quirófano (Q), los puntos en los que se mide la tasa de dosis absorbida son en contacto con el periné, a 50 centímetros del periné, a 100 centímetros del periné y en contacto con ombligo (H(Qp), H(Q50), H(Q100), H(Qo)). En la sala de reanimación (R) y en la habitación de planta (P), los puntos de medida son en contacto con ombligo, al borde de la cama y a los pies de la cama (H(Ro), H(Rlado), H(Rpies), H(Po), H(Plado), H(Ppies)).

Para comparar medidas obtenidas con distintos detectores, se realiza una prueba U de Mann-Whitney considerando las medidas de los detectores BABYLINE 81 y 451B. Para comparar medidas realizadas por tres operadores diferentes, con un mismo detector (BABYLINE 81) se realiza una prueba de Kruskal-Wallis. En ambos casos, se realizan para la medida en Qp. Para comparar medidas en los mismos puntos, pero diferentes salas, con un mismo detector (BABYLINE 81), utilizamos la prueba de Friedman para Qo, Ro y Po.

Resultados.

La Tabla 1 presenta los valores de una estadística descriptiva de las medidas, siendo Gráfico 1 y Gráfico 2 su representación con diagrama de cajas en cada habitación y localización. Las significaciones de los contrastes U de Mann-Whitney, Kruskal-Wallis y Friedman son 0.753, 0.104 y 0.989 respectivamente.

Discusión.

El detalle más reseñable, de la estadística descriptiva es la elevada dispersión de los valores en cada punto de medida. Las pruebas de contraste muestran ausencia de diferencias significativas al medir con diferentes detectores, diferentes personas o en los mismos puntos pero en diferentes salas.

Conclusiones.

Los valores promedios y máximos que muestra la estadística descriptiva justifican la asunción de medidas de protección radiológica en el entorno del paciente. Además, permiten calcular una estimación del promedio y el máximo de dosis en superficie de cualquier profesional o miembro del público en contacto con un paciente. Los valores obtenidos en cada punto son independientes del equipo de detección, operador y entorno en el que se midan.

Indico rendering error

Could not include image: Cannot read image data. Maybe not an image file?

Indico rendering error

Could not include image: Cannot read image data. Maybe not an image file?

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 957**Valores de tolerancia para la mesa de tratamiento basado en modelo estadístico de pacientes.**

Autores: Romualdo Reyes¹ ; Julián Yuste López^{None} ; Jesús M^a Melgar Pérez²

¹ HOSPITAL PUNTA DE EUROPA

² Hospital Punta de Europa. Algeciras (Cádiz)

Corresponding Author: romu@hotmail.es

Introducción:

La tabla de tolerancia usada constituye un elemento más de seguridad para el tratamiento en radioterapia. En particular los valores de mesa nos pueden advertir si el paciente ha sido colocado erróneamente sobre la mesa. Pero, ¿qué límites ponemos a estos valores?

En este estudio se han analizado los posicionamientos de mesa de pacientes clasificados en 3 patologías, que son: pelvis, mama y cabeza y cuello. Para valorar si es necesario hacer diferentes tablas se han comparado las desviaciones estándar de todo el tratamiento en cada dirección y por patología.

Además, con ayuda de un modelo se ha obtenido los valores de tolerancia.

Material y métodos:

Para comparar las patologías se han obtenido las desviaciones estándar de las tres direcciones de todas las sesiones tratadas, en cada uno de los 90 pacientes evaluados (30 por patología), luego se han promediado estas desviaciones estándar.

Para obtener los valores de tolerancia se ha desarrollado un modelo.

El modelo parte de un posicionamiento inicial del primer día (p_{ideal}). Superpuesto a este habrá una aportación debido a la imprecisión (Δp), que no se deben a error sino a varios factores (imprecisión de colocación, variación de anatomía en paciente, láser, etc). Se aceptará que todas estas incertidumbres oscilan y se concentran en torno al valor ideal, es decir son de valor pequeño. Cada cierto número de sesiones ocurrirá un error, que podrá ser de magnitud parecida a la imprecisión, pero que también podrá tener valores altos, alejándose del valor ideal junto con la imprecisión.

Si representamos en una gráfica en el eje x el valor de la tolerancia en una dirección (manteniendo las otras dos constantes), y en el eje de la y el numero de casos donde la mesa superó esa tolerancia, observamos que se concentraran en torno al valor ideal, debido a la imprecisión, y además habrá un valor de fondo en todos los valores de la curva, que se deberá a los errores. En la curva habrá un cambio de pendiente que discriminará errores debido a la incertidumbre de los que se deben a errores y que se puede identificar usando la derivada.

Resultados:

En la siguiente tabla se muestran los valores medios de las desviaciones estándar por patología y dirección:

SD Localización	Vertical (cm)	Longitudinal (cm)	Lateral (cm)
Media mama	0,22	0,16	0,82
SD mama	0,07	0,23	0,32
Media pelvis	0,2	0,55	0,63
SD pelvis	0,05	0,42	0,21
Media CC	0,12	0,17	0,14
SD_CC	0,21	0,30	0,08

Figure 592: Valores medios de las desviaciones estándar por patología y dirección

Usando el modelo de la derivada para cada dirección hemos obtenido los valores de la tabla de (long,lat,vert) =(1,1,3);(1,2,3);(0.5,1,0.5) cm para mama, pelvis y cabeza y cuello respectivamente.

Discusión

De la tabla, en general las desviaciones estándar por patología son diferentes entre sí luego habrá que hacer una tabla para cada una de ellas con objeto de optimizar el aviso de los técnicos al personal

facultativo de e algo anda mal en el posicionamiento.

Conclusión

Se han cambiado las tablas previamente usadas por las nuevas optimizadas de acuerdo a resultados estadísticos que hacen referencia a la imprecisión en la colocación de las pacientes patología.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 980

Evaluación de un material de protección para la reducción de la exposición operacional en intervencionismo

Autores: Sergio Honorato Hernández¹ ; Paula García Castañón² ; Paloma Botella Faus¹ ; Roser Fayos-Solá Capilla³ ; Carlos Prieto Martín³

¹ Hospital Universitario La Princesa

² HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA

³ Hospital Universitario de La Princesa

Corresponding Author: sergiohonoratohdez@gmail.com

Introducción

En los últimos años han aumentado considerablemente el número de procedimientos intervencionistas frente a los procedimientos quirúrgicos convencionales, ya que presentan menor riesgo para el paciente, al tratarse de intervenciones menos invasivas.

No obstante, la ICRP, en sus publicaciones 85 y 139, alerta sobre el riesgo que suponen estas intervenciones para el personal que las realiza al recibir radiación, tanto directa como dispersa, durante el procedimiento.

La dosis de radiación que recibe el personal profesionalmente expuesto depende de la técnica, el tipo de procedimiento y el material de protección disponible. Además de la protección personal habitualmente utilizada, existen en el mercado numerosos productos de protección adicional, destinados a reducir aún más la radiación dispersa que recibe el personal expuesto.

El objetivo de este estudio es evaluar la atenuación de la radiación dispersa que produce un campo estéril de protección durante procedimientos intervencionistas, tanto en equipos dedicados como en equipos quirúrgicos.

Material y Métodos

Se ha evaluado la atenuación de la radiación dispersa producida por un campo estéril o paño flexible modelo Drape ArmourTM, de 41x41 cm2 y fabricado en antimonio. El estudio se ha llevado a cabo en dos equipos, un Philips Azurion Clarity, dedicado a intervencionismo y un arco quirúrgico Siemens Arcadis Orbic.

La evaluación de la radiación dispersa que reciben los profesionales situados junto al paciente, se ha realizado con un monitor de radiación ambiental Atomtex ATT1123, utilizando maniqués de agua y polimetil metacrilato (PMMA) como elementos dispersores.

Las medidas se han realizado situando el detector a 30 cm del maniquí, una altura variable desde el suelo y para los distintos modos de fluoroscopia y tamaños de campo disponibles en cada uno de los equipos, con el campo estéril situado fuera del haz directo.

Resultados

En la sala de intervencionismo, la atenuación promedio obtenida es del 51%, variando entre 22 y 71% dependiendo de las condiciones de medida.

En las medidas realizadas con el arco quirúrgico obtenemos reducciones de radiación dispersa entorno a un 78%.

Discusión

Las salas de intervencionismo cuentan con material de protección adicional fijo (faldillas, mamparas...) que proporciona una atenuación superior al 90%, mayor a la proporcionada por el material evaluado.

En el caso del arco quirúrgico portátil, las calidades del haz utilizadas son menores en todos los modos evaluados, por lo que la radiación dispersa que se genera es de menor energía y el campo estéril resulta más eficaz. Además, estos equipos no disponen de elementos de protección adicionales, por lo que estaría más indicado en procedimientos de alta dosis con este tipo de equipos y salas.

Hay que tener en cuenta que se trata de material de un solo uso y que se debe realizar una formación adecuada para colocarlo correctamente.

Conclusiones

El material de protección evaluado se ha mostrado eficaz en la reducción de radiación dispersada por el paciente, añadiendo protección adicional al personal profesionalmente expuesto.

Su uso parece más apropiado en procedimientos de alta dosis realizados en salas no dedicadas, en las que se utilizan arcos quirúrgicos y que no cuentan con elementos de protección adicional tales como pantallas.



Figure 593: -

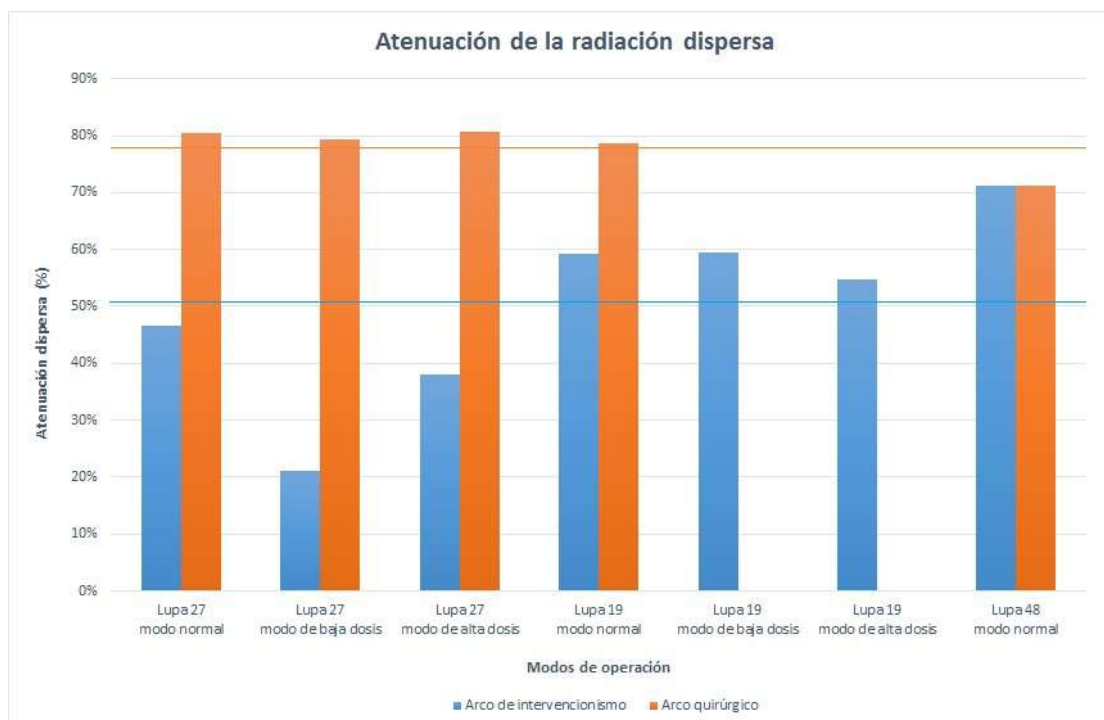


Figure 594: -

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1016**Enfoque a procesos en el marco de la implantación de un Sistema de Gestión de la Calidad según la norma ISO 9001:2015 en el Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal**

Autores: María José Béjar Navarro¹ ; Purificación Pastor Fructuoso² ; Esperanza Martín Moína³ ; Ana Belén Capuz Suárez¹ ; Daniel Prieto Moran⁴ ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; David Sevillano Martínez¹ ; Juan David García Fuentes¹ ; Miguel Cámara Gallego⁵ ; Rafael Morís Pablos⁵ ; Felipe Orozco Martínez¹ ; Pedro Retorta Fernández⁶ ; Pablo Galiano Fernández¹ ; Feliciano García Vicente¹

¹ *Hospital Ramón y Cajal*

² *Hospital Universitario Ramón y Cajal*

³ *HOSPITAL UNIVERSITARIO RAMÓN Y CAJAL*

⁴ *Hospital Universitario Ramón y Cajal*

⁵ *Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal*

⁶ *HU Ramón y Cajal*

Corresponding Author: mbejar.hrc@gmail.com

Introducción

La implantación de un sistema de gestión de la calidad (SGC) es una decisión estratégica para cualquier organización enfocada a la mejora de sus servicios y la satisfacción de sus clientes. Entre los principios de la norma UNE-EN ISO 9001:2015 se encuentra el “Enfoque a procesos”.

Este enfoque exige una estructura en la manera en que debe organizarse la información y documentarse la actividad.

Material y métodos

Se han estructurado los procesos del sistema conforme a las directrices generales del Hospital que clasifica las actividades en tres tipos de procesos:

- Procesos Estratégicos
- Procesos clave o procesos operativos
- Procesos de apoyo

Se ha elaborado un Mapa de Procesos del Servicio de Radiofísica en el que se reflejan los tipos referidos anteriormente y una ficha para cada uno de los procesos operativos de las diferentes actividades, intervenciones y actuaciones del Servicio, objeto de la misión.

El método para agrupar las diferentes actividades ha consistido en listar todas ellas y agruparlas en torno a los 4 ejes que traducimos en proceso.

En dicha ficha se definen los aspectos reseñados en el epígrafe 4.4 de la norma de referencia (1).

Resultados y discusión

La agrupación de todas las actividades realizadas en el Servicio de Radiofísica ha dado lugar a 4 procesos operativos:

1. Control de la exposición de pacientes a radiaciones ionizantes con fines diagnósticos y/o terapéuticos.
2. Control de la emisión de radiaciones ionizantes en instalaciones y equipos.
3. Relaciones institucionales y procesos administrativos.
4. Protección radiológica operacional

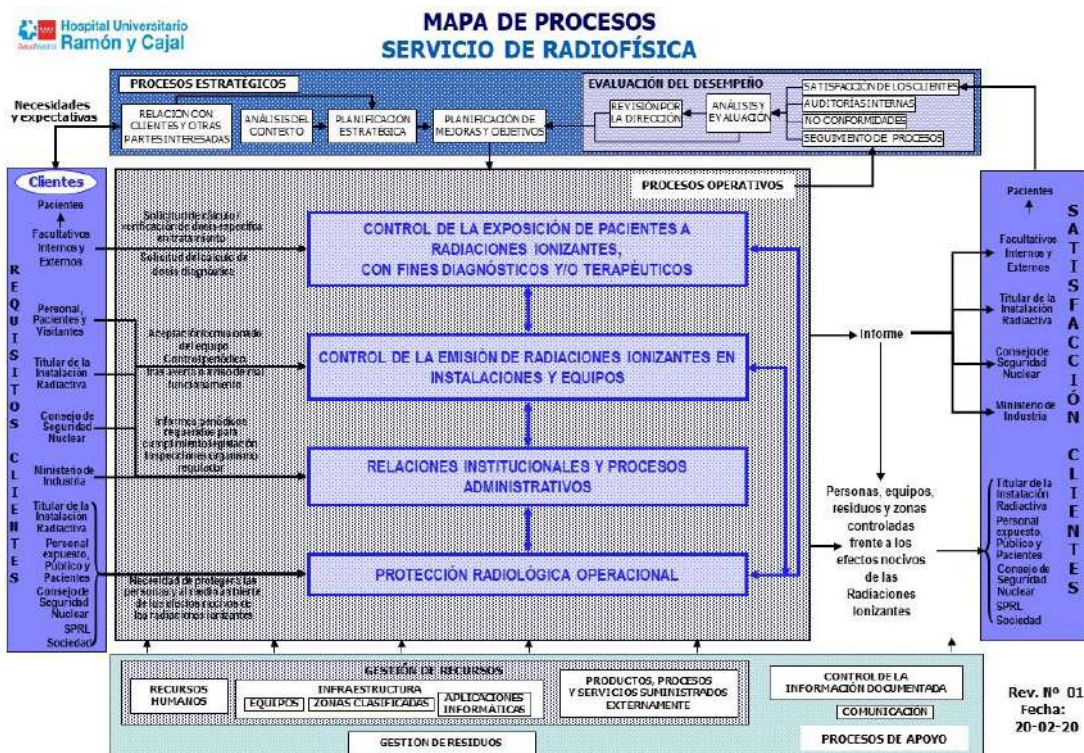


Figure 595: Mapa de procesos del Servicio de Radiofísica

La Gestión de Residuos se ha considerado como proceso de apoyo.

El enfoque a procesos y la agrupación de las actividades facilita la definición de Indicadores en determinados puntos. Se ha definido al menos un indicador asociado a cada uno de los procesos clave. Para cada indicador se ha especificado el criterio de calidad y se ha definido un estándar y una desviación admisible para el resultado de ese indicador. Esto permite medir el desempeño de cada uno de ellos, para anticiparnos en el análisis y la toma de decisiones ante potenciales desviaciones o con propósito de mejora.

Conclusiones

La implantación de un SGC ha permitido organizar las diferentes actividades que son contenido de nuestra misión en procesos. Con el fin de mejorar los resultados en eficiencia y eficacia se ha procedido a agrupar toda nuestra actividad en 4 procesos clave y a secuenciar todas las tareas dentro de cada uno. La medida de indicadores asociados a cada uno de los procesos nos ha permitido asimismo tener información objetiva sobre el desempeño de los mismos.

Bibliografía

(1) Norma UNE-EN ISO 9001:2015. Sistemas de gestión de calidad. Requisitos.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1048**Actualización de los niveles de referencia diagnósticos para los estudios más frecuentes de TC y Mamografía en el Hospital Universitario de Canarias**

Autores: Carolina Sabín San Julián¹ ; Fernando Belmonte² ; Ethel Hernández Concepción¹ ; Sonia María González López¹ ; Antonio Catalán Acosta³

¹ *Hospital Universitario de Canarias*

² *HUC*

³ *Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias*

Corresponding Authors: csabsan@gobiernodecanarias.org, eherconr@gobiernodecanarias.org

Introducción:

Los niveles de referencia (Diagnostic Reference Levels, DRL) se usan en radiodiagnóstico como indicadores para evaluar el nivel de optimización de las dosis impartidas a los pacientes. Su uso está recomendado por la Comisión Internacional para la Protección Radiológica (ICRP), y además la directiva europea 2013/59/EURATOM establece que cada país miembro de la UE deberá establecer sus propios niveles de referencia, además de garantizar su utilización y revisión regular. A nivel local, y con la finalidad de optimizar la protección radiológica de los pacientes, establecer niveles de alerta, comparar con otros niveles de referencia a nivel nacional o europeo, etc., cada hospital podrá establecer sus propios niveles de referencia (Local Diagnostic Reference Levels, LDRL).

En el presente estudio hemos establecido LDRLs para los estudios de radiodiagnóstico más habituales en el Hospital Universitario de Canarias (HUC) durante el año 2020. Además, comparamos nuestros resultados con los niveles de referencia europeos y los proporcionados por el proyecto DOPOES, que ha recopilado datos de dosis a pacientes de distintos hospitales en todo el territorio nacional.

Materiales y método:

Para la recolección de datos hemos utilizado el programa de gestión de dosis Dosewatch (GE) y hojas de cálculo. Hemos recopilado los datos del año 2020 seleccionando los procedimientos más comunes (frecuencia mayor al 2%) y luego se han tomado muestras de cada procedimiento para calcular los LDRLs. Estos han sido calculados como el tercer cuartil (Q3) de las medidas de DLP (Producto Dosis-Longitud, medido en mGy·cm) en el caso de Tomografía Computerizada y DGM (Dosis Glandular Media, medido en mGy) para Mamografía.

Resultados y discusión:

Estudio		Número de estudios totales (muestra)	Magnitud	Q3	DRL Europa (rango)	DRL Proyecto DOPOES
Mamografía (screening una mama)		2468 (30)	DGM [mGy] (por proyección)	2,65	1,3 – 4	1,7
TC	Cráneo	1440 (30)	DLP [mGy·cm]	1007	760 – 1300	450
	Tórax	1226 (30)		479	270 – 700	490
	Abdomen	1193 (30)		617	460 – 1200	750
	Angio	437 (20)		574	-	-
	Laringe	432 (30)		494	-	450
	Lumbar	217 (30)		966	300 – 870	690

Figure 596: Niveles de referencia diagnósticos de los procedimientos más frecuentes para el año 2020 en el HUC.

En la tabla de la Figura 1 mostramos los datos obtenidos para los estudios más frecuentes en el HUC durante el año 2020 y los comparamos con los valores de referencia a nivel europeo y del proyecto DOPOES.

Los estudios de TC más comunes son los de cráneo (29%), tórax (25%) y abdomen (24%). Por otro lado, el screening de mama supone un 81% del total de estudios con el mamógrafo.

Se observa que los LDRLs de TC y mamografía medidos en nuestro hospital concuerdan en general con los valores europeos, aunque encontramos valores ligeramente superiores en el TC lumbar.

No hay tan buen acuerdo, sin embargo, con los DRL del Proyecto DOPOES, cuyos niveles de referencia son apreciablemente inferiores a los LDRL del HUC en mamografía, TC de cráneo y TC lumbar.

Conclusiones:

Aun cuando no hay discrepancias importantes con los niveles de referencia europeos, las diferencias surgidas entre nuestros resultados y los del proyecto DOPOES hacen necesario realizar un análisis de las causas y optimizar las técnicas si fuese necesario.

Referencias:

Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, IAEA Safety Standards, 2014.

Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1), 2017.

Diagnostic Reference Levels in Thirty-six European Countries, Radiation Protection n°180, European Commission, 2014.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1017**Pensamiento basado en riesgos para la mejora continua del Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal en el marco de la implantación de un Sistema de Gestión de la Calidad según la norma ISO 9001:2015**

Autores: María José Béjar Navarro¹ ; Purificación Pastor Fructuoso² ; Esperanza Martín Moína³ ; Daniel Prieto Moran⁴ ; Rafael Colmenares Fernández¹ ; Ana Belén Capuz Suárez¹ ; Juan David García Fuentes⁵ ; David Sevillano Martínez¹ ; Miguel Cámara Gallego⁵ ; Rafael Morís Pablos⁵ ; Pedro Retorta Fernández⁶ ; Pablo Galiano Fernández¹ ; Felipe Orozco Martínez¹ ; Feliciano García Vicente⁵

¹ Hospital Ramón y Cajal

² Hospital Universitario Ramón y Cajal

³ HOSPITAL UNIVERSITARIO RAMÓN Y CAJAL

⁴ Hospital Universitario Ramón y Cajal

⁵ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal

⁶ HU Ramón y Cajal

Corresponding Author: mbejar.hrc@gmail.com

Introducción

La implantación de un sistema de gestión de la calidad (SGC) es una decisión estratégica para cualquier organización que está enfocada a la mejora de sus servicios y la satisfacción de sus clientes. Entre los requisitos de la norma UNE-EN ISO 9001-2015 (1) se encuentra el “Análisis de riesgos”. Los riesgos son potenciales desviaciones en la prestación del servicio que ofrece nuestra unidad.

Material y Métodos

Se partió de las directrices generales del Sistema de Gestión de Calidad del Hospital (SGC) siguiendo una metodología AMFE (Análisis Modal de Fallos y Efectos) en lo relativo a la evaluación cualitativa y cuantitativa de los Riesgos. Se determinaron las fuentes de riesgos dentro del Servicio de entre todas las posibles y se identificaron los mismos.

Se cuantificaron para su priorización conforme a los criterios establecidos de impacto, probabilidad y detectabilidad (en una escala definida de 1 a 5 para cada criterio) y se calculó su factor de riesgo FR como producto de los tres parámetros anteriores que, a su vez permite enmarcarlos en bandas de niveles de riesgo (NR)

Para los riesgos que resultaron de NR bajo (FR: entre 1 y 5) se establecieron las medidas para mantenerlos dentro de dicho nivel, mientras que para los de NR medio (FR entre 6 y 25), alto (FR entre 26 y 75) o muy alto (FR > 75), se implementaron planes de tratamiento para eliminarlos, prevenirlos, reducirlos, mantenerlos, compartirlos o transferirlos.

Resultados

En el Servicio de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal se identificaron un total de 41 riesgos. El origen y su clasificación se muestra en la siguiente tabla.

Nº TOTAL de RIESGOS IDENTIFICADOS			41
Nº de NUEVOS RIESGOS IDENTIFICADOS en 2020			41
ORIGEN DEL RIESGO	DAFO	Debilidades	5
		Amenazas	3
		Fortalezas	0
		Oportunidades	0
	PARTES INTERESADAS		0
	PROCESOS OPERATIVOS		26
	PROCESOS DE APOYO		7
	AUDITORÍAS INTERNAS		0
	AUDITORÍA EXTERNA		0
	OTROS		0
NIVEL Y FACTOR DE RIESGO		BAJO: <5	18
		MEDIO: ≥5 / <25	20
		ALTO: ≥25 / <75	2
		MUY ALTO: ≥75 *	1
PLAN DE TRATAMIENTO		Diseñadas	3
		Implantadas	20
		Verificada su eficacia	19
RIESGOS MODIFICADOS EN 2020		<i>Riesgos que aumentan de Factor de Riesgo</i>	0
		<i>Riesgos que aumentan de Nivel de Riesgo</i>	0
		<i>Riesgos que disminuyen de Factor de Riesgo</i>	18
		<i>Riesgos que disminuyen de Nivel de Riesgo</i>	16

Figure 597: Clasificación de los riesgos identificados en el Servicio de Radiofísica según origen y nivel. Impacto de los planes de tratamiento en el Nivel y Factor de Riesgo

Para los 23 riesgos identificados como de nivel medio o superior se establecieron planes de tratamiento de los mismos. De ellos, 3 están únicamente diseñados y pendientes de implantar, y 20 se consideran implantados, de los cuales 19 son eficaces y para uno de ellos está pendiente verificar su eficacia. Como consecuencia de la implantación de los planes de tratamiento de los riesgos se redujo el NR y/o el FR de los mismos en 18 de ellos, al haber disminuido su impacto o probabilidad o por haber aumentado su detectabilidad.

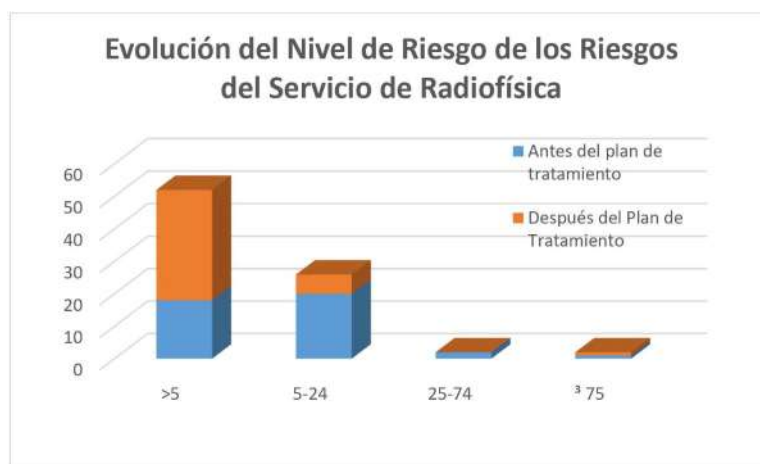


Figure 598: Evolución del Nivel de Riesgo del Servicio de Radiofísica antes y después de establecer los planes de tratamiento

Conclusiones

El alto porcentaje de riesgos bajos de los procesos operativos, evidencia el alto control en las actividades, ya consolidadas en su ejecución por la alta experiencia del nuestro Servicio.

La implantación de un SGC en Servicio de Radiofísica y su Certificación según la Norma ISO 9001:2015 ha permitido mejorar su desempeño global gracias a la planificación de medidas para identificar y analizar potenciales riesgos para la organización y a la evaluación continua de su impacto.

Bibliografía

(1) Norma UNE-EN ISO 9001:2015. Sistemas de gestión de calidad. Requisitos.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1041**Equivalente de dosis personal por procedimiento en radiología intervencionista pediátrica****Autores:** Ana Morcillo García¹ ; Luis Alejo Luque²**Co-autores:** José Bayón¹ ; Carlos Huerga Cabrerizo³ ; Eva Corredoira Silva¹ ; Eduardo Guibelalde del Castillo¹ Hospital Universitario La Paz² Servicio de Radiofísica y Radioprotección, H. U. La Paz³ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ**Corresponding Authors:** amorcillo@salud.madrid.org, luis.alejo@salud.madrid.org**Introducción**

La radiología intervencionista pediátrica (PIR) ha experimentado un notable crecimiento en las últimas décadas, ya que permite técnicas mínimamente invasivas que pueden ser útiles en casi todas las áreas de la pediatría hospitalaria. Sin embargo, a diferencia de otras técnicas con radiación ionizante (radiografía o tomografía computarizada), los trabajadores están expuestos a niveles de radiación no despreciables. La PIR difiere de la radiología intervencionista de adultos en que el tamaño generalmente más pequeño de los pacientes requiere una mayor proximidad al haz, y en que su habitualmente mayor complejidad hace que los procedimientos sean más largos. El objetivo del trabajo es evaluar la exposición ocupacional de los radiólogos que realizan procedimientos pediátricos.

Materiales y Métodos

El estudio fue realizado entre noviembre de 2016 y abril de 2018 en el departamento de Radiología Vascular e Intervencionista del H. U. La Paz, que se caracteriza por el gran número de procedimientos pediátricos realizados de forma rutinaria (15-20%).

Para evaluar el equivalente de dosis personal se utilizaron dosímetros semiconductores calibrados en $H_p(10)$, llamados i2 (RaySafe; Billdal, Suecia). Los i2 se colocaron sobre el delantal de plomo, en el lado izquierdo a la altura del pecho, y fueron leídos mes a mes. Para cada evento de dosis, el i2 registró la tasa de dosis y la dosis acumulada junto con la fecha y hora exactas de la exposición. Los procedimientos realizados por cada radiólogo, previamente registrados en una base de datos, se asociaron a las lecturas de dosis según la hora y la fecha en que se realizaron. Solo se tuvieron en cuenta aquellos procedimientos para los que el radiólogo actuó como primer operador. El $H_p(10)$ normalizado al producto kerma-área (P_{KA}) se obtuvo para los principales procedimientos pediátricos.

Resultados y Discusión

Entre noviembre de 2016 y abril de 2018, los tres radiólogos participantes realizaron 1406 procedimientos intervencionistas, 238 de los cuales fueron pediátricos (17%). Las intervenciones pediátricas realizadas con mayor frecuencia fueron los procedimientos hepáticos y biliares (63), a saber, las intervenciones de colangiografía transhepática percutánea y portografía, CVC (59) y procedimientos de escleroterapia (58). En la Figura 1 se observan valores similares independientemente del procedimiento considerado. También se observa una gran variabilidad en cada procedimiento, con valores altos de los correspondientes rangos intercuartílicos. En la Figura 2 se muestran los valores normalizados de dosis según el peso del paciente. En el diagrama solo se incluyen los rangos de peso para los cuales se pudo recoger una muestra mayor de 5 pacientes. Independientemente del peso del paciente, de nuevo se obtuvieron valores similares.

Conclusiones

Se han obtenido valores del equivalente de dosis personal $H_p(10)$ normalizados al producto kerma-área (P_{KA}) para los principales tipos de procedimientos intervencionistas pediátricos: intervenciones de colangiografía transhepática percutánea y portografía, CVC y procedimientos de escleroterapia. En todos los casos se han encontrado valores similares independientemente del tipo de

procedimiento considerado o del peso del paciente ($10\mu\text{Sv}/\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$ aproximadamente). Los resultados muestran una gran variabilidad entre los procedimientos individuales, lo que resulta en valores relativamente elevados del rango intercuartílico.

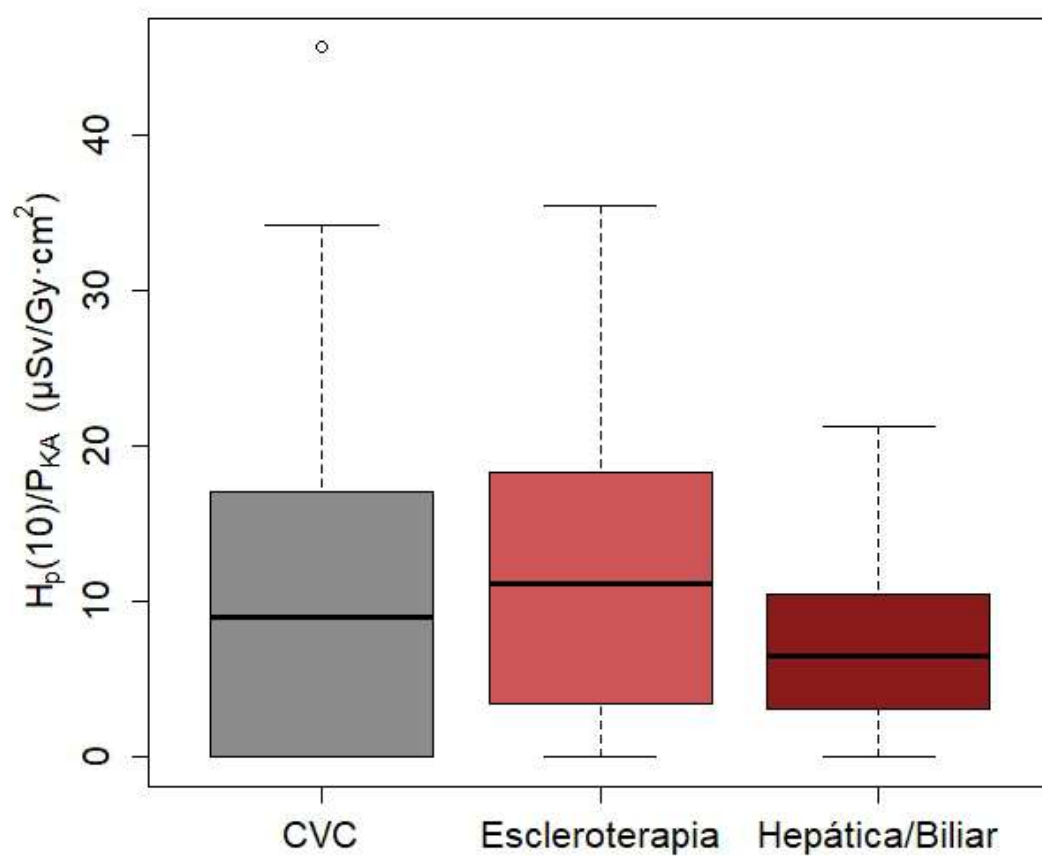


Figure 599: $H_p(10)$ por procedimiento normalizado al P_{KA} para los principales procedimientos pediátricos de radiología intervencionista.

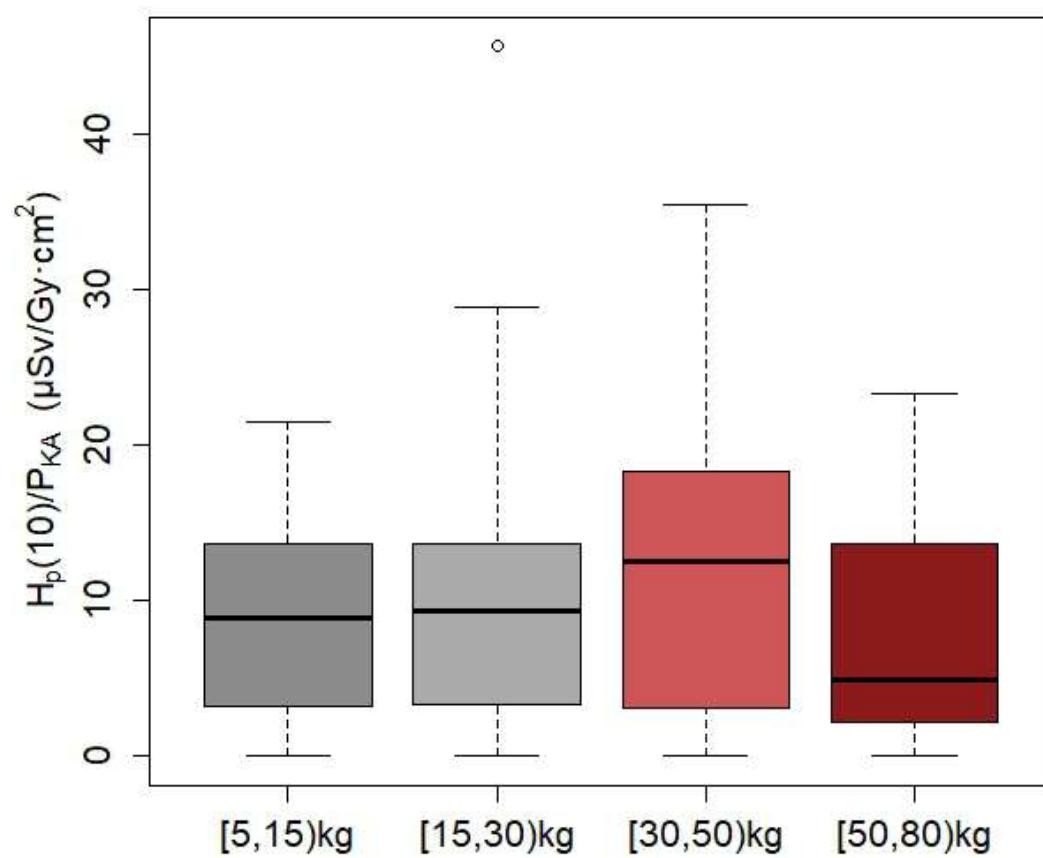


Figure 600: $H_p(10)$ por procedimiento normalizado al P_{KA} para varios rangos de peso del paciente.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1051**Proyecto MARRTA: Extensión de la metodología de matrices de riesgo en radioterapia externa a técnicas avanzadas**

Autores: María José Rot San Juan¹ ; Carlos Prieto Martín² ; Jose Miguel Delgado Rodriguez³ ; Cristina Sánchez Cayuela⁴ ; Jessica Vilanova Ciscar⁵ ; Arturo Pérez Mulas⁶ ; Maria Luisa Ramirez Vera⁶ ; Carlos Ferrer Albiach⁷ ; Jose Pardo Masferrer⁸ ; Sheila Ruiz Maqueda⁹ ; Vanesa Vázquez Camello¹⁰ ; María Jesús Suárez Hernández¹¹

¹ Hospital Universitario 12 de Octubre

² Hospital Universitario de La Princesa

³ Clínica Universidad de Navarra

⁴ Genesiscare

⁵ HUP la Fe

⁶ Consejo de Seguridad Nuclear

⁷ Consorcio Hospitalartio Provincial de castellón

⁸ Hospital Universitari Son Espases

⁹ Hospital Universitario de La Paz

¹⁰ Hospital Universitario de Fuenlabrada

¹¹ Asociación Española de Técnicos en Radiología, Radioterapia y Medicina Nuclear (AETR)

Corresponding Author: mjrotsj@gmail.com

Introducción

El proyecto MARRTA tiene como objetivo desarrollar y difundir un modelo de errores y fallos potenciales para técnicas avanzadas de radioterapia con LINAC (IMRT, VMAT, SBRT), utilizando la metodología de las matrices de riesgo. Este proyecto se realiza dentro del marco del Foro de Protección Radiológica en el Medio Sanitario y con la colaboración y participación directa de la SEFM, SEPR, SEOR, AETR, además del CSN.

En esta comunicación se presenta el método de trabajo seguido, la dedicación que ha supuesto hasta el momento y los resultados preliminares obtenidos.

Material y métodos

Para el desarrollo del proyecto se ha formado un grupo de trabajo compuesto por 3 radiofísicos, 2 oncólogos radioterápicos, 2 técnicos superiores en radioterapia y dosimetría, 1 técnico especialista en radiodiagnóstico y 4 especialistas integrantes del grupo de apoyo técnico del CSN.

La metodología de trabajo ha consistido en reuniones, en las que se discuten y consensuan los resultados de las diferentes propuestas que previamente han trabajado los grupos de especialidades (radiofísicos, oncólogos radioterápicos y técnicos) de forma separada.

Se han elaborado los mapas de procesos de las técnicas evaluadas e identificado los posibles sucesos iniciadores (SI), barreras (B) y reductores de frecuencia (RF) y consecuencia (RC); asignando a cada SI su frecuencia y consecuencia (ha sido necesario elaborar una nueva escala de consecuencia).

Resultados

Desde el inicio del proyecto (septiembre 2017) hasta la fecha, se han realizado 27 reuniones con una asistencia promedio de 9 de los 12 especialistas del grupo de trabajo (rango(6-11)) y con una duración promedio de 4 h (rango(1.5-4.5) h).

El trabajo previo a las reuniones ha sido en promedio de 8h/persona, lo que ha supuesto por persona una carga de trabajo de 324 h, aproximadamente 43 jornadas laborales.

Se han obtenido dos modelos teóricos de riesgo, uno para fraccionamiento convencional y otro para hipofraccionamiento. Se han identificado 135 SI, 136 B, 96 RF y 44 RC. Paralelamente se ha desarrollado una aplicación informática que permite una fácil aplicación de estos modelos.

Discusión

Realizar un modelo de riesgo desde cero es un proceso costoso que requiere un esfuerzo y una inversión de tiempo no despreciable. El Proyecto MARRTA intenta reducir este enorme esfuerzo proporcionando un listado de posibles SI, B asociadas, y las reglas para combinar los elementos y calcular el riesgo, aportando además una aplicación informática que facilita la tarea de análisis. El trabajo ha sido desarrollado por profesionales no dedicados exclusivamente al mismo, lo que hace imprescindible el apoyo institucional de Gerencias y Jefes de Servicio, así como de las Sociedades profesionales y Organismos involucrados.

Es fundamental que el grupo de trabajo sea interdisciplinar para contar con los diferentes enfoques y percepciones del proceso de los todos los profesionales implicados.

Conclusiones

Con una pequeña formación previa, los modelos de riesgo obtenidos y el software desarrollado permitirán a los servicios de radioterapia aplicar la metodología de las matrices de riesgo y obtener su perfil de riesgo. La implicación de los profesionales, Sociedades y Organismos involucrados, permite una aplicación uniforme y consensuada a nivel nacional del análisis de riesgos en radioterapia.

Parcialmente financiado por la Fundación MAPFRE (Ayudas a la investigación Ignacio H. de Larra-mendi. Convocatoria 2018)

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1075**Determinación de magnitudes operacionales en el interior de la sala de un acelerador lineal**

Autores: David Sánchez-Artuñedo¹ ; Miguel Angel Sebastian Segura¹ ; Mercè Beltran Vilagrasa¹

¹ *Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Universitari Vall d'Hebron*

Corresponding Author: david.sanchez@vhebron.net

Introducción

Los niveles de radiación dentro de la sala de radioterapia después de una irradiación pueden ser significativos dependiendo del tipo de acelerador. En este trabajo se caracteriza la radiación fotónica y neutrónica dentro de la sala de un acelerador lineal TrueBeam STx (Varian Medical Systems) de potencial acelerador nominal 6 MV y 15 MV, con el objetivo de optimizar la protección radiológica de los operadores de radioterapia.

Materiales y métodos

Se realizaron series de tres medidas del equivalente de dosis ambiental $\dot{H}^*(10)$ fotónica en 49 puntos del interior de la sala irradiando con haces de fotones de 6 MV y 15 MV un campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ sobre un maniquí de PMMA de $40 \times 40 \times 20 \text{ cm}^3$. Tanto el brazo como el colimador del equipo estaban orientados a 0° . También se midió la $\dot{H}^*(10)$ fotónica para 6 MV y 15 MV en 6 puntos del laberinto, y la $\dot{H}^*(10)$ neutrónica debida a fotones de 15 MV.

Adicionalmente, se midió $\dot{H}^*(10)$ de fotoneutrones en la posición habitual del operador durante la colocación del paciente, a 40 cm del isocentro junto a la parte lateral de la mesa, 30 s después de una irradiación con haces de fotones de 15 MV con 1000 UM, y utilizando un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ sobre el maniquí de PMMA.

Las medidas se realizaron con un monitor de radiación ambiental AT117M y una sonda BDKN-03 (Atomtex) específica para medida de neutrones.

Resultados

La figura 1 muestra la distribución de $\dot{H}^*(10)$ fotónica en mSv/h en el interior de la sala de tratamiento para los haces de 6 MV y 15 MV.

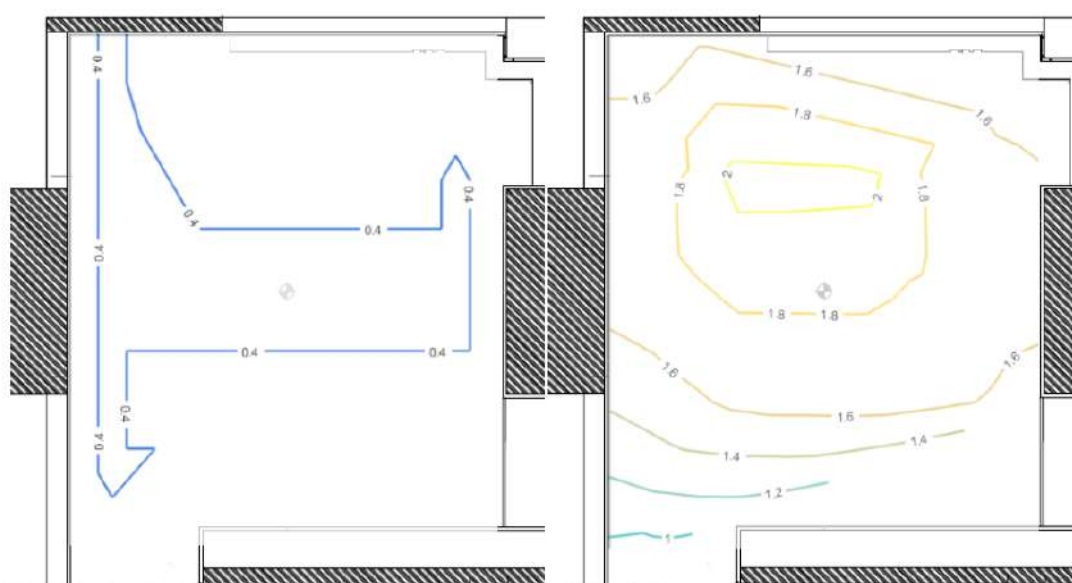


Fig.1. Distribución de la tasa de $H^*(10)$ fotónica en el interior de la sala de tratamiento para 6 MV (izquierda) y 15 MV (derecha)

Figure 601:

La figura 2 presenta la variación de los valores de $\dot{H}^*(10)$ en la zona del laberinto.

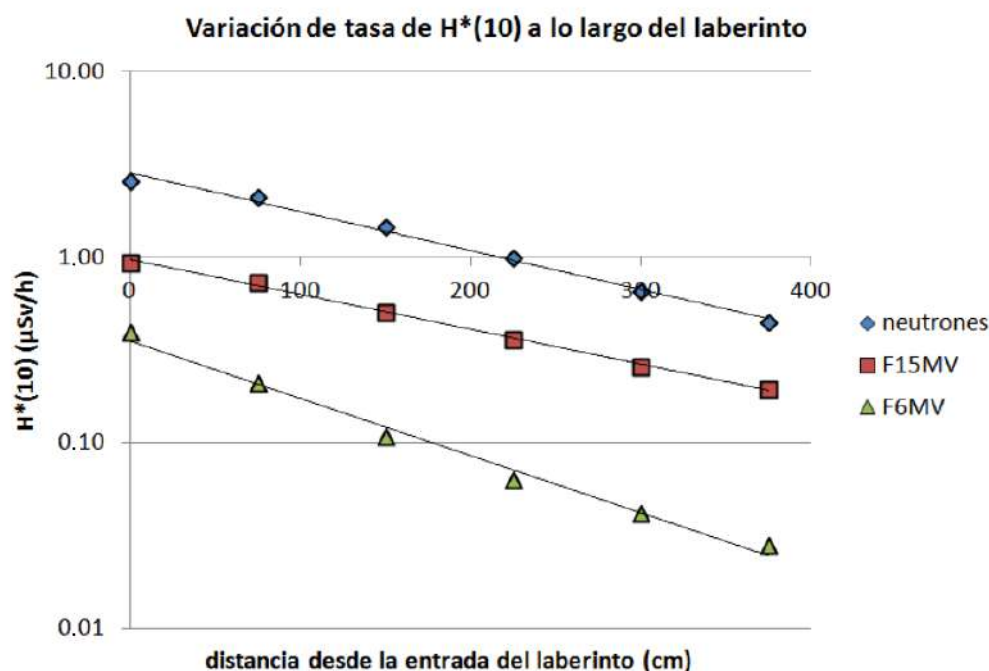


Fig. 2. Variación de $\dot{H}^*(10)$ desde que empieza el laberinto en el interior hacia la puerta de entrada de la sala.

Figure 602:

El valor de $\dot{H}^*(10)$ en la posición del operador es de 5.1 µSv/h (incertidumbre estimada detector 20%). Esperar 1 minuto antes de entrar supone una reducción del valor de $\dot{H}^*(10)$ del 18%. Teniendo en cuenta un tiempo de permanencia de 3 minutos del operador, serían necesarios 25 pacientes por turno con haces de fotones de alta energía para superar el umbral de detección de 0.1 mSv de los dosímetros personales.

Discusión

El valor de $\dot{H}^*(10)$ en el interior de la sala es uniforme para fotones de 6 MV, para 15 MV aumenta al acercarnos al isocentro siendo entre 5 y 3 veces superior al valor de $\dot{H}^*(10)$ de 6MV.

La rápida disminución de $\dot{H}^*(10)$ debido a los fotoneutrones producidos tras irradiar con haces de fotones de 15 MV es debida a la activación de materiales de semiperíodo corto. Aunque sea necesaria una carga de trabajo muy elevada para superar el umbral de detección de los dosímetros personales, se trata de una exposición que se puede minimizar alargando el tiempo antes de entrar en la sala.

Conclusiones

No entrar en la sala del acelerador inmediatamente después de finalizar la irradiación es una medida de protección radiológica simple que disminuye el riesgo de exposición externa de los operadores de las unidades de tratamiento de radioterapia externa.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1079**Riesgo radiológico en radioembolizaciones con microesferas de Y-90**

Autores: Miguel Angel Sebastian Segura¹ ; Mercè Beltran Vilagrasa¹ ; David Sánchez-Artuñedo¹

¹ *Servei de Física i Protecció Radiològica. Hospital Universitari Vall d'Hebron*

Corresponding Author: misebast@vhebron.net

Introducción

La radioembolización con microesferas de Y-90 es un procedimiento clínico cada vez más habitual para tratar tumores y metástasis hepáticas en pacientes que la resección con cirugía convencional está contraindicada.

En nuestro hospital las radioembolizaciones se realizan en una sala de angioradiología. El paciente permanece ingresado en planta, uno o dos días, hasta recibir el alta médica.

Se presentan valores de medidas de protección radiológica (PR) operacional útiles para valorar el riesgo radiológico del personal que intervine en el procedimiento y en el posterior cuidado del paciente.

Material y métodos

En las radioembolizaciones se utilizan las microesferas de vidrio de Y-90 de TheraSphere. Éstas se suministran con un equipo de administración. La prescripción de la dosis la realiza el médico de medicina nuclear (MN) y la radioembolización el angioradiólogo.

Se aplican medidas de prevención de contaminación como uso de contenedores, recubrimiento de superficies y ropa de un solo uso .

En cada radioembolización se registran los valores de $\dot{H}^*(10)$ a 30 cm y 1 m del vial, del paciente inyectado y del residuo radiactivo a 30 cm con un detector Saphymo minitracegamma. La contaminación de superficies, manos y cuerpo de los profesionales que participan se mide con un detector de contaminación Saphymo minitrace beta. La exposición en manos de los profesionales que manipulan el Y-90 se controla mediante un detector de anillo específico para el procedimiento.

Los catéteres, vial, guantes, polainas, papel absorbente contaminados se gestionan como residuos radiactivo.

Resultados

Desde el 2015 se han realizado 14 radioembolizaciones con un promedio de 3 anuales. La tabla 1 representa los valores obtenidos de actividad administrada, y $\dot{H}^*(10)$. La tabla 2 muestra el residuo radiactivo generado.

	Actividad administrada (MBq)	$\dot{H}^*(10)$ a dos distancias del vial con TheraSphere ($\mu\text{Sv/h}$)		$\dot{H}^*(10)$ a dos distancias del paciente inyectado ($\mu\text{Sv/h}$)		$\dot{H}^*(10)$ a dos distancias del paciente por cada GBq inyectado ($\mu\text{Sv/h}$)	
Distancia	-	0,30 m	1 m	0,30 m	1 m	0,30 m	1 m
máximo	4447	55.4	5.9	22.9	4.2	17.4	5.9
mínimo	485	10.2	1.3	1.6	0.3	0.8	0.2
promedio	1859	30.3	3.1	7.5	1.6	4.9	1.1
mediana	1859	30.5	3.3	5.2	1.2	3.3	0.8

Tabla 1. Actividad administrada y tasa de $\dot{H}^*(10)$ medido a dos distancias tanto del vial como del paciente una vez radioembolizado.

Figure 603:

	$\dot{H}^*(10)$ a 30cm del residuo ($\mu\text{Sv/h}$)	% no administrado en residuo	MBq no administrados en residuo	Concentración de actividad en el residuo (kBq/kg)	Días de decaimiento hasta su desclasificación
máximo	1.5	6.9	68.5	136933	19
mínimo	0.0	0.0	0.3	663	0
promedio	0.5	1.6	21.7	43488	15
mediana	0.4	1.2	16.0	32010	13

Tabla 2. Valores de tasa de $\dot{H}^*(10)$ del residuo radiactivo, porcentaje de actividad no administrada y días de decaimiento hasta la desclasificación considerando que el límite de desclasificación del Y-90 es de $1 \cdot 10^3$ kBq/kg

Figure 604:

Solamente en un procedimiento se registró una lectura del dosímetro de anillo de una angioradióloga, superior a fondo, concretamente de 0.14 mSv.

Solo en un tratamiento se registró contaminación en el material absorbente que cubre el suelo. No se ha detectado contaminación superficial en la bata, ni zapatillas del personal del quirófano.

Discusión

El rango de actividad administrada varía significativamente debido a que la dosis prescrita depende del volumen de tratamiento de cada paciente.

Los valores más altos de $\dot{H}^*(10)$ los presenta el vial. Considerando que la preparación del sistema de inyección dura unos 15 minutos, la radioembolización 1 hora y la gestión del residuo 5 minutos la dosis efectiva que podría recibir el personal a 30 cm del vial y del paciente es menor a 50 μSv /tratamiento.

La tasa de exposición del paciente durante los 3 primeros días no comporta riesgo de superar el límite de dosis para el público para personas que estuviesen las 24h a 1m del paciente.

El riesgo de contaminación se presenta en la preparación del vial y en la infusión. En la hospitalización es nulo ya que las microesferas no se excretan.

Conclusión

Aplicando medidas de PR adecuadas el riesgo de irradiación externa y de contaminación es muy bajo para el personal que interviene en la radioembolización con Y-90 y prácticamente nulo para el resto de personas.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1067**Análisis de riesgos en la aceptación y puesta en servicio de dos aceleradores Versa HD según el proyecto MARR****Autores:** Rocio García Marcos¹ ; Miguel Alarcia Noci²**Co-autores:** Gema Ruiz Galán³ ; Rafael Ayala Lázaro⁴ ; María Jesús García Hernández³ ; M. Susana Gómez Cores⁵ ; Rocio Jimenez Rojas⁶ ; Ramón Polo Cezón⁷¹ HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN² Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz³ Hospital General Universitario Gregorio Marañón⁴ H.G.U. Gregorio Marañón⁵ HGU Gregorio Marañón⁶ Hospital Gregorio marañón⁷ HOSPITAL UNIVERSITARIO REY JUAN CARLOS**Corresponding Authors:** rocio.garcia.marcos@gmail.com, , gruizg@salud.madrid.org**Introducción**

El uso de la radiación ionizante en terapia es una práctica clínica bien consolidada y , aunque tiene un gran recorrido, no está exenta de riesgos y los posibles incidentes pueden dar lugar a consecuencias no deseadas.

Es necesario llevar a cabo un análisis basado en matrices de riesgo de acuerdo con el programa MARR (IAEA TECDOC-1685) e implementar barreras, reductores de frecuencia y reductores de consecuencias. Además, nos va a permitir optimizar los niveles de calidad exigidos a las prácticas de radioterapia.

En este trabajo nos hemos centrado en la etapa de Aceptación y puesta en servicio del acelerador lineal de electrones para el proceso de radioterapia 3D conformada.

Material y métodos

La aplicación del método de la matriz de riesgo se ha automatizado a través del software SEVRRRA. Este análisis no permite cuantificar el riesgo, pero si clasificarlo en 4 niveles: muy alto (MA), alto (A), bajo (B) y muy bajo (MB), y así poder establecer prioridades.

Hemos analizado la etapa 2: "Aceptación y puesta en servicio" para 2 aceleradores Versa HD de Elekta. Esta etapa tiene a su vez 4 subetapas: LINAC, Sistema de planificación, equipo de adquisición de imágenes y los sistemas de transferencia y conexiones.

Se ha realizado un análisis inicial y se han evaluado las acciones necesarias que contribuyan a minimizar el riesgo en aquellas secuencias accidentales de RA y RMA.

Resultados y conclusiones

Hemos obtenido riesgo alto para dos de las 27 subetapas analizadas.

Se trata de 2 sucesos iniciadores con RA, si no existe defensa alguna, relacionados con la calibración del equipo dosimétrico.

En ambos, el riesgo podría disminuir de alto a medio si se realiza una auditoría externa antes de comenzar a tratar pacientes, barrera que es difícil de implementar en nuestro servicio.

Sin embargo, se puede reducir el riesgo a riesgo medio en uno de ellos, si se implementa la barrera de verificación independiente de la calibración del acelerador entre distintos servicios, por personas diferentes y con distinto equipo de acuerdo a un procedimiento que permite detectar errores en el proceso de calibración. Hemos cruzado la calibración de las 2 unidades de tratamiento con el servicio de dosimetría y radioprotección del Hospital Rey Juan Carlos, Móstoles.

Con la implementación de la nueva barrera, calibraciones de nuestras unidades de tratamiento cruzadas con el Versa HD del Hospital Rey Juan Carlos, hemos disminuido el riesgo del suceso iniciador de alto a medio y el riesgo alto de esta etapa de un 7 % a un 4% (en los datos de referencia de otros hospitales en ésta etapa no existe riesgo alto).

Esta barrera también afecta a 3 subetapas más de riesgo medio y nos sirve para tener más robustez disminuyendo la probabilidad de fallo de baja a muy baja.

El objetivo futuro es disminuir el riesgo de las etapas clasificadas con RM implementando la dosimetría in vivo en el servicio (figura1).

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1144**Evaluación de la atenuación de protectores Drape Armour para su uso en radiología intervencionista**

Autor: José Manuel Calatayud Jordán¹

Co-autores: Juan Ignacio Villaescusa Blanca² ; Juan Manuel Campayo Esteban² ; Pilar Gras Miralles²

¹ *Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe*

² *Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe*

Corresponding Author: jmcalatayud97@gmail.com

Introducción

La radiación dispersa generada en procedimientos de radiología intervencionista supone un considerable riesgo de exposición para el personal sanitario implicado. La minimización de dicha exposición persigue la optimización de estas actividades como objetivo de la protección radiológica del personal sanitario.

Los protectores de Drape Armour permiten reducir la radiación dispersa en intervencionismo. Estos protectores, fabricados inicialmente con bismuto (Bi), actualmente están hechos de una aleación de antimonio (Sb) y PVC, que proporciona una mayor flexibilidad.

La finalidad de este trabajo es explorar la posibilidad de incorporar el uso de estos protectores en la práctica clínica. Para ello, se ha estudiado la atenuación proporcionada por los protectores en condiciones controladas y simulando una situación real de intervencionismo.

Materiales y métodos

Los modelos de protectores Drape Armour evaluados han sido RBPS100, RBPS101 (Bi y Sb), diseñados para acceso radial, y RBPS105, para acceso femoral.

Se ha determinado la atenuación de los protectores en condiciones de haz ancho según la norma UNE-EN 61331-1 (2014). Además, se ha estudiado la atenuación proporcionada por los protectores RBPS105 y RBPS101 en condiciones que simulan las reales. Las técnicas empleadas son ambas en fluoroscopia a 15 impulsos por segundo (ips), en automático y a 80 kVp. La dosis se ha medido con una cámara de ionización a alturas correspondientes a cabeza, tórax y abdomen.

Resultados

La Figura 1 muestra la atenuación para los modelos estudiados en el rango de 40-130 kVp.

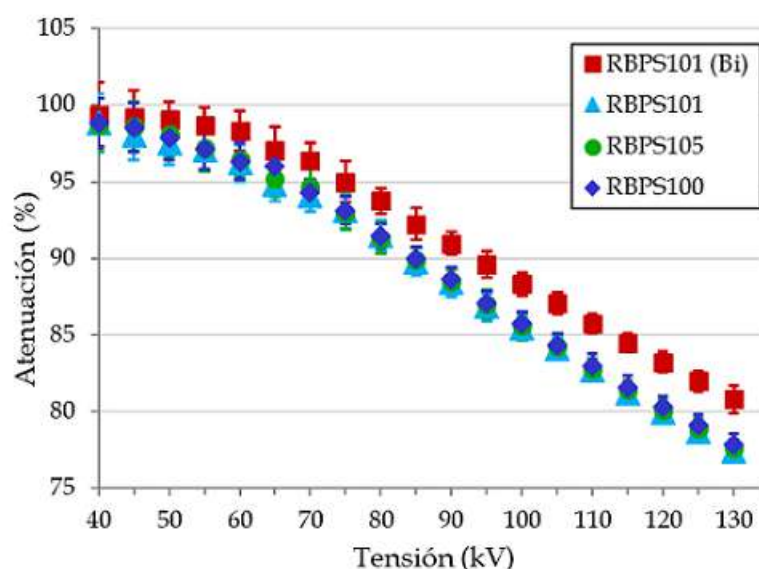


Figure 605: Atenuación de distintos protectores Drape Armour en condiciones dadas en la norma UNE-EN 61331-1 (2014).

El modelo RBPS101 (Bi) presenta una atenuación aparentemente mayor que la del resto, con una diferencia del 2,5% a 80 kVp, que se incrementa hasta el 3,5% a 130 kVp.

La atenuación de los modelos RBPS105 y RBPS101 (Sb) en condiciones que simulan las reales en cabeza es del orden de 40% y 75%, en tórax es del 25% y 70% y en abdomen es 10% y 50% respectivamente.

Discusión

La reducción de la atenuación del modelo actual se debe a la sustitución del Bi, de mayor número atómico, por una aleación de Sb y PVC. Esta reducción se compensa con una mayor flexibilidad. La capacidad de atenuación para energías medias y bajas, donde se encuentran las energías de la radiación dispersa, es superior al 90%.

En la simulación de condiciones reales de intervencionismo, el acceso femoral presenta significativamente menor atenuación que el radial. Además, la atenuación de ambos protectores es mayor en la cabeza que en la zona torácica o en la abdominal.

Conclusiones

Se ha evaluado la atenuación de la radiación para distintos protectores Drape Armour, tanto para acceso radial como femoral, en dos condiciones distintas: de laboratorio y reproduciendo situaciones reales de intervencionismo. La comparación entre el modelo antiguo y actual muestra que la reducción en la atenuación se compensa por la mayor flexibilidad del producto. Por otro lado, los valores de atenuación, en especial en la zona de la cabeza, recomiendan su uso para la reducción de la dosis a cristalino.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1240**DESARROLLO DE UNA APLICACIÓN PARA LA VERIFICACIÓN DE LOS BLINDAJES DE LOS BÚNKERES DEL NUEVO HOSPITAL DE TOLEDO**

Autores: Francisco Clemente Gutiérrez¹ ; María Luisa Chapel Gómez¹

¹ *Hospital Universitario de Toledo*

Corresponding Author: pclementegutierrez@gmail.com

1. **INTRODUCCIÓN** El nuevo Hospital Universitario de Toledo va a iniciar la actividad clínica del Servicio de Oncología Radioterápica con la instalación de dos aceleradores lineales en sendas salas de tratamiento no diseñadas ad hoc para los citados equipos. El objetivo de este trabajo es presentar una herramienta desarrollada para la determinación de los espesores de barreras necesarios en las salas donde se ubicarán dichos equipos, siguiendo el formalismo del documento NCRP 151.
2. **MATERIAL Y MÉTODOS** Los aceleradores a instalar (TrueBeam, Varian) disponen de dos energías de fotones con filtro (6 y 10 MV) y una sin filtro (6 MV FFF), así como cuatro energías de electrones en el rango 6 – 15 MeV. Un plano de las dos salas, con las zonas colindantes puede verse en la Fig. 1. La aplicación desarrollada, bajo entorno MS Excel, incorpora el formalismo descrito en el documento NCRP 151, permitiendo determinar los cálculos para barrera primaria y secundaria (dispersa por paciente y de fuga, tanto de fotones, como neutrones), según los valores de la energía, distancia a la barrera y al objeto dispersor, carga de trabajo, factor de uso, factor de ocupación, factores de dispersión, así como densidades de hormigón convencional y baritado. Permite, asimismo, determinar tasas de dosis instantáneas para barreras primarias y secundarias, así como los cálculos a realizar en el área del laberinto/puerta, considerando las contribuciones de radiación dispersa, de fuga, y las contribuciones en aceleradores de altas energías (neutrones y fotones gamma procedentes de captura neutrónica). El presente estudio mostró únicamente los resultados de comparación entre los espesores existentes para barreras primarias y secundarias, y los calculados mediante la aplicación descrita. Se tomaron las dos situaciones más desfavorables (10 MV y 6 MV FFF).
3. **RESULTADOS** La Tabla 1 presenta los resultados de los espesores calculados frente a los existentes. En todos los casos los espesores existentes resultaron superiores a los determinados para ambas energías.
4. **DISCUSION** Los valores de TVL1 y TVLe necesarios para la determinación de barreras primarias y secundarias de fuga (fotones) reportados en las tablas de NCRP 151 han sido reescalados para tener en cuenta la densidad del hormigón baritado, al igual que la TVL según el ángulo de dispersión en el cálculo de barreras secundarias debidas a la dispersa por paciente. Se ha asumido una carga de trabajo de 1000 Gy/semana, muy por encima de las recomendaciones de NCRP 151, lo que permite tener en cuenta las cargas de trabajo derivadas de las técnicas de IMRT o hipofraccionadas. Por otra parte, los datos presentados incluyen la energía sin filtro, aunque la bibliografía existente concluye que los espesores necesarios en este caso son menores que para haces filtrados.
5. **CONCLUSIONES** Se ha diseñado una herramienta que incorpora las consideraciones del formalismo NCRP 151, aplicándose de forma satisfactoria a la verificación de los blindajes del nuevo Hospital de Toledo.

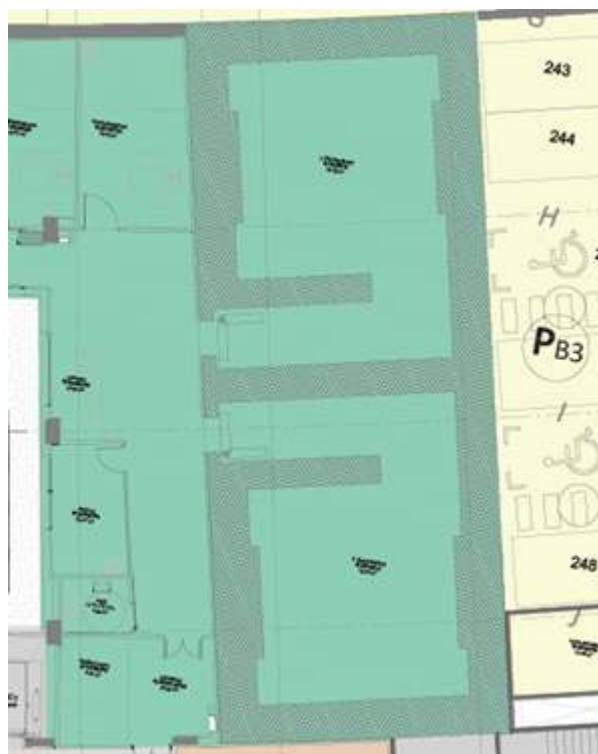


Figure 606: Fig. 1: Plano de las salas donde se instalarán los equipos, con las zonas colindantes (control y consulta con trabajadores expuestos, garaje y pasillos/salas técnicas).

Barreras primarias	10 MV			6 MV FFF		
	Control/ consulta	Garaje	Techo	Control/ consulta	Garaje	Techo
Límite dosis (Sv/sem)	$4 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$	$4 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$
Distancia fuente – punto protegido (m)	6.5	6.5	5	6.5	6.5	5
Distancia objeto dispersor – punto protegido (m)	5.5	5.5	4	5.5	5.5	4
Ángulo de dispersión (°)	30	30	30	30	30	30
Fuga fotones (%)	1	1	1	1	1	1
Fuga neutrones (Sv/Gy)	$7 \cdot 10^{-4}$	$7 \cdot 10^{-4}$	$7 \cdot 10^{-4}$			
Carga trabajo (Gy/sem)	1000	1000	1000	1000	1000	1000
Factor de uso	0.213	0.213	0.263	0.213	0.213	0.263
Factor de ocupación	1	0.0625	0.0625	1	0.0625	0.0625
Espesor primaria (cm)	104.6	107.0	114.9	93.5	95.7	102.8
Espesor secundaria dispersa paciente (cm)	51.6	53.4	58.6	45.2	64.4	70.8
Espesor secundaria fuga fotones (cm)	48.9	50.9	56.6	46.5	48.4	53.8
Espesor secundaria fuga neutrones (cm)	44.1	46.5	53.4			
Espesor contribución total (cm)	112.0	114.4	122.4	100.2	102.4	109.4
Espesor existente (cm)	170	170	155	170	170	155
Barreras secundarias	10 MV			6 MV FFF		
	Pasillo/ Garaje/ S. técnica	Control/ consulta	Techo	Pasillo/ Garaje/ S. técnica	Control/ consulta	Techo
Límite dosis (Sv/sem)	$4 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$	$4 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$	$2 \cdot 10^{-4}$
Distancia fuente – objeto dispersor (m)	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
Distancia objeto dispersor – punto protegido (m)	5.7	5.5	4	5.7	5.5	4
Ángulo de dispersión (°)	30	30	30	90	30	30
Fuga fotones (%)	1	1	1	1	1	1
Fuga neutrones (Sv/Gy)	$7 \cdot 10^{-4}$	$7 \cdot 10^{-4}$	$7 \cdot 10^{-4}$			
Carga trabajo (Gy/sem)	1000	1000	1000	1000	1000	1000
Factor de ocupación	1	0.0625	0.0625	1	0.0625	0.0625
Espesor secundaria dispersa paciente (cm)	37.2	87.3	95.1	36.0	79.5	86.7
Espesor secundaria fuga fotones (cm)	62.5	66.4	75.0	59.7	63.4	71.4
Espesor secundaria fuga neutrones (cm)	43.3	46.5	53.4			
Espesor contribución total (cm)	71.8	96.6	104.4	68.4	88.2	95.4
Espesor existente (cm)	140	140	120	140	140	120

Figure 607: Tabla 1: Comparación entre los espesores calculados y los existentes, tanto para barreras primarias, como secundarias.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1338**Niveles de referencia en mamografía en Tenerife y Toledo**

Autores: Noelia Solís Preciado¹ ; Marisa Chapel Gómez² ; José Ángel Merino Gestoso³ ; Ignacio González Alcantud³ ; Diego Jimenez Vegas¹ ; Alberto González Fernández⁴ ; Breixo Carmelo Portas Ferradás^{None} ; Abel Niebla Piñero¹

¹ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria

² SEFM

³ Hospital Universitario Nuestra Señora de la Candelaria

⁴ Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)

Corresponding Author: noeliasolispreciado@gmail.com

Introducción

La mamografía es la herramienta de diagnóstico más importante para la detección precoz del cáncer de mama. Sin embargo, su eficacia para detectar el cáncer de mama en estadios iniciales está acompañada de un bajo riesgo, pero no despreciable, de inducir cáncer por radiación en los tejidos fibroglandulares de la misma. De acuerdo a la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), no se recomiendan límites de dosis ni restricciones de dosis para pacientes individuales ya que pueden reducir la eficacia del diagnóstico, provocando más perjuicio que beneficio. Lo que se recomienda es el uso de los niveles de referencia (siendo su acrónimo en inglés DRLs) para la optimización de las exposiciones médicas en los procedimientos de diagnóstico e intervencionismo. Estos niveles han demostrado ser una herramienta eficaz para identificar exposiciones que deberían ser optimizadas. En el Real Decreto 601/2019 sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas, resultado de la trasposición de la directiva EURATOM 2013/59, el artículo 6.4 hace referencia a la implantación de los DRLs, los cuales deberán ser revisados regularmente. En este trabajo se establecen los niveles de referencia para mamografía digital en la provincia de Tenerife y de Toledo.

Material y métodos

Se han recogido datos de dos hospitales de la provincia de Santa Cruz de Tenerife y dos hospitales de la provincia de Toledo, desde 2019 hasta la actualidad.

En Santa Cruz de Tenerife las mamografías han sido realizadas en dos mamógrafos Senographe Essential de GE Healthcare y un mamógrafo Selenia Dimensions de Hologic.

En el estudio de la provincia de Toledo han participado dos mamógrafos Siemens Mammomat Nova-tion DR.

La información ha sido obtenida mediante dos softwares de gestión de dosis: DoseWatch en Santa Cruz de Tenerife y Qaelum en Toledo. Los datos recopilados de cada paciente incluyen edad, sexo, grosor de la mama, tipo de proyección, tipo de estudio y dosis glandular media.

Resultados

La dosis de radiación impartida a la mama varía según el espesor de la misma. Por ello, los datos han sido agrupados de acuerdo al grosor de la mama en 15 grupos desde los 20 mm hasta los 95 mm de espesor. Los espesores fuera de este rango han sido descartados del estudio por tratarse de casos poco frecuentes. Solo se han tenido en cuenta mamografías simples o bilaterales de mujeres, descartando del estudio mamografías de prótesis, estereotaxias y biopsias. También se ha separado entre proyección cráneo caudal (CC) y medio lateral oblicua (MLO).

Se ha calculado la mediana de la dosis glandular media como recomienda la ICRP para la estimación de los DRLs.

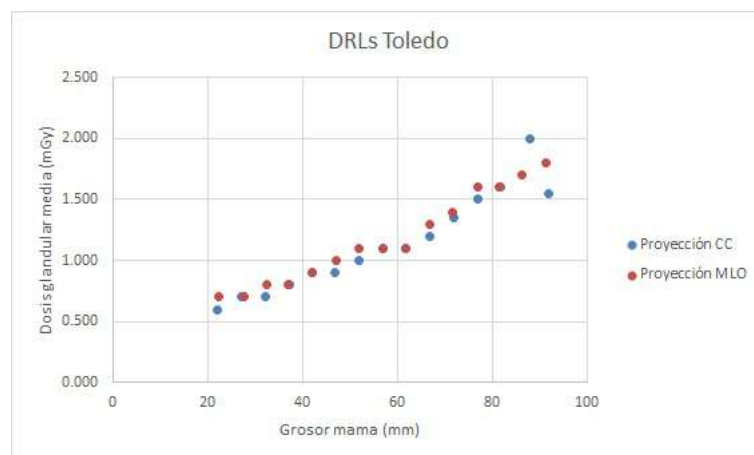


Figure 608: Niveles de Referencia Toledo

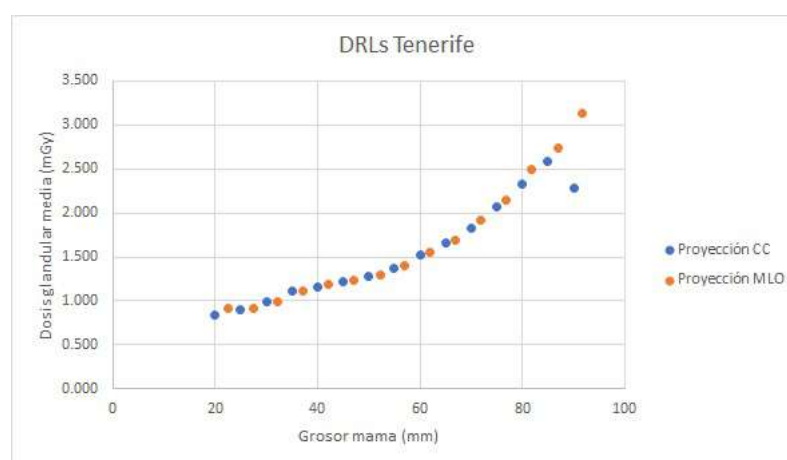


Figure 609: Niveles de Referencia Tenerife

Discusión y conclusiones

Los resultados obtenidos muestran niveles de referencia pertenecientes a dos provincias, cada una de las cuales trabaja con mamógrafos diferentes.

Para el cálculo de los DRLs en mamografía, la ICRP recomienda utilizar una o varias de las siguientes magnitudes: kerma en aire incidente, kerma en aire en la superficie de entrada y dosis glandular media. En este trabajo la magnitud elegida ha sido la dosis glandular media. Este valor es calculado por cada mamógrafo a partir del kerma en aire en la superficie de entrada. El cálculo de cada casa comercial no es exactamente el mismo. Lo ideal sería por tanto, realizar el cálculo de la dosis glandular media a partir del kerma en aire en la superficie de entrada siempre que éste se considere siempre en el mismo punto de referencia.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1334**Determinación del perfil de riesgo de una unidad de terapia con protones mediante la Matriz de Riesgo.**

Autores: Jose Miguel Delgado Rodriguez¹ ; Javier Serrano Andreu¹ ; Javier Izquierdo Serrano² ; Felipe Calvo Manuel³

¹ Clínica Universidad de Navarra

² Clínica Universitaria de Navarra

³ Clínica Universidad de Navarra

Corresponding Author: delgado.jmiguel@gmail.com

Introducción.

La terapia con haces de protones es una técnica de gran complejidad tecnológica y muy sensible a producir variaciones de los resultados como consecuencia de cambios en los procesos operativos. Siguiendo las recomendaciones de los organismos internacionales (OMS, IAEA, AAPM, etc.) y de acuerdo a lo establecido en la Directiva 2013-59-EURATOM, la Clínica Universidad de Navarra ha emprendido la puesta en marcha de una metodología de análisis prospectivo de riesgos basados en la utilización de la Matriz de Riesgo y su comparación con otras metodologías establecidas como el FMEA.

Material y Métodos.

La metodología de la matriz de riesgos ha sido introducida desde hace una década en diferentes procesos radioterápicos (MARR, MARRTA). Se ha aplicado esta metodología como un primer paso para valorar la capacidad de la misma y su valor relativo al compararla con otras metodologías también establecidas como el FMEA recomendado por TG100 de la AAPM.

La aplicación de la metodología se realizó partiendo de un grupo experimentado de profesionales (Oncólogos Radioterápicos, radiofísicos, técnicos superiores en radioterapia) con los que se definieron los subprocesos y procedimientos que se llevan a cabo para la realización de la terapia. Aplicando el método Delphi se analizaron los posibles eventos adversos estableciendo mediante juicio de expertos la frecuencia que podría atribuirse a los mismos y las consecuencias que resultarían en el caso de que los sucesos planteados llegaran a término.

Se definieron barreras, reductores de frecuencia y reductores de consecuencia como sistema de defensa que permita mitigar o evitar las consecuencias.

Se analizaron simultáneamente los sucesos con ambas metodologías y se tuvieron en cuenta solamente aquellos eventos que den lugar a una desviación de la dosis administrada a un paciente sobre la establecida por el oncólogo radioterápico en la prescripción.

Resultados

Se analizaron cerca de una centena de sucesos posibles de los que dieron lugar a eventos con consecuencias graves un número menor de cinco en los que la dosis administrada superaría el 10% de la prescrita y en las que se tuvo en cuenta que algunos efectos afectarían a múltiples pacientes.

Discusión.

De los resultados obtenidos permiten apreciar un valor relativo de la metodología de la matriz de riesgo en relación con el FMEA con una mayor especificidad en la utilización del sistema de defensa de las barreras.

Conclusiones.

De acuerdo con los resultados obtenidos la metodología de la Matriz de Riesgos se presenta como una herramienta muy útil para establecer de forma permanente el perfil de riesgo de un servicio de oncología radioterápica que disponga de esta técnica.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1339**Dosimetría de área en tratamientos de radioterapia intraoperatoria de mama con equipo de rayos X de 50 kV**

Autores: José Manuel Ordiales Solís¹; Mónica Gómez Incio²; Cristina Casares Merino³; Francisco Marcos Jiménez³; Yvana Martínez Mateo⁴; Juana García Escobero⁵

¹ Hospital Universitario de Cáceres

² Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Cáceres.

³ Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de Cáceres.

⁴ Servicio de Cirugía General y del Aparato Digestivo. Complejo Hospitalario Universitario de Cáceres.

⁵ Servicio de Obstetricia y Ginecología. Complejo Hospitalario Universitario de Cáceres.

Corresponding Authors: jose.ordiales@salud-juntaex.es, monicaincio@gmail.com

Introducción.

La radioterapia intraoperatoria en tratamientos oncológicos de mama es una técnica multidisciplinar en la que intervienen especialistas varios servicios sanitarios. En este trabajo se presentan los resultados de la evaluación de la dosimetría de área en quirófano en el Hospital Universitario de Cáceres. Material y métodos.

El Área de Salud de Cáceres cuenta con un equipo de radioterapia intraoperatoria Xofigo Axxent Electronic Brachytherapy System. El sistema dispone de una consola de operación con brazo articulado en el que se acopla un tubo de rayos X miniaturizado que soporta una corriente de 300 μ A.

Se utilizó un protector flexible de bajo peso modelo FlexiShield con equivalente de Pb 0,45 mm situado sobre las pacientes y una mampara protectora con un equivalente de Pb de 1 mm. Los quirófanos disponen en sus paredes de protección equivalente de Pb de 2 mm, en suelo y techo de 1,6 mm, en las puertas de 0,7 mm y en los visores de 1 mm. Las medidas fueron realizadas con un detector RaySafe 452 de Fluke Biomedical. El registro dosimétrico se realizó mediante dosimetría TLD.

Antes de la puesta en marcha de los tratamientos se midió la tasa de dosis en el perímetro del quirófano y en su interior detrás de la mampara de protección. Se posicionó el tubo de rayos X sobre la mesa quirúrgica y sobre él se situó el FlexiShield. Se irradió sin aplicador para realizar una estimación conservadora de la exposición.

En los tratamientos, durante la irradiación, los operadores permanecieron situados detrás de la mampara de protección y utilizaron dosímetros personales de solapa. El resto de trabajadores permanecieron fuera del quirófano. En todos los procedimientos se utilizaron 4 dosímetros de área. 2 se situaron en la parte exterior del visor de las dos puertas de acceso al quirófano. 2 en la mampara, uno en la zona protegida y otro hacia el paciente. Se registró el tiempo de irradiación.

Resultados.

El tiempo total de tratamiento fue de 292 minutos. En la figura 1 se muestran las zonas de medida de tasa de dosis, posición del tubo de rayos X y las distancias en el quirófano. Las posiciones 1, 3, 9 y 10 indican el punto donde fueron colocados los dosímetros TLD. Los resultados se muestran en la tabla 1.

Figura 1. Puntos de registro de dosis

Tabla 1. Tasa de dosis obtenidas en los diferentes puntos y lecturas máximas con TLD

Discusión.

Los valores de tasa de dosis muestran que para un tratamiento de 15 minutos la dosis equivalente mensual estimada para un trabajador que realizase un procedimiento diario sería de 0,4 mSv. No se consideró la atenuación del haz producida por el aplicador y las pacientes. Los datos registrados por los dosímetros TLD confirman una exposición menor que la estimada.

Conclusión.

Las condiciones de trabajo recomendadas para la realización del procedimiento de radioterapia intraoperatoria de mama son seguras para los trabajadores.

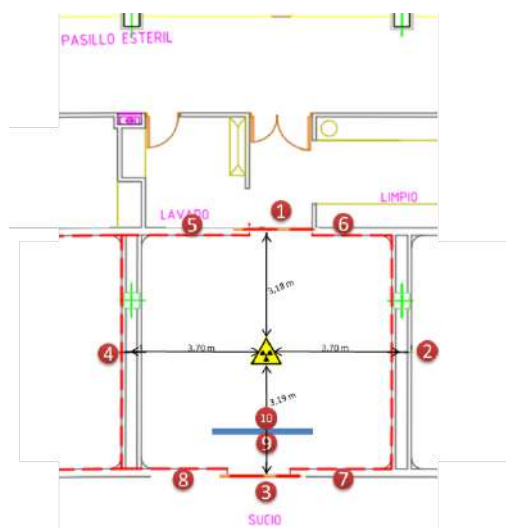


Figure 610:

Punto de Medida	Medida con detector ($\mu\text{Sv/h}$)	TLD - Lectura máxima mensual (mSv)
1-puerta "zona limpio"	0,16	Fondo
2- quirófano adyacente	0,15	
3- puerta "zona sucio"	0,20	Fondo
4- quirófano adyacente	0,16	
5- "zona limpio"	0,15	
6- "zona limpio"	0,15	
7- "zona sucio"	0,16	
8- "zona sucio"	0,15	
9- mampara de protección hacia operador	16,00	Fondo
9- mampara de protección hacia paciente		1 mSv

Figure 611:

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1165**Organización del material digital de un servicio hospitalario de protección radiológica mediante un sitio web**

Autores: Fernando Mañeru Cámara¹ ; Santiago Miquelez² ; Santiago Pellejero Pellejero¹ ; Aitor Fernandez Iglesias¹ ; Naiara Fuentemilla^{None} ; Fernando Caudepón Moreno³ ; Laura Bragado Álvarez¹ ; Victor de la Llana Granja¹ ; Fabio Pérez Gómez¹ ; Jesús Escobar Cerezo¹ ; Rocío Estrada García¹

¹ *Complejo Hospitalario de Navarra*

² *Complejo Hospitalario Navarra*

³ *Complejo Hospitalario de Pamplona*

Corresponding Authors: fmaneruc@navarra.es, smiquela@navarra.es

Introducción:

La gestión de la protección radiológica precisa de numerosos recursos digitales de consulta y manejo continuo que deben ser accesibles rápidamente y fácilmente localizables. A medida que aumenta el número de profesionales la organización es clave. Para facilitar esa tarea se presenta una web interna que funciona como directorio de acceso a ellos.

Material y métodos:

Se ha elaborado un sitio web consistente en una página de inicio con un menú desplegable que redirige a distintas páginas en función de las áreas de trabajo del servicio de protección radiológica. En cada página figuran notas o explicaciones breves a modo de recordatorios de los procedimientos generales de trabajo. Del mismo modo figuran hipervínculos que permiten el acceso a los documentos, archivos, aplicaciones o direcciones web utilizados en el día a día. El sitio ha sido desarrollado usando lenguaje HTML para el cuerpo y CSS para el formato del menú desplegable.

Resultados:

El sitio web está ubicado en un recurso de red común a todos los miembros del servicio al que es posible acceder desde cualquier puesto dentro del dominio. La documentación externa (principalmente legislación y recomendaciones) y los procedimientos internos están localizados de forma rápida e intuitiva.

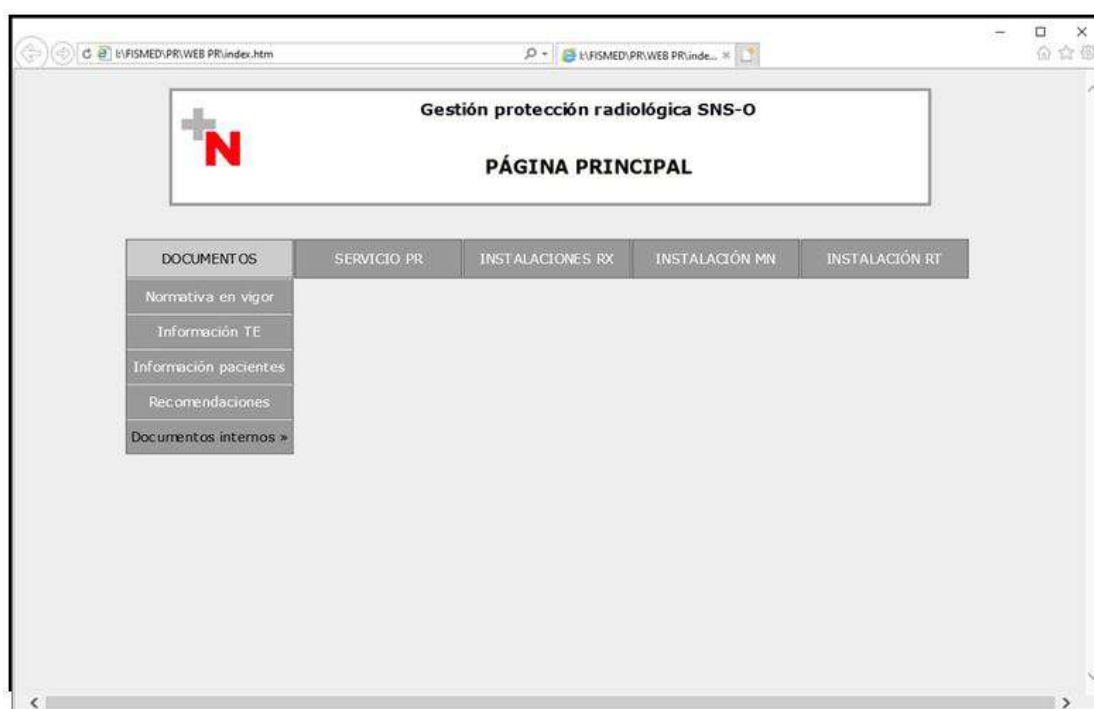


Figure 612: Aspecto de la página principal del sitio

El mantenimiento general del sitio se puede realizar sin conocimientos de programación, añadiendo vínculos o modificando contenidos. No así el menú desplegable, cuyas modificaciones han de realizarse directamente sobre el código.

Discusión:

El desarrollo del sitio necesitó un trabajo de recopilación inicial tedioso pero sencillo, pues los contenidos son el trabajo diario de los usuarios.

Las ventajas en cuanto a organización son inmediatas al navegar por una web estructurada cuyo contenido se ve al primer vistazo en lugar de por una red de carpetas que ha ido creciendo. No es necesario eliminar esas carpetas puesto que a ellas es donde apuntan los vínculos, lo cual hace fácil la transición al uso de la web como directorio. El acceso a un mismo archivo desde diferentes puntos del menú es igualmente posible sin dificultad.

Se muestra inequívocamente la versión definitiva de cada archivo, incluso estando versiones antiguas o revisiones en proceso almacenadas junto a ella en la misma carpeta.

El mantenimiento del sitio es su punto más débil: se necesita constancia para añadir las modificaciones que van surgiendo. Sin eso su utilidad se pierde. Especialmente complicado es mantener al día los enlaces a sitios web de Internet que pueden cambiar de dirección sin previo aviso. La gestión bibliográfica no se incluye en el sitio, existiendo herramientas específicas mucho mejores. Sí que están incluidas en la web la normativa y las grandes recomendaciones de referencia, que suelen ser actualizadas con mayor periodicidad.

El sitio permite que los procedimientos de trabajo del servicio estén a la vista de todos los profesionales. Cuando un trabajador es nuevo o hace mucho que no realiza una labor le resulta útil disponer de ese esquema. También se detectan más fácilmente las carencias al respecto.

Conclusiones:

El desarrollo de un sitio web de uso interno facilita el acceso a los recursos digitales y contribuye a crear un entorno proclive a la organización y la colaboración.

Pósteres: Seguridad del paciente y protección radiológica en el medio sanitario / 1317**DEBILIDADES DE LOS PROGRAMAS DE REGISTRO DE DOSIS A LA HORA DE CALCULAR NIVELES DE REFERENCIA DE DIAGNÓSTICO**

Autores: Carolina Sabín San Julián¹ ; Fernando F. Belmonte² ; Ethel Hernández Concepción¹ ; Fernando Cerrón Campo¹ ; Antonio Catalán Acosta³

¹ Hospital Universitario de Canarias

² HUC

³ Serv Física Médica. Hospital Universitario de Canarias

Corresponding Authors: csabsan@gobiernodecanarias.org, ffb3141592@gmail.com

Introducción:

El RD 601/2019 establece la obligatoriedad de evaluar la dosis impartida en los procedimientos de tomografía computerizada con el fin de optimizar la protección radiológica del paciente. Para tal fin, existen en el mercado una serie de programas de gestión de dosis que permiten recopilar los datos dosimétricos de cada procedimiento y paciente. Estos programas nos brindan además una excelente herramienta para estimar los niveles de referencia de diagnóstico (Diagnostic Reference Levels, DRL).

Existe sin embargo una limitación a tener en cuenta, el uso a ciegas de los programas de gestión de dosis puede llevar a estimaciones erróneas de los DRL. En este trabajo contamos nuestra experiencia usando DoseWatch, el programa de registro de dosis de GE, para calcular los niveles de referencia locales de los estudios más frecuentes de TC del Hospital Universitario de Canarias.

Materiales:

Hemos usado el programa de gestión de dosis Dosewatch (GE) para registrar y exportar los datos dosimétricos de más de diez mil pacientes a lo largo de 2020 y hojas de cálculo propias para el manejo estadístico de dichos datos.

Método:

Para cada paciente de TC del año 2020 hemos recopilado la medida total de DLP (Producto Dosis-Longitud, medido en mGy·cm). A partir de estos datos se han calculado, para los estudios más frecuentes, el DLP promedio, su desviación estándar y el valor del tercer cuartil (Q3). Este último valor es el que hemos tomado inicialmente como representativo de los niveles de referencia locales.

Resultados:

Estudio	Q3 del DLP total por procedimiento (mGy·cm)	DRL DOPOES (mGy·cm)	DRL Europa (mGy·cm)
Cráneo	1060	450	760-1300
Tórax	921	490	270-700
Abdomen	1022	750	460-1200
Angio	1045	-	-
Laringe	1074	450	-
Lumbar	1088	690	300-870

Figure 613: Comparativa entre Q3 de procedimientos y RDLs españoles y europeos.

Los resultados de la Fig. 1 muestran que los valores de referencia locales así obtenidos (Q3 de DLP de pacientes), aunque no están demasiado en desacuerdo con los DRL europeos sí muestran discrepancias importantes con los valores de DRL del Proyecto DOPOES. A la vista de estos números se hizo necesario revisar el método de trabajo.

Revisión:

Una inspección más detallada de los datos recopilados por DoseWatch nos mostró dos cosas: 1) muchas veces una única codificación agrupaba varias series helicoidales, y 2) no siempre la codificación coincidía con las series. Se observó que, por ejemplo, con frecuencia los estudios codificados como “Tórax con contraste” agrupaban dos series (una con contraste y otra sin contraste), o que estudios codificados como “Laringe” agrupaban series de tórax y abdomen.

Debido a esto, resultaba imposible tomar directamente los datos de DLP de los estudios recogidos por DoseWatch, sino que había que analizarlos uno a uno con detalle y tomar los datos de las series componentes. Como consecuencia, no se podía analizar el conjunto completo de miles de datos, sólo se podía tomar una muestra y trabajar con ella.

Se tomaron pues muestras más pequeñas de los estudios más frecuentes y se repitió el procedimiento anterior, obteniendo los valores de la Fig. 2, que están en mejor acuerdo con los valores de referencia nacionales e internacionales.

Estudio	Q3 del DLP por estudio (mGy·cm)	DRL DOPOES (mGy·cm)	DRL Europa (mGy·cm)
Cráneo	1007	450	760-1300
Tórax	479	490	270-700
Abdomen	617	750	460-1200
Angio	574	-	-
Laringe	494	450	-
Lumbar	966*	690	300-870

Figure 614: Comparativa con DRL locales definitivos. (*) Descartando un 23% de pacientes obesos, el valor sería de 745 mGy·cm.

Conclusiones:

Aun cuando el empleo de software especializado permite automatizar la toma de datos dosimétricos, es necesario conocer la forma de trabajo de técnicos y radiólogos para optimizar la codificación de los estudios realizados. También sería deseable que los programas de gestión de dosis pudieran presentar los datos clasificados por procedimientos o por series, según interesase. En caso contrario se puede desaprovechar o malinterpretar la ingente cantidad de datos recopilados.

Pósteres: Simposio Técnicos / 1181**Adaptación del servicio de oncología radioterápica del HUF**

Autor: Natalia Martín Jorge¹

Co-autores: Basilio López Orozco ; Andrés Sánchez Dorado ; Alvaro Corral ² ; Andrea Morales Gómez ¹ ; Elena Arminio Díaz ³ ; Maria Mancha Pescador ; Noelia Cantarero Valenzuela ; Noelia Rodríguez ; Silvia Carnicero Montoro ¹ ; Rebeca Márquez Parro ¹ ; Nuria Gavela ⁴

¹ *Hospital Universitario de Fuenlabrada*

² *HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

³ *Hospital de Fuenlabrada*

⁴ *Hospital universitario de fuenlabrada*

Corresponding Authors: sergio.diazdetuesta@gmail.com, vkfervienza@gmail.com, nur_fernandez@hotmail.com, vanesavazquez@gmail.com

Objetivo:

Nuestro objetivo es implementar una serie de medidas para realizar un control de la infección COVID-19. Ya que según estudios, prolongar el tratamiento mediante interrupciones largas, contribuiría a una disminución del control local de la enfermedad y por lo tanto la supervivencia global del paciente.

Material y métodos:

Para poder controlar esta situación hemos creado:

- Un equipo encargado del control de la infección.
- Un protocolo de Screening frente al COVID-19 tanto en profesionales como en pacientes.
- Unos niveles de protección personal, según el riesgo de contagio.
- Horarios de tratamiento.
- Un circuito de entrada de pacientes, TRIAJE.
- Desinfección y eliminación de residuos.
- Fraccionamientos especiales, en mamas y rectos, disminuyendo el número de sesiones.

Resultados:

Con este tipo de medidas, se ha llegado a un mayor control de la situación, evitando así en la medida de lo posible, que se expanda el virus y los profesionales tengan más seguridad a la hora de trabajar. Gracias a los entrenamientos de los trabajadores y de las charlas recibidas por el equipo de seguridad.

Conclusiones:

Gracias, a la formación de un equipo encargado del control de la infección, se ha podido gestionar de forma adecuada la situación de emergencia provocada por el COVID-19. Sin que se vieran afectados los tratamientos diarios de los pacientes.

Pósteres: Simposio Técnicos / 1179**COLOCACIÓN DE PACIENTE SIN TATUAJES**

Autor: Natalia Martin Jorge¹

Co-autores: Juan Ramón Gómez Fervienza ² ; Vanesa Vázquez Camello ¹ ; Alvaro Corral ³ ; Basilio López Orozco ; Paula Martín Fernández ; Andrés Sánchez Dorado ; Silvia Carnicero Montoro ¹ ; Nuria Gavela ⁴ ; Rebeca Márquez Parro ¹ ; Mónica Álvarez Sánchez

¹ *Hospital Universitario de Fuenlabrada*

² *Instituto Técnicas Avanzadas Contra el Cancer*

³ *HOSPITAL UNIVERSITARIO DE FUENLABRADA*

⁴ *Hospital universitario de fuenlabrada*

Corresponding Authors: ncantarero88@gmail.com, nur_fernandez@hotmail.com, mmancha83@hotmail.com, noeliarodriguez2091@gmail.com

Objetivo:

Tratamiento de paciente con piel de color oscura sin tatuajes.

Material y métodos:

Para hacer este tipo de tratamientos sin tatuajes dispondremos de un TAC Siemens Somaton. También vamos hacer uso del acelerador lineal True Beam de Varian y del dispositivo Alingt RT.

Resultados

Gracias al Alingt Rt Vision nos aseguramos de que el paciente si se mueve se para automáticamente la máquina y deja de tratar y nos aseguramos con una verificación diaria mediante ConeBeam y una monitorización para asegurar de que es la zona correcta de tratamiento.

Discusión:

Desde que contamos en el servicio con el RT visión, hemos probado distintas opciones, y al final hemos visto que mediante el RT visión podemos colocar sin la necesidad de tener tatuajes.

Lo primero es acercar al paciente a la zona aproximada del tratamiento, en el caso de una próstata la zona de la pelvis, en el caso de mama la zona de la mama afecta activaremos el RT visión y monitorizaremos al paciente.

Tras esto saldremos fuera y realizamos el cone beam, observando que estamos en el lugar del ISO, y aplicamos los desplazamientos que nos pida el cone beam.

Conclusiones:

Es posible el tratamiento de pacientes sin la necesidad de hacer tatuajes en nuestro servicio.

Pósteres: Simposio Técnicos / 1186**ANÁLISIS DE LA OPTIMIZACIÓN DE TIEMPOS DE MÁQUINA EN CÁNCER DE PÁNCREAS TRATADOS CON RADIOTERAPIA VMAT FRENTE A IMRT**

Autor: Natalia Martín Jorge¹

Co-autores: Rebeca Márquez Parro¹ ; César Rodríguez Rodríguez ; María Victoria De Torres Olombrada² ; Noelia Rodríguez ; Andrés Sánchez Dorado ; Vanesa Vázquez Camello¹

¹ Hospital Universitario de Fuenlabrada

² Hospital Universitario Fuenlabrada

Corresponding Authors: nugavro@hotmail.com, silviacm23@hotmail.com, sergio.diazdetuesta@gmail.com, basiorozco@gmail.com, ncantarero88@gmail.com, vkfervienza@gmail.com

Objetivo:

El objetivo principal es buscar diferencias entre los tiempos de máquina de pacientes con cáncer de páncreas que han sido sometidos a tratamiento de radioterapia con la modalidad VMAT frente a IMRT.

Material y métodos:

Dos aceleradores lineales Artiste Siemens, TC Somatom Siemens, Acelerador True Beam, Red de registro de verificación de dosis ARIA.

Se diseña un estudio retrospectivo observacional con reclutamiento mediante inclusión consecutiva no probabilístico de pacientes tratados de cáncer de páncreas en el servicio de Radioterapia del Hospital Universitario de Fuenlabrada entre los años 2014 y 2019 con una dosis de radioterapia de 50.4 Gy en ambas modalidades de radioterapia, IMRT y VMAT.

Resultados:

Se analizaron un total de 34 pacientes, de los cuales 17 pertenecen al grupo tratado con radioterapia IMRT y los 17 restantes al grupo VMAT.

Respecto al tiempo, el grupo IMRT obtiene una media de 359,24 segundos (DS 63,65) frente a los 153,44 segundos (DS 37,26) del grupo VMAT $p < 0,05$.

Conclusiones:

Los resultados de nuestro estudio han demostrado una reducción del tiempo de tratamiento en el grupo VMAT frente al grupo IMRT.

Se encontró también una mejoría de las dosimetrías y reducción de las dosis que recibe el hígado.

La radioterapia tipo VMAT es una técnica nueva, que necesita más estudios e investigación en sus potenciales beneficios y efectos adversos para obtener resultados más maduros

Pósteres: Simposio Técnicos / 1202**Machine Performance Check como control de calidad en el acelerador Halcyon de Varian.****Autor:** Carlos Moreno Gutiérrez^{None}**Corresponding Author:** gumoka@gmail.com

Machine Performance Check (MPC) como control de calidad en el acelerador Halcyon de Varian.

Carlos Moreno Gutiérrez. Técnico de Radioterapia. Hospital Universitario 12 de Octubre, Madrid.

Introducción

Se intentará describir el procedimiento del Machine Performance Check (MPC) del acelerador Halcyon de Varian Medical Systems (VMS, Palo Alto, EE.UU.) como control de calidad diario.

El acelerador Halcyon integra en sus prestaciones la opción del MPC para realizar un control de calidad del haz de radiación.

Material y métodos

El Halcyon es un acelerador monoenergético (6 MV sin filtro aplanador) con doble colimador multiláminas. En su menú principal se encuentra la opción del MPC. Para la realización del MPC se necesita un maniquí especial proporcionado por VMS que consiste en un cilindro plástico hueco con 16 esferas de Wolframio equiespaciadas angularmente, y una base que se ancla a la mesa de tratamiento.

Una vez posicionado el phantom, se realiza el control de calidad geométrico y dosimétrico mediante los sistemas de imagen kV y MV.

Se realiza una secuencia automática de unos 5 minutos de duración. En esa secuencia el acelerador irradia en varios ángulos mientras van adquiriendo imágenes los sistemas de kV y MV con las láminas del colimador en diferentes posiciones. Se verifican parámetros como la rotación del gantry y colimador, posicionamiento de las láminas, movimientos de la mesa, uniformidad del haz, desviación del isocentro con respecto a los detectores kV y MV, etc.

Se adquieren un total de 44 imágenes y se irradian 297 UM. Los resultados quedan registrados automáticamente en la base de datos del acelerador y se comparan en el acto con los valores de referencia. A la vez se pueden analizar los datos previos, así como su variación en el tiempo.

Discusión y conclusiones

La realización del control de calidad por parte de los técnicos superiores en Radioterapia y Dosimetría se ha visto beneficiada por la aparición de herramientas como el MPC, tanto en tiempo como en comodidad y precisión.



Figure 615: Maniquí del MPC posicionado en la mesa de tratamiento del Halcyon

Pósteres: Simposio Técnicos / 1185**Diferencias dosimétricas entre tratamientos en cáncer de mama utilizando DIBH o planificaciones habituales**

Autor: Natalia Martin Jorge¹

Co-autores: Eduardo Meilán Bermejo ¹ ; César Rodríguez Rodríguez ; María José Expósito Casas ¹ ; Maria Victoria De Torres Olombrada ² ; Rebeca Márquez Parro ¹

¹ Hospital Universitario de Fuenlabrada

² Hospital Universitario Fuenlabrada

Corresponding Author: vanesavazquez@gmail.com

Ver las diferencias que se obtienen dosimétricamente al planificar un tratamiento en un cáncer de mama izquierda mediante un TAC con inspiración forzada y después el tratamiento en estas características contra un tratamiento en un TAC con una respiración normal.

Material y métodos:

Necesitamos un TAC Siemens Somatón, donde realizaremos el TAC, habiendo enseñado a la paciente a respirar antes del TAC, para que pueda realizar una inspiración forzada para la realización del TAC y se le realizara un TAC con respiración normal.

Planificamos mediante el planificador Eclipse en los dos TAC, intentando conseguir en los dos TAC que la planificación quede optima. Se planificará el TAC pensado para DIBH para el True Beam de Varian con dispositivo de Alingt RT y el TAC normal para el Artiste de Siemens.

Resultados:

En los meses que llevamos con esta técnica hemos visto como muchas pacientes con los fraccionamientos que tenemos no cumplían los órganos de riesgo en el tratamiento convencional y en algunas ocasiones se tenía que cambiar el fraccionamiento para que se pudieran tratar y en el caso de tratamiento con DIBH mejoramos tanto los órganos de riesgo como nuestros PTV. Eligiendo el oncólogo radioterápico en la mayoría de las ocasiones el tratamiento en DIBH al quedar mejor el corazón y la arteria coronaria descendente anterior.

Discusión:

Se puede tratar con mayor seguridad asegurando que su tratamiento será optimo y que además órganos de riesgo que antes era difícil que cumplieran o quedaban muy justos en la dosimetría ahora quedan mucho mejor.

Conclusiones:

Es posible que en un futuro en nuestro servicio todas las mamas izquierdas se puedan tratar mediante esta técnica, dando una mejor calidad.

SEMIPLENARIA D1 / 1393

Estrategias de protección ante una emergencia nuclear o radiológica: nuevas publicaciones de la OIEA (I)

Autor: Maria Josefa GRANADA FERRERO¹

¹ OIEA

Corresponding Author: mjgranadaferrero@gmail.com

INTRODUCCION

En la Organismo Internacional de la Energía Atómica se ha producido a lo largo de los últimos años un incremento muy importante las publicaciones técnicas, que han soportado el desarrollo y consolidación de los Sistemas Coordinados de Preparación y Respuesta a las Emergencias Nucleares y Radiológicas (EPR). En esta charla se presentan las nuevas publicaciones en el marco de la Preparación y Respuesta a Emergencias Nucleares y Radiológicas, centrándose en aquellas que se consideran relevantes para el desarrollo y la consolidación de los citados sistemas.

PUBLICACIONES RELEVANTES

Estas publicaciones abordan todos los ámbitos de la EPR tanto en lo que se refiere a los mecanismos que dan soporte a las Convenciones de Pronta Notificación y Asistencia como herramientas de apoyo a los países para el progreso y consolidación de sus capacidades. Dada la gran cantidad de publicaciones en estos últimos años, esta charla se ha focalizado en aquellas publicadas desde 2018 aproximadamente y también aquellas otras que se prevé su publicación inmediata y de las que ya se han impartido actividades formativas piloto, a saber.

- Las relacionadas con las Convenciones de Pronta Notificación y Asistencia Mutua, fundamentalmente las actualizaciones de los sistemas de intercambio de información y ayuda mutua a través de RANET.
- Las ultimas guías de Seguridad Publicadas sobre temas novedosos no incluidos en anteriores: Disposiciones para la finalización de una emergencia nuclear o radiológica y las relativas a la comunicación al público.
- Los nuevos documentos de la serie EPR, destacando el de estrategias de protección y emergencias combinadas
- Los relativos a Centrales Nucleares o Instalaciones Nucleares (Categorías I y 2 de planificación de emergencias),
- Y finalmente informes monográficos sobre accidentes ocurridos

CONCLUSIONES

La situación del COVID no ha impedido, aunque si retrasado, el desarrollo de las nuevas publicaciones previstas. El esfuerzo de la OIEA y del IEC han sido muy importante para evitar la desconexión que esta nueva situación ha provocado. Así, con el soporte fundamental del departamento de Cooperación Técnica de Latinoamérica y el Caribe del OIEA, muchas de las actividades formativas realizadas para divulgar estos documentos y realizadas inicialmente en inglés, se han trasladado en versión española y divulgado en seminarios web.

Aunque la acogida de estos eventos ha sido muy favorable, la situación actual hace necesario establecer mecanismos reforzados para el diseño y la implementación de estas actividades y eventos en línea, que van a tener en la mayoría de los casos una posterior continuidad en eventos presenciales en español. Esto hace prever que, en próximos periodos, estas nuevas sinergias se van a mantener y formar parte de manera permanente de los programas de formación y capacitación de los países.

Parte del éxito se ha debido al papel proactivo que han jugado las redes y sociedades profesionales para el mantenimiento de las necesarias conexiones que han facilitado el conocimiento de los requisitos y estándares en materia de EPR recogidos en estas nuevas publicaciones. En este sentido redes y foros en el ámbito Iberoamericano entre las que cabría incluir a la SEPR que ha recientemente ha firmado un acuerdo con la OIEA, están jugando un papel fundamental en el intercambio de información a través de distintos eventos en línea entre el colectivo profesional hispanohablante.

SEMIPLENARIA D1 / 1394

Estrategias de protección ante una emergencia nuclear o radiológica: nuevas publicaciones de la OIEA (II)

Autor: Rafael J. Caro¹

¹ *Tecnatom*

Corresponding Author: rcaro@tecnatom.es

INTRODUCCION

A principios de los 90 la CIPR (P60 y P63, 1991b, 1992) establecía los principios generales para la planificación de la intervención en caso de emergencia radiológica. Más recientemente, en las P103 (2007) y P109 (2008), manteniendo los principios generales, se enfatiza la importancia de justificar las Estrategias de Protección (EP) a aplicar en situaciones exposición de emergencia, y de optimizarlas en base a los Niveles de Referencia. La Comisión establece la necesidad de considerar una EP, incluyendo la evaluación de la situación radiológica y la aplicación de diferentes medidas de protección, que pueden variar con el tiempo, considerando todas las vías de exposición y todas las opciones de protección, para decidir el curso óptimo de acción.

De forma análoga a cómo la ICRP P103 establece las recomendaciones y la P109 desarrolla en detalle los conceptos y guía su aplicación, el Requisito 5 de la Parte 7 de los Requisitos de Seguridad de la IAEA establece la necesidad de disponer de las EP y el documento que hoy presentamos proporciona una guía técnica para su correcto desarrollo y aplicación.

PUBLICACIÓN EPR PROTECTION STRATEGIES 2020.

El Requisito 5 establece que, en la fase de preparación se elaborarán, justificarán y optimizarán las Estrategias de Protección que, en caso de emergencia nuclear o radiológica, permitan adoptar eficazmente medidas protectoras y otras medidas de respuesta. Se enumeran tanto los elementos que debe incluir una tal Estrategia de Protección, como las disposiciones que se deben poner en práctica para aplicarla de forma segura y eficaz.

Considerando la relativa novedad de algunos de estos conceptos y atendiendo a las peticiones de los Países Miembros, se decide preparar y publicar la Guía Técnica EPR2020 con la intención de proporcionar una orientación práctica para el desarrollo, justificación y optimización de una EP, para su aplicación durante la respuesta, y para la aplicación de los conceptos de Nivel de Referencia y Criterios Genéricos en la Estrategia.

En la presentación se proporciona una breve introducción de los aspectos más relevantes incluidos en la Guía Técnica. Se parte de los antecedentes que justifican su desarrollo para, inmediatamente después pasar a la descripción de la misma.

Así, se resumen los objetivos y los contenidos que incluye y a continuación, se trata el concepto de Estrategia de Protección y la metodología que se propone para su desarrollo.

También se resumen, muy brevemente, los capítulos de Justificación y Optimización y de Consulta con Partes Interesadas para apuntar finalmente los conceptos de Nivel de Referencia, Criterios Genéricos y su aplicación.

CONCLUSIONES

La Guía 2020EPR proporciona multitud de herramientas técnicas y metodológicas, incluyendo un conjunto de ayudas muy útiles para su uso como apoyo en la introducción de estos conceptos y requisitos relativamente nuevos, no sólo para aquellos que afrontan estas actividades de forma inicial, sino para la mejora de aquellos países que cuentan con un marco de Preparación y Respuesta a Emergencias Nucleares y Radiológicas consolidado, pero basado en el anterior paradigma.

SEMIPLENARIA D2 / 1350

Residuos radiactivos y desmantelamiento de instalaciones nucleares

Autor: cristina correa saínz¹

¹ Enresa

Corresponding Author: ccos@enresa.es

El desmantelamiento de una central nuclear implica la generación de grandes cantidades de materiales residuales que hay que gestionar conforme a sus características radiológicas de una manera segura. Para la gestión de los materiales es muy importante la segregación adecuada de los mismos conforme a las siguientes corrientes:

- ☒ Residuos convencionales, tóxicos y peligrosos.
- ☒ Materiales desclasificables
- ☒ Residuos radiactivos y combustible gastado.

Se trata de una actividad que se realiza durante todas las fases del proyecto. Para reducir al máximo el volumen de residuos radiactivos ENRESA dispone de la experiencia acumulada en 20 años de ejecución de metodologías para desclasificar, descontaminar y optimizar volumen de los materiales residuales.

Los materiales convencionales serán reciclados y los productos tóxicos y peligrosos serán depositados en instalaciones apropiadas a través de gestores autorizados.

Los residuos radiactivos ENRESA los gestiona en el centro de almacenamiento de El Cabril que dispone de las capacidades suficientes para almacenar todos los residuos de muy baja (RBBA) y de baja y media actividad (RBMA) generados en el Proyecto. El resto de residuos, combustible gastado (RAA) y de media actividad (RMA) se gestionarán en contenedores diseñados a tal fin de manera temporal hasta su vía de gestión definitiva.

En la presentación se recogen todos estos aspectos y se hace hincapié sobre la importancia de la gestión adecuada de los mismos, los procesos aplicables y la experiencia de ENRESA en estos procesos.

SEMIPLENARIA D2 / 1384**Residuos radiactivos y desmantelamiento de instalaciones nucleares**

Autor: Mariano Alfayate Rodríguez^{None}

Corresponding Author: malfayate@eulen.com

El desmantelamiento de una central nuclear implica la generación de grandes cantidades de materiales residuales que hay que gestionar conforme a sus características radiológicas de una manera segura. Para la gestión de los materiales es muy importante la segregación adecuada de los mismos conforme a las siguientes corrientes:

- ☒ Residuos convencionales, tóxicos y peligrosos.
- ☒ Materiales desclasificables
- ☒ Residuos radiactivos y combustible gastado.

Se trata de una actividad que se realiza durante todas las fases del proyecto. Para reducir al máximo el volumen de residuos radiactivos ENRESA dispone de la experiencia acumulada en 20 años de ejecución de metodologías para desclasificar, descontaminar y optimizar volumen de los materiales residuales.

Los materiales convencionales serán reciclados y los productos tóxicos y peligrosos serán depositados en instalaciones apropiadas a través de gestores autorizados.

Los residuos radiactivos ENRESA los gestiona en el centro de almacenamiento de El Cabril que dispone de las capacidades suficientes para almacenar todos los residuos de muy baja (RBBA) y de baja y media actividad (RBMA) generados en el Proyecto. El resto de residuos, combustible gastado (RAA) y de media actividad (RMA) se gestionarán en contenedores diseñados a tal fin de manera temporal hasta su vía de gestión definitiva.

En la presentación se recogen todos estos aspectos y se hace hincapié sobre la importancia de la gestión adecuada de los mismos, los procesos aplicables y la experiencia de ENRESA en estos procesos.

SIMPOSIO A1 / 1361

Radioterapia Flash (I)

Autor: marie-catherine vozenin¹

¹ *CHUV*

Corresponding Author: marie-catherine.vozenin@chuv.ch

Resumen

SIMPOSIO A1 / 1362

Radioterapia FLASH (II)

Autor: Kristoffer Petersson¹

¹ *University of Oxford*

Corresponding Author: kristoffer.petersson@oncology.ox.ac.uk

Resumen

SIMPOSIO B1 / 1359

Inteligencia Artificial aplicada a la detección en la imagen médica**Autor:** Alejandro Rodriguez-Ruiz^{None}**Corresponding Author:** alejandro.rodruiguezruiz@screenpointmed.com

Resumen

SIMPOSIO B1 / 1417

Experiencias prácticas en dosimetría en Medicina Nuclear Comparativa de planificadores para la Radioembolización hepática con Y90**Autor:** Nuria Carrasco Vela¹¹ Hospital Dr. Peset**Corresponding Author:** nuria.carrasco@uv.es

La radioembolización (RE) con microesferas de Y90 es una prometedora técnica dirigida a la terapia selectiva de cánceres de hígado quimioresistentes o no resecables. El tratamiento consiste en la administración de Y90, un isótopo emisor beta, a través de la vasculatura de la arteria hepática. Debido a la diferenciada vascularización del hígado sano y el tumor, las microesferas se acumulan preferentemente en el tejido tumoral dando lugar a una irradiación local del tumor liberando el tejido hepático sano.

Recientemente se han publicado los resultados del ensayo clínico DOSISPHERE que compara, en pacientes con hepatocarcinoma, la dosimetría estándar (120 Gy al lóbulo perfundido) frente a la dosimetría personalizada que tiene en cuenta la diferente capacidad de captación del tejido tumoral y sano dentro del volumen perfundido. La proporción de pacientes con respuesta completa o parcial es significativamente mayor en el grupo que se abordó con dosimetría personalizada, sin incremento de la toxicidad.

Por otra parte, existe un amplio rango de valores para los límites dosimétricos. Las nuevas evidencias se inclinan hacia dar una mayor dosis al tumor manteniendo la dosis en el tejido no tumoral. De este modo mejora la eficiencia, sin detrimento de la seguridad.

De ahí la necesidad de la estandarización de este tipo de procedimientos que involucra no solo a los parámetros técnicos en la adquisición de las imágenes o la calibración de los equipos sino sobre todo a la definición de volúmenes, el registro de las imágenes de diferentes modalidades y en distintos momentos del flujo de la RE, el tratamiento de las fugas extrahepáticas y la interpretación de los histogramas dosis-volumen.

Los planificadores nos ofrecen un software con las herramientas necesarias para afrontar estos desafíos en la estandarización. Al mismo tiempo están adaptados al flujo de trabajo en la RE con Y90 tanto para la dosimetría pre-tratamiento, en la cual se planifica la actividad de Y90 a administrar a partir de la imagen con macroagregados de Tc99m, como para la dosimetría o verificación post-tratamiento.

En esta ponencia, a través de una serie de casos clínicos, se discutirán las características de los diferentes planificadores disponibles tratando de poner sobre la mesa los diferentes problemas o situaciones prácticas que se deben afrontar. Los planificadores considerados son: Simplicity 90Y (BTG & Mirada), MIM Sureplan LiverY90, PLANET[®] Dose (DOSI soft) y RapidSphere-Velocity (Varian).

SIMPOSIO B2 / 1377

Presentación: Experiencias prácticas de dosimetría en medicina nuclear**Autor:** José Antonio Terrón León^{None}**Corresponding Author:** jaterron@gmail.com

Resumen:

SIMPOSIO B2 / 1378

Visión general del estado de la planificación y dosimetría en tratamientos con radionúclidos**Autor:** Irene Torres-Espallardo¹¹ Hospital Universitario y Politécnico La Fe**Corresponding Author:** torres_ire@gva.es

Los inicios de los tratamientos con radionúclidos datan de mitad de los años 40, y los primeros tratamientos fueron para el control del hipertiroidismo y para tratar el cáncer diferenciado de tiroides usando ¹³¹I. El ¹³¹I sigue siendo el radionúclido más frecuente, pero en los últimos años ha habido un aumento significativo en el uso de nuevos radiofármacos para terapia. Aunque en los servicios de medicina nuclear (MN) y de radioterapia se usa la radiación ionizante para tratar, la diferencia fundamental es que los radiofármacos administrados en MN son fuentes no encapsuladas, que se distribuyen por todo el cuerpo e interaccionan metabólicamente en el paciente. Este comportamiento farmacocinético que depende del paciente hace que sea difícil calcular la dosis de radiación en cada sitio y es la razón por la que la prescripción está basada en actividad administrada en lugar de dosis. De los conocimientos básicos de los efectos de las radiaciones, la eficacia y la toxicidad de un tratamiento está directamente correlacionada con la dosis absorbida. Para obtener tratamientos seguros y eficaces se necesita planificar y verificar el tratamiento. La planificación consiste en estimar la actividad a administrar de manera que se proporcione la máxima dosis absorbida a las lesiones a tratar manteniendo las dosis de los órganos de riesgo por debajo de sus límites. La verificación permite calcular la dosis real a las lesiones y a los órganos de riesgo tras la administración del tratamiento al paciente a partir de medidas de tasa de dosis o de imágenes de la distribución del radiofármaco o producto sanitario. En ambos casos conlleva una dosimetría individualizada que implica mayor carga de trabajo, uso de herramientas a desarrollar o a adquirir y aumento del tiempo que el paciente está en el hospital. ¿Queda justificado este trabajo e incomodidad para el paciente? En el caso de la planificación no hay evidencia de superioridad de la prescripción de la terapia en base a una dosimetría individualizada, a excepción del ensayo clínico DOSISPHERE-01. En el caso de la verificación, vemos que nos permite conocer las curvas dosis-efecto con menor incertidumbre y evaluar si se ha infratratado al paciente con la pauta indicada o controlar que la dosis de órganos de riesgo no supere los límites establecidos. Estas consideraciones dosimétricas son relevantes también de cara a otros tratamientos con radiaciones ionizantes o repetición del mismo en más sesiones. En la legislación actual nos encontramos con la controversia de la directiva europea EURATOM 2013/59 y la ficha técnica de los radiofármacos y/o productos sanitarios, junto con las dificultades de implementar en rutina el principio de optimización de dicha directiva. En respuesta a esta situación, la EANM presenta una guía para interpretar la directiva europea (EJNMME, 2021; 48(1): 67–72) donde define tres niveles de cumplimiento:

- Nivel 1, “prescripción basada en actividad y dosimetría promedio”: tratamientos estandarizados.
- Nivel 2, “prescripción basada en actividad y dosimetría individualizada”: tratamientos no estandarizados.
- Nivel 3, “prescripción basada en planificación individualizada y verificación”: siempre que sea posible y relevante.

SIMPOSIO B2 / 1379

Dosimetría en terapia con ^{177}Lu -DOTATATE. Experiencias prácticas

Autor: Teresa Monserrat Fuertes¹

¹ *Servicio de Radiofísica - Hospital Central de Asturias*

Corresponding Author:

Resumen:

SIMPOSIO B2 / 1380

Comparativa planificadores para la Radioembolización con ^{90}Y en lesiones hepáticas

Autor: Nuria Carrasco Vela¹

¹ *Hospital Dr. Peset*

Corresponding Author: nuria.carrasco@uv.es

Resumen:

SIMPOSIO D1 / 1390

Evolución de los radionucleidos de interés en el área de la vigilancia radiológica ambiental: retos a los laboratorios (I)

Autor: Josefina Ortiz Moragon¹

¹ *Laboratio de Radiactividad Ambiental. Grupo MEDASEGI. Universitat Politècnica de València*

Corresponding Author: jortiz@iqn.upv.es

Resumen

SIMPOSIO D1 / 1391

Evolución de los radionucleidos de interés en el área de la vigilancia radiológica ambiental: retos a los laboratorios (II)

Autor: EVA M^a NAVARRO NAVALON¹

¹ *GEOCISA*

Corresponding Author: enavarron@geocisa.com

Resumen

SIMPOSIO D2 / 1385

Proyecto CONCERT (I)

Autor: Almudena Real Gallego¹

¹ *CIEMAT*

Corresponding Author: almudena.real@ciemat.es

Resumen

SIMPOSIO D2 / 1386

Proyecto CONCERT (II)

Autor: Elisabeth Cardis¹

¹ *ISGlobal*

Corresponding Author: elisabeth.cardis@isglobal.org

Resumen

Simposio de Técnicos / 1178**Herramienta de registro de incidencias**

Autor: Natalia Martin Jorge^{None}

Co-autores: Rebeca Márquez Parro¹ ; Noelia Rodriguez ; Vanesa Vázquez Camello¹

¹ *Hospital Universitario de Fuenlabrada*

Corresponding Authors: ncantarero88@gmail.com, silviacm23@hotmail.com, sergio.diazdetuesta@gmail.com, nur_fernandez@hotmail.com, nugavro@hotmail.com, basiorozco@gmail.com, vkfervienza@gmail.com, mmancha83@hotmail.com, andres_sd1990@hotmail.com

Objetivo:

Concienciar al personal sanitario del servicio de oncología radioterápica y radiofísica para el registro de incidencias.

Material y métodos:

Dos aceleradores lineales Artiste Siemens, Tac Somaton Siemens, Pet-Tac General Electric, Acelerador TrueBeam, Red de registro de verificación de dosis ARIA.

En nuestro centro se creó un grupo de seguridad de pacientes multidisciplinar compuesto por dos oncólogas radioterápicas, un radiofísico y seis técnicos de radioterapia.

Desde 2018 se crea una herramienta de registro de incidencias en la cual se registra la incidencia encontrada, quien la detecta, en qué fase del proceso se genera y si repercute clínicamente o no al paciente.

Resultados:

Desde 2018 se han registrado 370 incidencias que se han ido analizando mensualmente para así aplicar nuevas barreras.

Conclusiones:

Gracias al análisis de estas incidencias y al uso de nuevas barreras se consigue la implicación de todo el personal.

Simposio de Técnicos / 1190**FRACCIONAMIENTO DE TRATAMIENTO RADIOTERAPICO EN TIEMPOS DE COVID19**

Autor: Natalia Martín Jorge¹

Co-autores: María José Expósito Casas ¹ ; Vanesa Vázquez Camello ¹ ; Noelia Rodríguez ; Basilio López Orozco ; Noelia Cantarero Valenzuela ; Rebeca Márquez Parro ¹

¹ *Hospital Universitario de Fuenlabrada*

Corresponding Authors: natalia.martinjorge@hotmail.es, ncantarero88@gmail.com, rebe_marquez5@hotmail.com, alvaro.corral@salud.madrid.org, vkfervienza@gmail.com, nur_fernandez@hotmail.com, mmancha83@hotmail.com, silviacm23@hotmail.com, nugavro@hotmail.com, andres_sd1990@hotmail.com, sergio.diazdetuesta@gmail.com

Objetivo:

Explicar cómo se han adaptado los fraccionamientos el servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Universitario de Fuenlabrada para reducir la exposición del paciente al COVID-19 durante el tratamiento.

Material y métodos:

Bibliografía:

COVID-19 – DRO Clinical Response Plan. PETER MAC - VICTORIA - AUSTRALIA.

COVID19 hypofx and obs - RadOnc

COVID19 Yale Radiation Oncology Flowchart – Version March 20, 2020. 12:00 PM

Nuevo protocolo de fraccionamiento de dosis para los pacientes de nuestro servicio.

Resultados:

Conseguimos reducir las sesiones de tratamiento y la estancia del paciente al disminuir el número de días para acudir a tratamiento al hospital.

Fraccionamiento antes COVID 19 Reducción de días

Mama + cadenas 50/25ss 40Gy/15ss 10ss

Mama Hipofracionada+ boost 40Gy/20ss 40Gy/15ss 5ss

Holocaneos 30Gy/10ss 20Gy/5ss 5ss

Compresión medular 30Gy/10ss 8Gy/1 9ss

Paliativos 30Gy/10ss 40Gy/5ss 5ss

Recto 50.4Gy/25ss 5Gy/5ss 20ss

Conclusiones:

El coronavirus 2019-nCov pertenece a los β coronavirus. La vía de transmisión interpersonal ocurre fundamentalmente por vía respiratoria por gotas de saliva y contacto estrecho, por lo que al disminuir el número de sesiones se disminuye la probabilidad de contagio para el paciente.

Simposio de Técnicos / 1238**Participación del Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría (TSRTD). En el procedimiento de intraoperatorio con acelerador portátil.****Autor:** Leonor Zazo García¹**Co-autores:** Francisco Blázquez Molina² ; Natalia Tejedor Aguilar ; Vicente Carmona Meseguer³¹ *Hospital Universitario La Fe*² *HUIP La Fé*³ *Hospital Universitari i Politècnic La Fe***Corresponding Author:** neskale70@gmail.com

En este trabajo se intenta describir y aportar la experiencia en la participación del técnico en el equipo multidisciplinar de la RIO en el Hospital La fe de Valencia. En el que recientemente se ha implementado esta técnica (abril de 2019).

El acelerador portátil LIAC HWL (SIT, Sordina) produce energías de electrones de 6, 8, 10 y 12 MeV. Los aplicadores circulares se componen de dos piezas traslúcidas ligadas por anclajes. La dosis por pulso es muy alta, traduciéndose en una tasa de dosis de 10 a 30 Gy. Para minimizar la radiación administrada en los controles diarios, así como el tiempo de realización y montaje de estos. Se utiliza un maniquí desarrollado exprofeso denominado IntraCheck. En este proceso, el técnico participa en se montaje e irradiación. El docking lo realiza el oncólogo radioterápico y radiocirujano colocan la parte distal del aplicador sobre la zona de tratamiento en el paciente intervenido. El TSRT realiza los movimientos del acelerador tanto en desplazamientos como acercamiento, como en los ángulos del cabezal ("pitch" y "roll") para realizar el adecuado ensamblaje. Esta es la tarea que varía más en el tiempo de realización de todo el procedimiento. En esta primera etapa se presenta en el gráfico (graf.1) el tiempo y la fecha de la intervención para ver la evolución cronológica y con diferentes colores las patologías que principalmente son mama, sarcoma, recto u otros. En esta figura se observa que el tiempo del docking es muy variable y que no es dependiente de la destreza, y esta variabilidad se puede observar incluso entre las diferentes patologías. Siendo el tiempo estimado entre 10 y 15 minutos.

Simposio de Técnicos / 938**COMPARACIÓN ENTRE MÉTODOS DE OPTIMIZACIÓN EN BRAQUITERAPIA DE CÁNCER DE ENDOMETRIO**

Autores: Lydia Gomez Hinojal¹ ; Noelia Sanmamed Salgado^{None} ; Elena Cerezo Druet²

¹ Hospital Clínico San Carlos

² Hospital Clínico San Carlos

Corresponding Author: lydiag.hinojal@gmail.com

INTRODUCCION

En la actualidad existen pocos estudios que comparen dosimétricamente la optimización manual con IPSA (Inverse planning simulated annealing) en braquiterapia (BT). Kanna et al(1) compara ambas optimizaciones en cáncer de cérvix y concluye que IPSA mejora significativamente la cobertura del HR-CTV (High-risk clinical target volumen) sin incrementar las dosis en órganos de riesgo (OARs). Sin embargo, no existen estudios que comparen ambos métodos de optimización en cáncer de endometrio (CE), por ello proponemos analizar las dosimetrías obtenidas mediante optimización manual a puntos e IPSA en la BT intracavitaria de CE realizada con cilindros vaginales.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se recogieron retrospectivamente las dosimetrías obtenidas por ambos métodos de optimización, en 21 pacientes con CE tratadas con BT intracavitaria (Ir-192 MicroSelectron mHDR-v3 Genie, Nucletron Engineering BV) realizadas en el Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Clínico San Carlos entre los meses de febrero y agosto de 2020.

Los volúmenes analizados incluyeron los OARs recto, sigma y vejiga, así como CTV (tercio superior de la vagina) y PTV (CTV + margen externo de 5 m).

Las dosis prescritas fueron de 550 cGy/fracción en 2 fracciones y 700 cGy/fracción en 3 fracciones a PTV.

Las dosimetrías se realizaron con el sistema de planificación Oncentra Brachy v4.6.0 (Elekta), buscando la similitud en cobertura de PTV (D90>95%), así como en la distribución de dosis que fue originalmente aprobada. Para cada plan de tratamiento, se analizaron los parámetros D98 y D90 para el PTV y D0.1cc, D1cc y D2cc para OARs, según recomendaciones de la GEC-ESTRO.

- El método de optimización manual a puntos consiste en generar un conjunto de “Target Points” a 5 mm de la superficie del cilindro. Estos puntos son distribuidos homogéneamente en las tres dimensiones de la superficie del PTV por el sistema de planificación. Sobre ellos se realiza la prescripción nominal de dosis absorbida, se normaliza y posteriormente se optimiza.
- IPSA es un método de planificación inversa en el que la optimización se realiza mediante objetivos de dosis para cubrimiento de PTV y límites en OARs.

Para realizar la comparación de dichos datos se utilizó el test de Wilcoxon.

RESULTADOS

Con una mediana de D90 de 102,82% en ambas optimizaciones se observa una diferencia en dosis a OARs < 3%. La Figura 1 muestra la mediana de los parámetros evaluados en los dos fraccionamientos mediante optimización IPSA y puntos. No existen diferencias significativas en D0.1cc, D1cc y D2cc de los OARs evaluados para 550 cGy en 2 fracciones ni 700 cGy en 3 fracciones (p>0,05) entre ambas optimizaciones.

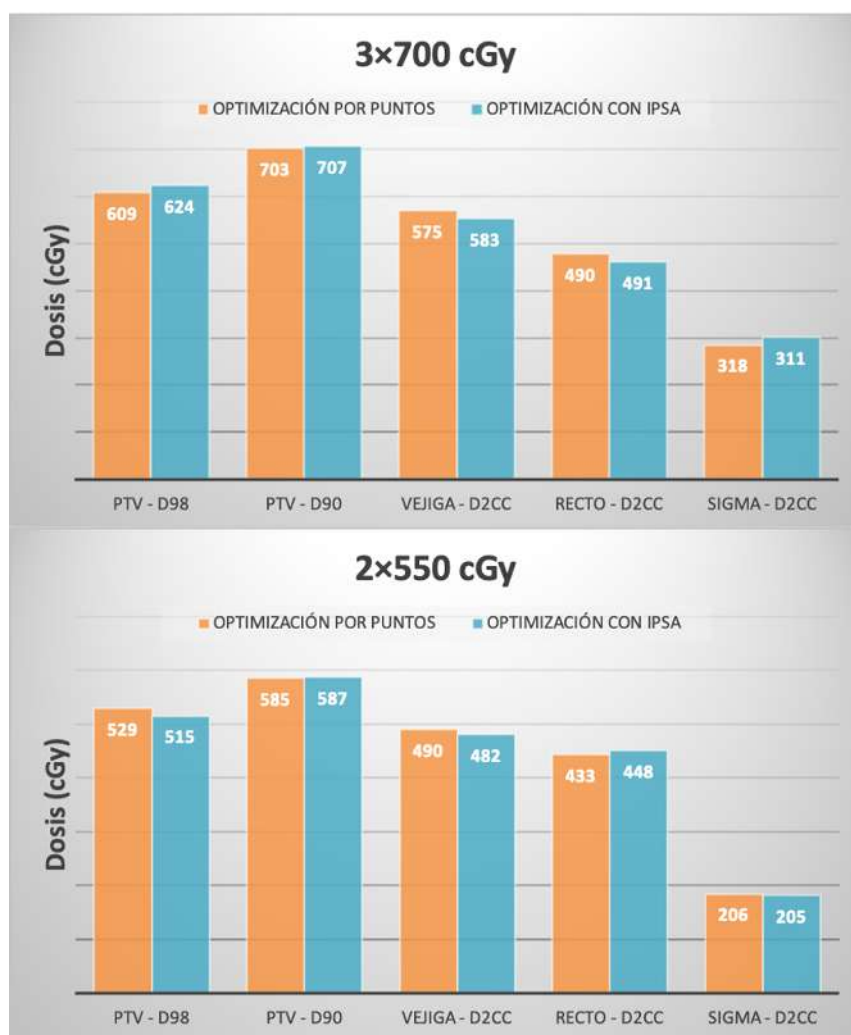


Figure 616: Comparación de ambos métodos de optimización en fraccionamiento 3x700cGy y 2x550cGy.

DISCUSIÓN

Nuestros resultados están en la misma línea que los previamente reportados por Kannan et al, sin encontrar diferencias dosimétricas estadísticamente significativas en OARs.

CONCLUSIÓN

Las dosimetrías obtenidas mediante IPSA y puntos en el tratamiento con BT en CE usando cilindros vaginales parecen equivalentes. Para poder realizar una afirmación al respecto, serían necesarios estudios más extensos teniendo en cuenta otros factores como el tiempo consumido.

REFERENCIAS

1. Kannan, R. A., Gururajachar, J. M., Ponni, A., Koushik, K., Kumar, M., Alva, R. C., Harjani, R., & Murthy, A. (2015). Comparison of manual and inverse optimisation techniques in high dose rate intracavitary brachytherapy of cervical cancer: A dosimetric study. Reports of practical oncology and radiotherapy : journal of Great Poland Cancer Center in Poznan and Polish Society of Radiation Oncology, 20(5), 365–369. <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2015.05.003>

Simposio de Técnicos / 1003**Pruebas semanales de control de calidad en aceleradores True-Beam**

Autores: Aurora Aguirre Collado¹ ; Carlos Javier Martínez Casbas² ; Marta Baquerizo Castán³ ; Luis David Vargas Cuevas¹ ; Yolanda Pilar Pérez Estables⁴

¹ HCU Zaragoza

² Técnico Superior en Radioterapia en el Servicio de Física del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa Zaragoza

³ HCU Lozano Blesa

⁴ Hospital Clínico Universitario de Zaragoza

Corresponding Authors: aurorimara@gmail.com, carlosmartinezcasbas@gmail.com, martabaquerizocastan@gmail.com, luisdavidv8@gmail.com, algarro@gmail.com

Introducción

Además de las medidas diarias que se realizan en las unidades de radioterapia externa en nuestro centro se desarrollan medidas semanales con objeto de controlar aquellos parámetros que son decisivos para los tratamientos que se imparten. Actualmente casi el 100% de los pacientes en TrueBeam son tratados con arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) y ello exige un control exhaustivo del posicionamiento del MLC y del isocentro de radiación.

Material y métodos

Las medidas diarias se basan en el programa MPC de Varian y el DailyQA. Incluyen todos los parámetros estáticos del acelerador TrueBeam (Varian Medical Systems) pero no son tests dinámicos ni en el caso de la geometría son independientes. Durante la puesta en marcha de las unidades (TB1 y TB2) se decidió complementar estos tests diarios con tests de Winston-Lutz (WL), picket fence estático (PF) y velocidad de las láminas con la rotación de brazo (VL). La periodicidad WL fue inicialmente diaria cada vez que hubiera SRS o SBRT, pero dados los resultados iniciales, se decidió pasar a frecuencia semanal. Destacar que WL es un test donde la imagen se recoge con el EPID pero la calibración mensual de la posición del flat panel garantiza el correcto posicionamiento del mismo. El test PF estático permite detectar desviaciones en el posicionamiento de todas las láminas en diferentes posiciones de brazo (las cuatro principales), el test VL comprueba que con el giro de brazo y a diferentes velocidades de lámina la dosis se imparte tal como se espera durante un arco y el test WL asegura que el isocentro de radiación se mantiene con un diámetro inferior a 1 mm. Los tests se procesan dentro de la plataforma myQ (Iba Dosimetry). Se han analizado tendencias desde la puesta en marcha de las pruebas durante todo el año 2020 y se ha concluido que estos tests unidos al resto de mensuales y a las verificaciones de planes de tratamiento permiten impartir los tratamientos de VMAT con calidad óptima.

Resultados

Se presentan los resultados a lo largo del tiempo de las pruebas mencionadas. En la figura 1 se observa a modo de ejemplo la línea temporal del test WL con las desviaciones obtenidas para cada acelerador. La máxima desviación obtenida en la prueba WL fue de 0.7 mm, siendo lo habitual obtener 0.5 mm. En el caso PF la desviación máxima en la posición esperada de las láminas en cualquier orientación de brazo fue de 0.2 mm siendo la media de las desviaciones máximas 0.15 mm. La desviación estándar máxima encontrada fue 0.06 mm (todas las láminas, todas las orientaciones de brazo). Para el test VL todos los segmentos a distintas velocidades de lámina suelen dar el mismo valor de pixel promedio en las ROI analizadas, siendo la máxima desviación del 0.3%. Todos estos resultados son para los dos aceleradores analizados en común.

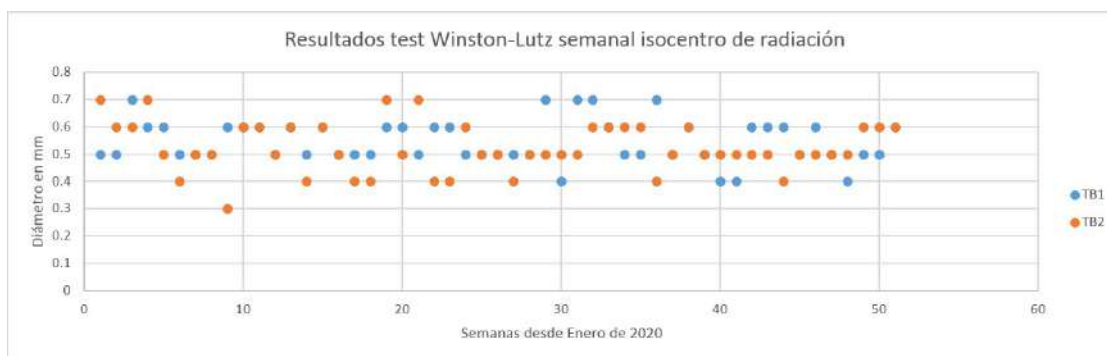


Figure 617: Evolución semanal del test WL durante 2020 en ambos aceleradores

Conclusiones

Los tests semanales permiten garantizar la constancia de los parámetros de máquina que influyen en los tratamientos avanzados de VMAT, SRS y SBRT que se imparten en los aceleradores TrueBeam de nuestro centro, siendo los resultados adecuadamente constantes en el tiempo.

Simposio de Técnicos / 1210**ANÁLISIS DOSIMÉTRICO DE TRATAMIENTOS DE PRÓSTATA CON CYBERKNIFE M6 DEL HOSPITAL RUBER INTERNACIONAL****Autor:** Isabel Palazón Cano¹**Co-autores:** Francisco Fayos Ferrer¹; María Teresa Bertomeu Padín¹; Elena Antolín San Martín¹; Julio Martínez Valdivia¹¹ Hospital Ruber Internacional**Corresponding Author:** isabelpalazon@gmail.com

Introducción: A mediados de 2019 se puso en marcha el sistema de radiocirugía robótica CyberKnife modelo M6 en el Hospital Ruber Internacional. Desde entonces se han realizado tratamientos de SBRT a 15 pacientes con cáncer de próstata localizado de riesgo bajo e intermedio. Hasta la fecha, este es el primer trabajo en el que se analizan los datos relevantes de las planificaciones con el uso del nuevo planificador (Precision®), algoritmo de optimización (VOLO®) y el nuevo modelo de MLC (Incise II®).

Material y métodos: Para la preparación de los pacientes se utilizó balón endorectal y sonda vesical. A cada paciente se le implantaron cuatro marcadores fiduciales de oro. Para los límites de dosis, volúmenes de tratamiento y órganos de riesgo se siguió el protocolo RTOG 0938/PACE. Las planificaciones se realizaron con el sistema de planificación Precision 2.0.1.1. El algoritmo de optimización inversa que se usó fue VOLO y el de cálculo FSPB, habilitando lateral scaling. Los planes se optimizaron usando el path completo y se prescribieron a una dosis total de 36.25 Gy en 5 fracciones de 7.25 Gy, con una cobertura mínima del 95% del PTV. Los datos de cada dosimetría se incorporaron a una hoja Excel que permite identificar las variaciones frente a los límites para los órganos de riesgo (OARs) y lo conseguido para cada paciente (Tabla 1).

Resultados: Entre los parámetros que se analizaron están aquellos relativos al PTV: volumen, índice de conformación; a los OARs principales; a la administración del plan: haces, unidades de monitor (UM), tiempo de tratamiento estimado por el planificador (tTPS), índice de gradiente (IG). Los resultados analizados cumplen con los límites exigidos para OARs excepto la restricción V38.06Gy < 1 cm³ para vejiga, que se superó en 11 de los 15 casos, obteniendo una media de (2.6 ± 1,7) cm³ y el límite V34.4Gy < 3 cm³ con una media de (3,2 ± 1,8) cm³ para recto que no se cumplió en 8 de los 15 casos. El análisis en detalle de los parámetros se puede ver en la tabla 1 y la representación gráfica para recto y vejiga en la figura 1.

Conclusiones: El análisis dosimétrico de las planificaciones de tratamientos de próstata ofrece unos resultados muy buenos en cuanto a conformación, cumplimiento de los límites de dosis para OARs y tTPS. La eficiencia del sistema es alta tanto dosimétricamente (tiempo y consecución de objetivos) como en la administración del plan. Aunque no necesariamente un volumen de solapamiento mayor de PTV con los volúmenes de recto y vejiga implica un peor cumplimiento de los límites, sí es un condicionante que dependiendo de su ubicación anatómica puede limitar conseguir los valores deseados para el V38.06Gy de vejiga y el V34.4Gy de recto.

Simposio de Técnicos / 1255**Necesaria revisión del sistema internacional de magnitudes y unidades de protección radiológica****Autor:** Abel Julio Gonzalez¹¹ *Autoridad Regulatoria Nuclear de Argentina***Corresponding Author:** abel_j_gonzalez@yahoo.com

Introducción: El motivo de la comunicación es presentar las dificultades epistemológicas del sistema internacional actual de magnitudes y unidades de protección radiológica y sugerir su revisión.

Material y métodos: La comunicación analiza recientes críticas al sistema, incluidas las lecciones recopiladas después del accidente de Fukushima y reflexiones de profesionales de la metrología. También aborda la reacción de la ICRP y la ICRU para abordar esos desafíos. Analiza que las revisiones propuestas, aunque bienvenidas, podrían resultar insuficientes, porque el sistema presenta algunos desafíos epistemológicos que también deben abordarse.

Resultados: Se analiza el uso de la misma magnitud, la dosis efectiva, y su unidad, el Sievert, para cuantificar fenómenos muy distintos, tales como los efectos de la radiación que son clínicamente observables, los cambios en la incidencia de efectos observables estadísticamente en grandes poblaciones y los riesgos conjeturados porque son biológicamente plausibles. Además, se observa que la misma familia de magnitudes dosimétricas (sin ninguna condición) se utiliza tanto como magnitudes intensivas y como magnitudes extensivas. Finalmente, se analiza una deficiencia importante del sistema actual: las magnitudes y unidades actuales parecen no ser útiles para la información y la comunicación públicas.

Discusión: El uso de la misma magnitud y su unidad para cuantificar fenómenos tan diversos ha causado mucha confusión y requiere una corrección epistemológica. Se han mezclado conceptos diferentes, como que a dosis altas se pueden atribuir efectos individualmente, a dosis medias se pueden atribuir cambios colectivos en la incidencia de efectos y a dosis bajas solo se puede inferir riesgos conjeturales. La misma magnitud es utilizada para responsabilidades tan diversas como atestar sobre efectos individuales mediante el diagnóstico de radiopatólogos, sobre cambios en la incidencia de efectos colectivos mediante análisis de radioepidemiólogos o los juicios subjetivos de radioprotccionistas. También se utiliza la misma magnitud para problemas legales tan diversos como imputar daño individual o tomar acciones legales colectivas o acciones de presunciones de riesgo. Más aun, la mezcla de magnitudes intensivas y extensivas no sucede en otras áreas de las ciencias metrológicas. Finalmente un sistema apropiado debería transmitir, de una manera completa y fácilmente comprensible y creíble, los efectos y riesgos de la radiación que facilitan, por tanto, los efectos psicológicos asociados a la incomprensión de la radiación.

Conclusión: Las organizaciones internacionales e intergubernamentales relevantes deberían revisar y mejorar el actual sistema internacional de magnitudes y unidades no solo en sus evidentes deficiencias epistemológicas y sus debilidades comunicacionales. La comunicación presenta sugerencias para hacerlo.

Simposio de Técnicos 1 / 1400

Apertura y bienvenida al Simposio de Técnicos

Corresponding Authors: , rtorresc@saludcastillayleon.es

Simposio de Técnicos 10 / 1408

Control de calidad en ecografía

Corresponding Author: fjo-fender@hotmail.com

Simposio de Técnicos 11 / 1409**Inteligencia Artificial en el proceso Radioterápico: Presente y Futuro**

Corresponding Author: jmgonzalezs@saludcastillayleon.es

Inteligencia Artificial (IA). Desde su concepción hasta la actualidad IA ha pasado por varios altibajos causados por expectativas sobredimensionadas, fuertes inversiones que no dieron fruto y hardware limitado. La Era Digital que facilita el almacenamiento y acceso masivo de datos, el desarrollo de hardware de computación masiva en paralelo (GPU) y de nuevos algoritmos de aprendizaje automático hace posible un renacer con resultados prácticos. Desde 2014 se observa un crecimiento exponencial de las publicaciones relacionadas con el aprendizaje automático en medicina.

La IA es cualquier tecnología que dota a un agente artificial de capacidades cognitivas de forma que interactúe con su entorno inteligentemente. El aprendizaje automático o machine learning es la capacidad de las computadoras para aprender de la experiencia, ajustando sus parámetros internos, sin haber sido programado explícitamente con ese fin. El aprendizaje profundo o deep learning usa redes neuronales encontrando patrones en los datos que siguen una jerarquía a través de las capas internas (ocultas) de la red.

La IA en el proceso radioterápico. Se han estudiado modelos de aprendizaje profundo en las fases del proceso radioterápico para mejorar eficiencia, calidad y la dependencia del factor humano. En la toma de decisiones del oncólogo radioterápico son útiles los modelos predictivos del resultado del tratamiento o complicaciones (cabeza y cuello o pulmón). En autocontorneo existen ya modelos comerciales por áreas específicas (corazón, tórax, cabeza y cuello). Se ha tenido éxito en autocontorneo de tumores en cabeza y cuello o cerebro. Es posible la predicción de dosis a partir únicamente de datos anatómicos (CT) y se puede automatizar la planificación dosimétrica. Una combinación de estos modelos permite la radioterapia adaptativa en tiempo real.

Dificultades y QA.

I. Sobreajuste: sólo ajusta bien el conjunto de entrenamiento.

II. Sesgo: los datos usados para entrenar no representan los datos donde se aplica el modelo.

III. Funcionamiento “caja negra”: el modelo da respuestas pero sin explicar cómo llega a esas conclusiones.

IV. Necesidad de datos de alta calidad para su entrenamiento: una colaboración estrecha entre hospitales e investigadores es imprescindible para llegar a uso clínico.

Un uso correcto de estos modelos debe seguir un proceso de puesta en marcha, implementación clínica y QC rutinario que incluya estas peculiaridades.

Evolución de roles en la radioterapia. Los roles en radioterapia se desplazarán hacia las tareas que se realizan con el paciente presente, frente a tareas automáticas que se realizarán mediante modelos de IA supervisadas por humanos. Habrá que diseñar nuevas vías y herramientas para preservar la innovación y la creatividad.

Simposio de Técnicos 12 / 1410**Métricas de complejidad para la evaluación de los planes de tratamiento en Radioterapia**

Corresponding Author: rabella76@gmail.com

Simposio de Técnicos 13 / 1411**Halcyon: experiencia con nuevo sistema de tratamiento**

Corresponding Author: veronica.trapaga@salud.madrid.org

CARACTERÍSTICAS:

- Fotones de 6 MV sin filtro aplanador.
- Isocentro virtual.
- Sistema “follow the blue”, esquema de “Seguir las luces” para orientar al operador.
 - o Luz azul opción que se recomienda utilizar.
 - o Luz blanca el botón se puede utilizar pero no es necesario.
 - o Botón que no esté iluminado no se puede utilizar.
- Tamaño de campo máximo de 28x28.
- Sin luz de campo.
- Doble sistema de MLC.
- Sistema de imagen de KV y MV.
 - o Kv: con Conebeam iterativo.
 - o Mv: permite la dosimetría portal y favorece la imagen en zonas con artefacto.
- Mesa de fibra de carbono que incorpora cámara para visualizar al paciente.

ENCENDIDO Y MEDIDAS DIARIAS:

1. La cámara de visualización del paciente de mesa de tratamiento debe estar operativa.
2. Encender las pantallas de los monitores.
3. Comprobar el rendimiento de la máquina, tanto de la constancia como la geometría del haz.
4. Realizar las medidas diarias con maniquí cilíndrico y con equipo de medidas externo.

MANEJO Y TRATAMIENTO DIARIO DE LOS PACIENTES:

Por sus características es idóneo para el tratamiento de patologías cuya localización y compromiso con órganos adyacentes requieran una precisión milimétrica:

- Buena calidad de imagen que permite una mayor exactitud en la colocación del paciente.
- Verificación diaria obligatoria del posicionamiento del paciente mediante imagen ANTES del tratamiento.

Sistema de “Follow the blue” facilita la rápida y eficiente colocación del paciente.

Tipos de tratamientos:

- Favorece las dosimetrías con alto gradiente, como SBRT y/o RC.
- Por su geometría es idóneo para realizar tratamientos con simetría cilíndrica como en las patologías de cabeza y cuello o próstata.
- Permite realizar “campos de tratamiento ampliado” con desplazamiento automático de la camilla en sentido longitudinal.

DOSIMETRÍA FÍSICA.

Bastante más sencilla que requiere una menor intervención del operador y permite optimizar en mayor medida el tiempo de uso del mismo.

Las medidas diarias, semanales y mensuales debido a las características de la unidad, son mucho más sencillas aunque hay que dedicar un tiempo extra a verificar la calidad de la imagen mediante CBCT tanto para KV como para MV.

DOSIMETRÍA CLÍNICA:

A través de la vía clínica las tareas se realizan de manera secuencial permitiendo seguir un orden y evitar posibles errores en el tratamiento del paciente.

Se pueden utilizar los modelos de cálculo de AAA y Acuros, cada uno de ellos tiene sus características propias y según el tipo de patología utilizaremos uno u otro.

La planificación no difiere de la utilizada en cualquier otro aparato de Varian, excepto en que Varian utiliza un algoritmo propio para Halcyon y al introducir el plan debemos seleccionar la modalidad de imagen a utilizar.

CONCLUSIÓN:

- Permite optimizar bastante el flujo de trabajo.
- No debe plantearse como única alternativa en un servicio de radioterapia ya que para tratamientos con desplazamiento lateral amplios o dosimetrías 3D se requiere otro tipo de aparataje.
- Aumenta la seguridad al realizar imagen diaria obligatoria.

Simposio de Técnicos 14 / 1412

Emergencias radiológicas y nucleares

Simposio de Técnicos 15 / 1413

Avances en BT ginecológica de cérvix

Autor: Jose Perez Calatayud¹

¹ *Hospital La Fe*

Corresponding Author: perez_jos@gva.es

En esta presentación se exponen las bases y antecedentes de la braquiterapia ginecológica de cérvix, resaltando su idoneidad frente a otras técnicas. Se comenta la problemática que ha motivado su evolución hasta la metodología actual, con la introducción de la Resonancia Magnética como base de su planificación.

Se describen también la motivación y problemática de los aplicadores con componente intersticial, que configuran la estrategia mas actualizada en este tipo de tratamiento

Finalmente, se comentan brevemente los desarrollos más notables en marcha, entre los que están la reconstrucción automática y la dosimetría in vivo.

Simposio de Técnicos 16 / 1414**Dosimetría in vivo Bt próstata****Corresponding Author:** diego.bzlp@gmail.com**Simposio de Técnicos 17 / 1399****GammaKnife Icon: aportación clínica y dosimétrica****Autor:** Francisco Fayos Ferrer¹¹ *Hospital Ruber Internacional***Corresponding Author:** ffayos@hotmail.com

En 1968 el neurocirujano sueco Lars Leksell culmina un proceso gradual de desarrollos que le llevaron desde la concepción del marco estereotáxico centrado hasta la creación del primer prototipo de Gamma Knife (GK). Desde aquel ya lejano año, más de 1.2 millones de pacientes en el mundo, casi 8000 en España, se han beneficiado de la técnica de radiocirugía con GK, que algunos han considerado como el gold standard de los tratamientos en cabeza. A pesar de toda esta experiencia acumulada, conceptos básicos de la GK como los fundamentos de la técnica, las aplicaciones clínicas, la dosimetría clínica y el control de calidad, son relativamente desconocidos en la comunidad radioterápica de nuestro país.

Antes de abordar los fundamentos de la técnica de tratamiento con GK repasaremos brevemente el concepto de radiocirugía y SBRT destacando algunas de las características de estas técnicas como son el uso de altas dosis por sesión, márgenes adecuados, coordenadas estereotáxicas y tratamiento guiado por la imagen.

La radiocirugía con GK presenta algunas características propias derivadas del diseño del equipo. Éste incluye 192 fuentes radioactivas de Co-60 con la radiación focalizada en un punto mediante un sistema de colimación con características propias que posibilita la realización de tratamientos de alta conformación y gradiente de dosis.

Los conceptos de sistema de coordenadas estereotáxico y arco centrado estuvieron en la base del desarrollo del GK. Ambos estaban asociados al uso de marcos estereotáxicos fijados a la cabeza del paciente, si bien las novedades en la última versión de GK permiten los tratamientos opcionales sin marco estereotáxico. También se ha incorporado la posibilidad de realizar guía por imagen o el control del movimiento intra-fracción orientados a mejorar la exactitud y seguridad de los tratamientos. Las aplicaciones clínicas de la Gamma Knife no se restringen a su uso en lesiones tumorales, sino que desde su origen se diseñó el equipo para el tratamiento de lesiones benignas, funcionales y malformaciones arteriovenosas.

Veremos también en esta presentación las peculiaridades de la planificación (dosimetría clínica) para Gamma Knife. Tradicionalmente, se ha venido empleando una planificación de tipo directo (múltiples disparos, "shots") que requiere de la pericia del usuario. En los últimos tiempos se han introducido algoritmos de planificación inversa que optimizan el tiempo de tratamiento junto con los índices dosimétricos y la dosis a órganos de riesgo.

El alto grado de exactitud espacial requerido, las altas dosis por sesión y el hecho de que muchos de los tratamientos sean de sesión única minimizan las posibilidades de corrección de posibles discrepancias. Esto obliga a contar con un exhaustivo y riguroso programa de garantía de calidad. Analizaremos algunos de los controles geométricos y dosimétricos que se realizan sobre la unidad, así como de los sistemas de guía por imagen. Una peculiaridad de la GK es el empleo habitual de las imágenes de resonancia magnética lo que hace necesario contar con un programa de control, entre otros, de la distorsión de imagen usando maniqués apropiados.

Simposio de Técnicos 18 / 1415

CyberKnife M6: Aportacion clínica y dosimétrica

Corresponding Author: isabelpalazon@gmail.com

Simposio de Técnicos 19 / 1345

Técnicos de aplicaciones vs técnicos de radiofísica y protección radiológica de hospitales

Autor: Alberto Lorenzo Benavente¹

¹ *Bioterra SL*

Corresponding Author: lorenzotf2@gmail.com

Explicar cómo es la otra cara para un técnico superior en radioterapia, que hay detrás de todo lo que es necesario antes de poner en marcha un equipo (software / hardware) de control de calidad en los servicios de radioterapia.

En que aspectos este tipo de trabajo se diferencia y se parece al lado clínico.

Y aunque no se trate directamente con pacientes, sabemos que es lo más importante.

Simposio de Técnicos 2. / 1401**Hipofraccionamiento ¿ha venido para quedarse?****Autor:** Carmen Herrero Capellán¹¹ IMOMA**Corresponding Authors:** carmen.herrero@imoma.es, santincrespo@gmail.com

Es un hecho conocido que, en general, una misma dosis total es menos letal cuando se administra en forma fraccionada que cuando se administra en una única irradiación. Actualmente el esquema fraccionado estándar consiste en 5 fracciones semanales de entre 1.8 a 2 Gy/fracción.

El modelo utilizado para determinar la equivalencia entre fraccionamientos es el conocido como lineal cuadrático, capaz de dar cuenta de la variada respuesta que presentan los diferentes tejidos cuando cambiamos la dosis por fracción, atendiendo a un único parámetro: el valor α/β . En general, los tejidos sanos de respuesta tardía tienen α/β bajos y son perjudicados por el uso de dosis por fracción mayores. Por el contrario, los tejidos muy proliferativos, tumores o mucosas, tienen α/β altos y son menos sensibles a un aumento de la dosis por fracción.

Frente al fraccionamiento convencional, los esquemas hipofraccionados son aquellos que imparten un menor número de fracciones con una dosis por fracción mayor, lo que unido al acortamiento del tiempo total de tratamiento permite administrar un tratamiento igualmente efectivo con una dosis total menor.

El beneficio del hipofraccionamiento es obvio en aquellos casos, poco frecuentes, en los que el α/β del tumor es menor que el de los órganos de riesgo implicados. Pero puede también ser beneficioso cuando la reducción del tiempo total de tratamiento, y la consiguiente menor proliferación tumoral, permitan administrar una menor dosis total y reducir el efecto en los órganos de riesgo.

El hipofraccionamiento puede implicar en algunos casos un mejor resultado terapéutico. Pero incluso en los casos en los que el tratamiento es tan solo equivalente al esquema convencional, supondrá una mayor comodidad para el paciente y una mejora en la capacidad, el rendimiento y la relación costo-eficacia de los servicios de radioterapia.

El principal obstáculo para su uso es el mayor daño en el tejido sano de respuesta tardía producido por esa mayor dosis por fracción. Los recientes avances tecnológicos en las herramientas diagnósticas, en la conformación de las dosis y en la administración de cada fracción de tratamiento han llevado a una reducción muy significativa de los volúmenes de tejido sano irradiados y con ello de los efectos adversos. Estos progresos han permitido extender el hipofraccionamiento a tratamientos en los que parecía vedado hasta hace pocos años.

Esta exigencia de precisión asociada al hipofraccionamiento afecta al trabajo del TERT en todas las etapas del tratamiento: la preparación de los accesorios de inmovilización, la adquisición y registro de imagen multimodal, el contorno de órganos, la planificación, el entrenamiento del paciente en aquellos aspectos que requieren de su participación activa y la aplicación y reproducibilidad de cada fracción. Además el TERT contribuye también de forma muy significativa acompañando y facilitando al paciente la comprensión de todo el proceso y su implicación en el mismo.

La radioterapia adaptativa, que es ya una realidad, y los nuevos conocimientos radiobiológicos y genéticos impulsarán aun más el uso del hipofraccionamiento que será quizá, en un futuro cercano, considerado estándar en todas las localizaciones y patologías.

Simposio de Técnicos 3 / 1398**Imagen guiada por superficie****Autor:** Elena Arminio Díaz¹¹ *Hospital de Fuenlabrada***Corresponding Author:** helenra6@hotmail.com**OBJETIVO:**

El objetivo principal es explicar en qué consiste la imagen guiada por superficie, cómo se utiliza y los diferentes sistemas que existen en el mercado de SGRT. También sus diferentes aplicaciones en el uso clínico con algunos ejemplos y sus ventajas e inconvenientes.

Y el flujo de trabajo llevado a cabo en nuestro servicio con ALIGNRT explicando los posibles problemas y soluciones en su práctica.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Utilizaremos la nueva versión Alignrt para colocación del paciente por superficie, en un acelerador TRUE BEAM y con un tac previo SIEMENS SOMATOM.

RESULTADOS:

Este sistema nos permite tratar al paciente con mayor precisión debido a que podemos monitorizar al paciente Inter fracción, llevar a cabo tratamientos de mama izquierdas en respiración mantenida disminuyendo la dosis en el corazón (DIBH) y tratar pacientes de color y de extremidades sin tatuajes.

DISCUSIÓN

Con el uso del sistema podemos ver durante la sesión, si el paciente está fuera de tolerancia en alguno de los seis ejes de movimiento, mediante una imagen de referencia que se adquiere después de realizar un CBCT. Y dependiendo del tipo de tratamiento según la localización, podemos decidir si tratar al paciente solo monitorizándole o cortar el haz de radiación si estuviera fuera de tolerancia en alguno de los parámetros.

Colocar a pacientes sin la necesidad de utilizar tatuajes utilizando exclusivamente el sistema para la colocación del isocentro, fijándonos que todos nuestros deltas estén en verde antes de salir de la sala de tratamiento.

Realizar tratamientos en respiración mantenida de mamas izquierdas entrenando adecuadamente a la paciente, colocándola primero en los tatuajes en respiración libre y después en mantenida mientras se adquiere el CONE BEAM. Una vez aplicados los desplazamientos realizaremos una captura de referencia en respiración mantenida y activaremos el control del haz.

CONCLUSIÓN

Podemos llevar a cabo tratamientos mucho más precisos en un tiempo razonable sin que el paciente reciba más dosis. Esta precisión proporciona mayor seguridad, flujos de trabajo estandarizados progresos en tratamientos de DIBH y sin tatuajes y reducción de las imágenes IGRT.

Simposio de Técnicos 4 / 1402**Mesa redonda: Dosimetría de pacientes en Rx ¿qué pacientes se eligen? ¿metodos aleatorios?****Autor:** PAULA GARCÍA CASTAÑÓN¹¹ HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PRINCESA**Corresponding Author:** pgcastanon@salud.madrid.org

La legislación, en su RD 1976/1999, establece la necesidad de realizar dosimetría a pacientes sometidos a procedimientos con radiaciones ionizantes en las unidades asistenciales de radiodiagnóstico. Las dosis evaluadas en las distintas salas deben ser optimizadas, cuando sea posible y manteniendo una calidad de imagen apta para el diagnóstico. Para ello, es necesario establecer niveles de referencia diagnósticos para las diferentes salas y/o tipo de procedimientos como herramienta básica de la optimización de dosis, los cuales deberán ser revisados y actualizados de manera periódica. La dosimetría, cuando se realiza de forma manual en las propias salas de rayos X, es un proceso complejo y tedioso, que requiere de recursos humanos suficientes para poder elegir pacientes del procedimiento seleccionado en número suficiente. Puesto que el paciente no tiene límite de dosis, los niveles no aplican a un paciente individual, por lo que es necesario evaluar los promedios de la magnitud dosimétrica adecuada de cada muestra de pacientes con los niveles de referencia vigentes para dicho procedimiento. Asimismo, los pacientes seleccionados deberán ser “estándar”, por lo que tras la adquisición de los datos estos habrán de ser depurados. Además, en pediatría los niños deben ser categorizados por edad, lo que complica la adquisición de datos suficientes de dosis en pacientes. Los programas de gestión de dosis on line han facilitado y mejorado, desde su aparición, la realización de esta tarea, puesto que permiten tener acceso a todos los pacientes sometidos a exposiciones en cada sala, lo que amplía la estadística disponible y facilita el proceso de optimización. Ya que en procedimientos complejos y/o menos habituales para los que frecuentemente no existen niveles de referencia recientes publicados, esta estadística permite establecer dichos niveles a nivel local. Estos programas generalmente permiten preparar un informe dosimétrico personalizado, validado por un radiofísico, para un paciente que así lo requiera (embarazadas, denuncias...), o calcular la dosis efectiva recibida por cada paciente en los diferentes procedimientos, lo que posibilita la comparación del riesgo que suponen cada uno de ellos. El acceso a los datos dosimétricos de todos los pacientes también permite establecer alarmas para pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas, y establecer protocolos de seguimiento ante la posible aparición de efectos deterministas. No obstante, para un correcto funcionamiento de estos programas es necesario mucho trabajo, tanto diario como previo, para validar los indicadores de dosis de los equipos conectados a los sistemas, que serán los valores almacenados para analizar los datos, optimizar protocolos y valorar las alertas. La aparición de estos sistemas supone sin duda un reto para los Servicios de Radiofísica y de Radiodiagnóstico, por el enorme esfuerzo que ha de ser realizado y el gran potencial que posee.

Simposio de Técnicos 5 / 1403

PET-RM

Corresponding Author: amadeogibi230@gmail.com

Simposio de Técnicos 6 / 1404

Terapia Flash

Simposio de Técnicos 7 / 1405

Mesa redonda: Registro de imágenes ¿cómo evaluamos ? ¿cuándo actuamos?

Corresponding Authors: gabidiazp18@gmail.com, acorralado88@hotmail.com

Simposio de Técnicos 8 / 1406

Tratamientos de Arritmias

Simposio de Técnicos 9 / 1407

Planificación y optimización de dosis en MN

Corresponding Author: hugo.perez@quironsalud.es

1356

Defensa Comunicaciones Orales Simposio Técnicos 1

Miércoles Sala Simposio Técnicos 1 de 12.30h a 13.30h

1357

Defensa Comunicaciones Orales Simposio Técnicos 2

Jueves Sala Simposio Técnicos 1 de 12.30h a 13.30h

1344

Control de calidad en ecografía

Como todo método de Diagnóstico por Imagen la ecografía ha de superar unos controles de calidad precisos y rigurosos. Para comprender el cómo y porqué de estos controles hemos de entender qué es el sonido, qué es el ultrasonido y que tipo de radiación. Tras esta introducción es básico conocer cómo se generan los ultrasonidos, (sonidos empleados en Diagnóstico por Imagen) y las frecuencias empleadas, así como las diferencias entre ondas de función seno, ondas de función coseno y ondas función tangente. La complejidad de esta técnica de imagen hace que sea fundamental realizar unos controles de calidad precisos, teniendo que analizar la uniformidad, resolución de campo próximo, profundidad de penetración, punto focal, resolución, detección de masas. Para finalizar romperemos el mito de que los ultrasonidos no producen efectos biológicos, analizando dos índices: el índice térmico y el índice mecánico.

1346

Dosimetría de pacientes en Rx ¿qué pacientes se eligen? ¿métodos aleatorios?

Autor: Laura Oleaga^{None}

Corresponding Author: lauraoleaga@gmail.com

La directiva europea del 5 de diciembre de 2013 (2013/59 EURATOM) establece en el artículo 106 que los estados miembros pondrán en vigor las disposiciones legales, reglamentarias y administrativas necesarias para dar cumplimiento a lo establecido en la presente directiva a más tardar el 6 de febrero de 2018.

Los aspectos relevantes de la directiva incluyen la justificación y optimización de las pruebas, medidas de control de calidad en el equipamiento y aspectos clínicos además de procedimientos para la evaluación periódica de los indicadores de dosis a pacientes y de la calidad de imagen. Establece nuevas dosis de radiación límite en el cristalino, la estimación de dosis en la población e incluye el control de radiación en procedimientos de imagen no médica. Además, establece la obligatoriedad de control de la tasa de rechazo de imágenes, el establecimiento de un programa de formación técnica y de protección radiológica inicial y continuada, la verificación de niveles de radiación y un procedimiento para el registro de incidentes y accidentes.

En esta directiva se establece que los Estados miembros velarán por que:

- A) Se establezcan protocolos escritos de cada tipo de procedimiento médico-radiológico estándar para cada equipo destinado a categorías específicas de pacientes
- B) La información relativa a la exposición del paciente sea parte del informe del procedimiento médico-radiológico.

La exposición a la radiación por procedimientos médicos incluye pacientes sintomáticos y asintomáticos (programas de cribado, ensayos clínicos...), es responsabilidad de los médicos solicitantes y de los radiólogos la justificación y optimización de los procedimientos con radiación e informar a los pacientes sobre los efectos de la radiación. La información de la dosis de radiación debe formar parte del informe radiológico.

La dosis de radiación es una parte esencial de la seguridad de los pacientes. Es importante disponer de un sistema de registro de dosis, estos sistemas pueden ayudar a monitorizar el uso de la radiación dentro de los niveles de referencia, siguiendo el principio de utilizar la dosis más baja de radiación que sea razonablemente posible (ALARA), manteniendo la calidad necesaria.

La gestión de la dosis de radiación de las exploraciones que se realizan en un Servicio de Radiología implica disponer de un sistema de registro de dosis conectado a todos los equipos y modalidades que utilizan radiación ionizante: Radiología convencional, Fluoroscopia, Mamografía, Tomografía Computarizada, Angiografía Digital, Ortopantomografía, Arcos quirúrgicos y Equipos portátiles.

El registro de dosis permite realizar una supervisión de la dosis de radiación utilizadas por todos los equipos y una comparación con los niveles de dosis de referencia, así como establecer un registro de la dosis individual de cada paciente.

1347

Dosimetria in vivo Bt próstata

Autor: Diego Bruzos López¹

¹ *HOSPITAL UNIVERSITARIO CENTRAL DE ASTURIAS*

Corresponding Author: diego.bzlp@gmail.com

- El implante Se dará a conocer, desde la experiencia del ponente, cuál es el implante estándar de BT de próstata HDR y qué fuentes se utilizan. En este apartado surge un debate interesante que se debería tratar en todos los centros: ¿se debe realizar un pre-planning para cada paciente? Intentaremos dar respuesta a esta pregunta.
- Dosimetría in vivo Se explicará cómo se lleva a cabo la braquiterapia de próstata y cuáles son los detectores que se utilizan para tal cometido.
- Resultados obtenidos ¿Son fiables los resultados obtenidos? ¿Se pueden mejorar? ¿Cómo podríamos mejorarlos?
- Conclusiones
- Referencias

1348

Métricas de complejidad para la evaluación de los planes de tratamiento en Radioterapia

Autor: Rubén Abella Cereigido¹

¹ *Hospital Universitari Sant Joan de Reus*

Corresponding Author: rabella76@gmail.com

Actualmente la evaluación de los planes de tratamiento, incluso aquellos que implican modulación de la dosis, está basada principalmente en el análisis de histogramas y distribución de dosis corte a corte. Sin embargo, hay que tener en cuenta que la dosis “en la pantalla” no es en realidad la dosis administrada al paciente. Ésta depende no solo de la distribución de dosis que muestra el TPS, sino también de la robustez y complejidad del plan de tratamiento. Varios estudios han indicado que una mayor complejidad del plan lleva asociada una mayor incertidumbre tanto en la dosis calculada como administrada. De aquí la necesidad de buscar métricas que ayuden a evaluar la complejidad de los planes de una forma objetiva.

En esta presentación se describen métricas que pueden ser usadas para cuantificar la complejidad de los planes de tratamiento. Se mostrarán las herramientas disponibles, así como algunos ejemplos prácticos de cómo reducir la complejidad de los planes en la práctica clínica.

1352

Métodos de planificación para técnicas avanzadas

Autor: Miguel Rodríguez¹

¹ *Varian Medical Systems, Spain*

Corresponding Author: miguel.rodriguez@varian.com

En la radioterapia moderna, la necesidad de nuevas herramientas y nuevos enfoques en la práctica clínica es una realidad a la que Varian, como mayor proveedor de Radioterapia a nivel mundial, siempre responde con los últimos avances y productos novedosos. El incremento en el número de pacientes que necesitan ser tratados con radioterapia así como la mayor complejidad de los tratamientos a diseñar por nuestros usuarios nos han empujado al desarrollo de toda una nueva serie de herramientas de software que facilitarán y mejorarán los procesos de nuestros usuarios, proveyendo una calidad, eficiencia, seguridad y consistencia adicional en el flujo de trabajo diario. Durante esta presentación actualizaremos sobre los últimos desarrollos de Varian en el tratamiento de pacientes y ofreceremos una visión global en la evolución de los tratamientos de radioterapia.

1416

Métodos de planificación para técnicas avanzadas

Autores: Juan Ramón Gómez Fervienza¹ ; Sergio Díaz de Tuesta Rodríguez^{None}

¹ Instituto Técnicas Avanzadas Contra el Cancer

Corresponding Authors: vkfervienza@gmail.com, sergio.diazdetuesta@gmail.com

1123

Comparativa en tratamientos de cáncer de próstata entre técnicas de 3DCRT y VMAT

Autor: Iván Ribot Hernández¹

Co-autores: Fernando Cerrón Campoó ; Fernando Belmonte ²

¹ Hospital Universitario de Canarias

² HUC

Corresponding Author: ivan.ribot@gmail.com

Introducción:

El cáncer de próstata es el más común en hombres, siendo la radioterapia uno de los posibles tratamientos empleados en esta enfermedad. En el Hospital Universitario de Canarias (HUC) la técnica de tratamiento tradicional consistía en cuatro haces conformados y perpendiculares entre sí. En los últimos meses, sin embargo, estos pacientes han comenzado a ser tratados con radioterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT). Ésta técnica permite disminuir la dosis en órganos de riesgo (OAR), lo que posibilita el escalado de la dosis en los volúmenes de tratamiento (PTV). En este trabajo se pretende evaluar ambas técnicas y comprobar si el cambio de técnica ha supuesto una mejora en los tratamientos.

Material y métodos:

Se analizaron 10 pacientes tratados de la forma tradicional y 10 pacientes tratados con VMAT. Como sistemas de planificación se utilizaron XiO (v5.10.03), Eclipse (v13.6) y Monaco (v5.10.04). Los tratamientos fueron impartidos con aceleradores VARIAN Clinac, VARIAN TrueBeam y Elekta Synergy. Todas las planificaciones fueron normalizadas con el 100% en la media del volumen objetivo. Los pacientes incluidos para esta comparativa presentaban volúmenes suficientemente parecidos, lo que permitía la comparación entre las técnicas empleadas.

	VMAT		3DCRT		P-valor
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	
PTV (cc)	202	77	190	89	0,76
Volumen recto (cc)	56	18	72	32	0,2
Volumen vejiga (cc)	99	52	88	60	0,7

Figure 618: Comparativa entre muestras escogidas para hacer este estudio.

Para los PTVs se analizaron índices de conformidad de Paddick ($CI_{VR} = TV100^2 / (TV \times VR100)$), $TV100$ volumen de PTV dosificado con la prescripción, TV volumen del PTV y $VR100$ volumen que ocupa la isodosis de prescripción), índices de homogeneidad ICRU ($HI_{ICRU} = (D2 - D98) / D50$,

DX es la dosis del volumen del $X\%$ del PTV y el grado de esparcimiento de la dosis ($CI_{50} = V100/V50$, VY es el volumen que ocupa el $Y\%$ de la prescripción.): en el primero, un valor cercano a 0 indica la mejor homogeneidad; en el segundo, un valor cercano a 1 indica la máxima conformación de los haces al PTV. Las dosis recibidas en el recto y en la vejiga fueron evaluadas registrando el V45Gy y el V60Gy. En la vejiga, además, se tuvo en cuenta el promedio de dosis en el órgano.

Resultados:

	VMAT		3DCRT		P-valor
	Media	Desviación estándar	Media	Desviación estándar	
HI_{ICRU}	0,10	0,04	0,07	0,01	0,11
CI_{VR}	0,80	0,12	0,59	0,07	0,0003
CI₅₀	3,7	0,4	9,3	1,8	0,000004
Dosis media en recto (Gy)	37	6		8	0,001
V60Gy recto (cc)	9	3	35	21	0,005
V45Gy recto (cc)	18	5	44	24	0,010
Dosis media en vejiga (Gy)	42	11	55	10	0,024
V60Gy vejiga (cc)	23	7	44	19	0,011
V45Gy vejiga (cc)	26	14	52	22	0,020

Figure 619: Comparación entre técnicas VMAT y 3DCRT en función de la homogeneidad, cobertura y dosis en órganos de riesgo alcanzadas.

Discusión:

Dentro de los márgenes de incertidumbre, los volúmenes tratados y los volúmenes considerados son similares en ambas técnicas (Fig. 1) .

En cuanto a resultados, se observa que la homogeneidad lograda en las dos técnicas es similar y cercana a cero. Sin embargo la técnica VMAT mejora la 3DCRT (con una significancia estadística mayor del 95 %, ver Fig. 2) en los índices de conformidad y grado de esparcimiento, así como en la dosimetría en los órganos de riesgo.

Es en este último punto donde las diferencias son más importantes, ya que los indicadores V60Gy y V45Gy en recto y vejiga en VMAT son considerablemente menores que en 3DCRT. En particular se observa que el volumen de recto que recibe dosis altas (V60Gy) es casi cuatro veces menor en VMAT que en 3DCRT.

Conclusiones.

En este trabajo se ha intentado cuantificar el grado de mejora en las métricas dosimétricas de la VMAT respecto a las técnicas clásicas. La técnica VMAT permite mejorar la dosimetría en los OAR sin comprometer el cubrimiento del PTV. Pese al aumento en tiempo de máquina y la mayor cantidad de recursos humanos dedicados con esta técnica, nuestros resultados demuestran que es recomendable el empleo de esta técnica para el tratamiento del cáncer de próstata.