

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.

2

vol.

22

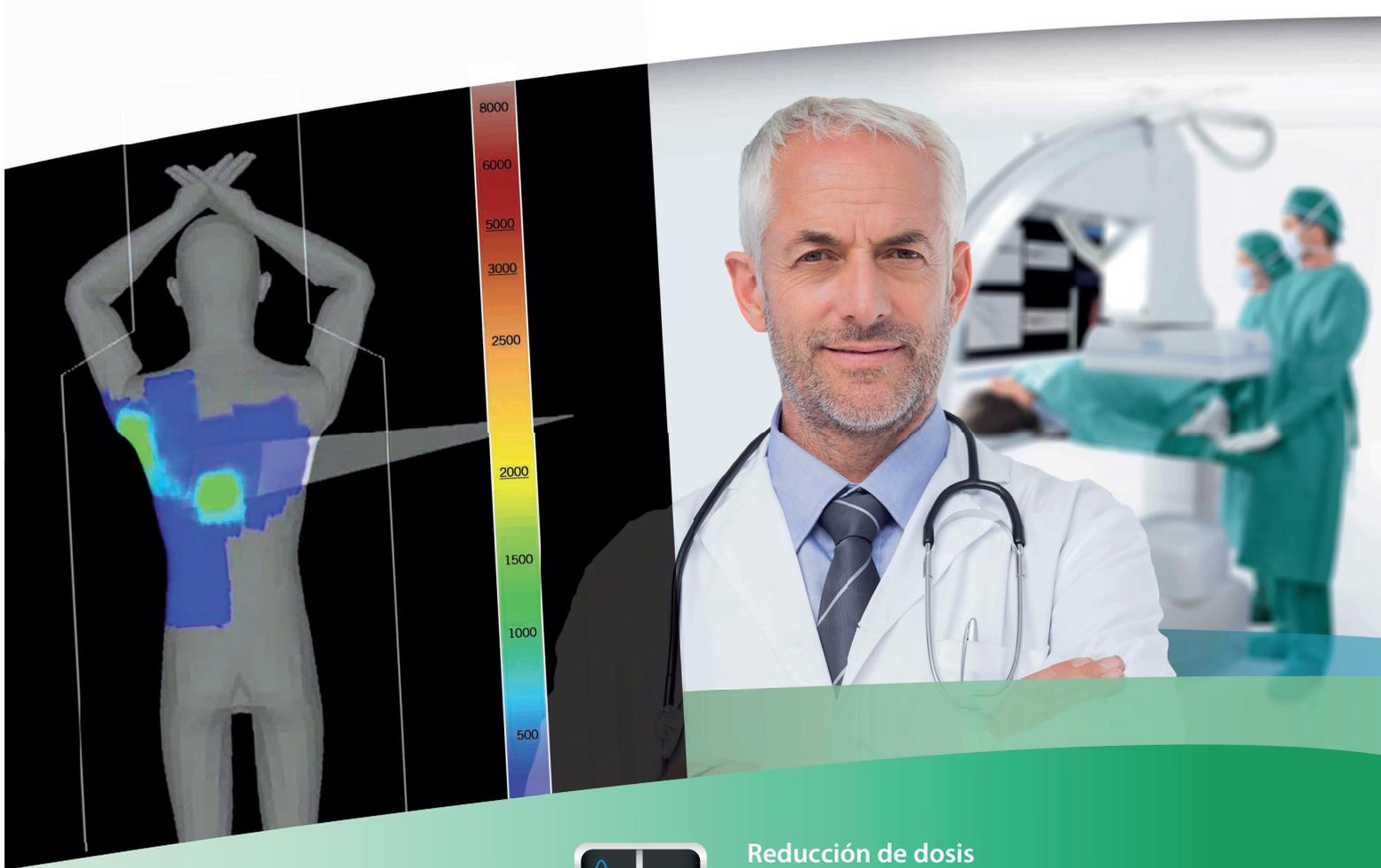
año

2021

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



**Sociedad Española
de Física Médica**



Reducción de dosis

El programa de gestión de dosis más innovador permite a los profesionales minimizar su exposición y la de los pacientes, simplemente, con un clic.

DoseRite[™]



www.revistadefisicamedica.es

Director

José Antonio Terrón León
Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla

Editora

Ruth Rodríguez Romero
Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda

Editores asociados

Julio Almansa López
Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada

Diego García Pinto
Universidad Complutense de Madrid. Madrid

Luis Isaac Ramos
Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona

María Asunción Ruíz López
Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga

Rodolfo Alfonso Laguardia
Universidad de La Habana-InSTEC. Ciudad de La Habana

María Carmen Pujades Claumarchirant
Centro Nacional de Dosimetría. Valencia

Francisco Clemente Gutierrez
Complejo Hospitalario de Toledo

Julia Garayoa Roca
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid

Jesús Cortés Rodicio
Hospital Universitario de Álava. Vitoria

Ignasi Méndez Carot
Institute of Oncology Ljubljana. Eslovenia

Silvia Fernández Cerezo
Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo

Daniel Zucca Aparicio
Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid

Vocal de la SEFM

Víctor Hernández Masgrau
Hospital Universitari Sant Joan de Reus

Comisión científica

Pablo Carrasco de Fez
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona

Edita:



www.auladoc.com

Periodicidad de publicación: Semestral (mayo y noviembre)

Suscripción individual (anual: 30 €). Suscripción instituciones (anual: 60 €).

D Legal: M-28926-2000. ISSN 1576-6632.

Copyright de los textos originales 2019. Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, transmitida en ninguna forma o medio alguno, electrónico o mecánico, incluyendo fotocopias, grabaciones o cualquier sistema de recuperación de almacenaje de información, sin la autorización por escrito de los titulares del Copyright.

Dirección de correo electrónico de la revista: revistafisicamedica@crein.com

Secretaría Técnica SEFM
Plaza Alquería de la Culla, 4. Oficina 804
46910 Alfafar (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es



Junta Directiva de la SEFM

Presidente

Damián Guirado Llorente

Vicepresidente

Agustín Santos Serra

Secretaria

María Coca Huertas

Tesorera

Teresa García Martínez

Vocales

Víctor Hernández Masgrau

Manuel Vilches Pacheco

Ana María Tornero López

Naia Pereda Barroeta

Comisión deontológica e institucional	Comisión Científica	Comisión de Docencia	Comisión de seguridad del paciente
Presidenta Françoise Lliso Valverde <i>francoiselliso@gmail.com</i>	Presidente Pablo Carrasco de Fez <i>pcarrasco@santpau.cat</i>	Presidenta Cristina Picón Olmos <i>comision_docencia@sefm.es</i>	Presidenta Mercè Beltrán Vilagrassa
Bonifacio Tobarra González Feliciano García Vicente José Luis Carrasco Rodríguez José Antonio Miñano Herrero José Manuel de la Vega Fernández	Manuel Buades Forner María Amor Duch Guillen Faustino Gómez Rodríguez Núria Jornet Sala Antonio Miguel Lallena Rojo Josep María Martí Climent Carlos Montes Fuentes Juan José Morant Echevarne César Rodríguez Rodríguez <i>Consultores:</i> Antonio Brosed Serreta José Pérez Calatayud Facundo Ballester Pallarés	Rafael Colmenares Fernández Antonio Otal Palacín Naia Pereda Barroeta	Agustín Santos Serra Núria Jornet Sala Cristina Moreno Saiz María Pinto Monedero Carlos Prieto Martín M ^a José Rot San Juan Pablo Saldaña Gutiérrez

Representantes

Miembros de IOMP

Ana María Tornero López, *Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria*
Víctor Hernández Masgrau, *Hospital Universitari Sant Joan de Reus*

Representantes en la EFOMP

Antonio López Medina, *Hospital do Meixoeiro. Vigo*
Luis Brualla González, *Hospital General Universitario de Valencia*
Rafael Colmenares Fernández, *Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid*

Representantes en ESTRO

Àngel Forner Forner, *Hospital Universitari Arnau de Vilanova. Lleida*
Celestino Rodríguez Cobo (Suplente), *Hospital Universitario Central de Asturias*

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

María Luisa Chapel Gómez, *Complejo Hospitalario de Toledo*

Representante en IHE

Julio Almansa López, *Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada*

Representante en la UNE

Raquel Barquero Sanz, *Hospital Clínico Universitario Valladolid*



SIEMENS



Small cells don't have to lead to big problems.

Siemens answers help doctors detect diseases earlier, saving costs and extending lives.

When diseases are caught early, they make less of an impact on everyone. That's because a large majority of today's healthcare costs go toward treating the late stages of diseases like cancer and heart disease. With Siemens advanced diagnostic technology, doctors

can accurately identify these killers earlier. So patients get the treatment they need sooner. Which helps save lives and cuts costs. Wherever there are tough health-care questions, we're answering them.

[siemens.com/answers](https://www.siemens.com/answers)

VersaHD.

Powered by high definition dynamic radiosurgery.

Versa HD™ with Monaco® gives you the clinical flexibility of high definition dynamic radiosurgery (HDRS) and conventional RT in a single platform. HDRS means you can deliver stereotactic treatments within standard RT time slots, regardless of anatomy or complexity. And, with advanced image guidance tools and up to 5x less transmission to non-targeted regions, you have assurance of end-to-end precision.

Discover how Versa HD can help you meet operational efficiencies while achieving better outcomes for patients.

elekta.com/VersaHD



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 Elekta

Grupos de trabajo SEFM

1. Radioterapia guiada por superficie

Coordinador	Benigno Barbés Fernández <i>IMED Hospitales. Murcia</i>
Miembros del grupo	Iago González Vecín, <i>Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria</i> Miguel Ángel de la Casa de Julián, <i>Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid</i> Olivia Jordi Ollero, <i>Institut Català d'Oncologia (ICO). Barcelona</i> Ruth Rodríguez Romero, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Víctor Díaz Pascual, <i>Clínica Universidad de Navarra. Pamplona</i> Daniel Zucca Aparicio, <i>Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid</i>

2. Control de calidad de aceleradores lineales de uso médico

Coordinadora	Françoise Lliso Valverde <i>Hospital Universitari i Politècnic La Fe. Valencia</i>
Miembros	Miguel Martínez Albaladejo, <i>Royal Stoke University Hospital (NHS). Stoke on Trent, UK</i> Jaime Pérez-Alija, <i>Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona</i> José Carlos Ramírez Ros, <i>Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada</i> Ricardo Abdón Tortosa Olivar, <i>IMED Hospitales. Elche</i> Eva Ambroa Rey, <i>Consorci Sanitari de Terrassa. Barcelona</i> Pedro Almendral Manzano, <i>Hospital Universitario de Badajoz</i> Carlos Luis Ferrer Gracia, <i>Hospital Universitario La Paz. Madrid</i>

3. Control de calidad de sistemas de planificación de tratamiento

Coordinador	Alejandro García Romero, <i>Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Zaragoza</i>
Miembros	Francisco Clemente Gutiérrez, <i>Complejo Hospitalario de Toledo</i> Víctor Hernández Masgrau, <i>Hospital Sant Joan de Reus. Tarragona</i> Antonio Teijeiro García, <i>Hospital do Meixoeiro. Vigo</i> Daniel Morera Cano, <i>Instituto Oncológico. Red Asistencial Juaneda. Palma de Mallorca</i> Montserrat Baeza Trujillo, <i>Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla</i>

4. Procedimientos recomendados para la dosimetría de pacientes en tratamientos de radioterapia metabólica con Lu-177

Coordinador	Pablo Mínguez Gabiña, <i>Hospital Universitario de Cruces. Barakaldo</i>
Miembros	Raquel Barquero Sanz, <i>Hospital Clínico Universitario Valladolid</i> Núria Carrasco Vela, <i>Hospital Universitario Dr Peset de Valencia</i> Josep María Martí Climent, <i>Clínica Universitaria de Navarra</i> Luis Carlos Martínez Gómez, <i>Hospital Universitario 12 de Octubre</i> Teresa Montserrat Fuertes, <i>Hospital Universitario Central de Asturias</i> Alfredo Montes Uruén, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro (Majadahonda)</i> Carlos Montes Fuentes, <i>Hospital Universitario de Salamanca</i>

5. Pruebas de aceptación de equipos de diagnóstico por la imagen (en colaboración con: FENIN, SEPR, SERAM)

Miembros (por parte de la SEFM) Rosa Gilarranz López, *Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid*
 Fernando Sierra Díaz, *Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid*
 José Luis Carrasco Rodríguez, *Hospital Universitario Virgen de la Victoria. Málaga*

6. Interrupción de tratamientos (en colaboración con: SEOR)

Miembros (por parte de la SEFM) Gustavo Pozo, *Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid*
 José de la Vega, *Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba*

7. Revisión del protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico (en colaboración con: SEPR, SERAM)

Coordinadora María Luisa Chapel Gómez
Complejo Hospitalario de Toledo

Secretario José Manuel Ordiales Solís
Hospital Universitario de Cáceres

Miembros Manuel Buades Forner, *Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia*
 Daniel Fernández Molina, *Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla*
 Santiago Miquélez Alonso, *Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona*
 Xavier Pifarré Martínez, *Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda*
 Francisco Javier Rosales Espizua, *Hospital Universitario de Basurto. Bilbao*
 Julio Almansa López, *Hospital Virgen de las Nieves. Granada*
 Jorge Hernández Rodríguez, *Complejo Asistencial de Salamanca*

8. Información e instrucciones que deben recibir los pacientes que están sometidos a tratamiento o diagnóstico con radionucleidos. Instrucciones que deben seguir los cuidadores de pacientes que han sido sometidos a tratamiento o diagnóstico con radionucleidos (en colaboración con: SEPR, SEMNiM)

Miembros (por parte de la SEFM) José Antonio Terrón León, *Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla*
 Florencio Javier Luis Simón, *Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla*



Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Conversión de matrices de dosis en términos de dosis biológica equivalente y dosis equivalente a 2 Gy por sesión <i>Jaime Martí Asenjo, Miguel Ángel de la Casa Julián, Leyre Alonso Iracheta, Alejandro Prado Barragán, Inés Flores Cacho, Beatriz Álvarez Rodríguez, María del Carmen Rubio Rodríguez, Pedro Fernández Letón</i>	11
Estudio de idoneidad de un detector basado en diamante sintético para la determinación de la dosis absorbida en tratamientos de arcoterapia de intensidad modulada <i>Pablo Castro Tejero, David Hernández González, Roser Fayos-Solà Capilla, Alberto Viñals Muñoz, Carmen Libertad Candón González, María Roch González</i>	23
Nota Técnica	
Implementación de una aplicación para el análisis dosimétrico de planes de radioterapia externa basada en la API de Eclipse <i>Agustín Válgoma Solanas, Naia Pereda Barroeta, Manuel Fernández Montes, Ariane Montejo Arteché, Francisco Javier Conejo Monasterio, Nuria Sánchez Hernández</i>	37
Trabajos becados por la SEFM para la asistencia al 3^{er} Congreso Europeo de Física Médica (ECMP)	
Dosimetría por imagen en radioembolización hepática con Y90: impacto de la resolución espacial del PET <i>Nuria Carrasco Vela, Natalia Tejedor Aguilar, Vicente Giménez Gómez, Irene Torres Espallardo</i>	43
Caracterización de la respuesta espectral de paneles planos de yoduro de cesio en radiología digital <i>Aitor Fernández Iglesias, Santiago Miquélez Alonso, Fernando Caudepón Moreno</i>	49

Comentarios

Resultados de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre el control de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos en el ámbito de haces de fotones y electrones de radioterapia externa

55

Alejandro García Romero, Víctor Hernández Masgrau, Montserrat Baeza Trujillo, Antonio Teijeiro García, Francisco Clemente Gutiérrez, Daniel Morera Cano

Revisión de artículos**67****Reseñas de tesis doctorales****75****Reseña de libro****79**

Editorial

Nos acercamos al final de 2021 con un número variado en el que recuperamos la categoría de nota técnica y en el que también incluimos un apartado poco habitual como es el de comentarios.

En el primer caso, las notas técnicas, desde el Comité de Redacción hemos considerado oportuno volver a ellas ya que, en ocasiones, se reciben trabajos que, siendo interesantes para nuestra comunidad, no serían, en sentido estricto, artículos científicos. Suelen ser trabajos que ofrecen solución práctica a un problema concreto, desarrollos de metodologías o resultados preliminares de investigación en fases iniciales con datos limitados, por ejemplo. Esta clasificación nada tiene que ver con la calidad del trabajo en sí, tan solo está asociada al contenido. Están sometidos al mismo proceso de revisión que el resto de trabajos y son, por tanto, los revisores quienes, al aceptar o rechazar el mismo, realizan esta valoración.

En este número, los autores presentan una aplicación para analizar planes basados en la API de uno de los sistemas de planificación habitualmente empleado en nuestro entorno. Entendemos que será de interés para los usuarios de este sistema, y los autores lo proponen como herramienta sencilla y útil que ayuda a liberar tiempos de trabajo, que no es algo que habitualmente sobre.

En el caso del apartado de comentarios, este recoge trabajos que no tengan cabida en las otras clasificaciones pero que traten aspectos relevantes de nuestro campo. Incluimos en este número los resultados de la encuesta que ha realizado el grupo de trabajo de control de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos en haces de Radioterapia externa con fotones y electrones. Se trata de una encuesta para determinar la situación actual (sistemas comerciales, técnicas de irradiación, etc.) que servirá al grupo como punto de partida para realizar su trabajo, cuyo resultado final esperamos que sea publicado en nuestra revista.

Entrando ya en el resto de trabajos, presentamos en primer lugar un artículo del ámbito de la Radiobiología. Los autores abordan el problema de las reirradiaciones y la evaluación de la suma de esos planes que, a veces, corresponden a diferentes esquemas de fraccionamiento. Presentan un abordaje interesante a través del desarrollo de una herramienta que convierte las matrices de dosis en dosis biológica equivalente y

dosis equivalente a 2 Gy sesión, logrando así facilitar esta tarea. Ofrecen también la posibilidad de descargar el código desarrollado, lo que confiere mayor utilidad al trabajo presentado.

El segundo de los artículos analiza la respuesta de un detector de diamante para la determinación de dosis en tratamientos de arcoterapia. La determinación de dosis absorbida es un problema cuando los campos o volúmenes a tratar son pequeños. Existe bibliografía amplia sobre este tema pero siempre es interesante analizar los resultados que nos pueden ofrecer detectores menos habituales en condiciones clínicas de interés. Un trabajo para leer detenidamente por quienes somos responsables de esta tarea.

Tras la nota técnica y la encuesta ya comentadas, ofrecemos una última sección con dos trabajos presentados en el 3º Congreso Europeo de Física Médica (ECMP), que se celebró en Turín, y que fueron becados por la SEFM. Una de las condiciones para esta financiación era compartir el trabajo allí presentado a través de la revista elaborando un trabajo, más extenso que el simple resumen.

El primero de ellos analiza el impacto de la resolución espacial en la dosimetría por imagen en tratamientos de radioembolización hepática comparando métodos de Monte Carlo y de deposición local de dosis. Este campo de la dosimetría en Medicina Nuclear cada vez es de mayor interés debido al aumento de los tratamientos de este tipo.

El segundo, en el ámbito del Radiodiagnóstico, presenta la caracterización de la respuesta en paneles planos de yoduro de cesio. La continua aparición de nuevos modelos en Radiología digital, implica un trabajo añadido de verificación de todos sus parámetros y el establecimiento de un método adecuado para estimar aquellos que son de interés siendo necesarios, por tanto, trabajos como este que nos puedan ayudar a ello.

El número continúa con nuestras secciones habituales de reseña de tesis y revisión de artículos. En este punto nos gustaría recordar que estas dos secciones son una muestra de la actividad de investigación en la Física Médica. Esta actividad se debería reflejar en el número de artículos que recibimos pero algunas veces no es así. Este año, en particular, se ha notado un descenso en los envíos. Es por ello que animamos a

que esa labor investigadora desarrollada, que muchas veces se presenta en congresos en número importante (como el celebrado virtualmente en Oviedo) se plasme en un mayor número de envíos que permitan garantizar un volumen apropiado de trabajos en cada uno de los números para continuar nuestro objetivo de consolidar la revista como referencia más allá de nuestras fronteras.

Finalmente, en la cercanía del Día Internacional de la Física Médica, incluimos una reseña de un libro sobre la tesis de Marie Curie que comparte nuestro compañero y Presidente Damián Guirado. La comunicación de la labor que desarrollamos es el eje central de la celebración en este año y esperamos que, cada uno

desde nuestro lugar de trabajo, sepamos también como compartir esta información hacia la sociedad.

No quisiéramos terminar esta editorial sin alegrarnos por la reciente noticia sobre la inversión en equipos de protonterapia en nuestro país. Supondrá un beneficio directo para los pacientes, ya que permitirá seleccionar la mejor opción de tratamiento en un entorno cercano. Para los profesionales supone un reto de adaptación y formación e investigación que no debemos desaprovechar. Esperamos que este, aunque sea de manera indirecta, suponga también un impulso investigador con reflejo en nuestra herramienta de comunicación científica, la revista. Gracias y esperamos que disfrutéis de este número.

Conversión de matrices de dosis en términos de dosis biológica equivalente y dosis equivalente a 2 Gy por sesión

Dose matrix conversion in terms of biological effective dose and equivalent dose in 2 Gy fractions

Jaime Martí Asenjo¹, Miguel Ángel de la Casa Julián¹, Leyre Alonso Iracheta¹, Alejandro Prado Barragán¹, Inés Flores Cacho¹, Beatriz Álvarez Rodríguez², María del Carmen Rubio Rodríguez², Pedro Fernández Letón¹

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica - Hospital Universitario HM Sanchinarro

² Servicio de Oncología Radioterápica - Hospital Universitario HM Sanchinarro

Fecha de Recepción: 10/11/2020 - Fecha de Aceptación: 16/07/2021

La re-irradiación de pacientes en radioterapia ha sido siempre un proceso complejo. Las herramientas disponibles en los sistemas de planificación de tratamiento actuales permiten generalmente el registro de imágenes y la suma de las dosis administradas, pero el uso cada vez más habitual de hipofraccionamientos y esquemas de tratamiento acelerados supone que esta suma de planes sea difícil de evaluar correctamente. Esta circunstancia añade incertidumbre a la definición de volúmenes de tratamiento y la prescripción de dosis. Se ha desarrollado una herramienta para convertir las matrices de dosis de tratamiento en matrices de dosis biológica equivalente y dosis equivalente a 2 Gy por sesión. La herramienta genera archivos de dosis según el estándar DICOM, por lo que pueden ser importados en el sistema de planificación de tratamientos para evaluar la suma de planes con distintos fraccionamientos. El presente estudio describe el proceso de creación de la herramienta y analiza su posible uso clínico. Los resultados muestran una correcta alineación entre las matrices de dosis calculadas y la imagen, así como posibles limitaciones en su uso, especialmente en la evaluación de dosis a punto en los márgenes de las estructuras definidas. El uso de la herramienta es adecuado y útil para la práctica clínica pero requiere una comprensión de su funcionamiento y limitaciones.

Palabras clave: Dosis biológica equivalente, dosis equivalente a 2 Gy por sesión, radiobiología, re-irradiación, dosimetría.

Re-irradiation treatments are complex. Nowadays treatment planning systems have developed tools that allow image registration and add different dose plans on registered images. However, hypofractionated and accelerated treatments remain a challenge as evaluation of summed doses from different fractioning are difficult to understand. On this basis, treatment volume definition and dose prescription are sometimes limited and unclear. A tool has been developed to convert absorbed dose to Biologically Effective Dose and 2 Gy fractions equivalent dose. This tool creates a standard DICOM dose file that is possible to import on to the treatment planning system and allows the evaluation of summed dose plans with different fractioning. This works describes the tool creation and analyzes its clinical use. Results show a correct alignment between calculated dose matrices and the image set. It also shows limitations on the evaluation of point doses, especially in the boundaries of defined structures. Although this tool might be useful in a clinical environment an understanding of its limitations is required.

Key words: BED, EQD2, radiobiology, re-irradiation, dosimetry.

*Correspondencia: jmartiasenjo@hmhospitales.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.001>

Introducción

El número de pacientes que reciben radioterapia como parte de un tratamiento contra el cáncer crece cada año.¹ La probabilidad de que estos pacientes requieran un nuevo tratamiento tiempo después, ya sea por recidivas del tumor original, metástasis o incluso nuevos tumores es alta.² Esto hace que cada vez con más frecuencia se necesiten segundos, terceros e incluso múltiples tratamientos posteriores. La mayoría de los sistemas de planificación actuales cuentan con herramientas que permiten el registro de imágenes (rígido y deformable) así como la suma de diferentes planes de tratamiento. Esta operación se realiza generalmente como la suma de la dosis absorbida, sin tener en cuenta el tipo de tejido o los fraccionamientos empleados, lo que convierte su correcta evaluación en algo complejo. El uso de esquemas de tratamiento hipofraccionados y acelerados, como en la radioterapia estereotáxica extracraneal (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT), son habituales y preferibles para el tratamiento de recaídas y metástasis.³⁻⁶ En ellos se administran altas dosis de radiación en un número pequeño de sesiones, utilizando un fraccionamiento generalmente distinto al empleado para el tratamiento del tumor original. En este contexto, la complejidad de la evaluación de estos tratamientos múltiples se incrementa considerablemente ya que, a fin de evitar toxicidades, es imprescindible tener en cuenta la dosis previa recibida para poder definir los límites dosimétricos en el nuevo tratamiento. El número de artículos relacionados con la re-irradiación de determinadas localizaciones ha crecido considerablemente en los últimos años⁷⁻⁹ aunque todavía existe una importante carencia de guías concretas sobre dosis acumuladas y toxicidades.¹⁰

Es por tanto cada vez más necesario contar con herramientas que permitan la evaluación de los efectos biológicos derivados de la suma múltiples tratamientos con diferentes fraccionamientos, para lo que es necesario la aplicación de modelos de isoeffecto.¹¹ La magnitud dosis biológica equivalente (DBE) propuesta por Fowler¹² (1989) calcula las relaciones de isoeffecto basándose en el modelo lineal-cuadrático (LQ) para la supervivencia celular. Este modelo es el más usado para la evaluación radiobiológica en radioterapia para fraccionamientos estándar.¹³ Ha sido también usado en otros esquemas como en radiocirugía, SBRT, o tratamientos hipofraccionados,¹⁴⁻¹⁷ aunque su uso genera controversia, tanto para tratamientos de una única sesión¹⁸⁻²¹ como en aquellos casos en que la dosis absorbida por sesión es inferior a 1 Gy.

Además de la DBE, es muy habitual el uso de la denominada dosis equivalente a fraccionamiento estándar de 2 Gy por sesión (DEQ2). Esta magnitud se

define como la dosis que habría que suministrar al tejido para conseguir el isoeffecto deseado administrando 2 Gy por sesión.

A fin de poder evaluar con seguridad tratamientos complejos, con contribuciones de distintos planes o re-irradiaciones de volúmenes, incluso impartidos a distintas dosis por fracción, se ha desarrollado en Matlab un programa para la conversión del archivo exportado de dosis absorbida, obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (SPT), a DBE y DEQ2. El archivo convertido puede ser importado de nuevo en el SPT, permitiendo el uso de las herramientas de registro de imágenes y evaluación de tratamientos sobre sumas de planes expresados en DBE o DEQ2.

Material y método

Los modelos de isoeffecto son aquellos que permiten comparar el efecto biológico de la radiación sobre un tejido, independientemente del fraccionamiento empleado. La DBE representa la dosis que habría que suministrar al tejido para conseguir el isoeffecto deseado en fracciones infinitamente pequeñas.²² La DBE es por tanto aditiva para un determinado efecto en un tejido concreto y el efecto de varias irradiaciones sobre un tejido se puede evaluar como la suma de la DBE de cada una de ellas.

El cálculo de la DBE se ha realizado siguiendo la forma obtenida a partir de la definición del efecto biológico propuesta por Fowler:¹²

$$E = -\ln(\text{fracción celular superviviente}) \quad (1)$$

De esta manera se establece una relación entre una fracción de células muertas y un isoeffecto concreto. Considerando el modelo de supervivencia LQ, que establece el efecto biológico como

$$E = \alpha nd + \beta nd^2 \quad (2)$$

donde n es el número de fracciones, d la dosis por fracción, α y β son constantes características de la población celular estudiada. El cociente α/β es la dosis en Gy en la que se igualan las contribuciones lineal (α) y cuadrática (β), es decir, la dosis a la que la contribución del término lineal iguala a la contribución del término cuadrático.²² En este modelo la DBE se define como:

$$\text{DBE} = \frac{E}{\alpha} = nd \left(1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right) \quad (3)$$

La DEQ2 se obtiene directamente a partir de la ecuación anterior cuando se considera la DBE del tratamiento a 2 Gy por sesión y se igualan los efectos:

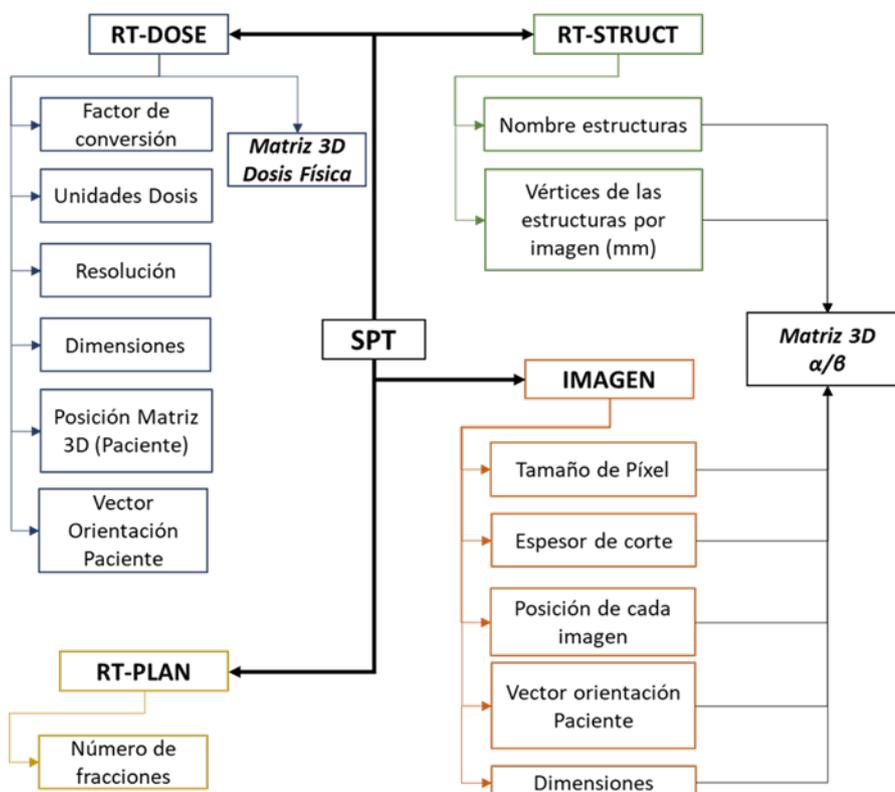


Fig. 1. Esquema de extracción de datos a partir de los archivos exportados del SPT.

$$DEQ2 = \frac{DBE}{\left(1 + \frac{2}{\alpha/\beta}\right)} \quad (4)$$

La DEQ2 es también aditiva al mantener la dosis por fracción y tiene la ventaja de que la mayoría de efectos adversos en tejidos derivados de la radioterapia están descritos para este tipo de fraccionamiento.

El equipamiento empleado para la realización de este trabajo ha sido el SPT Raystation (RaySearch Laboratories, Estocolmo, Suecia) el cual cuenta con un módulo de registro de imágenes con posibilidad de realizar fusiones rígidas y deformables, empleándose como sistema de imagen un equipo de tomografía computarizada (TC) modelo Aquilion LB (Canon Medical System, Otawara, Japón).

Se ha empleado para la edición de las matrices de dosis el software Matlab (© 1994-2020 The MathWorks, Inc., Natick, Estados Unidos) con el módulo de procesamiento de imágenes (*image processing toolbox*). Este módulo es necesario para la edición y generación de archivos DICOM. Mediante las funciones *dicominfo* y *dicomread* de Matlab podemos acceder a las matrices numéricas y los metadatos de cada uno de los archivos con extensión *dcm* (imagen, plan, estructuras y dosis) y extraer la información necesaria para el cálculo. Para la modificación de la matriz de dosis original y la generación del plan de dosis biológica es

necesario exportar desde el sistema de planificación las imágenes TC de la simulación, el plan de tratamiento (RT-Plan), el archivo de estructuras (RT-Struct) y la matriz de dosis física (RT-Dose). Todos ellos son archivos estructurados según su estándar DICOM.²³ De cada uno de ellos se extrae la información necesaria para la construcción del archivo de dosis final, como se muestra en la figura 1.

Para el cálculo de la DBE y la DEQ2 es necesario conocer el número de fracciones administradas en el tratamiento, este dato está en la cabecera de datos del archivo RT plan. Dentro del campo etiquetado como *Fraction Group Sequence*, se encuentra el *Number Of Fractions Planned*, que contiene el número de fracciones planificadas.

El archivo de estructuras contiene la información necesaria para identificar, sobre el estudio de imagen, los vóxeles que corresponden a cada una de las estructuras contorneadas en el plan de tratamiento. Para cada imagen del estudio, se almacenan las coordenadas de los vértices que delimitan cada una de las estructuras que aparecen en ella. Éstas están almacenadas dentro del campo *ROI Contour Sequence* de la cabecera del archivo de estructuras, en forma de lista, en milímetros y referidas al sistema de coordenadas de la sala. Para localizar las estructuras en la imagen es necesario convertir las distancias de milímetros a píxeles. Encontramos dentro de cada imagen del estudio, por un

lado, el tamaño de píxel de la imagen axial en el campo *Pixel Spacing* y por otro, la posición del vértice superior izquierdo, visto en el sistema de referencia del paciente, en el campo *Image Position Patient*. La orientación de las imágenes respecto al sistema de referencia de la sala viene descrita en el campo *Image Orientation Patient*, donde se encuentran los cosenos directores que indican la rotación de un sistema respecto al otro.

La dosis del plan está almacenada en una matriz tridimensional con una profundidad de 16 bits. El vóxel con la dosis máxima del plan se registra con el valor más alto, es decir $2^{16}-1$ (65535), el factor para su conversión a dosis se almacena en el campo *Dose Grid Scaling* y las unidades en las que está almacenado en el campo *Dose Units*. Necesitaremos además conocer la resolución de la malla de cálculo, indicada en *Pixel Spacing* para las dimensiones lateral y vertical, y en *Slice Thickness* para la dimensión longitudinal, así como el tamaño de la malla: *Width* para la dimensión lateral y *Height* para la vertical. La localización exacta de la rejilla de cálculo se encuentra en el campo *Image Position Patient*. De igual forma que en el archivo de estructuras existe también un campo *Image Orientation Patient*, donde se almacenan los cosenos directores que nos indican la orientación de la matriz de dosis y del vector *Image Position Patient* respecto al sistema de coordenadas de la sala.

La construcción de la nueva matriz de dosis se realiza a partir de los datos extraídos de las imágenes TC de la simulación, el plan de tratamiento (RT-Plan), el archivo de estructuras (RT-Struct) y la matriz de dosis física (RT-Dose). Es posible modificar este último para que en lugar de dosis absorbida esté expresado en términos de la DBE o la DEQ2.

Para realizar un cálculo adecuado de la DBE o la DEQ2 es necesario conocer el cociente α/β correspondiente a cada vóxel del estudio de imagen. Para ello, creamos primero una matriz tridimensional de ceros, a la que denominamos matriz α/β , con las mismas dimensiones que el estudio de imagen, normalmente $512 \times 512 \times N$, donde N es el número de cortes. Cada plano 512×512 de la matriz corresponde por tanto a una imagen concreta. A partir de la información obtenida del archivo RT-Struct conocemos todas las estructuras contenidas en cada una de las imágenes, así como la posición de los vértices de los polígonos que las delimitan. Utilizando el valor del tamaño de píxel, obtenido de la cabecera de la imagen, podemos convertir los vértices del polígono (originalmente en coordenadas de la sala) a valores de filas y columnas que nos permitan identificar los vértices en la matriz α/β . Así, asignamos a todos los elementos de la matriz contenidos dentro de esta región el valor del cociente α/β en función del órgano que haya sido etiquetado y del efecto considerado. Para ello, a partir de valores tomados de la literatura,^{22,24} creamos un diccionario de cocientes α/β editable.

Este proceso termina con una matriz tridimensional, que tiene exactamente las mismas dimensiones y por tanto mismo número de vóxeles que el estudio de imagen y donde cada elemento tiene el valor del cociente α/β que corresponda a su equivalente en la imagen según el volumen etiquetado en el archivo de estructuras. A todos aquellos elementos que no están contenidos en ningún volumen concreto, o están contenidos en una ROI no presente en el diccionario de cocientes, se les asigna el valor $\alpha/\beta = 3$ Gy por considerarse el más habitual. El programa permite editar este valor por defecto. Para los casos en los que un vóxel pertenece a más de una estructura, se establece una jerarquía editable para la asignación del cociente α/β , por defecto se asigna el de valor inferior.

Tanto el tamaño, como la resolución de la matriz α/β y la matriz de dosis no coinciden a priori (fig. 2). La primera viene determinada por el estudio de imagen y la segunda por la malla de cálculo. Para establecer una equivalencia entre cada vóxel de la matriz de dosis y cada uno de la matriz α/β es necesario redimensionar una de las dos para que tengan exactamente la misma resolución.

La primera opción es redimensionar la denominada matriz α/β . Como cada vóxel de dosis va a contener más de un vóxel de imagen, dado que casi siempre es de mayor tamaño, es necesario cambiar la matriz α/β disminuyendo su resolución. Por tanto, en general, un vóxel de dosis estará asociado a más de un vóxel de imagen y en consecuencia habrá casos en los que coexistirán valores distintos de α/β para un mismo vóxel de dosis, siendo necesario adoptar un único valor. Así, podrían quedar valores de dosis calculados con un determinado α/β contenidos en estructuras con un α/β distinto, apareciendo efectos de borde significativos entre estructuras con distintos valores de α/β .

La segunda alternativa es la de redimensionar la matriz de dosis, aumentando su resolución. Esta solución elimina a priori los efectos de borde, pero tiene la limitación de que algunos SPT tienen un tamaño de vóxel mínimo para la malla de dosis a $1 \times 1 \times 1$ mm. En la mayoría de los TC de simulación el tamaño de vóxel en los ejes X e Y es inferior a 1 mm, por lo que esta solución sólo es posible en aquellos SPT que admitan, al menos, importar archivos de dosis con tamaños inferiores a 1 mm. El SPT que hemos utilizado (Raystation) no permite calcular a resolución inferior a 1 mm, pero sí permite su importación. Es por ello que optamos por redimensionar la matriz de dosis para minimizar los efectos de borde.

Para el redimensionado utilizaremos la función, predefinida en Matlab, *griddedInterpolant* sobre la matriz de dosis, indicándole el nuevo número de filas, columnas y planos para la nueva matriz. Utilizaremos un interpolado trilineal.

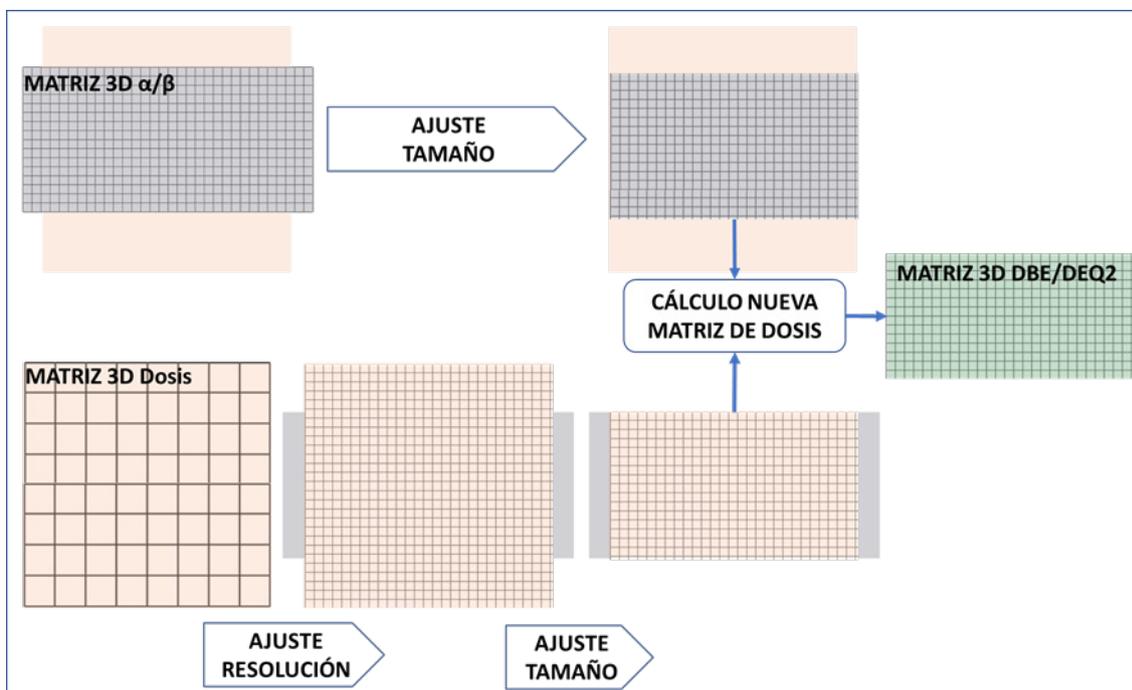


Fig. 2. Flujo de creación de las matrices 3D de dosis modificadas (DBE, DEQ2).

Una vez que ambas matrices tienen la misma resolución, es necesario igualar el tamaño de ambas matrices. Para ello hay que delimitar espacialmente la intersección entre ellas, es decir, delimitar qué volumen del espacio es común, para eliminar aquellas filas y columnas que no lo son e igualar las dimensiones de las dos matrices tal y como se aprecia en la figura 2. Es habitual que haya zonas de la imagen fuera de la malla de cálculo y viceversa. Una vez igualadas la resolución y las dimensiones, obtenemos dos matrices, donde cada elemento de la matriz de dosis (i, j, k) tiene asignado su elemento correspondiente en la matriz α/β (i, j, k). Calculamos una nueva matriz de dosis 3D a partir del número de fracciones del plan, la dosis física y el cociente α/β correspondiente a cada vóxel. Los elementos de la matriz de dosis 3D tienen una profundidad de 16 bits, por lo que es necesario convertir la nueva matriz de dosis a esta profundidad y obtener un nuevo factor de escalado Dose Grid Scaling. Sobrescribiendo en el archivo original la nueva matriz de dosis 3D y el factor de escalado, generamos un nuevo archivo RT-Dose, importable en el sistema de planificación.

Para realizar una evaluación completa del código, se ha empleado un maniquí homogéneo, formado por diez planchas de metacrilato de 30 cm x 30 cm apiladas. El estudio de imagen tiene un tamaño de vóxel de 0.797 mm x 0.797 mm x 1.00 mm y ha sido adquirido para las cuatro posibles orientaciones del paciente, esto es, supino pies primero (SPP), prono pies primero (PPP), supino cabeza primero (SCP) y prono cabeza primero

(PCP). Sobre este maniquí se han contorneado siete diferentes volúmenes de forma cilíndrica ($r = 2$ cm, $h = 2$ cm) y con la altura alineada a lo largo de la dirección cráneo-caudal. A cada estructura se le ha asignado un cociente α/β . Además se ha forzado la densidad de todo el volumen al valor de densidad agua para garantizar la homogeneidad del maniquí. Las estructuras se han colocado de forma espaciada y repartida (fig. 3A). Estas estructuras nos servirán para realizar los cálculos de dosis a punto y a un volumen.

La planificación se ha realizado para un tratamiento de 40 Gy en 10 fracciones, irradiando estas estructuras con la dosis de prescripción y buscando la mayor homogeneidad de la dosis posible. La dosimetría se ha realizado con doce haces de intensidad modulada (IMRT) y una malla de cálculo de resolución 3 mm x 3 mm x 3 mm. En el centro de cada volumen se ha colocado un punto de interés (POI) para evaluar la dosis a punto.

Resultados

Se ha empleado el maniquí anteriormente descrito para evaluar la transformación de la matriz de dosis, para ello es necesario evaluar la correcta identificación de la estructura según su nombre, la asignación por tanto del cociente α/β correspondiente y el cálculo final de la DBE y la DEQ2 a un punto. Además, es preciso hacerlo para las distintas orientaciones ya que las estructuras vienen identificadas en el sistema de

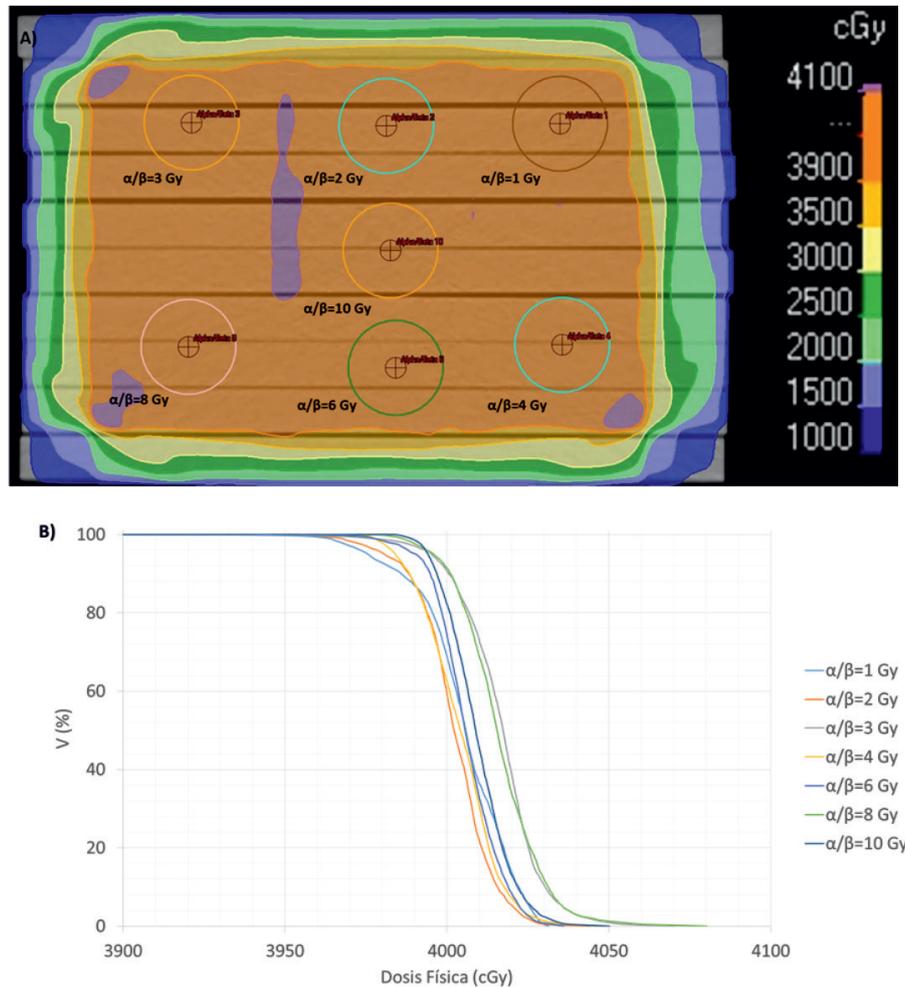


Fig. 3. Plan de tratamiento en dosis física. A) Distribución de dosis en plano axial con puntos de evaluación de dosis por cada ROI con distinto cociente α/β . B) Detalle del HDV.

coordenadas del paciente, por lo que es necesario validar que el sistema funciona en cada caso. Por último, es importante resaltar que la malla de cálculo puede (y suele) tener un tamaño distinto al estudio de imagen, y por tanto es crítico evaluar la correcta alineación entre la denominada matriz α/β y la matriz de dosis. En la figura 4 se muestran las distribuciones de dosis física (a), dosis transformada a DEQ2 (b) y dosis transformada DBE (c). Se puede apreciar el correcto alineado entre la malla de cálculo y las estructuras, mostrando un claro escalón en la dosis, que coincide con los bordes de las estructuras con α/β distinto del elegido para el maniquí ($\alpha/\beta = 3$ Gy). La Figura 5 muestra los valores de DEQ2 y DBE obtenidos y la dosis física original, superpuestos al valor del cociente α/β .

Los cálculos de dosis a punto se han realizado para cada posible orientación del paciente en el centro geométrico de cada uno de los siete cilindros donde se ha colocado un punto de interés (POI) donde evaluaremos la dosis. Es importante apuntar que el valor de la dosis absorbida cambia según la orientación ya que

son cuatro planificaciones distintas. Los resultados se muestran en la tabla 1.

Cada estructura ha sido etiquetada con un valor distinto del cociente α/β . Se muestran a continuación las curvas del histograma dosis volumen (HDV) para el tratamiento en términos de DBE (Fig. 6a) y DEQ2 (Fig. 6b).

Discusión

Los resultados para la transformación de valores de dosis puntual de la tabla 1 muestran una conversión correcta, con la excepción de mínimas desviaciones de unos pocos cGy. Este cálculo, que a priori debería ser exacto, tiene sin embargo tres fuentes de incertidumbre. La primera es la incertidumbre que se introduce al aumentar la resolución de la matriz 3D de dosis ya que implica un proceso de interpolación. La segunda es que el alineamiento de ambas matrices requiere de un desplazamiento, de una matriz sobre la otra, que

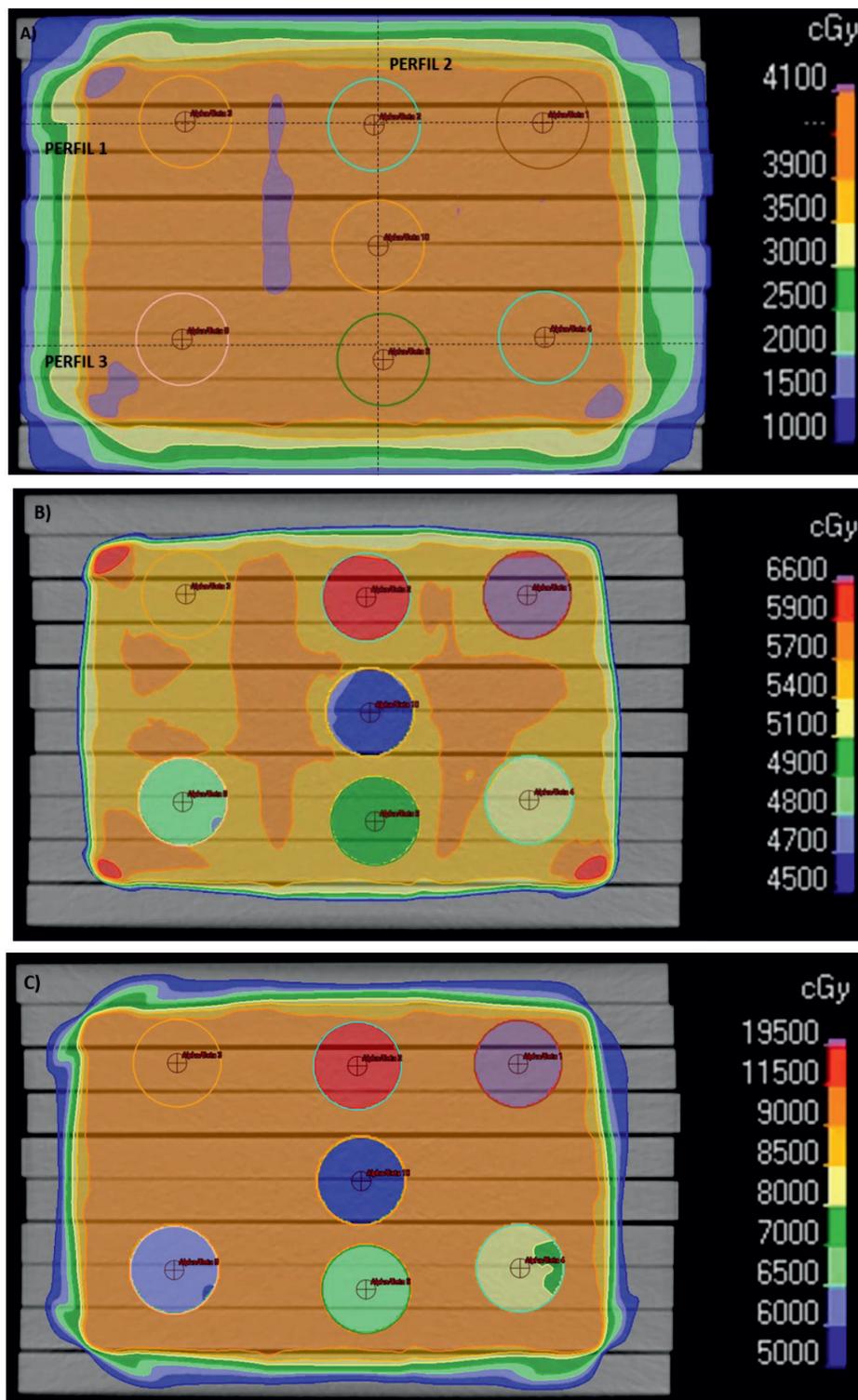


Fig. 4. Distribuciones dosimétricas. A) Dosis física original con los perfiles estudiados. B) DEQ2 C) DBE.

permita alinear perfectamente la posición de ambas. Este desplazamiento siempre es inferior al tamaño de pixel (en cada dimensión) y es dependiente de la relación de tamaños entre el vóxel de imagen y el de dosis. En caso de no ser un número entero existirá un desplazamiento, necesario para el alineamiento de ambas

matrices. La tercera es el hecho de que la dosis está almacenada en un entero de 16 bit y por lo tanto, al cambiar la escala asignada al plan, cambia la relación entre el valor de pixel y el de dosis.

El programa asigna adecuadamente el valor del cociente α/β según se haya etiquetado la estructura,

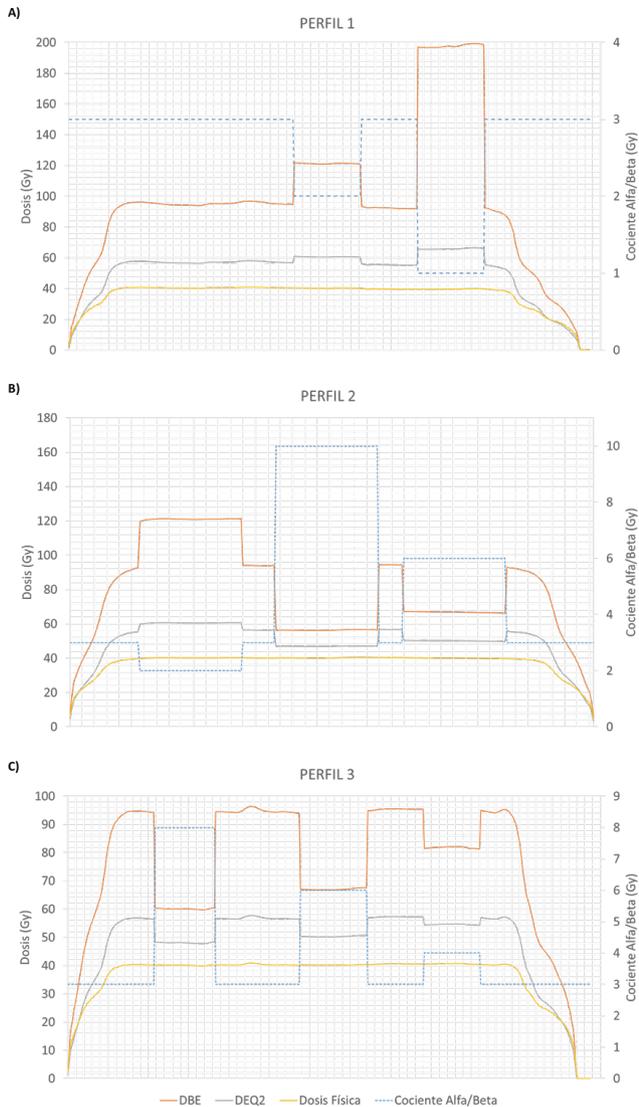


Fig. 5. Perfiles de dosis frente al valor del cociente Alfa/Beta. Perfiles marcados en la figura 4. A) Perfil 1. B) Perfil 2. C) Perfil 3.

realizando además un ajuste correcto entre el estudio de imagen y la malla de cálculo. La correcta alineación entre las matrices 3D de dosis y de cocientes α/β se puede observar en la dosimetría transformada (fig. 4b y 4c) y los perfiles de la figura 5, donde los cambios abruptos de DBE y DEQ2 coinciden con los cambios en el coeficiente α/β . La Tabla 1 muestra una correcta transformación de las dosis a punto. Esto demuestra que la orientación del paciente no ha influido en el cálculo y por lo tanto la reorientación de matrices 3D se ha realizado adecuadamente.

En el caso de los HDV observamos, tanto para la DBE como para la DEQ2, la aparición de escalones que no se corresponden con la distribución encontrada en el HDV del tratamiento (dosis absorbida). En la figura 6 observamos que todas las estructuras muestran una

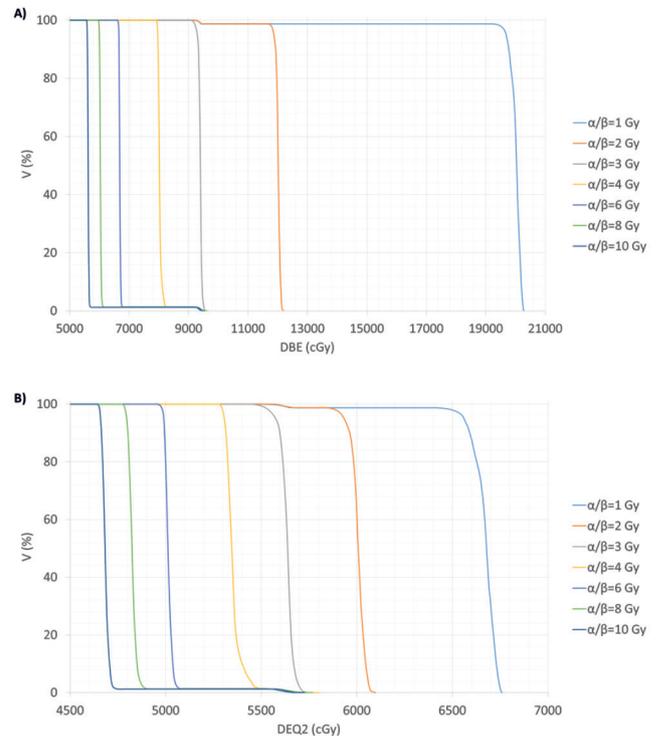


Fig. 6. Histogramas dosis volumen. A) DBE B) DEQ2.

parte del volumen con la DBE y la DEQ2 correspondiente a un valor $\alpha/\beta = 3$ Gy. En el caso de las estructuras con $\alpha/\beta < 3$ Gy el HDV muestra valores de dosis mínima correspondientes al $\alpha/\beta = 3$ Gy. Para $\alpha/\beta > 3$ Gy las dosis máximas de la estructura corresponden a un $\alpha/\beta = 3$ Gy como se aprecia en la figura 7.

La distribución de valores del cociente α/β a lo largo del volumen irradiado no es una función continua, sino escalonada, por lo que vóxeles contiguos pueden tener valores muy diferentes. En consecuencia la distribución de dosis no será continua y presentará escalones. Cada vóxel tiene asociado un valor del cociente α/β en función de la estructura a la que pertenezca. Para aquellos que son intersectados por los límites de alguna estructura, como el caso mostrado en la figura 8, es necesario adoptar un criterio. La función que determina si un vóxel queda dentro o fuera de una estructura es la predefinida en Matlab y denominada *poly2mask*, cuyo método está descrito ampliamente en la documentación.²⁵ El cálculo realizado por SPT para el HDV también se ve afectado en el caso de los vóxeles intersectados por los límites de una estructura. El método seguido por el SPT consiste en calcular la fracción de vóxel contenida dentro de la estructura y asignar ese valor de dosis a la fracción de volumen correspondiente como se describe en el manual de usuario.²⁶ Es por esto que vóxeles con sólo una fracción de área dentro de una estructura son considerados por Matlab como no contenidos en esta y por tanto obtendrán el cociente α/β correspondiente al área externa, como se

Tabla 1. Resultados del procedimiento de cálculo de DBE y DEQ2 sobre el maniquí para cada una de las estructuras cilíndricas con diferente α/β y para las cuatro posibles orientaciones del paciente. Valor en cada punto de evaluación de dosis.

Posición	POI α/β (Gy)	1	2	3	4	6	8	10
SCP	Dosis absorbida (cGy)	4015	4004	4014	4010	4003	4021	4009
	DBE (cGy)	20125	11988	9389	8033	6673	6042	5592
	DEQ2 (cGy)	6798	5994	5633	5355	5005	4833	4660
SPP	Dosis absorbida (cGy)	4001	3994	4016	3999	4002	4007	4006
	DBE (cGy)	19956	11962	9403	8026	6665	6010	5617
	DEQ2 (cGy)	6652	5981	5642	5350	4999	4808	4681
PCP	Dosis absorbida (cGy)	4014	3997	4016	4024	4003	4018	4016
	DBE (cGy)	20083	12005	9412	8057	6669	6035	5630
	DEQ2 (cGy)	6694	6003	5647	5371	5002	4829	4692
PPP	Dosis absorbida (cGy)	4001	3994	4016	3999	4002	4010	4006
	DBE (cGy)	19956	11962	9403	8026	6665	6023	5617
	DEQ2 (cGy)	6694	6006	5616	5376	4996	4722	4689

aprecia en algunos píxeles de la figura 8. Sin embargo, la fracción de vóxel contenida en la estructura será contabilizada por el SPT para el cálculo del HDV, apareciendo por tanto los escalones que se aprecian en las figuras 7a y 7b, ya que existen vóxeles dentro de la estructura con una dosis calculada a partir de un cociente α/β distinto al resto. Esta diferencia es la causa de los escalones apreciados en las curvas de HDV. En el tratamiento valorado, el tejido circundante a las estructuras siempre tiene un cociente α/β de valor 3 Gy y por tanto siempre hay una fracción del volumen, de cada estructura considerada, que coincide con la DBE o DEQ2 calculada para este cociente α/β .

Conclusiones

Este programa permite un cálculo rápido y sencillo de la DBE y la DEQ2, siendo una herramienta muy útil especialmente en casos complejos que requieren múltiples irradiaciones o re-irradiaciones a fraccionamientos distintos. Ambos casos son cada vez más habituales en los servicios de Oncología Radioterápica. Sin embargo, su uso requiere de una comprensión de su

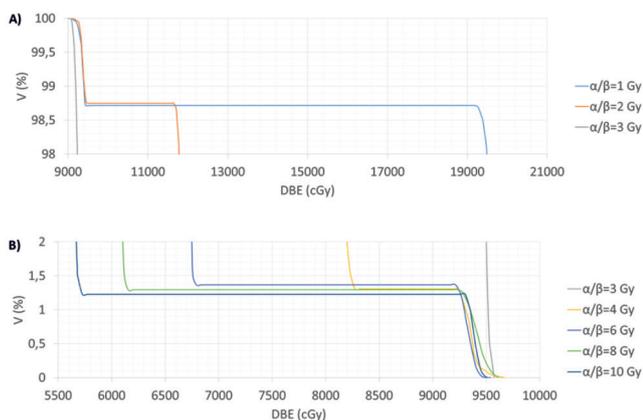


Fig. 7. Detalle efectos de borde en A) Estructuras con $\alpha/\beta < 3$ Gy. B) Estructuras con $\alpha/\beta > 3$ Gy.



Fig. 8. Frontera entre dos estructuras con distinto α/β . Se aprecia la asignación del cociente α/β en función del valor de dosis mostrado.

funcionamiento. Las dosis en los márgenes de órganos de riesgo llevan asociadas una incertidumbre dependiente de las estructuras de alrededor. La evaluación de parámetros dosimétricos, especialmente valores como la dosis máxima y en general las dosis a punto, debe realizarse cuidadosamente para evitar errores importantes, especialmente en las zonas limítrofes entre estructuras con diferentes valores del cociente α/β . Resulta por tanto más apropiada una evaluación a dosis-volumen, utilizando parámetros como la dosis de cobertura al 98% (D98) o la dosis máxima al 2% de volumen (D2).

El uso del modelo LQ para esquemas de fraccionamiento que imparten dosis superiores a los 6 - 7 Gy por fracción genera controversia.^{13,27,28} Sin embargo ha demostrado ser el modelo que mejor predicciones hace en el rango entre 1.8 y 20 Gy por fracción²⁹ e incluso ha sido empleado en el cálculo de límites de dosis a tejido sano en SBRT a partir de la experiencia tanto en tratamientos con hipofraccionamiento moderado como con fraccionamiento convencional.³⁰ Sin embargo el uso de estas matrices de DBE y DEQ2 debe suponer, especialmente en estos casos, una herramienta orientativa que debe ser cuidadosamente evaluada.

Es interesante recordar que la recuperación del tejido sano tras una irradiación es un tema que sigue siendo objeto de investigación actualmente.³¹⁻³⁴ Futuras versiones podrían incluir modelos de recuperación que permitan un cálculo más realista de las dosis acumuladas.

El código Matlab está disponible para su descarga en la plataforma Github.

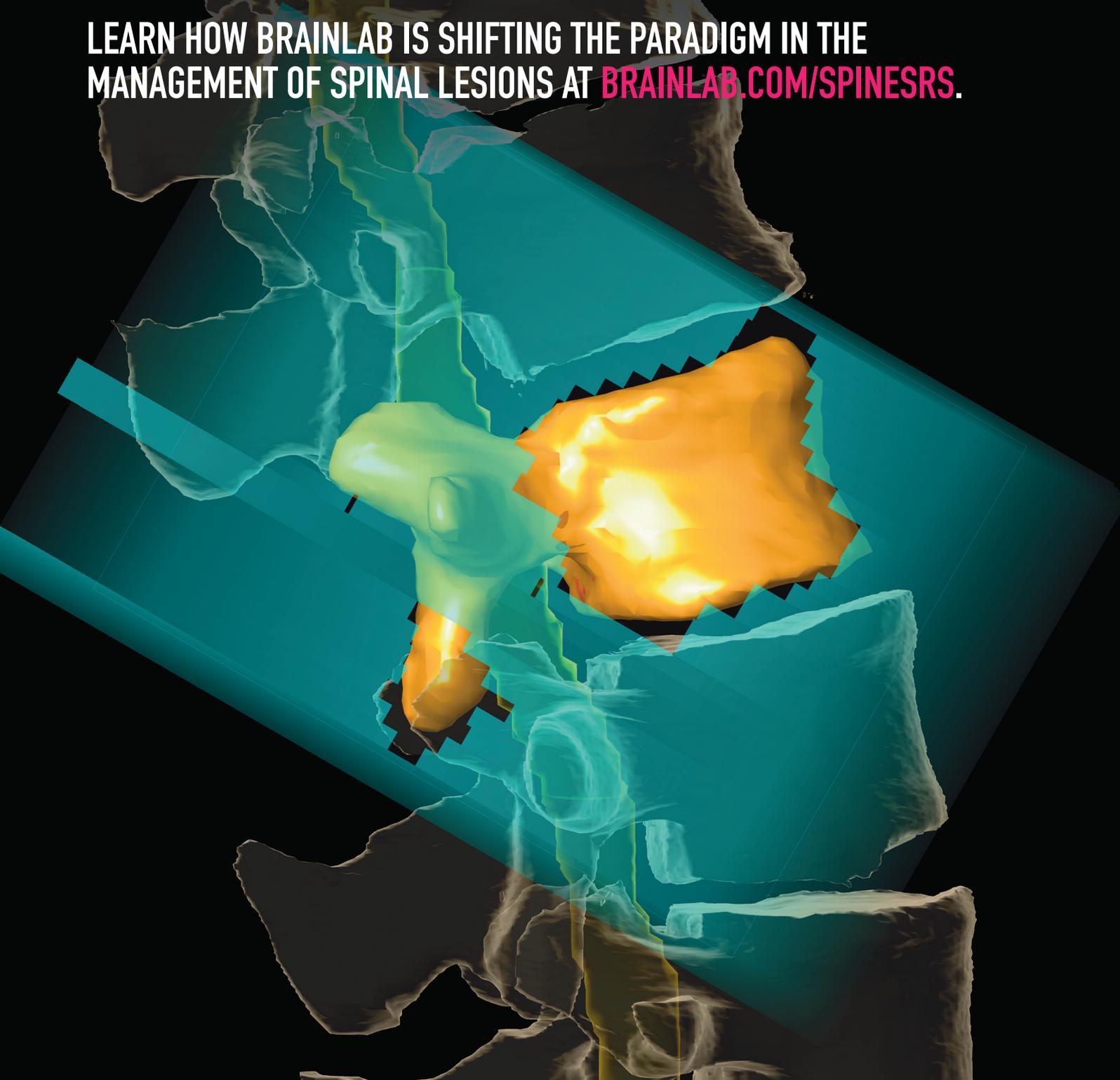
Referencias

- Bryant AK, Banegas MP, Martinez ME, Mell LK, Murphy JD. Trends in Radiation Therapy among Cancer Survivors in the United States, 2000-2030. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev.* 2017 Jun;26(6):963-70. doi: 10.1158/1055-9965.EPI-16-1023. Epub 2017 Jan 17. PMID: 28096199.
- Paradis KC, Mayo C, Owen D, et al. The Special Medical Physics Consult Process for Re-irradiation Patients. *Advances in Radiation Oncology.* 2019 Oct-Dec;4(4):559-65.
- Gogineni E, Zhang I, Rana Z, Marrero M, Gill G, Sharma A, Riegel AC, Teckie S, Ghaly M. Quality of Life Outcomes Following Organ-Sparing SBRT in Previously Irradiated Recurrent Head and Neck Cancer. *Front Oncol.* 2019 Sep 10;9:836.
- Dionisi F et al. Organs at risk's tolerance and dose limits for head and neck cancer re-irradiation: A literature review. *Oral Oncology.* Volume 98, November 2019, pp.
- Scorsetti M, Comito T, Clerici E, et al. Phase II trial on SBRT for unresectable liver metastases: long-term outcome and prognostic factors of survival after 5 years of follow-up. *Radiat Oncol.* 2018;13(1):234. Published 2018 Nov 26.
- Bergamo Am, Kauhelo K, Gan G, Shi Z, Daniels K, Crownover R, Narayanasamy G, Stathakis S, Mavroidis P, Papanikolaou N, Gutierrez A. Correlation between biological effective dose and radiation-induced liver disease from hypofractionated radiotherapy. *J Med Phys* 2019;44:185-90.
- Gebhardt BJ, Vargo JA, Ling D, et al. Carotid Dosimetry and the Risk of Carotid Blowout Syndrome After Re-irradiation With Head and Neck Stereotactic Body Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2018;101(1):195-200.
- McDonald MW, Moore MG, Johnstone PA. Risk of carotid blowout after re-irradiation of the head and neck: a systematic review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;82(3):1083-9.
- Yazici G, Sanli TY, Cengiz M, et al. A simple strategy to decrease fatal carotid blowout syndrome after stereotactic body reirradiation for recurrent head and neck cancers. *Radiat Oncol.* 2013;8:242. Published 2013 Oct 18.
- Abusaris H, Hoogeman M, Nuyttens JJ. Re-irradiation: outcome, cumulative dose and toxicity in patients retreated with stereotactic radiotherapy in the abdominal or pelvic region. *Technol Cancer Res Treat.* 2012;11(6):591-7. doi:10.7785/tcrt.2012.500261
- Kauhelo KI, Bergamo A, Gutierrez AN, Stathakis S, Papanikolaou N, Mavroidis P. Use of 3D biological effective dose (BED) for optimizing multi-target liver cancer treatments. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2019;42(3):711-8.
- Fowler JF. The linear-quadratic formula and progress in fractionated radiotherapy. *Br J Radiol.* 1989;62(740):679-94. doi:10.1259/0007-1285-62-740-679.
- Maciá I Garau M. Radiobiology of stereotactic body radiation therapy (SBRT). *Reports of practical oncology and radiotherapy* 22(2017):86-95.
- Hopewell JW, Millar WT, Lindquist C, Nordström H, Lidberg P, Gårding J. Application of the concept of biologically effective dose (BED) to patients with Vestibular Schwannomas treated by radiosurgery. *J Radiosurg SBRT.* 2013;2(4):257-71.
- Fernández Letón P, Baños Capilla C, Bea Gilabert J, Delgado Rodríguez JM, De Blas Piñol R, Martínez Ortega J, Pérez Moreno JM, Simón de Blas R. Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracranial (SBRT). *Rev Fis Med* 2017;18(2):77-142.
- Kuperman VY. Effect of intratumor heterogeneity on BED for hypofractionated dose regimens. *Med Phys.* 2019 Oct; 46(10):4690-8. doi: 10.1002/mp.13689. Epub 2019 Aug 16. PMID: 31257607.
- Sun, J., Zhang, T., Wang, J. et al. Biologically effective dose (BED) of stereotactic body radiation therapy (SBRT) was an important factor of therapeutic efficacy in patients with hepatocellular carcinoma (≤ 5 cm). *BMC Cancer* 19, 846 (2019). <https://doi.org/10.1186/s12885-019-6063-9>
- García LM, Leblanc J, Wilkins D, et al. Fitting the linear quadratic model to detailed data sets for different dose ranges. *Phys Med Biol* 2006;51(11):2813-23.
- Barendsen GW. Dose fractionation, dose rate and iso-effect relationships for normal tissue responses. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1982;8(11):1981-97.
- Kirkpatrick JP, Meyer JJ, Marks LB. The linear-quadratic model is inappropriate to model high dose per fraction effects in radiosurgery. *Semin Radiat Oncol* 2008;18(4):240-3.
- Marks LB. Extrapolating hypofractionated radiation schemes from radiosurgery data: regarding Hall et al., *IJROBP* 21:819-824; 1991 and Hall and Brenner, *IJROBP* 25:381-5; 1993. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;32:274-6.

22. Guirado D, et al. Radiobiología Clínica. ISBN:8950734.
23. Digital Imaging and Communications in Medicine. DICOM. Octubre 2020. <www.dicomstandard.org>
24. Kehwar TS. Analytical approach to estimate normal tissue complication probability using best fit of normal tissue tolerance doses into the NTCP equation of the linear quadratic model. *J Cancer Res Ther.* 2005;1:168-79.
25. Matlab Image Processing Toolbox: User's Guide (R2019a). The Mathworks Inc. Natick, MA, 2019.
26. Raystation 4.7 User Manual. RaySearch Laboratories AB. Estocolmo, Suecia, 2014.
27. Kirkpatrick JP, Brenner DJ, Orton CG. The linear-quadratic model is inappropriate to model high dose per fraction effects in radiosurgery. *Med Phys.* 2009;36:3381-4.
28. David J. Brenner. The linear-quadratic model is an appropriate methodology for determining iso-effective doses at large doses per fraction. *Semin Radiat Oncol.* 2008 October; 18(4):234-9. doi:10.1016/j.semradonc.2008.04.004
29. Martin Brown J, Carlson David J, Brenner David J. The Tumor Radiobiology of SRS and SBRT: Are More than the 5 R's Involved? *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014 February 1; 88(2): 254-62. doi:10.1016/j.ijrobp.2013.07.022
30. Pollom EL, Chin AL, Diehn M, Loo BW, Chang DT. Normal Tissue Constraints for Abdominal and Thoracic Stereotactic Body Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol.* 2017 Jul;27(3):197-208. doi: 10.1016/j.semradonc.2017.02.001. Epub 2017 Feb 20. PMID: 28577827.
31. Nieder C, Milas L, Ang KK. Tissue tolerance to reirradiation. *Semin Radiat Oncol.* 2000 Jul;10(3):200-9. doi: 10.1053/srao.2000.6593. PMID: 11034631.
32. Armstrong S, Hoskin P. Complex Clinical Decision-Making Process of Re-Irradiation. *Clin Oncol (R Coll Radiol).* 2020 Nov;32(11):688-703. doi: 10.1016/j.clon.2020.07.023. Epub 2020 Sep 3. PMID: 32893056.
33. Nieder C. Second re-irradiation: A delicate balance between safety and efficacy. *Phys Med.* 2019 Feb;58:155-8. doi: 10.1016/j.ejmp.2019.01.004. Epub 2019 Jan 8. PMID: 3063 5148.
34. Stewart FA, van der Kogel AJ. Retreatment Tolerance of Normal Tissues. *Semin Radiat Oncol.* 1994 Apr;4(2):103-11. doi: 10.1053/SRA000400103. PMID: 10717096.

SPINE SPECIFIC SOLUTIONS. FAST, CONSISTENT PLANNING. STEEP DOSE FALLOFF.

LEARN HOW BRAINLAB IS SHIFTING THE PARADIGM IN THE
MANAGEMENT OF SPINAL LESIONS AT [BRAINLAB.COM/SPINESRS](https://www.brainlab.com/spinesrs).



Estudio de idoneidad de un detector basado en diamante sintético para la determinación de la dosis absorbida en tratamientos de arcoterapia de intensidad modulada

Suitability study of a synthetic diamond-based detector for the absorbed dose determination in volumetric modulated arc therapy treatments

Pablo Castro Tejero, David Hernández González, Roser Fayos-Solà Capilla, Alberto Viñals Muñoz, Carmen Libertad Candón González, María Roch González

Hospital Universitario La Princesa, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Calle Diego de León, 62. 28006 Madrid, España.

Fecha de Recepción: 20/11/2020 - Fecha de Aceptación: 18/08/2021

Se investigan las características de un detector basado en diamante sintético (PTW 60019 microDiamond) para la verificación dosimétrica de tratamientos realizados mediante arcoterapia de intensidad modulada (VMAT), para tres energías diferentes de fotones, 6MV con filtro aplanador, 6 y 10 MV sin filtro. Se contrasta su comportamiento frente a dos cámaras de ionización (PTW 31010 Semiflex, PTW 31016 PinPoint). El detector PTW 60019 presenta una respuesta estable en el tiempo, con variaciones menores a 0.31% en 7 meses. La incertidumbre típica relativa de la dosis absorbida en el punto de medida para las distribuciones asociadas a tratamientos de VMAT se estima en 3% con un nivel de confianza de 96.5% ($k = 2.14$). Los resultados para este detector muestran consistencia con el sistema de planificación dentro de la incertidumbre de medida en todos los casos salvo uno, mientras que las cámaras de ionización presentan diferencias por encima de 3% en volúmenes de tratamiento inferiores a 5 cm³ asociadas a inhomogeneidades en la distribución. El detector basado en diamante sintético ha demostrado su capacidad para medir dosis absorbida en distribuciones impartidas con VMAT en volúmenes de hasta 3 cm³, para haces de fotones de energías típicas usadas en radioterapia externa, sin presentar efectos de volumen o densidad significativos.

Palabras clave: Diamante sintético, verificación de tratamientos VMAT, incertidumbre típica, dosimetría de campos pequeños, dosimetría de haces con y sin filtro aplanador.

In this paper we have examined the characteristics of a synthetic diamond detector (PTW 60019 microDiamond) for dosimetric verifications in volumetric modulated arc therapy (VMAT) treatments. This study has been conducted for three different photon energies, 6 MV with flattening filter and, 6 and 10 MV without flattening filter. We have compared its behaviour with two well-known ionization chambers (PTW 31010 Semiflex and PTW 31016 PinPoint). The microDiamond detector presented a stable response with time, below 0.31% in seven months. Relative standard uncertainty for absorbed dose at the measurement point for VMAT distributions is estimated to be around 3% with a 96.5% confidence level ($k = 2.14$). The results we obtained for the synthetic diamond show differences with the treatment planning system within the uncertainty in all cases except one, while results from the ionization chambers show differences above 3% in some cases for treatment volumes smaller than 5 cm³ associated with inhomogeneities in the dose distribution. In summary, the microDiamond detector has proven its capability to measure absorbed dose in VMAT treatments with volumes as small as 3 cm³ in photon beams typically used in external beam radiation therapy without presenting significant volume or density effects.

Key words: Synthetic diamond, VMAT treatment verifications, standard uncertainty, small field dosimetry, flattening filter and flattening filter-free dosimetry.

*Correspondencia: pablo.castro@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.002>

Introducción

La técnica denominada arcoterapia de intensidad modulada o VMAT, por sus siglas en inglés, supone la utilización de campos modulados con movimientos combinados de giro de cabezal, colimador multi-lámina y variaciones de la tasa de dosis de manera simultánea. El tratamiento resultante sobre el paciente conlleva altos gradientes de dosis, cambios en el espectro energético del haz y variaciones espaciales y temporales en la tasa de dosis impartida.¹ A este alto grado de complejidad se puede añadir el pequeño volumen de tratamiento en los denominados tratamientos estereotáxicos. En conjunto, las particularidades mencionadas hacen que la verificación dosimétrica de este tipo de tratamientos suponga un reto a nivel de dosimetría física.² El estándar actual basado en la utilización de cámaras de ionización para la medida de la dosis absorbida en un punto presenta una serie de limitaciones en tratamientos estereotáxicos, debido principalmente al efecto de densidad y a las ajustadas dimensiones del detector en relación al tamaño de campo, que hacen que el propio detector perturbe lo suficiente la fluencia de partículas como para que la medida por la cámara difiera apreciablemente de la existente en ausencia de la misma.

Hace unos años, la universidad de Roma Tor Vergata^{3,4} desarrolló un detector de diamante sintético capaz de superar los inconvenientes asociados al diamante natural (en esencia, dependencia con la tasa y elevado coste⁵). Diversos trabajos reflejan una serie de características que hacen al diamante sintético idóneo para su uso como detector en haces de fotones: alta sensibilidad y buena estabilidad a largo plazo, alta resistencia a la radiación, corriente de fugas insignificante, independencia con la temperatura, alta resolución tanto temporal como espacial y composición prácticamente equivalente a agua.^{5,6-9} Su independencia con la tasa lo hace en principio favorable para medidas en haces sin filtro aplanador.^{6,9} La invariancia de su respuesta con la energía ha supuesto también que se haya explorado su uso en otros rangos de energía de fotones, como la braquiterapia¹⁰ e incluso otro tipo de partículas como electrones^{3,5} y protones,^{8,11} también con resultados satisfactorios.

Por otra parte, Pimpinella y cols.¹² han mostrado la fiabilidad del diamante sintético a la hora de ser utilizado para dosimetría absoluta en radioterapia externa con haces de fotones. En medidas relativas, ya sea de perfiles o rendimientos en profundidad como de factores de campo, sus características dosimétricas, frente a otros detectores o simulación Monte Carlo, han sido contrastadas en diversos trabajos.^{3,5-9,13,14} El diodo puede tener una mejor resolución con un menor tamaño de área activa, sin embargo, presenta efecto *fading* y cierta dependencia energética, importante sobre todo en la componente de baja energía.⁵ En rela-

ción con la cámara de ionización, su no equivalencia a agua y su comprometido tamaño en campos pequeños alteran la fluencia de partículas objeto de la medida. Se ha observado además que determinados modelos de microcámaras presentan problemas relacionados con los efectos de polaridad y saturación para campos pequeños^{15,16} cuestionando su uso como detector de referencia. Recientemente, estos problemas se han relacionado con desequilibrios por cargas radioinducidas en el electrodo interior y el cable,¹⁷ encontrándose también este tipo de problemas en el diamante sintético.¹⁸ Por último, se ha contrastado, para el caso de tratamiento de un paciente planificado con técnica VMAT, su utilidad como detector para la medida de distribuciones de dosis en haces de 6 MV con filtro.¹⁹

El objetivo del trabajo es estudiar la idoneidad del detector de diamante sintético para la determinación de dosis absorbida durante la verificación de tratamientos con intensidad modulada VMAT de haces de fotones con filtro y sin filtro aplanador y con volúmenes de tratamiento comprendidos entre 1 y 175 cm³.

Material y métodos

El detector de diamante sintético objeto del presente trabajo es el denominado microDiamond modelo PTW 60019, en adelante mD, con número de serie 123555 (PTW, Friburgo, Alemania). El proceso de fabricación y su estructura interna han sido ya descritos en la literatura.^{3,4,6,7,12} Los datos geométricos más relevantes para el presente trabajo quedan recogidos en la tabla 1.

Todas las medidas incluidas en el trabajo se llevaron a cabo en un acelerador Varian Truebeam STX (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU). Posee un colimador multilámina HD120 de 120 láminas, con un espesor en isocentro de 2.5 mm para los 32 pares de láminas centrales y 5 mm para los 28 exteriores. Entre las energías disponibles y empleadas en el presente trabajo cuenta con haces de fotones de energía nominal de 6 MV con filtro aplanador (6WFF) y de 6 y 10 MV sin filtro, (6FFF y 10FFF), siendo sus índices de calidad TPR_{20,10} de 0.66, 0.63 y 0.71, respectivamente. Estos valores se obtuvieron experimentalmente con cámara de ionización tipo Farmer PTW 30013. Para los haces sin filtro aplanador estos índices de calidad se obtuvieron según la metodología propuesta por el protocolo TRS-483². La tasa máxima alcanzada para cada una de las energías mencionadas es de 600, 1400 y 2400 UM/min, respectivamente.

Trazabilidad y estabilidad temporal

Para poder realizar medidas absolutas de dosis con el mD se realizó una intercomparación con una cámara

Tabla 1. Dimensiones de interés del volumen sensible para los tres detectores utilizados.

	MicroDiamond PTW60019	PinPoint PTW31016	Semiflex PTW31010
Volumen (mm ³)	0.004	16	125
Radio (mm)	1.2	1.45	2.75
Espesor / longitud (mm)	0.001	2.9	6.5

ra Farmer PTW 30013 calibrada en términos de dosis absorbida en agua en un laboratorio de referencia. Para la recolección de carga se utilizó un electrómetro Unidos E de PTW, con una tensión aplicada de +400V en el caso de la cámara Farmer, y sin voltaje en el caso del detector mD. Las medidas se efectuaron en agua con el sistema analizador de haces MP3 de PTW posicionando alternativamente ambos detectores. El mD se posicionó en orientación axial, esto es, con su eje de simetría paralelo al eje del haz de radiación (geometría de irradiación recomendada por el fabricante) y con el centro del volumen sensible a la profundidad de medida (identificado mediante una línea roja en su superficie, de material RW3). Las condiciones establecidas fueron las de referencia, esto es, distancia foco superficie (DFS) 100 cm, campo cuadrado de 10 cm de lado, y con el punto de referencia del detector a una profundidad de 10 cm. Estas medidas se realizaron para las tres energías estudiadas, y se repitieron para la energía 6WFF una vez al mes a lo largo de siete meses para investigar la estabilidad a largo plazo del mD.

El coeficiente de calibración del mD se obtuvo a partir de la expresión:

$$\begin{aligned} \left[N_{D,w,Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD} &= \frac{\left[D_{w,Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}}{\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD}} = \\ &= \frac{\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}}{\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD}} \left[N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer} \left[k_{Q_{ref}Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer} \end{aligned} \quad (1)$$

donde $\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}$ representa la lectura de la cámara corregida por las magnitudes de influencia (presión, temperatura, polaridad y recombinación iónica) para el campo de referencia, $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, y calidad de haz de referencia Q_{ref} ; para el caso del mD $\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD}$ es simplemente la lectura del detector; $\left[N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}$ es

el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua de la cámara Farmer medido por el laboratorio de referencia PTW con un campo de referencia f_{ref} (10 cm × 10 cm), y calidad de haz de referencia Q_0 , en este caso, ^{60}Co ; $\left[k_{Q_{ref}Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}$ es el factor que

corrige la diferencia en la respuesta de la cámara Farmer en el campo de referencia con calidad de haz Q_0 y la respuesta en el campo de referencia con calidad de haz Q_{ref} . Los valores de este factor se obtuvieron de datos tabulados en función del índice de calidad del haz TPR_{20,10}(10) para el campo convencional de referencia 10 cm × 10 cm².

Para haces sin filtro, existe una contribución de los fotones dispersos al centro del campo dependiente del tamaño de campo y la energía. Por este motivo, el índice de calidad debe obtenerse a partir de un campo equivalente cuadrado S. Para las energías 6FFF y 10FFF, el campo equivalente S del campo de 10 cm de lado toma el valor de 9.5 y 9.1 cm, respectivamente.² La medida experimental de TPR_{20,10}(S) permite obtener TPR_{20,10}(10) a partir de la expresión proporcionada por el TRS-483 (ec. 28).²

Direccionalidad

Como se ha descrito anteriormente, para las medidas de trazabilidad el mD se dispuso en orientación axial. Sin embargo, las medidas puntuales en tratamientos de pacientes, descritas más adelante, la posición del detector se estableció con su eje de simetría perpendicular al haz y a una profundidad aproximada de 7.5 cm. Para cuantificar el factor de direccionalidad se realizaron medidas en agua con el sistema MP3 en las condiciones de referencia para ambas configuraciones del mD: DFS 100 cm, campo 10 cm × 10 cm y profundidad 10 cm, e igualmente a las profundidades de 7.5 y 5 cm para examinar su comportamiento. Estas medidas sólo se realizaron para el detector mD, y no para las cámaras de ionización utilizadas en el trabajo, ya que su orientación respecto al haz en el maniquí de verificación no se modificó.

Dosis pre-irradiación

Se analizó la dosis previa necesaria para estabilizar la señal del detector mD. Una vez conectado el detector y esperado el tiempo necesario para estabilizar el electrómetro, se realizaron múltiples disparos de 50 UM en las condiciones de referencia. Se registró la lectura de cada disparo hasta alcanzar 2000 cGy. Esta serie de medidas se repitió en tres días diferentes.

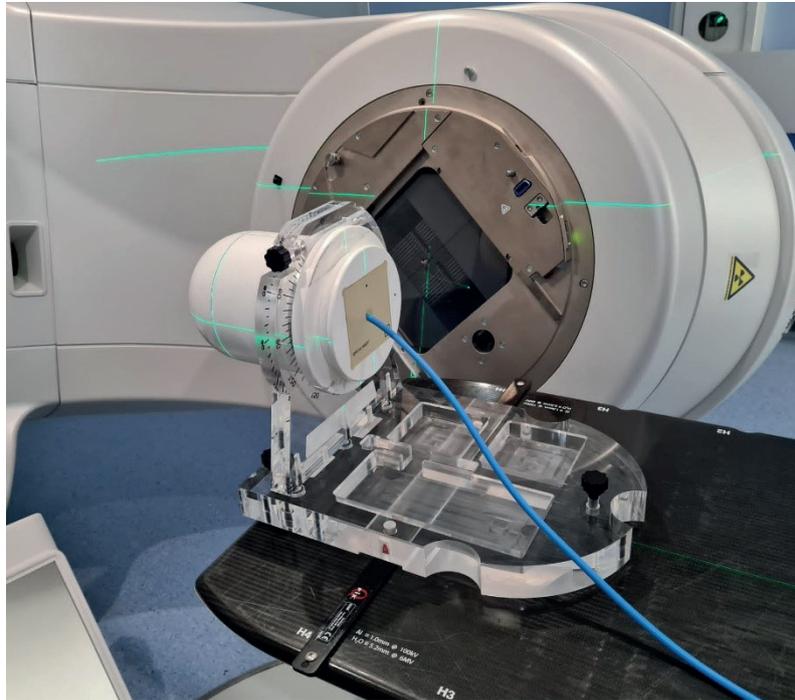


Fig. 1. Montaje experimental para la medida de verificación de tratamientos con el maniquí Stereophan anclado a la mesa y el detector introducido en el inserto central.

Verificación de tratamientos: medidas

Los tratamientos de pacientes se generaron en el sistema de planificación de tratamientos Eclipse v15.6 de Varian mediante el algoritmo de planificación inversa VMAT, manteniendo los parámetros de optimización siempre fijos para todos los pacientes y las diferentes energías. El algoritmo de cálculo empleado fue Acuros XB de Varian, con una resolución de cálculo de 1.25 mm^3 . Durante la puesta en marcha del sistema de planificación el tamaño efectivo de mancha focal en ambos ejes, X e Y, se estableció en 1 mm. Los factores de campo se midieron hasta tamaños nominales de campo de $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ con diferentes detectores, diodo de electrones sin blindaje PTW 60017, microcámara PinPoint PTW 31016 y la propia mD PTW 60019. A continuación, se aplicaron las correcciones propuestas por el TRS-483² en función del tamaño de campo de irradiación. Las correcciones máximas aplicadas se dieron para el campo nominal más pequeño ($1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$) y sus valores fueron de 0.975% para PTW 60017, 1.040% para PTW 31016 y 0.980% para PTW 60019.

De los 19 tratamientos analizados, 7 de ellos corresponden a localizaciones de próstata cuyo volumen de tratamiento se sitúa entre 92 y 175 cm^3 , al que se administran 25 sesiones de 2.76 Gy. Para los 12 tratamientos restantes se escogieron localizaciones de pulmón o metástasis óseas a los que se administra

tratamientos de estereotaxia corporal (bien en 3 sesiones de 18 Gy, 5 sesiones de 11 Gy para las lesiones pulmonares o 3 sesiones de 10 Gy para las óseas), con volúmenes de tratamiento que oscilan entre 1.03 cm^3 hasta 31.3 cm^3 (diámetro equivalente a una esfera entre 1.25 cm y 3.91 cm). La técnica aplicada para todos los tratamientos consistió en dos o tres arcos completos alrededor del paciente con el colimador de cada arco en ángulos complementarios, 30° y 330° , y con seguimiento de mordaza (*jaw tracking*). El ángulo de rotación de mesa en todos los casos es 0° .

Una vez calculadas las distribuciones de dosis sobre los pacientes se trasladaron los tratamientos al maniquí de verificación Stereophan (SunNuclear, Florida, EEUU) al que previamente se le realizó un estudio de imagen 3D mediante adquisición TC. Este maniquí de PMMA tiene una geometría semiesférica y permite colocar en su interior insertos específicos para diferentes detectores (ver fig. 1). El maniquí se ancla a la mesa mediante barras de indexación de tal manera que la parte del volumen a irradiar queda en aire, lo que permite evitar la incidencia de los haces a través de la mesa de tratamiento. La dosis calculada por el planificador en el punto efectivo donde se sitúa el detector se registró para su posterior comparación con la dosis experimental.

En la fig. 2 se muestran ejemplos de tres distribuciones típicas de los tratamientos sobre el maniquí Stereophan así como perfiles de dosis en la dirección

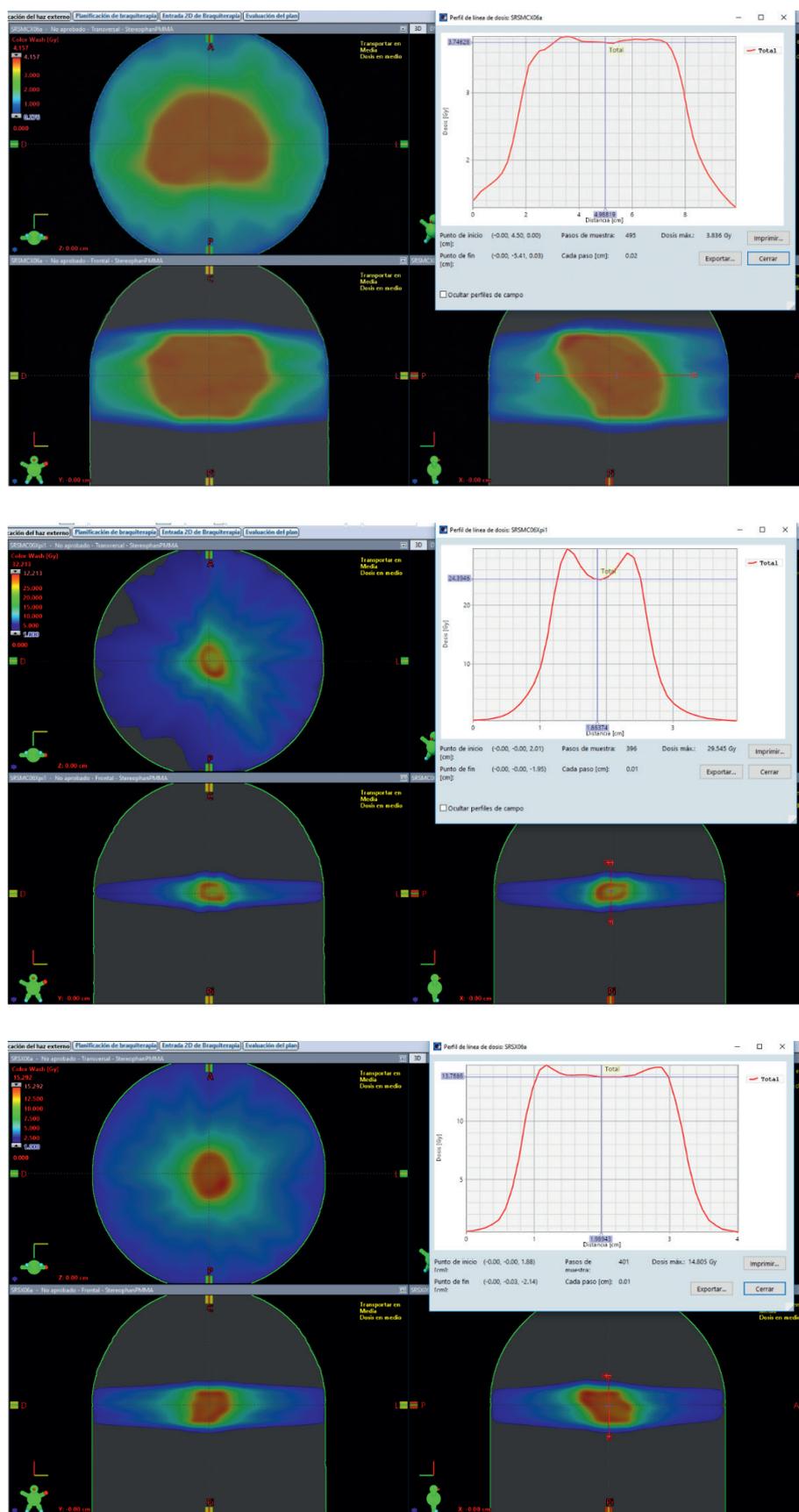


Fig. 2. Distribuciones de tres tratamientos seleccionados sobre el maniquí Stereophan así como perfiles de dosis en la dirección de menor extensión de las dosis altas: a) próstata, b) SBRT pulmonar, c) SBRT ósea.

de menor extensión de las dosis altas. En las imágenes se puede observar que la dosis en PTV tiene una distribución uniforme en la zona interna, aumentando la inhomogeneidad en la zona periférica. Este efecto es más acusado en tratamientos de SBRT pulmonar, ya que esta zona corresponde al margen de expansión del ITV-PTV que suele pertenecer a tejido pulmonar. Esta zona de baja densidad requiere una mayor fluencia para conseguir la misma dosis que en la zona central, donde se encuentra la lesión y que presenta una mayor densidad. Al trasladar el tratamiento al maniquí de verificación homogéneo se hace patente este aumento de dosis periférica.

En el caso de los tratamientos de próstata, las distribuciones de dosis impartidas y el volumen de los PTV (diámetro equivalente a una esfera de unos 4 cm) deberían permitir la medida en condiciones de equilibrio con cualquier detector utilizado en el trabajo. Con esta serie de medidas se pretende contrastar la validez de cada detector como dosímetro en verificaciones de tratamientos VMAT con campos no pequeños.

Además del detector mD, las medidas de verificación de tratamientos de pacientes se realizaron con una cámara Semiflex 31010 y una microcámara PinPoint3D 31016 (ver tabla 1) pese a sus limitaciones para campos pequeños (el fabricante propone como límite inferior del rango útil haces de 3 cm × 3 cm y 2 cm × 2 cm, para las cámaras de ionización Semiflex 31010 y PinPoint3D, respectivamente). Ambas cámaras poseen un certificado de calibración en términos de dosis absorbida en agua proporcionado por un laboratorio de referencia. Previa a la irradiación de tratamientos con cada detector, se disparó un haz de 5 cm × 5 cm para monitorizar las posibles fluctuaciones del acelerador.

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en campos clínicos es el recogido por Alfonso y cols.:²⁰

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w,Q_{ref}}^{f_{ref}} \Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} \quad (2)$$

donde $\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$ es el factor de campo de campo clínico f_{clin} con respecto al campo de referencia convencional f_{ref} (10 cm × 10 cm). Este factor se define como el cociente de dosis absorbida en agua en el campo clínico f_{clin} con calidad de haz Q_{clin} y la dosis absorbida en agua en el campo de referencia f_{ref} con calidad de haz Q_{ref} . Se puede determinar a partir de:

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{ref}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} \quad (3)$$

donde se puede observar que el cociente de lecturas viene multiplicado por un factor de corrección. La

incorporación de dicha corrección al factor de campo tiene en cuenta la variación con el tamaño de campo de la razón de poderes de frenado y los factores de perturbación. En el TRS-483 se recogen los valores de esta corrección en función del tamaño de campo para diversos detectores habitualmente empleados para dosimetría de campos pequeños.²

Los campos clínicos VMAT de tratamiento están compuestos por pequeños campos en los que además de incluir un MLC dinámico se presenta también el movimiento de las mordazas, que acompaña a la lámina más retrasada en cada punto de control (*jaw tracking*). Es por ello que la especificación de un tamaño de campo que describa el campo o arco es compleja. En nuestro caso, se ha optado por tomar el tamaño de campo efectivo obtenido a partir la fluencia dentro de la apertura estática del MLC y que es proporcionado por Eclipse en cada punto de control. A la disposición de MLC y mordaza en cada punto de control la denominaremos subcampo. Estos valores se han promediado para todos los puntos de control y el resto de arcos del plan, ponderándose la contribución de cada subcampo al total.

Combinando las ecuaciones anteriores puede obtenerse la dosis absorbida por el mD en el punto de referencia dentro del maniquí de verificación para los campos clínicos:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{ref}) = M_{PMMA,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{eq,PMMA}) \cdot N_{D,w,Q_{ref}}^{f_{ref}} k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} k_{Q_{clin}}^{w,PMMA} k_{dir} \quad (4)$$

donde $M_{PMMA,Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la lectura del mD a una profundidad equivalente a agua $z_{eq,PMMA}$ dentro del maniquí de verificación para el campo clínico medido; $k_{Q_{clin}}^{w,PMMA}$

es el factor que corrige las diferencias en la respuesta del detector entre agua y el material del maniquí, PMMA; k_{dir} es el factor de direccionalidad del mD.

En el caso de las cámaras de ionización, calibradas por un laboratorio de referencia en la energía $Q_0 = {}^{60}\text{Co}$, la expresión es la siguiente:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{ref}) = M_{PMMA,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{eq,PMMA}) \cdot N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{ref},Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} k_{Q_{clin}}^{w,PMMA} \quad (5)$$

Verificación de tratamientos: incertidumbres

La incertidumbre en la medida para cada detector será calculada siguiendo las guías internacionales.²¹ La incertidumbre asociada a la dosis en condiciones

de referencia para cámaras de ionización ha sido ya determinada anteriormente^{22,23} para campos convencionales. De las expresiones anteriores, ec. (4) y ec. (5), puede desprenderse que las componentes principales están asociadas, en primer lugar, a la lectura corregida, que incluye la propia lectura del electrómetro y, en el caso de las cámaras de ionización, las diferentes correcciones por densidad de aire, factores de polaridad y saturación. No se han aplicado de forma explícita las correcciones de polaridad y saturación por los problemas reportados mencionados en la introducción.¹⁷ Sin embargo, esta corrección no aplicada se ha incluido en el cálculo de incertidumbres asignando una distribución rectangular, cuyo límite de variación es el valor de dicha corrección. En segundo lugar, se consideró la incertidumbre asociada al coeficiente de calibración, determinado mediante inter-calibración en el caso del mD y por un laboratorio de referencia para el caso de las cámaras de ionización. La componente de incertidumbre asociada al factor de corrección por calidad de haz fue considerado de nuevo sólo en el caso de las cámaras. A estas incertidumbres se añadieron las relacionadas con el factor de corrección del tamaño de campo $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ tomadas del TRS-483.²

Por último, el establecimiento de las condiciones de medida sobre el maniquí de verificación, además de conllevar una incertidumbre adicional por la conversión de dosis del maniquí a agua, se llevó a cabo en condiciones de no referencia lo que implica incertidumbres diferentes a las de referencia. El detector se encuentra en un inserto del que difícilmente puede moverse, y es de suponer que las incertidumbres asociadas a su construcción serán despreciables en relación al resto de componentes. Para conocer la incertidumbre en el posicionamiento del detector respecto al haz de radiación se describe a continuación el proceso seguido: en una primera aproximación de centrado se emplearon los láseres de sala, haciéndolos coincidir con las marcas externas del maniquí, que intersectan en el centro del volumen sensible del detector. Un segundo posicionamiento de mayor precisión se realizó con imagen CBCT de Kilovoltaje (kV). Por lo tanto, los errores de posicionamiento considerados son:

- Exactitud en la coincidencia del isocentro de kV-MV. Esta discrepancia no puede ser corregida y se transmite directamente al posicionamiento del maniquí.
- Precisión del registro kVCBCT-CT y movimiento de mesa. Se toma de la literatura,²⁴ donde se utiliza una máquina de semejantes características geométricas. Este valor se establece como

límite de variación, asignándole una distribución rectangular, ya que, difícilmente podemos conocer la distribución dentro del intervalo.

- Precisión de los elementos mecánicos del acelerador durante la impartición del tratamiento, giro de cabezal, colimador,²⁴ y posicionamiento de las láminas, aunque esta componente es de poca cuantía en relación a las demás.²⁵ Nuevamente se toma de la literatura²⁴ y se establece como límite de variación de una distribución rectangular.

Las tres componentes pueden suponer errores a la hora posicionar el detector en el isocentro en cualquier eje. Para simplificar, se toma el módulo de cada vector y se engloban, mediante adición cuadrática, en una única componente $d_{set\ up}$. Para cuantificar la incertidumbre utilizamos la siguiente función compuesta:

$$D_{w,Q}^* = D_{w,Q} \cdot f(d_{set\ up}) \quad (6)$$

donde $D_{w,Q}^*$ es la dosis obtenida en condiciones fuera de referencia y representa la desviación con respecto a la dosis medida $D_{w,Q}$ en condiciones de referencia; f toma el valor 1 en las condiciones de referencia de medida ideales. La incertidumbre u asociada viene definida por:

$$\frac{u^2(D_{w,Q}^*)}{(D_{w,Q}^*)^2} = \frac{u^2(D_{w,Q})}{(D_{w,Q})^2} + \left(\frac{\partial D_{w,Q}^*}{\partial d_{set\ up}} \right)^2 \frac{u^2(d_{set\ up})}{(D_{w,Q}^*)^2} \quad (7)$$

donde el primer sumando es la varianza relativa correspondiente a la dosis determinada en condiciones bien establecidas, y el segundo sumando corresponde a la varianza de la variable $d_{set\ up}$ ponderada por un factor. Este factor, que incluye derivadas parciales, puede determinarse convirtiéndolo en una expresión incremental de la forma

$$(\Delta D_{w,Q}^* / D_{w,Q}^*) / \Delta d_{set\ up} \quad (8)$$

Así, se puede determinar la variación de la dosis en el punto efectivo de medida al introducir un error de posicionamiento en el isocentro de magnitud $d_{set\ up}$. Para ello, se recalcularon las distribuciones de dosis en el planificador introduciendo un desplazamiento de magnitud $d_{set\ up}$ en la posición del isocentro para cada uno de los ejes. Esto se hizo sólo en aquellos pacientes con distribuciones más heterogéneas. Otras componentes de incertidumbre, como la asociada a la estabilidad del acelerador durante la irradiación, no se han considerado debido a su baja repercusión.²³

Resultados

Trazabilidad y estabilidad temporal

En la tabla 2 se recogen los coeficientes de calibración obtenidos para las diferentes energías. El hecho de calibrar para cada energía elude el uso de factores de corrección por calidad de haz y evita la dependencia con la dosis por pulso. Como puede observarse en la fig. 3, la estabilidad en la lectura del detector PTW60019 se sitúa dentro del 0.31% en los siete meses de seguimiento.

Tabla 2. Coeficientes de calibración (Gy/C) para el detector microDiamond PTW60019 obtenidos para diferentes energías.

Energía del haz	Coefficiente calibración (Gy/C)
6WFF	1.0998×10^9
6FFF	1.1006×10^9
10FFF	1.0975×10^9

Direccionalidad

El factor de direccionalidad se deduce de las medidas hechas sobre el maniquí de agua, en las que se cuantifica la diferencia entre irradiar el mD con el eje paralelo al haz incidente y con el eje perpendicular. Dicho factor de corrección no varía con la profundidad

y la energía, tomando un valor constante de 0.980 ± 0.002 .

Dosis pre-irradiación

En la fig. 4 se observa que la variación de la respuesta del mD con la dosis es menor del 0.4%. Tras la irradiación inicial de 50 UM, unos 33 cGy en el punto de medida, se observa que la variación en la respuesta del detector se encuentra por debajo del 0.11%. Después de cada disparo no se observó presencia de corriente de fuga. Esta serie de medidas no difiere de las dos series restantes que se hicieron para estudiar la reproducibilidad, por lo que no se incluyen sus resultados.

Verificación de tratamientos: medidas

En la fig. 5 se observa que la dosis calculada por el planificador y la dosis medida para volúmenes por encima de 5 cm^3 presenta una discrepancia menor del 3% en cualquiera de las tres energías para cualquiera de los detectores estudiados en el trabajo. Además, el valor calculado por el sistema de planificación coincide con el valor experimental considerando la incertidumbre con $k = 2$. Por debajo de volúmenes de 5 cm^3 encontramos diferencias superiores a 3% para las cámaras de ionización, siendo dichas discrepancias de mayor cuantía y frecuencia para el caso de la cámara con mayores dimensiones (Semiflex). Este hecho parece estar relacionado con efectos de inho-

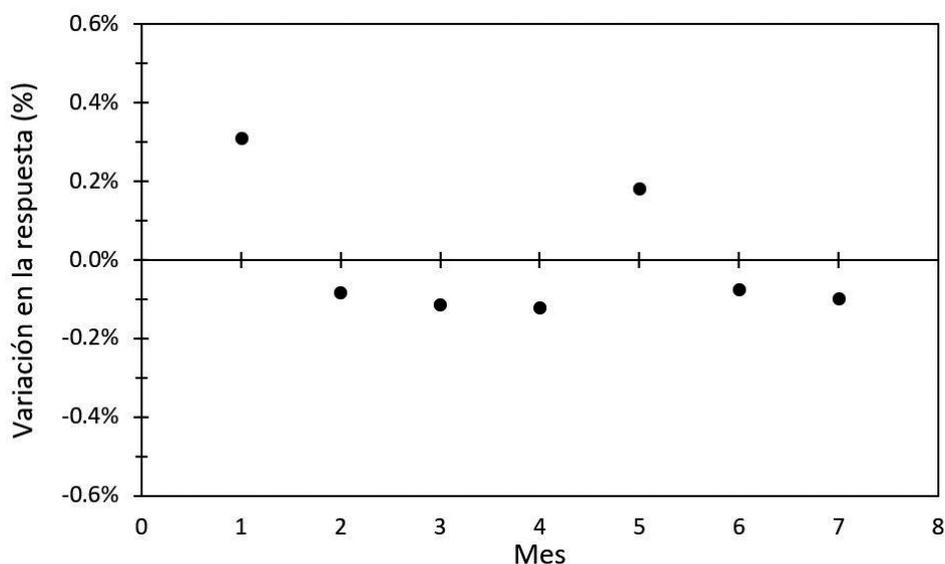


Fig. 3. Variación temporal en la respuesta del detector PTW60019. Las diferencias mostradas son respecto al valor promedio.

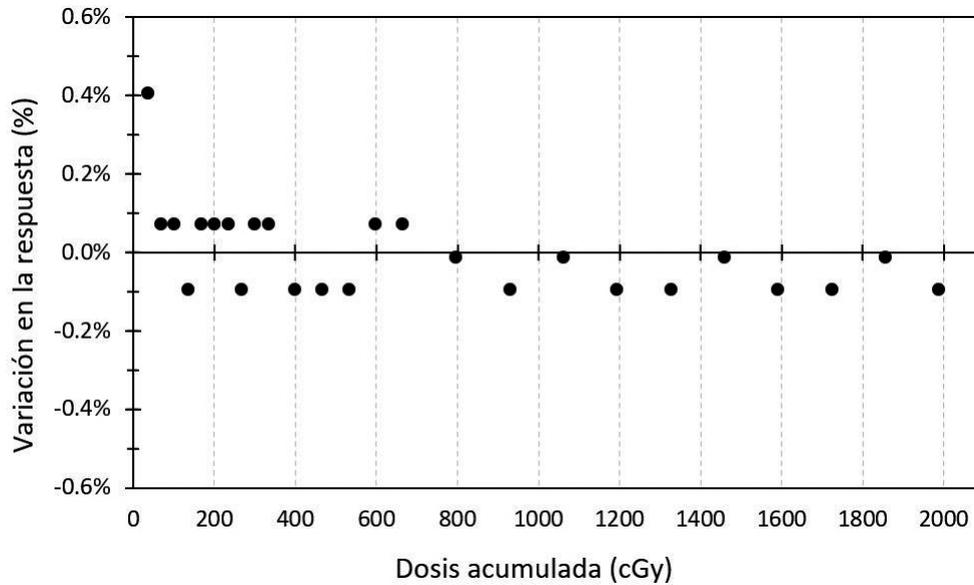


Fig. 4. Variación en la respuesta del detector PTW60019 con la dosis acumulada. Las diferencias mostradas son respecto al valor promedio.

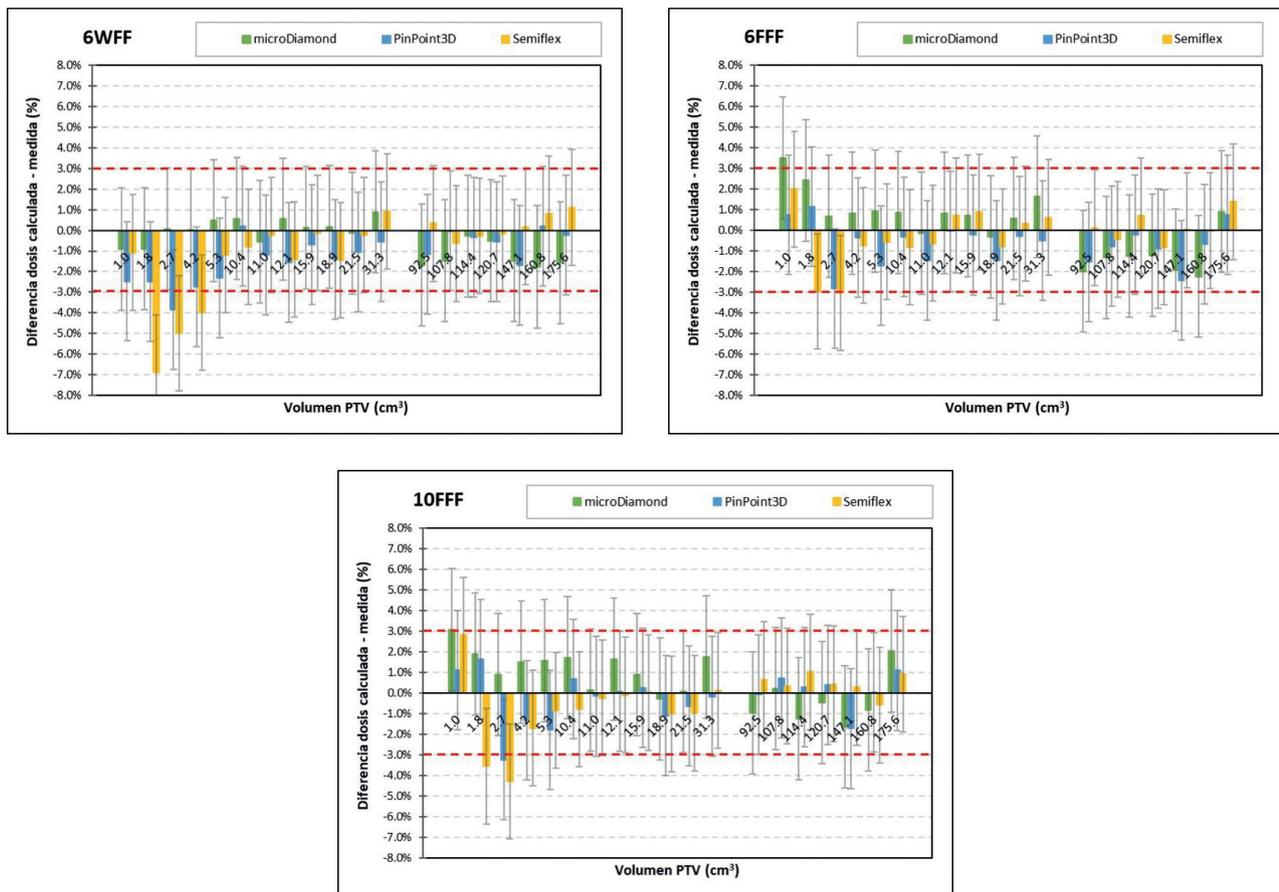


Fig. 5. Diferencia relativa en la dosis absorbida calculada por el sistema de planificación y la dosis absorbida medida en función del tamaño de la lesión para diferentes detectores y para las tres energías estudiadas a) 6MV con filtro aplanador (6WFF), b) 6MV sin filtro aplanador (6FFF), c) 10MV sin filtro aplanador (10FFF). Las barras de incertidumbre se muestran para un factor de cobertura de $k = 2$. Las líneas rojas horizontales punteadas muestran el valor de discrepancia tomado habitualmente como nivel de acción ($\pm 3\%$).

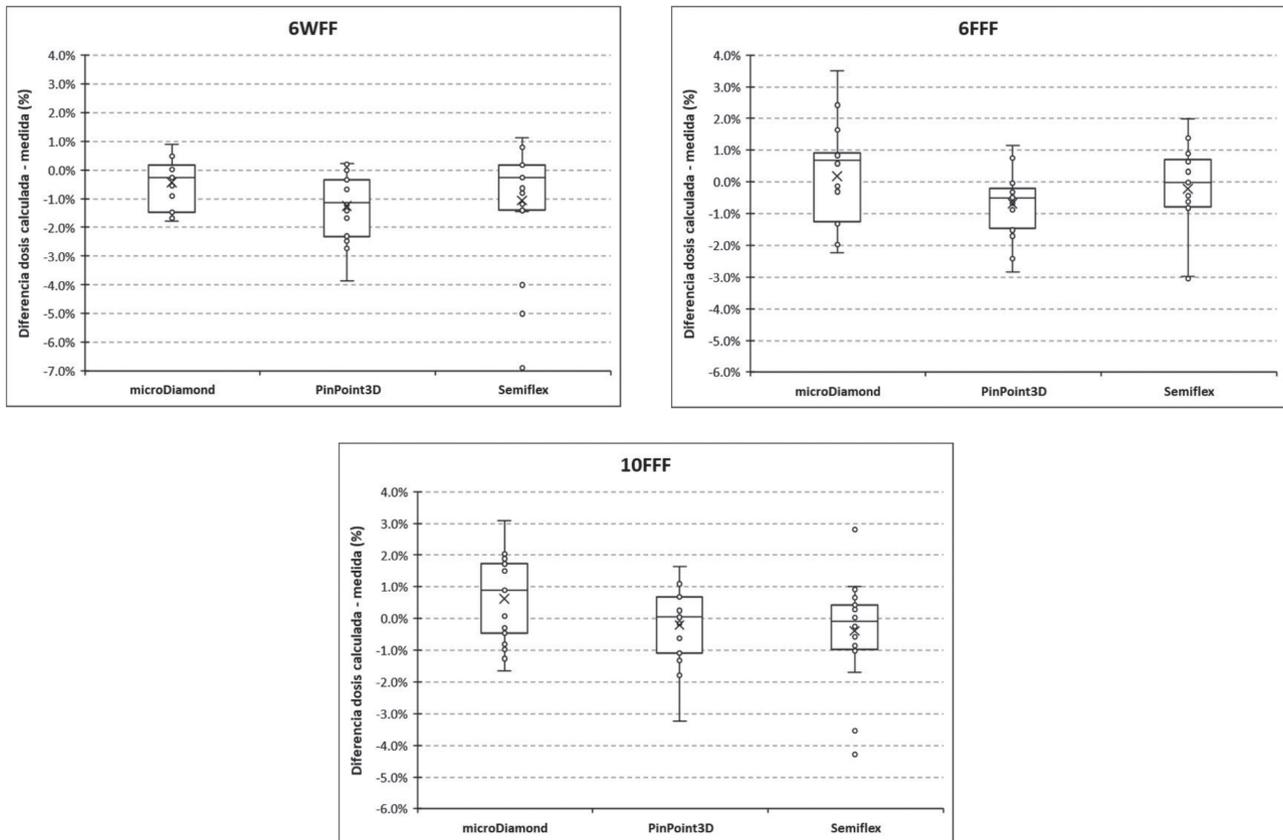


Fig. 6. Diferencia relativa en la dosis absorbida calculada por el sistema de planificación y la dosis absorbida medida con diferentes detectores para las tres energías estudiadas a) 6MV con filtro aplanador (6WFF), b) 6MV sin filtro aplanador (6FFF), c) 10MV sin filtro aplanador (10FFF). Para cada detector se presenta la mediana como medida de valor central, el primer cuartil y el tercer cuartil, formando la caja, y el rango de valores atípicos leves proporcionado por las líneas horizontales fuera de la caja.

mogeneidad de las distribuciones de dosis (fig. 2), ya que la cámara ocuparía parte de la zona de dosis altas que se encuentran en la zona periférica de la lesión. En relación al mD observamos que, prácticamente en todos los casos, los valores de incertidumbre con $k = 2$ coinciden con los calculados por el sistema de planificación y las diferencias son inferiores al 3% salvo un único caso (-3.5%).

En la fig. 6 se muestra la dispersión en las diferencias encontradas. En todos los casos, incluyendo las diferentes cámaras y energías, el valor de la mediana queda englobada dentro de 1.2% . En estos diagramas la caja representa el rango intercuartílico, esto es, la diferencia entre el primer y el tercer cuartil. Para el mD no existe ningún valor fuera de los límites de los casos extremos leves, esto es, casos a 1.5 veces el rango intercuartílico respecto a uno de esos cuartiles, al contrario que en el caso de las cámaras de ionización en las que sí se observan valores atípicos, más importantes en la Semiflex, que coinciden con las medidas en lesiones de menor volumen. Por el contrario, para volúmenes superiores a 5 cm^3 esta cámara presenta la menor dispersión de valores, con una caja más peque-

ña, debido probablemente a que la medida refleja un valor promedio, lo cual en distribuciones homogéneas puede suavizar las variaciones.

Verificación de tratamientos: incertidumbres

El error máximo $d_{set \ up}$ cometido durante el establecimiento de las condiciones de medida se cuantificó en un valor de 1 mm. Analizando solamente aquellos pacientes con distribuciones más heterogéneas se recalcularon dichas distribuciones en el sistema de planificación introduciendo errores de posicionamiento de esta magnitud en el isocentro para cada eje y sentido. La variación de dosis experimentada en el isocentro permitió obtener la incertidumbre según la expresión (8). Se asignó esta incertidumbre para todos los pacientes asumiendo que, aunque posiblemente presenten valores de incertidumbre menores, se engloba el valor verdadero. Los resultados indican que la incertidumbre en la dosis debida a las condiciones de medida se sitúa en torno a 0.4% para un factor de cobertura $k = 1$.

Tabla 3. Incertidumbre típica combinada relativa, y componentes asociadas, estimada para la dosis absorbida con la energía de 6WFF en el punto de medida de verificación de tratamientos con diferentes detectores y un factor de cobertura de $k = 1$.

Componente principal	Componente	MicroDiamond 60019	PinPoint 31016	Semiflex 31010
Lectura corregida	Lectura bruta	0.18%	0.39%	0.24%
	Corrección densidad de aire T^a	–	0.15%	0.15%
	Corrección densidad de aire P	–	0.09%	0.09%
	Corrección humedad	–	0.17%	0.17%
	Electrómetro	0.14%	0.14%	0.14%
	Polaridad	–	0.32%	0.26%
	Saturación	0.30%	0.33%	0.30%
Coeficiente de calibración		1.30%	0.55%	0.55%
Factor de corrección por calidad del haz		–	1.00%	1.00%
Factor de corrección por tamaño de campo		0.40%	0.40%	0.40%
Factor de corrección PMMA maniquí-agua		0.20%	0.20%	0.20%
Condiciones de medida	Discrepancia isocentro kV-MV			
	Registro de imagen	0.39%	0.39%	0.39%
	Rotación cabezal/colimador			
	Otros (posicionamiento detector en inserto, estabilidad acelerador)	0.10%	0.10%	0.10%
Incertidumbre combinada ($k = 1$)		1.48%	1.45%	1.40%

En la tabla 3 se presentan las componentes de incertidumbre más relevantes para el caso de la energía 6WFF y $k = 1$; para las otras dos energías estudiadas los valores obtenidos fueron muy similares por lo que no se presentan en la tabla.

Se puede observar que el mD no lleva asociada incertidumbre ni a la corrección por calidad de haz (debido a que se ha calibrado en la misma energía de tratamiento) ni a las correcciones por densidad de aire que se aplican en las cámaras de ionización. Sin embargo, la calibración cruzada origina una mayor incertidumbre, 1.3%, que la proporcionada por el laboratorio de calibración para las cámaras, 0.55%. Por este motivo, las incertidumbres combinadas finales son muy similares entre mD y cámaras (ver tabla 3).

Discusión

Se ha investigado la posibilidad de utilizar el detector basado en diamante sintético PTW 60019 como dosímetro para la medida de dosis absorbida en un punto en tratamientos realizados con la técnica VMAT. En la literatura se recoge su buen comportamiento para

medidas dosimétricas relativas.^{3,5-9,13,14} La única limitación documentada es una mínima dependencia con la dosis por pulso, aunque las referencias que analizan la cuestión discrepan en el sentido de la corrección.^{9,26}

Para contrastar la validez del diamante sintético como detector de medida absoluta de dosis es necesario estudiar su estabilidad a largo plazo. Se ha observado una desviación menor de 0.31% durante los siete meses de seguimiento. Estos datos coinciden con publicaciones previas: Pimpinella y cols.¹² encuentran una desviación por debajo de 0.4% en un año de seguimiento y Ciancaglioni y cols.⁶ encuentran una variación menor de 0.3% en dos meses.

Al igual que en las cámaras de ionización, se recomienda hacer una irradiación previa del detector para obtener una lectura estable. En el mD se requiere principalmente para evitar efectos de polarización relacionados con llenado de trampas profundas, así como la conductividad radioinducida en los materiales aislantes usados para el encapsulamiento del dispositivo. Diversos autores han encontrado una pobre reproducibilidad de la dosis de irradiación previa requerida: el grupo de Ciancaglioni y cols.⁶ reportan una dosis de 60 cGy de irradiación previa para estabilizar la respues-

ta con variaciones menores de 0.5%, Lárraga-Gutiérrez y cols.⁷ encuentran que con 100 cGy la variación de la respuesta se sitúa por debajo de 0.2%, mientras que Akino y cols.⁸ necesitan 900 cGy y 1200 cGy para reducirla a 0.5% y 0.2%, respectivamente; por último, Laub y Crilly⁵ observan que sin irradiación previa la variación de respuesta es inferior a 0.5%. El fabricante, por otro lado, recomienda preirradiar con una dosis de 500 cGy. En nuestro caso, se ha visto que con una dosis mínima de 50 cGy se consigue una respuesta estable, con variaciones por debajo de 0.1%. En vista de estos resultados, sería recomendable que cada usuario investigue la dosis previa necesaria asociada con su detector particular.

Se ha utilizado el formalismo presentado por el TRS-483² e introducido por Alfonso y cols.²⁰ para determinar experimentalmente la dosis absorbida en la verificación de tratamientos. En concreto, se ha seguido el formalismo para campos estáticos en vez de emplear el de campos compuestos. Dada la variedad de planes y tratamientos del trabajo incluyendo campos de pequeño tamaño, parecía muy comprometido generar un plan de clase, por lo que se optó por aplicar el formalismo para campos estáticos.

El volumen de la lesión más pequeña analizada es aproximadamente 1 cm³, llegando a alcanzar el tamaño de campo efectivo valores por debajo de 2 cm. Este hecho hace que las correcciones por tamaño de campo se aproximen a 1% e incluso superen este valor para el caso de las cámaras de ionización. El cambio continuo del MLC y de la tasa durante la impartición del tratamiento, hace que la estimación del tamaño de campo equivalente sea compleja. En este trabajo, se ha determinado a partir del promedio del tamaño de campo efectivo en cada punto de control de los arcos que componen el tratamiento, ponderado por la contribución de cada subcampo. Debido al rápido cambio del factor corrector para tamaños de campo por debajo de 2 cm en los detectores estudiados, la aproximación realizada para la obtención del tamaño de campo efectivo puede comprometer la fiabilidad de los resultados experimentales obtenidos para volúmenes por debajo de 3 cm³. En este sentido, para el tratamiento con la lesión más pequeña se ha estudiado la variación de la posición del MLC en todos los puntos de control. Se ha encontrado que el tamaño de campo promedio es de 1.6 cm con una desviación estándar de 0.1 cm. En base a estos resultados, es de esperar que la aproximación realizada sea aceptable para estos tamaños de campo, cuestión que se analizará con más detalle en un futuro trabajo.

Los resultados obtenidos con el detector de diamante sintético para la medida de dosis absorbida en un punto en la verificación de tratamientos VMAT son comparables a los obtenidos con cámara de ionización para volúmenes de tratamiento por encima de 5 cm³.

Sin embargo, para volúmenes de tratamiento inferiores, la cámara de ionización presenta desviaciones con respecto al sistema de planificación que no son observadas con el mD. Este detector basado en diamante sintético presenta una mayor resolución lo que hace que el efecto de las inhomogeneidades dentro de la distribución de dosis sea menos relevante que en la medida con cámara de ionización. Si bien es cierto que podría objetarse una dispersión algo mayor en volúmenes pequeños. Esta circunstancia podría justificarse por las diferencias recogidas en la literatura relativas al área activa del mD y por la presencia de partes metálicas cerca de este área sensible no recogidas en la descripción del fabricante, que podrían afectar a la medida en campos pequeños.²⁷ A este respecto, en un próximo trabajo valoraremos el comportamiento en casos clínicos de tratamiento incluyendo volúmenes más pequeños que los analizados en el presente trabajo.

La comparativa de los resultados experimentales con los calculados por el sistema de planificación, para volúmenes de tratamiento donde puede no existir equilibrio de partículas cargadas es algo controvertido, por lo que se puede considerar una limitación importante del trabajo. No obstante, cabe resaltar que el algoritmo de cálculo empleado, Acuros XB, provee una solución determinista a la ecuación de transporte, por lo que es de esperar que los resultados dosimétricos sean bastante aproximados a la realidad.

Por último, se ha estimado la incertidumbre típica relativa de la dosis absorbida en el punto de medida para tratamientos de VMAT, situándose en unos valores aproximados de 1.4% para un factor de cobertura de 1. Para alcanzar una incertidumbre expandida de 3%, umbral tomado habitualmente como nivel de acción en medidas de verificación de pacientes, debemos aplicar un factor de cobertura de 2.14, lo que supone un nivel de confianza de 96.5%. En base a estos hechos, consideramos que el mencionado 3% es un buen estimador para el nivel de acción durante la medida de dosis absorbida en un punto para la verificación de tratamientos de VMAT.

Conclusiones

El detector de diamante sintético ha demostrado su capacidad para medir dosis absorbida en un punto en distribuciones impartidas con técnica VMAT para haces de fotones con y sin filtro de energías típicas usadas en radioterapia externa. Permite medir la dosis de manera fiable en distribuciones asociadas a pequeños volúmenes de tratamiento hasta 3 cm³. Para ello, consideramos necesario mantener la trazabilidad en términos de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia frente al estándar de medida, basado en cámara de ionización, de manera periódica.

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro agradecimiento ilimitado a Leopoldo Pérez por proponer, entre otras muchas cosas, la idea germinal del trabajo y a PTW Iberia por su asistencia técnica con los detectores.

Referencias

- Matuszak MM, Yan D, Grills I, Martinez A. Clinical Applications of Volumetric Modulated Arc Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2010;77(2):608-16. DOI:10.1016/j.ijrobp.2009.08.032
- Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. *Med Phys* 2018;45(11):e1123-45. DOI:10.1002/mp.13208
- Almaviva S, Marinelli M, Milani E, Tucciarone A, Verona-Rinati G, Consorti R, et al. Synthetic single crystal diamond diodes for radiotherapy dosimetry. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A* 2008;594(2):273-7. DOI:10.1016/j.nima.2008.06.028
- Almaviva S, Marinelli M, Milani E, Prestopino G, Tucciarone A, Verona C, et al. Chemical vapor deposition diamond based multilayered radiation detector: Physical analysis of detection properties. *J Appl Phys* 2010;107(1). DOI:10.1063/1.3275501
- Laub W, Crilly R. Clinical radiation therapy measurements with a new commercial synthetic single crystal diamond detector. *J App Clin Med Phys* 2014;15(6):92-102. DOI: 10.1120/jacmp.v15i6.4890
- Ciancaglioni I, Marinelli M, Milani E, Prestopino G, Verona C, Verona-Rinati G, et al. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams. *Med Phys* 2012;39(7):4493-501. DOI: 10.1118/1.4729739
- Lárraga-Gutiérrez JM, Ballesteros-Zebadúa P, Rodríguez-Ponce M, García-Garduno OA, De La Cruz OOG. Properties of a commercial PTW-60019 synthetic diamond detector for the dosimetry of small radiotherapy beams. *Phys Med Biol* 2015;60(2):905-24. DOI:10.1088/0031-9155/60/2/905
- Akino Y, Gautam A, Coutinho L, Würfel J, Das JJ. Characterization of a new commercial single crystal diamond detector for photon-and proton-beam dosimetry. *J Radiat Res* 2015;56(6):912-8. DOI:10.1093/jrr/rrv044
- Reggiori G, Stravato A, Pimpinella M, Lobefalo F, De Coste V, Fogliata A, et al. Use of PTW-microDiamond for relative dosimetry of unflattened photon beams. *Phys Medica* 2017;38:45-53. DOI:10.1016/j.ejmp.2017.05.046
- Kaveckyte V, Malusek A, Benmakhlof H, Carlsson GA, Tedgren ÅC. Suitability of microDiamond detectors for the determination of absorbed dose to water around high-dose-rate ¹⁹²Ir brachytherapy sources. *Med Phys* 2018;45(1):429-37. DOI:10.1002/mp.12694
- Mandapaka A, Verona-rinati G, Ghebremedhin A, Patyal B. Evaluation of the Dosimetric Properties of a Synthetic Single Crystal Diamond Detector in Clinical Proton Beams. *Med Phys* 2013;40(6):227. DOI:10.1118/1.4814539
- Pimpinella M, Ciancaglioni I, Consorti R, Venanzio C Di, Guerra AS, Petrucci A, et al. A synthetic diamond detector as transfer dosimeter for Dw measurements in photon beams with small field sizes. *Metrologia* 2012;49(5). DOI: 10.1088/0026-1394/49/5/S207
- De Coste V, Francescon P, Marinelli M, Masi L, Paganini L, Pimpinella M, et al. Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry? *Phys Med Biol* 2017;62(17):7036-55. DOI:10.1088/1361-6560/aa7e59
- Hartmann GH, Zink K. A Monte Carlo study on the PTW 60019 microDiamond detector. *Med Phys* 2019;46(11):5159-72. DOI:10.1002/mp.13721
- Hyun MA, Miller JR, Micka JA, DeWerd LA. Ion recombination and polarity corrections for small-volume ionization chambers in high-dose-rate, flattening-filter-free pulsed photon beams. *Med Phys* 2017 Feb;44(2):618-27. DOI:10.1002/mp.12053
- Miller JR, Hooten BD, Micka JA, DeWerd LA. Polarity effects and apparent ion recombination in microionization chambers. *Med Phys* 2016;43(5):2141-52. DOI:10.1118/1.4944872
- Looe HK, Büsing I, Tekin T, Brant A, Delfs B, Poppinga D, et al. The polarity effect of compact ionization chambers used for small field dosimetry. *Med Phys* 2018;45(12):5608-21. DOI:10.1002/mp.13227
- Looe HK, Poppinga D, Kranzer R, Büsing I, Tekin T, Ulrichs AB, et al. The role of radiation-induced charge imbalance on the dose-response of a commercial synthetic diamond detector in small field dosimetry. *Med Phys* 2019;46(6):2752-9. DOI:10.1002/mp.13542
- Zani M, Bucciolini M, Casati M, Talamonti C, Marinelli M, Prestopino G, et al. A synthetic diamond diode in volumetric modulated arc therapy dosimetry. *Med Phys* 2013;40(9). DOI:10.1118/1.4818256
- Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjäll P, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* 2008;35(11):5179-86. DOI: 10.1118/1.3005481
- Joint Committee For Guides In Measurements. Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement. *Int Organ Stand Geneva* ISBN 2008;50:134. Disponible en: <http://www.bipm.org/en/publications/guides/gum.html>
- Castro P, García-Vicente F, Mínguez C, Floriano A, Sevillano D, Pérez L, et al. Study of the uncertainty in the determination of the absorbed dose to water during external beam radiotherapy calibration. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9(1):70-86. DOI:10.1120/jacmp.v9i1.2676
- McEwen M, Dewerd L, Ibbott G, Followill D, Rogers DWO, Seltzer S, et al. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med Phys* 2014;41(4). DOI:10.1118/1.4866223
- Castro P, Roch M, Zapatero A, Büchser D, Garayoa J, Ansón C, et al. Multicomponent Assessment of the Geometrical Uncertainty and Consequent Margins in Prostate Cancer Radiotherapy Treatment Using Fiducial Markers. *Int J Med Physics, Clin Eng Radiat Oncol* 2018;07(04):503-21. DOI: 10.4236/ijmpcero.2018.74043
- Li JS, Jin L, Pollack A, Horwitz EM, Buyyounouski MK, Price RA, et al. Gains From Real-Time Tracking of Prostate Motion During External Beam Radiation Therapy. *Int J Radiat*

- Oncol Biol Phys 2009;75(5):1613-20. DOI:10.1016/j.ijrobp.2009.05.022
26. Brualla-González L, Gómez F, Pombar M, Pardo-Montero J. Dose rate dependence of the PTW 60019 microDiamond detector in high dose-per-pulse pulsed beams. Phys Med Biol 2015;61(1):N11-9. DOI:10.1088/0031-9155/61/1/N11
27. Andreo P, Palmans H, Marteinsdóttir M, Benmakhlouf H, Carlsson-Tedgren Å. On the Monte Carlo simulation of small-field microdiamond detectors for megavoltage photon dosimetry. Phys Med Biol 2016;61(1):L1-L10. DOI:10.1088/0031-9155/61/1/L1

Implementación de una aplicación para el análisis dosimétrico de planes de radioterapia externa basada en la API de Eclipse

Implementation of a program for the dosimetric analysis of external radiotherapy plans based on Eclipse Scripting API

Agustín Válgoma Solanas, Naia Pereda Barroeta, Manuel Fernández Montes, Ariane Montejo Arteche, Francisco Javier Conejo Monasterio, Nuria Sánchez Hernández

Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario Basurto, Bilbao.

Fecha de Recepción: 02/04/2021 - Fecha de Aceptación: 15/09/2021

Tradicionalmente, durante la evaluación de un plan de radioterapia se analizan índices dosimétricos de los volúmenes contorneados empleando diversas utilidades comerciales. Para facilitar esta labor repetitiva y tediosa, y adaptarla a cada departamento, el sistema de planificación Eclipse ofrece al usuario la posibilidad de crear programas informáticos (*scripts*) con la ayuda de una interfaz que explora la información dosimétrica del plan.

Presentamos un *script* de Eclipse realizado con elementos gráficos de *Windows* para el análisis de planes de radioterapia externa en nuestro hospital. Consideramos que este trabajo puede servir de ejemplo y resultar de utilidad para los profesionales usuarios de Eclipse.

Palabras clave: Radioterapia Externa, Eclipse, Script, Windows Forms, C#.

Traditionally, during the evaluation of a radiotherapy plan, dosimetric indices of the contoured volumes are analyzed using commercial utilities. To facilitate this time-consuming task, and adapt to each department, Eclipse offers the possibility of creating home-made computer programs (*scripts*) with the help of an interface that explores the dosimetric information of the plan.

We present an Eclipse *script* made with graphical *Windows* elements for the analysis of external radiotherapy plans in our hospital. We believe that this work could be a useful example for those professionals who use Eclipse.

Key words: External Radiotherapy, Eclipse, Script, Windows Forms, C#.

Introducción

Una de las etapas más importantes del proceso radioterápico es la revisión y aprobación de un plan de tratamiento. En esta labor participan diversos profesionales de la radioterapia y suele estar apoyada en los protocolos clínicos empleados en cada institución. El análisis de los Histogramas Dosis Volumen (HDV) de los órganos de riesgo y los volúmenes blanco ha demostrado ser una estrategia sencilla y eficaz que ayuda a este propósito.¹ Se suelen evaluar índices dosi-

métricos como D_{max} (dosis máxima), D_{min} (dosis mínima), $V_{95\%-107\%}$ (volumen que recibe una dosis entre el 95% y el 107% de la dosis prescrita), $V_{20\%}$ (volumen que recibe el 20% de la dosis prescrita), D_{2cc} (dosis que recibe 2cc), etc., para los distintos volúmenes blanco y órganos de riesgo. Este trabajo puede resultar laborioso cuando el número de volúmenes es elevado como ocurre en el caso de los tratamientos de cáncer de cabeza y cuello²⁻⁴ o en los tratamientos de SBRT.^{5,6} Para facilitar esta labor existen muchas alternativas que dependen de la experiencia y las herramientas de

*Correspondencia: JOSEAGUSTIN.VALGOMASOLANAS@osakidetza.eus

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.003>

cada institución. Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, USA), por ejemplo, ofrece protocolos clínicos para crear, optimizar y evaluar los planes de su sistema de planificación Eclipse. Pero, además, también dispone de una interfaz de programación o API* (*Application Programming Interface*) para programar *scripts* de Eclipse sobre la plataforma .NET⁷ de Microsoft® con C#,⁸ un lenguaje de programación potente orientado a objetos. Durante estos últimos años hemos creado diversos *scripts* para el análisis dosimétrico de planes, la explotación estadística de datos de pacientes o la generación de informes.

Dado que cada vez más profesionales de la Física Médica emplean o se plantean el uso de *scripts* de Eclipse en su trabajo al considerar que están mejor adaptados a su departamento y se actualizan más rápidamente que las soluciones comerciales, presentamos y ofrecemos un ejemplo sencillo de aplicación informática realizada con una interfaz gráfica *Windows* y la API de Eclipse para la evaluación de la dosimetría de los planes de radioterapia externa generando informes en tres escenarios:

1. Uno general (*Generic* en fig. 1) que permite analizar de manera simultánea tres volúmenes de tratamiento y cinco órganos de riesgo que se seleccionan mediante listas desplegables,
2. Otro para cabeza y cuello (*ORL* en fig. 1) adaptado al protocolo que seguimos en la actualidad basado en el estudio de la RTOG 0225² y RTOG 0615,³ y
3. Otro para SBRT de pulmón (*SBRT Lung* en fig. 1) adaptado a un protocolo de uso interno basado en el estudio de la RTOG 0813.⁵

Material y métodos

Nuestra aplicación emplea la API de Eclipse que permite extraer los datos del paciente y del plan del sistema de planificación, y elementos gráficos creados con la interfaz *Windows Forms*⁹ incluida en el Framework .NET.

El objetivo de la Scripting API de Eclipse (ESAPI) es proporcionar una herramienta sencilla con la que desarrollar aplicaciones para radioterapia sin necesidad de conocer los detalles del software de Varian. Para ello se emplea la API de Eclipse que es una interfaz de programación dentro del planificador de radioterapia Eclipse implementada como una biblioteca de clases de C#.NET pudiéndose utilizar dentro de cualquier programa de Windows compatible con .NET.

La versión ESAPI v15.5, empleada en este trabajo, permite trabajar con planes de radioterapia externa de fotones, protones, electrones y también planes de braquiterapia tanto en modo lectura como en modo escritura. En nuestro caso trabajamos con planes de radioterapia externa en modo lectura, es decir, sin modificar la información de la base de datos de Eclipse. La programación de *scripts* en modo escritura esencialmente es idéntica, aunque su uso requiere un control de permisos con firmas y autorizaciones por parte del autor y los usuarios.

ESAPI se puede utilizar de dos maneras diferentes desde el punto de vista de interacción con el usuario:

1. Creando *Plug-in Scripts*, que se ejecutan desde la sesión de Eclipse dando acceso únicamente al paciente cargado en ese momento, o
2. Creando *Standalone Executable Scripts*, que se ejecutan como aplicaciones ejecutables de Windows

Fig. 1. Formulario de entrada de paciente realizado con la interfaz gráfica *Windows Forms* con desplegables, etiquetas, botones, iconos, etc.

* <https://github.com/VarianAPIs/Varian-Code-Samples/wiki>

Nuestro *script* emplea la segunda manera de interacción, de tal forma que el usuario final tiene que lanzar un programa .exe que le da acceso a cualquier paciente de la base de datos de Eclipse una vez lo identifica por su ID. Los scripts del tipo II son más fáciles de depurar y en caso necesario la conversión a un script de tipo I es trivial.

La documentación[†] de ESAPI describe los objetos creados por Varian para radioterapia en VMS. *TPS.Common.Model.API* y *VMS.TPS.Common.Model.Types*. Dentro de éstos se encuentran las funciones que calculan los índices dosimétricos asociados al HDV del plan. Los nombres de estas funciones son auto-explicativos, lo cual facilita su uso. Así, por ejemplo, **GetVolumeAtDose** y **GetDoseAtVolume** se utilizan para extraer índices dosimétricos tales como V_{dose} y D_{vol} , respectivamente.

Los formularios de Windows de este script se crearon con *Windows Forms*, pero actualmente es más recomendable el uso de WPF¹⁰ (*Windows Presentation Foundation*) al ser una alternativa más moderna y flexible.

Finalmente, es recomendable que quienes se inicien en la creación de *scripts* utilicen herramientas de programación y de desarrollo visuales que integren un editor de código enriquecido, compilador y depurador.

En este caso, se ha utilizado *Visual Studio*¹¹ 2019 por su facilidad de uso y por ofrecer una licencia gratuita para organizaciones no empresariales.

Resultados

Nuestro *script* genera formularios con datos e índices dosimétricos de un plan de radioterapia externa de Eclipse. Dado que es de tipo *Standalone Executable Script*, el programa se inicia ejecutando un fichero con extensión .exe dando como resultado un formulario de entrada donde se introduce el ID del paciente. De manera automática el script completa cuadros de texto y desplegables con el nombre del paciente, diagnóstico, cursos y planes por curso (fig. 1).

Desde este formulario se puede seleccionar un curso y un plan con dosis válida para, pulsando en *Run QA*, lanzar tres posibles análisis: *Generic*, *ORL* y *SBRT Lung*.

Generic

Si se selecciona la opción *Generic* y se pulsa *Run QA*, se abre un nuevo formulario (fig. 2).

The screenshot shows a Windows application window titled "Patient Dosimetry Generic QA". The interface is organized into several panels:

- Patient Information:** Includes fields for Name, Course (C1), Plan (ProstHypoUK), Machine (HY19Basurto), Energy (6X-FFF), No. of Fractions (20), Prescribed Dose (60.000 Gy), Ratio (2.27 MU/cGy), Monitor Units (681.82), No. of Fields (2), and No. of Segments (VMAT). Buttons for "Export to Txt File", "Export to Excel File", and "Quit" are present.
- PTV 1:** PTV48, Dose = 48 Gy. Parameters: V95% (100%), V107% (80.2%), V95%-V107% (19.8%), Dmax (62.7 Gy), V110% (77.77%), V115% (69.47%), 100-V93% (0%), Daverage (56.49 Gy).
- PTV 2:** PTV57.6, Dose = 57.6 Gy. Parameters: V95% (94.9%), V107% (1.04%), V95%-V107% (93.86%), Dmax (62.7 Gy), V110% (0%), V115% (0%), 100-V93% (0.35%), Daverage (58.87 Gy).
- PTV 3:** PTV60, Dose = 60 Gy. Parameters: V95% (99.99%), V107% (0%), V95%-V107% (99.99%), Dmax (62.7 Gy), V110% (0%), V115% (0%), 100-V93% (0%), Daverage (60 Gy).
- OAR 1 (VEJGA):** Dmax (61.55 Gy), Davg (25.38 Gy), V [20 Gy] (50.45%), D [20 cm3] (20.264 Gy).
- OAR 2 (RECTO):** Dmax (48.11 Gy), Davg (30.52 Gy), V [20 Gy] (84.71%), D [15 cm3] (28.091 Gy).
- OAR 3 (CFI):** Dmax (13.76 Gy), Davg (2.27 Gy), V [5 Gy] (8.46%), D [2 cm3] (17.346 Gy).
- OAR 4 (CFD):** Dmax (20 Gy), Davg (6.38 Gy), V [5 Gy] (45.55%), D [2 cm3] (17.065 Gy).
- OAR 5 (RectoM):** Dmax (48.11 Gy), Davg (30.52 Gy), V [40 Gy] (19.93%), D [5 cm3] (40.154 Gy).

Fig. 2. Formulario de Windows correspondiente al análisis Generic de un plan de radioterapia externa.

[†] <https://varianapis.github.io/VarianApiBook.pdf>

La parte superior del formulario muestra información del paciente, del plan y botones para exportar los resultados a un fichero texto o Excel®.

La parte intermedia muestra los resultados del análisis de hasta tres volúmenes de tratamiento que se pueden elegir mediante desplegables, aunque el programa propone unos de partida. El cuadro de dosis correspondiente a cada volumen se puede modificar y los resultados de $V_{95\%}$, $V_{107\%}$..., $D_{average}$ (dosis media) se actualizan con él.

La parte inferior del formulario es para órganos de riesgo. Los índices dosimétricos para ellos son: D_{max} (dosis máxima), D_{avg} (dosis media), V_{dosis} (% volumen que recibe una determinada dosis) y D_{vol} (dosis que recibe un volumen).

ORL

Si se selecciona la opción *ORL* (fig. 1) y se pulsa el botón *Run QA* se abre un formulario para el análisis de planes de cáncer de cabeza y cuello (fig. 3). Las partes superior e intermedia del formulario son prácticamente idénticas a las del caso *Generic*. Sin embargo, la parte inferior dedicada a los órganos de riesgo es diferente al estar diseñada para el protocolo de ORL que seguimos

en nuestro centro. Cuando un órgano de riesgo supera los límites de dosis permitidos (e indicados en el propio formulario) el índice dosimétrico correspondiente se resalta en color rojo.

SBRT Lung

Si se selecciona la opción de análisis *SBRT Lung* (fig. 1) se abre un formulario para los planes de SBRT en pulmón (fig. 4) basado en el estudio de la RTOG 0813.⁵ La parte superior del formulario, con datos del paciente y del plan, es similar a la de los casos *Generic* y *ORL*. La parte dedicada a los volúmenes de tratamiento y a los órganos de riesgo difiere.

Se consideran hasta dos posibles volúmenes blanco para tener en cuenta situaciones con dos localizaciones. Al cambiar en la lista desplegable el PTV y/o la dosis de prescripción (Dose), todos los índices dosimétricos (Volume, $V_{100\%}$..., índice de conformidad (IC)) se recalculan de manera automática. Asociado a ese PTV se analizan otros volúmenes auxiliares como son R50 (estructura creada para limitar el volumen cubierto por la isodosis del 50%), NonPTV (estructura que rodea el PTV, es igual a R50-PTV) y D2cm (estructura creada para limitar la dosis a 2 cm del PTV), y cuando no se

Patient		No. of Fractions: 33		Export to Txt File	
Name:		Course:	C1	Plan:	NASOFARINGE
Machine:	TBASURTO	Energy:	6X	Prescribed Dose:	69.960 Gy
No. of Fields:	2	No. of Segments:	VMAT	Ratio:	2.59 MU/cGy
		Monitor Units:	550.04	Export to Excel File	
Quit					

PTV 1		PTV 2		PTV 3	
PTV54.12-PTV59.4 Dose = 54.12 Gy		PTV59.4-PTV69.96 Dose = 59.4 Gy		PTV69.96 Dose = 69.96 Gy	
V95%	98.41 %	V95%	97.49 %	V95%	96.58 %
V107%	36.86 %	V107%	25.96 %	V107%	0 %
V95%-V107%	61.55 %	V95%-V107%	71.53 %	V95%-V107%	96.58 %
Dmax	70.11 Gy	Dmax	72.85 Gy	Dmax	74.47 Gy
V110%	18.32 %	V110%	15.28 %	V110%	0 %
V115%	3.83 %	V115%	2.42 %	V115%	0 %
100-V93%	1.16 %	100-V93%	1.45 %	100-V93%	1.38 %
Daverage	56.91 Gy	Daverage	61.85 Gy	Daverage	69.91 Gy
<input type="checkbox"/> Check to Export		<input type="checkbox"/> Check to Export		<input type="checkbox"/> Check to Export	

OAR ORL		Tejidos con PTV: Dmáx < 110%		Tronco Cerebral: Dmáx < 53Gy	
Parótida D/Parótida I: Dmedia < 26Gy	24.9Gy / 24.7Gy	SNC-Cerebelo: Dmáx < 54Gy (límite < 60Gy)	106.6 %	Glándula Tiroides: Dmáx < 54Gy	50.6 Gy
(Parótida D/Parótida I) - PTV: Dmedia < 26Gy	23.4 Gy / 24.1 Gy	Submaxilar D/I: Dmedia < 39Gy	63.2 Gy / 62.3 Gy	Glándula Tiroides -PTV: Dmáx < 54Gy	57.9 Gy
Parótida D/Parótida I: 50% del volumen < 30Gy	21.5 Gy / 20.8 Gy	Cavidad Oral: Dmedia < 40Gy	49.4 Gy	Glándula Tiroides < 54Gy	N/A
Suma de parótidas: al menos 20cc o 50% < 20Gy	22 cc / 47 %	Cavidad Oral - PTV: Dmedia < 40Gy	46.8 Gy	Hipófisis: Dmáx < 54Gy	6.4 Gy
Laringe (no PTV): al menos 66% del volumen < 50Gy	53.7 %	Cóclea D/I: Dmedia < 45Gy	23.9 Gy / 27.9 Gy	N. Óptico D/I: Dmáx < 54Gy	3.8 Gy / 4 Gy
Laringe glótica: Dmedia < 45 Gy	45.6 Gy	Cóclea D/I: V55Gy < 5%	0 % / 0 %	PRV N. Óptico D/I: Dmáx < 60Gy	4 Gy / 4.4 Gy
Mandíbula (no PTV): Dmáx < 70Gy y Dmedia(Gy)	62 Gy / 38.2 Gy	Retina D/I: Dmedia < 35Gy	2.7 Gy / 2.8 Gy	Quiasma/PRV Q: Dmáx < 50/60Gy	3.9 Gy / 4.3 Gy
Mandíbula: Dmáx < 70Gy	65.5 Gy	Retina D/I: Dmáx < 50Gy	5.1 Gy / 5.2 Gy	Médula: Dmáx < 45Gy	42.1 Gy
Esófago: Dmáx < 40Gy o Dmedia < 45Gy	56 Gy / 20.7 Gy	Cristalina D/I: Dmáx < 25Gy	2.7 Gy / 2.8 Gy	PRV Médula: Dmáx < 50Gy	48.1 Gy
Esófago: 60Gy en <1cc	0 cc			Lob. Temporal D/I: Dmáx < 54Gy (límite < 60Gy)	18.2 Gy / 36.9 Gy

Fig. 3. Formulario de Windows ORL de un plan de cabeza y cuello.

Fig. 4. Formulario de un plan de SBRT de pulmón. El índice de conformidad (IC) del volumen blanco está definido como el cociente del volumen de la isodosis de prescripción y el volumen blanco.

consiguen los objetivos del plan se resalta con fuentes en naranja y rojo. En la parte final se analizan los órganos de riesgo: pulmones, costillas y piel. Cuando se superan sus límites de tolerancia se resalta con letras en color rojo.

En los formularios anteriores hay botones para exportar el “Informe de Dosimetría” a un fichero que se incorpora en el informe final de tratamiento del paciente. La generación de estos informes constituía una tarea tediosa y repetitiva que al incorporar los protocolos clínicos de Eclipse pudimos automatizar parcialmente, y que con la ayuda de este *script* hemos conseguido personalizar reduciendo el trabajo y tiempo invertidos.

Conclusión y discusión

Se ha diseñado un *script* adaptado a la casuística de nuestro departamento, fácilmente actualizable, que permite evaluar indicadores dosimétricos para tres casos tipos, además de generar los correspondientes informes dosimétricos.

A partir de la experiencia de uso de más de 5 años en nuestro hospital, consideramos que este sencillo *script* resulta muy útil y libera mucho tiempo de trabajo repetitivo y tedioso.

Referencias

1. Khan FM, Gibbons JP. Khan's The Physics of Radiation Therapy. 5 ed. LWW - Wolters Kluwer Health; 2014. pp. 423–425. ISBN 978-1-4511-8245-3.
2. Lee NY, Harris J, Garden A, et al.: Phase II multi-institutional study of IMRT ± chemotherapy for nasopharyngeal carcinoma (RTOG 0225): preliminary results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 69 (3 Suppl): A-23, S13-14, 2007.
3. Lee NY, Zhang Q, Pfister DG, et al. Addition of bevacizumab to standard chemoradiation for locoregionally advanced nasopharyngeal carcinoma (RTOG 0615): a phase 2 multi-institutional trial. *Lancet Oncol.* 2012;13:172-80.
4. Hodapp N (2012). The ICRU Report 83: prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Strahlentherapie und Onkologie*, 188(1):97-9.
5. Bezjak A, Paulus R, Gaspar LE, et al. Efficacy and Toxicity Analysis of NRG Oncology/RTOG 0813 Trial of Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) for Centrally Located Non-Small Cell Lung Cancer (NSCLC). *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2016;96:S8 10.1016/j.ijrobp.2016.06.035.
6. Wilke L, Andratschke N, Blanck O, Brunner TB, Combs SE, Grosu AL, Moustakis C, Schmitt D, Baus WW, Guckenberger M (2019). ICRU report 91 on prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams: Statement from the DEGRO/DGMP working group stereotactic radiotherapy and radiosurgery. *Strahlentherapie und Onkologie*, 195(3):193-8.

7. Thuan LT, Hoang L. .NET Framework Essentials. 3 ed. O'Reilly Media, Inc.; 2003. ISBN: 9780596005054.
8. Liberty J, MacDonald B. Learning C# 2005, 2ed. O'Reilly Media, Inc.; 2006. ISBN: 9780596102098.
9. Sells C. Windows Forms Programming in C#. ed. Addison-Wesley Professional; 2003. ISBN: 0321116208.
10. Sells C, Griffiths I. Programming WPF. 2ed. O'Reilly Media, Inc.; 2007. ISBN: 9780596510374.
11. Sells C, Griffiths I, Flanders J. Mastering Visual Studio .NET. ed. O'Reilly Media, Inc.; 2003. ISBN: 9780596003609.

Dosimetría por imagen en radioembolización hepática con Y90: impacto de la resolución espacial del PET**

Image dosimetry for Y90 hepatic radioembolization: impact of PET spatial resolution

Nuria Carrasco Vela¹, Natalia Tejedor Aguilar², Vicente Giménez Gómez³, Irene Torres Espallardo²

¹ Hospital Universitario Dr. Peset, Avenida de Gaspar Aguilar, 90, 46017, Valencia.

² Hospital Universitario y Politécnico La Fe, Avenida de Fernando Abril Martorell, 106, 46026, Valencia.

³ Universidad de Valencia - Instituto de Física Corpuscular (IFIC). Calle del Catedrático José Beltrán Martínez, 2, 46980 Paterna, Valencia.

Fecha de Recepción: 29/08/2021 - Fecha de Aceptación: 13/09/2021

La imagen PET es crucial en la dosimetría de tratamientos de radioembolización hepática con Y90. Sin embargo, dada la limitada resolución espacial de estos escáneres, la distribución real de actividad se difumina. Suele argumentarse que este difuminado es mayor que el debido a la convolución con un kernel de dosis (algoritmo VSV) de tal modo que el método de deposición local (LDM) proporciona resultados suficientemente precisos. En este trabajo hemos comparado los resultados dosimétricos de LDM, VSV y Monte Carlo en imágenes PET generadas matemáticamente a las cuales se les ha aplicado difuminados que simulan la resolución espacial del PET.

Palabras clave: Radioembolización hepática, dosimetría por imagen, resolución espacial PET.

PET image plays a key role in quantitative image-based dosimetry for hepatic Y90 radioembolization. Nevertheless, given the limited scanner spatial resolution, the real activity distribution is blurred. It is usually argued that the blurring introduced by the PET is larger than the one due to the convolution kernel (VSV method) so that Local Deposition Method (LDM) provides sufficiently precise results. In the present work we have compared dosimetric results from LDM, VSV and Monte Carlo on synthetic PET images which have been blurred in order to simulate PET spatial resolution.

Key words: Hepatic radioembolization, image-dosimetry, PET spatial resolution.

Introducción

La radioembolización (RE) con microesferas de Itrio-90 (Y90) es una prometedora técnica dirigida a la terapia selectiva de cánceres de hígado quimioresistentes o no reseables. Desde hace más de 20 años la RE con Y90 ha usado dos tipos de microesferas: microesferas de vidrio (TheraSphere, Boston Scientific, Marlborough, MA, USA) o microesferas de resina (SIR-Sphere, Sirtex Medical, Australia). El tratamiento consiste en la administración de Y90 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.

El Y90 es un emisor beta puro de alta energía (energía máxima 2.3 MeV y energía media 0.923 MeV), vida media de 2.67 días y un poder de penetración en tejido de 11 mm. Además, la verificación cuantitativa por imagen es posible tanto en el SPECT, a partir de la radiación de frenado inducida, como en el PET, explotando la

*Correspondencia: carrasco_nur@gva.es

**Trabajo presentado en el 3^{er} Congreso Europeo de Física Médica (ECMP) (16-19 Junio, Turín, Italia) y becado por la SEFM para la asistencia al mismo.

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.004>

pequeña fracción de desintegración a positrones (32 ppm).

Recientemente se han publicado los resultados del ensayo clínico DOSISPHERE-01¹ que compara, en pacientes con hepatocarcinoma, la dosimetría estándar, basada en la administración de 120 Gy al lóbulo perfundido, frente a la dosimetría personalizada que tiene en cuenta la diferente 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. Estos alentadores resultados han motivado a la comunidad científica a impulsar la calidad y precisión en la dosimetría de los tratamientos de RE con Y90.

Actualmente, los métodos para dosimetría personalizada basada en imagen para la RE con Y90 están basados en el modelo multicompartimental² donde el único parámetro dosimétrico evaluado en cada compartimento (tumor o no tumor) es el valor medio de la dosis en dicho compartimento. La principal ventaja de este modelo es su simplicidad. Ahora bien, el modelo de partición es limitado ya que ignora la distribución no uniforme de actividad en cada volumen. Este inconveniente puede solventarse utilizando dosimetrías voxelizadas. Entre los métodos de dosimetría 3D destacan el método de deposición local de dosis (LDM), el de convolución, también conocido como Voxel-S-Value (VSV) y el método de Monte Carlo (MC).

El método de convolución o VSV³ considera que la dosis absorbida en cada vóxel es debida a la actividad presente en dicho vóxel más la contribución debida a los vóxeles vecinos, lo que se traduce en que la distribución de dosis se obtiene convolucionando la matriz tridimensional de distribución de actividad obtenida a partir de la imagen con la matriz de convolución de dosis. Estas matrices de convolución han sido calculadas previamente mediante técnicas de MC para distintos tamaños de vóxeles. Por su parte, el método LDM⁴ asume que cada partícula deposita la energía en el vóxel en el cual se ha generado. Con esta simplificación, en el método LDM la dosis en cada vóxel se calcula simplemente multiplicando la distribución de actividad por un factor. Este factor no es más que la dosis absorbida en cada vóxel por cada desintegración, estimada a partir de la energía media de los electrones emitidos, por unidad de masa.

A día de hoy está aceptado que el método de MC es el más exacto a la hora de modelizar el transporte de la radiación. Sin embargo, la necesidad de considerar un número suficiente de eventos en la simulación implica en general un excesivo coste computacional y es por ello que las simulaciones de MC están muy restringidas en la rutina clínica.

La imagen PET juega un papel crucial para la dosimetría cuantitativa post-tratamiento en la radioembolización

hepática con Y90. A pesar de la baja probabilidad de desintegración a positrones (32 ppm) y la alta fracción de coincidencias aleatorias (superior al 90%), diversos estudios han confirmado el potencial de obtener información cuantitativa de la imagen PET en los tratamientos de radioembolización hepática con Y90. En concreto, el estudio QUEST⁵ concluyó que, dentro del rango de actividades usados en la clínica, todos los escáneres PET actuales de GE, Siemens o Philips son capaces de reconstruir y cuantificar la concentración de actividad dentro de una tolerancia de alrededor del 10%.

No obstante, también es cierto que, dada la resolución espacial del PET, la distribución real de actividad se ve difuminada y por tanto la distribución que se utiliza para la dosimetría no corresponde exactamente con la distribución real en el o la paciente.

Suele argumentarse que el difuminado o *blurring* de la distribución de actividad debido a la resolución espacial del equipo es mayor que el de la convolución con el kernel de dosis de modo que el transporte de energía entre vóxeles vecinos está tenido en cuenta por la propia función de respuesta (PSF, *point spread function*) del equipo. Por ello, se afirma que LDM aporta resultados suficientemente precisos siendo además más sencillo de implementar.

Como se describirá a continuación, en este trabajo hemos comparado los resultados dosimétricos de los métodos LDM y VSV frente a MC para imágenes PET sintéticas generadas matemáticamente y a las cuales les hemos aplicado difuminados gaussianos de distinta amplitud. El objetivo ha sido estudiar la exactitud de los métodos LDM y VSV en función de la resolución espacial del equipo PET.

Material y métodos

Usando programas propios en Matlab se generaron imágenes PET con voxelizado 4 mm. Se han considerado las siguientes distribuciones de actividad: tumores de 4, 8 y 24 mm de diámetro y uno o varios tumores de 5 cm de diámetro con y sin necrosis y con sin fondo de actividad. Estas imágenes corresponderían a distribuciones de actividad ideales, sin el efecto de la PSF del equipo (es decir con FWHM=0 mm). En particular, para los tumores necrosados se ha considerado una corteza de 6 mm con actividad en la corteza 80 veces superior a la actividad en el interior mientras que para el fondo de actividad se ha considerado un cociente tumor/no tumor (TNT) igual a 2.

A continuación, utilizando de nuevo programas propios en Matlab, se aplicaron kernels gaussianos de FWHM=4, 7 y 10 mm (ver fig. 1) sobre las imágenes previas con el objetivo de simular el efecto de la resolución espacial del PET.

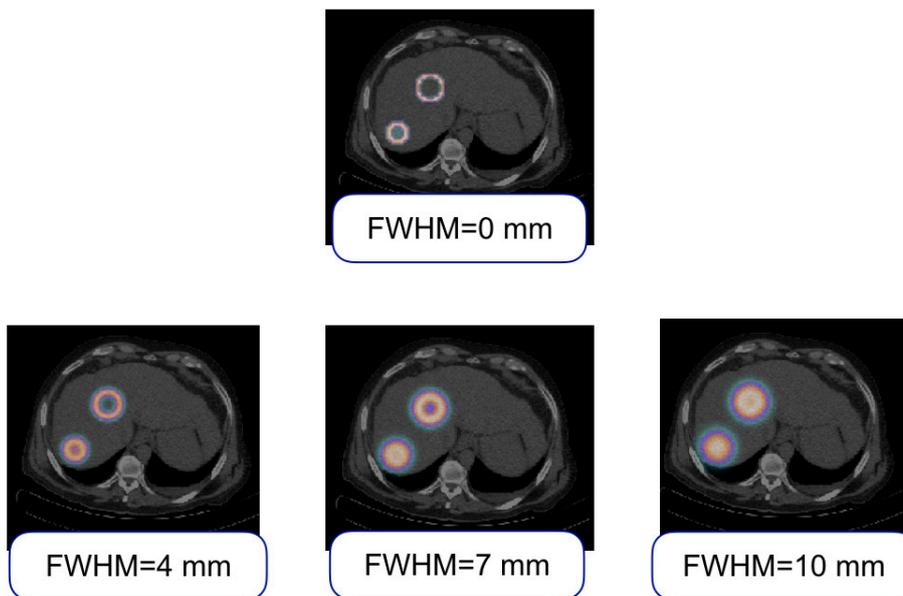


Fig. 1. Ejemplo del proceso seguido para generar imágenes PET sintéticas con difuminado espacial. Partiendo de distribuciones de actividad matemáticamente definidas se aplican kernels gaussianos de 4, 7 y 10 mm de FWHM para simular la resolución espacial del equipo.

Finalmente, se calculó el mapa de dosis con cada uno de los algoritmos tanto para las imágenes difuminadas como para las imágenes sintéticas originales. 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. Las imágenes CT consideradas fueron obtenidas con un equipo Philips GEMINI TF PET/CT. Estas simulaciones fueron realizadas utilizando la infraestructura GRID del Instituto de Física Corpuscular de Valencia.

Resultados

La fig. 2 compara, para distintos casos de imágenes, la dosis en el volumen de interés (VOI) correspondiente al tumor, definido como aquella región de la imagen con actividad no nula, calculada con LDM para cada uno de los difuminados considerados FWHM=0, 4, 7 y 10 mm frente a la obtenida con una simulación de MC realizada sobre la imagen con resolución espacial perfecta, es decir, sin ningún tipo de difuminado. Para resoluciones espaciales inferiores

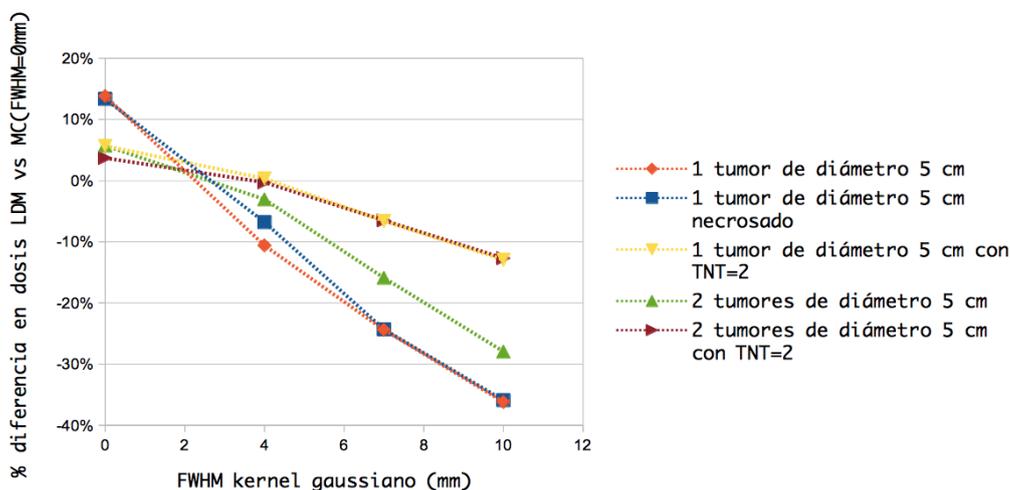


Fig. 2. Diferencia entre la dosis en la VOI del tumor calculada según LDM aplicado a las imágenes con diferentes resoluciones espaciales frente al MC aplicado a la imagen con resolución espacial perfecta (FWHM=0) para diferentes distribuciones de actividad.

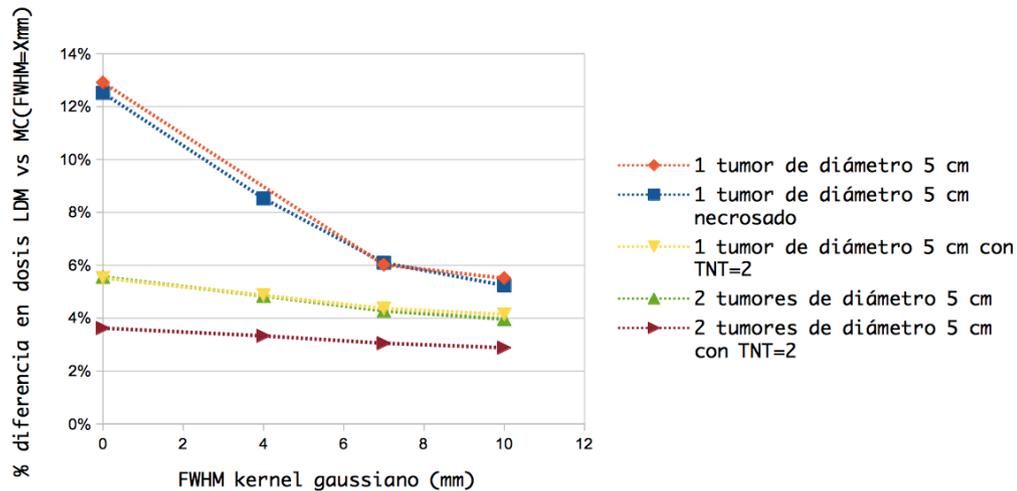


Fig. 3. Diferencia entre la dosis en la VOI del tumor calculada según LDM frente a MC para cada resolución espacial y tipo de distribución de actividad considerada.

a 2-4 mm LDM sobreestima la dosis mientras que para valores de la resolución espacial por encima de 2-4 mm infraestima.

Ahora bien, en la práctica no se dispone de la distribución con una resolución espacial perfecta para utilizarla como *gold standard* sino que lo más a lo que podemos aspirar es a hacer un MC sobre la imagen PET obtenida con la PSF del equipo. Podemos realizar una gráfica similar a la anterior pero comparando la dosis en la VOI según LDM y MC para cada una de las resoluciones espaciales consideradas (ver fig. 3). En este caso, observamos que al disminuir el difuminado aumenta la diferencia entre ambos métodos pudiendo alcanzar diferencias mayores al 5% para resoluciones espaciales de 4 mm, especialmente cuando la actividad se encuentra más concentrada.

Como ejemplo, la tabla 1 muestra las diferencias de dosis en la VOI del tumor para el caso de un tumor esférico de diámetro 5 cm necrosado. En dicha tabla se resume la diferencia relativa de dosis media con cada par de métodos. Las diferencias entre VSV y LDM disminuyen al empeorar la resolución espa-

Tabla 1. Diferencias de dosis entre los distintos métodos en la VOI del tumor, para un tumor esférico necrosado de diámetro 5 cm.

FWHM(mm)	LDM-MC	VSV-MC	LDM-VSV
0	12.5%	5.6%	6.9%
4	8.5%	4.5%	4.0%
7	6.1%	4.0%	2.1%
10	5.2%	3.8%	1.4%

cial. Lo mismo ocurre con las diferencias entre LDM o VSV y MC siendo siempre VSV más cercano a MC.

Pasamos ahora a comparar las diferencias a nivel vóxel. Se muestra como ejemplo uno de los casos con mayores diferencias: el caso del tumor necrosado. La fig. 4 muestra el mapa de diferencias de dosis y matriz gamma 1%/4 mm correspondientes a la comparación LDM frente MC para un corte axial de este PET sintético sin difuminado (a) y con FWHM=7 mm (b).

Finalmente, la tabla 2 resume el porcentaje de $\Gamma(1\%,4\text{ mm}) < 1$ para el caso del tumor esférico necrosado. Puede observarse que, independiente de la anchura del kernel gaussiano aplicado, las diferencias en dosis son menores al 1% en aproximadamente más del 90% de los vóxeles.

Tabla 2. Porcentaje $\Gamma(1\%,4\text{ mm}) < 1$ para el caso de un tumor esférico de 5 cm de diámetro necrosado. Se han excluido del análisis Γ aquellos vóxeles cuya dosis es inferior al 1% del máximo.

FWHM(mm)	LDM-MC	VSV-MC	LDM-VSV
0	89%	97%	96%
4	100%	100%	100%
7	99%	99%	100%
10	95%	95%	100%

Discusión

Aunque sería necesario simular más tipos de imágenes PET sintéticas, otros valores de difuminado

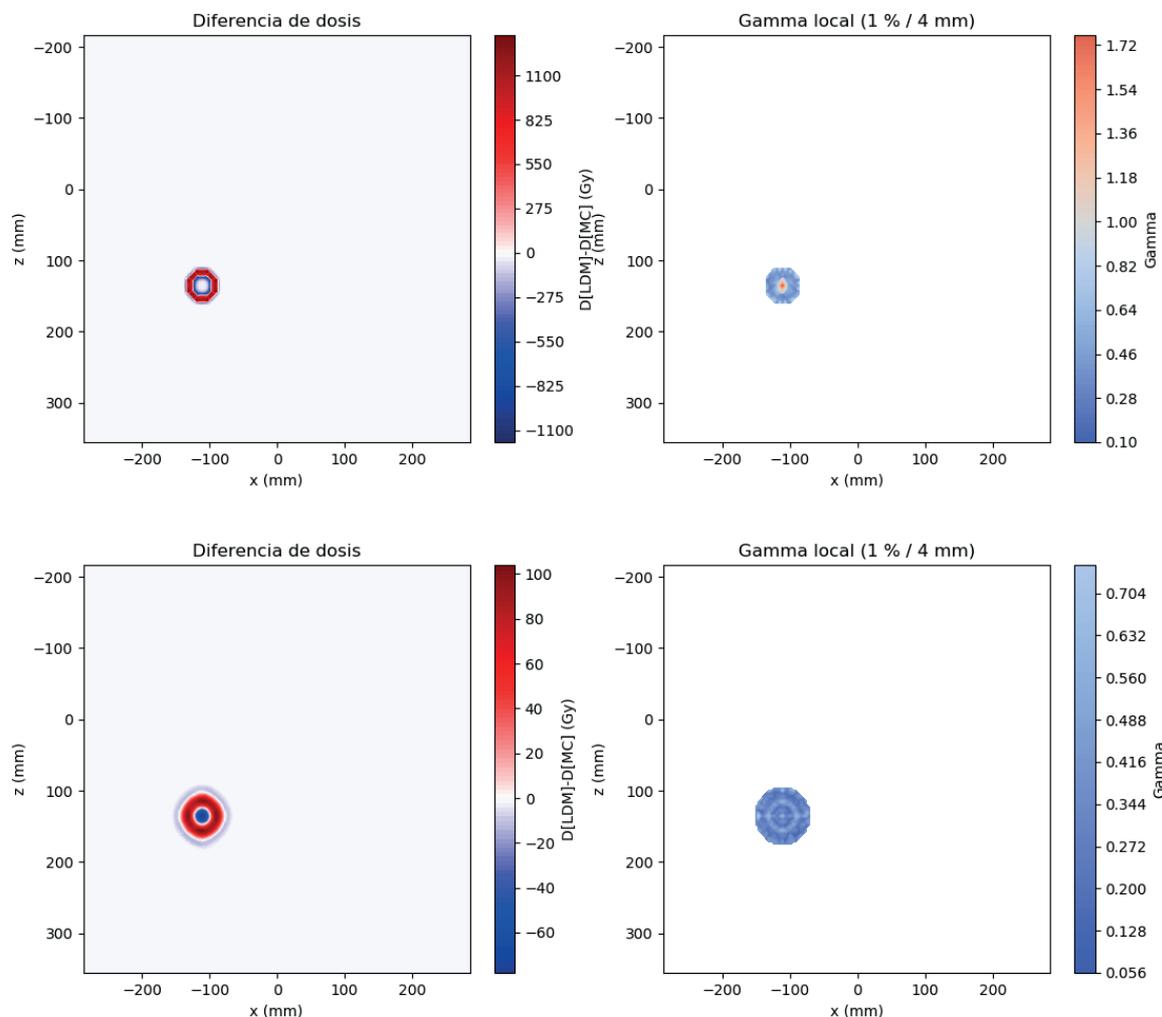


Fig. 4. Diferencias de dosis (en Gy) y matriz gamma 1%,4 mm de la comparación MC frente a LDM para un corte axial de la imagen PET correspondiente al tumor necrosado de 5 cm de diámetro sin difuminado (fila superior) y aplicando un kernel gaussiano con FWHM=7 mm (inferior). Se asume una actividad administrada de 2 GBq.

gaussiano y voxelizados más pequeños de 4 mm, observamos que en general la resolución espacial del equipo PET conlleva diferencias de dosis a nivel vóxel menores del 1%. A nivel VOI, al aumentar el difuminado, es decir al empeorar la resolución espacial del equipo, disminuye la diferencia entre VSV y LDM y ambos tienden a MC siendo siempre VSV más cercano a MC.

Por otra parte, comparados con la simulación de MC sobre la imagen PET con FWHM=0mm, lo que podríamos considerar el *gold standard*, podemos destacar que para resoluciones espaciales por encima de 2-4 mm LDM infraestima la dosis mientras que por debajo de 2-4 mm la sobrestima. Esto es debido a que, cuando la resolución espacial es mayor que 2-4 mm, el difuminado de la distribución de actividad que implica es mayor que el alcance de los electrones incluido en el cálculo de MC.

Conclusiones

La resolución espacial de los PET actuales está en el rango 7-10 mm⁶⁻⁸ mientras que con equipos más modernos se espera llegar a 4 mm.⁹ En este rango esperamos dosis a nivel vóxel similares (al 1%) entre los distintos métodos, pero se debería prestar atención al considerar la dosis media donde al comparar LDM con MC se podría alcanzar, para ciertas distribuciones de actividad, diferencias cercanas al 10% para resoluciones espaciales de 4 mm y menores. Sin embargo, cabe destacar que, para resoluciones espaciales del PET en torno a 4 mm, LDM ofrece resultados muy cercanos al *gold standard*, es decir la simulación de MC sobre la imagen PET sintética con resolución espacial perfecta.

Referencias

1. Garin E, Tselikas L, Guiu B, et al. Personalised versus standard dosimetry approach of selective internal radiation therapy in patients with locally advanced hepatocellular carcinoma (DOSISPHERE-01): a randomised, multicentre, open-label phase 2 trial. *The Lancet Gastroenterology & Hepatology* 2021 Jan; 6:17{29. doi: 10.1016/s2468-1253(20)30290-9. Available from: [https://doi.org/10.1016/s2468-1253\(20\)30290-9](https://doi.org/10.1016/s2468-1253(20)30290-9)
2. Ho S, Lau WY, Leung TWT, Chan M, Ngar YK, Johnson PJ, and Li AKC. Partition model for estimating radiation doses from yttrium-90 microspheres in treating hepatic tumours. *European Journal of Nuclear Medicine* 1996; 23:947{52. doi: 10.1007/bf01084369. Available from: <https://doi.org/10.1007/bf01084369>
3. Bolch W, Bouchet L, Robertson J, Wessels B, Siegel J, Howell R, Erdi A, Aydogan B, Costes S, Watson E, Brill A, Charkes N, Fisher D, Hays M, and Thomas S. MIRDO pamphlet No. 17: the dosimetry of nonuniform activity distributions (radionuclide S values at the voxel level). Medical Internal Radiation Dose Committee. *Journal of nuclear medicine : social publication, Society of Nuclear Medicine* 1999; 40:11S{36S. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/9935083>
4. Pasciak AS, Bourgeois AC, and Bradley YC. A Comparison of Techniques for 90Y PET/CT Image-Based Dosimetry Following Radioembolization with Resin Microspheres. *Frontiers in Oncology* 2014 May; 4. doi: 10.3389/fonc.2014.00121. Available from: <https://doi.org/10.3389/fonc.2014.00121>
5. Willows KP, Tapner M, and Bailey DL. A multicentre comparison of quantitative 90Y PET/CT for dosimetric purposes after radioembolization with resin microspheres. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* 2015 May; 42:1202{22. doi: 10.1007/s00259-015-3059-9. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00259-015-3059-9>
6. Werner MK, Parker JA, Kolodny GM, English JR, and Palmer MR. Respiratory Gating Enhances Imaging of Pulmonary Nodules and Measurement of Tracer Uptake in FDG PET/CT. *American Journal of Roentgenology* 2009 Dec; 193:1640{5. doi: 10.2214/ajr.09.2516. Available from: <https://doi.org/10.2214/ajr.09.2516>
7. Elmbt L van, Vandenberghe S, Walrand S, Pauwels S, and Jamar F. Comparison of yttrium-90 quantitative imaging by TOF and non-TOF PET in a phantom of liver selective internal radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology* 2011 Oct; 56:6759{77. doi: 10.1088/0031-9155/56/21/001. Available from: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/21/001>
8. Bagni O, D'Arienzo M, Chiaramida P, Chiacchiararelli L, Cannas P, D'Agostini A, Cianni R, Salvatori R, and Scopinaro F. 90Y-PET for the assessment of microsphere biodistribution after selective internal radiotherapy. *Nuclear Medicine Communications* 2012 Feb; 33:198{204. doi: 10.1097/mnm.0b013e32834dfa58. Available from: <https://doi.org/10.1097/mnm.0b013e32834dfa58>
9. Delso G, Fürst S, Jakoby B, Ladebeck R, Ganter C, Nekolla SG, Schwaiger M, and Ziegler SI. Performance Measurements of the Siemens mMR Integrated Whole-Body PET/MR Scanner. *Journal of Nuclear Medicine* 2011 Nov; 52:1914-22. doi: 10.2967/jnumed.111.092726. Available from: <https://doi.org/10.2967/jnumed.111.092726>

Caracterización de la respuesta espectral de paneles planos de yoduro de cesio en radiología digital**

Characterization of the spectral response of caesium iodide flat panel detectors in digital radiography

Aitor Fernández Iglesias, Santiago Miquélez Alonso, Fernando Caudepón Moreno

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Navarra - Nafarroako Unibertsitate Ospitalea. Calle de Irunlarrea, 3. 31008 Pamplona.

Fecha de Recepción: 30/08/2021 - Fecha de Aceptación: 15/09/2021

En este trabajo se presenta la caracterización de la respuesta espectral de distintos modelos de paneles planos de yoduro de cesio. Se analizan 12 Flashpad de General Electric, 6 DRX Plus 4343C de Carestream, 4 CXDI-410 Wireless de Canon, 4 FDR D-EVO II de Fujifilm Corporation y 2 Pixium EZ de Trixell. Esta caracterización se lleva a cabo midiendo la relación entre el Índice de Exposición y el kerma en aire incidente para haces con distinto espectro y se aportan resultados para cada modelo. Se propone también un método para la verificación del ajuste del menú anatómico empleando esta caracterización.

Palabras clave: Índice de Exposición, Radiología Digital, optimización, respuesta espectral.

This work provides the characterization of the spectral response of caesium iodide flat panel detectors from several manufacturers. The analysis is done for the following model flat panels: 12 Flashpad from General Electric, 6 DRX Plus 4343C from Carestream, 4 CXDI-410 Wireless from Canon, 4 FDR D-EVO II from Fujifilm Corporation and 2 Pixium EZ from Trixell. The characterization is carried out by measuring Exposure Index – incident air kerma ratios for beams with different spectrum and results are provided for each flat panel model. Furthermore, it is proposed a methodology to verify the correct configuration of the anatomic menu.

Key words: Exposure Index, Digital Radiography, optimization, spectral response.

Introducción

En los sistemas de radiología digital es de gran utilidad conocer la cantidad de radiación que se ha empleado para la formación de cada imagen. Esto permite distinguir tanto las subexposiciones como las sobreexposiciones o comparar el ajuste de distintos sistemas de imagen para una misma proyección. Con el fin de ofrecer esta información, cada fabricante desarrolló su propio indicador de la dosis que llegaba al receptor de imagen. Sin embargo, había una amplia variedad en la dependencia funcional con respecto al

kerma en aire incidente $K_{a,i}$ y las condiciones de exposición de referencia eran diferentes para cada indicador (véase tabla 1) según se desprende del informe del Task Group 116 de la AAPM.¹

En el año 2008 la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), publicó el documento IEC 62494-1:2008,² que buscaba estandarizar y unificar los indicadores de dosis a través del Índice de Exposición (EI). Tal y como se indica en este documento, el Índice de Exposición debe calcularse según la expresión:

$$EI = 100 \mu\text{Gy}^{-1} \cdot f^{-1}(V) \quad (1)$$

*Correspondencia: aitor.fernandez.iglesias@navarra.es

** Trabajo presentado en el 3^{er} Congreso Europeo de Física Médica (ECMP) (16-19 Junio, Turín, Italia) y becado por la SEFM para la asistencia al mismo.

Tabla 1. Algunos ejemplos de indicadores de dosis y sus condiciones de calibración.
Fuente: Adaptación de tabla C1 del Informe del Task Group 116 de la AAPM.¹

Fabricante	Indicador	Dependencia con exposición	kV/filtro estándar	Condiciones de calibración
Agfa	IgM	Directa	75/1.5 mm Cu	1.96 bel a 2.5 nGy
Kodak	EI	Directa	80/0.5 mm Cu+1 mm Al	2000 a 1 mR
Fujifilm	S	Inversa	80/3 mm Al (total)	200 a 1 mR
GE	UDEXp	Directa	80/21 mm Al	2.85 a 0.5 mAs

donde V es una medida de tendencia central (como la media, la mediana o la moda) de los valores de píxel de la imagen *For Processing* que son clínicamente relevantes, y f es la función de calibración del Índice de Exposición. Las condiciones de calibración que se definen en este documento son una tensión del tubo de rayos X comprendida entre 66 y 74 kV, un filtro añadido de 21 mm de aluminio y una capa hemirreductora (CHR) de 6.8 ± 0.3 mm de aluminio. Bajo estas condiciones de calibración, la función f relaciona el kerma en aire incidente del haz primario con el valor de píxel producido cuando se irradia el panel homogéneamente, por lo que podemos sustituir la ecuación (1) por la siguiente:

$$EI = 100 \cdot K_{a,i}(\mu\text{Gy})|_{\text{cond. cal.}} \quad (2)$$

Sin embargo, esta expresión (2) es solamente válida bajo las condiciones de calibración, ya que la eficiencia de nuestro detector varía si la calidad del haz incidente cambia. Dicho de otro modo, un mismo valor de kerma en aire incidente proveniente de haces con diferente espectro produce valores de píxel distintos y, por consiguiente, índices de exposición distintos. Por lo tanto, de forma general podemos decir que se cumple lo siguiente:

$$EI = C \cdot K_{a,i}(\mu\text{Gy}) \quad (3)$$

donde C es un factor que depende de la calidad del haz de radiación. Para poder estimar el kerma en aire incidente en el receptor de imagen a partir del Índice de Exposición es necesario caracterizar la respuesta espectral de éste.

Materiales y métodos

Este trabajo ha consistido en caracterizar la respuesta espectral de varios paneles planos de yoduro de cesio (CsI) de distintas casas comerciales: 12 paneles planos modelo Flashpad de General Electric, 6 paneles planos modelo DRX Plus 4343C de Carestream, 4

paneles planos modelo CXDI-410 Wireless de Canon, 4 paneles planos modelo FDR D-EVO II de Fujifilm Corporation y 2 paneles planos modelo Pixium EZ de Trixell.

La caracterización la hemos llevado a cabo midiendo ratios $EI/K_{a,i}$, es decir, hemos medido los coeficientes C de la ecuación (3) para distintas calidades de haz. Para ello, se han seleccionado diferentes combinaciones de tensión del tubo de rayos X y espesores de atenuación. La tensión del tubo ha variado desde 40 kV hasta 130 kV y el atenuador empleado ha sido metacrilato (PMMA) con espesores nominales entre 5 y 25 cm. En todas las medidas el atenuador se ha situado a la salida del haz y el detector se ha colocado a una distancia foco-detector como mínimo de 150 cm, con el fin de evitar la contribución de la radiación dispersa hacia adelante. Para las medidas de $K_{a,i}$ se ha empleado un multímetro Nomex de PTW, que presenta unas características válidas para el rango de calidades de haz que se ha empleado. Estas medidas de $K_{a,i}$ se han llevado a cabo colimando el campo a un tamaño de aproximadamente el tamaño de campo de calibración del medidor y la carga de cada disparo se ha escogido de forma que el $K_{a,i}$ medido esté en torno a 2 - 3 μGy . A continuación, para medir el EI, se ha colocado el panel plano en el lugar del Nomex y se ha realizado un disparo con la misma técnica de adquisición, pero abriendo el campo de forma que cubra todo el panel (ver figura 1). Si no es posible colocar el panel plano a la misma distancia que el Nomex, se debe corregir la lectura por inverso del cuadrado de la distancia. Finalmente, se han obtenido los ratios $EI/K_{a,i}$ dividiendo el valor del EI por el correspondiente $K_{a,i}$ medido.

No obstante, el Índice de Exposición puede no estar ajustado correctamente, de forma que la ecuación (2) no se satisfaga. En estos casos, las casas comerciales suelen dar la opción de realizar una calibración siguiendo un procedimiento que a veces no es trivial. Esto supone que los ratios $EI/K_{a,i}$ son susceptibles de variar en el tiempo dependiendo de protocolos de ajuste del EI, espesores de atenuación empleados, empleo de medidores etc. Por ello, se pueden encontrar discrepancias entre valores de $EI/K_{a,i}$ para paneles del mismo

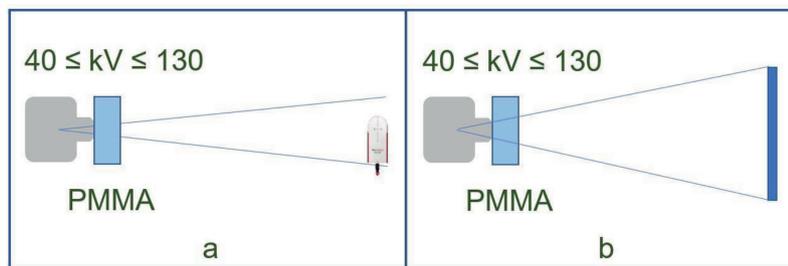


Fig. 1. Montaje experimental para la obtención de los ratios $EI/K_{a,i}$: a) Condiciones para medir el $K_{a,i}$. b) Condiciones para medir el EI. Fuente: Elaboración propia.

modelo, e incluso para un mismo panel dependiendo de cómo se ha realizado el último ajuste del EI. Con el fin de evitar esta dependencia, la caracterización de la respuesta espectral de los distintos paneles planos se ha llevado a cabo dividiendo todas las ratios $EI/K_{a,i}$ por el valor de $EI/K_{a,i}$ que hemos medido en unas condiciones de referencia, obteniendo así unos factores relativos:

$$f_{rel}(kV, PMMA) = \frac{EI/K_{a,i}(kV, PMMA)}{EI/K_{a,i}(kV_{ref}, PMMA_{ref})} \quad (4)$$

Las condiciones de referencia que se han elegido son una tensión del tubo de rayos X de 80 kV y un espesor de 15 cm de PMMA por ser ésta representativa de una técnica central.

Para poder obtener los factores relativos en unas condiciones de exposición que difieran de las combinaciones medidas, se ha parametrizado la dependencia del factor con respecto al kV y al espesor de PMMA. Concretamente, se ha realizado un ajuste por mínimos cuadrados a un polinomio de grado 3 con la siguiente forma:

$$f_{rel}(x, y) = a_0 + a_x \cdot x + a_y \cdot y + a_{x^2} x^2 + a_{y^2} y^2 + a_{xy} \cdot x \cdot y + a_{x^3} \cdot x^3 + a_{y^3} \cdot y^3 + a_{x^2y} \cdot x^2 \cdot y + a_{xy^2} \cdot x \cdot y^2 \quad (5)$$

donde la variable x representa la tensión en kV y la variable y representa el espesor de PMMA en cm. Este ajuste se ha realizado para cada panel plano, para cada conjunto de paneles planos del mismo modelo y tam-

bién uno común para todos los paneles analizados en este trabajo.

Por otro lado, se ha realizado un cálculo teórico de los factores relativos y se ha comparado con las medidas. Según John M. Boone³ la señal que genera un panel plano está relacionada con la energía total absorbida en el detector y la energía absorbida puede calcularse como sigue:

$$E_{abs} = \int_{E=0}^{E_{max}} \Phi(E) E \left(\frac{\mu_{en}(E)}{\mu(E)} \right) \left(1 - e^{-\frac{\mu(E)}{\rho} \rho x} \right) dE \quad (6)$$

donde: ρx es el espesor másico del cristal detector, $\frac{\mu(E)}{\rho}$ es el coeficiente de atenuación lineal másico del CsI para un haz de energía E , $\mu_{en}(E)$ es el coeficiente de absorción del CsI para un haz de energía E y $\Phi(E)$ es la fluencia de fotones por intervalo de energía. A través de un simulador de espectros* se han generado algunos de los espectros correspondientes a las combinaciones kV – espesor de PMMA que hemos medido experimentalmente. Para ello, se ha supuesto una ventana de 2 mm de berilio y se ha añadido aluminio hasta que el haz resultante alcanzara una capa hemirreductora igual a la obtenida en las pruebas del control del tubo-generator. A continuación, se ha variado el kV y la filtración de PMMA manteniendo constante el kerma del haz resultante. Por otro lado, se han empleado los coeficientes de atenuación y absorción másica de la base de datos del NIST** para el CsI y se ha aplicado la ecuación (6) de forma discreta para obtener los factores relativos:

$$f_{rel}(kV, PMMA) = \frac{\sum_i \Phi(E_i; kV, PMMA) \cdot \Delta E_i \cdot E_i \cdot \frac{\mu_{en}(E_i)}{\mu(E_i)} \cdot \left(1 - e^{-\frac{\mu(E_i)}{\rho} \rho d} \right)}{\sum_i \Phi(E_i; 80, 15 \text{ cm}) \cdot \Delta E_i \cdot E_i \cdot \frac{\mu_{en}(E_i)}{\mu(E_i)} \cdot \left(1 - e^{-\frac{\mu(E_i)}{\rho} \rho d} \right)} \quad (7)$$

* Siemens Healthineers, «Simulation of X-ray Spectra» Siemens Healthcare, [En línea]. Disponible: <https://www.oem-products.siemens-healthineers.com/x-ray-spectra-simulation>

** Hubbell, J.H. y Seltzer, S.M. (2004), Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4). [En línea] Disponible: <http://physics.nist.gov/xaamdi> [11/08/2021]. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.

Tabla 2. Coeficientes de ajuste para cada modelo de panel plano analizado y coeficientes del ajuste común para todos los paneles planos analizados. Tal y como se indica en la expresión (6) todos los coeficientes tienen las unidades correspondientes para que al introducir la tensión del tubo en kV y el espesor de PMMA en cm el f_{rel} sea adimensional. Fuente: Elaboración propia.

	TRIXELL	CANON	CARESTREAM	FUJI	GE	COMÚN
a_0	-6.808E-01	-1.148E+00	-9.204E-01	-1.026E+00	-6.404E-01	-8.831E-01
a_x	2.642E-02	4.801E-02	3.639E-02	3.204E-02	2.514E-02	3.360E-02
a_y	1.231E-02	1.846E-02	1.136E-02	3.951E-02	8.947E-03	1.812E-02
a_{x^2}	-1.210E-04	-3.910E-04	-2.470E-04	-1.619E-04	-1.134E-04	-2.069E-04
a_{y^2}	-8.516E-04	-8.280E-04	-1.269E-03	-2.408E-03	-9.008E-04	-1.251E-03
a_{xy}	4.023E-04	2.720E-04	5.455E-04	3.216E-04	5.318E-04	4.146E-04
a_{x^3}	6.325E-08	1.089E-06	5.837E-07	2.037E-07	7.603E-08	4.031E-07
a_{y^3}	1.660E-05	6.421E-06	1.272E-05	3.882E-05	9.519E-06	1.682E-05
a_{x^2y}	-1.991E-06	-2.140E-06	-2.770E-06	-2.373E-06	-2.890E-06	-2.433E-06
a_{xy^2}	-3.110E-06	1.074E-06	-1.390E-06	1.131E-06	-1.892E-06	-8.374E-07

Resultados

En la tabla 2 se muestran los coeficientes del ajuste (6) obtenidos para cada modelo de panel plano estudiado junto con los coeficientes del ajuste común. La desviación entre el factor relativo que se obtiene a partir del ajuste y el factor relativo medido experimentalmente se encuentra por debajo del 8% para todas las combinaciones. Más allá de esta diferencia se encuentran combinaciones de PMMA - kV que por tener un kV o un espesor extremo se alejan de las condiciones clínicas.

En la tabla 3 se muestran como ejemplo los valores de $EI/K_{a,i}$ medidos para uno de los paneles planos modelo Flashpad de General Electric. Se muestra también la desviación entre los factores relativos medidos y los obtenidos mediante los coeficientes de ajuste de la tabla 2 correspondientes al modelo Flashpad.

Por otro lado, en la tabla 4 se muestran los factores relativos teóricos estimados a partir de la expresión (7) para un espesor del cristal de 200 μm . En esta misma tabla se muestra también la comparación de los factores relativos teóricos con los factores relativos que obtenemos para cada modelo a partir de los coeficientes de ajuste de la tabla 2. Puesto que no se conoce el espesor

Tabla 3. Valores de $EI/K_{a,i}$ medidos para un panel plano modelo Flashpad de General Electric. Comparación con los factores relativos calculados a través de los coeficientes de ajuste del modelo que aparecen en la tabla 2. Fuente: Elaboración propia.

kV	Espesor (cm)	$EI/K_{a,i}$	f_{rel} medido	f_{rel} ajustado	Desv.
60	10	61.943	0.705	0.688	-2.40%
80	10	86.112	0.981	0.918	-6.42%
80	15	87.822	1.000	0.974	-2.63%
80	20	91.785	1.045	0.999	-4.45%
100	10	93.334	1.063	1.048	-1.42%
100	15	98.845	1.126	1.100	-2.26%
120	10	96.664	1.101	1.082	-1.70%
120	15	102.021	1.162	1.119	-3.64%

Tabla 4. Comparación de los factores relativos obtenidos mediante la expresión (7) y los medidos experimentalmente. Fuente: Elaboración propia.

kV	Esp. PMMA (cm)	f_{rel} (CsI 200 μ m)	TRIXELL	CANON	CARESTREAM	FUJI	GE
60	10	0.726	5.58%	-4.55%	1.10%	9.24%	5.47%
70	15	0.916	4.89%	-1.24%	2.74%	7.01%	5.37%
80	15	1.000	2.51%	-0.05%	-0.03%	3.55%	2.64%
80	20	1.056	3.64%	2.18%	5.13%	6.63%	5.64%
80	25	1.099	4.04%	4.90%	12.50%	8.30%	9.89%
100	10	0.998	-4.09%	-1.04%	-8.09%	-5.04%	-4.76%
100	20	1.090	-3.99%	0.85%	-4.01%	-2.20%	-2.75%
120	15	1.023	-8.35%	-1.03%	-12.76%	-8.55%	-8.73%
120	20	1.036	-8.91%	-0.55%	-10.99%	-7.45%	-7.70%

del cristal de CsI de los distintos modelos se ha elegido el espesor que hace que la diferencia entre los factores relativos teóricos y medidos sea mínima.

Discusión

Los resultados de la tabla 3 muestran que la eficiencia del detector varía considerablemente en función de la calidad del haz incidente. En general, se observa que la eficiencia de los paneles analizados es inferior para tensiones del tubo de rayos X bajos y espesores de atenuación bajos. Estas condiciones pueden encontrarse tanto en exploraciones de extremidades como en exploraciones pediátricas. Por lo que la aplicación de la expresión (2) para estimar el $K_{a,i}$ a partir del EI en estos casos, puede suponer cometer un error por encima del 30%.

Por otro lado, esta caracterización puede ser de gran utilidad para verificar el ajuste del menú anatómico en los sistemas digitales. Si se dispone de los factores relativos (4) que caracterizan la respuesta espectral del panel, los pasos para la estimación del $K_{a,i}$ serían los siguientes. En primer lugar, para evitar que un desajuste del índice de exposición influya en el resultado final, debemos medir el valor de $EI/K_{a,i}(kV_{ref}, PMMA_{ref})$ en las condiciones de referencia. Para ello, debe realizarse una adquisición con la tensión del tubo kV_{ref} y el espesor de atenuación $PMMA_{ref}$ correspondientes e irradiar el panel completo de forma homogénea. Es recomendable colocar el PMMA a la salida del haz para asegurar que el panel queda completamente cubierto y obtener el EI con el panel en su alojamiento, ya que algunos fabricantes emplean una calibración del EI independiente para las adquisiciones que se realizan

con el panel libre. En este caso, el $K_{a,i}$ debe estimarse bien sea mediante el valor medio de píxel de la imagen *For processing* y aplicando la función de calibración *f* o midiéndolo con un detector y aplicando factores de atenuación si fuera necesario. Una vez se ha determinado el $K_{a,i}$, se divide el EI por el $K_{a,i}$ y se obtiene el valor de $EI/K_{a,i}(kV_{ref}, PMMA_{ref})$. A continuación, se coloca el espesor de PMMA que sea representativo del espesor del paciente para la proyección en la que se quiere determinar el kerma en aire incidente y se adquiere con la técnica correspondiente. El siguiente paso consistiría en introducir el espesor de PMMA y el kV empleado para la adquisición en la ecuación (5) obteniendo el factor relativo. Después, se aplica la expresión (4) para obtener el valor de $EI/K_{a,i}(kV, PMMA)$. Finalmente, el $K_{a,i}$ se obtiene dividiendo el valor del EI de la proyección por el valor de $EI/K_{a,i}(kV, PMMA)$ calculado.

Este método permite comprobar que el $K_{a,i}$ con el que corta el control automático de exposición (CAE) para una proyección dada no ha variado de un control de calidad a otro y también permite comparar el $K_{a,i}$ que emplean los distintos sistemas para una misma proyección. No obstante, es necesario vincular el $K_{a,i}$ con parámetros como la relación señal-ruido (RSR) o figuras de índice de calidad (IQF), para determinar cuál es el $K_{a,i}$ óptimo para cada tarea.

Conclusiones

En este trabajo se presenta la caracterización espectral de varios modelos de paneles planos que se encuentran actualmente en el mercado. Siguiendo el método propuesto puede estimarse de forma sencilla

el $K_{a,i}$, aunque es necesario trabajar con parámetros como la RSR o IQF para establecer el $K_{a,i}$ óptimo para cada tarea.

Referencias

1. American Association of Physicists in Medicine. An Exposure Indicator for Digital Radiography, Report of AAPM Task Group 116. College Park, MD: AAPM; 2009.
2. International Electrotechnical Commission (IEC), Medical Electrical Equipment: Exposure Index of Digital X-Ray Imaging Systems. Definitions and requirements for general radiography, Geneva, Switzerland, 2008.
3. Boone J.M., X-ray production, interaction and detection in diagnostic imaging. In: Beutel J., Kundel H.L., Van Metter R.L. (eds), Handbook of medical imaging, Vol1, Physics and Psychophysics., SPIE, Bellingham, 2000.

Resultados de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre el control de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos en el ámbito de haces de fotones y electrones de radioterapia externa

Results of the SEFM's national survey on quality control of treatment planning systems within the scope of photon and electron beams in external radiotherapy

Alejandro García Romero¹, Víctor Hernández Masgrau², Montserrat Baeza Trujillo³, Antonio Teijeiro García⁴, Francisco Clemente Gutiérrez⁵, Daniel Morera Cano⁶

¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza

² Hospital Sant Joan de Reus, IISPV

³ Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla

⁴ Hospital Do Meixoeiro de Vigo

⁵ Complejo Hospitalario de Toledo

⁶ Instituto de Oncología de Palma de Mallorca

Fecha de Recepción: 25/07/2021 - Fecha de Aceptación: 16/08/2021

El grupo de trabajo sobre el control de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos se formó a finales de 2020 con el objetivo de actualizar las recomendaciones existentes dentro del ámbito del cálculo de haces de fotones y electrones. Una vez perfilados los objetivos del grupo, conocer la manera en la que trabajan los servicios de radiofísica al respecto en 2021 se determinó como uno de los primordiales y se decidió la elaboración de una encuesta que recogiera la práctica habitual en este ámbito y permitiera elaborar un mapa de situación a nivel nacional. Se presentan los resultados de la encuesta, contestada por el 55% de los centros españoles según la estimación realizada.

Palabras clave: Encuesta nacional, sistemas de planificación de tratamientos, control de calidad.

The SEFM task group on quality control (QC) of treatment planning systems (TPS) was created by the end of 2020 with the aim of updating existing recommendations within the scope of photon and electron beam calculations. One of the main goals that were pointed out when establishing the group purposes was to get an up-to-date map of current practices in TPS QC at the Spanish Medical Physics Departments. A national survey was designed and sent to all national centers. The percentage of centers that completed the survey reached 55%. In this report the results of the national survey are presented.

Key words: National survey, treatment planning systems, quality control.

*Correspondencia: agarciarom@salud.aragon.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.006>

Introducción y objetivos

El grupo de trabajo de control de calidad de sistemas de planificación de tratamientos se formó a finales de 2020 con el objetivo de actualizar las recomendaciones existentes en la planificación y verificación de planes de radioterapia externa de haces de fotones y electrones. En este contexto, el precedente dentro de la SEFM es el protocolo de control de calidad de sistemas de planificación del año 2005,¹ encontrándose también referencias en la legislación española.² El desarrollo y aumento de nuevas técnicas de tratamiento como la radioterapia de intensidad modulada (IMRT), la arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), la radiocirugía estereotáctica craneal (SRS) y la radioterapia estereotáctica extracranial (SBRT), así como el cambio en la manera en la que se producen y verifican los planes precisa de un nuevo enfoque y de unas nuevas recomendaciones que permitan garantizar y optimizar el proceso de control de calidad, tanto de los sistemas de planificación como de los planes clínicos que generan. Por lo tanto, una vez perfilados los objetivos del grupo, conocer la manera en la que trabajan los servicios de radiofísica al respecto en 2021 se determinó como uno de los primordiales y se decidió la elaboración de una encuesta que recogiera la práctica habitual en este ámbito que permitiera elaborar un mapa de la situación a nivel nacional.

Métodos

La plantilla se elaboró como formulario de *Google Forms*, que permite recoger las respuestas de manera ágil, y realiza un análisis preliminar bastante completo. La encuesta estuvo abierta durante tres meses para permitir la participación al mayor número posible de centros, y se cerró en junio de 2021. Era una encuesta anónima y se envió una por centro.

La encuesta se dividió en tres partes o ámbitos identificados. En la primera parte se preguntaba por el número y tipo de casos planificados en cada centro, con qué sistemas de planificación y con qué algoritmos de cálculo de dosis. En la segunda, se preguntaba por los controles y aspectos relacionados con el control de calidad del sistema de planificación. Por último, en la tercera parte se preguntaba por los procedimientos y equipamiento usados en el centro para la verificación de planes. Un resumen de la plantilla de preguntas puede verse en la tabla 1.

Resultados

Contestaron 48 centros, de unos 87 estimados con actividad asistencial en radioterapia, lo cual representa una participación de aproximadamente el 55% de los

centros, que puede considerarse una muestra representativa.

Pregunta 1.1. Aproximadamente ¿qué número de planificaciones de radioterapia externa se realizan en el servicio al año?

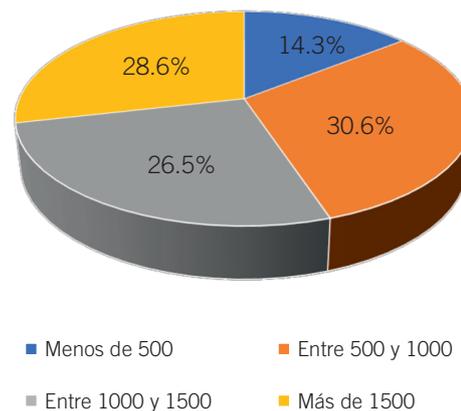


Fig. 1. Distribución de centros por número de planificaciones al año.

Pregunta 1.2. ¿Cuál es el reparto en porcentaje por tipo de técnica de irradiación de los planes realizados?

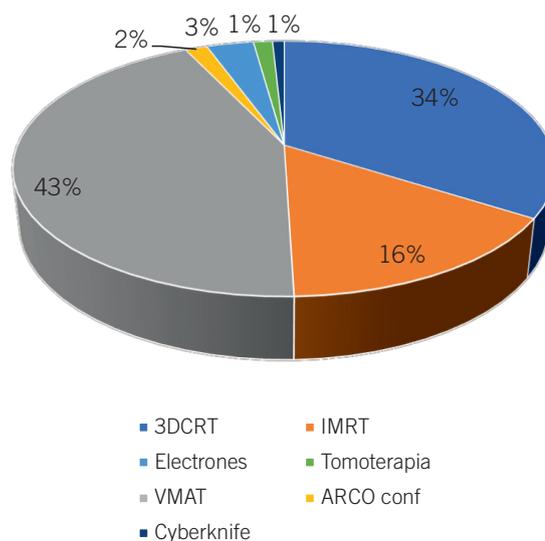


Fig. 2. Distribución de las técnicas de tratamiento planificadas. Los valores representan un promedio de los porcentajes consignados en cada encuesta, sin ponderar por el número de planes realizados en cada centro.

Tabla 1. Preguntas incluidas en la encuesta y código numérico correspondiente.

Ámbito	Pregunta	Código
Planes de tratamiento, técnicas y algoritmos utilizados	Aproximadamente ¿qué número de planificaciones de radioterapia externa se realizan en el servicio al año?	1.1
	¿Cuál es el reparto en porcentaje por tipo de técnica de irradiación de los planes realizados?	1.2
	¿Cuál es aproximadamente el porcentaje de planes de SBRT/SRS realizados?	1.3
	¿De qué sistemas de planificación de radioterapia externa se dispone?	1.4
	¿Qué algoritmos se utilizan para cada técnica?	1.5
Control de calidad de sistemas de planificación	Señale qué tipo de pruebas se realizan en el centro sobre el sistema o sistemas de planificación (periodicidad y tipo)	2.1
	Si se realizan pruebas periódicas al sistema de planificación, ¿a qué elementos del proceso se dirigen?	2.2
	Cuando se pone en marcha una nueva unidad de tratamiento, ¿se miden puntos de dosis, perfiles o PDDs para campos distintos de los de referencia?	2.3
	¿Se generan máquinas o unidades de tratamiento distintas en el sistema de planificación para el cálculo de campos pequeños?	2.4
	Respecto al proceso de planificación de tratamientos, ¿se usan plantillas o protocolos detallados para nombre y delimitación de volúmenes, márgenes asignados, configuración de haces, parámetros de optimización, parámetros de cálculo o criterios de evaluación del plan?	2.5
Verificación de planes de tratamientos	¿Qué tipo de sistemas de verificación de planes se usan en el centro?	3.1
	Si se realizan planes de 3DCRT, ¿cómo se verifican?	3.2
	¿Qué equipamiento o software comercial se utiliza para verificar los planes de VMAT/IMRT?	3.3
	Con dicho equipamiento o software, ¿qué criterio gamma de aceptación de planes se utiliza?	3.4
	Si se realizan planes de con algún tipo de modulación de intensidad, ¿cómo se verifican?	3.5
	Sobre el porcentaje de planes verificados, ¿cuál es la frecuencia de rechazo de planes tras la verificación pretratamiento?	3.6
	¿Qué criterios se usan para rechazar un plan tras la verificación?	3.7
	¿Se realizan en el centro verificaciones "end-to-end"?	3.8
	¿Se realizan en el centro auditorías externas?	3.9

Pregunta 1.3. ¿Cuál es aproximadamente el porcentaje de planes de SBRT/SRS realizados?

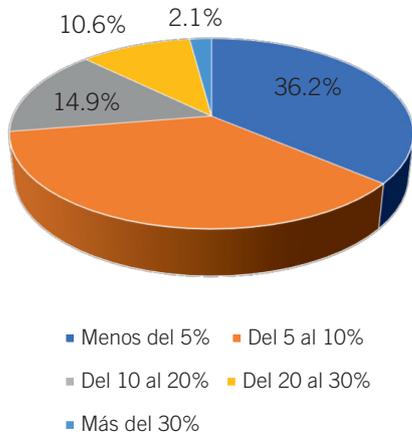


Fig. 3. Distribución de centros según la proporción de planes de SRS/SBRT al año.

Realizando una suma ponderada de los porcentajes acumulados entre todos los centros de la muestra analizada, se obtiene que el porcentaje total de planes de SBRT/SRS al año alcanza el 10% a nivel nacional.

Pregunta 1.4. ¿De qué sistemas de planificación de radioterapia externa se dispone?

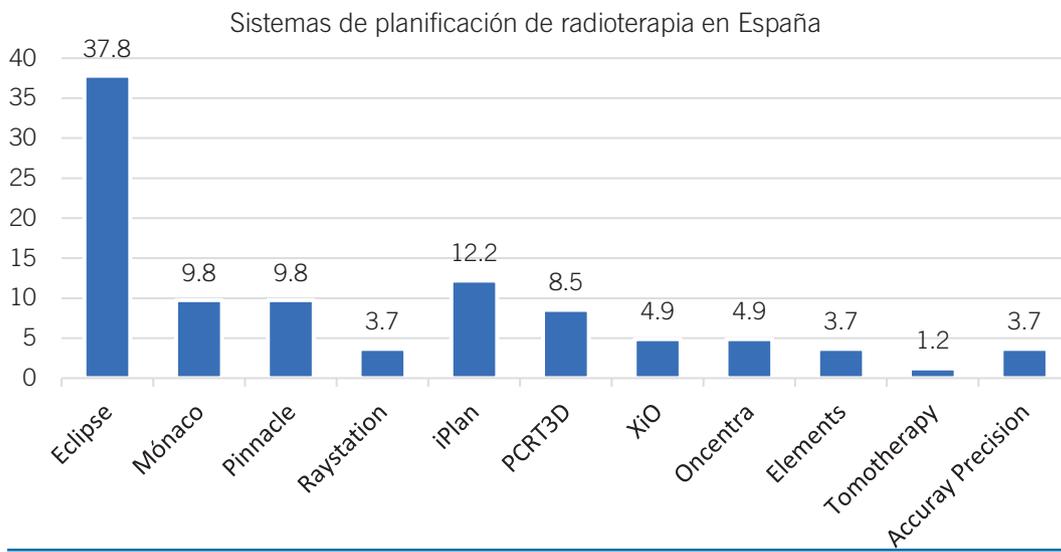


Fig. 4. Distribución de los sistemas de planificación declarados por cada centro.

Según la estimación de la muestra, el sistema de planificación más utilizado es *Eclipse (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)* con una destacada diferencia respecto a los demás.

Pregunta 1.5. ¿Qué algoritmos se utilizan para cada técnica?

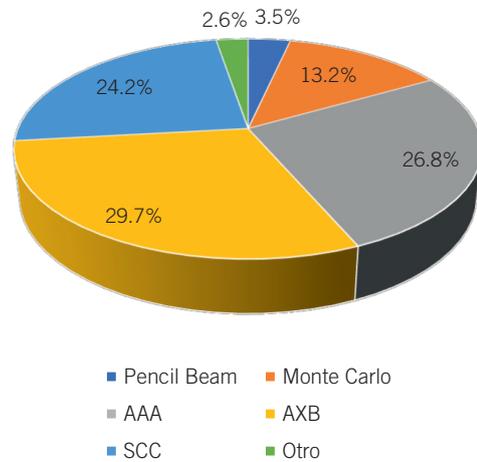


Fig. 3. Distribución de centros según la proporción de planes de SRS/SBRT al año.

Según los datos recogidos en la muestra, *Acuros XB* o *AXB (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA)* es el algoritmo de cálculo de dosis más empleado, seguido por el Algoritmo Anisotrópico Analítico (AAA) y Superposición de Cono Colapsado (SCC).

Pregunta 2.1. Señale qué tipo de pruebas se realizan en el centro sobre el sistema o sistemas de planificación (periodicidad y tipo)

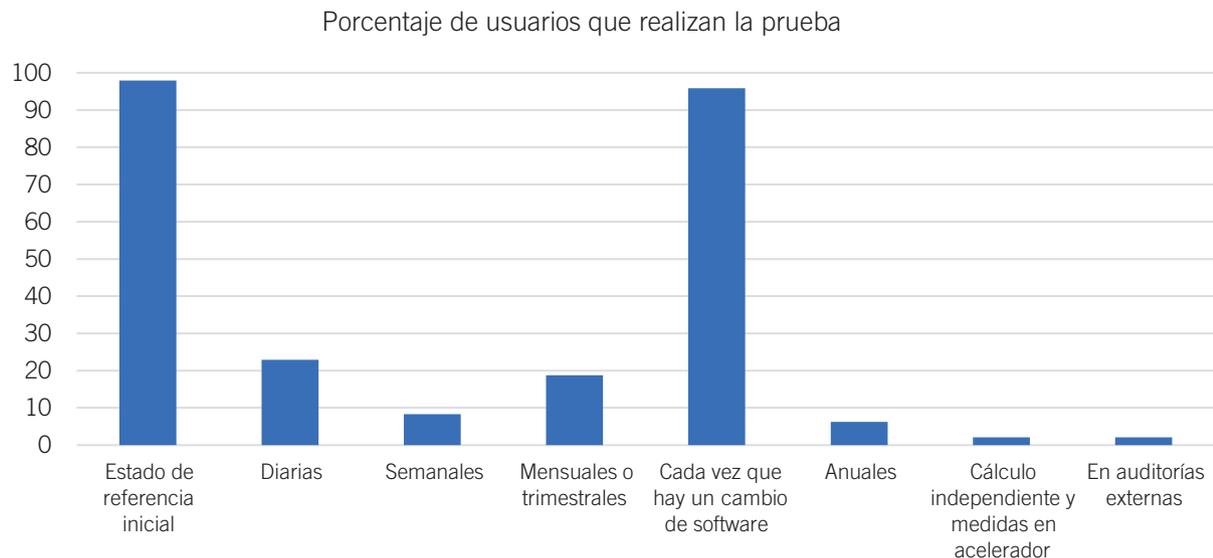


Fig. 6. Porcentaje de usuarios que realizan cada tipo de prueba sobre el sistema de planificación.

Los usuarios mayoritariamente realizan pruebas al sistema de planificación para fijar el estado de referencia inicial y tras cambio de software. Las pruebas periódicas son menos frecuentes entre centros.

Pregunta 2.2. Si se realizan pruebas periódicas al sistema de planificación, ¿a qué elementos del proceso se dirigen?

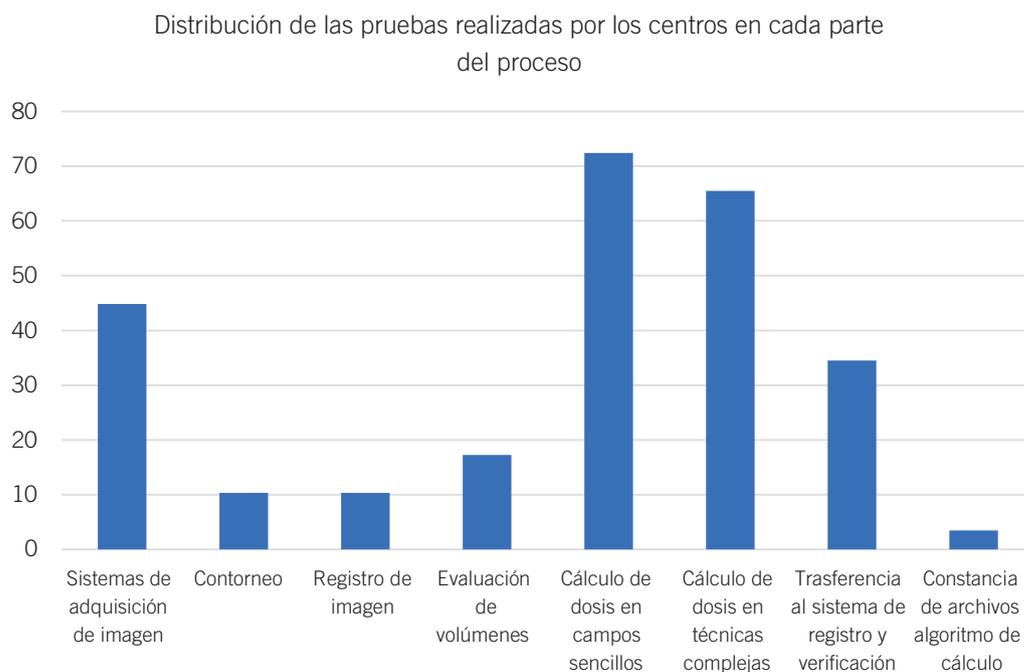


Fig. 7. Distribución de las pruebas realizadas por los centros en cada parte del proceso de radioterapia.

Pregunta 2.3. Cuando se pone en marcha una nueva unidad de tratamiento, ¿se miden puntos de dosis, perfiles o PDDs para campos distintos de los de referencia?

Todos los usuarios encuestados miden puntos de dosis, perfiles o porcentajes de dosis en profundidad (PDDs) para campos distintos a los de referencia.

Pregunta 2.4. ¿Se tienen generadas en el sistema de planificación máquinas distintas para campos pequeños?

Un 17% de los encuestados (8), usan máquinas distintas modeladas para tratamientos que involucren campos pequeños, siendo la gran mayoría de ellos (7) usuarios de *Eclipse*.

Pregunta 2.5. Respecto al proceso de planificación de tratamientos, ¿se usan plantillas o protocolos detallados para los siguientes aspectos?

Tabla 2. Usuarios que emplean plantillas o protocolos detallados en cada aspecto consignado del proceso de planificación.

	Sí	No	Parcialmente
Nombres de los volúmenes	26	3	19
Delimitación de volúmenes anatómicos	15	10	22
Márgenes asignados	17	12	19
Configuración de los haces	21	7	20
Parámetros de optimización	18	9	21
Parámetros de cálculo	36	4	8
Criterios de evaluación del plan	24	7	17

Si se analizan las repuestas centro a centro, de las 48 encuestas recibidas, el 45% (22) cuenta con plantillas o protocolos en todos los aspectos, al menos parcialmente.

Pregunta 3.1. ¿Qué tipo de sistemas de verificación de planes se usan en el centro?

Tabla 3. Frecuencia de uso de los diversos tipos de sistemas de verificación.

Respuesta	Frecuencia	Porcentaje
Medidas cerca del isocentro con matrices de detectores	36	23.5%
Medidas de fluencia a la salida del colimador con matrices de detectores	9	5.9%
Medidas con el EPID pretratamiento o durante el tratamiento	28	18.3%
Medidas puntuales con cámara de ionización y/o planos con película en un maniquí	28	18.3%
Medidas basadas en la señal de una cámara monitora de transmisión	1	0.7%
Cálculos redundantes de la matriz de dosis a partir del DICOM del plan exportado	21	13.7%
Cálculos redundantes de la matriz de dosis a partir de los logs generados en la unidad	8	5.2%
Cálculo independiente en un punto de dosis o verificación del número de UM	22	14.4%

Pregunta 3.2. Si se realizan planes de 3DCRT, ¿cómo se verifican?

Sigue siendo mayoritaria (47.9%) la verificación redundante de unidades de monitor (UM) en uno o varios puntos discretos para planes de radioterapia conformada (3DCRT), mientras que en el 22.9% de los casos se evalúa la distribución de dosis en toda la matriz. Por el contrario, en el 29.2% de los centros no se realiza verificación alguna.

Pregunta 3.3. ¿Qué equipamiento o software comercial se utiliza para verificar los planes de VMAT/IMRT?

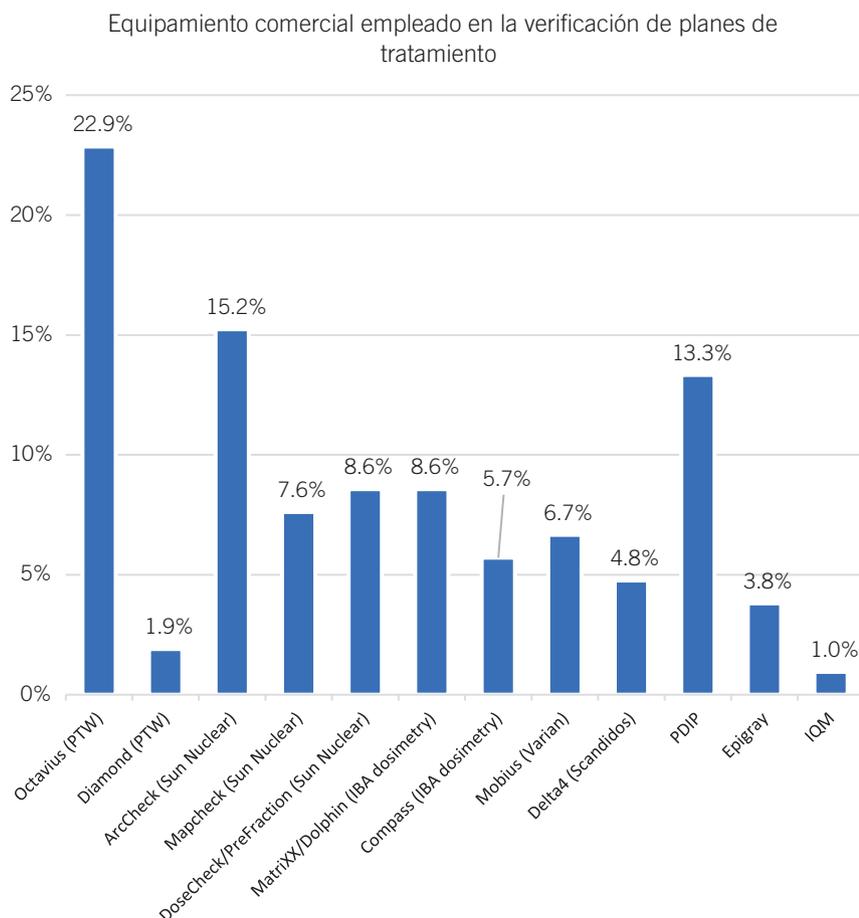


Fig. 8. Distribución del equipamiento empleado entre los centros para la verificación de los planes de tratamiento.

Los resultados muestran una gran variabilidad, tanto en dispositivos como modalidad del equipamiento (medidas con matrices de detectores, cálculo independiente, etc.), siendo *Octavius (PTW Dosimetry, Friburgo, Alemania)*, seguido de *ArcCheck (Sun Nuclear, Melbourne, FL)*, los dos sistemas más utilizados.

Pregunta 3.4. ¿Qué criterio gamma de aceptación del plan usa con el equipamiento o software comercial usado en la verificación de los planes?

La pregunta estaba separada en verificaciones usando la respuesta del detector directamente y aquellas que usan una matriz 3D reconstruida a partir de las medidas. En función de la técnica (VMAT/IMRT o SRS/SBRT) las frecuencias de utilización de los sistemas han

sido del 58% para la reconstrucción 3D para VMAT/IMRT y, por lo tanto, 42% para la evaluación basada en la medida directa del detector. Los resultados son similares para las técnicas SRS/SBRT: 57% para reconstrucción 3D frente al 43% basado en respuesta directa del detector.

Estos resultados indican que la verificación de los planes de tratamiento se basa principalmente en la reconstrucción de una matriz 3D, aunque ambos tipos de evaluación conviven y son ampliamente utilizados.

En cuanto a la evaluación de las distribuciones de dosis mediante el criterio de índice gamma³ considerado por técnica radioterápica y sistema de medida (detector/reconstrucción 3D), el criterio (3%,3mm) es el más extendido, tanto en VMAT/IMRT como en SBRT/SRS. No obstante, se observa que en la técnica SRS/SBRT se emplean criterios más estrictos como (3%,1mm) o (2%,1mm).

Tabla 4. Porcentaje de uso de cada criterio de índice gamma según la técnica y el tipo de reconstrucción empleado.

Técnica y reconstrucción	Criterio	Respuestas	Porcentaje
IMRT/VMAT Reconstrucción 3D	Total	44	
	3%/3mm	26	59%
	3%/2mm	8	18%
	2%/2mm	10	23%
IMRT/VMAT Respuesta del detector	Total	32	
	3%/3mm	14	44%
	3%/2mm	10	31%
	2%/2mm	8	25%
SRS/SBRT Reconstrucción 3D	Total	32	
	3%/3mm	14	44%
	3%/2mm	5	16%
	2%/2mm	5	16%
	3%/1mm	5	16%
	2%/1mm	3	9%
SRS/SBRT Respuesta del detector	Total	24	
	3%/3mm	4	17%
	3%/2mm	7	29%
	2%/2mm	8	33%
	3%/1mm	5	21%
	2%/1mm	0	0%

En cuanto a la tasa de paso utilizada con mayor frecuencia, todos los centros emplean el 95% para alguna de las verificaciones y, junto a este criterio, el 31% de los centros usan el 90% y el 11% el 85%.

Respecto al uso de un criterio global o local para la normalización, el global es usado por la mayoría de los centros como único método de normalización o en combinación con el criterio local.

Tabla 5. Porcentaje de uso de cada tipo de criterio de aceptación según la normalización.

Criterio de aceptación local o global	Porcentaje
Local	29%
Global	55%
Local + global	16%

Pregunta 3.5. Si se realizan planes de con algún tipo de modulación de intensidad, ¿cómo se verifican?

Tabla 6. Distribución de centros según el tipo de verificación de los planes con modulación de intensidad.

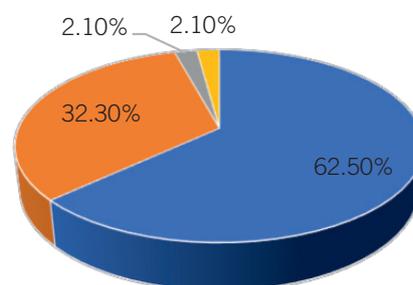
Respuesta	Frecuencia	Porcentaje
En función de la complejidad estimada se hacen más o menos verificaciones, que incluyen medidas en la unidad de tratamiento en algunos casos	7	14.6%
Todos los planes se verifican en la unidad de tratamiento midiendo de una u otra manera	38	79.2%
Se verifican algunos planes de manera aleatoria midiendo en la unidad, el resto solo se calculan de manera redundante	1	2.1%
Se seleccionan planes escogidos para verificar periódicamente, no verificándose en máquina planes que son similares y que ya se han verificado tras la puesta en marcha de la técnica	1	2.1%
No se verifican midiendo en la unidad más que aquellos que se consideran especialmente complejos y cuando se ponen en marcha nuevas técnicas	1	2.1%
Solo se hace verificación redundante con un recálculo de la matriz	0	0.0%
No se verifican de ninguna manera	0	0.0%

Pregunta 3.6. Sobre el porcentaje de planes verificados, ¿cuál es la frecuencia de rechazo de planes tras la verificación pretratamiento?

En el 91.5% de los centros, la frecuencia de rechazo de planes tras la verificación pretratamiento es inferior

al 5%, mientras que en el 6.3% la tasa de rechazo es menor al 10%. Por el contrario, en el 2.1% de los centros nunca ha sido necesario rechazar un plan una vez verificado.

Pregunta 3.7. ¿Qué criterios se usan para rechazar un plan tras la verificación?



- Se incumple el criterio gamma establecido
- Se evalúa si hay repercusión clínica y se acepta el plan si no la hay
- Criterio gamma + estimación de la repercusión clínica
- Achacable al sistema de detección

Fig. 9. Clasificación de los criterios de rechazo de los planes de tratamiento.

Pregunta 3.8 ¿Se realizan en el centro verificaciones “end-to-end”?

Tabla 7. Distribución de centros clasificados según la realización de verificaciones “end-to-end”.

Respuesta	Frecuencia	Porcentaje
Sí, de manera periódica para todas las técnicas complejas	3	6.3%
Sí, al ponerse en marcha técnicas complejas, pero no de manera periódica	29	60.4%
Sí, para todas las técnicas	1	2.1%
No, cada parte del proceso tiene su control de calidad, pero no se sigue el proceso en un maniquí de principio a fin	14	29.2%
En Cyberknife E2E son periódicas	1	2.1%

Por lo tanto, mayoritariamente se aplica en la práctica el concepto “end-to-end”⁴ que consiste en una verificación en un maniquí en la que se sigue todo el proceso radioterápico de principio a fin, para técnicas complejas, si bien no está extendido el uso para el control de calidad periódico.

Pregunta 3.9 ¿Se realizan en el centro auditorías externas?

Tabla 8. Distribución de centros clasificados según la realización de auditorías externas.

Respuesta	Frecuencia	Porcentaje
Nunca	10	22.2%
De manera periódica	12	26.7%
De manera muy puntual	23	51%

Discusión y conclusiones

Las conclusiones principales de la encuesta son:

- El 60% de los planes que se calculan hoy día en España, según la muestra, se llevan a cabo con técnicas de modulación de intensidad.
- El porcentaje de planes de tratamiento de radiocirugía craneal o extracraneal, SRS/SBRT, representa aproximadamente el 10% de los planes totales, lo que supone un número de pacientes elevado, en torno a 12000 planes al año (sobre una estimación anual de 120000 planes de tratamiento, basada en un 60% de pacientes oncológicos con indicación de radioterapia y tomando la cifra anual de casos en España).
- El sistema de planificación *Eclipse* es, con diferencia, el más extendido. Representa el 40% de los sistemas analizados, y se usa en el 64% de los centros, en algunos casos junto con otros sistemas de planificación.
- Los algoritmos AAA y AXB son los más utilizados debido, precisamente, a la presencia mayoritaria del planificador *Eclipse* (27% y 29%, respectivamente). Monte Carlo alcanza un uso del 13%. Superposición de cono colapsado se usa en el 24% de los planes y el uso de algoritmos *Pencil Beam* es ya muy reducido (3.5%). El 85% de centros realiza tratamientos con haces de electrones y en el 75% de los casos se calculan mediante Monte Carlo.
- Los controles de calidad del sistema de planificación que se realizan actualmente se basan mayoritariamente en las pruebas de aceptación, el establecimiento del estado de referencia inicial y controles tras actualizaciones del sistema. La realización de pruebas periódicas (diarias, mensuales o trimestrales) no está tan extendida pese a que ha sido frecuentemente recomendada o regulada.^{1,2}
- Todos los centros miden campos fuera de los de referencia cuando se pone en marcha una nueva unidad para asegurar el correcto modelado de estas en el sistema de planificación.
- Un porcentaje no despreciable de usuarios, 17%, modelan diferentes unidades dedicadas a tratamientos con campos pequeños, casi todos con el sistema de planificación *Eclipse* (7 de 8).
- Una mayoría de centros usan plantillas y protocolos para automatizar o sistematizar los procesos de contorno, optimización, cálculo y planificación, y casi todos tienen, al menos parcialmente, estas plantillas implementadas en el proceso, siendo menos frecuente el uso de protocolos para la delimitación de volúmenes o la asignación de márgenes.

- Un tercio de los centros encuestados no hacen cálculo redundante en 3DCRT de ningún tipo pese a existir recomendaciones al respecto.⁵⁻⁸
- Criterio de aceptación basada en índice gamma: Un centro tipo en España utiliza un criterio de 3%/3mm para la evaluación de las distribuciones de dosis, mayoritariamente reconstruidas en 3D frente a las obtenidas directamente a partir de la respuesta de un detector, con una tasa de paso del 95% y una normalización global. Esto contrasta con las actuales recomendaciones internacionales de usar un criterio gamma de 3%/2mm.⁹ En general, los centros usan criterios más estrictos para los tratamientos SRS/SBRT que para IMRT/VMAT.
- En el caso de tratamientos de SRS/SBRT hay centros que, para obtener una mayor resolución espacial, combinan las medidas de verificación pretratamiento con detector o las reconstrucciones 3D con dosimetría basada en película radiocrómica.
- La mayoría de los centros aplica el criterio de índice gamma independientemente de la complejidad del tratamiento. La tasa de planes rechazados es menor del 5% en el 90% de los centros encuestados. La mayoría (>60%) usa esta métrica como único criterio de aceptación, y en un 33% de los centros se evalúa su repercusión clínica a nivel de volúmenes blanco y órganos de riesgo.
- En la mayoría de los casos, las verificaciones "end-to-end" se usan para la puesta en marcha de técnicas complejas, pero se realizan de manera periódica únicamente en el 10% de los centros. Recientemente, diversas publicaciones han destacado la conveniencia de realizar este tipo de verificaciones.^{4,10-13}
- En cuanto a las auditorías externas, de manera periódica solo se realizan en el 19% de los centros, seguramente dentro de los ensayos clínicos en los que son requeridas de manera obligatoria (típicamente financiadas). Este tipo de auditorías han demostrado su eficacia en la última década para señalar posibles errores relacionados con los sistemas de planificación.¹⁴⁻¹⁶

Toda la información extraída de la encuesta será utilizada en unas futuras recomendaciones que están en elaboración por parte del grupo de trabajo de sistemas de planificación en radioterapia externa.

Agradecimientos

Queremos agradecer la participación a todos los usuarios que respondieron a la encuesta, así como a

Mónica Ortiz Seidel, por su contribución en el diseño de esta.

Referencias

1. Millan-Cebrian E, Garcia-Vicente F, Delgado-Rodríguez JM. Protocolo de Control de Calidad de Sistemas de Planificación En Radioterapia y Braquiterapia. (SEFM, ed.). SEFM; 2005.
2. del ESTADO BO. REAL DECRETO, 1566/1998, 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Boletín Of del Estado. 1998;29383-29395. papers2://publication/uuid/099423F4-7378-45A5-AE99-CD26B6AA-BEA3.
3. Low D a, Harms WB, Mutic S, Purdy J a. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys. 1998;25(5):656-661. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9608475>.
4. Kazantsev P, Lechner W, Gershkevitch E, et al. IAEA methodology for on-site end-to-end IMRT / VMAT audits : an international pilot study. Acta Oncol (Madr). 2019;0(0):1-8. doi:10.1080/0284186X.2019.1685128
5. Mikael Karlsson, Anders Ahnesjö, Dietmar Georg, Tufve Nyholm JO. Independent Dose Calculations. Concepts and Models. Estro Booklet No10.; 2010.
6. Dyk J Van, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1993;26(2):261-273. doi:10.1016/0360-3016(93)90206-B
7. Rosser KE, Bedford JL. Application of a new dosimetry formalism to volumetric modulated arc therapy (VMAT). Phys Med Biol. 2009;54(23):7045-7061. doi:10.1088/0031-9155/54/23/001
8. Sharpe MB. IAEA Technical Reports Series No. 430: Commissioning And Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer. Med Phys. 2006;33(2):561-561. doi:10.1118/1.2167371
9. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys. 2018;45(4):e53-e83. doi:10.1002/mp.12810
10. Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study. Radiother Oncol. 2008;89(3):338-346. doi:10.1016/j.radonc.2008.07.007
11. Kry SF, Dromgoole L, Alvarez P, et al. Radiotherapy deficiencies identified during on-site dosimetry visits by the IROC HoustonQA Center. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2017;99(5):1094-1100. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.08.013
12. Wesolowska P, Georg D, Lechner W, et al. Testing the methodology for a dosimetric end-to-end audit of IMRT/VMAT: results of IAEA multicentre and national studies. Acta Oncol (Madr). 2019;58(12):1731-1739. doi:10.1080/0284186X.2019.1648859
13. Lehmann J, Alves A, Dunn L, et al. Dosimetric end-to-end tests in a national audit of 3D conformal radiotherapy. Phys Imaging Radiat Oncol. 2018;6(October 2017):5-11. doi:10.1016/j.phro.2018.03.006
14. Carson ME, Molineu A, Taylor PA, Followill DS, Stingo FC, Kry SF. Examining credentialing criteria and poor performance indicators for IROC Houston's anthropomorphic head

- and neck phantom. *Med Phys.* 2016;43(12):6491-6496. doi:10.1118/1.4967344
15. Glenn MC, Peterson CB, Howell RM, Followill DS, Pollard-Larkin JM, Kry SF. Sensitivity of IROC phantom performance to radiotherapy treatment planning system beam modeling parameters based on community-driven data. *Med Phys.* 2020. doi:10.1002/mp.14396
 16. Clark CH, Jornet N, Muren LP. The role of dosimetry audit in achieving high quality radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2018;5:85-87. doi:10.1016/j.phro.2018.03.009



Revisión de Artículos

Francisco Clemente*

Comité de Redacción.

Estimados compañeros,

Como es habitual, quiero comenzar la sección agradeciendo sinceramente a los compañeros que, de forma desinteresada, han contribuido a enriquecer la presente sección de la revista.

En primer lugar, se presenta un estudio acerca del uso de blindajes sobre pacientes para la protección de tejidos durante las exploraciones de radiodiagnóstico, contando con la colaboración de Cristian Candela. A continuación, Enric Fernández nos presenta un trabajo que analiza la calidad de exploraciones de CT dual, concretamente las imágenes virtuales monoenergéticas. Seguidamente, se recoge un estudio acerca del empleo de películas radiocrómicas para la dosimetría de protones hasta 10 MeV, a cargo de Daniel Sánchez-Parcerisa. Araceli Gago nos presenta también un interesante estudio de modelado radiobiológico a dosis altas en el tratamiento de cáncer de pulmón. En la quinta reseña, se recoge un estudio, ofrecido por Javier Vijande, acerca de la intercomparación entre los datos de fabricante y medidas clínicas para diversas fuentes de braquiterapia. Para concluir, Óscar Pera presenta una interesante aplicación de la impresión 3D a los tratamientos de braquiterapia.

Agradeciendo una vez más a los autores por su tiempo y colaboración, me despidió deseando que la sección sea de vuestro agrado.

Un fuerte abrazo.

* Correspondencia
Email: pclementegutierrez@gmail.com



Use of out-of-field contact shielding on patients in medical imaging: A review of current guidelines, recommendations and legislative documents

Candela-Juan C, Ciraj-Bjelac O, Sans Merce M, Dabin J, Faj D, Gallagher A, de Las Heras Gala H, Knežević Z, Malchair F, De Monte F, Simantirakis G, Theodorakou C
Phys Med 2021;86:44-56.

Cristian Candela Juan

Centro Nacional de Dosimetría (CND), Instituto Nacional de Gestión Sanitaria, Valencia, España.

ccanjuan@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Este estudio se inició en 2019 en el seno del Grupo de Trabajo WG12 del *European Radiation Dosimetry Group* (EURADOS). El objetivo fue evaluar el grado de consenso existente entre la legislación de distintos países, así como entre las recomendaciones de sociedades y organismos científicos nacionales e internacionales, en relación al uso de blindajes sobre pacientes para proteger determinados órganos y tejidos durante las exploraciones de radiodiagnóstico. La motivación para llevar a cabo esta revisión bibliográfica era poder concluir si existía un claro consenso o, por el contrario, si era necesario actualizar la legislación y las recomendaciones vigentes con el fin de fomentar la mejor práctica posible con la tecnología y con los conocimientos actuales.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Esta revisión bibliográfica incluye tanto documentos legislativos nacionales como guías y recomendaciones, la mayoría de ellas no publicadas en revistas científicas indexadas. Por lo tanto, tuvimos que realizar una búsqueda minuciosa, así como solicitar la colaboración de contactos nacionales, tanto para conocer los documentos existentes en vigor como, en algunos casos, para poder traducirlos o interpretarlos adecuadamente. Además, algunos de los documentos evaluados son ambiguos o poco específicos y no resultó trivial clasificarlos en alguna de las categorías que definimos. Por poner un ejemplo, en España, el Real Decreto 1085/2009 establece que “En las instalaciones se deberá disponer de las prendas de protección adecuadas con objeto de que sean utilizadas por el operador y para proteger al paciente si fuese necesario.” Sin embargo, este Real Decreto no define en qué casos se considera “necesario” o quién lo debe determinar.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

La conclusión más importante del estudio es que, en general, no hay consenso entre las recomendaciones de distintos organismos y sociedades científicas y profesionales en relación al uso de blindajes sobre pacientes sometidos a exploraciones de radiodiagnóstico. También hay demasiadas recomendaciones que no son suficientemente claras desde el punto de vista práctico. Otra de las conclusiones es que el uso de estos blindajes se trata de forma más específica en guías y recomendaciones, no en documentos legislativos, los cuales se centran más en la necesidad de aplicar medidas de protección adecuadas y de disponer de los blindajes para cuando se requieran. En el estudio se identifican otras conclusiones adicionales, analizadas en el artículo publicado en función de la modalidad de imagen (radiografía convencional, fluoroscopia, TC, mamografía y radiografía dental) y del órgano o tejido a proteger.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El estudio pone de manifiesto la necesidad de elaborar un documento de consenso actualizado, claro y conciso, al menos a nivel europeo, en relación al uso de blindajes sobre pacientes sometidos a exploraciones de radiodiagnóstico. Esto permitirá llevar a cabo una práctica más adecuada y consistente en todas las instalaciones, a la vez que minimizará la confusión de pacientes y trabajadores. Algunos autores del estudio fuimos invitados a formar parte de un grupo con representantes de diferentes sociedades científicas y profesionales europeas con interés directo en la protección de los pacientes sometidos a exploraciones con radiaciones ionizantes. Uno de los objetivos principales de este último grupo ha sido elaborar el citado documento de consenso.



Determination Of The Optimal Range For Virtual Monoenergetic Images In Dual-Energy Ct Based On Physical Quality Parameters

Fernández-Velilla E, González MA, Quera J, Pera O, Sanz X, Foro P, Membrive I, Rodríguez de Dios N, Reig A, Algara M
 Med Phys 2021;48:5085-95.

Enric Fernández-Velilla Ceprià

Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital del Mar, Barcelona.
 Universitat Pompeu Fabra. Barcelona.
efernandezvelilla@psmar.cat

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En primer lugar, queremos agradecer a la revista habernos dado la posibilidad de compartir nuestro estudio y resultados con los socios de la SEFM.

En 2017 pusimos en marcha el nuevo Servicio de radioterapia del Hospital del Mar de Barcelona. Entre los nuevos equipos figuraba uno de los primeros TC para simulación Siemens Somatom Confidence de Europa. Entre las posibilidades que nos ofrecía, pusimos en marcha la TC de Doble Energía (DECT) para tumores de cabeza y cuello. Sin embargo, aunque la literatura recogía múltiples estudios de sus ventajas clínicas, no encontramos una validación de las imágenes siguiendo los parámetros comunes de calidad basados en criterios físicos. Concretamente analizamos la calidad de las imágenes virtuales monoenergéticas (VME) y las comparamos con las estándar de kilovoltaje único (SECT) a 120 kV. Puesto que el beneficio de la VME de bajas energías se debe principalmente a la potenciación del contraste yodado, introdujimos también las series a 80 kV SECT en el estudio para comprobar si las VME a bajas energías también eran superiores a ellas.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

La dificultad a la que nos enfrentamos fue la referente a los criterios de calidad aceptables: Así como algunos factores de calidad tienen criterios de aceptación absolutos, proporcionados ya sea por los propios fabricantes o por protocolos de estandarización (por ejemplo, la uniformidad de la imagen, la calibración de HU o la desviación estándar del ruido), otros eran de tipo comparativo y solo permitían dar una idea de mejora o empeoramiento respecto a sus valores a 120kV. Este fue el caso de la resolución a bajo contraste, la Función de Transferencia de la Modulación (MTF) o el espectro de ruido (Noise Power Spectrum o NPS).

El principal reto consistió en la realización de los cálculos de los parámetros de calidad. El método que utilizamos fue la realización de todos ellos mediante macros de Visual Basic en Microsoft Excel, lo que exigía la conversión de las imágenes DICOM en archivos de texto para su posterior importación a Excel.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Nuestro estudio presenta el método utilizado de manera ordenada, pudiendo considerarse una guía resumida y sencilla para aquellos que quieran comprobar la calidad de cualquier tipo de imágenes. En concreto para las VME en cabeza y cuello pudimos verificar que realmente ofrecen una mejora del contraste respecto a 80 kV y 120 kV. Sin embargo, las series a energías realmente bajas (40 keV) presentaban niveles de ruido y falta de uniformidad que las hacían de uso no recomendable, y las de energías a partir de 55 keV no presentaban ninguna ventaja respecto a 80 kV. Resumiendo, la ventana en la que las imágenes VME proporcionaban un beneficio neto era estrecha, entre 45 y 55 keV.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Nuestro estudio sirve de ejemplo estructurado de cómo validar una técnica nueva en TC de simulación. En nuestro caso observamos que la Doble Energía proporcionaba imágenes de buena calidad con una mejora del contraste en el yodo, aunque solo en un rango de energías estrecho. En nuestra profesión la innovación tecnológica es constante, haciendo necesario verificar si las nuevas técnicas proporcionan un beneficio real y en qué condiciones de utilización. Sin duda el conocimiento profundo de los sistemas y equipos es una de las competencias más importantes de la Radiofísica Hospitalaria, y tener profesionales con capacidad de hacer balance de la utilidad de la nueva tecnología se convierte en una pieza fundamental de la medicina moderna.

Radiochromic film dosimetry for protons up to 10 MeV with EBT2, EBT3 and unlaminated EBT3 films

Sanchez-Parcerisa D, Sanz-García I, Ibáñez P, España S, Espinosa A, Gutiérrez-Neira C, López A, Antonio Vera JA, Mazal A, Fraile LM, Udías JM
Phys Med Biol 2021;20;66.

Daniel Sanchez Parcerisa

Grupo de Física Nuclear, EMFTEL and IPARCOS, Universidad Complutense de Madrid, CEI Moncloa, Madrid, España.
dsparcerisa@ucm.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En el Grupo de Física Nuclear de la UCM estamos realizando una serie de experimentos de radiobiología con el haz de protones de 10 MeV de CMAM, y para ello necesitamos tener una dosimetría precisa. Utilizamos tasas de dosis muy altas (>100 Gy/s) para estudiar el efecto FLASH. Las películas radiocrómicas han demostrado tener una respuesta independiente a la tasa de dosis, pero con protones de este rango de energías (0-10 MeV), su eficiencia decae sensiblemente según aumenta el LET (*linear energy transfer*). Por tanto, necesitábamos conocer su curva de calibración para poder corregir por este efecto.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Trabajar con un haz experimental es muy distinto a trabajar con un haz clínico: no hay planificador, no hay “unidades de monitor”, etc. Todos los cálculos se han de realizar a partir de principios físicos, y la inestabilidad del haz en ocasiones dificulta realizar medidas precisas.

Además, los trabajos existentes en la literatura utilizaban definiciones muy variadas de para el LET: cálculos analíticos, por Monte Carlo, promediando por dosis, promediando por fluencia... Por lo tanto, ha sido necesario un trabajo de homogeneización y reinterpretación de los datos existentes para integrarlos en nuestro estudio.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Hemos construido un marco coherente para interpretar las curvas de eficiencia relativa vs LET existentes en la literatura, y a partir de ese marco y de numerosas medidas experimentales, hemos caracterizado la respuesta de las radiocrómicas EBT3 para protones de baja energía.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Hemos optimizado el procedimiento para realizar y corregir medidas dosimétricas con películas radiocrómicas para haces de protones de baja energía, posibilitando futuros experimentos en radiobiología en cualquiera de las líneas experimentales del CMAM, así como en otras posibles líneas (CNA, haces clínicos, etc.).



Evaluation of indirect damage and damage saturation effects in dose-response curves of hypofractionated radiotherapy of early-stage NSCLC and brain metastases

Gago-Arias A, Neira S, Pombar M, Gómez-Caamaño A, Pardo-Montero J
Radiother Oncol 2021;161:1-8.

María Araceli Gago Arias

Group of Medical Physics and Biomatemathics, Health Research Institute (IDIS), Radiofísica e Protección Radiológica, Hospital Clínico Universitario de Santiago.
maria.araceli.gago.arias@sergas.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La principal motivación ha sido el intenso debate que se mantiene en el campo del modelado radiobiológico acerca de la validez del modelo lineal cuadrático, LQ, a fracciones de dosis grandes. Se trata de un tema que cobra especial relevancia dada la expansión de la radioterapia hipofraccionada en los últimos años, la cual agudiza la necesidad de disponer de modelos radiológicos robustos para estos tratamientos.

Los estudios experimentales han reportado efectos contradictorios. Por un lado se ha observado que las dosis altas desencadenan mecanismos de muerte celular indirecta, relacionados con el daño vascular y la activación de la respuesta inmune, dando lugar a una sobre-respuesta con respecto a lo esperado de las extrapolaciones a dosis bajas. Otros estudios han reportado pérdida de efectividad a dosis altas, o saturación del daño, esta infra-respuesta ha sido descrita mediante el modelo lineal-cuadrático-lineal, LQL. Existe además mucha controversia sobre la contribución de estos efectos a las tasas de control tumoral de los tratamientos. Algunos trabajos han concluido que el modelo LQ ajusta adecuadamente los datos de radioterapia hipofraccionada y que las tasas de control observadas son consistentes con el escalado de la dosis.

En este estudio hemos querido ampliar los análisis previos considerando la posibilidad de observar tanto efectos de muerte indirecta como de saturación del daño, es decir, sobre o infra-respuesta con respecto al modelo LQ, y el efecto de la proliferación celular durante el tratamiento. Nos centramos en la respuesta a tratamientos de metástasis cerebrales y de cáncer de pulmón de células no pequeñas (NSCLC) en estadio temprano.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

En primer lugar consideramos la necesidad de trabajar con modelos sencillos, añadiendo uno o a lo sumo dos parámetros extra con respecto al modelo LQ, para asegurar la aplicabilidad clínica y facilidad de validación en nuevas cohortes de pacientes. Otro punto sensible en este tipo de trabajos es la necesidad de elaborar bases de datos homogéneas y consistentes, escogiendo estudios que manejen la misma definición del acontecimiento clínico deseado. Nosotros utilizamos la supervivencia (Kaplan-Meier) libre de progresión local como estimador del control local, asegurándonos de que los estudios incorporados no consideraban la muerte como evento.

Es importante además tener en cuenta las incertidumbres inherentes a los estudios clínicos, y la posible dependencia de la calidad de ajuste de los modelos con los valores asignados a sus parámetros radiobiológicos, por ejemplo el α/β asociado al tejido. Esta elección puede afectar de forma importante a los resultados, y en muchos casos los valores de dichos parámetros están aún en discusión. En nuestro trabajo estudiamos estas dependencias en profundidad, descartando también posibles correlaciones de las dosis y las tasas de control con otros factores que pueden introducir sesgos, como es el caso del volumen tumoral.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Para NSCLC observamos que una extensión del modelo LQ con un término extra en la componente cuadrática, en concreto un incremento del término β con la raíz cuadrada de la dosis, proporciona mejores ajustes que el LQ cuando se asume un α/β de 10 Gy. Esto podría interpretarse como una contribución de la muerte indirecta a dosis altas acorde con lo observado en estudios experimentales. Sin embargo, la ventaja estadística aportada por este modelo es fuertemente dependiente del valor de α/β asociado al tejido. Por otro lado, el modelo LQL proporcionó el mejor ajuste en los tratamientos de metástasis cerebrales en todos los escenarios analizados, lo cual sugiere que la saturación del daño a altas dosis juega un papel relevante en este tipo de lesiones.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Esperamos que este estudio estimule la investigación en el área del modelado radiobiológico, especialmente en NSCLC, dada la sensibilidad de nuestros resultados al α/β de este tejido y la variabilidad de los valores reportados en la literatura para este parámetro.

Además, la disponibilidad de modelos radiobiológicos capaces de reproducir con mayor verosimilitud la respuesta tanto del NSCLC como de las metástasis cerebrales a la radioterapia convencional e hipofraccionada contribuirá al diseño de tratamientos óptimos para este tipo de lesiones. La evidencia reportada permitiría por ejemplo reconsiderar la prescripción de dosis para estos tumores, evitando el tratamiento excesivo o insuficiente. Todo ello sin olvidar que la respuesta de los tejidos normales a estas dosis debe ser siempre considerada para una correcta definición de la ventana terapéutica.



Source strength determination in iridium-192 and cobalt-60 brachytherapy: A European survey on the level of agreement between clinical measurements and manufacturer certificates

Vijande J, Carlsson Tedgren Å, Ballester F, Baltas D, Papagiannis P, Rivard MJ, Siebert FA, De Werd L, Perez-Galatayud J
Phys Imaging Radiat Oncol 2021;19:108-11.

Javier Vijande Asenjo

Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear - IRIMED - IFIC
Universidad de Valencia.
javier.vijande@uv.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Dentro del BRAPHYQS se está cerca de finalizar un documento englobando las recomendaciones oficiales de la GEC-ESTRO respecto a la calibración de semillas de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) y de dosis pulsada (PDR). Una de las etapas más importantes dentro de dicho procedimiento de calibración consiste en la medida que debe realizar el físico médico en su institución del *reference air-kerma rate* (RAKR) de cada semilla y la subsiguiente comparación con los valores suministrados por el fabricante en el certificado de calibración. Dentro del BRAPHYQS existía la convicción, basada en la experiencia clínica de sus miembros, que el nivel de tolerancia actual, un 5%, era demasiado generoso, y que cualquier medida realizada con las técnicas y equipamientos actuales entraría dentro de dicho margen salvo que se hubiera cometido un error muy grave. Dicho de otra manera, se creía que un 5% de tolerancia no permitía en la práctica distinguir fallos en la metodología realizada en el centro o en la calibración de la semilla recibida.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Indudablemente el mayor reto que nos encontramos fue la homogeneidad de los datos obtenidos dado que nos remontamos a archivos y medidas realizadas a lo largo de los últimos 20 años en hospitales localizados en diferentes países de la Unión Europea. Esto implica que no todos los centros conservaban el mismo nivel de detalle e incluso en varios de los casos las personas que habían realizado dichas medidas se habían jubilado o incluso habían fallecido, con lo que conseguir la información adicional necesaria fue imposible.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

El hallazgo más relevante es que estábamos en lo cierto y realmente una tolerancia del 5% es un valor extremadamente generoso. Prácticamente el 99% de las medidas compiladas en el caso de Ir-192 se encuentran dentro de una diferencia del 3%, mientras que en el caso del Co-60 todas las medidas recopiladas se incluían dentro de dicho intervalo. Esto implica que incluso se podría sugerir límites más restrictivos y que la tecnología y metodologías actuales permiten realizar medidas de calibración en los centros hospitalarios europeos con un nivel de calidad excelente.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Basándose en este resultado las nuevas recomendaciones de GEC-ESTRO respecto a la calibración de fuentes HDR y PDR en braquiterapia asumirán una diferencia máxima del 3% entre la medida del RAKR realizada en el centro hospitalario y el valor indicado en el certificado de calibración.



Validation of 3D printing materials for high dose-rate brachytherapy using ionisation chamber and custom phantom

Pera O, Membrive I, Lambisto D, Quera J, Fernandez-Velilla E, Foro P, Reig A, Rodríguez N, Sanz J, Algara V, Algara M
Phys Med Biol 2021;66(18).

Óscar Pera Cegarra

Radiation Oncology Department, Hospital del Mar, Parc de Salut Mar, Barcelona, Spain.
opera@parcdesalutmar.cat

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La tecnología de impresión 3D ha tenido en los últimos años un auge espectacular convirtiéndose en una pieza fundamental en el futuro de sectores como la bioingeniería, la arquitectura y la medicina. Sin embargo, en el campo de la Oncología Radioterápica su uso es mucho menos frecuente pese a ser sus aplicaciones potenciales muy interesantes. El objetivo del estudio es establecer un procedimiento de validación de materiales de impresión 3D para su uso en radioterapia mediante cámara de ionización y un maniquí estandarizado de fabricación propia.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Nuestro hospital no disponía de una unidad de impresión 3D, como sí lo hacen ya algunos centros actualmente, ni de un equipo de bioingeniería que pudiese colaborar con el proyecto. Por lo que como servicio nos vimos obligados a superar 4 obstáculos: La compra de la propia impresora (con todas las opciones y variantes que presenta la tecnología de impresión 3D), la adquisición y/o formación de los programas necesarios (de hecho, ante la inexistencia de soluciones comerciales optamos por crear nuestro propio *software*), el material a utilizar (considerando no solo el comportamiento ante la radiación, sino también la biocompatibilidad) y por último, las cuestiones más prácticas, como la logística y el mantenimiento.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Mediante este estudio se establece un sistema de caracterización dosimétrica de los materiales que se deseen utilizar en radioterapia. A diferencia de otros trabajos previos, se propone realizar esta caracterización mediante cámara de ionización y un maniquí estándar, por lo que se reduce la variabilidad de la medida y se permite la comparación de resultados con otros centros.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

La penetración de la impresión 3D en el ámbito hospitalario es cada vez mayor, aunque en los servicios de radioterapia continúa siendo una técnica desconocida y de una muy baja implementación. Sin embargo, la impresión 3D abre un amplio abanico de posibilidades en nuestro campo que pueden explotarse en un futuro. Especialmente si en los hospitales se van creando unidades de impresión 3D o departamentos de bioingeniería que faciliten la adopción de esta tecnología.

¿En qué se basa nuestra innovación en iCT? En las necesidades de diagnóstico de más de 6.700 millones de personas.

Del mismo modo que las enfermedades afectan a todos por igual, Brilliance iCT de Philips se adapta a todo tipo de pacientes. Adquiere imágenes nítidas de cualquier parte del cuerpo, desde lactantes de poco peso hasta adultos con



sobrepeso. Los pacientes recibirán el grado de calidad que se merecen en sus exploraciones mediante una dosis baja sin que ello afecte a la calidad de la imagen. Visite nuestra página web en www.philips.com/CT.

***Porque nuestras innovaciones se inspiran en usted.**

PHILIPS
sense and simplicity





Reseñas de tesis doctorales

Diego García Pinto*

Comité de Redacción.

En este nuevo número retomamos la sección de reseñas de tesis con dos trabajos que fueron presentados en diciembre de 2020 y febrero de 2021.

Jesús C. Carbajo Chávez nos presenta su trabajo realizado en el análisis de las impurezas generadas en la producción de radiofármacos y la gestión de los residuos radiactivos generados en el Complejo Hospitalario Universitario de Badajoz. Una de las conclusiones de su trabajo es la importancia de mantener la sustitución de los componentes del blanco después de su retirada del ciclotrón. Además, han comprobado cómo el hecho de disponer de dos ánodos idénticos en la instalación para su uso alternativo es capaz de reducir la dosis operacional durante el mantenimiento.

En el trabajo de Christian Valdés Cortez se nos presenta la caracterización de un dispositivo de braquiterapia electrónica de superficie de 69.5 kV. Para esta caracterización se han utilizado métodos Monte Carlo permitiendo abordar los retos tanto teóricos como experimentales que implica la determinación de la dosis absorbida cuando se utilizan estos fotones de baja energía.

Me gustaría despedir la sección dando la enhorabuena a los nuevos doctores y darles las gracias por compartir con nosotros su trabajo. De nuevo os animo a todos y todas que vayáis a defender vuestra tesis en los próximos meses a que escribáis una reseña para incluirla en la sección ya que es una buena oportunidad para dar a conocer vuestro trabajo.

Un saludo a tod@s.

* Facultad de Medicina, UCM, (garcia.pinto@med.ucm.es)



Aplicación de la espectrometría de radiación gamma de alta resolución en la producción de los radiofármacos [^{18}F]FDG y QUADRAMET [^{153}Sm]EDTMP

Autor: Jesús C. Carbajo Chávez

Director: Miguel Jurado Vargas

Lectura: 11/12/2020. Facultad de Ciencias, Universidad de Extremadura.

En este trabajo se evalúan las impurezas generadas durante la producción de los radiofármacos [^{18}F]FDG y [^{153}Sm]EDTMP, empleando un detector de alta resolución de germanio hiperpuro (HPGe) perteneciente al Grupo Experimental de Radiaciones Nucleares (GERN) de la Universidad de Extremadura (UEX). Se analiza la gestión de los residuos radiactivos generados en el Complejo Hospitalario Universitario de Badajoz (CHUB), así como algunos aspectos dosimétricos relativos a exposiciones ocupacionales, médicas y del público.

En el radiofármaco [^{153}Sm]EDTMP se identificaron las impurezas: ^{152}Eu , ^{154}Eu , ^{155}Eu , ^{156}Eu y ^{153}Gd , con actividades que cumplen las recomendaciones de la Farmacopea Internacional relativas a su pureza

radionúclida. En relación con los residuos sólidos, se demuestra que debido a la presencia de las impurezas en viales, jeringuillas y agujas los tiempos de almacenamiento calculados obligan a clasificar estos residuos como de periodo superior a cinco años. Por tanto, se cuestiona la posibilidad de desintegración en el centro para el radiofármaco, como se muestra en la tabla 2.1 de la Guía Técnica de Materiales Residuales de SEPR-ENRESA.

También se consideró la concentración de actividad de estas impurezas en el vertido controlado de residuos radiactivos del hospital. Considerando una ingestión anual de 600 l y teniendo en cuenta el consumo de [^{153}Sm]EDTMP equivalente al mencionado en el Informe de Actividades del Grupo de

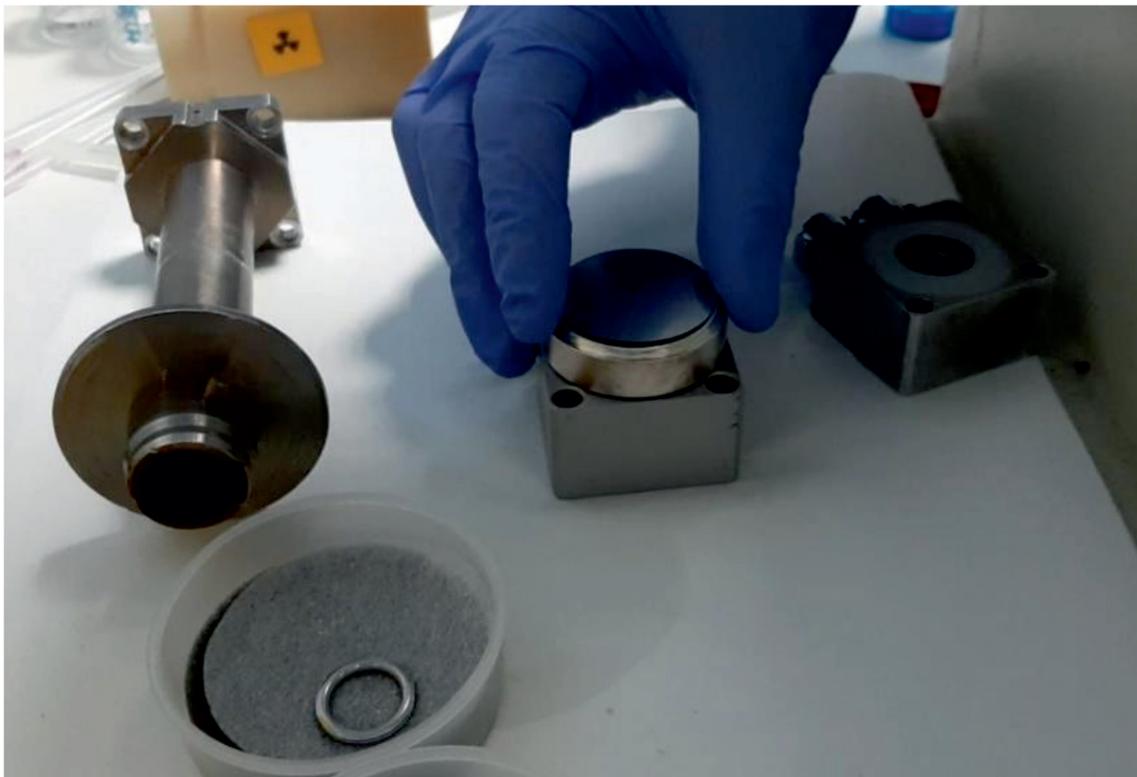


Fig. 1. Colocación de la lámina de Havar™ nueva sobre el cuerpo de refrigeración por He del ánodo.

Efluentes, la dosis efectiva comprometida es del orden de 0.036 mSv, principalmente por la contribución de ^{152}Eu y ^{154}Eu .

En la producción de ^{18}F , se identifican 8 radionúclidos generados durante la producción y síntesis del radiofármaco [^{18}F]FDG en el ciclotrón MINITrace de GE (haz de protones de 9.6 MeV): ^{52}Mn , ^{55}Co , ^{56}Co , ^{57}Co , ^{58}Co , ^{95}Tc , ^{96}Tc y ^{109}Cd . Los niveles de actividad de las distintas muestras tomadas durante la síntesis del radiofármaco se encuentran entre los mínimos de la bibliografía. Como es deseable, no se detectan impurezas en el producto final, cumpliendo con la recomendación de la Farmacopea Internacional en lo referente a la pureza radionúclida.

Se investigó qué tipo de remesa constituye el agua enriquecida recuperada del ciclotrón, desarrollando un modelo predictivo basado en una sucesión recurrente. Con este modelo, podemos establecer que, predomina la desintegración radiactiva y la dilución frente al vertido de impurezas durante el llenado de los contenedores y que, en la fecha de llenado de los contenedores, sus actividades y concentraciones de actividad permanecen inferiores a los niveles de exención de las Normas Básicas de Seguridad (BSS). El agua enriquecida recuperada es material radiactivo exento del cumplimiento del acuerdo ADR para su devolución al suministrador.

Por último, se estudió la activación de los componentes del blanco del ciclotrón, identificando 12

radionúclidos diferentes en los componentes sustituidos durante el mantenimiento semestral del ánodo del ciclotrón. En la lámina de Havar™ se detectan 8 radionúclidos: ^{54}Mn , ^{56}Co , ^{57}Co , ^{58}Co , ^{60}Co , $^{95\text{m}}\text{Tc}$, ^{109}Cd y ^{183}Re . En la lámina de titanio se identifican 6 radionúclidos: ^{46}Sc , ^{48}V , ^{51}Cr , ^{56}Co , ^{57}Co y ^{75}Se . Finalmente, se identifican 3 radionúclidos en la junta Helicoflex™: ^{51}Cr , ^{58}Co y ^{60}Co . Resultó patente que los residuos generados durante el mantenimiento del blanco en el ciclotrón o bien se gestionan mediante ENRESA o bien se almacenan hasta la clausura de la instalación, ya que la concentración de actividad total no decae nunca por debajo del nivel de dispensa.

Se ha comprobado la importancia de mantener la sustitución de los componentes del blanco seis meses después de su retirada del ciclotrón, disponiendo de dos ánodos idénticos en la instalación para su uso alternativo, como estrategia de reducción de dosis operacionales durante su mantenimiento. Con este procedimiento de trabajo se ha estimado que la dosis efectiva recibida por el operador durante la retirada del ánodo del ciclotrón (1 min) es de 0.02 mSv, debida principalmente al ^{48}V . Posteriormente, transcurridos seis meses, la sustitución de los componentes del blanco contenido en este ánodo (5 min) se estima que provoca una dosis efectiva de 0.005 mSv y una dosis en piel y manos de 0.003 mGy, ambas debidas principalmente al ^{56}Co .



Dosimetric studies through Monte Carlo methods in surface high-dose-rate electronic brachytherapy

Autor: Christian Valdés Cortez

Directores: Facundo Ballester y Javier Vijande

Lectura: 13/02/2021. Universitat de València.

Los cánceres de piel no melanoma están dentro de los más comunes en seres humanos, presentando un continuo incremento en su incidencia alrededor del mundo. En este contexto, la braquiterapia electrónica (eBT) de contacto se ha convertido en un efectivo tratamiento, logrando excelentes tasas de control y buenos resultados cosméticos.

Los sistemas eBT de superficie consisten, básicamente, en dos componentes: un tubo de rayos X y un aplicador adjunto. El tubo de rayos X acelera electrones

en el rango de energía entre 50 y 70 kV. El aplicador eBT sirve como colimador posicionado en contacto directo con la piel, produciendo haces cónicos y aplanados de 10 a 50 mm de diámetro.

El uso de fotones de baja energía introduce retos experimentales y teóricos a la determinación de la dosis absorbida (ej., medidas de dosis en profundidad, calibraciones de haces, etc.). Por este motivo, esta tesis tiene por objetivo caracterizar un dispositivo eBT clínico de superficie de 69.5 kV, utilizando métodos Monte

Carlo (MC) mientras se intenta mejorar algunas de las desventajas que aparecen en la determinación de la dosis absorbida en haces de fotones de baja energía.

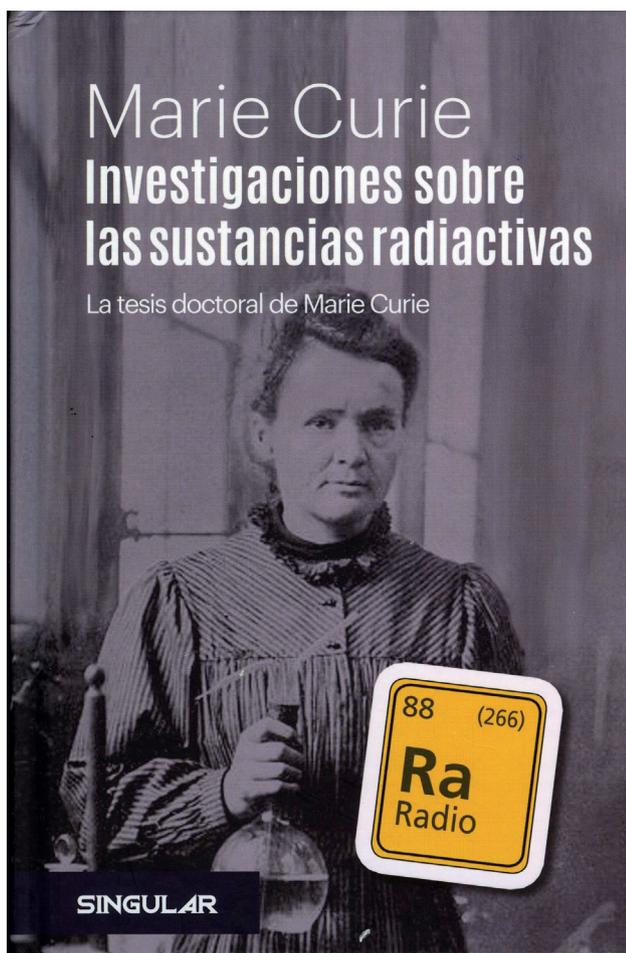
El modelo MC (PENELope-2014 y PENELope-2018) de la unidad eBT aquí estudiada genera curvas de dosis en profundidad y perfiles de dosis que difieren, generalmente, en menos de un 5% respecto de los datos experimentales disponibles. Dichas diferencias se encuentran dentro de aquellas observadas por otros autores para otros dispositivos eBT y sistemas MC.

Los datos aquí reportados muestran que algunas de las magnitudes de mayor relevancia en dosimetría de radiaciones pueden ser obtenidas con incertidumbres combinadas dentro del 0.5% ($k = 2$). Estos resultados representan una mejora significativa contrastados con las incertidumbres reportadas por otros juegos de datos muy utilizados, como es el caso del TG-61, cuyos factores están reportados con incertidumbres de un 3% ($k = 2$). Esta mejora puede reducir en un 40% la incertidumbre final en una calibración de haz. Además, las incertidumbres experimentales en medidas de dosis en

profundidad, aquí definidas como la combinación del sistema de alineamiento (unidad eBT, fantoma y detector), tolerancias de fabricación y las dependencias de respuesta del detector, fueron estimadas en un 3%, cuando el detector recomendado, la cámara de ionización plano paralela PTW T34013, es utilizado. Este valor es más bajo que aquellos reportados para haces de 50 kV, utilizando el mismo detector.

Los autores de los protocolos de calibración más utilizados en el mundo (TRS-398 y TG-61) reconocen la necesidad de utilizar un índice de calidad de haz obtenido desde mediciones de dosis en profundidad en agua, reemplazando al HVL en calibraciones de fotones de baja energía. Sin embargo, los altos gradientes de dosis encontrados en haces eBT complican este objetivo. No obstante, utilizando los datos obtenidos en esta tesis, se ha encontrado que el uso de medidas de dosis en profundidad evita las desventajas de la determinación experimental del HVL, con un despreciable o inexistente efecto en la incertidumbre final de calibración.

Investigaciones sobre las sustancias radiactivas. La tesis doctoral de Marie Curie



Traducción de Raquel Duato García.
Editorial Singular, marzo de 2019

Con ocasión del Día Internacional de la Física Médica, que se celebra cada 7 de noviembre en conmemoración del año de nacimiento de Maria Salomea Sklodowska-Curie, recibimos en la Secretaría de la Sociedad Española de Física Médica información sobre el libro del que trata esta reseña; me ofrecí voluntario para leerlo y transmitir mis impresiones al resto de miembros de la Junta Directiva. Como verán en lo que sigue, me he excedido un tanto en la interpretación de lo que debían ser unas impresiones, aunque espero que les sirvan para aproximarse a la que, hasta donde

sabemos, es la primera traducción de esta obra al español.

Podría pensarse que la lectura de una tesis doctoral, pues eso es la obra que nos ocupa, supone enfrentarse a un documento técnico que implica cierta rigidez formal y, permítanme la licencia, algo de aburrimiento. Nada más lejos de lo que yo he experimentado, pues muy pronto podemos percibir la pasión de la autora que, aun envuelta en el necesario comedimiento de un trabajo científico, desborda los aspectos técnicos del texto. Siendo formalmente impecable, no encontramos en esta obra la aspereza de la mayoría de las tesis actuales; y lo agradecerá enormemente el lector. Ha sido también un gran placer ir descubriendo a lo largo de estas páginas las muestras de agradecimiento y el elogio de la autora a los trabajos y aportaciones de otros colegas a su propia labor. Ejercicio este del agradecer que, siempre insuficiente, en demasiadas ocasiones se torna parco en exceso.

La autora trata sobre muchos fenómenos familiares para los físicos médicos actuales en el momento en que estaban siendo formuladas las teorías que los sustentan, incluso la terminología con la que hoy nos referimos a ellos. Las alusiones al quehacer de los científicos que iniciaron, con su labor, el cambio que experimentó la física en las siguientes décadas son constantes. Del trabajo de muchos de ellos: Rutherford, Becquerel, Thomson, Pierre Curie, Demarçay, Soddy, Crookes..., da un conocimiento directo y cercano que despierta en nosotros la nostalgia de un ambiente que hubiésemos querido vivir. Lo hace, además, con ese humanismo que le permite apreciar, y expresar, la belleza de los fenómenos que estudia; los tonos rojos de un espectro o la elegancia de un experimento, son destacados en breves fragmentos que nos recuerdan que la aventura científica es también hermosa y fuente de placer estético.

Y, sin embargo, esa aventura que acabo de describir con cierto romanticismo, fue fruto de una labor titánica de nuestra protagonista. La simple lectura de los procesos necesarios para purificar y obtener las sustancias con las que trabajó abrumba, mucho más pensar en la tarea real que supuso procesar tan ingente cantidad de minerales. Todo esto al tiempo que empleaba delicados equipos electrométricos, radiográficos o calorimétricos para las medidas con esos materiales purificados.

Es inevitable que el lector mínimamente formado sienta emoción al darse íntimas respuestas a algunos interrogantes que nuestra autora se va planteando, a tenor de sus resultados o del análisis de los fenómenos que estudia. Así sucede con las diferencias que describe para las “radiaciones del radio” y las “radiaciones

del polonio”, a las que hoy no rodea misterio científico alguno pero que entonces suponían un reto, o la luminosidad de las propias sustancias radiactivas y el cambio de su aspecto con el tiempo. Quisiera destacar entre estos fenómenos la fantasmal presencia del radón, que en ese momento no ha sido descubierto formalmente todavía, y que explica algunos de los hechos experimentales que describe la autora mencionando la hipótesis de Rutherford sobre la existencia de un material gaseoso, al que denomina “emanación”, que procede de ciertas sustancias radiactivas.

Sabrán el lector que el descubrimiento del radón se atribuye a Dorn, que lo menciona en un artículo de 1900 (la tesis de Marie Curie data de 1903). Me resultó raro que nuestra autora hiciera referencia a algunos experimentos de Dorn, pero no al hecho de que este físico alemán hubiese enunciado la hipótesis de la “emanación” que, como se ha dicho, asigna a Rutherford. Así que sentí la necesidad de indagar un poco más sobre este asunto, con lo que pude constatar que el verdadero descubridor del radón, en ese sentido peculiar de haber enunciado por primera vez la hipótesis de su existencia, fue Rutherford, al que, precisamente, Dorn menciona en su trabajo de 1900 en ese papel precursor. Esta digresión muestra lo difícil que resulta a veces atribuir a un científico en particular el descubrimiento de algo; pero cuán pertinente resulta hablar sobre ello al comentar la tesis de una mujer a la que, por fortuna, no le fueron hurtados sus méritos ni por sus contemporáneos ni por la historia.

Hay también en la tesis de Marie Curie una sección dedicada a los efectos fisiológicos de la radiación, varios de ellos experimentados por los propios científicos

de manera deliberada. Recordarán de otras lecturas la lesión que Pierre Curie se provocó en el brazo; su esposa describe varias de ellas aquí, provocadas por exposiciones más o menos largas. También describe las inquietantes experiencias sobre la reacción del ojo humano expuesto a las sales de radio.

Como inquietante resulta que, junto al exquisito cuidado en la realización de los experimentos, exista una ausencia total de medidas de protección ante una radiactividad de la que, en esta misma obra y como acabamos de mencionar, ya se establece su capacidad para afectar a los tejidos vivos. Sobrecoge, particularmente a un lector de hoy, la descripción que hace la autora sobre el modo en que todo material en contacto con las sustancias que manipula se vuelve radiactivo y se contamina; naturalmente, también la ropa. Llega a decir respecto de esa contaminación:

En el laboratorio donde trabajamos el problema se ha agravado y no podemos tener ningún aparato bien aislado.

Sin embargo, las medidas de protección solo las aplican para el instrumental, los elementos preciados con los que miden, sin referencia alguna a sus propias personas.

Se cierra esta obra con una sección añadida a la tesis de Maria Sklodowska-Curie titulada “Compañero singular. Maridaje”. Empecé a leerla con cierto mohín, por cuanto me parecía, en contra del propio sentido de este título, desentonado; pero hallé algunos detalles que me cambiaron el gesto. Disfruten también de esas páginas finales, pero no tengan prisa en alcanzarlas.

Damián Guirado Llorente

Información para los autores

Objetivos de la *Revista de Física Médica*

La *Revista de Física Médica* (Rev Fis Med) es el medio de difusión científica oficial de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Sus objetivos son dar a conocer trabajos científicos originales en español, servir de instrumento de opinión y debate y facilitar la educación continuada para todos los interesados en la Física Médica.

Para cumplir sus objetivos, la *Revista de Física Médica* publica artículos de carácter teórico, experimental y docente relacionados con la Física en las Ciencias de la Salud dentro de alguna de las categorías que se describen en las siguientes normas de publicación. La *Revista de Física Médica* también incluirá otras secciones para dar cabida a opiniones, debates y noticias de interés generadas dentro de la SEFM.

Normas generales de presentación de los originales

Los autores deberán incluir los originales enviados para su publicación bajo la forma de alguna de las siguientes categorías: (1) *Artículo de revisión*, (2) *Artículo científico*, (3) *Revisión técnica*, (4) *Comentario* y (5) *Cartas al Director*. El editor asociado podrá recomendar a los autores la conveniencia de adaptar su trabajo a una categoría diferente de la presentada, a instancias del Comité de Redacción o como consecuencia del proceso de revisión.

- (1) El *Artículo de revisión* es un estudio sobre un tema de interés general y de actualidad en el campo de la Física Médica. En general se hará por invitación directa del Comité de Redacción, aunque también se aceptarán aportaciones no invitadas. Los diferentes Grupos de Trabajo de la SEFM podrán enviar sus informes y conclusiones a esta sección. El proceso de revisión de los originales se realizará directamente por el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica*. Sin extensión y estructura fija, podrá contener texto, gráficas, tablas y bibliografía.
- (2) El *Artículo científico* supone la presentación de una investigación experimental, teórica o metodológica original. Se estructura bajo los siguientes epígrafes: *título* (en español e inglés), *autores*, *palabras clave* (en español e inglés), *resumen* (en español e inglés), *introducción*, *material y métodos*, *resultados*, *discusión*, *conclusiones* y *bibliografía*. Los trabajos presentados en esta sección serán sometidos a un proceso de revisión por un miembro del Comité de Redacción (*editor asociado*) y por al menos dos personas independientes, expertas en la materia, designadas por el Comité de Redacción.
- (3) La *Revisión técnica* es en general un informe extenso de una serie de medidas, en forma de tablas o gráficas, acompañadas de texto, que describe las condiciones y metodología de la medición. Estará sometida al mismo proceso de revisión que los artículos científicos y no tendrá extensión fija.
- (4) El *Comentario* es un trabajo que no puede encuadrarse en ninguno de los tipos anteriores, pero que trata sobre algún aspecto relevante en el área de Física Médica. En particular, se incluirán dentro de esta categoría los artículos de opinión y las reflexiones acerca de un tema de interés. El proceso de revisión de los originales se realizará directamente por el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica*. Los comentarios no tendrán una extensión y estructura fijas.
- (5) Las *Cartas al Director* incluirán título, autor y texto y no podrán sobrepasar las 750 palabras. El Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica* tomará la decisión sobre su publicación completa o abreviada.

El autor que presente un trabajo para su publicación (en adelante, *autor responsable*) ha de tener la representatividad otorgada por el resto de los firmantes, certificando la autoría y participación de los otros autores. Véase al respecto la sección Autoría. A él se dirigirá la *Revista de Física Médica* de forma oficial en cualquiera de las fases del proceso de publicación.

Los trabajos se presentarán en lengua española. Se aceptarán las peculiaridades del español provenientes de cualquier país de habla hispana. Se insta a los autores a revisar cuidadosamente las estructuras gramaticales y la terminología utilizada, evitando términos confusos o no habituales para la mayoría de los lectores. Un artículo que no cumpla estos requisitos podrá ser devuelto a los autores sin iniciar el proceso de revisión científica.

Los artículos enviados a la *Revista de Física Médica* no podrán haber sido publicados o estar en fase de publicación en otras revistas o medios electrónicos (véase la excepción en Posibilidad de una publicación no original). El autor responsable deberá elaborar una carta de presentación con dicha declaración. En dicha carta se incluirán su dirección completa, correo electrónico y teléfono, así como el resto de información relevante, junto con el título del trabajo y la categoría a la que corresponde el original.

En los trabajos de las categorías (2) y (3), en el título, resumen o cuerpo del trabajo no podrá aparecer ninguna indicación que permita identificar al autor o autores o su adscripción a un grupo de investigación o centro específico.

Presentación y preparación de originales

Los originales de los trabajos sometidos a publicación y la carta de presentación se enviarán en soporte informático a la dirección electrónica revistafisicamedica@crein.com, indicando el programa informático utilizado.

Las hojas se numerarán correlativamente y se indicarán los números de línea en todas ellas para facilitar la tarea de revisión de los originales. Las ilustraciones y tablas se aportarán en hojas aparte del cuerpo principal del trabajo precedidas por una lista de pies de figura y tablas.

Los autores presentarán especial atención a las siguientes normas de edición:

- (1) Abreviaturas, símbolos, unidades, etc. Como abreviaturas se utilizarán las reconocidas nacional o internacionalmente con carácter general, y se evitará su uso en el título y en el resumen. Las abreviaturas no habituales o específicas de un campo se explicarán la primera vez que se introduzcan en el texto. La abreviatura irá precedida del término completo al que corresponde. Se utilizará en lo posible el Sistema Internacional de Unidades y sus nombres en español.

- (2) Expresiones matemáticas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato (1), (2), etc. Se citarán del mismo modo.
 - Si los autores usan un procesador de textos que tenga editor de ecuaciones se recomienda utilizarlo.
- (3) Ilustraciones (gráficas y fotografías).
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato fig.1, fig.2, etc. Se citarán del mismo modo.
 - Los pies de las ilustraciones se presentarán en hoja aparte.
 - Se adjuntará un fichero individual para cada ilustración en formato JPG, JPEG, TIFF, PS u otros formatos de imagen con calidad suficiente.
 - Todos los textos y etiquetas incluidos en las ilustraciones se presentarán en español.
 - En el caso de que alguna ilustración proceda de otra publicación el autor responsable deberá disponer de la correspondiente autorización, que se acompañará junto con la misma. En el pie de la ilustración se mencionará la fuente y el permiso.
- (4) Palabras clave. En los trabajos remitidos dentro de las categorías (1), (2) y (3) se incluirá una relación de 4 ó 5 palabras clave representativas del trabajo, en español y en inglés.
- (5) Referencias bibliográficas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato ^{1,2, 3-6} etc.
 - En el texto constará siempre la numeración de la cita, vaya o no acompañada del nombre de los autores; cuando se mencionen éstos, si se trata de un trabajo realizado por dos, se mencionarán ambos, y si se trata de más de dos se citará el primero seguido de la expresión “et al.” o “y cols.”
 - Las abreviaturas de las revistas que se citen serán las oficialmente reconocidas en los índices nacionales o internacionales.
 - Los autores son los responsables de la exactitud de las citas. Se ruega ser especialmente cuidadoso en este aspecto. El autor deberá comprobar las referencias cotejándolas con los documentos originales.
 - Las referencias deben ser accesibles en la literatura científica. Las citaciones del tipo comunicaciones privadas, información comercial, manuales o textos sin ISBN y direcciones de Internet se incluirán como notas a pie de página.
 - Las referencias bibliográficas se listarán en la sección *bibliografía* al final del texto según las normas de Vancouver. Ejemplos:

Revistas

- Pérez L, Martínez A, Sánchez JL. Una nueva metodología para el control de calidad de fósforos fotoestimulables. *Rev Fis Med* 2005;2:127-35.
- Pérez L, Martínez A, Sánchez JL. Una nueva metodología para el control de calidad de fósforos fotoestimulables. Parte II. *Rev Fis Med* (en prensa).
(más de 6 autores)
- Parkin DM, Clayton D, Black RJ, Masuyer E, Friedl HP, Ivanov E, et al. Childhood leukaemia in Europe after Chernobyl: 5 year follow-up. *Br J Cancer* 1996;73:1006-12.

Libros

- Ringsven MK, Bond D. *Gerontology and leadership skills for nurses*. 20 ed. Albany (NY): Delmar Publishers;1996.

Capítulos de libros

- Phillips SJ, Whisnant JP. Hypertensión and stroke. In: Laragh JH, Brenner BM, editores. *Hypertensión: pathophysiology, diagnosis and management*. 20 ed. Nueva York: Raven Press;1995. p. 465-78.

Ponencia en conferencia

- Bengtsson S, Solheim BG. Enforcement of data protection, privacy and security in medical informatics. En: Lun KC, Degoulet P, Piemme TE, Rienhoff O, editors. *MEDINFO 92. Proceedings of the 7th World Congress on Medical Informatics*; 1992 Sep 6-10; Ginebra, Suiza. Amsterdam: North-Holland; 1992. p. 1561-5.

- (6) Traducción al inglés: Con el fin de alcanzar una mayor difusión de los artículos publicados por la *Revista de Física Médica*, se ofrece a los autores la posibilidad de editar una versión en inglés de su trabajo en la página web de la Revista. La traducción será realizada en todo caso por los propios autores, aunque la *Revista de Física Médica* asumirá el proceso de edición final de acuerdo con los criterios establecidos por el Comité de Redacción.
- (7) Resumen.
- En las categorías (1), (2) y (3) se incluirá un resumen en español y otro en inglés, que para las categorías (1) y (2) no excederán de 200 palabras. Para la categoría (3) el número de palabras se limita a 100.
- (8) Tablas.
- Se numerarán de forma correlativa según su orden de aparición en el texto siguiendo el formato tabla 1, tabla 2, etc. Se citarán del mismo modo.
 - En lo posible se evitarán tablas de tamaño excesivo.
 - En general, las tablas deberían poder interpretarse sin necesidad de acudir a explicaciones en el cuerpo del texto; por ello, en el caso en que sea necesario, deben utilizarse notas al pie de las tablas para que su comprensión sea completa.
 - La nueva ortografía de la lengua española indica (pag. 666): “...Con el fin de promover un proceso tendente a la unificación, se recomienda el uso del punto como signo separador de los decimales”. Esta afirmación se hace tras indicar que hay países de habla española que emplean el punto y otros la coma. Se trata, por tanto, de una recomendación; al igual que lo era antes el uso de la coma. Nos atenemos, por consiguiente, a ella.

Autoría

A la hora de determinar la autoría de un trabajo, el autor responsable y el resto de autores deben garantizar que cualquier individuo o grupo que haya realizado una contribución significativa al trabajo tenga la oportunidad de aparecer en la relación de autores. De acuerdo con los requisitos de uniformidad publicados por el Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas (ICMJE), el reconocimiento de la autoría debe basarse en: (1) las aportaciones importantes a la idea y el diseño del estudio, a la recogida de datos o a su análisis e interpretación; (2) la redacción del borrador del artículo o la revisión crítica de su contenido intelectual, y (3) la aprobación final de la versión que va a publicarse. Los autores deben cumplir estas tres condiciones. La recaudación de fondos, la recogida de datos o la supervisión general del grupo de investigación no justifican por sí solas la autoría.

La participación de los autores en el trabajo debe ser suficiente como para aceptar públicamente la responsabilidad de la parte a su cargo del contenido. El orden de los autores en la publicación debería ser una decisión compartida de los coautores, que deben ser capaces de explicar el orden en el que aparecen sus nombres.

Siguiendo de nuevo al ICMJE, todos los colaboradores que no cumplen los criterios de autoría o hayan realizado contribuciones menores deben aparecer en la sección de agradecimientos, pero no ser citados como autores. Las ayudas económicas y materiales deben aparecer en los agradecimientos.

Posibilidad de una publicación no original

Una segunda publicación en español, especialmente si la primera procede de una realizada en revistas de alto índice de impacto en otra lengua, está justificada y puede ser beneficiosa siempre y cuando cumpla las siguientes condiciones:

- (1) Los autores cuentan con el consentimiento de los directores de ambas revistas; el director de la *Revista de Física Médica* debe tener una fotocopia, reimpresión o ejemplar de la primera publicación.
- (2) La prioridad de la primera publicación se respetará con un intervalo de al menos una semana entre ambas publicaciones (a menos que sea negociado de otra manera por parte de ambos directores).
- (3) La segunda publicación puede ser una versión abreviada de la primera. Esto está motivado por el hecho de que una segunda publicación está destinada en general a un grupo distinto de lectores pero, cabe pensar, con posible acceso a la primera.
- (4) La segunda versión reflejará fielmente la información e interpretaciones de la primera.
- (5) En la segunda versión, mediante una nota a pie de página, se informará a los lectores, investigadores y centros de documentación, de que el artículo ya ha sido publicado en parte o en su totalidad y se hará constar la referencia de la primera publicación. Para que sea adecuada, la nota a pie de página debería decir lo siguiente: "Este artículo está basado en un estudio publicado por primera vez en la revista [título de la revista y referencia completa]".

Ética

Cuando se trate de experimentos con seres humanos, hay que indicar si los procedimientos empleados han respetado o no los criterios éticos del comité responsable de experimentación humana (local o institucional) y la Declaración de Helsinki de 1975, enmendada en el año 2000. No se incluirán los nombres de los pacientes, ni sus iniciales, ni los números que les hayan sido asignados en los hospitales, especialmente si se trata de material ilustrativo. En todo caso se respetará el derecho de los pacientes al consentimiento informado. Cuando se trate de experimentos con animales o tejidos de animales, se indicará si se siguieron o no las recomendaciones de alguna institución para el cuidado y utilización de los animales de laboratorio o alguna ley nacional o autonómica sobre el mismo tema.

En todo lo no regulado en las presentes normas, y en caso de conflicto ético, se seguirá el código deontológico de la Sociedad Española de Física Médica.

Proceso de publicación

- (1) Una vez recibidos los originales en versión electrónica según las especificaciones anteriores, la Secretaría Técnica de la Revista acusará recibo de su recepción al autor responsable del trabajo, e iniciará el trámite para que el Comité de Redacción designe al editor asociado y, cuando proceda, al revisor o revisores científicos.
- (2) En un plazo próximo a un mes, el autor responsable recibirá un escrito del Comité de Redacción en el que se fundamentará la aceptación, la aceptación con cambios menores, la modificación con cambios mayores o, en su defecto, el rechazo del trabajo. En los casos en que proceda, los autores recibirán los comentarios generales y específicos de los revisores científicos.
- (3) Es importante que los autores respondan de forma detallada a cada uno de los comentarios específicos de los revisores y remitan, si así lo desean, una nueva versión del trabajo con la mayor brevedad posible, en el caso de aceptación con cambios menores. Si los autores han recibido una respuesta de aceptación del trabajo con cambios mayores dispondrán de un plazo de 6 semanas a contar desde la fecha de recepción de los comentarios de los revisores. En caso de sobrepasar dicho plazo, se entenderá que los autores retiran el trabajo en su forma actual y, si se remitiera de nuevo, el Comité de Redacción de la Revista podrá considerar a todos los efectos que se trata de un nuevo trabajo.
- (4) Los trabajos aceptados quedan como propiedad permanente de la *Revista de Física Médica* y no podrán ser reproducidos total o parcialmente sin permiso expreso y por escrito del Director de la Revista. La cesión de los derechos de autor se considera implícita en la carta de presentación del original firmada por el autor responsable.
- (5) La *Revista de Física Médica* no se hace responsable de los contenidos científicos ni de las implicaciones legales de los artículos publicados.
- (6) El autor responsable recibirá por vía electrónica, cuando el artículo esté en prensa, las pruebas de imprenta para su aprobación o corrección. El autor deberá contestar por la misma vía electrónica en un plazo no superior a 72 horas indicando su conformidad o las modificaciones que procedan, entendiéndose que:
 - La responsabilidad de la detección de errores reside enteramente en los autores.
 - La calidad de las ilustraciones deberá ser aceptada por los autores.
 - En caso de hacer un número importante de cambios, el correspondiente coste será cargado a los autores.
 - Para evitar cambios de última hora, se insta a los autores a seguir cuidadosamente las normas de edición de la *Revista de Física Médica* desde las fases iniciales de redacción.
- (7) Se ofrece a los autores la posibilidad de incluir elementos multimedia para enriquecer la versión de su trabajo publicada en la página web de la *Revista de Física Médica*. Este particular debe comunicarse al editor asociado. La decisión sobre los contenidos multimedia y la forma en que aparezcan será tomada por el Comité de Redacción.

imagine



...el doble de láminas al doble de velocidad



Con Agility™, esto es realidad.

El MLC más avanzado para la radioterapia actual, Elekta Agility esculpe con precisión la radiación gracias a 160 láminas de gran resolución en un campo de 40 cm × 40 cm. Con capacidad de gestionar el abanico de terapias más amplio, Agility también dispone de un movimiento de lámina ultrarrápido, con una fuga extraordinariamente baja para maximizar el potencial de técnicas avanzadas tales como SRS (sistema de radiocirugía estereotáctica), SRT (sistema de radioterapia estereotáctica) y VMAT (arcoterapia modulada volumétrica).

La licencia de Agility no se comercializa en todos los mercados. Para obtener más información, póngase en contacto con el representante local de Elekta.

4513 371 0993 03:12



Experience the Elekta Difference
Más información en: elekta.com/imagine





Sociedad Española de Física Médica

Sociedad Española de Física Médica (SEFM)

BOLETÍN DE AFILIACIÓN

- NUEVA AFILIACIÓN (Ruego adjunten una fotocopia del Título)
 ACTUALIZACIÓN DE DATOS

APELLIDOS	
NOMBRE	FECHA DE NACIMIENTO
NIF N°	TÍTULO ACADÉMICO

DOMICILIO PARTICULAR			
CALLE/PLAZA/AV		N°	PISO
CÓD.POSTAL	POBLACIÓN	PROVINCIA	
TELÉFONO PARTICULAR		FAX	

CENTRO DE TRABAJO			
CENTRO			
SERVICIO/DPTO			
CALLE/PLAZA/AV			
CÓD.POSTAL	POBLACIÓN	PROVINCIA	
TELÉFONO	EXTENSIÓN	FAX	
E-MAIL			
CATEGORIA PROFESIONAL			
<input type="checkbox"/> RESIDENTE	Año de Residencia		

<input type="checkbox"/> ENVIAR CORRESPONDENCIA	<input type="checkbox"/> DOMICILIO PARTICULAR	<input type="checkbox"/> TRABAJO
---	---	----------------------------------

SOCIOS QUE AVALAN SU CANDIDATURA (Más de 5 años de antigüedad en la SEFM):

D/DÑA		FIRMA	
D/DÑA		FIRMA	

DOMICILIACIÓN BANCARIA			
IMPORTE ANUAL GENERAL:	60 EUROS		
IMPORTE ANUAL RESIDENTES:	30 EUROS (Presentar justificante residencia)		
AUTORIZO EL CARGO DE LOS RECIBOS QUE PRESENTE LA SEFM			
CÓDIGO ENTIDAD	□ □ □ □	CODIGO OFICINA	□ □ □ □
DIGITO DE CONTROL	□ □	N° DE CUENTA	□ □ □ □ □ □ □ □ □ □

Secretaría Técnica SEFM
Plaza Alqueria de la Culla, 4. Oficina 804
46910 Alfafar (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es

FIRMADO:

--

Colección FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA

¡YA ESTÁ COMPLETA!

Objetivos de la colección:

01

Cubrir gran parte del programa teórico de formación de la especialidad, lide RFH.

02

Uniformizar los conocimientos teóricos de base para todos los especialistas en formación.

03

Armonizar el léxico y la terminología en el ámbito de la Física Médica.



En su conjunto, los diez libros van dirigidos a especialistas en formación en la especialidad de RFH, (fundamentalmente los residentes de primero y segundo año de la especialidad), así como a titulados superiores que quieran adquirir o mejorar sus conocimientos en el área de la Física Médica.

Por medio de esta colección, se pretende además, difundir el contenido de nuestros cursos entre todos los profesionales de la Física Médica de habla hispana que deseen acercarse a nuestros textos y tener a su disposición un libro de consulta en español.

www.auladoc.com

Información y pedidos en:



+34 5428282



info@auladoc.com



Madrid

Índice de autores *Revista de Física Médica 2021*

- Alonso Iracheta L: *ver* Martí Asenjo, J **2021;22(2):11**
- Álvarez Benito M: *ver* Chevalier del Río, M **2021;22(1):39**
- Álvarez Rodríguez B: *ver* Martí Asenjo, J **2021;22(2):11**
- Baeza Trujillo M: *ver* García Romero, A **2021;22(2):55**
- Bonaque Alandí J: *ver* García-Mollá, R **2021;22(1):123**
- Buades Forner MJ: *ver* Chevalier del Río, M **2021;22(1):39**
- Candón González CL: *ver* Castro Tejero, P **2021;22(2):23**
- Carrasco Herrera MA: *ver* García-Mollá, R **2021;22(1):123**
- Carrasco Vela, N: Dosimetría por imagen en radioembolización hepática con Y90: impacto de la resolución espacial del PET. **2021;22(2):43**
- Castro Tejero, P: Estudio de idoneidad de un detector basado en diamante sintético para la determinación de la dosis absorbida en tratamientos de arco-terapia de intensidad modulada. **2021;22(2):23**
- Caudepón Moreno F: *ver* Fernández Iglesias, A **2021;22(2):49**
- Chapel Gómez M^a L: *ver* Chevalier del Río, M **2021;22(1):39**
- Chevalier del Río, M: Protocolo de control de calidad de sistemas de tomosíntesis de mama. **2021;22(1):39**
- Ciérvide Jurio R: *ver* García de Acilu Laá, P **2021;22(1):11**
- Clemente Gutiérrez F: *ver* García Romero, A **2021;22(2):55**
- Conejo Monasterio FJ: *ver* Válgoma Solanas, A **2021;22(2):37**
- de la Casa Julián MA: *ver* Martí Asenjo, J **2021;22(2):11**
- Díaz Montesdeoca O: *ver* Chevalier del Río, M **2021;22(1):39**
- Fayos-Solà Capilla R: *ver* Castro Tejero, P **2021;22(2):23**
- Fernández Iglesias, A: Caracterización de la respuesta espectral de paneles planos de yoduro de cesio en radiología digital. **2021;22(2):49**
- Fernández Letón P: *ver* García de Acilu Laá, P **2021;22(1):11**; *ver* Martí Asenjo, J **2021;22(2):11**
- Fernández Montes M: *ver* Válgoma Solanas, A **2021;22(2):37**
- Ferrer Gracia C: *ver* Obesso de Diego, A **2021;22(1):27**
- Flores Cacho I: *ver* Martí Asenjo, J **2021;22(2):11**
- Garayoa Roca J: *ver* Chevalier del Río, M **2021;22(1):39**
- García de Acilu Laá, P: Análisis de los riesgos asociados al uso de la técnica VMAT frente a 3DCRT en tratamientos de mama con cadenas ganglionares axilo-claviculares. **2021;22(1):11**
- García-Mollá, R: Implementación y uso clínico de la radioterapia adaptativa. Informe del grupo de trabajo de radioterapia adaptativa de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). **2021;22(1):123**
- García Romero, A: Resultados de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre el control de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos en el ámbito de haces de fotones y electrones de radioterapia externa. **2021;22(2):55**
- García Ruíz-Zorrilla J: *ver* García de Acilu Laá, P **2021;22(1):11**
- Giménez Gómez V: *ver* Carrasco Vela, N **2021;22(2):43**
- Hernández González D: *ver* Castro Tejero, P **2021;22(2):23**
- Hernández Masgrau V: *ver* García Romero, A **2021;22(2):55**
- Huertas Martínez C: *ver* Obesso de Diego, A **2021;22(1):27**
- Lliso Valverde F: *ver* García-Mollá, R **2021;22(1):123**
- Martí Asenjo, J: Conversión de matrices de dosis en términos de dosis biológica equivalente y dosis equivalente a 2 Gy por sesión. **2021;22(2):11**
- Miquelez Alonso J: *ver* Chevalier del Río, M **2021;22(1):39**

- Miquélez Alonso S: *ver* Fernández Iglesias, A
2021;22(2):49
 - Montero Luis Á: *ver* García de Acilu Laá, P
2021;22(1):11
 - Monserrat Fuertes T: *ver* Chevalier del Río, M
2021;22(1):39
 - Montejo Arteche A: *ver* Válgoma Solanas, A
2021;22(2):37
 - Morcillo García A: *ver* Obesso de Diego, A
2021;22(1):27
 - Morera Cano D: *ver* García Romero, A
2021;22(2):55
 - Mosquera Osés J: *ver* Chevalier del Río, M
2021;22(1):39
 - Obesso de Diego, A: Análisis dosimétrico y verificación de tratamientos VMAT en aceleradores gemelos. **2021;22(1):27**
 - Pereda Barroeta N: *ver* Válgoma Solanas, A
2021;22(2):37
 - Plaza Núñez R: *ver* Obesso de Diego, A
2021;22(1):27
 - Prado Barragán A: *ver* Martí Asenjo, J
2021;22(2):11
 - Roch González M: *ver* Castro Tejero, P
2021;22(2):23
 - Romero Martín S: *ver* Chevalier del Río, M
2021;22(1):39
 - Rosales Espizua P: *ver* Chevalier del Río, M
2021;22(1):39
 - Rubio Rodríguez C: *ver* García de Acilu Laá, P
2021;22(1):11
 - Rubio Rodríguez MC: *ver* Martí Asenjo, J
2021;22(2):11
 - Sánchez Hernández N: *ver* Válgoma Solanas, A
2021;22(2):37
 - Sánchez Rubio P: *ver* García-Mollá, R
2021;22(1):123
 - Teijeiro García A: *ver* García Romero, A
2021;22(2):55
 - Tejedor Aguilar N: *ver* Carrasco Vela, N
2021;22(2):43
 - Torres Cabrera P: *ver* Chevalier del Río, M
2021;22(1):39
 - Torres Espallardo I: *ver* Carrasco Vela, N
2021;22(2):43
 - Válgoma Solanas, A: Implementación de una aplicación para el análisis dosimétrico de planes de radioterapia externa basada en la API de Eclipse.
2021;22(2):37
 - Viñals Muñoz A: *ver* Castro Tejero, P
2021;22(2):23
-



La Dirección y el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica* agradecen la colaboración de los siguientes asesores científicos durante el año 2021 :

Jordi Sáez
Víctor González Pérez
Denia Vilches Fernández
Jesús M. de Frutos Baraja
Luis Brualla González
Santiago Pellejero Pellejero
Gerardo Sánchez Carmona
Julio Almansa López
Rafael Guerrero Alcalde
Maribel Gallardo Fuentes
Luis Brualla González
José Manuel Lárraga Gutiérrez
Pedro Sánchez Galiano
Alejandro García Romero
Diego Miguel González Castaño
Cristina Picón Olmos

Entidades Asociadas

VARIAN MEDICAL SYSTEM

ELEKTA

SIEMENS HEALTHINEERS

BAYER

BRAINLAB

EMSOR

PHILIPS

CANON MEDICAL

RADIAPROT

PTW

AGFA

BIOTERRA

FUJIFILM

GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE

TÉCNICAS RADIOFÍSICAS

ECKERT&ZIEGLER

TECNASA

LORCA MARÍN

DTA



Aproveche toda su capacidad para administrar tratamientos de SRS de alta precisión

La tecnología de radioterapia de alta definición HyperArc™ se ha diseñado para simplificar los tratamientos más complejos, como los tratamientos de SRS no coplanares. Utiliza funciones de última generación que le permitirán tratar varias metástasis simultáneamente, así como mejorar su capacidad para tratar a más pacientes, reducir la duración de los tratamientos, aumentar el rendimiento y maximizar la eficacia.

Más información: Varian.com/HyperArc

Información de seguridad: La radiación puede provocar efectos secundarios y no ser adecuada para todos los tipos de cáncer.

© 2018 Varian Medical Systems, Inc. Varian y Varian Medical Systems son marcas comerciales registradas e HyperArc es una marca comercial de Varian Medical Systems, Inc.

varian

Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Conversión de matrices de dosis en términos de dosis biológica equivalente y dosis equivalente a 2 Gy por sesión <i>Jaime Martí Asenjo, Miguel Ángel de la Casa Julián, Leyre Alonso Iracheta, Alejandro Prado Barragán, Inés Flores Cacho, Beatriz Álvarez Rodríguez, María del Carmen Rubio Rodríguez, Pedro Fernández Letón</i>	11
Estudio de idoneidad de un detector basado en diamante sintético para la determinación de la dosis absorbida en tratamientos de arcoterapia de intensidad modulada <i>Pablo Castro Tejero, David Hernández González, Roser Fayos-Solà Capilla, Alberto Viñals Muñoz, Carmen Libertad Candón González, María Roch González</i>	23
Nota Técnica	
Implementación de una aplicación para el análisis dosimétrico de planes de radioterapia externa basada en la API de Eclipse <i>Agustín Válgoma Solanas, Naia Pereda Barroeta, Manuel Fernández Montes, Ariane Montejo Arteché, Francisco Javier Conejo Monasterio, Nuria Sánchez Hernández</i>	37
Trabajos becados por la SEFM para la asistencia al 3er Congreso Europeo de Física Médica (ECMP)	
Dosimetría por imagen en radioembolización hepática con Y90: impacto de la resolución espacial del PET <i>Nuria Carrasco Vela, Natalia Tejedor Aguilar, Vicente Giménez Gómez, Irene Torres Espallardo</i>	43
Caracterización de la respuesta espectral de paneles planos de yoduro de cesio en radiología digital <i>Aitor Fernández Iglesias, Santiago Miquélez Alonso, Fernando Caudepón Moreno</i>	49
Comentarios	
Resultados de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre el control de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos en el ámbito de haces de fotones y electrones de radioterapia externa <i>Alejandro García Romero, Víctor Hernández Masgrau, Montserrat Baeza Trujillo, Antonio Teijeiro García, Francisco Clemente Gutiérrez, Daniel Morera Cano</i>	55
Revisión de artículos	67
Reseñas de tesis doctorales	75
Reseña de libro	79

