

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.
2

vol.
19

año
2018

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



**Sociedad Española
de Física Médica**

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





www.sefm.es/revistafisicamedica/

Director

José Antonio Terrón León

Editora

Coral Bodineau Gil

Editores asociados

Julio Almansa López

Francisco Clemente Gutierrez

Diego García Pinto

José Luis Contreras González

Julia Garayoa Roca

Luis Isaac Ramos García

Ruth Rodríguez Romero

Jesús Cortés Rodicio

María Asunción Ruiz López

Vocal de la SEFM

Daniel Zucca Aparicio

Comisión científica

Facundo Ballester Pallarés

Edita:



www.auladoc.com

Publicación de 2 números al año: mayo y noviembre

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

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

Copyright de los textos originales 2017. 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

Presidenta

María Luisa Chapel Gómez

Vicepresidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

Secretaria

Naiara Fuentemilla Urio

Tesorero

Sergio Lozares Cordero

Vocales

Daniel Zucca Aparicio

Víctor González Pérez

Juan Castro Novais

Beatriz Mateo Rodríguez

Comisión deontológica e institucional

Presidente

Miguel Pombar Cameán
miguel.pombar.camean@sergas.es

Diego Burgos Trujillo
María Luisa España López
María Amparo Iborra Oquendo
Anastasio Rubio Arroniz
Bonifacio Tobarra González

Comisión Científica

Presidente

Facundo Ballester Pallarés
facundo.ballester@uv.es

Manuel Buades Forner
Pablo Carrasco de Fez
Faustino Gómez Rodríguez
Antonio M. Lallena Rojo
Josep M. Martí Climent
Carlos Montes Fuentes
Juan José Morant Echevarne
José Pérez Calatayud
César Rodríguez Rodríguez
Consultor: Antonio Brosed Serreta

Comisión de Docencia

Presidenta

Cristina Picón Olmos
comision_docencia@sefm.es

Esther Angulo Paín
Mercè Beltrán Vilagrasa
Eduardo Guibelalde del Castillo
Santiago Miquélez Alonso
Eduardo Pardo Pérez

Representantes

Miembros de IOMP

María Luisa Chapel Gómez, *Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)*

Mercè Beltrán Vilagrasa, *Hospital Universitari Vall d'Hebron (Barcelona)*

Juan Castro Novais, *Hospital Universitario Quirón Salud (Madrid)*

Delegados de EFOMP

Miguel Ángel de la Casa de Julián, *Hospital Universitario HM Sanchinarro (Madrid)*

Eduardo Pardo Pérez, *Hospital Lucus Augusti (Lugo)*

Josep Puxeu Vaqué, *Hospital Universitari Sant Joan (Reus)*

Miembros de IHE

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

Representantes en ESTRO

Antonio López Medina, *Hospital do Meixoeiro (Vigo)*

Suplente

Juan López Tarjuelo, *Hospital Provincial de Castellón (Castellón)*

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

Rafael García Mollá, *Hospital Clínico de Valencia (Valencia)*



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. Dosimetría clínica en braquiterapia ginecológica de cérvix

Coordinador	José Pérez Calatayud, <i>perez_jos@gva.es</i> <i>Hospital Universitari i Politècnic La Fe</i>
Miembros del grupo	Rafael Colmenares Fernández, <i>Hospital Universitario Ramón y Cajal (Madrid)</i> Teresa García Martínez, <i>Hospital Universitario de la Ribera. Alzira (Valencia)</i> Antonio Herreros Martínez, <i>Hospital Clínic de Barcelona (Barcelona)</i> Santiago Pellejero Pellejero, <i>Complejo Hospitalario de Navarra (Pamplona)</i> José Richart Sancho, <i>Hospital Clínica Benidorm (Benidorm)</i> Ana María Tornero López, <i>Hospital Universitario de Gran Canaria Doctor Negrín (Las Palmas de GC)</i>

2. Evaluación y seguimiento del control de calidad en medicina nuclear

Coordinador	Carlos Montes Fuentes, <i>cmontes@saludcastillayleon.es</i> <i>Hospital Universitario de Salamanca (Salamanca)</i>
Miembros del grupo	David Álvarez Llorente, <i>Hospital Universitario Central de Asturias (Oviedo)</i> Cristina González Ruiz, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón (Madrid)</i> Josep María Martí Climent, <i>Clínica Universitaria de Navarra (Pamplona)</i> José Antonio Terrón León, <i>Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)</i> Aurora Vicedo González, <i>Hospital General Universitario (Valencia)</i>

3. Tomosíntesis en mama (en colaboración con: SEPR, SEDIM)

Coordinadora	Margarita Chevalier del Rio, <i>chevalier@ucm.es</i> <i>Departamento de Radiología. Universidad Complutense de Madrid (Madrid)</i>
Miembros (por parte de la SEFM)	Manuel Buades Forner, <i>Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca (Murcia)</i> María Luisa Chapel Gómez, <i>Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)</i> Oliver Díaz Montesdeoca, <i>Departamento de Visión por Computador y Robótica. Universidad de Girona (Girona)</i> Julia Garayoa Roca, <i>Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz (Madrid)</i> Santiago Miquélez Alonso, <i>Complejo Hospitalario de Navarra (Pamplona)</i> Teresa Montserrat Fuertes, <i>Hospital Universitario Central de Asturias (Oviedo)</i>

4. 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, <i>Hospital Universitario 12 de Octubre (Madrid)</i> Fernando Sierra Díaz, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón (Madrid)</i> José Luis Carrasco Rodríguez, <i>Hospital Universitario Virgen de la Victoria (Málaga)</i>
--	---

5. Hipertermia oncológica (en colaboración con: SEOR)

Miembro (por parte de la SEFM)	Félix Navarro Guirado, <i>Hospital Universitario Regional de Málaga (Málaga)</i>
---------------------------------------	--

6. Foro sanitario conjunto (en colaboración con: CSN, SEPR)

Miembros (por parte de la SEFM) *María Luisa Chapel Gómez, Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Santa Cruz de Tenerife)*
Juan Castro Novais, Hospital Universitario Quirón Salud (Madrid)
Daniel Zucca Aparicio, Hospital Universitario HM Sanchinarro (Madrid)



Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
Estudio de las relaciones entre los parámetros del tratamiento y los resultados de la verificación en VMAT <i>Marina Navarro Segarra, Ignasi Modolell Farre</i>	11
Implicaciones clínicas de la planificación con Acuros, en tratamientos de pulmón, cabeza-cuello y próstata <i>Iban Conles, Ana Aparicio, Elena Cenizo, M. Jesús Cesteros, Francisco Barrio</i>	19
Consideraciones prácticas en la implementación de la Resonancia Magnética en la planificación en braquiterapia ginecológica de cérvix. Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica <i>Jose Perez-Calatayud, Rafael Colmenares Fernández, Teresa García Martínez, Antonio Herreros Martínez, Santiago Pellejero Pellejero, Jose Richart Sancho, Ana María Tornero López</i>	29
Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia <i>Ruth Rodríguez Romero, Carlos Martín Rincón, Sara Moral Sánchez, Patricia Sánchez Rubio, David Sevillano Martínez</i>	73
Introducción de una figura de mérito para la evaluación conjunta de la calidad de imagen y la dosimetría en mamografía digital <i>José María Chimeno Hernández, Pilar Gras Miralles, María Dolores Sabater Peñalver, Noelia López Muñoz, Juan Manuel Campayo Esteban, Juan Ignacio Villaescusa Blanca</i>	103
Un modelo analítico para el ajuste y predicción de conjuntos de curvas de porcentaje de dosis en profundidad <i>Alejandro Prado Barragán, Francisco Rafael Lozano Martínez, Luis Carlos Martínez Gómez, María José Rot San Juan</i>	111
Verificación dosimétrica en braquiterapia oftálmica con semillas de I-125 empleando un algoritmo independiente <i>Jorge Martín Rodríguez, José Antonio Terrón León, José Macías Jaén</i>	123
Revisión de artículos	133
Reseñas de tesis doctorales	141
Novedades bibliográficas	154

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

Editorial

Al final de cada año es habitual hacer balance y en el caso de la Revista de Física Médica lo hacemos considerando que ha sido positivo y de cambios. Este año se ha pasado a la edición enteramente digital y los llamamientos a los trabajos del último congreso celebrado, junto con los incentivos de la Junta parece que han dado sus frutos y podemos presentar un número con temática variada a la vez que disponemos de un número similar de artículos en revisión. Ofrecemos a nuestros socios, en este número, cinco artículos, el primero de ellos nos presenta un estudio para relacionar los resultados de la verificación y algunos parámetros de tratamientos de VMAT, que puede ser de utilidad en la planificación y verificación de este tipo de tratamientos. El tema de los algoritmos utilizados por los planificadores y las diferencias dosimétricas entre ellos, con las implicaciones clínicas que puedan tener, se analiza en otro de los trabajos presentados. En el área del diagnóstico por imagen traemos a los lectores un interesante artículo que ofrece una herramienta para evaluar, al mismo tiempo calidad y dosimetría en estudios de mamografía. Finalmente, los dos últimos trabajos aportan, por un lado, un modelo para el ajuste de curvas de rendimiento en profundidad, de manera que pueda ser una herramienta útil en control de calidad e incluso para reducir el tiempo a utilizar en algunas medidas experimentales y, por otro, en el último de ellos, una aplicación para verificar el cálculo realizado en tratamientos de braquiterapia oftálmica. La temática presentada en este número es, por tanto, variada y de gran interés para todos los especialistas.

A estas aportaciones científicas hay que añadir el informe de dos de los grupos de trabajo de la SEFM. Por una parte el informe del grupo de

trabajo sobre braquiterapia en el que se analiza la planificación de braquiterapia de cérvix con el uso exclusivo de resonancia magnética, técnica esta que se está extendiendo, por lo que se nos presenta un análisis de la situación a la vez que una serie de consideraciones prácticas a la hora de realizar esta técnica. Junto a este, publicamos también el informe del subgrupo de tomoterapia, del grupo de IMRT, sobre los procedimientos de control de calidad recomendados. Este último será de gran utilidad ya que últimamente se está ampliando el parque de estos equipos, por lo que puede ser de gran ayuda para aquellos que estén inmersos en el trabajo de aceptación y puesta en marcha.

Unido a todo mantenemos las secciones habituales de revisión de artículos y reseña de tesis, que nos permiten mantenernos al día sobre las líneas de investigación que los diferentes grupos llevan a cabo y apreciar la riqueza y amplitud que existe en la investigación en nuestro ámbito de interés.

En el último número del año, tampoco quiero dejar pasar la ocasión sin el agradecimiento a todos los revisores que desinteresadamente han colaborado en mejorar la calidad de los trabajos publicados con sus comentarios y sugerencias

Coincide también este número con la apertura del plazo para el envío de trabajos al próximo congreso y no quisiera dejar pasar esta ocasión sin animaros a enviarlos y recordar que estos trabajos deberían ser la cantera de futuras publicaciones en esta revista. Sabemos del trabajo que ello implica pero también estamos seguros del beneficio que todos recibiremos (autores y lectores).

Como decía al principio, nuestra valoración es positiva, sin embargo no queríamos quedarnos ahí y todavía creemos, desde este Comité de

Redacción, que hay líneas de mejora, y en ellas estamos trabajando, para ofrecer a los socios un producto a la altura de sus inquietudes y nivel científico, y que pueda ser una referencia importante en nuestro entorno. En esta línea estamos actualizando la página de la revista y las normas para que todo el proceso de envío, evaluación y publicación, se pueda hacer de una manera más ágil y, de esta manera, acercar nuestra publicación al cumplimiento de los estándares establecidos. Es un camino largo pero el trabajo y la ilusión de este Comité de Redacción, junto con el apoyo de socios y lectores, nos anima a continuar en este proyecto.

Estudio de las relaciones entre los parámetros del tratamiento y los resultados de la verificación en VMAT

Analysis of relations between treatment parameters and the verification results in VMAT

Marina Navarro Segarra¹, Ignasi Modolell Farre²

¹ Departament de Física, Universitat Autònoma de Barcelona. E-08193 Bellaterra (Barcelona).

² Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica. Institut Català d'Oncologia. Hospitalet del Llobregat (Barcelona).

Fecha de Recepción: 10/07/2017 - Fecha de Aceptación: 05/02/2018

Objetivo: identificar las relaciones latentes entre los parámetros de los tratamientos de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT): acelerador, zona de tratamiento, número de volúmenes, dosis, unidades de monitor, longitud de arcos, resultados del porcentaje gamma y puntos totales utilizados para la verificación.

Material y Métodos: se analizan un total de 308 pacientes de próstata y cabeza y cuello. La planificación de los tratamientos se realiza con el sistema Eclipse versión 13.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) y se verifica con el maniquí Sun Nuclear Arccheck mediante el software SNC Patient versión 6.6.2 (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL).

Se recogen 11 variables relacionadas con la geometría, la complejidad de los planes de tratamiento, la localización del tratamiento y los resultados de la verificación. Se lleva a cabo un análisis estadístico mediante el software de analítica predictiva PSPP versión 0.10.4-g50f7b7 (Free Software Foundation, Boston, MA).

Resultados: se obtienen correlaciones entre las variables de estudio. Siendo las más destacables las correlaciones de la modulación del campo con el índice $\gamma_{1\%-1\text{ mm}}$ y con la variable patología, que ponen en evidencia la relación existente entre una disminución del valor obtenido de los índices gamma para campos más modulados y el aumento en la modulación del tratamiento según la patología.

Conclusiones: a partir de este análisis se observa una correspondencia entre la modulación del tratamiento y la falta de acuerdo entre la dosis medida y calculada. Esto da la posibilidad de anticipar tendencias de las verificaciones futuras y corregir o adaptar tanto dichas verificaciones como las planificaciones, en función de la complejidad del tratamiento.

Palabras clave: VMAT, índice de modulación, verificación dosimétrica.

Objective: to identify the relations between treatment and verification Volumetric Arc Therapy (VMAT) variables: accelerator, treatment area, number of volumes, delivered dose, monitor units (UM), arc geometry, gamma index and the number of measurement points used for the verification.

Materials and methods: 308 prostate and head and neck patients have been analyzed. The treatment plan is calculated using the Eclipse system, version 13.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Plans are verified with the Sun Nuclear Arccheck phantom and the SNC Patient software, version 6.6.2 (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL).

Eleven variables related to the geometry and complexity and the treatment areas were analyzed. This statistical analysis was done using the predictive analytics software PSPP, version 0.10.4-g50f7b7 (Free Software Foundation, Boston, MA).

Results: correlations between the studied variables are obtained. The more remarkable ones are the relations between the field modulation, the gamma index $\gamma_{1\%-1\text{ mm}}$ and the treatment pathology, which show up the actual relation between a decrease in the gamma index value for the highly modulated plans and increase in the treatment modulation according to the treatment pathology.

Conclusions: a correlation has been found between the treatment complexity and the dose agreement (or the planned dose and verified dose agreement). This might allow to anticipate tendencies in future verifications, being able to change the treatment plan or verification schemes depending on treatment complexity.

Key words: Application, VMAT, modulation index, dosimetric verification.

* Correspondencia
marinasegarra@hotmail.com

Introducción

La arcoterapia volumétrica modulada (VMAT)^{1,2} es una técnica de tratamiento relativamente novedosa, que combina la rotación del gantry a velocidad variable, con un movimiento dinámico del multilámina (MLC) que modula la intensidad del campo consiguiendo de esta manera administrar una cantidad de dosis más altas en las zonas de tratamiento preservando las zonas sanas. Esta técnica permite obtener distribuciones de dosis más complejas reduciendo el tiempo y aumentando la seguridad de tratamiento en comparación con las técnicas de IMRT convencionales. A pesar de todas estas ventajas su implementación clínica conlleva un incremento en la complejidad del tratamiento. Por ello, es necesario realizar rigurosos controles dosimétricos para cada paciente, cada plan debe ser verificado para así evitar que se produzcan posibles errores asociados a los límites del cálculo del plan de tratamiento o a la precisión con la que se lleva a cabo su administración.³

Un análisis retrospectivo de los datos obtenidos para cada tratamiento durante un cierto periodo de tiempo puede poner de manifiesto los factores que influyen en la coincidencia entre la distribución de dosis planificada y medida. La detección y comprensión de la influencia de estos factores puede ser muy útil y ayudar a optimizar y mejorar la planificación y la verificación de futuros planes. Se pueden encontrar estudios⁴⁻⁷ en los cuales obtienen las relaciones entre las variables de tratamiento, por ejemplo, las correlaciones entre los índices gamma y el desplazamiento medio realizado por las láminas del colimador multilámina (LT), las unidades de monitor (MU), el índice de la complejidad de modulación (MCS)⁸ o la combinación de estos parámetros en un índice de modulación (LTMCS, MI)⁹⁻¹⁰ para distintas zonas tanto para tratamientos de VMAT como de IMRT.

Este trabajo realiza un estudio sobre algunas de las variables implicadas en los tratamientos VMAT con el objetivo de caracterizar las relaciones entre ellas y encontrar el impacto que tienen en la verificación del tratamiento. Para ello se analizan las correlaciones de Pearson de los índices gamma con un conjunto de variables de tratamiento. Paralelamente, se ha buscado definir una serie de índices que caractericen la modulación del campo y que puedan obtenerse mediante cálculos sencillos sobre variables que estén disponibles en el informe dosimétrico del tratamiento. El objetivo es comprobar si estos índices pueden cuantificar la complejidad del tratamiento y sus dependencias.

Material y métodos

Para realizar el análisis se recogen los valores de las variables que, en su conjunto, caracterizan los tratamientos de VMAT realizados en nuestro centro a un total de 308 pacientes, entre el 1 de agosto de 2015 y el 1 de agosto de 2016. Los tratamientos de 6MV son

impartidos en los aceleradores Varian Clinac Trilogy y Clinac TrueBeam ambos provistos de un colimador multilámina modelo "Millennium" de 120 láminas.

Los planes de tratamiento constan todos de dos arcos con el colimador multilámina girado 45° y 315° en cada arco y energía de 6 MV. Dichos arcos tratan entre 1 y 3 volúmenes blanco simultáneamente. En función de la localización de los volúmenes blanco, los arcos pueden realizar rotaciones completas u omitir algún segmento.

La planificación se realiza con el sistema Eclipse versión 13.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) usando el algoritmo Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) y se verifica con los resultados obtenidos en el maniquí Sun Nuclear Arccheck. Mediante el software *SNC Patient*TM versión 6.6.2 (Nuclear Sun Corporation, Merlbourne, FL). Imponiendo unas condiciones correspondientes a un 10% de umbral de dosis, una distancia de acuerdo (DTA) en 3D y el criterio de cálculo Van Dyk (diferencia global de dosis normalizada al máximo de la distribución calculada que coincida con la ubicación de un detector), se calculan cuatro índices gamma, el índice de dosis absorbida para una diferencia de dosis absoluta de 3% y una DTA de 3 mm y los índices de porcentaje de dosis para unas diferencias relativas del 3%, 2% y 1% y una DTA de 3 mm, 2 mm y 1 mm respectivamente.

El total de puntos verificados dependerá de las condiciones impuestas en la verificación y del tamaño del campo, tenemos por tanto, que para campos de tratamiento más grandes se abarcará más superficie del maniquí y se compararán más detectores durante la verificación.

Las variables analizadas en el estudio son las siguientes:

- *Acelerador*: tiene en cuenta en qué máquina se realiza el tratamiento, su valor será 0 si se trata en el acelerador TrueBeam y 1 si se trata en el Trilogy, es por tanto una variable binaria.
- *Patología*: son consideradas dos zonas de tratamiento, la zona de próstata y la de cabeza y cuello, las demás son descartadas para el análisis debido a que no se cuenta con suficientes casos clínicos como para poder realizar un análisis estadístico adecuado. Durante el análisis esta variable es tratada como una variable binaria siendo Patología = 1 para la zona de próstata y Patología = 0 para las zonas de cabeza y cuello.
- *Volúmenes*: número de volúmenes tratados simultáneamente a distinta dosis, esta variable es una variable discreta pudiendo ser 1, 2 o 3. Se descartaron los casos con más de tres volúmenes por ser escasos.

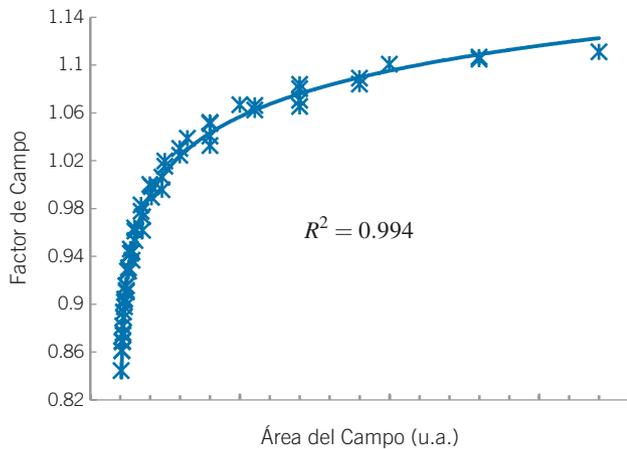


Fig. 1. Factores de campo en función del área del campo ajustados a una curva logarítmica.

- **Dosis:** mayor valor de dosis por sesión con el que es tratado nuestro conjunto de volúmenes; expresado en Gy.
- **Unidades de Monitor (MU):** unidades de monitor totales del tratamiento, sumando las de cada arco.
- **Arcos:** varía según si el brazo realiza un giro completo o parcial, el número de arcos realizados es 2 en todos los tratamientos. En el análisis esta variable es, por tanto, binaria y toma los siguientes valores: Arcos = 1 si los dos arcos realizados son completos (= 360°), Arcos = 0 si los dos arcos realizados son parciales (< 360°).
- **Porcentaje gamma:** se define a partir del porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma exigido en cada caso durante la verificación.
- **Puntos:** indica la cantidad de detectores totales que se comparan durante la verificación, es por tanto una variable continua relacionada con el tamaño de campo.

Además de estas, definimos tres variables más para poder cuantificar la modulación de nuestro campo de tratamiento:

- **Modulación 1 [Ec. 1(a)]:** cuantifica las unidades de monitor por unidad de dosis prescrita por fracción del tratamiento. Tomamos como valor de dosis prescrita el recogido en la variable "Dosis", que, en caso de tratar varios volúmenes de forma simultánea es la que corresponde al volumen con mayor dosis. El valor de esta variable aumentará cuantas más MU necesitemos para tratar con la misma cantidad de Gy, indicando así que estamos tratando con arcos más modulados.

A partir de esta definición de modulación básica, construimos dos índices de modulación más tratando de atenuar el efecto del tamaño de campo y la profundidad de tratamiento en la relación entre dosis y unidades de monitor.

- **Modulación 2 [Ec. 1(b)]:** se define para eliminar la influencia del tamaño de campo en las unidades de monitor por unidad de dosis del tratamiento. Estudiando la relación entre los factores de campo y el área del campo observamos que, para campos cuya relación de tamaño entre la dirección craneocaudal y transversal es inferior a 3, se ajustan con buena correlación ($R^2 = 0.994$) a una curva logarítmica (Fig. 1).

Dada la geometría cilíndrica del detector empleado y el uso de arcos, el número de detectores empleados en la verificación es proporcional al tamaño de campo en la dirección cañón-blanco.

La técnica de tratamiento empleada sitúa el isocentro en el centro del volumen blanco, si este es único, o en el centro del mayor de los volúmenes de tratamiento, si estos son múltiples. En consecuencia, los campos de tratamiento son aproximadamente simétricos.

Los colimadores de los campos de tratamiento están girados 45°, por lo que el tamaño de campo en la dirección cañón-blanco es igual a la diagonal de dichos campos. De acuerdo con la geometría del detector y de los arcos de verificación, el número de detectores verificados será proporcional a la diagonal del campo de tratamiento.

El área del campo de tratamiento varía con la diagonal del campo de tratamiento cuadráticamente. Aplicando logaritmo obtendremos que el logaritmo del área del campo de tratamiento es proporcional al logaritmo de la diagonal del campo, o, lo que es lo mismo, al logaritmo del número de detectores verificados.

De acuerdo con el ajuste de la Fig. 1, el logaritmo del número de detectores verificados será aproximadamente proporcional al factor de campo.

Para definir la Modulación 2, añadimos un factor correspondiente al logaritmo del número de detectores verificados. El valor de la Modulación 1 queda así reescalado, suprimiendo la influencia del tamaño de campo.

- **Modulación 3 [Ec. 1(c)]:** se define para eliminar la influencia de la profundidad de tratamiento en las unidades de monitor por unidad de dosis.

Para simplificar la definición de esta variable se definió un valor dependiente únicamente de la patología.

Al incluir el estudio únicamente pacientes de próstata y cabeza y cuello, zonas que presentan espesores

muy distintos, asignar un único valor para todos los tratamientos de próstata y otro para todos los de cabeza y cuello permite discriminar adecuadamente la influencia del espesor de tratamiento en el índice de modulación.

Las áreas pélvicas tienen un espesor mucho mayor que las de cabeza y cuello, por ello, la profundidad a la que se encuentran los volúmenes blanco será mayor, y necesitarán más unidades de monitor para recibir la misma dosis, sin ser necesariamente tratamientos más modulados.

Para definir el factor de patología se promedia la profundidad de tratamiento para todos los pacientes de próstata y para todos los pacientes de cabeza y cuello, y se busca el valor del porcentaje de dosis en profundidad que corresponde a esos promedios. Los valores hallados fueron de 0.49 para la próstata y 0.77 para cabeza y cuello, que corresponden a unas profundidades medias de 15.4 y 7.3 cm respectivamente.

La Modulación 3 queda definida como la Modulación 2 multiplicada por el Factor de patología, eliminando así la influencia de las diferencias de espesor asociadas a la región anatómica tratada.

$$M1 = \frac{MU}{Dosis} \quad (a)$$

$$M2 = M1 \cdot \ln(\text{número de puntos}) \quad (b) \quad (1)$$

$$M3 = M2 \cdot F_p \quad (c)$$

Se analizan un total de 189 casos de próstata y 119 de cabeza y cuello. En conjunto son analizados 193 casos tratados en el acelerador TrueBeam, de los cuales 132 son de próstata y 61 son de cabeza y cuello; y 115 en el acelerador Trilogy de los cuales 57 son de próstata y 58 son de cabeza y cuello. Los rangos de variación y promedios de las variables escogidas se muestran en la Tabla 1.

Se realizan cuatro análisis estadísticos con estas variables mediante el software de analítica predictiva PSPP,¹² versión 0.10.4-g50f7b7 (Free Software Foundation, Boston, MA). El primero es una comparación previa de todas las variables a partir de la cual seleccionamos las variables de estudio según la significancia e información que aporten sus correlaciones. Tras esta selección, se realiza un primer análisis, estudio 1, en el cual las variables Dosis y MU quedan englobadas en las variables modulación. En los siguientes analizamos cada patología por separado, se realiza el estudio 2 para los casos de próstata y el estudio 3 para los de cabeza y cuello.

En cada uno de estos estudios se obtiene la matriz de correlaciones de los coeficientes de correlación de Pearson¹³⁻¹⁴ y dos test de adecuación muestral el test de esfericidad de Bartlett¹⁵ y el de Kaiser-Meyer-Olkin (KMO).¹⁵ Estos tres datos indican cuantitativa y cualitati-

vamente si existen relaciones lineales entre las variables y su fortaleza y significación. Estos dos test son realizados para comprobar si las variables están lo suficientemente correlacionadas como para justificar que se lleve a cabo el análisis de la matriz de correlaciones.

La prueba de esfericidad de Bartlett parte de la hipótesis nula de que la matriz de correlaciones no es diferente de la matriz identidad es decir, las variables están completamente descorrelacionadas; y calcula el estadístico χ^2 , basado en el determinante de la matriz de correlaciones. De esta manera este test da como resultados el valor de χ^2 , que debe ser alto; el valor del determinante de la matriz de correlaciones, que debe ser próximo a 0, y el nivel de significancia, que debe ser menor que 0.05 para poder rechazar la hipótesis nula. El test de KMO compara los valores de las correlaciones entre las variables con sus correlaciones parciales, la escala en este estudio para interpretar el índice de KMO se muestra en la Tabla 2.

Por otra parte, la interpretación escogida para aquellos índices de correlación (r) que encontramos significativos la encontramos en la Tabla 3.

Siendo la hipótesis nula, H_0 , de nuestro análisis que las variables no se encuentran relacionadas, el nivel de significación asumido es del 5% ($p = 0.05$), esto significa que si el resultado del análisis de las muestras presenta un nivel de significación mayor al límite asumido no se puede rechazar la hipótesis nula. En cambio, si el nivel que se obtiene es menor, consideraremos que las variables están significativamente correlacionadas linealmente, en mayor o menor medida dependiendo del valor de r .

Resultados y discusión

El análisis preliminar demostró que los índices gamma correspondientes a 3%-3mm, tanto absoluto como relativo y al 2%-2mm relativo, no presentan ninguna correlación con el resto de variables, esto hizo descartarlas como variables de futuros análisis y escoger la gamma 1%-1mm como único índice válido. Dado que su rango de variación es mayor, cualquier relación entre ella y el resto de variables del análisis será más apreciable y así se mostrará en el análisis estadístico. Estos resultados concuerdan con los presentados por Dhanabalan Rajasekaran et al.⁶ donde las correlaciones con el MCS más importantes también las presentaba la gamma 1%-1mm.

Los resultados obtenidos para el resto de análisis superan los dos test permitiendo descartar la hipótesis nula y demostrando que las variables son adecuadas para el análisis estadístico y que en un principio es posible obtener alguna correlación significativa entre ellas.

Para el estudio 1 el test de esfericidad tiene como soluciones una $\text{Sig} = 0.000$, un $\chi^2 = 2519.62$ y un $\text{Det.} = 0.00$. Por su parte el índice de KMO es igual

Tabla 1. Rango de variación, promedios y desviación estándar de las variables dosis, modulación y gamma.

	Promedio	Desviación estándar	Rango de variación
Dosis (Gy)	2.30	1.02	2.00-9.00
Unidades de Monitor	609.55	322.33	314-2773
Modulación 1 (MU/cGy)	2.64	0.77	1.54-4.37
Modulación 1 próstata (MU/cGy)	2.90	0.88	1.89-4.37
Modulación 1 cabeza y cuello (MU/cGy)	2.23	0.42	1.57-3.38
Modulación 2 (MU/cGy)	17.60	4.94	10.02-30.73
Modulación 2 próstata (MU/cGy)	19.02	5.25	10.05-30.73
Modulación 2 cabeza y cuello (MU/cGy)	15.32	3.16	10.01-24.48
Modulación 3 (MU/cGy)	10.29	3.81	4.93-18.85
Modulación 3 próstata (MU/cGy)	9.32	4.04	4.93-15.06
Modulación 3 cabeza y cuello (MU/cGy)	11.79	2.42	7.71-18.85
Gamma 3% - 3 mm absoluta	98.46	2.20	74.9-100
Gamma 3% - 3 mm relativa	99.78	0.51	95.50-100
Gamma 2% - 2 mm relativa	97.81	2.17	80.30-100
Gamma 1% - 1 mm relativa	78.05	8.42	51.20-99.80

a 1.00, de esta manera se obtiene que a priori tiene sentido continuar con el análisis de la matriz de correlaciones que encontramos en la Tabla 4.

Observando la matriz del estudio 1 se puede extraer, primero, que la Gamma 1 no presenta ninguna correlación con la variable Arcos y tiene una ínfima correlación inversa con la Modulación 1. En cambio, se encuentra que correlaciona con el Acelerador de forma inversamente proporcional, esto indica que las verificaciones tienen en general un mejor nivel de acuerdo entre el mapa de dosis de la planificación y el medido para el acelerador TrueBeam que para el Trilogy. También aparece una correlación directa con la patología que indica que los valores de gamma son mayores para los casos de próstata que los de cabeza y cuello. Esto podría ser consecuencia del hecho de que obtenemos un mayor acuerdo en la verificación para el acelerador TrueBeam donde son tratados más casos de próstata.

Con el número de volúmenes correlaciona de forma inversa, al igual que con los puntos, es decir, la gamma decrece cuando aumentan el número de volúmenes y/o cuando más puntos son verificados, por tanto, cuando la complejidad de tratamiento es mayor y cuando el campo es más grande.

El porcentaje gamma también aparece correlacionado de forma inversa con la Modulación 2. Se observa cómo la correlación pasa de ser ínfima a ser escasa, es decir, aumenta, y además se hace más significativa, al tener en cuenta el tamaño de campo a través del número de puntos. La correlación con la modulación del campo vuelve a ganar fuerza cuando también se

tiene en cuenta el espesor de la zona de tratamiento dando como resultado un índice $r = -0.52$. Este hecho pone de manifiesto que cuantas más variables contempla el índice definido para la modulación del tratamiento mejor correlación se obtiene con el porcentaje gamma, ya que, al tener en cuenta efectos como el tamaño de campo y el espesor del paciente, que influyen en la relación entre las unidades de monitor, la dosis y la

Tabla 2. Escala de interpretación del índice de Kaiser-Meyer-Olkin.

Valor de índice KMO	Adecuación muestral
≥ 0.75	Buena
≥ 0.50	Aceptable
< 0.50	Inaceptable

Tabla 3. Escala de interpretación del índice de correlación de Pearson (r).

Valor de r	Interpretación
0.00-0.20	Ínfima correlación
0.20-0.40	Escasa correlación
0.40-0.60	Moderada correlación
0.60-0.80	Buena correlación
0.80-1.00	Muy buena correlación

Tabla 4. Índices de correlación de Pearson (r) con sus significaciones (p) para la Gamma1, la modulación y con el resto de variable para el estudio 1.

	Modulación 1		Modulación 2		Modulación 3	
	r	p	r	p	r	p
Acelerador	-0.08	0.077	-0.05	0.214	0.12	0.016
Patología	0.63	0.000	0.49	0.000	-0.53	0.000
Volúmenes	0.11	0.028	0.27	0.000	0.18	0.001
Arcos	0.37	0.000	0.38	0.000	0.12	0.018
Puntos	-0.09	0.054	0.13	0.012	0.40	0.000
Porcentaje gamma 1	-0.10	0.023	-0.23	0.000	-0.52	0.000
Modulación 1	1.00	—				
Modulación 2	0.95	0.000	1.00	—		
Modulación 3	0.27	0.000	0.46	0.000	1.00	—

Tabla 5. Índices de correlación de Pearson (r) con sus significaciones (p) para las modulaciones con el resto de variables de estudio para los 189 casos de próstata.

	Gamma 1		Modulación 1		Modulación 2 y 3	
	r	p	r	p	r	p
Acelerador	-0.34	0.000	0.13	0.022	0.15	0.255
Volúmenes	-0.30	0.000	0.19	0.000	0.39	0.001
Puntos	-0.43	0.000	0.36	0.000	0.64	0.000
Porcentaje gamma 1	1.00	—	-0.40	0.000	-0.47	0.000
Modulación 1	-0.40	0.000	1.00	—		
Modulación 2 y 3	-0.47	0.000	0.94	0.000	1.00	—

Tabla 6. Índices de correlación de Pearson (r) con sus significaciones (p) para las modulaciones con el resto de variables de estudio para los 118 casos de cabeza y cuello.

	Modulación 1		Modulación 2 y 3	
	r	p	r	p
Acelerador	-0.07	0.241	-0.10	0.145
Volúmenes	-0.02	0.394	0.09	0.171
Arcos	0.39	0.000	0.46	0.000
Puntos	0.14	0.068	0.39	0.000
Porcentaje gamma 1	-0.38	0.000	-0.43	0.000
Modulación 1	1.00	—		
Modulación 2 y 3	0.96	0.000	1.00	—

gamma; se consigue aislar y acentuar la relación entre la complejidad del campo y el resultado de la verificación.

Por otra parte, aparecen también correlaciones destacables entre las modulaciones y el resto de varia-

bles. Modulación 1 y Modulación 2 presentan una relación moderada con la patología, indicando que las unidades de monitor para una misma dosis son más altas en tratamientos de próstata que en los de cabeza

y cuello. Este resultado es un efecto secundario de la diferencia de espesor que encontramos entre una zona y otra de tratamiento, en general las zonas de próstata son mucho más voluminosas que las zonas de cabeza-cuello, es decir, necesitan más unidades de monitor para ser tratadas con una misma cantidad de dosis. Por tanto, debido a que la definición de Modulación 2 del campo sí que tiene en cuenta la influencia del tamaño del campo, pero no la influencia del espesor de la zona de tratamiento, obtenemos una correlación directa con la zona de patología.

Analizando las correlaciones que presenta la variable Modulación 3 se puede observar cómo al incluir los efectos del espesor de la zona de tratamiento aparece una fuerte correlación inversa con la variable patología, que indica que las patologías de cabeza y cuello están generalmente más moduladas que las próstatas.

Por último, se encuentra que las modulaciones presentan una correlación con los Arcos esto indica que los tratamientos con arcos parciales (tratamientos de cabeza y cuello) la modulación es menor. Esto es debido a que durante la planificación los arcos parciales suelen ser aplicados a zonas con geometrías más simples mientras que zonas con geometrías más complejas son tratadas con arcos completos, de esta forma los órganos de riesgo toman un carácter más influyente en la modulación del campo, dando como resultados tratamientos mucho más complejos.

Pese a haber encontrado correlaciones significativas, la mayoría de los índices no triviales que se han obtenido para la gamma son índices de escasa correlación ($0.20 \leq r \leq 0.40$), excepto para el caso de las modulaciones con la patología donde r pasa a tener un carácter moderado.

Los resultados obtenidos para los estudios de las patologías por separado, se muestran en la Tabla 5 y 6. En estos estudios hay que tener en cuenta que, la variable Modulación 3 contiene la misma información que la variable Modulación 2 dado que se consideran la zona de patología por separado y por tanto, ambas modulaciones presentan las mismas correlaciones. Por otra parte, para el estudio 2, casos de próstata, eliminamos los resultados de las correlaciones con la variable Arcos dado que no hay casos con arcos parciales para esta zona.

Con estos dos nuevos análisis se confirman los resultados obtenidos para el estudio 1 además de obtener resultados nuevos.

Ambos estudios presentan resultados satisfactorios en los test de adecuación muestral, el índice de KMO es 1.00 en los dos casos, los mismos resultados obtenemos también para la $\text{Sig} = 0.000$ y para el determinante $= 0.00$, el χ^2 obtenido es 7652.98 para la próstata y 4340.80 para la cabeza y cuello. Respalándonos en estos resultados realizamos el análisis de la matriz de correlaciones.

Como confirmación y ampliación del estudio 1 se observa que la correlación del porcentaje gamma 1 con Acelerador viene en su totalidad causada por la relación presente en los casos de próstata, los cuales también presentan una correlación más fuerte de la gamma con el número de volúmenes y de puntos totales que los casos de cabeza y cuello.

La correlación entre el porcentaje gamma y las modulaciones se hace mucho más importante en estos dos nuevos estudios. Esta dependencia incluso llega a ser de carácter moderado ($r > 0.40$) cuando analizamos el porcentaje gamma de los casos de cabeza y cuello y la Modulación 2. Demostrando de esta manera que aquellos tratamientos más modulados, es decir, aquellos con más MU por unidad de dosis y en los que el área de campo es más grande, están asociados a unos valores de gamma más bajos. Estos resultados concuerdan con los presentados por Laura Masi et al. en su estudio^[10] donde encuentra la misma relación entre el MCS y las MU con los índices gamma (3%, 3mm -2%, 2mm), que la que presentamos aquí entre las modulaciones y la $\gamma_{1\%-1\text{mm}}$. En su caso la correlación encontrada es más fuerte, suponemos que esto puede ser debido a que la sencillez índice de modulación utilizado en este estudio repercute en correlaciones más moderadas. También creemos que en el estudio 1 solo encontramos esta relación para la Modulación 3 puesto que para la 1 y la 2 se enmascara por la correlación que tienen con la patología.

La mayor robustez de las correlaciones al estudiar las patologías por separado era un resultado esperado, dadas las aproximaciones que suponen definir un factor de patología global promediando espesores y obteniéndolo a partir de la curva de porcentaje de dosis en profundidad. Podrían reducirse las aproximaciones tomadas para ese factor definiéndolo para el espesor particular de cada paciente y empleando curvas de relación tejido-máximo (TMR), pero eso complicaría el cálculo del factor de modulación más allá de los objetivos del presente trabajo.

Conclusiones

Tras el análisis retrospectivo de 308 casos clínicos se han encontrado correlaciones significativas, de carácter escaso o moderado, entre algunas de las variables que caracterizan los tratamientos de VMAT. Los valores del porcentaje gamma y la modulación del tratamiento parecen mostrar una relación moderada, demostrando que se puede esperar encontrar peores correspondencias en las verificaciones para los planes de tratamiento con campos más modulados.

Las correlaciones encontradas entre la complejidad del campo y el porcentaje gamma_{1%-1mm} son mayores cuando tenemos en cuenta el impacto del espesor de la región anatómica de tratamiento y el tamaño del

campo en el número de UM a través de las definiciones de la Modulación 2 y 3. La correlación aumenta a -0.23 y -0.52 , para las variables Modulación 2 y 3 respectivamente, respecto de $r = -0.10$ que se encontraba para la variable Modulación 1.

En general, los resultados de este estudio pueden ser útiles para anticipar tendencias de las verificaciones futuras y corregir o adaptar tanto dichas verificaciones, como las planificaciones de los tratamientos en sí.

A partir de los resultados obtenidos cuando se realizó el análisis separando los pacientes por patologías, podemos concluir que, en caso de querer discriminar por rangos de valores el nivel de modulación y su acuerdo con los resultados de las verificaciones, sería recomendable establecer rangos distintos para cada patología, o bien emplear un índice de modulación más complejo.

Bibliografía

1. K.Otto. "Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single arc." *Med Phys* 2008;35:310-7.
2. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. "Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice." *Br J Radiol* 2011;84:967-96.
3. "The importance of accurate treatment planning, delivery, and dose verification" *Rep Pract Oncol Radiother* 2012;17:63-5.
4. Dhanabalan Rajasekaran, Prakash Jeevanandam, Prabakar Sukumar, Arulpandiyam Ranganathan, Samdevakumar Johnjothi and Vivekanandan Nagarajan, "A study on the correlation between plan complexity and gamma index analysis in patient specific quality assurance of volumetric modulated arc therapy". *Rep Pract Oncol Radiother* 2015;20:57-65.
5. Jin X, Yan H, Han C, Zhou Y, Yi J, Xie C., "Correlation between gamma index passing rate and clinical dosimetric difference for pre-treatment 2D and 3D volumetric modulated arc therapy dosimetric verification." *Br J Radiol* 2015; 88:20140577.
6. Nathan L. Childress, R. Allen White, Charles Bloch, Mohammad Salehpour, Lei Dong, and Isaac I. Rosen, "Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications". *Med Phys* 2005;32:838-50.
7. Weiliang Du, Sang Hyun Cho, Xiaodong Zhang, Karen E. Hoffman, and Rajat J. Kudchadker, "Quantification of beam complexity in intensity-modulated radiation therapy treatment plans" *Med Phys* 2014;41:021716.
8. McNiven AL, Sharpe MB, and Purdie TG. "A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deliverability." *Med Phys* 2010;37:505-515.
9. Jong Min Park, So-Yeon Park, Hyoungnyoun Kim⁶, Jin Ho Kim, Joel Carlson and Sung-Joon Ye, "Modulation indices for volumetric modulated arc therapy", *Phys Med Biol* 2014;59: 7315-40.
10. Laura Masi, Raffaella Doro, Virginia Favuzza, Samantha Cipressi, and Lorenzo Livi, "Impact of plan parameters on the dosimetric accuracy of volumetric modulated arc therapy", *Med Phys* 2013;40:071718.
11. Free Software Foundation, Inc. "PSPP Users's Guide", 134-140.
12. Santiago de la fuente Fernández, "Análisis Factorial", UAM, Análisis de la matriz de correlación, 2011;7-8.
13. Departamento de sociología de la UCM, "Material didáctico: Guía para el análisis de datos", Capítulo 20.
14. Francesc Carmona, Departament d'estadística de la UB, "Un ejemplo de ACP paso a paso", 2014;1-2.

Implicaciones clínicas de la planificación con Acuros, en tratamientos de pulmón, cabeza-cuello y próstata

Clinical implications of Acuros planning in lung, head and neck and prostate treatments

Iban Conles, Ana Aparicio, Elena Cenizo, M. Jesús Cesteros, Francisco Barrio

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Asistencial Universitario de León.

Fecha de Recepción: 18/01/2018 - Fecha de Aceptación: 25/04/2018

La introducción en el sistema de planificación Eclipse™ de un algoritmo de cálculo de gran exactitud como AcurosXB (AXB), implica cambios en las distribuciones de dosis calculadas en los pacientes con respecto al algoritmo anterior, Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), principalmente en las zonas con densidad muy diferente al agua.

El objetivo de nuestro trabajo es garantizar una transición segura de AAA a AXB investigando las diferencias dosimétricas que pueden derivarse del uso de AXB en puntos representativos del histograma dosis volumen (HDV), tanto para el volumen de planificación (PTV), como para los órganos de riesgo involucrados (OAR) y proponiendo, cuando se requiera, restricciones adicionales, calculadas estadísticamente para los criterios de tolerancia de los OAR tradicionalmente establecidos.

Para ello, se seleccionan muestras representativas de pacientes para 3 localizaciones diferentes (17 pacientes de pulmón, 15 de próstata y 15 de cabeza y cuello), planificados con AAA y tratados con técnica VMAT; y se recalculan con AXB, sin optimizar de nuevo. Se evalúan las diferencias encontradas en los parámetros relevantes del HDV, centrando la atención en aquellos puntos en los que estas sean estadísticamente significativas y afecten a un OAR, lo que podría tener implicaciones clínicas negativas. En estos casos se propone la restricción citada anteriormente.

En cuanto a PTV, la planificación de tratamientos con AXB permitiría mejorar la cobertura de volúmenes objetivo, sobre todo en pulmón y cabeza y cuello.

Palabras clave: Dosis de tolerancia, Acuros, AAA, comparación de algoritmos de cálculo.

The introduction of a highly accurate algorithm, Acuros XB (AXB), in the Eclipse™ treatment planning system, implies changes in calculated patient dose distributions compared to the previous one, Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), mainly in areas with very different density from water.

The purpose of this work is to ensure a safe transition from AAA to AXB, investigating the dosimetric differences that can be derived from the use of AXB, in representative points of the dose volume histogram (DVH), both for the planning target volume (PTV), and for the organs at risk involved (OAR) traditionally established, and proposing, when required, additional statistically calculated restrictions for the traditionally established OAR tolerance criteria.

Representative samples of patients are selected for 3 different locations (17 lung, 15 prostate and 15 head and neck patients), planned with AAA and treated with VMAT technique; and then recalculated with AXB, without optimizing again. The differences found in the relevant parameters of the HDV are evaluated, focusing on those points where these are statistically significant and affect an OAR, which could have negative clinical implications. In these cases the restriction above mentioned is proposed.

For PTV, the planning of treatments with AXB would improve the coverage of target volumes, especially in lung and head and neck locations.

Key words: Tolerance Dose, Acuros, AAA, calculation algorithms comparison.

* Correspondencia
iconles@saludcastillayleon.es

Introducción

Para el correcto tratamiento de tumores mediante radioterapia es necesaria una elevada exactitud en el cálculo de la dosis absorbida en el Planning Target Volume (PTV). De igual manera y para prevenir complicaciones y efectos deterministas relevantes, es conveniente esa misma exactitud en el cálculo de la dosis absorbida por los órganos de riesgo.

El uso de campos pequeños requeridos para IMRT y VMAT, unido a la presencia de cavidades de aire, lleva a una pérdida de equilibrio electrónico lateral cerca de la interfaz aire-tejido. Esto ocurre cuando el rango lateral de los electrones secundarios es mayor que el ancho del campo.

Muchos algoritmos implementados en los sistemas de planificación comerciales no tratan con la suficiente exactitud este transporte lateral de electrones cerca de la fronteras aire-tejido (el Anisotropic Analytical Algorithm o AAA es uno de ellos) lo que lleva a una sobreestimación de dosis absorbida calculada en esas regiones y a errores significativos en la región de acumulación.^{1,2} Estas situaciones las encontramos en las planificaciones de lesiones pulmonares (entre otras), cuando el PTV está rodeado o incluye una región de muy baja densidad.

En el año 2010 se implementó un nuevo algoritmo de cálculo llamado Acuros XB (AXB), en el sistema de planificación Eclipse™ (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). Este algoritmo resuelve la ecuación de transporte de Boltzmann,^{3,4} que describe el comportamiento macroscópico de las partículas (fotones, electrones, neutrones...) en su viaje e interacción a través de la materia. AXB tiene en cuenta directamente los efectos de las heterogeneidades presentes en los pacientes y calcula dosis absorbida en medio, aunque puede expresar la dosis absorbida en agua, como tradicionalmente se ha hecho, mediante la aplicación de los correspondientes cocientes de poderes de frenado agua-medio.

Varios autores han constatado la superioridad en el cálculo de AXB frente al AAA,⁵⁻⁷ presentando resultados comparables a los que ofrecen los algoritmos basados en métodos Monte Carlo. Otra potencial ventaja es la reducción en los tiempos de cálculo computacional en las planificaciones de VMAT, cuando se calcula con AXB frente a AAA, ya señalado por varios autores.^{8,9}

Tras la reciente adquisición de la licencia AXB por parte de nuestro centro y, en vista de todas las ventajas anteriormente expuestas, decidimos implantarlo en nuestro servicio sustituyendo al AAA. Sin embargo, antes de dar el paso convenía estudiar su posible impacto dosimétrico, desde un punto de vista estrictamente clínico.

Por un lado, los límites de dosis de tolerancia para órganos de riesgo (OAR) que manejamos actualmente han sido derivados a partir de estudios realizados,

probablemente, con algoritmos tipo A o tipo B^{8,10-12} (es decir, tipo pencil beam o tipo collapsed cone), que por lo que ya se ha visto, no son lo suficientemente exactos en ciertas anatomías del paciente. Además, los resultados obtenidos en dosis absorbidas para las demás situaciones, pueden ser diferentes. A pesar de ello, y mientras no se haga una revisión a gran escala para modificar las dosis de tolerancia, deberemos ceñirnos a ellas al usar el nuevo algoritmo adoptado. Por otro lado, conviene estudiar además las posibles modificaciones en la cobertura de los PTV que pudieran afectar al control local de la enfermedad.^{8,10,13}

Existen algunos estudios que muestran las diferencias dosimétricas existentes entre los algoritmos AAA y AXB,^{8,10} pero sólo reflejan diferencias en las dosis medias, pudiendo quedar camufladas las diferencias entre los valores de dosis mínimas y máximas. Otros tienen tamaños muestrales pequeños,⁹ que no parecen suficientes como para inferir resultados fiables. Un trabajo muy interesante es de Jackson M. Zifodya,¹³ con comparaciones similares a las realizadas por nosotros, pero obteniendo resultados ligeramente diferentes para algunos OAR y PTV.

El objetivo de este trabajo es evaluar las diferencias entre las dosis absorbidas calculadas con AAA y AXB y valorar, si al planificar con AXB debemos ser más exigentes en la cobertura del PTV, o más conservadores en las tolerancias de algún OAR en particular, para garantizar que se sigan cumpliendo los criterios establecidos con respecto al cálculo tradicional con el algoritmo AAA y asegurar así, una transición segura desde las planificaciones AAA a las planificaciones AXB. Para lograr esto, calculamos, mediante inferencia estadística y en aquellas situaciones que sean necesarios, márgenes de seguridad con los que restringir los diferentes parámetros del histograma dosis-volumen (HDV) usados en la evaluación de los OAR, en tres localizaciones terapéuticas.

Este estudio pretende ayudar a los Servicios de Radiofísica a visualizar posibles problemáticas al realizar el cambio de algoritmo que se menciona y proponer un método para asumir dicho cambio de manera segura, hasta que se realice la revisión de dosis limitantes para OAR en tratamientos calculados con algoritmos tipo Monte Carlo e informadas como dosis absorbida en medio y/o dosis absorbida en agua.

Por último, conscientes de la controversia suscitada entre si es mejor informar con dosis absorbida en agua o dosis absorbida en medio¹³⁻¹⁶ también creemos que debemos considerar esta variable en nuestro estudio.

Material y métodos

El estudio se realizó seleccionando pacientes de tres localizaciones diferentes (pulmón, próstata y cabeza y cuello, en adelante, ORL) que fueron planificados con

la técnica VMAT para ser tratados en un acelerador Truebeam® (Varian Medical Systems) con un sistema de colimación multilámina (MLC) Millennium 120.

En la localización de próstata se tomó una muestra de 15 pacientes, planificados con fotones de 10 MV y dosis de prescripción entre 63 Gy y 70,2 Gy. Los órganos de riesgo considerados fueron: vejiga, recto, cabezas femorales (C. Femorales) y bulbo peneano.

Para los tratamientos de ORL se tomó también una muestra de 15 pacientes, planificados con fotones de 6 MV y dosis de prescripción entre 60 Gy y 70 Gy. Los órganos de riesgo considerados fueron: el tiroides, las parótidas como volumen suma de la parótida derecha y la izquierda menos el PTV (parótidas), la médula sin margen (Médula), la médula con un margen de 0,5 cm (PRV_0.5) y la médula con un margen de 1 cm (PRV_1), la mandíbula y el tronco encefálico.

Por último, para tratamiento de pulmón se tomaron 13 pacientes planificados con fotones de 8 MV y 4 pacientes calculados con fotones de 10 MV. Las dosis prescritas estaban en el rango de 52 a 70 Gy. Los órganos de riesgo considerados fueron: el esófago, la médula (sin margen), el PRV de médula con un margen de 1 cm (PRV_1) y la suma de ambos pulmones excluyendo el PTV (Pulmones-PTV).

Todos habían sido optimizados con el algoritmo Photon Optimizer (PO), versión 13.6.23 (Varian Medical Systems) y calculados para su tratamiento con el algoritmo AAA (versión 13.6.23), implementado en el planificador Eclipse v13.6 (Varian Medical Systems), matriz de cálculo $2 \times 2 \times 2$ mm y corrección de heterogeneidades, cumpliendo, además, los criterios de tolerancia establecidos para los órganos de riesgo y criterio ICRU Report 83¹⁷ en la cobertura del PTV.

Recordamos que el algoritmo usado por el optimizador (PO) es distinto e independiente del algoritmo de cálculo utilizado después de optimizar para obtener la dosis absorbida final (AAA o AXB).

Los planes de tratamiento se recalcularon con el algoritmo AXB dosis medio (AXB_m) y AXB dosis agua (AXB_a), con la misma matriz de cálculo y sin modificar las UM de los planes, ni el movimiento del MLC calculado para el AAA (es decir, sin optimizar de nuevo). Por lo que para cada paciente contamos con tres planes: El original AAA, y los recalculados AXB_m y AXB_a.

En todos los pacientes y sus planes, tomamos una serie de datos relevantes del HDV, que mostraban la cobertura y homogeneidad de los PTV y algunos límites usados normalmente para los diferentes OAR propios de cada localización.

Los valores $D_{95\%}$, D_{media} , $D_{2\%}$, $D_{5\%}$ y D_{max} de los PTV fueron normalizados a la dosis de prescripción del plan. El $V_{95\%}$ se expresó en porcentaje del volumen total de PTV.

Los valores de dosis (D_x) de los HDV de los OAR fueron normalizados al correspondiente valor obtenido

mediante el cálculo AAA. De esta forma se eliminó la dependencia con las diferentes dosis prescritas entre cada plan de cada paciente y, sobre todo, la dependencia con los diferentes tamaños de PTV y órganos de riesgo y sus diferentes posiciones relativas para cada paciente. Los valores de volúmenes cubiertos por una isodosis (V_x) no se normalizaron a los valores obtenidos para AAA.

Para cada valor de interés tomado del HDV, normalizado según se ha descrito, calculamos la diferencia entre el valor obtenido con el algoritmo AAA (referencia) y los otros dos algoritmos, es decir, $P_{AAA} - P_{AXB_a}$ y $P_{AAA} - P_{AXB_m}$. Aunque resultaba redundante, se ha presentado $P_{AXB_m} - P_{AXB_a}$, para visualizar más fácilmente las posibles diferencias entre ambos modos de informar la dosis absorbida. Nuestras variables estadísticas fueron, por tanto, o bien diferencias de dosis o de volúmenes, obtenidos en ciertos puntos del DVH con los distintos algoritmos.

Para el tratamiento estadístico de los datos, primero se comprobó que la elección del tamaño de la muestra era adecuada. Mediante una distribución T-Student calculamos la probabilidad de que la media muestral para cada variable difiriera de la media poblacional en más de un 1%. Si este valor era pequeño, nos indicaba que el tamaño de nuestra muestra era suficiente para extrapolar resultados a nuestra población. Además comprobamos que las variables estadísticas evaluadas seguían una distribución normal, mediante un test Chi² y una confianza del 95%.

También realizamos un test de hipótesis nula con un nivel de confianza de 95%, asumiendo que la media poblacional de cada variable era igual a 0, es decir, no había diferencia significativa entre los algoritmos. En los parámetros del HDV para los que se rechazó la hipótesis nula, la media poblacional era distinta de cero y si existían diferencias significativas estadísticamente hablando. Para los p-valores mayores que 0.2 se aceptó la hipótesis nula. Para los que se encontraban entre 0.05 y 0.2 estaba dudoso el rechazo de la hipótesis nula.

Finalmente, en los casos necesarios, se propuso un margen de seguridad para restringir los criterios de tolerancia de los órganos de riesgo y que deberemos aplicar cuando realicemos planificaciones con AXB. Este margen se calculó como la suma de la diferencia media más 3 veces la desviación típica de la media (DM), con lo que podremos asumir que el 99% de los resultados poblacionales estarán contenidos dentro de ese margen. Este valor se da en porcentaje y servirá para restringir el valor de tolerancia para el OAR en cuestión.

Para mostrar un ejemplo y reforzar nuestras conclusiones, se realizó una planificación con AXB_m de un paciente de pulmón, con PTV en zona de mediastino y zona de baja densidad (o aérea), usando los márgenes

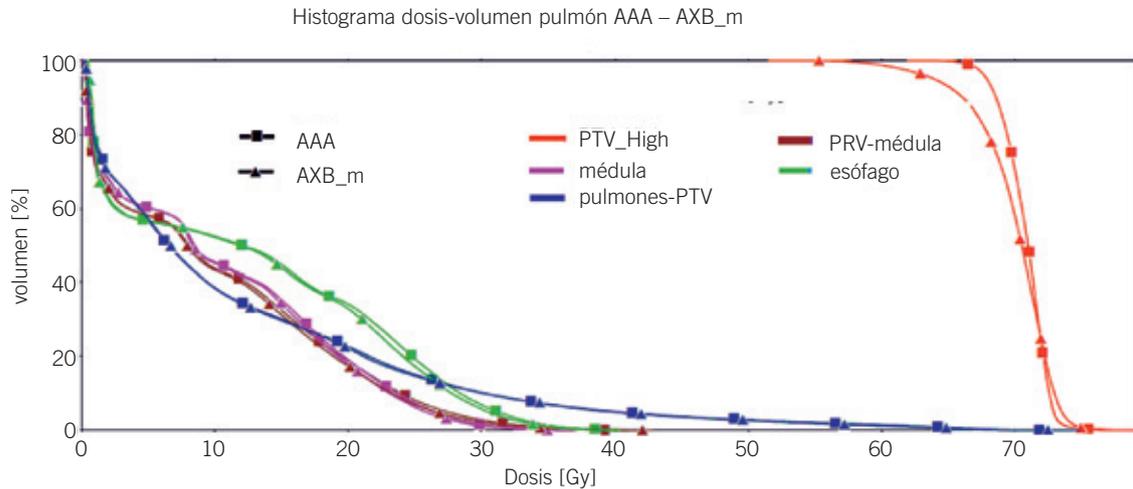


Fig. 1. Histograma de un paciente tipo de la patología de pulmón y cómo se modifican sus curvas al calcular de nuevo el plan AAA con AXB_m.

calculados para los órganos de riesgo de esta patología. Una vez satisfechos los criterios de cobertura del PTV y los límites de dosis de los OAR, se realizó una copia del plan y se recalculó con AAA para mostrar las diferencias encontradas.

Resultados

Presentamos los resultados en tablas divididas por patologías: véanse las tablas 1a, 1b y 1c para la localización de pulmón; tablas 2a, 2b y 2c para la localización de próstata; y las tablas 3a, 3b y 3c para la localización de ORL. La Media [%] es el valor medio de las diferencias de valores del HDV normalizados, según se establece en el apartado material y métodos, y calculados con cada tipo de algoritmo. DM es la desviación típica de la media.

El Margen [%] es un margen de seguridad que aplicaremos a las dosis o volúmenes de tolerancia de cada órgano a la hora de evaluar la planificación realizada con AXB.

La fig. 1 muestra el histograma dosis volumen de un paciente particular de la patología de pulmón, planificado con AAA y recalculado mediante AXB_m.

La fig. 2 y la ilustración fig. 3 muestran el histograma y las isodosis del mismo paciente de la patología de pulmón de la fig. 1, pero planificado con AXB_m, usando los criterios de tolerancia restringidos por los márgenes propuestos para los OAR y recalculado con AAA.

Análisis y discusión

Se comprueba que la muestra de pacientes tomados es suficiente para la mayoría de los casos. Esto es así,

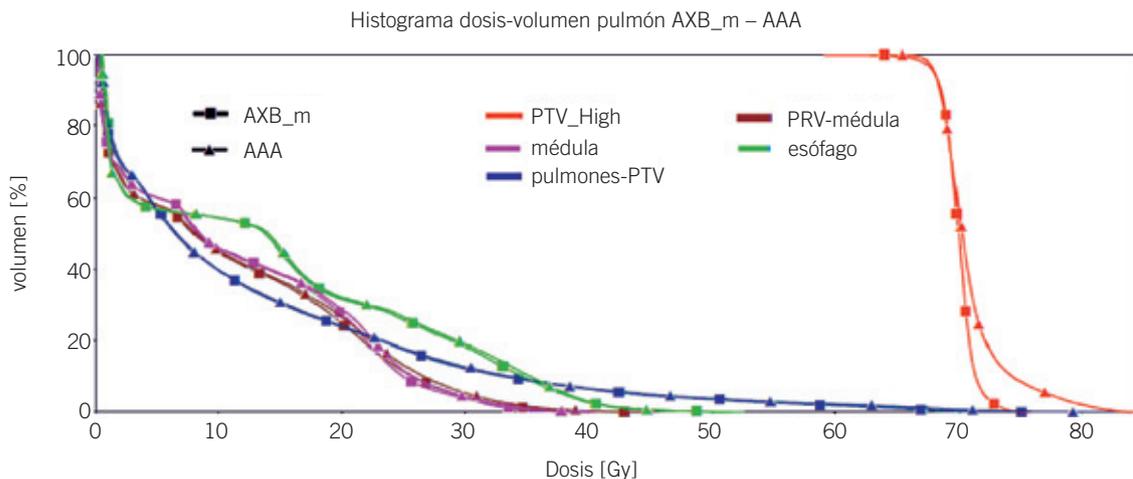


Fig. 2. Histograma del mismo paciente que en la fig. 1, resultado de planificar con AXB_m y cómo se modifican sus curvas al calcular de nuevo el plan con AAA.

Tablas 1a, 1b y 1c. Diferencias de dosis absorbidas o porcentajes de volúmenes, normalizados según se describe en el apartado material y métodos, para los parámetros del HDV estudiados en la patología de pulmón, planificados con AAA y recalculados con AXB. Para los p-valor mayores que 0.2 se acepta la hipótesis nula. Para los p-valor entre 0.02 y 0.2 está dudoso el rechazo de hipótesis nula.

PTV								
P _{AAA} - P _{AXBm}		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}	
	Media [%]	4.31	2.15	0.56	-0.42	-0.63	-1.91	
	DM	0.74	0.33	0.19	0.21	0.23	0.26	
	p-valor	< 0.001	< 0.001	0.008	0.064	0.013	< 0.001	
	Pulmones-PTV			Médula	PRV_1	Esófago		
		D _{media}	V ₂₀	V ₃₀	D _{max medl}	D _{max PRV}	D _{media}	V ₅₀
	Media [%]	0.530	-0.040	0.041	1.08	1.37	2.14	0.55
	DM	0.17	0.11	0.04	0.19	0.28	0.16	0.17
	p-valor	0.021	0.716	0.274	< 0.001	< 0.001	< 0.001	0.002
	Margen [%]	1.0	0.0	0.0	1.6	2.2	2.6	1.1

PTV								
P _{AAA} - P _{AXBa}		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}	
	Media [%]	3.89	1.89	0.27	-0.55	-0.76	-2.75	
	DM	0.78	0.34	0.13	0.15	0.17	0.58	
	p-valor	< 0.001	< 0.001	0.0493	0.0018	< 0.001	< 0.001	
	Pulmones-PTV			Médula	PRV_1	Esófago		
		D _{media}	V ₂₀	V ₃₀	D _{max medl}	D _{max PRV}	D _{media}	V ₅₀
	Media [%]	0.770	0.010	0.108	-0.50	-0.97	1.30	0.26
	DM	0.16	0.10	0.06	0.18	0.39	0.15	0.08
	p-valor	0.001	0.922	0.059	0.0233	0.0392	< 0.001	0.003
	Margen [%]	1.3	0.0	0.0	n/a	n/a	1.8	0.5

PTV								
P _{AXBm} - P _{AXBa}		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}	
	Media [%]	-0.43	-0.26	-0.29	-0.13	-0.13	-0.85	
	DM	0.34	0.14	0.13	0.19	0.21	0.57	
	p-valor	0.026	0.087	0.042	0.493	0.540	0.158	
	Pulmones-PTV			Médula	PRV_1	Esófago		
		D _{media}	V ₂₀	V ₃₀	D _{max medl}	D _{max PRV}	D _{media}	V ₅₀
	Media [%]	0.240	0.050	0.067	-1.59	-2.34	-0.84	-0.32
	DM	0.11	0.043	0.034	0.16	0.46	0.07	0.09
	p-valor	0.051	0.252	0.058	< 0.001	< 0.001	< 0.001	0.001

Tablas 2a, 2b y 2c. Diferencias de dosis absorbidas o porcentajes de volúmenes, normalizados según se describe en el apartado material y métodos, para los parámetros del HDV estudiados en la patología de próstata, planificados con AAA y recalculados con AXB. Para los p-valor mayores que 0.2 se acepta la hipótesis nula. Para los p-valor entre 0.02 y 0.2 está dudoso el rechazo de hipótesis nula.

		PTV						
		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}	
P _{AAA} - P _{AXBm}	Media [%]	0.61	0.78	0.72	0.31	0.10	-0.95	
	DM	0.22	0.07	0.04	0.07	0.07	0.16	
	p-valor	0.016	< 0.001	< 0.001	< 0.001	0.167	< 0.001	
	Recto						C. Femorales	
		D _{media}	V ₃₀	V ₄₀	V ₆₀	D _{max}	D _{max}	
	Media [%]	2.02	1.88	0.70	0.39	0.34	2.14	
	DM	0.09	0.29	0.11	0.06	0.16	0.16	
	p-valor	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	0.049	< 0.001	
	Margen [%]	2.3	2.7	1.0	0.6	0.8	2.6	
	Vejiga						Bulbo peneano	
		D _{media}	V ₃₀	V ₄₀	V ₆₀	D _{max}	D _{media}	D _{max}
	Media [%]	2.18	0.84	0.53	0.26	-0.27	2.05	1.74
	DM	0.21	0.14	0.12	0.05	0.17	0.46	0.43
	p-valor	< 0.001	0.001	0.002	0.000	0.125	< 0.001	0.001
	Margen [%]	2.8	1.2	0.9	0.4	n/a	3.4	3.0

		PTV						
		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}	
P _{AAA} - P _{AXBa}	Media [%]	0.15	-0.20	-0.51	-0.99	-1.27	-4.22	
	DM	0.08	0.11	0.09	0.08	0.09	0.65	
	p-valor	0.072	0.089	0.0001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	
	Recto						C. Femorales	
		D _{media}	V ₃₀	V ₄₀	V ₆₀	D _{max}	D _{max}	
	Media [%]	1.06	1.26	0.28	-0.12	-0.77	-1.86	
	DM	0.13	0.22	0.09	0.09	0.14	0.22	
	p-valor	< 0.001	< 0.001	0.007	0.204	< 0.001	< 0.001	
	Margen [%]	1.5	1.9	0.6	n/a	n/a	n/a	
	Vejiga						Bulbo peneano	
		D _{media}	V ₃₀	V ₄₀	V ₆₀	D _{max}	D _{media}	D _{max}
	Media [%]	1.03	0.45	0.20	-0.04	-1.29	0.59	0.25
	DM	0.13	0.09	0.13	0.02	0.18	0.45	0.43
	p-valor	< 0.001	0.003	0.048	0.095	< 0.001	0.201	0.556
	Margen [%]	1.4	0.7	0.6	0.0	n/a	1.9	1.5

		PTV							
		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}		
P _{AXBm} - P _{AXBa}	Media [%]	-0.46	-0.98	-1.22	-1.30	-1.37	-3.27		
	DM	0.15	0.08	0.07	0.08	0.09	0.58		
	p-valor	0.0085	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001		
	Recto						C. Femorales		
			D _{media}	V ₃₀	V ₄₀	V ₆₀	D _{max}	D _{max}	
	Media [%]	-0.96	-0.62	-0.42	-0.51	-1.11	-3.49		
	DM	0.11	0.14	0.06	0.05	0.22	0.24		
	p-valor	< 0.001	0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001		
	Vejiga						Bulbo peneano		
			D _{media}	V ₃₀	V ₄₀	V ₆₀	D _{max}	D _{media}	D _{max}
Media [%]	-1.15	-0.39	-0.33	-0.30	-1.02	-1.46	-1.49		
DM	0.08	0.06	0.03	0.05	0.12	0.03	0.04		
p-valor	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001		

salvo para ORL en las variables Dmax del PTV y Dmax en mandíbula, y para el pulmón en el V_{95%} del PTV, para los que deberíamos tomar muestras considerablemente mayores, debido a la dispersión en esas variables.

Para lograr el objetivo mencionado en la introducción, se deben identificar las posibles situaciones de riesgo que puedan aparecer si se decide planificar los pacientes con AXB. Estas ocurren en los órganos de riesgo cuando las dosis calculadas con AAA son mayores que las calculadas con AXB (ya sea AXB_m o AXB_a).

Se calculan restricciones adicionales (márgenes de seguridad) a los criterios de tolerancia para aquellos órganos y parámetros del HDV para los que se rechace la hipótesis nula, o cuando, aún aceptándose, la dis-

persión de los valores para el parámetro del HDV tenga relevancia.

Analizamos los resultados por patologías.

Pulmón (tabla 1a, 1b y 1c)

Para el caso de la suma de pulmones menos PTV, el margen para la dosis media representa valores muy pequeños de dosis absorbida y en la mayoría de los casos no será clínicamente relevante, por lo que, aparentemente, el cambio a AXB no presenta riesgo para el pulmón como OAR.

En el caso de la médula y el PRV de médula, sólo debemos considerar un margen de seguridad cuando planifiquemos con AXB_m, ya que el cálculo con

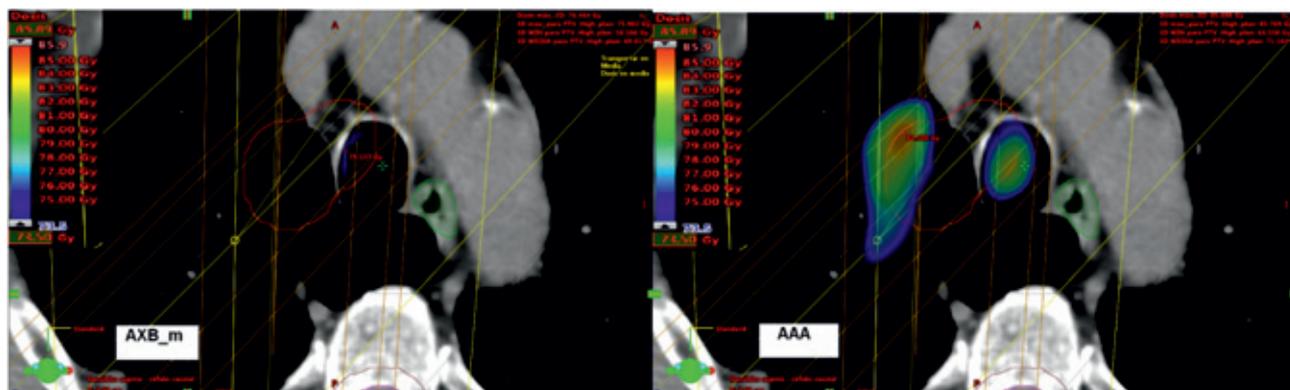


Fig. 3. Distribución de dosis en un paciente con patología de pulmón, planificado con AXB_m y calculado el plan de nuevo con AAA, donde se muestran las isodosis mayores que el 105% de la dosis prescrita (70 Gy) hasta el 122%. Las isodosis se corresponden con el HDV de la fig. 2.

Tablas 3a, 3b y 3c. Diferencias de dosis absorbidas o porcentajes de volúmenes, normalizados según se describe en el apartado material y métodos, para los parámetros del HDV estudiados en la patología de ORL, planificados con AAA y recalculados con AXB. Para los p-valor mayores que 0.2 se acepta la hipótesis nula. Para los p-valor entre 0.02 y 0.2 está dudoso el rechazo de hipótesis nula.

		PTV								
		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}			
P _{AAA} - P _{AXBm}	Media [%]	3.03	2.52	1.63	1.00	0.84	-0.32			
	DM	0.40	0.30	0.06	0.11	0.12	0.35			
	p-valor	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	0.367			
		Médula	PRV_0.5	PRV_1	Parótidas		Mandíbula	Tronco	Tiroides	
		D _{max}	D _{max}	D _{max}	D _{media}	D _{max}	D _{max}	D _{max}	D _{media}	D _{max}
	Media [%]	1.68	2.58	2.39	2.42	1.77	2.11	2.25	2.78	1.78
	DM	0.17	0.24	0.19	0.14	0.35	0.24	0.39	0.36	0.37
	p-valor	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	0.003
	Margen [%]	2.2	3.3	2.9	2.8	2.8	2.8	3.4	3.8	2.9

		PTV								
		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}			
P _{AAA} - P _{AXBa}	Media [%]	0.26	0.23	0.05	-0.51	-0.85	-3.21			
	DM	0.21	0.14	0.10	0.18	0.25	0.43			
	p-valor	0.219	0.134	0.601	0.014	0.004	< 0.001			
		Médula	PRV_0.5	PRV_1	Parótidas		Mandíbula	Tronco	Tiroides	
		D _{max}	D _{max}	D _{max}	D _{media}	D _{max}	D _{max}	D _{max}	D _{media}	D _{max}
	Media [%]	0.02	-3.85	-3.05	1.43	0.83	-4.00	0.02	0.86	-0.10
	DM	0.20	0.41	0.43	0.16	0.29	0.72	0.53	0.42	0.31
	p-valor	0.914	< 0.001	< 0.001	< 0.001	0.011	< 0.001	0.966	0.086	0.758
	Margen [%]	0.6	n/a	n/a	1.9	1.7	n/a	1.6	2.1	0.8

		PTV								
		V _{95%}	D _{95%}	D _{media}	D _{5%}	D _{2%}	D _{max}			
P _{AXBm} - P _{AXBa}	Media [%]	-2.76	-2.30	-1.58	-1.50	-1.69	-2.88			
	DM	0.34	0.26	0.07	0.12	0.19	0.47			
	p-valor	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001			
		Médula	PRV_0.5	PRV_1	Parótidas		Mandíbula	Tronco	Tiroides	
		D _{max}	D _{max}	D _{max}	D _{media}	D _{max}	D _{max}	D _{max}	D _{media}	D _{max}
	Media [%]	-1.66	-6.43	-5.45	-0.99	-0.94	-6.11	-2.31	-1.92	-1.88
	DM	0.09	0.46	0.40	0.09	0.17	0.81	0.62	0.11	0.13
	p-valor	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001

AXB_a ofrece valores de D_{max} superiores a los del AAA, especialmente en el PRV de médula. Esto es debido a la inclusión del hueso vertebral dentro de la estructura, ya que la razón de poderes de frenado agua-hueso es de 1.09-1.15 en hueso cortical, lo que implica valores superiores al cálculo con AXB_m, tal y como se indica en otros estudios.^{5,15,18}

En el PTV se observa como sistemáticamente los parámetros $V_{95\%}$ y $D_{95\%}$ calculados con AAA son mayores que cuando se calculan con AXB, con valores que pueden llegar al 10% de la dosis prescrita en PTV con mucha zona aérea, ejemplo observado en la fig. 1 para AXB_m. Estos valores están en concordancia, por otra parte, con algunas publicaciones^{1,6,9} que indicaban como los algoritmos AAA sobreestiman las dosis absorbidas en zonas aéreas. En valores de dosis máxima en PTV ($D_{2\%}$ y D_{max}), se aprecia el efecto contrario. Las dosis absorbidas máximas en el PTV son mayores en los planes calculados con AXB con respecto al AAA.

Estas consideraciones indican que el cálculo con AXB implica una optimización más exigente en cuanto a cobertura y homogeneidad del PTV, tal y como se aprecia en la fig. 2, si persiguiésemos seguir cumpliendo los criterios ICRU tradicionales de cobertura del PTV. Esto podría suponer beneficios sobre el control local de la enfermedad y reducción de recaídas.⁸ Dicho de otro modo, para conseguir valores aceptables usando AXB, deberemos forzar al optimizador para que aumente la fluencia sobre las zonas de baja densidad. Ahora bien, este incremento de fluencia repercute directamente en el aumento de unidades de monitor, un 32% en el ejemplo de la fig. 2, lo que podría explicar la aparición de máximos no deseados al recalcular con AAA (122%, véanse las fig. 2 y fig. 3). Este hecho, a priori inesperado, es muy dependiente de la anatomía del paciente y no siempre ocurre; pero podría ser importante si los máximos afectaran a alguna estructura relevante que condujera a rechazar la planificación. También se observa en la fig. 2 como las curvas de dosis absorbidas para los órganos de riesgo no difieren con los distintos algoritmos.

Próstata (tabla 2a, 2b y 2c)

En la localización de próstata se presentan menores heterogeneidades en las densidades de los tejidos involucrados que en el caso del pulmón. Esto hace que los cálculos con los distintos algoritmos sean más similares para el PTV. Según los datos de la tabla 2a, la planificación con AXB_m implicaría aumentar ligeramente la cobertura del PTV, lo que podría incrementar a su vez las dosis máximas al recalcularlo con AAA. También hemos apreciado que la diferencia en la D_{max} para el cálculo con AXB_a con respecto al AAA y a AXB_m se debe a la inclusión de zonas óseas (sínfisis del pubis) dentro del PTV.

Para el recto y la vejiga, los márgenes que tendríamos que aplicar son más altos para las dosis medias y los criterios de dosis bajas que para los parámetros de dosis altas.

Para las cabezas femorales sólo es necesario considerar márgenes de seguridad para el cálculo con AXB_m, ya que como venimos diciendo, se confirma que el cálculo con AXB_a ofrece valores más elevados de dosis absorbida en hueso que con AAA.

Aunque se acepte la hipótesis nula para el bulbo peneano en el cálculo con AXB_a, la dispersión de valores compatible con resultados de dosis absorbidas mayores con AAA que con AXB_a, nos lleva a calcular el margen de seguridad para asegurarnos su cumplimiento en todas las circunstancias.

ORL (tabla 3a, 3b y 3c)

En los PTV de esta localización encontramos habitualmente regiones de aire y hueso. También es común que los PTV estén próximos a la superficie del paciente y, por tanto, tengan una parte en la zona de build up de los haces, donde el algoritmo AAA no calcula con la suficiente exactitud.

El algoritmo AAA ofrece mejores valores de cobertura para el PTV, encontrando una diferencia significativa cuando lo comparamos con AXB_m, debido a las regiones de aire incluidas en el PTV. Esto implicará tomar ciertas decisiones en cuanto a cómo tratar estas regiones, cuando planifiquemos con AXB_m, tal y como se discutió en la localización de pulmón.

La comparación de AAA con AXB_a en el PTV, presenta las mayores discrepancias en las zonas óseas, donde el cálculo de AXB_a ofrece valores de dosis absorbidas mayores, por los motivos ya descritos en la patología de pulmón para el PRV de médula. Esto se refleja en las diferencias estadísticamente significativas encontradas en los parámetros $D_{2\%}$ y $D_{5\%}$.

Como en el caso del bulbo peneano para la localización de próstata, calculamos márgenes de seguridad para médula, tronco y tiroides, en la comparación entre AAA y AXB_a, a pesar de la aceptación de la hipótesis nula.

Es reseñable destacar las evidentes diferencias que existen en los valores de dosis máximas, en zonas que incluyen hueso, cuando se compara con AXB_a, como ocurre en el PRV de médula a 0.5 cm y 1 cm y en la mandíbula.

Conclusiones

En la mayor parte de los casos, los resultados obtenidos con AAA difieren de los obtenidos con AXB para un mismo plan. El algoritmo AXB es más exacto en los cálculos que el AAA, por lo que una buena optimización con AXB implicará una mejor cobertura y homogenei-

dad real en los PTV. Sin embargo, el cálculo con AXB podría tener consecuencias no deseables en cuanto a criterios de tolerancia tradicionalmente aceptados y obtenidos a partir de cálculos con algoritmos tipo A y B; es decir, una planificación realizada con AXB y recalculada con AAA podría no ser clínicamente aceptable atendiendo a dichos criterios. Es por ello que decidimos ser más exigentes, estableciendo una restricción adicional a los criterios de tolerancia para OAR obtenida a partir de un margen calculado estadísticamente en los casos en los que ha sido necesario. La aplicación de dichos márgenes y su validación en la práctica clínica será objeto de un futuro estudio.

Por otro lado, la aparición de máximos inesperados en zonas de aire y/o tejido cercanas o dentro del PTV al recalcular con AAA, refuerzan la idea de ser cautos al cambiar de algoritmo.

Por último, y a la luz de los resultados obtenidos, creemos, junto con otros autores,⁷ que es prioritaria una revisión pormenorizada de los criterios de tolerancia a nivel de sociedades u organizaciones científicas para las planificaciones realizadas con algoritmos de exactitud tipo Monte Carlo, que dé lugar a un consenso aceptado internacionalmente. Así mismo, creemos necesario especificar, en el informe dosimétrico, el algoritmo empleado para calcular la dosis absorbida. Hasta que esto ocurra, consideramos que conviene ser prudentes a la hora de planificar con AXB y podría ser necesario, en algún caso, recalcular nuestros planes con AAA para confirmar su aprobación.

Bibliografía

1. Van Esch A, Tillikainen L, Pyykkonen J, Tenhunen M, Helminen H, Siljamäki S et al. Testing of analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation. *Med Phys* 2006; 4(11):130-48.
2. Aarup LR, Nahum AE, Zacharitou C, Juhler-Nøttrup T, Knöös T, Nyström H et al. The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: implications for tumour average. *Radiother Oncol* 2009;91(3):405-14.
3. Vassilier ON, Wareing TA, McGhee J, Failla G, Salehpour MR, Mourtada F. Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams. *Phys Med Biol* 2010;55(3):581-98.
4. Varian Medical Systems. Eclipse Photon and Electron Algorithms 13.6 Reference Guide. Palo Alto USA: 2015. Documento P1008611-002-B, Cap 6.
5. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Cozzi L. Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced dose calculation algorithm in heterogeneous media. *Radiat Oncol* 2011;6:82.
6. Bush K, Gagne IM, Zavgorodni S, Ansbacher W, Beckham W. Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations. *Med Phys* 2011; 38(4):2208-21.
7. Han T, Mikell JK, Salehpour M, Mourtada F. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media. *Med Phys* 2011; 38(5):2651-64.
8. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Cozzi L. Critical appraisal of Acuros XB and Anisotropic Analytic Algorithm Dose Calculation in Advanced Non-Small-Cell lung Cancer Treatments. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;83(5):1587-92.
9. Han T, Followill D, Mikell J, Repchak R, Molineu A, Howell R et al. Dosimetric impact of Acuros XB deterministic radiation transport algorithm for heterogeneous dose calculation in lung cancer. *Med Phys* 2013;40(5):051710-1.
10. Padmanaban S, Warren S, Walsh A, Partridge M, Hawkins MA. Comparison of Acuros (AXB) and Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) for dose calculation in treatment of oesophageal cancer: effects on modelling tumour control probability. *Radiat Oncol* 2014;9:286.
11. Han T, Mikell JK, Salehpour M, Mourtada F. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media. *Med Phys* 2011; 38(5):2651-64.
12. Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D, Nyström H, Lassen S. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Physics in Medicine and Biology* 2006;51:5785-807.
13. Zifodya JM, Challens CH, Hsieh WL. From AAA to Acuros XB- clinical implications of selecting either Acuros XB dose-to-water or dose-to-medium. *Australas Phys Eng Sci Med* 2016;39(2):431-9.
14. Rana S, Pokharel S. Dose-to-medium vs. dose-to-water: Dosimetric evaluation of dose reporting modes in Acuros XB for prostate, lung and breast cancer. *Int J cancer Ther Oncol* 2014;2(4):020421.
15. Ma CM, Li J. Dose specification for radiation therapy: dose to water or dose to medium?. *Phys Med Biol* 2011; 56(10):3073-89.
16. Mampuya WA, Nakamura M, Hirose Y, Kitsuda K, Ishigaki T, Mizowaki T et al. Difference in dose-volumetric data between the analytical anisotropic algorithm, the dose-to-medium, and the dose-to-water reporting modes of the Acuros XB for lung stereotactic body radiation therapy. *J App Clin Med Phys* 2016;17(5):341-7.
17. ICRU: Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). ICRU Report 83, J. ICRU, Volume 10(1). Oxford University Press, Oxford, UK (2010).
18. Walters BR, Kramer R, Kawrakow I. Dose to medium versus dose to water as an estimator of dose to sensitive skeletal tissue. *Phys Med Biol* 2010;55(16):4535-54.

Consideraciones prácticas en la implementación de la Resonancia Magnética en la planificación en braquiterapia ginecológica de cérvix

Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica

Magnetic Resonance based planning in cervix gynecological brachytherapy, practical aspects. Spanish Society of Medical Physics Brachytherapy Task Group Report

Jose Perez-Calatayud^{1,*}, Rafael Colmenares Fernández², Teresa García Martínez³, Antonio Herreros Martínez⁴, Santiago Pellejero Pellejero⁵, Jose Richart Sancho⁶, Ana María Tornero López⁷

¹ Unidad de Radiofísica en Radioterapia. Hospital La Fe. Unidad Mixta de Investigación en Radiofísica e Instrumentación Nuclear en Medicina (IRIMED). IIS Hospital La Fe - Universitat de Valencia.

² Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid.

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de la Ribera. Alzira.

⁴ Unitat de Radiofísica del Servei d'Oncologia Radioteràpica. Hospital Clínic. Barcelona.

⁵ Servicio de Radiofísica. Complejo Hospitalario de Navarra.

⁶ Servicio de Radiofísica. Clínica Benidorm. Benidorm.

⁷ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario Dr. Negrín. Las Palmas de Gran Canaria.

Este trabajo recoge el informe del Grupo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica dedicado a la planificación en Braquiterapia (BT) ginecológica de cérvix basada exclusivamente en Resonancia Magnética (RM). Esta modalidad de BT ha experimentado un importante desarrollo en los últimos años, con la aparición de aplicadores especiales con componente intersticial, que permiten una notable mejora en la conformación, una vez definidos los volúmenes en RM T2W.

Este informe tiene como objetivo el conjugar aspectos prácticos y ser resumen de la literatura y de las recomendaciones de sociedades científicas, para armonizar y servir de base a los miembros de la SEFM en los inicios de la implementación de esta técnica. En este trabajo se describen los aplicadores disponibles, centrándonos fundamentalmente en los de componente intersticial. Tras el análisis de las condiciones de uso de la RM y el resumen de recomendaciones de sociedades científicas y organismos, de acuerdo con la experiencia de los miembros del grupo de trabajo, se van a describir-discutir-proponer procedimientos de planificación que van desde la reconstrucción hasta la optimización, la prescripción y la elaboración del informe.

En este trabajo, también se incluye el uso de ultrasonidos por su gran potencial de futuro, finalizando con la descripción de los aspectos específicos del Estado de Referencia Inicial (ERI) y análisis de incertidumbres en esta modalidad de planificación de cérvix con RM T2W.

Palabras clave: Braquiterapia, cérvix, resonancia magnética, dosimetría clínica.

3D image guided brachytherapy, based exclusively on MR has been introduced into clinical practice for the treatment of patients undergoing gynecological brachytherapy for cervical cancer. Recently, this brachytherapy modality shows a significant progress since the appearance of new type of applicators incorporating interstitial components with the aim of better coverage of volumes outlined on MR images. This report gathers the work of the Brachytherapy Group of the Spanish Society of Medical Physics (SEFM), dedicated to gynecological brachytherapy of cervical cancer based exclusively on MR.

* Correspondencia
perez_jos@gva.es

The goal of this report is to combine practical aspects, summary of literature and recommendations of scientific societies in order to ease other members of the SEFM with the implementation of this technique. This report summarizes many aspects involved in the whole process of the MR brachytherapy. Firstly, a description of the commercially available applicators is done, focusing on those having interstitial component. Secondly, some considerations about the use of MR imaging are described. A summary of recommendations published by relevant organisations or societies are also detailed in the document. Finally, and based on the experience of the members of this task group, many considerations and proposals are discussed about different aspects involved in the planning process, reconstruction alternatives, optimization methods, prescription and reporting. The use of ultrasonography is also included in this report due to its good prospects and increasing role in these procedures.

The report ends with a description of specific aspects about commissioning and considerations about uncertainty analysis in this MR image based modality of brachytherapy of cervical cancer.

Key words: Brachytherapy, cervix, magnetic resonance, clinical dosimetry.

Tabla de contenido

1. Introducción y propósito	31
2. Aplicadores compatibles con Resonancia Magnética	33
3. Consideraciones sobre la Resonancia Magnética para su uso en planificación.	35
3.1. Inducción del campo magnético	36
3.2. Preparación de la paciente	36
3.3. Adquisición de la imagen	36
3.4. Compatibilidad de los aplicadores con la RM	39
3.5. Distorsión geométrica en RM	39
4. Recomendaciones de organismos, sociedades y grupos	39
4.1. Recomendaciones del grupo de trabajo GYN GEC-ESTRO.....	39
4.2. Recomendaciones de la ABS	40
4.3. Informe ICRU 89: Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en Braquiterapia de Cáncer de Cérvix.	41
4.4. Estudios EMBRACE, RetroEMBRACE y EMBRACE II	43
5. Procedimiento de planificación	45
5.1. Contorneo de volúmenes.....	45
5.2. Reconstrucción de los aplicadores	46
5.3. Activación, optimización y prescripción	49
5.4. Informe.....	51
6. Uso de la tomografía computarizada	52
6.1. Combinación de RM y TC	52
6.1.1. Uso de RM pre-BT	53
6.1.2. RM en la primera aplicación y TC en las siguientes.....	53
6.2. Braquiterapia basada exclusivamente en TC	54
7. Uso de ultrasonidos	54
7.1. Evaluación de volúmenes.....	54
7.2. Guiado por imagen	55
7.3. Planificación	55

8. Estado de referencia inicial y control de calidad	56
8.1. Garantía de Calidad en Braquiterapia	56
8.2. Aplicadores	57
8.3. Sistema de planificación	58
8.4. Verificación independiente	60
9. Análisis de incertidumbres	60
9.1. Reconstrucción de los aplicadores	61
9.2. Variaciones inter e intraobservador en el contorno	61
9.3. Variaciones inter e intrafracción del CTV _{HR} y de los órganos de riesgo	61
9.4. Utilización de una única planificación para varias fracciones	62
9.5. Acumulación de dosis RTE-BT	62
9.6. Fusión de imágenes	62
9.7. Traslado de camillas	63
10. Sumario de recomendaciones	63
11. Conclusiones	64
12. Agradecimientos	64
13. Listado de abreviaciones	65
Referencias bibliográficas	66

1. Introducción y propósito

Este trabajo recoge el informe del Grupo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) dedicado a la planificación en Braquiterapia (BT) ginecológica de cérnix basada exclusivamente en Resonancia Magnética (RM). Previamente, se han publicado dos informes del Grupo de Braquiterapia: el primero en el año 2000, en el que se actualizaron en su momento la calibración, las matrices de dosis absorbida y el control de calidad en BT;¹ el segundo en el 2015, en el que se se abordaron aspectos de protección radiológica en BT.²

La modalidad ginecológica ha sido la más importante en BT, siendo la protagonista fundamental del nacimiento de ésta. En la actualidad, la BT se aplica en numerosas localizaciones, destacando la ginecológica junto con la de próstata.

Dentro de la BT ginecológica, el caso de cérnix ha sido el que mayor desarrollo ha experimentado en los últimos años. En competencia con las técnicas especiales de radioterapia externa (SBRT-IMRT), se ha demostrado su superioridad en conformación y respeto de órganos sanos, evidenciada en los estudios de supervivencia y control, poniendo de manifiesto su papel fundamental, como se recoge, por ejemplo, en los trabajos de Tanderup *et al.*^{3,4}

En los últimos años, están apareciendo estudios en la literatura en los que se intenta emular la distribución de dosis absorbida obtenida con BT mediante técnicas IMRT-SBRT, habiendo incluso estudios que proponen

la sustitución de la componente intersticial del implante mediante IMRT. Sirvan como ejemplo los trabajos de Assenholt *et al.*^{5,6} y Wang *et al.*⁷ Las distribuciones resultantes de esta sustitución son muy poco robustas (notable impacto de las incertidumbres), a la vez que complejas.

En los inicios de la BT de cérnix, los cálculos dosimétricos se basaban en puntos de cálculo definidos por un protocolo, como los puntos A y los puntos ICRU (*International Commission in Radiation Units and Measurements*)⁸⁻¹⁰ obtenidos a partir de radiografías ortogonales. Con la disponibilidad de la Tomografía Axial Computarizada (TC), se puso de manifiesto las diferencias lógicas entre los puntos de protocolo y los derivados de la anatomía específica de la paciente. A su vez, mediante la planificación basada en TC, fue posible obtener Histogramas Dosis-Volumen (HDV), tanto de volúmenes de tratamiento como de órganos de riesgo (OAR), aunque las guías y protocolos de prescripción y tolerancias continuaban basadas en puntos. Una reciente revisión bibliográfica¹¹ en la que se analiza la BT en cáncer de cérnix entre los años 2000 a 2015, muestra una evidente mejoría de resultados clínicos mediante la BT guiada actual frente a la técnica tradicional de planificación basada en imágenes radiográficas planares y prescripción a los puntos A.

En 2005-2006 aparecieron las recomendaciones GEC-ESTRO (*Groupe Européen de Curiethérapie-European Society of Therapeutic Radiation and Oncology*)^{12,13} que apuntaron claramente al uso de la

RM en su modalidad T2W en braquiterapia de cérvix, ya que con la TC existen grandes dificultades para la adecuada visualización de la extensión tumoral. A su vez, estas recomendaciones introdujeron la necesidad de evaluar las dosis absorbidas en HDV. Definieron el diseño de los CTV (*Clinical Target Volume*) así como los órganos de riesgo, centrando las prescripciones y las tolerancias en 90% y 2 cm³ de volumen respectivamente. Asimismo, introdujeron la EQD₂ para evaluar la combinación de dosis absorbidas de los diferentes tratamientos de radioterapia externa (RTE) y BT basado en el modelo lineal cuadrático, recomendando un valor α/β 10 Gy y 3 Gy para CTV y OAR, respectivamente. En la práctica clínica, la problemática en la aplicación de estas recomendaciones fue que no estaban disponibles valores de referencia de prescripción de dosis en los CTV y tolerancias en los OAR; fue en el 2007 cuando, gracias al estudio EMBRACE I,¹⁴ que trataremos extensamente, se dispuso de valores de prescripción y tolerancia basados en la experiencia de centros avanzados en la aplicación de la planificación con RM.

El esquema de tratamiento típico en BT de cérvix consiste en la irradiación con RTE (45-50 Gy) seguida de dos aplicaciones de braquiterapia con dos fracciones cada una de ellas (7 Gy nominales por fracción). Este esquema fue propuesto por la Universidad de Viena,¹⁵ ha sido ampliamente aceptado y es el típico aplicado también en España. La transición TC a RM se ha demostrado notablemente beneficiosa.^{16,17}

Al utilizar la RM, se evidenció la limitación de los aplicadores endocavitarios típicos en los casos en los que la lesión se lateraliza hacia parametrios. Esto provocó la aparición de nuevos aplicadores con componente intersticial que permitiesen una conformación adecuada de la lesión manteniendo las dosis absorbidas de tolerancia en vejiga y recto.

La tendencia lógica actual se dirige hacia la realización de la planificación exclusivamente basada en RM, evitando el registro con la TC tradicionalmente utilizada para la reconstrucción de los catéteres, para, lógicamente, reducir la incertidumbre y aumentar la eficiencia en el proceso. Esto ha acarreado el reto de hacer la reconstrucción en RM con una implicación en *dummies* o marcadores (denominaremos "marcador visible en RM" mRM) y condiciones de adquisición, que consideraremos extensamente en este informe.

En la actualidad, se evidencia una resistencia al uso de la RM por sus restricciones de acceso en algunos hospitales. Esta situación no está justificada, más cuando se compara con las RM disponibles para radioterapia externa, y es un esfuerzo que debe hacerse por toda la comunidad radioterápica para su implementación. También se pone de manifiesto una resistencia para aplicar la componente intersticial en los hospitales por motivos de su traumatismo, frente a la bien establecida endocavitaria, así como por la probabilidad de sangra-

do en la inserción y retirada de los vectores. Ante los numerosos estudios que demuestran el gran beneficio de la componente intersticial en los casos de lesión remanente tras la radioterapia externa, es lógico que la incorporación en los hospitales a medio plazo sea un hecho más que probable. La impresión en España es que parece justificado el uso de TC en los casos de lesiones circunscritas al cérvix, tendiendo a la RM en los otros casos, siendo ésta imprescindible cuando se utilizan aplicadores con componente intersticial. Más aún, la RM aporta la gran ventaja de realizar una BT guiada y adaptada, ya que el implante se realiza teniendo en cuenta la respuesta de la lesión, tanto tras la radioterapia externa como incluso tras la primera aplicación.

Este informe tiene como objetivo el conjugar aspectos prácticos y ser sumario de la literatura y de las recomendaciones de sociedades científicas, para armonizar y servir de base a los miembros de la SEFM en los inicios de la implementación de esta técnica.

En este trabajo, se intenta reflejar la experiencia de los componentes del grupo en esta técnica y, más que dar recomendaciones, el ánimo de los autores es reflejar esta experiencia y lo que en nuestra opinión puede ser una buena opción en la práctica clínica. Basándonos en esta experiencia, el informe se centra exclusivamente en Alta Tasa de Dosis absorbida (HDR), sobre todo con el objetivo de la planificación basada exclusivamente en RM T2W.

En este trabajo se van a describir los aplicadores disponibles, centrándonos fundamentalmente en los que poseen componente intersticial. Tras el análisis de las condiciones de uso de la RM y sumario de recomendaciones de sociedades científicas y organismos de acuerdo con la experiencia de los miembros, se van a describir, discutir y proponer procedimientos de planificación desde la reconstrucción hasta la optimización, prescripción e informe del tratamiento. Nos centraremos, fundamentalmente, en aplicadores con componente intersticial basados en la componente endocavitaria con sonda y colpostatos o sonda y cilindro, ya que son los utilizados en los centros de los miembros del grupo. Existen otro tipo de aplicadores en los que la componente intersticial se deriva del anillo vaginal con consideraciones específicas, sobre todo en la reconstrucción, que no van a ser tratadas en este informe, remitiendo al lector a la publicación de GEC-ESTRO¹⁸ e ICRU 89.¹⁹

Este grupo de trabajo quiere poner de manifiesto que la referencia a determinado equipamiento comercial se realiza solamente como apoyo para el contenido de este informe, dada la familiaridad de los miembros con el mismo, no significando ninguna predilección ni recomendación sobre equipamiento similar de otros fabricantes.

De nuevo queremos resaltar que no se trata de una recomendación, sino de un consenso y puesta en

común entre los miembros del grupo tras la experiencia adquirida en su uso que esperamos sea del interés y ayuda de los lectores para la incorporación de esta técnica en sus Servicios.

2. Aplicadores compatibles con Resonancia Magnética

En los casos de carcinoma de cérvix con extensión lateral hacia parametrios, es ineludible el uso de una componente intersticial para poder cubrir el tumor sin exceder las tolerancias de los OAR. Con este objetivo, los fabricantes de las diferentes casas comerciales proporcionan soluciones en una gran variedad de componentes endocavitarias e intersticiales. Los aplicadores comerciales de cérvix compatibles con RM más extendidos son los cilindros vaginales con sonda intrauterina (SIU), los conjuntos tipo Fletcher (ovoide más SIU) y los anillos estilo Viena (anillo más SIU). Su aplicación y aspectos dosimétricos se encuentran ampliamente descritos en la bibliografía,^{20,21} así como intercomparaciones de los mismos.²²

La combinación endocavitaria-intersticial (IC/IS) se presenta en tres modalidades: intersticial vaginal, perineal y vaginal-perineal. La casa comercial Varian Medical Systems, (Palo Alto CA, USA) (www.varian.com/brachytherapy) dispone del aplicador de titanio tipo Fletcher con componente intersticial vaginal, compatible con RM. Los pares de ovoides están disponibles en varios tamaños: 20 mm, 25 mm y 30 mm, y tienen orificios que actúan como guía o plantilla para la componente intersticial, siendo posible seleccionar agujas acabadas en punta afilada o roma. Las agujas son de 2 mm de diámetro, 320 mm de longitud y su dirección resulta paralela a la SIU. Los ovoides tienen capacidad para alojar hasta 8 agujas. El diseño de perfil plano de los ovoides impide el pinzamiento de tejido entre los mismos. Además, en el extremo externo, próximo a la zona de conexión con la sonda de transferencia de los aplicadores vaginales, se atornilla un colector para las agujas lo que permite organizarlas y dar estabilidad al conjunto.

El aplicador IC/IS equivalente de la casa comercial Nucletron-Elekta, (Elekta AB, Stockholm, Sweden) (www.elekta.com/brachytherapy), se denomina modelo Utrecht, está compuesto por materiales plásticos (polisulfonas y fibra de vidrio de epoxi) y es fruto de una colaboración con el University Medical Center de Utrecht.²⁰ Partieron del aplicador Elekta Fletcher TC\RM consistente en una SIU (con longitud variable y dos ángulos diferentes) y un par de ovoides. Basándose en este formato de aplicador añadieron la componente intersticial, modificando los ovoides con unos orificios, transformándolos así en una especie de plantilla donde poder guiar las agujas. Cada ovoide tiene cinco orificios: tres localizados en la parte lateral externa y

dos agujeros adicionales en la parte lateral interna más próxima a la SIU en direcciones ventrales y dorsales. Las agujas para tal efecto son las Elekta ProGuide 294 mm. Son agujas plásticas con diámetros externos de 2 mm (6F) y de 1.67 mm (5F), acabadas en punta afilada y roma respectivamente. Este aplicador no dispone de blindaje a diferencia del aplicador Fletcher convencional, lógicamente para su compatibilidad con RM. Con tal disposición, el aplicador tiene carácter intracavitario para el tratamiento del cáncer de cuello del útero y de endometrio, y carácter intersticial para tratar la extensión hacia parametrios. Todas las piezas del conjunto de aplicador de TC/RM Utrecht son compatibles con RM.

La componente intersticial vaginal se puede combinar con la endocavitaria de aplicador anillo, tipo Viena,²¹ con SIU. Este tipo de aplicador lo fabrica Varian Medical Systems, con tres sondas intrauterinas de diferente angulación. Este aplicador tiene capacidad para 16 agujas, de titanio o de plástico, de 16G o 2 mm de diámetro y de diferentes longitudes, que van desde 200 mm hasta 320 mm, y cuya dirección es paralela a la SIU. La casa comercial Elekta también tiene su modelo anillo tipo Viena con componente intersticial vaginal. Este aplicador tiene capacidad para 7 agujas de titanio en el anillo de 26 mm, y de 9 agujas en los anillos de diámetro superior. Las agujas de 1.9 mm de diámetro y de 240 mm de longitud están precurvadas a 60° con distancias de penetración de 30 mm, 40 mm y 50 mm, y también se sitúan paralelas a la SIU.

Como ejemplo de componente intersticial perineal, tenemos el aplicador MAC (siglas de la colaboración de Mick-Alektiar-Cohen) de la casa comercial Eckert & Ziegler Bebig (Germany), cuya componente endocavitaria es cilindro+SIU, y cuyas características, componentes y accesorios se pueden consultar en el catálogo de la marca (www.bebig.com). El aplicador MAC es compatible con RM, y se puede utilizar con agujas plásticas de diversos diámetros hasta 2 mm. Dispone de 36 canales concéntricos para la colocación de agujas unilaterales o bilaterales en parametrios, y se puede utilizar con SIU de 0° o 30°.

Con componente intersticial, tanto vaginal como perineal, la casa comercial Elekta ha desarrollado el aplicador Venezia, del tipo anillo+SIU, formado por dos medias lunas para facilitar su inserción. Tiene capacidad para insertar 134 agujas plásticas 6F (2 mm) de 294 mm de longitud, tanto paralelas como divergentes a la SIU. Cada media luna puede alojar hasta un total de 6 agujas, y la plantilla perineal 122 en total. La descripción específica de este aplicador se encuentra en la web del fabricante (www.elekta.com/brachytherapy/applicators.html).

Por su parte, Varian Medical Systems, ha desarrollado las plantillas ginecológicas Kelowna para implantes intersticiales, con un cilindro universal como obturador

vaginal. Un orificio central de 25 mm en la plantilla permite el uso de sonda ecográfica para guiar la inserción de las agujas. Éstas están disponibles en varios calibres: 16G (1.65 mm), 17G (1.47 mm) y 6F (2 mm), longitudes: 113 mm, 200 mm y 320 mm, pueden ser afiladas o romas, y de diferentes materiales: PEEK (polieteretercetona), acero y titanio. Para obtener más información, en la página www.myvarian.com está disponible el manual de instrucciones de este aplicador.

Algunos usuarios han creado sus propias plantillas perineales con cilindro+SIU, como es el caso del aplicador *Benidorm*.²³ Este aplicador permite la combinación de una componente intracavitaria (cilindro vaginal y tubo intrauterino de la casa comercial Elekta) y otra intersticial, comercializada por Lorca Marín S.A, Murcia, España (www.lorcamarin.com), compatibles con RM. La plantilla permite inserciones paralelas al cilindro vaginal y ángulos divergentes. Tiene 12 filas de agujeros separadas 11 mm, de las cuales 7 filas (35 agujeros) son para la colocación de agujas paralelas al cilindro, y otras 5 filas (16 agujeros) para agujas divergentes (7°), pudiéndose llegar a tratar hasta 45 mm desde el centro de la SIU hacia parametrios y la vagina completa. Los tubos intrauterinos pueden ser de 15°, 30° o 45°, con 40, 60 y 80 mm de longitud. La componente intracavitaria da consistencia a la geometría de las agujas, y mantiene el útero recto. Las agujas son de titanio (200 o 240 mm de longitud) como se puede observar en la figura 1a. Una segunda plantilla, con el mismo diseño, se anexa a la primera para mayor solidez del conjunto y para insertar tres marcadores que permiten facilitar la reconstrucción del implante en el sistema de planificación (SP), como comentaremos más adelante.

Otro aplicador creado por los usuarios es el denominado Aplicador *Pamplona*,²⁴ que parte de la geometría de un aplicador MUPIT de Elekta modificado para ser utilizado en RM, y que se muestra en la figura 1b. Se han sustituido las partes metálicas por plásticas, y se utiliza junto con el cilindro TC/RM Elekta y las agujas plásticas Proguide de 294 mm de Elekta AB.²⁴

Una alternativa al uso de plantillas para la inserción de las agujas, es insertarlas de modo libre. De esta manera se evita la restricción de tener un punto de implantación dado por una plantilla, que, además, condiciona la dirección de la aguja, lo cual puede representar una desventaja a la hora de evitar los OAR, aunque en la práctica, parece un escenario poco frecuente.²⁵ Además, otra motivación para usar agujas libres es que para obtener una buena cobertura, en ocasiones conviene utilizar más agujas que agujeros hay en la plantilla, según el artículo de Wang *et al.*²⁶ En ese trabajo describen un proceso de inserción de agujas plásticas libres con obturadores metálicos introducidas transvaginalmente. Una TC ayuda a decidir si son necesarias más agujas, teniendo en cuenta el CTV evaluado en la RM diagnóstica, y dónde y a qué profundidad se deben insertar. Cuando es necesario, se insertan más agujas trasperinealmente. También es posible realizar el guiado de inserción de agujas con ultrasonidos (US).²⁷⁻²⁹ Las agujas se fijan mediante un botón *stopper*, que es suturado al perineo. Finalmente, un empaquetamiento vaginal con gasa previene el movimiento de las agujas.²⁶ La desventaja del uso de agujas libres es que se trata de una técnica complicada, y, como la geometría no viene predefinida, resulta muy dependiente de usuario, con un posicionamiento potencialmente impreciso e inestable, poco reproducible, con pérdida de paralelismo entre los vectores, lo cual habitualmente incrementa el número de agujas para conseguir una buena cobertura del CTV. La tendencia actual es mejorar el control sobre las agujas, aproximando la plantilla de la componente intersticial al volumen blanco, reduciendo el número de agujas manteniendo una buena cobertura y realizando la planificación con RM, lo que se traduce en una notable mejora del control local sin incrementar las dosis absorbidas en los OAR.²⁵

Hoy en día, la impresión 3D permite personalizar los aplicadores a la anatomía de cada paciente e incluso adaptarle una componente intersticial. En esta línea, en un estudio sobre planificación virtual de la componente intersticial, Fokdal *et al.*³⁰ utilizan un material de impre-

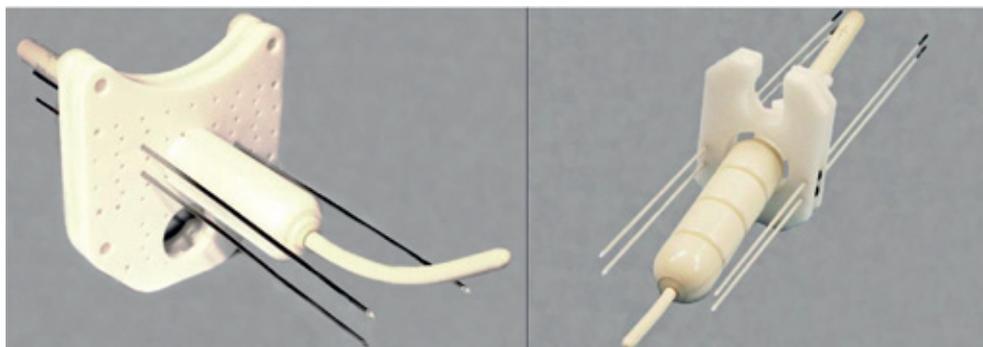


Fig. 1. Aplicador Benidorm (a, izquierda) y Aplicador Pamplona (b, derecha).

Tabla 1. Principales características de los aplicadores con componente intersticial.

Marca Modelo	Número de agujas	Material	Diámetro	Longitud (mm)	Vaginales o perineales	Dirección de las agujas	Extensión lateral máx. (mm)	Punta: roma o afilada
Bebig								
Ring	8	plástico	1.7 mm	300	vaginales	paralelas a la SIU	20	roma
Mac	36 (a)		Varios (b)	150, 200, 300	ambas	paralelas al obturador vaginal	30	afilada
Elekta								
Viena	9 (c)	titanio	1.9 mm	240	vaginales	paralelas a la SIU	19	ambas
Utrecht	10 (d)	plástico	2 mm	294		paralelas a la SIU (d)	29.2	
Ring	9 (c)					paralelas a la SIU	19	
Venezia	134 (e)				ambas	paralelas a la SIU y divergentes a 20°	45	
Varian								
Fletcher	8	plástico	2 mm	320	vaginales	paralelas a la SIU	30	ambas
3D Ring	19 (f)						39	
Viena style	16	titanio	16G	200, 250, 320			44	
		plástico	2 mm	200, 320				
Kelowna	40	plástico	2 mm	113, 200, 320	perineales	paralelas al obturador vaginal (g)	(h)	ambas
		titanio	16G	113, 200, 250, 320			para 0°: 27	afilada
			17G				para 90°: 40	

(a) 6 en obturador vaginal (o.v.), 11 en plantilla perineal a 2 cm del centro o.v., 19 en plantilla perineal a 3 cm del centro del o.v.

(b) 15.5G, 17G, 18G, 1.65 mm y 2.0 mm.

(c) Los anillos de 30 mm y 34 mm de diámetro. El anillo de 26 mm tiene capacidad para 7 agujas.

(d) 8 agujas con tope cervicouterino.

(e) 6 agujas en cada media luna y 122 en la plantilla perineal.

(f) 12 en el anillo y 7 en la SIU.

(g) Con opción de desviarlas manualmente.

(h) La plantilla se puede rotar 90° alrededor del eje/obturador. En la tabla se indican los valores en ambas posiciones.

sión 3D biocompatible y esterilizable en autoclave para generar un capuchón con perforaciones para 12 agujas que se coloca posteriormente sobre un aplicador SIU-anillo de la casa comercial Varian Medical Systems. El dispositivo impreso consiste en una plantilla guía y no un aplicador de braquiterapia, ya que no está en contacto con la fuente radioactiva. De forma similar, en el trabajo de Lindegaard *et al*³¹ se expone la utilización clínica de un dispositivo creado por impresión 3D a partir de una plantilla vaginal para ensamblarlo a un aplicador SIU de la casa comercial Varian Medical Systems. Además de la ganancia económica y de poderse personalizar al fondo vaginal de la paciente, se pueden optimizar las entradas de la componente intersticial con los ángulos obtenidos por ejemplo en un preplan.

En la tabla 1 se presenta un resumen de los aplicadores actuales compatibles con RM y con componente intersticial, indicando el número máximo de agujas,

su longitud y dirección, así como la dimensión lateral potencialmente cubierta.

3. Consideraciones sobre la Resonancia Magnética para su uso en planificación

En los últimos años, la braquiterapia de cérvix ha experimentado una gran evolución. La necesidad de evaluar, por un lado, la extensión de la enfermedad previamente al inicio de la radioterapia, y, por otro, la respuesta durante las distintas etapas del tratamiento de la extensión tumoral, ha hecho necesario introducir un número cada vez mayor de diferentes técnicas de imagen. Se ha implantado la llamada braquiterapia adaptada guiada por imagen (IGABT), donde la RM juega un papel fundamental, tal y como se recoge en distintas recomendaciones internacionales como las publica-

das por GEC-ESTRO,¹² o la American Brachytherapy Society (ABS).⁹

En estos documentos se reflejan diversas recomendaciones sobre el uso de la RM, teniendo en cuenta que ha de conjugarse el proporcionar la suficiente información anatómica sobre la extensión tumoral, los patrones de crecimiento y regresión, los tejidos circundantes, etc, con distintos parámetros técnicos, como el ser compatible con los aplicadores utilizados, permitir la reconstrucción de los aplicadores, la fidelidad geométrica, el cálculo de dosis absorbida, etc. Una descripción detallada de las recomendaciones consta en la referencia de Dimopoulos *et al.*³² En esta sección vamos a resumir recomendaciones y publicaciones, así como las que se derivan de la práctica de los miembros de este grupo en lo referente a los parámetros y aspectos más relevantes.

3.1. Inducción del campo magnético

Las unidades de RM que se utilizan habitualmente son las de 1.5 T. El uso de unidades de alta inducción (3 T) está, aunque en aumento, todavía poco extendido y algunos trabajos han puesto de manifiesto su mayor repercusión respecto a distorsiones en la imagen, artefactos o posible calentamiento de los aplicadores durante la adquisición de las imágenes.³³

En nuestro ámbito nacional, están ampliamente extendidas las unidades de RM de 1.5 T, contando también con alguna de 3 T. En una primera evaluación de la distorsión comparando un centro de un miembro de este Grupo que utiliza 3 T frente a otro que utiliza 1.5 T no se encontraron diferencias significativas entre ambas en lo referido a distorsión de las imágenes obtenidas.³⁴

3.2. Preparación de la paciente

A la hora de preparar a la paciente para realizar el estudio de resonancia en el momento de la braquiterapia, GEC-ESTRO³² ha realizado una serie de recomendaciones que es interesante tenerlas en cuenta, aunque cada Servicio suele tener su programa específico.

En lo relativo a la preparación intestinal, dos días antes del implante se pauta a la paciente laxantes, además de recomendar la no ingesta de alimentos el día anterior que puedan provocar gases. Es también conveniente que la dieta que siga la paciente sea pobre en residuos. Con el objeto de minimizar los artefactos debidos al movimiento intestinal, se pueden pautar antiperistálticos antes de la exploración.³²

Para el sondaje vesical se utiliza un catéter Foley, llenado con unos 7 cm³ de suero con una mínima proporción de contraste, variable entre centros. Previo vaciado de la vejiga, ésta se suele llenar con 50 cm³ de solución salina. Este valor del llenado de la vejiga mues-

tra una significativa variabilidad entre centros, incluso entre los centros de los miembros de este grupo de trabajo, debiendo intentar conjugarse la reproducibilidad con el mejor escenario de exposición de la vejiga a la dosis absorbida.

Tras la adquisición de las imágenes, la sonda se deja abierta durante todo el tiempo que transcurre mientras se realiza la posterior planificación. Luego, en el momento del tratamiento se vuelve a proceder a su vaciado y llenado posterior con la misma cantidad de suero, con el objeto de reproducir las mismas condiciones en el tratamiento que durante la adquisición de imagen.

Se recomienda utilizar “*packing*” o taponamiento vaginal, para una mejor fijación del aplicador. Sobre el uso de una solución con contraste en el taponamiento, está más extendida la opción de no utilizar contraste, al menos entre los miembros de este grupo de trabajo. Esto es debido al hecho de que las zonas afectadas con tumor en el cérvix o pared vaginal presentan una señal intensa en la imagen T2W que puede verse enmascarada por la presencia del contraste.

3.3. Adquisición de la imagen

Para la RM previa al tratamiento con RTE, pueden utilizarse los protocolos establecidos por el Servicio de Radiología de manera estándar. Sin embargo, hay que tener en cuenta que la RM en el momento de la braquiterapia debe realizarse con el aplicador colocado en la paciente, de modo que hay que combinar la necesidad del oncólogo radioterápico (ORT) de visualización del tumor, órganos de riesgo circundantes, aplicador, etc, con los protocolos usados por los radiólogos con fines diagnósticos; es necesario pues, establecer en cada centro un protocolo consensuado entre oncólogos radioterápicos (ORT) y radiólogos con este fin.

Hay diversos aspectos prácticos a considerar como son la duración del estudio (deseablemente alrededor de los 15-20 min, espacio de tiempo habitual de un paciente en RM), o que sólo se realice idealmente una adquisición que sirva tanto para contornear como para la reconstrucción, en aras de minimizar el inevitable movimiento de la paciente. De todas formas, la duración final del estudio dependerá del número de secuencias adquiridas, número de cortes necesarios para abarcar todo el volumen de interés, así como de numerosos parámetros técnicos que cada centro debe dejar establecido.

Para mejorar la calidad de imagen, se recomienda usar una banda de saturación en la zona entre el aire y la grasa subcutánea.³² La banda de saturación es una utilidad que el técnico de diagnóstico por imagen, a su discreción, emplea en la consola de la RM antes de la adquisición. Define una zona entre el aire y los primeros centímetros de la paciente para mejorar la imagen

debido a la zona de alto contraste entre lo “negro” del aire y lo “blanco” de la grasa bajo la piel de la paciente.

En la tabla 2 se presentan diferentes parámetros de adquisición. En dicha tabla no se abarca toda la amplia cantidad de detalles técnicos susceptibles de ser modificados en las exploraciones de resonancia. Tan solo se detallan algunos parámetros más representativos utilizados en varios centros con experiencia en el uso de la resonancia en braquiterapia. Puede que otros centros seleccionen valores diferentes a los mostrados en la tabla que les resulten más adecuados en cuanto a la calidad de las imágenes obtenidas. Esto puede ser perfectamente así, ya que el usuario tiene que adaptar las exploraciones a la unidad de resonancia concreta de que disponga, sus ajustes técnicos particulares o las preferencias del radiólogo y del ORT sobre tipos de adquisición preferentes. Sirva pues esa tabla como mera guía. En la tabla se muestran los valores recomendados por GEC-ESTRO junto por los utilizados en hospitales de algunos miembros de este grupo de trabajo.

La mejor visualización de los tejidos se obtiene en las secuencias en T2W, siendo conveniente usar esta única secuencia tanto para el contorno como para la reconstrucción. De esta manera, se minimizan las incertidumbres derivadas del registro entre secuencias, movimientos de la paciente etc. Algunos trabajos ponen de manifiesto la utilidad de las secuencias T1W a la hora de la reconstrucción con agujas de titanio,^{35,36} pero se han propuesto métodos en trabajos recientes que permiten perfectamente la reconstrucción con agujas de titanio exclusivamente, utilizando secuencias T2W,³⁷ como veremos más adelante.

Las recomendaciones GEC-ESTRO establecen la realización de secuencias paraaxiales, paracoronales y parasagittales, ya que esto puede ser conveniente a la hora de determinar los diferentes volúmenes. Sin embargo, el tiempo del estudio aumenta al añadir secuencias, con la posibilidad de que haya movimiento de la paciente, generando dificultades e inconsistencias en el proceso de reconstrucción. Para evitar esto, se puede utilizar solamente la serie axial, o preferentemente la paraaxial, para la reconstrucción. Algunas de las versiones antiguas de los SP solamente admitían cortes axiales estrictos, pero en la actualidad todas las versiones recientes ya permiten cortes paraaxiales.

Se debe tener especial precaución en la determinación del *tip* o extremo distal de los diferentes catéteres. Puede que, debido al espesor de corte habitualmente empleado (3-4 mm) y efectos de volumen parcial, la resolución no sea la adecuada para una precisa determinación de este *tip*, ya que las reconstrucciones sagittales pueden mostrar excesivo pixelado. Para resolver estos detalles, se han descrito métodos como el empleo de secuencias sagittales adicionales,³⁸ uso de la distancia introducida de las agujas,³⁷ modelado de los aplicadores y uso de librerías.³⁹ Estas consideracio-

nes se tratan más adelante en el apartado relativo a la reconstrucción de los implantes.

Con el objeto de resolver en una única secuencia, tanto el contorno de los diferentes volúmenes como la reconstrucción con una adecuada resolución, se ha explorado el empleo de secuencias de adquisición 3D. Tradicionalmente, este tipo de secuencias suponía un aumento considerable en el tiempo de adquisición, con los consiguientes problemas derivados en cuanto a movimientos de la paciente. Sin embargo, técnicas modernas 3D llamadas *high sampling efficiency*, permiten tiempos de adquisición aceptables, buena relación señal-ruido y debido a su reducido tamaño de vóxel isotrópico (alrededor de 1 mm³) permiten reconstrucciones de excelente resolución en cualquier orientación del espacio.⁴⁰ En algunos centros de los integrantes de este grupo de trabajo, se han evaluado este tipo de técnicas, encontrando calidades de imagen comparables a las 2D, pudiendo ser utilizadas como adquisición única tanto para el contorno como para la planificación. En la práctica, al final es una decisión de la suficiencia o no de la calidad resultante para la definición del tumor por el especialista de radiología y ORT.

En Dimopoulos *et al*³² se presentan una serie de recomendaciones relativas a los parámetros de adquisición que están reflejadas en la tabla 2. En el curso 2017 de la ESTRO SCHOOL de BT (G. Mazon) se presentaron algunos valores actualizados de estos parámetros que se muestran en rojo en la tabla 2.

A la hora de adquirir las imágenes, en ocasiones en algunos equipos se adquieren en secuencias de imágenes pares e impares por separado, por lo que, en caso de movimiento de la paciente puede reflejarse en un “zigzag” a lo largo del estudio entre cortes, que habrá que considerar durante el proceso de reconstrucción (se pone de manifiesto situando el cursor en un punto de la pantalla y variando los cortes).

A modo de resumen de lo anteriormente desarrollado hay que tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- El contorno y la reconstrucción deben realizarse en la misma serie de imágenes con el fin de evitar incertidumbres de fusión y del movimiento de la paciente o del órgano entre las diferentes adquisiciones de imagen.
- La elección de la secuencia de RM es importante para la exactitud de la reconstrucción del aplicador. En general, se recomienda un espesor de corte pequeño (ver tabla 2). Se deben evitar largos tiempos de adquisición para evitar el movimiento de la paciente durante la adquisición de la imagen.
- Las secuencias 3D (T2W), con tamaños de vóxel isotrópico (de alrededor de 1 mm) producen una excelente visualización del aplicador, y también es posible realizar el contorno en este tipo de secuencias.¹⁹

Tabla 2. Parámetros de adquisición recomendados GEC-ESTRO³² y habituales en distintos hospitales. (Los valores en rojo provienen del Curso de braquiterapia de GEC-ESTRO celebrado en Budapest 2017).

Centro	GEC-ESTRO			H. Ramón y Cajal (Madrid)		H. La Ribera (Alzira)		
	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W
Secuencia	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W
Orientación	Para axial	Para sag	Para cor	Para axial	3D	Axial	Sag	Cor
ETL, <i>echo train length</i> (ms)	4-20	4-20	4-20	18	94	18	18	22
TR, <i>repetition time</i> (ms)	2000-5000	2000-5000	2000-5000	4000	2000	17380	14316	9638
TE (<i>echo time</i>) (ms)	90-120 (80)	90-120 (80)	90-120 (80)	100	200	120	120	120
Espesor de corte (mm)	3-5 (3)	3-5 (3)	3-5 (3)	3.3	0.9	3	2.5	3
Dirección de la fase	RL	FH	RL	Row	Row	AP	AP	RL
NEX (nº excitaciones)	2 (1)	2 (1)	2 (1)	2	1	1	1	1
FOV (<i>field of view</i>) (mm ²)	350 × 200 (200 × 200)	350 × 400 (180 × 180)	350 × 200 (200 × 200)	250 × 250	200 × 200	270 × 219	240 × 208	240 × 208
Matriz de adquisición <i>Frequency × phase</i>	512 × 256 (332 × 276)	512 × 256 (300 × 255)	512 × 256 (332 × 276)	320 × 270	220 × 220	338 × 215	286 × 193	300 × 204
Tamaño de píxel (mm)	0.7 × 0.8 (0.6 × 0.7)	0.7 × 1.6 (0.6 × 0.7)	0.7 × 0.8 (0.6 × 0.7)	0.8 × 0.9	0.9 ³	0.8 × 1.02	0.84 × 1.08	0.8 × 1.02
<i>Bandwidth</i> (Hz)	437.8	438.6	437.8	190	650	137.2	170.1	185.2
Modelo Resonancia	0.1-3T			Philips Achieva 1.5T		Philips Achieva 1.5T		
Centro	H. Clínic Barcelona	Complejo Hospitalario de Navarra (Pamplona)			H. La Fe (Valencia)		H. Clínica Benidorm (Benidorm)	
Secuencia	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	T2W	3D Cube
Orientación	3D Cube	Para axial	Para sag	Para cor	Axial	Sag	Axial	3D
ETL, <i>echo train length</i> (ms)	100	28	30	30	16	15	19	90
TR, <i>repetition time</i> (ms)	3000	11296	6683	6148	8500	4480	4000-8000	2000
TE (<i>echo time</i>) (ms)	116.485	93.4	104	106	119	148	66	maximum
Espesor de corte (mm)	2	4	4	4	2.5	2.5	2.5	1.4
Dirección de la fase	AP	inplane	inplane	inplane	Col	Row	Row	AP
NEX (nº excitaciones)	1	1	1	1	1	2	2	1
FOV (<i>field of view</i>) (mm ²)	240 × 240	220 × 220	250 × 220	250 × 220	200 × 200	200 × 200	200 × 200	240 × 240
Matriz de adquisición <i>Frequency × phase</i>	288 × 288	288 × 288	320 × 320	320 × 320	320 × 320	320 × 224	256 × 192	256 × 256
Tamaño de píxel (mm)	0.83 × 0.83	0.8 × 0.8	0.8 × 0.7	0.8 × 0.7	0.6 × 0.6	0.6 × 0.9	0.8 × 1.04	0.9 × 0.9
<i>Bandwidth</i> (Hz)	244.1	325.52	325.52	325.52	122.1	122.1	97.7	50
Modelo Resonancia	G.E. Signa 1.5T	G.E. Signa HDxt 1.5T			G.E. Signa HDxt 3T		G.E. Signa 1.5T	

- En la adquisición de secuencias 2D axiales, el espesor de corte no debe ser mayor de 5 mm. No obstante, incluso utilizando espesores entre 3-5 mm, la visualización del aplicador puede ser difícil o imprecisa mediante el simple uso de secuencias 2D

axiales, especialmente en implantes que incluyan agujas. Por lo tanto, en algunas situaciones, puede ser una opción adquirir imágenes de TC o secuencias de RM adicionales para aumentar la precisión de la reconstrucción,³⁸ tales como secuencias lon-

gitudinales junto a axiales (adquisiciones longitudinales para identificar de forma precisa la punta del aplicador y axiales que cubran todo el implante más los volúmenes anatómicos de interés).

3.4. Compatibilidad de los aplicadores con la RM

Los aplicadores utilizados deben ser compatibles con su uso en RM. Existen aplicadores comerciales compatibles, tanto plásticos como de titanio, ya descritos en la sección 2. Los aplicadores plásticos producen una señal oscura en la imagen y no interfieren con el campo magnético de la RM, mientras que los aplicadores de titanio pueden presentar artefactos debido a susceptibilidad magnética,^{33,36} especialmente en regiones al final de la SIU, agujas o colpostatos, visualizándose artefactos oscuros que para 3T pueden alcanzar hasta los 10 mm. Los problemas que presentan estos efectos en la reconstrucción de los aplicadores se comentarán en la sección 5.2 en este documento.

3.5. Distorsión geométrica en RM

La resonancia magnética, como un elemento más que interviene en todo el proceso, estará sometida a un programa de control de calidad. Las pruebas específicas objeto de control están detalladas en el PECCR⁴¹ (Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, SEFM-SEPR-SERAM rev.2011).

Una de las posibles limitaciones en el uso de la RM viene del hecho de la distorsión intrínseca asociada a las imágenes de resonancia. Pequeñas deformaciones en la imagen pueden no ser relevantes en el contexto de un Servicio de Radiología, no afectando a los objetivos diagnósticos. Sin embargo, en BT, es fundamental la mínima incertidumbre en el contorno de los órganos y reconstrucción de los aplicadores. La distorsión geométrica de las imágenes de RM se añade a otras fuentes de incertidumbre como son el movimiento de los órganos, errores de reconstrucción, etc.

Existen publicaciones donde se afirma que para las secuencias habitualmente utilizadas la distorsión es aceptable.⁴² No obstante, debe ser analizada en cada técnica utilizada. Las distorsiones geométricas se producen tanto por heterogeneidades del campo magnético, como inducidas por la presencia de los aplicadores o incluso de la misma paciente. Además, son dependientes de las secuencias utilizadas, por lo que han de ser evaluadas en cada caso y centro particular, mediante el empleo de maniqués o registro con TC. La deformación geométrica de la imagen debida a susceptibilidad magnética puede reducirse aumentando el ancho de banda de los estudios.⁴³

Un estudio preliminar realizado por Domingo *et al*³⁴ en dos centros de los que componen este Grupo

han evaluado la distorsión producida en las secuencias de RM utilizadas para la planificación de la BT. Aprovechando el hecho de que las pacientes disponen de una TC utilizada para la planificación del tratamiento de RTE, se han comparado distancias de referencias anatómicas óseas medidas en dicha TC y en la RM de la braquiterapia con el implante colocado. Las medidas las efectuaron dos observadores distintos (radiólogo y ORT). También se realizaron series de medidas con un lapso de tiempo de dos semanas entre ellas para evaluar la reproducibilidad intraobservador, además de utilizar dos unidades de resonancia distintas de 1.5 T y 3 T. Las distancias se seleccionaron de manera que cubrieran las tres orientaciones. Se tomaron medidas bien definidas basadas en distancias de pelvimetría estándares utilizadas en obstetricia, como son la distancia entre la unión S2-S3 al pubis y la distancia interespinal al nivel de la fóvea de las cabezas femorales.

Tras el análisis realizado no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ni interobservador, ni intraobservador, ni entre resonancias, obteniendo máximas desviaciones entre TC y RM de las medidas anatómicas de 1.4 mm ($s = 2.8$ mm).³⁴

4. Recomendaciones de organismos, sociedades y grupos

En esta sección vamos a tratar de recoger los aspectos más relevantes relacionados con la práctica de las recomendaciones publicadas y adoptadas por organismos, sociedades científicas y grupos de referencia en la planificación de BT de cérnix con RM.

4.1. Recomendaciones del grupo de trabajo GYN GEC-ESTRO

En el año 2000, GEC-ESTRO creó el grupo de trabajo GYN GEC-ESTRO con el propósito de facilitar y promover una implementación homogénea de la planificación basada en imágenes tridimensionales en BT de cáncer de cérnix. En su primera publicación, Haie-Meder *et al*,¹² se establecieron los conceptos básicos para la definición y delimitación de los diferentes volúmenes necesarios en la planificación tridimensional de este tipo de tratamientos. Se destaca el papel fundamental de RM en secuencias T2W, como la modalidad de imagen que permite la visualización de la extensión tumoral, tanto en el cérnix como en las regiones adyacentes.

Se definen diferentes volúmenes blanco, que integran las dos principales aproximaciones existentes en la especificación y prescripción de dosis absorbida, la basada en la extensión tumoral en el momento de la BT y la basada en la extensión tumoral en el diagnóstico:

- *CTV de alto riesgo* (CTV_{HR}), región con mayor riesgo de recidiva local por enfermedad macroscópica residual; incluye el tumor macroscópico en el momento de la BT, denominado GTV_B (*Gross Tumor Volume*), la totalidad del cérvix y la extensión patológica extra-cervical. La estrategia consiste en administrar una dosis absorbida análoga a la que se venía prescribiendo a puntos A, típicamente con EQD₂ entre 80 Gy y 90 Gy en la suma de RTE y BT.
- *CTV de riesgo intermedio*, basado en la extensión tumoral macroscópica en el diagnóstico, GTV_D, región con riesgo de recidiva local por enfermedad microscópica en el momento de la BT. La aproximación sería tratar este volumen a un nivel de dosis equivalente a la del volumen de referencia de 60 Gy (EQD₂ suma RTE y BT).
- *CTV de bajo riesgo*, región sospechosa de diseminación subclínica. Este volumen se define solamente para radioterapia externa.

De este modo, se tiene en cuenta la respuesta del tumor y el riesgo de recurrencia, permitiendo adaptar el tratamiento a sus cambios anatómicos en las diferentes etapas del mismo, haciendo posible una BT adaptada guiada por imagen.

En la segunda publicación,¹³ se proponen los parámetros dosis-volumen relevantes para la planificación basada en estudios 3D, con los que caracterizar las dosis absorbidas recibidas por los volúmenes blanco y órganos de riesgo. Cuando se prescribe una dosis absorbida a un volumen, se busca que englobe adecuadamente al volumen objetivo. Como indicadores del grado de cobertura, se proponen los parámetros D₁₀₀ y D₉₀, definidos como la dosis absorbida mínima del 100% y 90% del volumen de interés, respectivamente. En los OAR, las toxicidades encontradas típicamente en este tipo de tratamiento, se encuentran en las zonas próximas al implante, que corresponden a la región más expuesta de dichos órganos. Como indicadores de las dosis absorbidas en estas zonas, se recomiendan, la dosis absorbida mínima del volumen más irradiado de 0.1, 1 y 2 cm³, D_{0.1cm³}, D_{1cm³} y D_{2cm³} respectivamente. Opcionalmente también se pueden evaluar los 5 y 10 cm³, pero delimitando, en este caso, la pared del órgano en vez de su volumen completo. Estas recomendaciones indican que la validez predictiva de estos parámetros deberá ser confirmada con la acumulación de experiencia clínica, que posibilite la investigación de las relaciones dosis-efecto.

Como herramienta para combinar dosis absorbida de RTE y BT, se recomienda el uso de la dosis equivalente a 2 Gy por fracción (EQD₂), calculada mediante el modelo lineal cuadrático, con un alfa/beta de 10 Gy para tumor y 3 Gy para tejido sano, permitiendo también la comparación entre diferentes esquemas de tratamiento, tasas de dosis, etc.

La siguiente recomendación del grupo, Hellebust *et al*,¹⁸ está dedicada a aspectos prácticos a tener en cuenta en el establecimiento del Estado de Referencia Inicial (ERI) y la reconstrucción de los aplicadores en imágenes 3D, incidiendo en el uso de imágenes de RM.

En su última recomendación, Dimopoulos *et al*,³² se recogen diferentes aspectos técnicos y prácticos en la utilización de las imágenes de RM, como ya se ha tratado en la sección 3 de este informe.

Estas recomendaciones, han sido ampliamente aceptadas por la comunidad científica internacional, y han servido de marco conceptual en la progresiva transición de la BT tradicional basada en imágenes radiográficas a la BT guiada por estudios 3D y dirigida a volúmenes.

4.2. Recomendaciones de la ABS

En 2012, la ABS, publicó unas guías de consenso para el tratamiento braquiterápico del carcinoma de cérvix localmente avanzado.^{9,10} En ellas, se recogen recomendaciones que incluyen aspectos de la evaluación previa al tratamiento, destacando el papel de la exploración clínica y de las imágenes de RM. Se indica la importancia de una adecuada elección y colocación de los aplicadores, atendiendo a las características individuales de cada paciente. En la planificación del tratamiento, se incluyen recomendaciones, tanto para la basada en imágenes radiográficas planares y especificación de dosis absorbida a puntos A, como para la basada en estudios volumétricos, TC y/o RM, adoptando en este caso, las recomendaciones de definición de volúmenes y planificación de GEC-ESTRO.

Estas recomendaciones reconocen la superioridad de la imagen por RM para la correcta definición de volúmenes. También realzan las ventajas de una planificación mediante estudios volumétricos, en la que es posible asegurar una adecuada cobertura de los CTV, así como una dosimetría en los OAR más realista, que proporcione una mejor estimación del riesgo de toxicidad en su correlación con la dosis absorbida. La dosis absorbida recomendada para el CTV_{HR} es de 80-90 Gy (D₉₀ EQD₂), y los límites de dosis absorbida para los órganos de riesgo son, D_{2cm³} de recto y sigma entre 70-75 Gy (EQD₂) y D_{2cm³} de vejiga de 90 Gy (EQD₂).

En la planificación del tratamiento, se recomienda que el proceso de optimización se realice con precaución, observando los cambios tanto en la distribución de dosis absorbida como en los parámetros dosimétricos. En el caso de aplicadores que combinen componentes IC/IS, se recomienda, que no más de un 10-20% del tiempo de tratamiento sea administrado por la componente intersticial. Esto se deriva de la experiencia con el aplicador Viena, aunque en la actualidad no es condicionante en diversos centros.

Finalmente, se recomiendan los datos que habría que incluir en el informe del tratamiento.

4.3. Informe ICRU 89: Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en Braquiterapia de Cáncer de Cérnix

Este importante informe publicado en junio de 2016,¹⁹ ha sido elaborado por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU), en colaboración con GEC-ESTRO. En este informe ICRU/GEC-ESTRO, se incluye una profunda revisión del estado actual de la BT en el cáncer de cérnix y se establecen recomendaciones que tratan de integrar las dos aproximaciones existentes en la planificación del tratamiento, la basada en estudios volumétricos, y la basada en radiografías planares, facilitando un intercambio de información entre ambas.

Se focaliza en la idea de BT adaptada a la evolución de los volúmenes a lo largo del tratamiento, IGABT. Los conceptos y terminología recomendados para la delimitación de volúmenes se basan en el modelo establecido por GEC-ESTRO. Se incorporan recomendaciones de informes ICRU anteriores,⁴⁴ como el subdividir los volúmenes blanco en tumor primario (-T), adenopatías (-N) y metástasis (-M). También se indica la recomendación de especificar los métodos usados en su definición, (Ej.1, GTV de tumor primario establecido por exploración clínica e imágenes de RM: $GTV-T_{Clin+RM}$. Ej.2 GTV de tumor primario establecido en imágenes de TC con información de exploración clínica y RM: $GTV-T_{Clin/RM: TC}$).

Se definen los siguientes volúmenes blancos:

- *GTV-T inicial ($GTV-T_{inic}$)*. Extensión tumoral macroscópica antes del comienzo de los tratamientos.
- *GTV-T residual ($GTV-T_{res}$)*. Extensión tumoral macroscópica en el momento de la BT, tras quimio-RTE.
- *CTV-T adaptativo ($CTV-T_{adapt}$)*. Puede definirse después de cualquier fase de tratamiento, incluye el $GTV-T_{res}$ y las áreas de tejido patológico residual.
- *CTV-T de alto riesgo ($CTV-T_{HR}$)*. Sería el $CTV-T_{adapt}$ en el momento de la BT, incluye al $GTV-T_{res}$, la totalidad del cérnix y tejido patológico adyacente. En este informe lo referiremos como CTV_{HR} .
- *CTV-T de riesgo intermedio ($CTV-T_{IR}$)*. Volumen que rodea al $CTV-T_{HR}$ de acuerdo a las dimensiones y topografía del $GTV-T_{inic}$ superpuesto en el momento de la BT; incluirá un margen mínimo alrededor del $CTV-T_{HR}$. En este informe lo referiremos como CTV_{IR} .

- *CTV-T de bajo riesgo ($CTV-T_{LR}$)*. Región sospechosa de diseminación subclínica, se define para RTE.

En este documento ICRU, se reconoce a la RM como la modalidad de imagen óptima para la correcta delimitación de los volúmenes blanco.

Asimismo, se discute sobre la posibilidad de utilizar el concepto de PTV (*Planning Target Volume*), es decir, contemplar unos márgenes que tengan en cuenta las incertidumbres geométricas presentes en la definición de volúmenes, reconstrucción, posicionamiento de la fuente, etc., que ocurren fundamentalmente en la dirección longitudinal al implante. Considerar márgenes en esta dirección supondría activar más posiciones de parada en la SIU, presentando un impacto limitado en la dosis absorbida del resto de volúmenes; sin embargo, aplicar márgenes en la dirección perpendicular supondría un aumento muy significativo de la dosis absorbida global. La recomendación del informe es que se pueden contemplar estos márgenes en la dirección longitudinal a la SIU, bien estableciendo un PTV, o considerando cierto margen en la distribución de dosis absorbida.

En el capítulo dedicado a radiobiología, se indican las limitaciones del modelo lineal cuadrático, pero se fomenta el uso del concepto EQD₂ como la mejor opción actual para la planificación del tratamiento y notificación de la dosis absorbida global.

Para combinar la dosis absorbida de RTE y de BT, se asume que la dosis absorbida prescrita en RTE es recibida de una manera homogénea por los CTV y las regiones adyacentes de los OAR. En BT, se asume que la localización de los volúmenes de dosis absorbida altas en los OR, $D_{0.1cm^3}$ y D_{2cm^3} , es la misma durante las diferentes fracciones (aproximación de puntos calientes estáticos). Se abandona el término de peor escenario posible (*worst case assumption*), ya que, durante la administración del tratamiento, los OAR pueden estar más próximos al aplicador que en la planificación y presentar una dosimetría más desfavorable.

Los parámetros dosis-volumen recomendados para especificar y evaluar la dosis absorbida en el CTV_{HR} o en el CTV_{IR} , son las dosis absorbidas mínimas en el 98%, 90% y 50 % de su volumen, D_{98} , D_{90} y D_{50} , respectivamente. D_{98} y D_{90} nos indican el grado de cobertura de los CTV, y el D_{50} evalúa los volúmenes de dosis absorbidas altas dentro de los CTV. Para el GTV_{res} se recomienda el D_{98} como dosis absorbida próxima a la mínima. Respecto a GEC-ESTRO, se sustituye la dosis absorbida mínima D_{100} por la dosis absorbida próxima a la mínima D_{98} , que es un indicador más robusto frente a las incertidumbres en el cálculo de los HDV y en la delimitación de los contornos.

Se sigue recomendando recoger e informar las dosis absorbidas en los puntos A. Su definición es en relación

al aplicador: se parte de la línea que une el centro de los ovoides o las posiciones de parada más laterales del anillo vaginal, desde la intersección de esta línea con la SIU, desplazar en dirección craneal el radio de los ovoides o hasta la superficie del anillo, a partir de ahí, 2 cm craneal a lo largo de la SIU y 2 cm lateral a ambos lados en dirección perpendicular a la anterior. En el caso de SIU y cilindro o molde vaginal, partimos de la intersección craneal del aplicador vaginal con la SIU, desde este punto, 2 cm craneal a lo largo de la SIU y 2 cm lateral a ambos lados en dirección perpendicular a la anterior.

Se analizan las diferentes morbilidades que pueden presentar los OAR (recto, vejiga, sigma e intestino) que podrían influir en la planificación. Para la evaluación de los parámetros dosimétricos recomendados, $D_{2\text{cm}^3}$ y $D_{0.1\text{cm}^3}$, basta con delimitar su contorno exterior, considerándose una buena aproximación de la dosis absorbida de la pared del órgano. Si se valoran volúmenes mayores, habría que delimitar exclusivamente la pared del órgano, que es una tarea más compleja, requiere más tiempo y puede presentar mayores incertidumbres.

Los parámetros dosimétricos basados en los histogramas dosis-volumen, $D_{2\text{cm}^3}$ y $D_{0.1\text{cm}^3}$, pierden la infor-

mación de su localización espacial, no siendo posible establecer relación entre la dosis absorbida en ciertos subvolúmenes de un órgano y determinados efectos,^{45,46} por ello sigue siendo importante el mantener los puntos de referencia en los informes, ya que nos dan cierta información espacial: puntos de referencia vesical (relacionado con la dosis en la zona de cuello de vejiga), recto-vaginal (antiguo punto rectal ICRU) y puntos vaginales.

La vagina juega un papel ambivalente, siendo parte del volumen de tratamiento en su zona superior y órgano de riesgo en los tercios medio e inferior, encontrando niveles de dosis absorbidas muy diferentes a lo largo de ella.

Para evaluar e informar la dosis absorbida vaginal en sus diferentes zonas se proponen unos puntos de referencia, descritos en la Fig.2.

Como indicador de las dosis absorbidas altas que se presentan a nivel de las fuentes vaginales en el tercio superior, se propone el ya mencionado punto recto-vaginal y los puntos laterales a 0 y 5 mm de la superficie de los aplicadores vaginales, (ovoides o anillo).

Como indicador de las dosis absorbidas en la región media e inferior, se proponen puntos a lo largo del eje cráneo-caudal de la vagina a nivel del borde postero-

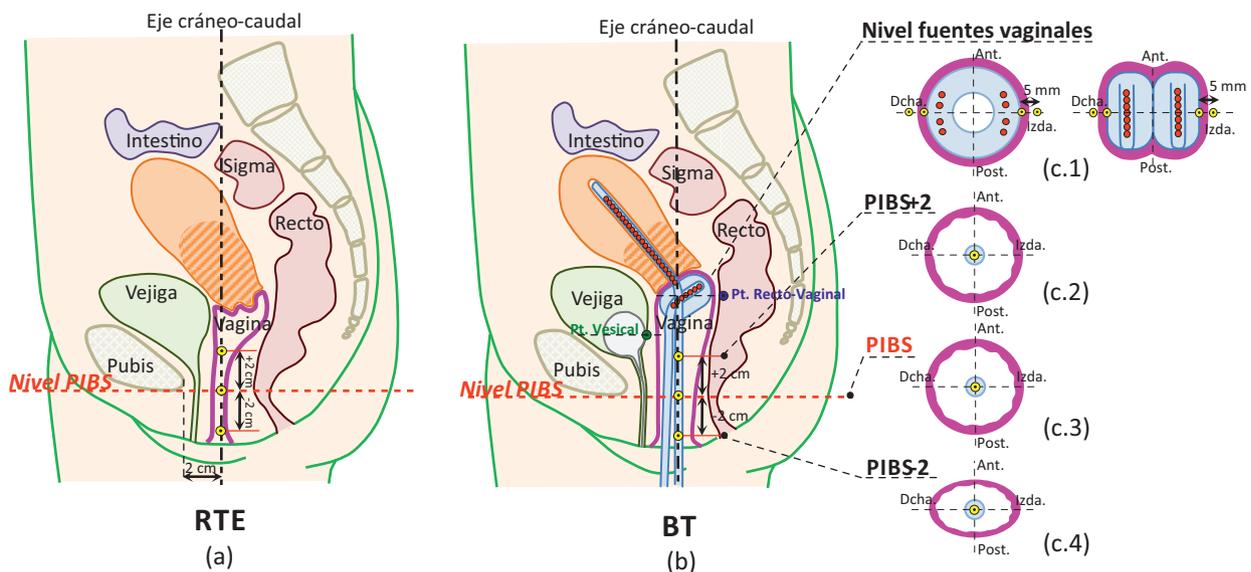


Fig. 2. Esquema con la localización de los puntos de referencia. (a) Vista sagital en la RTE, se definen tres puntos vaginales a lo largo del eje central de la vagina en la dirección cráneo-caudal, el punto PIBS, 2 cm posterior al borde postero-inferior de la sínfisis del pubis, PIBS+2 y PIBS-2, localizados 2 cm craneal y caudal respectivamente (en amarillo). (b) Vista sagital en la BT, punto de referencia vesical (en verde) se toma en la superficie posterior del balón sobre una línea antero-posterior desde el centro del mismo, punto recto-vaginal (en azul) a partir de una línea en sentido antero-posterior desde la mitad de las fuentes vaginales a 5 mm de la pared posterior de vagina. El punto PIBS se define donde la línea antero-posterior, a nivel del borde postero-inferior del pubis, se cruza con la SIU del aplicador, PIBS+2 y PIBS-2, 2 cm craneal y caudal respectivamente (en amarillo). (c.1) Representación paratransversal a nivel de las fuentes vaginales, puntos de dosis laterales a 0 y 5 mm de la superficie del aplicador, anillo y ovoides. (c.2), (c.3) y (c.4) vistas transversales a nivel de PIBS+2, PIBS y PIBS-2 respectivamente.

inferior de la sínfisis del pubis y a ± 2 cm, puntos PIBS y PIBS ± 2 cm.⁴⁷ Estos puntos se definen en RTE y en BT, tanto para la planificación 2D como la 3D. Pueden presentar valores de dosis absorbidas muy diferentes entre pacientes, siendo función de su anatomía particular, dependiendo fundamentalmente de la longitud vaginal. Se consideran que proporcionan una representación adecuada de las dosis absorbidas a lo largo del eje vaginal.^{48,49}

Se indica que los parámetros dosis-volumen recomendados para evaluar e informar, pueden ir evolucionando en el tiempo, a medida que aparezcan nuevas evidencias clínicas de dosis-efecto.

Como en otros informes ICRU, se establecen tres niveles de compleción y complejidad en la elaboración de informes para cada una de las aproximaciones a la planificación, la volumétrica y la basada en radiografías, niveles que veremos con más detalle en la sección 5.

4.4. Estudios EMBRACE, RetroEMBRACE y EMBRACE II

En 2008, el grupo de trabajo GYN GEC-ESTRO inició el estudio EMBRACE,¹⁴ “**Int**ernational Study on **M**RI-Based **BR**Achytherapy in **CE**rviceal Cancer”, con el objetivo de evaluar la implementación y validación de la BT guiada por RM mediante un estudio internacional y multicéntrico que reclutara un número importante de pacientes, que finalmente ha sido 1412 entre los años 2008 y 2015, de 27 centros participantes.

Paralelamente, RetroEMBRACE,⁵⁰ recoge datos retrospectivos, actualmente 796 pacientes de 12 centros, tratados antes del inicio del estudio EMBRACE. Los valores de dosis absorbidas publicados son:⁵¹ D_{90} del CTV_{HR} de 87 ± 15 Gy (media \pm desviación estándar en EQD₂), en los OAR, D_{2cm^3} : vejiga 81 ± 22 Gy, recto 64 ± 9 Gy, sigma 66 ± 10 Gy e intestino 64 ± 9 Gy (todos en EQD₂), consiguiendo una notable mejora en control local de la enfermedad, respecto series históricas basadas en planificación 2D.

En ambos estudios se exige que, tanto la definición de volúmenes, como la elaboración de informes, se realicen siguiendo las recomendaciones GEC-ESTRO. La planificación del tratamiento, se realizará con imágenes de RM con el aplicador *in situ*, al menos, en el primer implante.

En el momento del diseño del estudio EMBRACE, la evidencia de las relaciones dosis-efecto era limitada a la experiencia de unos pocos centros y no se consideró justificado el establecer unos objetivos de dosis absorbida para los volúmenes blanco, o restricciones para los órganos de riesgo. La prescripción se dejó a la tradición de cada centro, encontrando diferencias en el nivel de dosis absorbida prescrita, el fraccionamiento y la tasa de dosis absorbida administrada. A modo de orientación, se proporcionaron valores basados en la

experiencia clínica de centros participantes en el diseño del estudio (Universidad de Viena, Instituto Gustave-Roussy de Paris, Universidad de Lovaina): D_{90} entre 75-96 Gy (EQD₂) para el CTV_{HR} , 60-75 Gy (EQD₂) para el CTV_{IR} , y como límites de dosis absorbida para los órganos de riesgo, D_{2cm^3} entre 70-75 Gy (EQD₂) para recto y sigma y 90 Gy (EQD₂) para vejiga.

Esta heterogeneidad en la dosis absorbida administrada, junto con la homogeneidad exigida en la recogida de datos y el gran número de pacientes incluidas en los estudios ha supuesto una oportunidad única de establecer relaciones dosis-efectos, con un alto valor estadístico. Uno de los principales hallazgos,⁵² ha sido la relación significativa entre el control local con la dosis absorbida, el volumen tumoral y el tiempo total de tratamiento. Se encuentra relación no sólo con la dosis absorbida del CTV_{HR} (D_{90}), sino también con la del GTV_{res} (D_{98}) y del CTV_{IR} (D_{98}). Una dosis absorbida en el CTV_{HR} de 85 Gy (D_{90} en EQD₂) administradas en 7 semanas, proporciona un control local a tres años de $> 94\%$ en CTV_{HR} de volumen pequeño (20 cm^3), $> 93\%$ en los de volumen intermedio (30 cm^3) y $> 86\%$ en los de volumen grande (70 cm^3). Una dosis absorbida en el CTV_{IR} y el GTV_{res} de 60 Gy y 95 Gy ($D_{98\%}$, EQD₂) respectivamente, proporcionan un control local similar. Para compensar un aumento en el tiempo total de tratamiento de una semana, se necesitaría una dosis absorbida adicional de unos 5 Gy (en el EQD₂ del D_{90} del CTV_{HR}). Un incremento del volumen del CTV_{HR} de 10 cm^3 requiere una dosis absorbida adicional de unos 5 Gy (EQD₂) para conseguir un control equivalente.

Respecto a los órganos de riesgo, se ha encontrado correlación entre la probabilidad de morbilidad rectal con D_{2cm^3} , $D_{0.1cm^3}$ y la dosis absorbida en el punto ICRU rectal.⁵³ Otra conclusión es que la toxicidad se puede controlar manteniendo D_{2cm^3} por debajo de 65 Gy, mientras que valores superiores a 75 Gy se asocian con una mayor probabilidad y gravedad de la morbilidad rectal.

En vejiga, se ha encontrado relación tanto con la dosis absorbida como con su localización espacial.^{45,46} Dosis absorbidas altas en la zona del cuello vesical están relacionadas con mayor probabilidad de problemas urinarios.

La dosis absorbida en el punto rectal, que en informe ICRU pasa a llamarse punto recto-vaginal, presenta una clara correlación con la toxicidad vaginal.⁵⁴

Con las evidencias encontradas en los estudios EMBRACE y retroEMBRACE, junto con resultados publicados por otros autores, se han establecido los objetivos del estudio EMBRACEII,⁵⁵ “*Image guided intensity modulated External beam radiochemotherapy and MRI based BRACHYtherapy in locally advanced CErvical cancer*”, puesto en marcha en 2016.

Se han identificado posibilidades de mejora de resultados respecto a los estudios previos, tanto en la

administración de la RTE como de la BT, estableciéndose unos protocolos bien definidos tanto en la técnica de administración de los tratamientos como en la prescripción de dosis absorbida.

Para RTE se establece una dosis absorbida de 45 Gy en 25 fracciones, administrada con técnicas de intensidad modulada (IMRT, VMAT, Tomoterapia) e imagen guiada diaria, que permita la reducción, tanto de dosis absorbidas altas como intermedias en los órganos de riesgo con el objetivo de reducir la toxicidad del tratamiento, fundamentalmente la gastrointestinal.

Se establecen tres niveles de irradiación ganglionar en función del riesgo individual de cada paciente, con el objetivo de mejorar la probabilidad de control de recidiva ganglionar respecto a la encontrada en EMBRACE.⁵⁶

En BT se define una ventana de dosis absorbida suficiente para conseguir un control local adecuado, un D_{90} del CTV_{HR} entre 85-95 Gy (EQD₂), que respecto a los estudios previos supondría una escalada de dosis absorbida en los CTV_{HR} de volumen superior a unos 30 cm³. Esto implica el consecuente aumento de la probabilidad de control local, y una disminución de dosis absorbida en los CTV_{HR} de volumen inferior a 30 cm³, que supondría una menor probabilidad de toxicidad en los órganos de riesgo, manteniendo un control local equivalente.

Para alcanzar estos objetivos de dosis absorbida, se considera que los aplicadores con componente IC/IS son una herramienta fundamental, su porcentaje de uso debería aumentar en el estudio. Datos de RetroEMBRACE⁵⁷ muestran una ganancia de dosis absorbida en el D_{90} del CTV_{HR} , de 9 Gy (EQD₂) en centros que usan sistemáticamente aplicadores IC/IS, fren-

te a centros que solo utilizan aplicadores intracavitarios. Esta diferencia de dosis absorbida supone, en pacientes con un CTV_{HR} de volumen superior a 30 cm³, un aumento de la probabilidad de control local a tres años de un 10%, sin diferencia significativa de la toxicidad.

Se propone también una disminución de la carga vaginal del implante, siendo el punto recto-vaginal un buen indicador de riesgo de complicaciones.^{54,58}

EMBRACE II es un estudio con protocolo de dosis absorbida bien definido, ver tabla 3, que pretende consolidar las evidencias y las posibilidades de mejora clínica encontradas en EMBRACE y retroEMBRACE. Se indican unos límites de dosis absorbida, como restricciones de mayor prioridad, *hard constraints*, y unos objetivos de dosis absorbida de menor prioridad, *soft constraints*, que supondrían una dosimetría óptima.

La prescripción define el conjunto final de valores aceptados en la planificación, que pueden ser diferentes a los objetivos iniciales de dosis absorbida, y resultan del compromiso entre la dosis absorbida a los volúmenes blanco y a los órganos de riesgo.

El objetivo de dosis absorbida en el punto A, debe entenderse como una medida de seguridad para garantizar un nivel mínimo de dosis absorbida en el caso de volúmenes blanco muy pequeños. En el caso de implantes IC/IS puede quedar perturbado por la componente intersticial homolateral, no siendo necesaria su evaluación ni inclusión en el informe.

Con el propósito de reducir la toxicidad vaginal encontrada en estudios previos,⁵⁸ se propone una reducción de dosis absorbida en vagina, estableciendo unos objetivos (tabla 4) a considerar siempre que no comprometan la cobertura de los volúmenes blanco. Esta estrategia supondrá una disminución de los

Tabla 3. Objetivos de dosis y límites de prescripción para la planificación del tratamiento en EMBRACE II. EQD2 incluye 45 Gy/25 fracciones de RTE.

Volúmenes Blanco	$D_{90\%} CTV_{HR}$ EQD2₁₀	$D_{98\%} CTV_{HR}$ EQD2₁₀	$D_{98\%} GTV_{res}$ EQD2₁₀	$D_{98\%} CTV_{IR}$ EQD2₁₀	Punto A EQD2₁₀
Objetivo de Dosis Absorbida	> 90 Gy < 95 Gy	> 75 Gy	> 95 Gy	> 60 Gy	> 65 Gy
Límite de Dosis Absorbida Prescrita	> 85 Gy		> 90 Gy		
Órganos de Riesgo	D_{2cm^3} Vejiga EQD2₃	D_{2cm^3} Recto EQD2₃	Punto recto-vaginal EQD2₃	D_{2cm^3} Sigma EQD2₃	D_{2cm^3} Intestino EQD2₃
Objetivo de Dosis Absorbida	< 80 Gy	< 65 Gy	< 65 Gy	< 70 Gy*	< 70 Gy*
Límite de Dosis Absorbida Prescrita	< 90 Gy	< 75 Gy	< 75 Gy	< 75 Gy*	< 75 Gy*

*Para sigma e intestino, estas restricciones son válidas en el caso de asas intestinales no móviles, lo que da como resultado que el volumen más expuesto se encuentre en una zona similar del órgano.

Tabla 4. Objetivos de dosis en vagina, EMBRACE II. EQD2 incluye 45 Gy/25 fracciones de RTE.

	Objetivo	Prioridad
Dosis en el punto ICRU recto vaginal	< 65 Gy EQD ₂ (RTE+BT)	Principal
Razón entre TRAK vaginal y total	< 30-40%	Secundaria
Punto de dosis vaginal a 5 mm	< 85 Gy EQD ₂ (RTE+BT)	Secundaria
Inspección visual de la isodosis del 140%	Preferentemente dentro del aplicador, extendiéndose lo menos posible a vagina.	Secundaria
PIBS-2 cm	En caso de no afectación vaginal: D _{PIBS-2 cm} < 5 Gy	Secundaria

tiempos en ovoide/anillo y aumento en los de la SIU y agujas, según se indica en Mohamed *et al.*⁵⁸ En consecuencia, se puede reducir la carga vaginal a < 40% de la carga total en la mayoría de pacientes. Indican que se puede perder la típica forma de pera de las isodosis, pero mientras los CTV mantengan las dosis absorbidas adecuadas, esto sería aceptable. Consideran aceptable el mantener una dosis absorbida en superficie de mucosa vaginal no superior al 140% de la dosis absorbida de prescripción (que en el fraccionamiento típico de 25 × 1.8 Gy/fr de externa y 4 × 7 Gy/fr de BT correspondería a 85 Gy EQD2). Para conseguirlo en las 50 pacientes del artículo, el promedio de la razón de TRAK (kerma total de referencia en aire) vaginal entre el TRAK total del implante, resultó un 33%, frente al 51% resultante en la carga tradicional.

5. Procedimiento de planificación

En esta sección se incluyen los diferentes aspectos del procedimiento de planificación, estos son contorno de CTV-OAR, reconstrucción de los aplicadores, activación de las posiciones de parada de la fuente HDR, optimización de los tiempos de parada, normalización y prescripción de la dosis absorbida e informe del implante.

5.1. Contorneo de volúmenes

El procedimiento de contorneo lo realiza el ORT y es uno de los aspectos más críticos de esta modalidad, al igual que en general en toda la Radioterapia. Habitualmente el ORT consulta al especialista de RM para fijar la extensión tumoral restante en cada una de las aplicaciones de BT. De ahí el condicionamiento de los parámetros de adquisición de la RM como se ha comentado en la sección 3.

A continuación, detallaremos los pasos seguidos en el procedimiento de contorneo basados en las recomendaciones GEC-ESTRO^{12,13} y protocolos EMBRACE,^{14,55}

describiendo la adaptación práctica en los centros de este grupo de trabajo.

Los planos para definir las estructuras son habitualmente los axiales, siendo los recomendados los para-axiales, es decir, los perpendiculares al plano medio del útero, que es a lo que debe tenderse, ya que su adopción es técnicamente posible y sencilla en la mayoría de RM y SP existentes en los hospitales.

En primer lugar, se contornea el GTV_{res} que determina la respuesta a la quimio-RTE; naturalmente, éste no existirá en caso de respuesta completa. Este volumen se define teniendo en cuenta las conclusiones del radiólogo especialista en RM sobre todo en las denominadas “zonas grises” o volúmenes de posible expansión o persistencia tumoral, tejido patológico, así como de la exploración clínica.

A continuación, se suele contornear el CERVIX; para esto es importante el uso de cortes paraaxiales, ya que en planos transversales puros no se define bien su límite en el útero. De la unión del CERVIX y GTV_{res} se obtiene el CTV_{HR}.

Los órganos de riesgo se contornean con especial atención a que estén incluidos en su totalidad, es decir, sus contornos externos, por los motivos ya comentados en 4.3. Así, se contornean la VEJIGA, RECTO, SIGMA e INTESTINO.

Al CTV_{HR} se le aplican unos márgenes. Lo habitual es que éstos sean asimétricos; 10 mm lateral, 5 mm anteroposterior (en dirección vejiga-recto), 10-15 mm craneal y 10 mm caudal. La extensión anteroposterior se suele condicionar a que no se acerque en más de 1-2 mm a VEJIGA, RECTO, SIGMA e INTESTINO (lógicamente siempre que no haya infiltración de ese OAR), aunque en algunos centros no se realiza este condicionamiento de la extensión.

Las recomendaciones GEC-ESTRO indican que debe considerarse el tumor antes de la RTE, GTV_{pre-RT} (GTV_{inic} según ICRU 89) que se toma de la RM, y trasladarse a la imagen de RM con el aplicador de BT. En este procedimiento, las dificultades son lógicas: el útero está completamente deformado por la lesión

y no alineado en un eje como en el caso de la BT debido a la rigidez del aplicador. La realidad es que su aplicación es aproximada y es por lo que justifican el tomar el margen a activar que incluya todo el útero en determinados centros. Existen algunas aplicaciones de registro deformable que permiten esta fusión, incluso la combinación de las distribuciones de dosis absorbida de BT y RTE,⁵⁹ aunque sus potenciales incertidumbres son notables y condicionan su uso, debiendo extremar las precauciones.

De la unión del margen realizado sobre el CTV_{HR} y de GTV_{pre-RT} se obtiene el CTV_{IR} .

La RM y su correspondiente planificación se realiza en cada implante de BT, siendo esto imperativo en el caso de componente intersticial. En la situación típica de dos aplicaciones y dos fracciones por aplicación, este contorno se realizaría en la RM de cada aplicación y por tanto recoge la potencial regresión tumoral de la primera aplicación en el GTV_{res} de la segunda, permitiendo una RT guiada-adaptada con la consiguiente optimización en preservación de los órganos sanos.

En el caso de estadios avanzados, en los que la lesión afecta extensivamente a los parametrios, estas recomendaciones de GEC-ESTRO se adaptan de forma menos reglada. Por ejemplo, en el trabajo de Rodríguez *et al*⁶⁰ con el aplicador Benidorm, como volumen de tratamiento solo se considera un único CTV resultante de la unión de GTV_{res} , CTV_{HR} y CTV_{IR} .

5.2. Reconstrucción de los aplicadores

Para el cálculo de la dosis absorbida en las estructuras anatómicas se requiere que la geometría del aplicador y las posiciones de la fuente sean reproducidas en el SP del tratamiento mediante un proceso denominado “reconstrucción del aplicador”.¹⁹

Uno de los proyectos del grupo de trabajo GYN GEC-ESTRO, el denominado “Reconstrucción del aplicador”, tenía un doble objetivo; por una parte, describir los métodos prácticos para la reconstrucción del aplicador (incluido el ERI) e identificar los puntos cruciales en el proceso de reconstrucción, y por otra, evaluar las incertidumbres relacionadas con las imprecisiones geométricas.¹⁸

El proceso de reconstrucción se puede dividir en dos etapas: la caracterización de la geometría del aplicador incluyendo la trayectoria de la fuente en su interior, y la fusión del aplicador con la anatomía de la paciente. Ambos pasos son igualmente importantes, ya que una reconstrucción correcta de un aplicador colocado incorrectamente en un estudio clínico conduce a un cálculo incorrecto de la distribución dosimétrica.

Para establecer la primera etapa –caracterización de la geometría del aplicador incluyendo trayectoria de la fuente– se requiere un estudio del aplicador incluido

en el ERI del mismo, como veremos en la sección 8, quedando establecidas las posiciones de la fuente en relación a los puntos de referencia interiores o a la superficie exterior del aplicador.

La segunda etapa es el proceso en el que el aplicador y la trayectoria de la fuente se definen en las imágenes individuales de la paciente en el momento de la braquiterapia. Esto puede hacerse por digitalización directa sobre las imágenes adquiridas con el aplicador *in situ*, o mediante la importación de un archivo de librería (LIB) con la geometría del aplicador.⁶¹

La LIB se define para el caso de aplicadores de geometría fija tales como ovoides, anillos y cilindros. Su colocación se establece mediante un conjunto de puntos de referencia, permitiendo la rotación y traslación hasta el encaje óptimo con su imagen. En el caso de una aplicación formada por un conjunto de componentes rígidos, cada parte se debe importar por separado, ya que existe el riesgo de que la posición de los mismos podría cambiar dentro de la paciente en el momento del implante.

Lógicamente, la digitalización directa se puede usar cuando las trayectorias de la fuente o los mRM son visibles en las imágenes; se reconstruye digitalizando la trayectoria de la fuente directamente en las imágenes adquiridas. Se identifica la primera posición de la fuente, ya sea especificando esta posición con respecto a una referencia en el aplicador (por ejemplo, la punta del aplicador), o identificando la primera posición del mRM.

Para minimizar la incertidumbre debida al espesor de corte, cuando se utilizan imágenes transversales (o paratransversales) conviene apoyarse en imágenes longitudinales, sagitales o coronales. Esta incertidumbre se reduce en técnicas de adquisición 3D, o en espesores de corte pequeños. Es de notable ayuda el uso de LIB ya que permite tener en cuenta toda la señal del aplicador. Cuando se digitaliza un aplicador curvado en varias imágenes debe tenerse especial precaución en que la trayectoria resulte dentada, debido al zigzagado previamente comentado, y de ahí una posible longitud errónea.

Las imágenes que podemos disponer para la reconstrucción pueden ser: TC, RM en varias modalidades y combinaciones de ambas. Dependiendo del tipo de imagen procederemos de un modo distinto para la reconstrucción.

Con imágenes de TC es posible visualizar el interior del aplicador, bien insertando marcadores radiopacos o bien modificando el nivel de grises de forma que podamos ver claramente el final del aplicador.

Las cadenas de marcadores tienen diferente flexibilidad que el cable de fuente, en determinadas situaciones pueden no definir correctamente su trayectoria real; especialmente en aplicadores curvos (aplicador

de anillo), se han observado discrepancias de 2 mm a 3 mm,^{18,61} como comentaremos en la sección 9.

La reconstrucción de los aplicadores con RM presenta más retos que la TC. Con las imágenes de RM no se visualiza el interior del aplicador, los marcadores convencionales utilizados para rayos X no son compatibles con la RM y no nos pueden proporcionar una visualización de la trayectoria de la fuente.

Dentro de los aplicadores compatibles con RM descritos en la sección 2 distinguiremos fundamentalmente las componentes intracavitarias (sondas intrauterinas, ovoides y anillo) e intersticiales y, dentro de ellas, si son de material plástico o de titanio.

La componente intracavitaria plástica, como se ha comentado en la sección 3, aparece como un área negra en las imágenes de RM representando las dimensiones físicas del aplicador y no el camino de la fuente. Para permitir su reconstrucción, se han desarrollado diversos mRM para RM T2W, por ejemplo, catéteres que contienen una solución de CuSO_4 ,³⁶ o agua salina,³⁸ glicerina⁶² o gel de ultrasonidos,⁶³ de modo que se pueden insertar en los canales de los aplicadores plásticos proporcionando visibilidad de la trayectoria de la fuente. Estos catéteres marcadores llenos de líquido pueden cambiar sus características a lo largo del tiempo, dando lugar a la necesidad de controles de constancia a intervalos regulares, sobre todo en lo que se refiere a la entrada de burbujas de aire. Algunos aplicadores tienen un diámetro de entrada estrecho que limita el volumen del fluido y la señal con estos marcadores es demasiado débil quedando notablemente afectada su funcionalidad.³⁸ En los casos en los que es factible la reconstrucción mediante estos catéteres rellenos de fluido, puede hacerse coincidir el límite profundo de llenado con la posición más distal de la fuente; por ejemplo, en el caso de Elekta, los tubos rellenos de fluido ajustan en la entrada de sonda y ovoides quedando el borde profundo del líquido exactamente a 1500 mm que es la distancia fuente-indexador utilizada. En general, para la reconstrucción se debe utilizar el conocimiento del aplicador y la geometría de la trayectoria de la fuente obtenida durante el ERI, y tomando valores de referencia previamente establecidos entre el límite visual del mRM y la primera posición activa. Pueden utilizarse estructuras de referencia como por ejemplo cavidades llenas de fluido, siempre y cuando se conozca la posición relacionada con las posiciones de parada.¹⁸

La componente intersticial plástica, dado su pequeño diámetro, no permite en la práctica el uso de mRM previamente comentados, lo que complica notablemente el procedimiento de reconstrucción exclusivo con RM T2W. Estos vectores aparecen como surcos negros en los que puede obtenerse la trayectoria, pero no su posición más distal. Un método utilizado para el caso del aplicador Utrecht aprovecha la profundidad

de inserción de cada vector (valor conocido mediante una regla graduada en el dispositivo de inserción).⁶⁴ Una vez establecido el plano que contiene a un vector se coloca una herramienta de medida de distancias de longitud igual a la profundidad documentada permitiendo así la definición de la posición distal.

Como se ha comentado en la sección 3, los aplicadores de titanio producen una imagen ennegrecida debido a susceptibilidad magnética,^{33,36} que, en el caso de la componente intersticial, debido a su terminación puntiaguda, se acompaña de un artefacto en forma de elipsoide en la punta. Algunos autores utilizan secuencias adicionales en T1W para mejorar la visualización^{35,36} aunque por los motivos ya apuntados lo ideal es resolver exclusivamente con T2W. Estos trabajos correlacionan el centro del artefacto elipsoide con la punta de la aguja de titanio y de ahí con la primera posición activa a reconstruir. En la práctica a veces este artefacto en elipse se confunde con los grises de la propia imagen, y para resolverlo existen procedimientos basados en cálculos geométricos como el desarrollado por Richart *et al*³⁷ para el aplicador Benidorm, pero extensible a otros aplicadores similares. El método consiste en el uso del *free length* (esto es la longitud de las agujas de titanio que sobresalen al plano exterior) y la posición del plano central del aplicador, obteniendo el extremo distal de cada aguja. El plano de referencia se obtiene con la inclusión de tres pequeñas pastillas de vitamina A (hiperintensas en imágenes de RM tanto en T1W como en T2W) comprimidas por ambas placas del aplicador. En cada aguja, de longitud conocida y fija, se seleccionan dos puntos (en planos donde se tenga un buen contraste) y así se define una recta. A partir de esta recta y de las ecuaciones del plano, se puede obtener la intersección. Conociendo el *free length* se obtienen las coordenadas de la punta de cada aguja.

GEC-ESTRO publicó recomendaciones para el establecimiento del ERI y procedimientos de reconstrucción en braquiterapia de cérnix,¹⁸ recogiendo en su suplemento soluciones prácticas adoptadas que están estrechamente relacionadas con las posibilidades del SP, la modalidad de imagen disponible y el tipo de aplicador utilizado. Se enfatiza que cada servicio tiene que caracterizar sus aplicadores como parte de su propio procedimiento de ERI del aplicador. Cabe destacar a modo de detalle del suplemento, del cual recomendamos su lectura, la problemática en la reconstrucción tanto del anillo/SIU de plástico como el de titanio (este añade el extra de artefactos en las imágenes de RM debido a la susceptibilidad del material alrededor del aplicador) recomendando ser caracterizados individualmente por los usuarios. Esto es debido a las diferencias de anillo a anillo, a los cambios que pueden experimentar a lo largo del tiempo y a que, debido a la holgura del cable de la fuente en el anillo, ésta no se posiciona de acuerdo con el marcador visible. Estas recomendaciones

concluyen con la conveniencia de reconstruir mediante librerías (LIB) con lo que la eficiencia e incertidumbre del procedimiento se mejoran notablemente.

Las versiones más actuales de los SP incluyen LIB de los aplicadores; mediante esta utilidad en la reconstrucción se coloca de una vez el aplicador virtual permitiendo sus rotaciones y traslaciones para ajustarlo al volumen negro en las imágenes de RM de la paciente. Este procedimiento es rápido, sencillo y menos propenso a errores e incertidumbres de reconstrucción, minimizándose incluso la limitación del espesor de corte cuando sea el caso. Aun así, en la práctica, se presentan dificultades debido al difuminado de la señal de RM. Una notable mejora se ha propuesto en el trabajo Otal *et al*⁶⁵ desarrollando un sistema de accesorios mediante una impresora 3D que permiten acoplarse al aplicador, accesorios que pueden contener marcadores en RM como por ejemplo bolas de vitamina A, visibles en RM T2W y conocida con precisión su ubicación ya que han diseñado los soportes para ellas de acuerdo a un modelo 3D del aplicador. De este modo, se puede reconstruir el aplicador con mayor precisión y no sólo guiándonos por el “huevo negro” que se aprecia en la RM. Los autores han desarrollado este método para el aplicador rígido tipo SIU más anillo con componente intersticial pero el método es extensible a cualquier aplicador rígido y a otras modalidades de imagen, mediante la elección adecuada de los marcadores. Mediante el modelo preciso en 3D, sería posible en una segunda fase plantear métodos de autodetección y autorreconstrucción aprovechando la disposición geométrica conocida de los marcadores y su contraste respecto a los grises de la imagen.

En un reciente trabajo, Otal *et al*³⁹ han desarrollado un método para incluir componentes no rígidas de aplicadores a las librerías de los SP. Este es el caso de la componente intersticial del aplicador Utrecht o del aplicador Benidorm, de este modo se logra una reconstrucción en el SP tanto de la componente rígida como de la intersticial específico de cada implante basándose exclusivamente en una planificación en imágenes de RM T2W. Mediante software libre (FreeCAD y MeshLab) añaden las agujas y el proceso de reconstrucción lo basan en los puntos comunes de la parte rígida con la intersticial del aplicador. Conociendo el *free length* definen el final de la aguja. Se elimina de este modo la incertidumbre en la reconstrucción del extremo distal de la aguja respecto a la superficie del colpostato para el aplicador Utrecht y se agiliza la identificación del gran número de agujas en un aplicador tipo Benidorm. El desarrollo de esta LIB ha permitido su uso como preplan en el aplicador Benidorm con notables beneficios respecto la optimización de la profundidad, situación y número de agujas.⁶⁶

Las dificultades en reconstrucción de aplicadores en RM T2W hacen que en algunos centros se reali-

cen imágenes adicionales. En ese caso, las imágenes deben estar debidamente fusionadas. Es esencial que la fusión se efectúe haciendo coincidir el aplicador y no estructuras óseas. Siempre se debe considerar si las incertidumbres de fusión son mayores que las incertidumbres de reconstrucción.³²

Ante el escenario expuesto, las conclusiones del grupo de trabajo van en la línea de que a la hora de la reconstrucción la situación ideal es disponer de una LIB, ya que se eliminan muchas de las incertidumbres en la práctica clínica. Cabe destacar que algunas de estas incertidumbres vienen ya impuestas, como es el tipo de adquisición de imagen o la fiabilidad del *free length* entre otras.

En algunos de los centros de este grupo de trabajo se aplica la librería desarrollada por Otal *et al*³⁹ con muy buena experiencia, tanto para el aplicador Utrecht como para el Benidorm. Como lo habitual es no disponer de LIB para los aplicadores con componente intersticial, se describe a continuación una serie de posibilidades y precauciones en opinión y experiencia de los miembros del grupo en este proceso de reconstrucción.

Dado que pueden existir ciertas dudas del valor del *free length*, en varios centros se apoyan en la imagen de TC. Es habitual la realización de una TC previa a la RM para verificar el implante, que puede aprovecharse para tomar detalles geométricos del implante que ayuden en la reconstrucción por RM, este es el caso por ejemplo de la profundidad de las agujas en la componente intersticial respecto una referencia establecida en la componente intracavitaria. Por ejemplo, en el caso del aplicador Utrecht, como es complicado fijar el orificio de salida de la aguja en el ovoide, se puede tomar un sistema de referencia común fácilmente reproducible como es el formado por la intersección de la sonda y la superficie del ovoide, y ahí es desde donde se toma la profundidad de cada aguja. Por ejemplo, para el aplicador Pamplona se puede aplicar el mismo método, tomando el origen en este caso en el fondo del cilindro.

En algunos centros han desarrollado marcadores visibles para RM para la parte intersticial, pese a su pequeño diámetro, consisten en catéteres plásticos 4F rellenos de parafina. Con ellos sólo valoran la trayectoria ya que debido a la inhomogeneidad del relleno el final no se correlaciona con la posición más distal.

Cuando se trata de aplicadores de titanio, el artefacto que produce y la imposibilidad de utilizar marcadores dificulta aún más su reconstrucción. La relación entre el artefacto y la punta del aplicador debe quedar establecida en el ERI (ver sección 8). No obstante, en el caso de tener dificultades en la localización de la punta de la SIU, se puede adquirir una TC y utilizar esta adquisición sin recurrir a su fusión con la RM, como se ha comentado en este informe. En la imagen de TC se reconstruyen SIU y colpostatos, y a continuación se sitúa el eje de coordenadas en la intersección

entre ellos, con el objetivo de localizar un punto en el aplicador intrauterino bien definido respecto de los colpostatos. En la RM, en la que se han reconstruido los colpostatos, se identifica el mismo punto de unión SIU-colpostatos. En estas circunstancias, si se identifica en la TC el número de posición de la fuente en el aplicador intrauterino que pasa por el punto identificado en ambos conjuntos de imágenes, la misma situación debe darse en la RM, debiendo desplazar longitudinalmente la SIU hasta lograrla. Para limitar la incertidumbre de este procedimiento es necesario reducir el paso de la fuente a la máxima resolución posible.

5.3. Activación, optimización y prescripción

Abordaremos este apartado dividiéndolo en las distintas etapas en las que avanza la planificación, a saber: activación, optimización y prescripción. Ilustraremos las distintas posibilidades que en la práctica se realizan en diversos centros de este grupo de trabajo.

Para minimizar el protagonismo de las posiciones de parada en los volúmenes de muy alta dosis absorbida, se recomienda el paso más pequeño posible, es decir como máximo 2.5 mm. La tendencia seguida por la mayoría del grupo en cuanto a la **activación** consiste en cargar todo el implante (tanto la componente endocavitaria como la intersticial) abarcado por el CTV_{IR}, incluso con un margen de 5 mm. Para ello, es conveniente utilizar la herramienta de autoactivación existente en los SP. Existen centros en los que se aplica un método diferente, por ejemplo, cargando los colpostatos desde la posición 1 a la 7 (paso 2.5 mm) y la SIU desde su intersección con los colpostatos hasta una posición $\pm 5-10$ mm por encima del CTV_{IR} e incluso en algún centro hasta el final del útero con la justificación de mantener la sistemática de carga tradicional de útero completo. La posición consensuada en este grupo de trabajo es la de activar todas las posiciones dentro del CTV_{IR} con los márgenes establecidos por el ORT teniendo en cuenta la implicación de los OAR, así como la sistemática específica del departamento.

Para la **optimización**, la práctica habitual, en los miembros de este grupo de trabajo, consiste en la generación de puntos (denominados habitualmente en los SP como “*Target Points*”) sobre la superficie del CTV_{HR} normalizando a estos y una serie de puntos definidos alrededor de la sonda (denominados habitualmente en los SP como “*Catheter Points*”) a 20.0 mm para poder localizar los puntos A, según definición de la ABS^{9,10}, ICRU-89¹⁹ y EMBRACEII⁵⁵ recogidas en la sección 4, dado que se dispone de una gran experiencia basada en los puntos A, por lo que una prescripción a mayor distancia implica volúmenes de sobredosificación mayores de los que se tiene experiencia clínica. Estos puntos A a su vez nos servirán después para el informe como recomienda la GEC-ESTRO.¹³ Sin

embargo, esta evaluación no es factible en implantes IC/IS en los que la dosis absorbida en punto A no refleja exclusivamente la dosis absorbida de la componente IC. Recientemente, Nkiwane *et al*⁶⁷ han propuesto una nueva medida, la dosis absorbida en el punto A*, calculada a partir del kerma total de referencia en aire del implante, TRAK, mediante una sencilla expresión:

$$Dosis\ Punto\ A^*(Gy) = 14 \times TRAK\ (cGy) \quad (1)$$

Pudiendo ser usada como sustituta de la dosis absorbida en el punto A, tanto para implantes IC como para implantes IC/IS.

La experiencia de los miembros de este grupo de trabajo en el uso de módulos de planificación inversa de los SP no es buena, por lo menos con los módulos disponibles hasta la actualidad. Las soluciones obtenidas son de peor calidad comparadas con los métodos usados en la práctica que se describen a continuación. Quizás un posible motivo es el desconocimiento del algoritmo de planificación inversa en el detalle que se requiere, ya que es una prioridad que la distribución resultante mantenga en la medida de lo posible la máxima homogeneidad en los tiempos de parada de las posiciones activas, para evitar volúmenes de sobredosificación locales. En un caso concreto en uno de los centros de miembros de este grupo de trabajo con aplicador Utrecht,⁶⁸ se hizo la comparación de 10 planes obtenidos tanto por uno de los procedimientos típicos descritos más adelante y los que se obtendrían con el algoritmo de planificación inversa, con resultados similares en cubrimiento, pero no en volúmenes de sobredosificación, así como una relación nada clara con los parámetros del algoritmo para poder adoptar una solución de clase.

A continuación, se describen algunos procedimientos típicos para ilustrar la sistemática seguida en los hospitales de los miembros de este grupo de trabajo, en los que la componente intersticial es discreta, que fundamentalmente siguen dos líneas:

- En el primer caso, se parte de la normalización sin optimizar de los puntos, generados en la superficie del CTV_{HR} sobre los que se realiza la prescripción nominal de la dosis absorbida, habitualmente 7 Gy. En ese momento todos los tiempos de parada son iguales (componente intracavitaria e intersticial) siendo los que producen la dosis absorbida media de 7 Gy en los puntos de la superficie del CTV_{HR}. A continuación, se procede con la optimización gráfica manual con los siguientes criterios: los volúmenes de sobredosificación del 200% alrededor de las agujas que no contacten entre sí en la medida de lo posible, así como la extensión del 150%, el CTV_{IR} que quede cubierto en su mayor parte por la isodosis del 70%, recto y sigma fuera del 80% y

vejiga que evite el 100%. Con estas pautas, al realizar posteriormente la evaluación del EQD₂ y con la normalización adecuada se obtienen valores dentro de los establecidos como tolerancia (GEC-ESTRO). La optimización gráfica se utiliza de forma local o global en función de la situación; por ejemplo, en los lugares en los que hay que variar mucho la isodosis, se selecciona un valor aproximadamente del 75% del indicador local-global del SP, mientras que si el vector esta cerca de OAR comprometiéndolo entonces se procede lo más local posible e incluso llegando a descargar posiciones activas de las agujas si fuera necesario.

El problema en la práctica es que el análisis biológico en EQD₂ recomendado por GEC-ESTRO no está implementado en la optimización en los SP realizándose la misma utilizando dosis absorbidas en vez de equivalentes. Para ello Carmona *et al*⁶⁹ desarrollaron una hoja de cálculo que importa los parámetros de interés de los HDV del SP *Oncentra Brachy* (Elekta) (seleccionados previamente mediante una tabla de preferencias) realizando la evaluación biológica combinando la RTE con las aplicaciones/fracciones de BT. En la misma se incluyen los parámetros que deciden la planificación, así como de los que es necesario informar según las recomendaciones de GEC-ESTRO. En una primera versión se incluyeron los parámetros recomendados por EMBRACEI y recientemente se ha actualizado a EMBRACEII. Además, se han incluido unos semáforos o colores de casilla según los valores se encuentren en sus rangos óptimos, permitidos o fuera de límite. En la hoja se dispone de un factor global de normalización para adaptarse lo máximo posible a los valores deseados, lógicamente el plan del SP debe ser modificado en el valor de prescripción resultante, por ejemplo, si los 7 Gy requieren un factor de normalización de la hoja de cálculo de 0.91 entonces debe modificarse el plan del SP para una dosis absorbida prescrita de $7 \times 0.91 = 6.37$ Gy. Su limitación lógica es que sólo permite una dinámica global y no relativa, ya que esto último implicaría a la optimización y no es posible en la actualidad hasta que los SP sean sensibles a esta necesidad.

- Otra alternativa es partir de una planificación estándar de la parte intracavitaria a puntos A tal como lo define ahora la ABS 2012 Parte I,⁹ más robustos que en la anterior definición del ABS del 2000,⁷⁰ con carga estándar e igual peso en las posiciones de parada. Tras una primera evaluación del HDV y de la distribución espacial de dosis absorbida, en función de las dosis absorbida OAR y al CTV_{HR}, se decide si hay que optimizar los tiempos en el implante intracavitario y en ese momento se comienza a dar peso a la componente intersticial. Se trata de mantener el máximo tiempo de parada posible en la componente

endocavitaria del implante, intentando que el peso de las agujas no supere el 20% del total del implante. A continuación, se optimiza gráficamente en local, valorando el EQD₂ hasta obtener dosis absorbida de los OAR por debajo de los valores establecidos como tolerancia. Se activan las agujas teniendo en cuenta la cercanía de OAR y evitando los puntos de parada en la superficie de vagina (5 mm de distancia), de hecho, no se carga la superficie de vagina con los ovoides salvo que haya GTV. Los tiempos de las agujas se ajustan manualmente en incrementos 0.5-1 s, intentando una carga homogénea a lo largo de cada aguja, hasta conseguir un compromiso entre cobertura de los CTV y una dosis absorbida en los OAR aceptable.

Como precaución se tiene en cuenta que, al igual que en el caso anterior, la isodosis del 200% no se una entre agujas consecutivas a no ser que haya GTV. Al final se evalúa el peso de la componente intracavitaria frente a la parte intersticial, debiendo ser este último el menor posible de acuerdo a las recomendaciones de la ABS.¹⁰ Para limitar la dosis absorbida en vagina, se mantiene la dosis absorbida en superficie de ovoides/anillo en torno al 140%, y la reducción del TKRA vaginal viene como consecuencia.

Una de las diferencias fundamentales entre estas dos sistemáticas es que en la primera no se prioriza el menor tiempo de parada en la componente intersticial, partiendo del mismo valor en todos los tiempos de parada. En conclusión, diremos que ambas alternativas en la planificación logran una distribución de dosis absorbida aceptable clínicamente. Lógicamente, estas estrategias deben estar consensuadas con el ORT realizando una interacción notable en el momento de la realización de la optimización, así como en la evaluación final de EQD₂ y el balance de sus valores en CTV frente OAR. Es deseable un consenso en la planificación porque dentro de estas distribuciones de dosis absorbida clínicamente aceptables no existen valores de tolerancia para el tamaño de las regiones de altas dosis absorbidas ni restricciones para útero, aunque de forma indirecta se hace considerando la dosis absorbidas del punto A. Dados los nuevos aplicadores multicatéter en que la componente intersticial no es sólo un "extra" dosimétrico en el implante, sino una componente fundamental en determinados casos, en nuestra opinión, algunas recomendaciones previas relativas a su límite en peso pierden su valor. Todo esto se ve avalado por la experiencia de que no se han observado complicaciones en implantes con gran peso de la componente intersticial.

Las sistemáticas descritas se aplicarían a los casos en que la componente intersticial es discreta, es decir por ejemplo en los aplicadores Utrecht. Existen otras aplicaciones en las que la componente intersticial es notable para abarcar los parametrios como por ejemplo el aplicador Benidorm o el Kelowna, en cuyo caso, la

Tabla 5. Recomendaciones de informe dosimétrico establecidas en el ICRU89.¹⁹

Nivel 1: Informe “estándar mínimo”
<ul style="list-style-type: none"> • TRAK • Dosis absorbida en Punto A • Dosis absorbida en el punto recto-vaginal • D_{0.1cm³}, D_{2cm³} de vejiga y recto
Nivel 2: Informe “estándar avanzado” Todo lo incluido en el nivel 1 de informe más:
<p>Dosis absorbida en los volúmenes blanco</p> <ul style="list-style-type: none"> • D₉₈, D₉₀, D₅₀ del CTV_{HR} • (D₉₈, D₉₀, D₅₀ del CTV_{IR} si se ha prescrito a ese volumen en vez de CTV_{HR}) • D₉₈ del GTV_{res} <p>Dosis absorbida en órganos de riesgo</p> <ul style="list-style-type: none"> • Dosis absorbida en el punto de referencia de vejiga. • D_{0.1cm³}, D_{2cm³} de sigma • D_{2cm³} de intestino • Parámetros de dosis absorbidas intermedias y bajas en vejiga, recto, sigma e intestino (ej. V_{15Gy}, V_{25Gy}, V_{35Gy}, V_{45Gy}, o D₉₈, D₅₀, D₂) • Puntos de dosis absorbidas a nivel de las fuentes vaginales (lateral a 5mm) • Dosis absorbida en puntos PIBS, PIBS ± 2 cm
Nivel 3: Informe orientado a investigación Todo lo incluido en el nivel 1 y 2 de informe más:
<p>Informe de dosis absorbida en el volumen tumoral:</p> <ul style="list-style-type: none"> • D₉₈ y D₉₀, del CTV_{IR} aunque no se use para prescribir • D₉₀ del GTV_{res} • Parámetros HDV del PTV • D_{50%} de los ganglios afectados • Parámetros HDV de los ganglios no afectados (iliaco común, iliaco ext/int) <p>Órganos de riesgo y puntos de referencia</p> <ul style="list-style-type: none"> • Puntos de referencia de dosis absorbidas adicionales en vejiga y recto. • Subvolúmenes de los OAR (ej. triángulo, cuello de vejiga, esfínter...) • Vagina (tercio superior, medio e inferior) • Canal anal (esfínter) • Vulva (labios, clítoris) • Otros volúmenes/subvolúmenes de interés (ej. uréter) <p>Informe Dosis-Volumen para los OAR</p> <ul style="list-style-type: none"> • Parámetros dosis-volumen y dosis-superficie para los OAR adicionales y subvolúmenes • Perfil de dosis absorbida en vagina, HDV, HDS. • Longitud de vagina tratada <p>Volúmenes de las superficies de isodosis</p> <ul style="list-style-type: none"> • Volumen de 85 Gy EQD₂ • Volumen de 60 Gy EQD₂

componente intracavitaria uterina es un catéter más del total que puede comprender hasta 18 agujas o más. En estos implantes multiintersticiales la sistemática consiste en utilizar la optimización automática de los SP, pero se ha evidenciado en la práctica que es más conveniente realizar una optimización geométrica en volúmenes.³⁷ Si se realiza una optimización en los puntos de superficie del CTV se tiene el riesgo de no controlar los volúmenes de sobredosificación interiores que quedan habitualmente bien restringidos en el caso geométrico, requiriendo unos retoques discretos con optimización

manual gráfica según el cubrimiento y liberación de CTV y OAR respectivamente. Esta solución geométrica evita el hecho de que se fuerce a un implante no óptimo a cubrir todo el CTV sin considerar el volumen de sobredosificación, que es una precaución muy importante a tener en cuenta.

5.4. Informe

La última fase del proceso de planificación consiste en la elaboración del informe cuyo contenido recogen

las diferentes recomendaciones. Este es el caso de GEC-ESTRO¹³ o de la ABS.⁹ En la tabla 5 se presenta una transcripción de los parámetros recomendados en el caso del ICRU89¹⁹ que por su actualidad y completitud pensamos que es el adecuado a seguir. Como en varios ICRU, se dan varios niveles según la complejidad del implante o grado de detalle. En nuestra opinión, para el tipo de implantes referidos en este trabajo del grupo de BT, al menos debería adoptarse el nivel 2 del ICRU89, describiendo además la técnica, tipo de aplicador e imágenes en las que se ha basado la planificación.

6. Uso de la tomografía computarizada

Como hemos comentado previamente, la modalidad de imagen recomendada en la planificación de BT de cérvix es la RM y más todavía en el caso de que haya componente intersticial. El motivo de tal predilección se basa en el hecho de que, a diferencia de las imágenes de TC, en la RM es posible una visualización óptima del tejido blando, lo cual permite la adecuada evaluación y delineación del tumor. Hay que decir que ambas técnicas de imagen permiten una suficiente visualización de los OAR recto, vejiga, sigmoide y vagina, y por tanto un contorno comparable de los mismos.⁷¹

Es conveniente señalar que, actualmente, la braquiterapia de cáncer de cérvix se basa en lo que se conoce como blanco adaptado, esto es, un blanco que reduce su volumen y geometría a medida que avanza el proceso radioterápico. Es necesario, por tanto, evaluar dicho cambio en el tumor para definir en cada paso del tratamiento el nuevo CTV_{HR}. Para la evaluación de la posible reducción del tumor durante todo el proceso, sería deseable la realización de varias RM, idealmente una por fracción,⁷² y realizar los procesos de contorno, reconstrucción y dosimetría perfectamente adecuados a cada una de ellas. Es decir, lo conveniente es realizar un plan particularizado que tenga en cuenta la geometría y posición real de los órganos de riesgo⁷²⁻⁷⁸ y del CTV_{HR}, y, en particular, en los casos con componente intersticial este debe ser el procedimiento. Desafortunadamente, la dificultad logística y de recursos, tanto humanos como materiales, de esta opción es notable. Además, hay que tener en cuenta que, con un sistema adecuado de fijación así como determinadas condiciones fisiológicas, el impacto de las variaciones intrafracción puede ser asumible.

La realidad es que la incorporación de la RM en estos procedimientos no es lo rápida que se desea, siendo su accesibilidad limitada y complicada en algunos centros, siendo en esos casos complejo llevar a cabo el proceso braquiterápico según las recomendaciones para el cáncer de cérvix.^{71,72} Es importante destacar la necesidad de superar estas dificultades,

especialmente para casos complicados de alto estadio o tumores en los que es necesario el uso de componente intersticial^{79,80}, siendo indispensable el uso de la RM para la evaluación del tumor y el contorno del CTV_{HR}.⁸¹ De hecho, los estudios sugieren que para estas situaciones es esencial el uso de una RM de la paciente con el aplicador y agujas, si las hubiera, *in situ*.^{72,75,81,82}

En centros con acceso a RM y disponibilidad de aplicadores con componente intersticial la realidad es que esta componente se usa en la inmensa mayoría de implantes, no solo en los estadios avanzados. Independientemente del grado de invasión parametrial, la componente intersticial permite una conformación que acarrea un beneficio importante en el respeto de los OAR.

Con el fin de establecer una terminología clara, describiremos el esquema de braquiterapia más comúnmente utilizado, esto es, consideraremos que el procedimiento se realiza en dos aplicaciones separadas aproximadamente una semana, cada una de las cuales consta de 2 fracciones de tratamiento administradas en dos días consecutivos. Se entiende pues, que la paciente permanece con el aplicador introducido hasta terminar la administración de la segunda fracción. En dicho esquema, la práctica más generalizada es utilizar como método de imagen principal una RM realizada en la primera aplicación con el aplicador *in situ*, en la cual se realizará el contorno del CTV_{HR} y de los OAR, así como la reconstrucción del aplicador y agujas, y la dosimetría. Esta dosimetría se aplicará a la primera fracción y a la segunda, siendo este método de hecho aceptado por el estudio EMBRACE,¹⁴ el cual exige, al menos, la realización de una planificación dosimétrica en cada aplicación, siendo la primera realizada en RM y con el aplicador *in situ*, y realizando, si fuese posible, una adquisición de imágenes en cada fracción. En la segunda aplicación, se realizará una nueva RM donde se volverá a contornear y reconstruir, produciendo la dosimetría correspondiente a las fracciones tercera y cuarta. El papel de la TC en este planteamiento podría dotar al proceso de un grado de calidad aún superior: cuando fuese posible, la realización de un estudio de TC antes de la administración de las segundas fracciones de cada aplicación ayudaría a determinar la posición y geometría de los OAR en el momento de la administración de estas fracciones, ofreciendo así la posibilidad de rectificar la dosimetría si fuese necesario.

En lo que sigue entenderemos que el esquema de braquiterapia es el más común tal y como se ha descrito.

6.1. Combinación de RM y TC

Un análisis cuidadoso de la literatura pone de manifiesto distintas variedades de esquemas braquiterápi-

cos, basados en ocasiones en diversos planteamientos con respecto a la modalidad de imagen principal.

En las situaciones de acceso limitado a la RM, existen aproximaciones a la solución ideal de basar el proceso braquiterápico exclusivamente en RM, las cuales implican el uso de la TC como apoyo en el proceso de braquiterapia de cáncer de cervix, bien combinándola con la RM o utilizándola de modo exclusivo.

En el caso de que la lesión no supere al cervix y la disposición de los OAR sea favorable, la planificación con TC puede ser adecuada, lógicamente con aplicadores sin componente intersticial.

A continuación, se describen distintos procedimientos en el proceso de braquiterapia ginecológica guiada por imagen para el tratamiento de cáncer de cervix en los que se utiliza la TC en determinados centros y/o publicaciones.

6.1.1. Uso de RM pre-BT

Cuando no existe posibilidad de realizar una RM en cada aplicación, una opción es realizar la planificación de BT exclusivamente con TC en cada aplicación, opción que describiremos más adelante. En este caso, la utilización de la RM diagnóstica previa a la RTE y, si es el caso, una adicional previa a la BT, podría ser de utilidad para apoyar el contorno del CTV_{HR} en TC.

En la literatura se muestra que, comparado con RM, la anchura (lateral) del CTV_{HR} evaluada en TC está sobreestimada, el grosor (antero-posterior) resulta comparable,^{71-73,75,77} y la altura (cráneo-caudal) puede ser infraestimada.⁷⁷ Esto puede conllevar la infra dosificación del CTV_{HR}.⁷¹ Es por esto que en las instituciones en las que se pueda coordinar la realización de algún estudio con imágenes de RM, el realizar uno poco tiempo antes del inicio del tratamiento de braquiterapia puede ser de gran utilidad, junto con el examen clínico,^{71,83,84} a la hora de evaluar la respuesta de la RTE y de delinear el CTV_{HR} en el TC,⁷¹ aunque el aplicador no se encuentre *in situ*. Se han demostrado beneficios de esta estrategia, en particular para estadios avanzados de la enfermedad, es decir, aquellos con invasión parametrial,^{72,81,82,85} para los que es indispensable el uso de componente intersticial, lo cual por otro lado hace imprescindible además la realización de una RM con los aplicadores *in situ*.

Otra posibilidad apuntada en la literatura, para el caso de componente intracavitaria exclusivamente, es la realización de una preplanificación en RM con el aplicador *in situ*. Esta preplanificación se adapta en cada una de las fracciones del tratamiento, realizadas en TC, en las que el contorno del CTV_{HR} ha sido trasladado desde la RM mediante registro rígido de imágenes, para tener en cuenta la geometría y situación real de los OAR en la optimización dosimétrica.⁷⁶ En realidad, no se ve

una ventaja significativa a esta opción frente al uso de la RM en el momento de la BT, siendo las molestias a la paciente un aspecto a considerar.

A propósito del uso del registro de imágenes,⁷⁶ en particular el registro deformable,⁸⁵ éste puede hacer posible que las ventajas de la RM en cuanto a la resolución del CTV_{HR} puedan aprovecharse de modo más eficaz en la planificación con TC. No obstante, en nuestra opinión es conveniente tener en cuenta la incertidumbre asociada al proceso de registro como se señalará en la sección 9.

6.1.2. RM en la primera aplicación y TC en las siguientes

Cuando la restricción del uso de la RM es tal que solo es posible realizarla en la primera aplicación, la implementación de un método híbrido que utilice RM en la primera aplicación y TC en las siguientes es posible en la práctica. Koulis *et al* proponen una estrategia para desarrollar esta técnica de manera progresiva y cautelosa, y validarla con éxito.⁸⁶

El procedimiento de esta alternativa híbrida consistiría en una primera aplicación de braquiterapia en la que se realiza un estudio de imagen en RM, donde se contornean los CTV, así como los órganos de riesgo, y se realiza la reconstrucción y la dosimetría. Las siguientes aplicaciones utilizan la TC como método de imagen, en el cual el CTV_{HR} contorneado en la RM de la primera aplicación se traslada mediante registro rígido de imágenes basado en el aplicador.^{72,75} También es posible el contorno del CTV_{HR} directamente en las imágenes de TC,⁷³ según las guías de la GEC-ESTRO.⁸⁷ Es necesario tener en cuenta que esta alternativa híbrida, aunque aceptable cuando no es factible la solución óptima de utilizar la RM como único método de imagen, introduce una incertidumbre adicional derivada de los procesos de contorno de los CTV en TC, y de fusión de los dos conjuntos de imágenes.

Otra alternativa basada en esta opción híbrida consiste en trasladar el CTV_{HR} de la RM, una vez que el aplicador ha sido insertado, a una TC realizado también en la primera aplicación, y dibujar los OAR en el TC, realizando aquí la reconstrucción, que es más sencillo que realizarla en RM como hemos comentado en apartados anteriores, y la planificación dosimétrica. La información referente al CTV_{HR} de la RM será utilizada como guía para el contorno del CTV_{HR} en las TC de las siguientes aplicaciones.^{86,88} De nuevo, es conveniente controlar la incertidumbre en el proceso de registro de imágenes para poder tenerla en cuenta.

En términos de cobertura al tumor y protección de los órganos de riesgo, algunos estudios afirman que para tumores pequeños y aplicaciones exclusivamente intracavitarias, esta técnica híbrida ofrece resultados

comparables a los obtenidos realizando la braquiterapia exclusivamente con RM.^{72,73,88,89}

6.2. Braquiterapia basada exclusivamente en TC

Cuando no es posible la realización de estudio alguno de imagen en RM, la realización de una TC en cada aplicación⁹⁰ puede aún ofrecer resultados aceptables en términos de control de la enfermedad y toxicidad aguda a los OAR, particularmente cuando la aplicación es intracavitaria,⁹¹ realizándose el contorno del CTV_{HR} de acuerdo con las recomendaciones de la GEC-ESTRO, que algunos autores han modificado convenientemente para tener en cuenta la incertidumbre documentada en la literatura del contorno del CTV_{HR} en TC.^{81,92} Además, existen disponibles atlas para la realización del contorno en TC (el nombre del atlas es "Cervical Brachytherapy Atlas", que está en el enlace "<https://www.nrgoncology.org/Scientific-Program/Center-for-Innovation-in-Radiation-Oncology/GYN-Cervical-Brachytherapy>").⁸⁷ No obstante, los estudios demuestran mejores resultados en lo referente a toxicidad tardía cuando la técnica está basada en RM.⁹³

La delineación del CTV_{HR} en la TC puede ayudarse además de la información proveniente del examen clínico, que es siempre indispensable a lo largo de su tratamiento,^{81,83} esto es, desde el diagnóstico, pasando por el tratamiento de RTE, hasta su última aplicación de braquiterapia. Varios estudios confirman que esta estrategia ofrece resultados similares a los que producen el resto de estrategias descritas para estadios I de la enfermedad,⁸² con aplicaciones sin componente intersticial, y que pueden producir excelentes tasas de control local,⁹⁴ aunque para los casos de respuesta pobre o estadios más avanzados, en los que la componente intersticial es necesaria, es aconsejable el uso de RM para la planificación de braquiterapia.^{81,92}

7. Uso de ultrasonidos

La modalidad ideal de imagen para braquiterapia ginecológica de cáncer de cérvix debería cumplir diversos requisitos, por ejemplo, ser accesible en cada inserción del aplicador, así como en cada fracción del tratamiento, ser capaz de proporcionar imágenes de modo intraoperatorio, y proporcionar una visión precisa del aplicador y de las agujas, además del tumor residual, del cérvix, y de los órganos de riesgo.⁹⁵ La RM, o la TC combinado con la RM, cumplen todos estos criterios, aunque lo cierto es que en algunas instituciones el acceso a estas modalidades de imagen, especialmente la RM, no es sencillo, en particular para cada aplicación de braquiterapia. A este inconveniente se le añade el hecho de que no se encuentran, lógicamente,

disponibles en la sala de HDR. No obstante, la disponibilidad de la RM es de crucial importancia para el caso de aplicaciones con componente intersticial, típicas en tumores con invasión parametrial, y es por tanto fundamental hoy por hoy tratar de subsanar estos inconvenientes en la medida de lo posible.

Mientras tanto, una modalidad de imagen que está ganando notoriedad progresiva es la técnica de ultrasonidos (US). Además de proporcionar imágenes aptas para el contorno del CTV_{HR}, y OAR, es de bajo coste económico, de amplia disponibilidad en los centros, y de fácil transporte. Así, en teoría parece ser un candidato idóneo que podría llegar a proporcionar en el futuro la posibilidad de realizar la BT de modo intraoperatorio y en cada fracción del tratamiento.⁹⁶ Encontramos en la literatura multitud de estudios en esta dirección, aunque actualmente esta prometedora opción presenta aún algunas dificultades que han de ser resueltas antes de la puesta en marcha de una braquiterapia de cáncer de cérvix cuya modalidad de imagen principal sea US.

De momento la técnica de US es, no obstante, una herramienta extraordinaria que ya juega un papel importante en la braquiterapia de cáncer de cérvix, principalmente en lo que se refiere al guiado de la inserción en tiempo real, y a la obtención de imágenes válidas para la evaluación del blanco.

Existen distintas técnicas de US: transabdominal, transrectal, transvaginal y transuterina. A continuación, se describen los procesos que involucran la adquisición de imágenes mediante estas técnicas.

7.1. Evaluación de volúmenes

La ultrasonografía transrectal (TRUS) proporciona imágenes en las que el cáncer de cérvix puede evaluarse adecuadamente.⁹⁶ Numerosos estudios demuestran la correlación existente entre la evaluación del cáncer de cérvix realizada en US transrectal y en RM, en el sentido de que no existen diferencias significativas en las dimensiones del CTV_{HR} contorneado en ambas modalidades.⁹⁷⁻¹⁰⁰ Además, según Schmid *et al*,⁹⁷ la delineación del CTV_{HR} en imágenes de TRUS tiene una incertidumbre que se encuentra dentro de la variabilidad intraobservador en la delineación del CTV_{HR} en RM. Por otro lado, en el estudio de Epstein *et al*⁹⁸ se afirma que el acuerdo entre el estudio histológico y US es significativamente mejor en la evaluación del tumor residual y la invasión parametrial que el caso de la RM. Por otro lado, la visibilidad de determinadas partes del aplicador puede ser limitada debido a los artefactos que produce, dificultando el proceso de reconstrucción del mismo. Así pues, para alcanzar una resolución óptima en la reconstrucción del aplicador, son precisos más desarrollos en cuanto a hardware, software y procedimientos operacionales.¹⁰⁰

De todos modos, la limitación y precisión de TRUS depende en gran medida de la experiencia del operador, que debe tener un extenso conocimiento en esta modalidad de imagen, de la sensibilidad y tipo de sonda del ecógrafo, y de las características del paciente.¹⁰¹ Así pues, es necesaria una formación previa en la adquisición de imágenes con US y la disponibilidad de protocolos bien definidos para conseguir una fiabilidad óptima en la evaluación de los volúmenes de interés.^{102,103} Además, es preciso tener en cuenta que la presencia de agujas intersticiales puede comprometer la adecuada visualización del borde anterior del tumor.⁹⁹

Por otro lado, estudios realizados con US transabdominal obtienen resultados similares a los obtenidos con TRUS en cuanto a la visualización de los volúmenes, demostrando una buena correlación entre las dimensiones del tumor medidas en US y en RM.^{102,104,105} Pero, por otra parte, la US transabdominal presenta una limitación en pacientes con patologías pélvicas o con considerable obesidad.¹⁰¹

En cuanto a la US intravaginal, ésta también es capaz de proporcionar imágenes aptas para la evaluación del tumor, tanto en términos de sus dimensiones y extensión²⁷ como en términos de su estadiaje⁹⁷. En cuanto a la US intrauterina, un estudio reciente muestra resultados que sugieren que ésta también es capaz de proporcionar imágenes aptas para la evaluación del tumor.¹⁰⁶ Este tipo de técnica, al encontrarse la sonda de ultrasonidos en una posición similar a la que se encontrará el aplicador y poder proporcionar así una visión de las estructuras de alrededor similar, parece la más prometedora.

Así pues, la US en todas sus modalidades está ampliamente validada como técnica de imagen para la visualización y evaluación del tumor.⁹⁶ Además, gracias a esta característica, la ecografía puede ser utilizada en el interior del quirófano para tareas tales como el guiado del procedimiento de inserción del aplicador y de agujas intersticiales,²⁷⁻²⁹ como veremos a continuación. Además, este escenario hace posible la preplanificación en imágenes US, proceso en el cual se podrá decidir previamente al implante qué aplicador usar, si utilizar agujas, las dimensiones y la configuración del implante.^{97,106}

Hemos de decir que la US, a pesar de su uso generalizado en BT de próstata, no está muy extendido en BT ginecológica. Esto probablemente sea debido a la limitación de no disponer de imágenes 3D que nos permitan realizar una evaluación dosimétrica apropiada para los OAR.⁹⁶ Aunque este es un tema que está siendo notablemente investigado en la actualidad, es necesario aún desarrollar la experiencia clínica suficiente.¹⁰⁷

7.2. Guiado de imagen

Como hemos dicho anteriormente, un implante subóptimo del aplicador casi nunca puede ser compensado en el proceso de optimización dosimétrica, pero el procedimiento de inserción del aplicador puede ser complicado, especialmente en casos de útero en retroversión¹⁰⁸ o anteverción, o en casos de fibrosis radioinducida¹⁰⁹. En cualquier caso, es importante tener presente que el posicionamiento correcto del aplicador es el factor pronóstico más importante en el control local de la enfermedad.¹¹⁰

La excelente calidad de imagen de la TRUS y la gran correlación existente entre los contorneos del CTV_{HR} en TRUS y RM⁹⁷ convierten al ecógrafo en un elemento muy útil a la hora de guiar mediante imágenes la inserción del aplicador y las agujas, así como su correcto posicionado y orientación^{96,108,111,112} permitiendo, además, la realización de una comprobación final de sus posiciones antes de los estudios de RM y TC.^{27,97,105,107,113} Con respecto a los implantes con componente intersticial, el guiado mediante TRUS evita el daño y perforación de estructuras pélvicas, reduciendo así el riesgo de complicaciones perioperatorias.^{28,29} Además, el modo longitudinal de la sonda ultrasónica ayuda a determinar la profundidad adecuada de inserción de las agujas.^{27,28}

Con el US transabdominal, y llenando la vejiga hasta que la ventana acústica sea óptima, también se puede realizar un guiado satisfactorio de la canalización del cérnix y de la inserción de la SIU, permitiendo la correcta adaptación de su longitud y ángulo a la anatomía de la paciente.^{102,103,110,114} Además, el uso de US transabdominal como guiado de imágenes durante la aplicación minimiza también la probabilidad de perforación uterina, reduciendo el tiempo medio dedicado a la inserción del aplicador.^{110,111} Se disminuye incluso la necesidad de segundas aplicaciones por posicionamiento subóptimo, permitiendo la mejora de la eficiencia de los recursos y del flujo de trabajo.¹¹⁰

La ultrasonografía transvaginal es también una opción adecuada para el guiado de la inserción del aplicador intracavitario, permitiendo prever las dimensiones del mismo e incluso la dificultad del implante.¹¹⁵

7.3. Planificación

En la actualidad, existen diversos estudios que exploran la posibilidad de utilizar la modalidad de US como aquella sobre la cual se realiza la planificación del tratamiento.⁹⁶ Incluso aportan resultados clínicos que muestran que este procedimiento, basado en imágenes de ultrasonido transabdominales, conduce a un control local y supervivencia global óptima, comparables con los resultados propios de técnicas acogidas en las recomendaciones de la GEC-ESTRO.^{105,107,113} Según determinados estudios, parece ser que se trataría de un

método preciso, rápido, accesible y económico para la planificación en braquiterapia.⁹⁵

Otro estudio reciente¹⁰⁷ combina una RM tomada en la primera aplicación, utilizada como referencia para el contorno, el cual se realizará en imágenes de US transabdominal, tomadas en cada una de las aplicaciones, así como la planificación en cada una de ellas si fuese preciso.¹⁰³ Esta técnica híbrida ofrece resultados favorables en cuanto a supervivencia y toxicidad, comparables con la literatura, aunque conviene tener en cuenta la incertidumbre que pueda presentar.

Por otra parte, Nesvacil *et al*¹⁰⁰ demuestra la viabilidad de un proceso basado en TRUS y TC. El CTV_{HR} se contornea en US transrectal y los OAR en TC. La reconstrucción se realiza en ambos conjuntos de imágenes y posteriormente se fusionan para propagar el contorno del CTV_{HR} desde TRUS al TC, donde finalmente se realiza la planificación. No obstante, la técnica aún precisa de avances tecnológicos de hardware y software para poder implementarla de modo rutinario.

Amant *et al*¹¹⁶ proponen otra vía de estudio en la que combinan imágenes US transabdominal, donde contornean el tumor, con imágenes de TC, en las que el contorno del tumor se traslada mediante registro de imágenes. Ambos estudios se realizan con el aplicador *in situ*. Posteriormente se realiza la planificación dosimétrica, obteniendo resultados dosimétricos, en cuanto respecta a la cobertura del CTV_{HR} y a la dosis absorbida a los OAR, más parecidos a los obtenidos cuando la RM es el único estudio de imagen que cuando se utilizan solo imágenes de TC.

Por su parte la ultrasonografía intrauterina presenta varias ventajas con respecto a la US transrectal, transabdominal y transvaginal, para las cuales la sonda de ultrasonidos se encuentra fuera del blanco, siendo por tanto el sistema de referencia distinto para el transductor y el aplicador. En cambio, la sonda de ultrasonidos endocavitaria se sitúa en el canal cervical, de modo análogo a la SIU. Por lo tanto, las imágenes tomadas por ultrasonidos mediante técnica transuterina proporcionan una vista del blanco desde la SIU, independientemente de la posición de la paciente. Una vez tomadas las imágenes, la sonda de ultrasonidos se extrae para así introducir el aplicador intrauterino ya con la información geométrica necesaria para la inserción adecuada del aplicador. Un novedoso estudio realizado por Tamaki *et al*¹¹⁷ prueba la capacidad potencial de la US intrauterina para la planificación, aunque argumentan que se precisa más investigación al respecto, y que para evaluar la aplicabilidad clínica de este método es necesario desarrollar en más profundidad el sistema de ultrasonografía intrauterina, los métodos de reconstrucción 3D, los aplicadores compatibles con la ultrasonografía y un concepto de blanco basado también en esta modalidad. Así pues, aunque la ultrasonografía transuterina parece una alternativa

más atractiva para el futuro de la preplanificación y de la planificación, así como del guiado en tiempo real, es necesaria más investigación y experiencia al respecto para poder incluirla en la práctica clínica.¹⁰⁶

En conclusión, aunque la RM presenta ventajas sobre US, como son la identificación del tumor, la identificación de enfermedad en el útero, y un mayor campo de visualización,¹¹⁸ el papel del US parece una opción prometedora en braquiterapia adaptada guiada por imagen para el tratamiento de cáncer de cérvix. De hecho, Epstein *et al*⁹⁸ la describe como una herramienta fundamental, cuanto menos, complementaria a la RM. De todos modos, aunque la toma de imágenes US en sus distintas variedades representa un papel importante en el procedimiento de braquiterapia como guiado de imagen en el momento de la inserción del aplicador, en cuanto se refiere a su uso como método de imagen principal para la planificación del tratamiento aún se precisan estudios y más experiencia clínica para su validación^{96,119,120} y no debe sustituir hoy por hoy a la RM en BT.¹¹⁸

Un aspecto muy positivo a considerar es que la amplia disponibilidad de los ecógrafos y la simplicidad de la técnica con imagen en tiempo real podría llegar a ofrecer una buena alternativa para poder realizar BT en instituciones menos equipadas, en las que típicamente no hay CT o RM disponibles^{104,112,113,118} siendo además este tipo de instituciones típicas en el tercer mundo, que es donde el cáncer de cérvix presenta mayor incidencia. Cuando llegue el caso, será importante tener en cuenta que la elección entre las distintas técnicas de ultrasonografía se habrá de realizar de acuerdo con la experiencia adquirida en cada centro.¹⁰¹

8. Estado de referencia inicial y control de calidad

En esta sección se tratan los aspectos relacionados con el ERI (Estado de Referencia Inicial) y el Control de Calidad (CC). Exceptuando el primer punto (Garantía de Calidad en Braquiterapia) que se centra en algunos aspectos generales, el resto (Aplicadores, Sistema de Planificación y Verificación Independiente) desarrollan o hacen referencia a aspectos más específicos de la braquiterapia ginecológica con RM y componente intersticial. Estas recomendaciones deben añadirse a otras de carácter más general^{1,121-123} no tratadas explícitamente en este documento.

8.1. Garantía de Calidad en Braquiterapia

Una mayor complejidad de los tratamientos conlleva un incremento de la probabilidad de ocurrencia de errores. Tanto en braquiterapia como en radioterapia externa, el enfoque tradicional de los programas de

garantía calidad (PGC)^{1,121-123} se concreta en un conjunto de pruebas con sus tolerancias y periodicidades. Sin embargo, estudios que han analizado el origen de los errores^{124,125} concluyen que son más probables aquellos que provienen de fallos en el procedimiento que los asociados con el SP o con la unidad de tratamiento, que serían a priori detectados por los controles habituales.

De acuerdo con estos trabajos se hace necesario un nuevo enfoque, proponiéndose desde diferentes ámbitos un análisis probabilístico del riesgo en el proceso global.^{126,127,128} Brevemente, en estos documentos se propone cuantificar el parámetro RPN (*Risk Priority Number*):

$$\text{RPN} = \text{O} * \text{S} * \text{D} \quad (2)$$

donde **O** representa la probabilidad de que se produzca el suceso iniciador del error, **S** su severidad y **D** la probabilidad de que el suceso no sea detectado. Se deben identificar puntos con valor de **RPN** o **S** alto y dirigir el CC sobre ellos. Estos parámetros tienen sus análogos en la adaptación española del análisis, cuya metodología se basa en la propuesta por el Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares (OIEA) y ha sido recogida en los documentos publicados por los miembros del proyecto MARR (Matrices de Riesgo en Radioterapia).¹²⁹

El concepto de control global ya estaba presente en el trabajo de la AAPM TG59¹³⁰ al ser un documento orientado al flujo de trabajo en un tratamiento braquiterápico. En todo caso, más allá de un enfoque más o menos moderno de la gestión de calidad, hay aspectos que siempre deben formar parte del núcleo del PGC: recursos humanos y tecnológicos adecuados, procedimientos estandarizados, formación continua del personal, flujos definidos de comunicación entre profesionales, delimitación de responsabilidades y uso de listas de comprobación en cada etapa.

8.2. Aplicadores

Para reducir las incertidumbres, tratadas en la sección 9, los aplicadores se deben caracterizar teniendo en cuenta el soporte de imagen (RM y/o TC) en el que se van a reconstruir en el SP. Los errores potenciales en esta etapa se trasladarán a la fase clínica con consecuencias en la distribución dosimétrica, por lo que, como principio general, pero en especial en el caso de utilizar RM, debe realizarse un estudio preclínico que se definirá dentro del ERI de los aplicadores.¹⁸

Se pueden distinguir dos etapas al establecer el ERI de los aplicadores ginecológicos:

1. *Estudio de la trayectoria real de la fuente.* El ERI debe incluir información de la trayectoria real de

la fuente en relación a los ejes/superficie del aplicador, además de la relación geométrica de éste con los mRM utilizados para la reconstrucción. Para ello, suelen combinarse estudios de imagen (TC de espesor ≤ 1 mm o radiografía analógica/digital) del aplicador con autorradiografías en placa radiocrómica. En el caso de aplicadores rectos, el centro del lumen del aplicador definirá esta trayectoria, pero especial cuidado ha de tenerse con los aplicadores curvados tipo anillo u ovoides, en los que se han reportado desviaciones de 2-5.5 mm^{61,131-133} entre la posición teórica de la fuente y la real.

En unidades que empujan la fuente durante el tratamiento, como es el caso de Elekta, ésta puede desplazarse hacia las paredes exteriores del aplicador, mientras que en unidades que retraen la fuente en el tratamiento (Varian y Eckert & Ziegler), puede ocurrir que parte de la acción que realiza la unidad se emplee en tensar el cable, sin movimiento de la fuente, dando lugar a un posicionamiento incorrecto de ésta.

A continuación, se detallan una serie de recomendaciones en función del tipo de aplicador para realizar estos controles:

- Para *catéteres plásticos y agujas de titanio*, mediante autorradiografía en película radiocrómica se obtiene la distancia desde el extremo distal del aplicador a la primera posición activa, que coincide con el centro de la mancha irradiada, y se compara con el valor suministrado por el fabricante, ya que esta información se utiliza en la reconstrucción.
- Para *SIU*, seguimos de nuevo el mismo procedimiento de autorradiografía. Además, y dado que en el caso de aplicadores plásticos pueden usarse los mRM en la reconstrucción, tenemos que ampliar el estudio. Se debe realizar una radiografía o un escanograma al aplicador con el tubo plástico (vacío) que contendrá el mRM en su interior y un alambre en el interior de este tubo hasta que haga tope; puede situarse además otro alambre en la punta del aplicador en modo perpendicular que delimite el extremo claramente para minimizar la incertidumbre en el límite de grises. De la imagen se obtiene la distancia desde el extremo del alambre interior hasta la punta de la SIU. De este modo podemos correlacionar el extremo del marcador, obtenido a través del alambre metálico, y la posición de la primera posición de parada, obtenida en la autorradiografía.³⁸
- Para *ovoides y anillo*, la autorradiografía es más difícil de analizar al existir mayor distancia desde el plano de la imagen a la fuente y no poder obtenerse una mancha bien definida

en la película radiocrómica. Para solventar ésta limitación, se pueden realizar radiografías, mediante un equipo portátil situado directamente en el búnker, en las diferentes posiciones clínicas de la fuente. De nuevo, un alambre que delimite el extremo del aplicador puede facilitar la medida desde la fuente al extremo del aplicador en el plano que contenga toda la trayectoria. En caso de no poder ubicar en el exterior del búnker el dispositivo que acciona la adquisición de la imagen, se puede recurrir a radiografiar la fuente ficticia instalada por el ingeniero en un simulacro o, alternativamente, utilizar alguna herramienta que simule la trayectoria de la fuente, reproduciendo en este caso el sentido de tratamiento, como es el caso por ejemplo del *Source Position Simulator* (Elekta). Para la correlación de la trayectoria real de la fuente y el mRM, debemos aplicar la misma metodología que con la SIU.

2. Estudio de la reconstrucción en RM. La información obtenida en la etapa anterior debe ser trasladada al proceso de reconstrucción, corrigiéndose, en su caso, las desviaciones encontradas con el SP. Como hemos comentado, la opción más recomendable para la reconstrucción es el uso de una librería virtual de aplicadores (LIB) que pudiera incorporar la información real de la trayectoria de la fuente como es el caso del SP *OncentraBrachy* (Elekta) a través de su módulo *Applicator Modelling*. La problemática asociada a los distintos tipos de aplicadores ha sido descrita en el apartado de reconstrucción. Para los aplicadores de Ti es conveniente realizar estudios de RM de los aplicadores alojados en un maniquí y fusionarlos con adquisiciones en TC para establecer una relación artefacto-aplicador.¹⁸

Como ya se ha comentado en la sección dedicada a la imagen en RM, los aspectos relacionados con la distorsión de la imagen, artefactos o calentamiento de los aplicadores deben ser evaluados. Debido a la posible dependencia de la distorsión geométrica con los parámetros de adquisición, es recomendable realizar un estudio en las secuencias clínicas con la ayuda del ingeniero de la unidad de RM. Además, y dado que este efecto tiene una componente asociada a los pacientes, debe realizarse un control específico que tenga en cuenta esta contribución.

8.3. Sistema de planificación

Los documentos de referencia en CC en SP^{1,121-123,134,135} detallan las pruebas a las que deben someterse los equipos de cálculo con sus periodicidades y tolerancias; además, existe en la actualidad un grupo

de trabajo en activo (BRAPHYQS) en ESTRO que establecerá recomendaciones completas y actualizadas.

Todas las etapas del proceso braquiterápico deben estar sometidas a un control que garantice la calidad del tratamiento y en concreto, para el SP, debemos incluir aspectos como los diferentes modelos de cálculo, integridad de los datos de cálculo, parámetros de cálculo de la fuente, decaimiento, generación de isodosis, distribuciones estándar de dosis absorbida, blindajes, histogramas, optimización, reconstrucción, transferencia de datos, imagen, contorno e informe.

En primer lugar, debe verificarse que la fuente, tanto para ¹⁹²Ir como para ⁶⁰Co, está caracterizada siguiendo los datos de consenso en el documento conjunto ESTRO-AAPM (Grupo HEBD) de dosimetría para fuentes de alta energía.¹³⁵ Las matrices de datos de este documento ya cumplen los requerimientos de resolución¹³⁶ para alcanzar la recomendación de una diferencia máxima de $\pm 2\%$ en el cálculo del SP respecto a las mismas.

Pese a las recomendaciones, siguen existiendo especificaciones incorrectas de las fuentes en los certificados, unidades de tratamiento y SP. La fuente debe especificarse en TKRA, equivalente a S_K , limitando la magnitud 'Actividad' a fines administrativos. Además, debe tenerse cuidado con el formato de las fechas (yyyy-mm-dd; yyyy-dd-mm) de modo que la información sea coherente. En algún caso, la fuente se especifica en el certificado en formato "mGyh⁻¹m², 2015-11-12", mientras que en el SP se usa "mGy/h, 12-Nov-2015", teniendo disponible el usuario además la casilla para "Actividad aparente" tanto en unidades de Ci como de GBq.

Los SP suelen entregarse al usuario con las matrices de consenso en el formalismo TG43¹³⁷ del HEBD incluidas. No obstante, se debe realizar una comparación del cálculo con las tablas de tasa de dosis absorbida por unidad de S_K , es decir $1U = 1 \mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$, siguiendo los dos ejes de simetría de la fuente (*along-away*) con una única posición activada. Estas tablas están disponibles en el informe del HEBD comentado y deben investigarse discrepancias superiores al 2% en el rango 1-10 cm. Además, los cálculos deben realizarse con una rejilla de 1 mm, de modo que se pueda comprobar la correcta implementación de la función de geometría e inter-extrapolaciones. Para estas comparaciones, son útiles las hojas de cálculo Excel disponibles en el enlace www.estro.org/about/governance-organisation/committees-activities/gec-estro-brachyqs, que además pueden ser descargadas fácilmente por cualquier usuario. Esta verificación deberá realizarse, al menos, en el ERI del SP y en las actualizaciones de software.

La importancia de los resultados de los HDV es cada vez mayor en braquiterapia y en concreto, las recomendaciones dosimétricas actuales para tratamientos de cérvix están basadas en resultados obtenidos de

histogramas acumulados, como se ha recogido en este documento. La exactitud y la reproducibilidad de éstos dependen del cálculo de volúmenes, el número de puntos de muestreo y la resolución del *bin*. Es recomendable, debido a que se evalúan volúmenes pequeños, el uso del máximo número de puntos que permita el SP en el cálculo del HDV. La resolución en el eje de abscisas del histograma acumulado debe equilibrar dos aspectos: histograma poco ruidoso pero con buena resolución. Además, debe tenerse en cuenta que los diferentes sistemas de cálculo utilizan diferentes aproximaciones para compensar el efecto de volumen parcial asociado al espesor de corte en los dos cortes extremos del volumen.¹³⁸ Además, como parte del ERI del SP, puede compararse el HDV de la fuente situada en una única posición que genera el SP con uno calculado manualmente¹³⁹ o frente a otros SP. En Goosman *et al*,¹³⁹ se comparan, en varias distancias radiales, %Vol (% de un volumen prueba contenido en el interior de la isodosis que pasa a esa distancia) del SP con los calculados manualmente de acuerdo al TG43. Se sugiere que desviaciones superiores al 5% en cualquier distancia radial o al 2% en el promedio de todas las distancias sean investigadas.

Con periodicidad mensual se recomienda recalcular un plan de referencia de cierta complejidad clínica, por ejemplo, con ambas componentes intracavitaria e intersticial, con el objetivo de garantizar la estabilidad del SP en aspectos como el decaimiento, tiempo de tratamiento y cálculo de histograma en unos órganos con alto gradiente de dosis absorbida como lo son los OAR tratamientos ginecológicos.

La geometría de los aplicadores de la LIB debe comprobarse, estableciéndose un límite de 0.5 mm en este apartado. Para ello, se comparan las dimensiones con las obtenidas en una imagen de la TC de espesor de corte ≤ 1 mm.¹⁴⁰

Así mismo, los algoritmos de optimización deben comprenderse, conociendo el presumible impacto que tendrá el cambio en alguna de sus variables y en especial en volúmenes de sobredosificación. En este sentido, debe comentarse que el uso de los algoritmos de planificación inversa en braquiterapia de cérnix está creciendo y probablemente acabe siendo la forma habitual de optimización. Sin embargo, como ya se ha comentado en la sección de planificación, actualmente no se están utilizando de manera rutinaria, al menos en los hospitales de este grupo de trabajo por los motivos expresados en dicha sección.

El cálculo basado en TG43¹³⁷ presenta una serie de limitaciones bien conocidas, derivadas del hecho de asumir un medio cuasi-infinito de agua líquida, como son la falta de corrección por heterogeneidades del tejido o sobreestimación de la retrodispersión en zonas cercanas al contorno de la paciente. De los tres sistemas de cálculo más habituales en España –Oncentra

Brachy (Elekta), BrachyVision (Varian) y Sagiplan (Bebig)– los dos primeros tienen la opción de realizar cálculos fuera del marco del TG-43 a través de los módulos *ACE (Advanced Collapsed Cone)* y *Acuros* (basado en la ecuación de transporte de Boltzmann), exclusivamente para los modelos determinados de fuentes de HDR ¹⁹²Ir. La manera de proceder con estos métodos de cálculo avanzados, conocidos como *Model-based dose calculation algorithms (MBDCAs)* (www.aapm.org/org/structure/default.asp?committee_code=WGDCAB), debe seguir las recomendaciones AAPM-ESTRO actuales:¹⁴¹ no se deben utilizar como base para el tratamiento hasta que los protocolos clínicos lo indiquen, pero sí se debe calcular por los dos métodos para obtener una base de diferencias, sobre todo en lo que respecta a dosis absorbida en agua en el seno de agua frente a dosis absorbida en medio en el seno de medio.

Las diferencias de TG43 vs. MBDCAs en el tratamiento de cérnix con fuentes de ¹⁹²Ir o ⁶⁰Co son pequeñas (< 5 %)^{142,143} ya que no se utilizan aplicadores con protecciones blindadas.

Para establecer el ERI de estos MBDCAs en el SP, el Grupo de Trabajo de la AAPM *Working Group on Model-Based Dose Calculation Algorithms in Brachytherapy* ha elaborado un procedimiento por el que se parte de una fuente genérica de ¹⁹²Ir (promedio de las comerciales en dimensiones-materiales) así como de un aplicador rectal también genérico en el que se establece un blindaje de tungsteno en un sector de 180°. Para esta fuente y aplicador se han producido cuatro casos, calculados con Monte Carlo, para ser comparados con los cálculos del SP.¹⁴⁴⁻¹⁴⁶ En el primero de los casos, la fuente se sitúa en el centro de un maniquí extenso de agua simulándose una situación similar a TG43¹³⁷, en el segundo se reduce considerablemente las dimensiones del medio pero manteniéndose la fuente en el centro, en el tercero se desplaza la fuente a un extremo de este medio y finalmente, en el cuarto, la fuente, en el centro del medio reducido, se sitúa en el interior del aplicador genérico con blindaje de tungsteno.

Para poder realizar la comparación, el usuario debe descargarse los archivos DICOM necesarios desde http://rpc.mdanderson.org/rpc/BrachySeeds/Source_Registry.htm (entrar en la pestaña *Model-Based Dose Calcs*). En los SP de Elekta y Varian, el usuario ya puede calcular estos casos test de un modo sencillo al estar integrada esta posibilidad en el software. Cabe destacar que este Working Group está desarrollando casos de prueba puramente clínicos en diferentes localizaciones típicas (mamas, ginecológicos, etc) destinados al comisionado de los nuevos algoritmos de planificación. Cabe mencionar que el coordinador de este grupo es Javier Vijande y, a su vez, Facundo Ballester es el coordinador del *AAPM Brachytherapy Source Registry Working Group*, ambos miembros de la SEFM.

8.4. Verificación independiente

Todos los documentos de CC mencionados en esta sección^{1,121-123} incluyen la necesidad de realizar un segundo cálculo en cada tratamiento. Es habitual el uso de soluciones mediante hojas de cálculo¹⁴⁷ o programas comerciales con la misma función, en los que de manera más o menos automatizada se introducen las posiciones y tiempos de parada. Pese a que no puede considerarse un cálculo totalmente independiente al usarse las mismas coordenadas de parada de la fuente y puntos, puede cumplir con el objetivo de control del cálculo.

En braquiterapia, pequeñas desviaciones en el posicionamiento de la fuente pueden tener importantes consecuencias dosimétricas. Pese al considerable esfuerzo que se realiza en CC o en la elaboración de procedimientos, no es habitual realizar una monitorización en tiempo real del tratamiento que asegure la correcta localización de la fuente en la anatomía. No es de extrañar, por tanto, que la mayoría de los incidentes estén relacionados con desviaciones en la posición de la fuente, respecto a la planificada, en el paciente.¹⁴⁸

Por todo esto, es recomendable el uso de la dosimetría *in vivo* en BT.¹⁴⁹ Pese a las limitaciones asociadas con los altos gradientes y cambios en las tasas en irradiación, podrían detectarse errores importantes como, por ejemplo, una incorrecta conexión entre canales y aplicadores. La implicación de las casas comerciales en este campo se hace fundamental, ya que solo una unidad (Eckert & Ziegler) tiene incorporado un sistema de dosimetría *in vivo* con diodos, e incluso en este caso, su uso potencial está limitado únicamente a una comparación de la dosis absorbida total y no por posición de fuente o aplicador. A esta limitación hay que añadir su incertidumbre, tanto a nivel del propio detector como de reproducibilidad de su posicionamiento.

En la actualidad, existen varias iniciativas para el desarrollo de pequeños detectores de cristal luminiscente que permite su uso en agujas intersticiales en tiempo real, lo que permite un control y comparación con el SP tanto de la tasa como de la dosis absorbida acumulada.¹⁵⁰⁻¹⁵⁵

En este mismo sentido, son especialmente prometedores para su uso en braquiterapia los sistemas de control por seguimiento electromagnético (*ElectroMagnetic Tracking, EMT*), ya utilizados en otras áreas de la medicina como la neurocirugía. Basados en la interacción de un campo magnético y diferentes sensores podrían ser potencialmente utilizados para la reconstrucción del implante, su verificación antes del tratamiento e incluso el control de la posición y el tiempo de tratamiento de la fuente. Su aplicación clínica debe todavía ser estudiada en más profundidad. En Poulin *et al.*,¹⁵⁶ en un estudio preclínico en maniquí, se evalúa un sistema ETM para su uso en la reconstrucción de aplicadores plásticos; tiempos de reconstrucción de unos 10 s por aplicador

y desviaciones geométricas similares (< 1 mm) a las que se tienen en el procedimiento basado en la TC, son sus conclusiones más relevantes. En Bert *et al.*¹⁵⁷ se analizan las potenciales aplicaciones en implantes intersticiales; además, se menciona ya su uso en alguna situación clínica.

9. Análisis de incertidumbres

En el informe conjunto de la AAPM y GEC-ESTRO¹³¹ se consideran las incertidumbres en braquiterapia con objeto de identificar los diferentes componentes y su contribución relativa a la incertidumbre global. Éste comprende una revisión bibliográfica y provee unas recomendaciones para uniformizar el registro de incertidumbres en braquiterapia. Todas las incertidumbres de esta sección tienen un factor de cobertura $k = 1$ si no se indica otro valor.

Podemos dividir la incertidumbre en braquiterapia en tres componentes: una parte asociada a la calibración de la fuente, otra al cálculo de la dosis absorbida por el planificador, y por último, una parte asociada al tipo de tratamiento: reconstrucción del aplicador, contorno y cambios inter e intrafracción.

Para HDR de alta energía, ¹⁹²Ir y ⁶⁰Co, se considera una incertidumbre relativa a la calibración de la fuente del 2% en el D₉₀ del CTV_{HR}.¹³¹

En el caso específico de braquiterapia de cérvix, en el trabajo de Tanderup *et al.*¹⁵⁸ se considera una incertidumbre para el cálculo de la dosis absorbida y de los HDV del 3%, tanto para el CTV_{HR} como para los órganos de riesgo. En este sentido, con objeto de reducir la incertidumbre asociada a los valores de los parámetros extraídos de los HDV, especialmente los de pequeño volumen (D_{2cm³}, D_{0.1cm³}), se recomienda aumentar el número de puntos de muestreo al máximo y aumentar la resolución del histograma (aumentar *bins*).

Entre las fuentes de incertidumbre asociadas específicamente a la braquiterapia de cérvix se pueden distinguir:¹³¹ (a) la reconstrucción de los aplicadores a partir de conjuntos de imagen tridimensionales (< 4%), (b) variaciones inter e intraobservador en el contorno de los volúmenes blanco (9%) y OAR (5%-11%) sobre imágenes 3D, (c) variaciones inter e intrafracción del CTV_{HR} (11%) y de los OAR (20%-25%).¹⁵⁸ La incertidumbre correspondiente al contorno es la que predomina en la global para el CTV_{HR}, mientras que la mayor contribución para los OAR es el movimiento de los mismos. En el informe conjunto de la AAPM y GEC-ESTRO¹³¹ se considera un nivel de incertidumbre de los cambios intra e interfracción, incluyendo el contorno, del 11%, y una global del 12%. No obstante, dicha incertidumbre global se puede reducir considerablemente, si para cada aplicación se realiza adquisición de imágenes, e incluso más si se hace en cada fracción (5%).

9.1. Reconstrucción de los aplicadores

La variación en la posición del aplicador respecto a los diferentes OAR y volúmenes blanco tiene una influencia considerable en los diferentes parámetros dosimétricos (4% y 6% en las magnitudes D_{90} del CTV_{HR} y D_{2cm^3} de los OAR, respectivamente).¹³¹ Las variaciones pueden ser debidas a desplazamientos relativos, diferentes llenados de los órganos de riesgo (un estudio reciente¹⁵⁹ destaca que cambios en el volumen de la vejiga afectan principalmente a la posición cráneo-caudal del tumor) o modificaciones de su contorno, y dependen del tipo de taponamiento vaginal, del tipo de aplicador, del método de fijación, etc.

La fase de reconstrucción consiste en el proceso de asignar la posición distal de la fuente en los diferentes canales, así como el resto de los puntos de catéter que definirán la trayectoria de la fuente sobre el conjunto de imágenes de la paciente. La incertidumbre en la reconstrucción del aplicador en la dirección de la SIU es la más pronunciada, del orden de 2 mm ($k = 2$). Dicho valor es muy inferior a las variaciones en el posicionamiento del aplicador inter e intrafracción con respecto a la anatomía en la dirección cráneo-caudal, que puede tener incertidumbres de entre 5 mm y 7 mm ($k = 2$).²⁰ Conviene revisar las imágenes de la RM antes de retirar a la paciente de la camilla, ya que puede aparecer un pequeño zigzagado en las imágenes de los aplicadores debido a un movimiento inesperado de la paciente durante la adquisición.

En Awunor *et al*¹⁶⁰ se realiza una auditoria en 20 centros europeos de braquiterapia sobre un total de 38 aplicadores exclusivamente tipo anillo. La incertidumbre expandida ($k = 2$) en el posicionamiento de la fuente en la dirección del movimiento fue de 1.4 mm, y la desviación estándar de la reproducibilidad del posicionamiento de los diferentes proyectores de fuentes menor a 1 mm. No obstante, en dicho estudio se alerta sobre las diferencias, que en algunos casos superan los 2 mm, entre la trayectoria de la fuente descrita por los modelos de los diferentes fabricantes y la trayectoria real. Para minimizar esta desviación, en algunos SP es posible, dentro de la librería, caracterizar la trayectoria real de la fuente.¹⁶¹

En Tanderup *et al*¹⁶² se evalúa el impacto de las incertidumbres Tipo A y Tipo B de reconstrucción, modeladas a partir de rotaciones y traslaciones del aplicador, en los diferentes parámetros de los HDV. Se observa en las EQD_2 de las D_{2cm^3} de recto y vejiga una incertidumbre de hasta 5%-6% por mm de desplazamiento del aplicador. En la misma línea, el estudio de Schindel *et al*¹⁶³ establece un límite en la incertidumbre de la reconstrucción del aplicador de 1.5 mm para evitar cambios dosimétricos superiores al 10% en la EQD_2 de la D_{2cm^3} de recto, aplicando desplazamientos virtuales a un aplicador del tipo SIU más ovoides. También en el ICRU89,¹⁹ se reporta que la

reconstrucción del aplicador provoca unas diferencias en el cálculo de los HDV del 5% al 8% por mm de error en la reconstrucción.

9.2. Variaciones inter e intraobservador en el contorno

En los estudios de la incertidumbre resulta complicado discernir la componente asociada exclusivamente a los movimientos de los órganos de la correspondiente a la reconstrucción o al contorno, siendo esta última considerada como una de las fuentes más relevantes de incertidumbre en la braquiterapia de cérnix.

Algunas regiones son más propensas a incertidumbres en la reconstrucción de volúmenes. Por ejemplo: las regiones del primer y del último corte de un determinado volumen, o aquellas regiones con variaciones significativas en la forma del contorno de un corte al siguiente. En estos casos el HDV tendrá variaciones significativas, como es el caso del sigma.¹⁹ Como los puntos calientes de la vejiga y del recto se hallan en zonas de poco gradiente, la incertidumbre relativa en las respectivas dosis absorbidas D_{2cm^3} son inferiores al 5% ($k = 1$).¹⁹

En Hellebust *et al*¹⁶⁴ se valora el impacto dosimétrico de la variabilidad interobservador analizando los contornos sobre resonancia de seis pacientes con cáncer de cérnix efectuados por 10 observadores. Para los D_{90} de los volúmenes blanco, GTV y CTV_{HR} , obtienen una desviación estándar entre 8-10%, mientras que para los D_{2cm^3} de órganos de riesgo, recto y vejiga, la desviación estándar es menor (5-8%). Para el tratamiento completo, la variabilidad interobservador comporta una incertidumbre en EQD_2 de 5 Gy ($k = 1$) para el CTV_{HR} , y para los órganos de riesgo en EQD_2 de 2-3 Gy.

En Petric *et al*¹⁶⁵ se realiza un estudio multicéntrico de contorno en resonancia magnética de los volúmenes: GTV, CTV_{HR} e CTV_{IR} en el que participaron 10 ORT y se utilizaron los conjuntos de imágenes de 6 pacientes. Se determinó que el CTV_{HR} es el volumen con menor incertidumbre interobservador de los tres anteriores, y por tanto el más robusto de cara a la prescripción de dosis absorbida. Los valores obtenidos para la distancia interdelineación con respecto a los volúmenes de consenso fue de 4.2 ± 3.5 mm, 3.8 ± 3.4 mm y 5.2 ± 5.6 mm para GTV, CTV_{HR} e CTV_{IR} , distancias medidas en cada corte desde el centro de masas del contorno de referencia.

9.3. Variaciones inter e intrafracción del CTV_{HR} y de los órganos de riesgo

Para este apartado conviene tener presente la nomenclatura para las incertidumbres, tal y como se detalla en el informe ICRU89.¹⁹

- a. *Intrafracción*: variaciones entre la adquisición de imágenes/planificación y el tratamiento.
- b. *Interfracción*: variaciones entre dos fracciones basadas en el mismo conjunto de imágenes/plan y aplicación.
- c. *Interaplicación*: variaciones entre dos aplicaciones.

En Nesvacil *et al*⁷⁵ se ofrece una comparación multicéntrica del impacto dosimétrico de las variaciones anatómicas no solo interaplicación, sino también interfracción. Combinando ambas, las variaciones porcentuales de las desviaciones estándar resultan en D_{2cm^3} en vejiga (20%), recto (22%), sigmoide (27%) y CTV_{HR} D_{90} (13%). Éstas dan como resultado unas incertidumbres en EQD₂ de 2 Gy-4 Gy para el D_{90} del CTV_{HR} , y de 4 Gy-8 Gy en EQD₂ para los D_{2cm^3} en los OAR.

Respecto a la incertidumbre intrafracción, en Nomdem *et al*¹⁶⁶ se reporta que adquiriendo imágenes directamente después de la colocación del aplicador, justo antes del tratamiento y después de la primera fracción de cada aplicación, se evidencian incertidumbres intrafracción para la D_{90} del CTV_{HR} y las D_{2cm^3} del recto, de la vejiga y del sigmoide. En el caso de la D_{90} del CTV_{HR} éstas son despreciables en comparación con la incertidumbre de contorno (~9%) estimadas en el trabajo de Hellebust *et al*.¹⁶⁴ Para los órganos de riesgo son en general pequeñas, pero presentan algunos casos aislados con variaciones en los D_{2cm^3} superiores a las incertidumbres en el contorno. En la misma línea, en Siavashpour *et al*,¹⁶⁷ calculando los HDV de los conjuntos de imágenes pre y post-tratamiento con la misma planificación, se reportan incertidumbres en los D_{2cm^3} de los órganos de riesgo del orden de las obtenidas por Nesvacil *et al*.⁷⁵

9.4. Utilización de una única planificación para varias fracciones

La incertidumbre asociada al considerar la dosis absorbida (D_{2cm^3}) total de los órganos de riesgo de “n” inserciones como el producto $n \cdot D_{2cm^3}$ se investiga en el trabajo de Kobayashi *et al*.¹⁶⁸ Los resultados muestran que conforme se aumenta el número de fracciones, la suma directa de los parámetros del histograma dosis-volumen sobreestima la dosis absorbida significativamente. En esta misma línea en el trabajo de Kirisits *et al*¹⁶⁹ sobre una muestra de 14 pacientes, en el que se compararon las EQD₂ en los diferentes órganos de riesgo y las EQD₂ en los volúmenes blanco en el caso de utilizar una planificación única (la correspondiente a la primera fracción) para las cuatro fracciones con la suma de las dosis absorbidas obtenidas en la dosimetría de cada fracción, concluye que el uso de una única planificación para varias aplicaciones conlleva dosis absorbidas mayores en promedio: 3.5 Gy, 4.2 Gy,

5.8 Gy y 5.9 Gy, para los D_{2cm^3} de vejiga, recto, sigmoide y CTV_{HR} D_{90} respectivamente.

Reniers *et al*¹⁷⁰ utilizan el registro deformable de imágenes para obtener el campo vectorial de deformación y aplicarlo a la matriz de dosis absorbidas de la enésima fracción, para después aplicarla al conjunto de imágenes inicial con objeto de acumular la dosis absorbida de las diferentes fracciones. De esta manera obtiene valores para la incertidumbre en los D_{2cm^3} de la vejiga (5%) y del recto (10%).

Con objeto de valorar las consecuencias de realizar una única planificación para dos fracciones consecutivas correspondientes a una única inserción, en Lang *et al*¹⁷¹ se estudian las variaciones de los parámetros de los HDV obtenidos del cálculo dosimétrico individual de cada una de las fracciones consecutivas y los que se derivan de una única planificación para ambas fracciones, aplicando el plan de la primera fracción sobre las imágenes de la segunda fracción. Los datos de este trabajo indican que el efecto dosimétrico no es relevante, teniendo en cuenta las tolerancias admitidas para los diferentes parámetros de los HDV comentadas previamente.

9.5. Acumulación de dosis RTE-BT

A la incertidumbre total del tratamiento de braquiterapia hemos de añadir la incertidumbre asociada a la acumulación de las dosis absorbidas de la radioterapia externa. En un estudio reciente¹⁷² se transformaron a EQD₂ las dosis absorbidas de la parte de RTE y de la BT correspondiente. Luego se utilizaron tres métodos diferentes para acumular las dosis absorbidas de ambos tratamientos: (1) registrar con un algoritmo deformable las imágenes de estos tratamientos, fusionar las dosimetrías y obtener las D_{2cm^3} de los órganos de riesgo, (2) asumir para la RTE unas dosis absorbidas uniformes, siendo por tanto la localización de las D_{2cm^3} la misma en la combinación de tratamientos y en la braquiterapia, y (3) calcular las D_{2cm^3} de los OAR en externa y en braquiterapia por separado, y aunque no coincidan espacialmente sumarlas directamente. En este trabajo se concluye que con el método que asume dosis absorbidas uniformes de radioterapia externa no hay diferencias respecto a efectuar un registro deformable, siendo además más robusto que el método de suma directa de los D_{2cm^3} de externa y de braquiterapia.

9.6. Fusión de imágenes

Para delimitar el volumen de riesgo intermedio es necesario disponer de la extensión del GTV en el diagnóstico, es decir antes de la RTE. Para obtener esta información sobre las imágenes de la RM de braquiterapia sería necesario fusionar dicho volumen a partir de un registro deformable de las resonancias de diag-

nóstico y de la braquiterapia. En la práctica, se realiza de una forma aproximada, sin utilizar registro de imágenes. Este paso aporta una incertidumbre al proceso.

9.7. Traslado de camillas

Una componente más de la incertidumbre viene dada por el traslado de la paciente, dando lugar a potenciales geometrías diferentes en la adquisición de imágenes y en el tratamiento, tanto de los órganos de riesgo como del volumen blanco.

El traslado de la paciente de la camilla de quirófano a la mesa de la RM se realiza en dos etapas. Fuera de la sala de RM se pasa la paciente de la camilla de quirófano a una camilla compatible con RM, habitualmente con la ayuda de las sábanas que trae, y en algunos centros se utiliza además un colchón semirígido. Una vez dentro de la sala de RM, se vuelve a pasar a la paciente de la camilla compatible RM a la camilla de exploración de la resonancia, en la que previamente se ha colocado la antena dorsal, confiando que el taponamiento mantenga inmóvil la anatomía y el implante. Sobre el abdomen de la paciente se coloca la antena ventral. Sin antenas receptoras próximas a la paciente habría una pérdida de señal y calidad de imagen considerable. Una vez finalizada la exploración, se vuelve a levantar a la paciente para cambiarla de la camilla de exploración a la compatible con RM, y fuera de la sala de RM se vuelve a pasar a la paciente a una camilla convencional, antes de llevarla al búnker de braquiterapia. En estos últimos cambios se está introduciendo una incertidumbre en el posicionamiento respecto al de las imágenes adquiridas.

Igualmente ocurre durante las diferentes fracciones de una aplicación en las que la paciente se traslada de la cama a la mesa de tratamiento. Para minimizar todas estas incertidumbres se requiere la realización de un taponamiento adecuado que asegure al máximo la constancia en la geometría del implante.

10. Sumario de recomendaciones

En este apartado vamos a tratar de resumir los aspectos más importantes de este informe. Como hemos comentado al inicio, queremos resaltar que no se trata estrictamente de recomendaciones, sino de un consenso y puesta en común entre los miembros del grupo tras la experiencia adquirida. En algunos casos, como en activación-optimización, ni siquiera se ha llegado a un consenso, sino que se han presentado las diferentes tendencias y opciones, ya que debe mantenerse lo que específicamente se ha decidido con el ORT. Recientemente, se ha publicado el ICRU 89,¹⁹ que recoge y actualiza los conceptos introducidos por GEC-ESTRO para la IGABT en cáncer de cervix, una

vez que la técnica ha sido consolidada y validada con una amplia experiencia clínica. Se recomienda la lectura y seguimiento de ese informe por su actualidad y completitud. En el trabajo de este grupo de la SEFM, se ha intentado reflejar buena parte del mismo a lo largo de todo el documento.

A continuación, se resaltan los puntos importantes recogidos en este informe del grupo de la SEFM:

1. En la aceptación y ERI del aplicador deben requerirse del proveedor todos los detalles necesarios, tanto relativos a la geometría como a los materiales. Deben conocerse, tanto el acoplamiento de las diferentes piezas, como la configuración de la componente intersticial, sobre todo, en lo referente a la profundidad de los vectores.
2. Como queda recogido a lo largo del documento, la técnica de imagen por RM es la recomendada en BT de cervix, siendo imperativo su uso en caso de componente intersticial. En la tabla 2, se presentan tanto recomendaciones como ilustraciones de parámetros utilizados en las exploraciones de RM para la planificación de cervix. Como hemos resaltado, la técnica concreta es muy dependiente de cada centro, ya que debe conjugar la calidad de imagen para que el especialista en diagnóstico fije la extensión tumoral, que el ORT realice el contorno, y que el radiofísico pueda reconstruir adecuadamente. Idealmente, debe usarse solo una secuencia para todas las tareas con el fin de ser eficientes y minimizar el movimiento de la paciente. Debe evaluarse la distorsión; para ello, el ejemplo aportado comparando con referencias óseas de la TC es sencillo y práctico.
3. Existen varias recomendaciones específicas a aplicar en la BT de cervix, siendo la más actual, y sobre la que se concentran las recomendaciones previas, el ICRU 89, que, como hemos señalado, debe ser la referencia fundamental a seguir. En el trabajo de este grupo de la SEFM, gracias a que uno de los hospitales está implicado en el protocolo EMBRACE, se presentan en detalle las características de éste, tanto en su fase I como en la II, así como en el retro-EMBRACE, con resultados clínicos de notable beneficio. Se presentan tablas de prescripción y tolerancias, que pueden ser interesantes para el consenso con los ORT de cada departamento.
4. Se han descrito en detalle los pasos del contorno de CTV y OAR, así como la reconstrucción, siendo ésta específica del aplicador utilizado con o sin componente intersticial. Deben conocerse en detalle los condicionantes en cada caso específico para

realizar una reconstrucción con la precisión adecuada. Lo ideal es hacer uso de las librerías siempre que sea posible y estén disponibles. Respecto a la activación y optimización, debe tenerse una precaución especial con la planificación inversa, dado el poco control sobre los volúmenes de sobredosificación. En este documento, se presentan procedimientos típicos usados en hospitales de este grupo de trabajo, procedimientos que deben ser considerados siempre conjuntamente con los ORT. Para el informe dosimétrico, se recomienda al menos el de nivel 2 del ICRU 89.

5. Aunque no justificable en nuestra opinión, el acceso a RM en algunos centros no es lo fluido que se desearía, por lo que debe realizarse un apoyo parcial o completo con la TC. Se recomienda tomar iniciativas para evitar o minimizar este condicionante. En los casos que no sea posible, en este documento se recogen, tanto de la literatura como de experiencia propia, diferentes opciones apoyadas en la TC. Habitualmente, en la mayoría de centros, se realiza una TC antes de la RM para evaluar la idoneidad del implante; en esa TC es posible tomar referencias que ayuden en la reconstrucción en RM, por ejemplo, la profundidad de las agujas. También la TC es una herramienta muy adecuada para asegurar la constancia del implante entre fracciones para una aplicación dada, cuando hay dudas de ésta.
6. El uso de ultrasonidos en la planificación de cérvix se está extendiendo cada vez más, por ahora a nivel de investigación, pero se apunta a posibles soluciones eficientes y prácticas en un futuro cercano. Las ventajas de su disponibilidad y uso intraoperatorio son fundamentales. La recomendación es que en la actualidad no sustituya a la RM y su papel queda bien establecido en el guiado del implante en el momento de la inserción.
7. El ERI y CC en esta modalidad tiene aspectos específicos recogidos en la sección 8, fundamentalmente centrados en la trayectoria real frente a las referencias en los aplicadores y en lo referente al SP. Se recomienda realizar siempre un cálculo independiente, en la línea indicada en 8.4.
8. En todo procedimiento radioterápico deben evaluarse las incertidumbres para tener un marco adecuado de las magnitudes en juego. En este caso de braquiterapia de cérvix, al igual que en Radioterapia en general, la componente fundamental es el contorno y su variabilidad interobservador,

que es un gran reto para los ORT. Existen otros aspectos radiobiológicos que se han simplificado como es el EQD₂, pero esto se ha hecho en beneficio de la uniformidad y de un criterio claro de aplicación, dada su enorme complejidad, por lo que la recomendación es especificar la dosis absorbida en estos EQD₂ basados en el modelo lineal cuadrático.

11. Conclusiones

En este informe, el grupo de trabajo de Braquiterapia de la SEFM ha intentado recoger los aspectos fundamentales de la braquiterapia de cérvix basada en RM T2W. Se han presentado tanto aspectos prácticos y resumen de la literatura, junto con recomendaciones de sociedades científicas para poner en común, armonizar y servir de base a los miembros de la SEFM en los inicios de la implementación de esta técnica. Se han descrito los aplicadores disponibles, centrándonos, fundamentalmente, en los de componente intersticial. Tras el análisis de las condiciones de uso de la RM y el resumen de recomendaciones de sociedades científicas y organismos, en base a la experiencia de los miembros del grupo de trabajo, se han descrito y discutido los procedimientos de planificación, desde la reconstrucción hasta la optimización, prescripción y confección del informe de tratamiento.

Asimismo, también se ha incluido el uso de los ultrasonidos en la planificación de BT de cérvix, por la gran potencia futura que apunta, dada su disponibilidad y carácter intraoperatorio. Finalmente, se han descrito los aspectos específicos de ERI, garantía de calidad y análisis de incertidumbres en esta modalidad de planificación de cérvix con RM T2W.

12. Agradecimientos

Este grupo de trabajo quiere expresar su agradecimiento a determinadas personas e instituciones que han contribuido con su información y revisión en determinados contenidos del mismo: Vicente Carmona (Hospital La Fe), Silvia Rodríguez (Clínica Benidorm), Antonio Otal (Hospital Arnau de Vilanova), Ester Carrasco (Varian), Jordi Perez (Elekta), Pablo Mejjide (Bebig), Jackie Valera (Bebig), Laura Buñesch (Centro de Diagnóstico por la Imagen Clínic. Hospital Clínic Barcelona), Guillermina Montoliu (Hospital La Fe), Blanca Ibañez (Hospital La Fe), Elena Villafranca (Complejo Hospitalario de Navarra) y Angels Rovirosa (Oncología Radioteràpica. Hospital Clínic de Barcelona).

13. Listado de abreviaciones

ABS	<i>American Brachytherapy Society</i>
BRAPHYQS	<i>Brachytherapy Physics Quality Assurance</i>
BT	Braquiterapia
CC	Control de Calidad
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>
CTV _{HR}	<i>Clinical Target Volume High Risk</i>
CTV _{IR}	<i>Clinical Target Volume Intermediate Risk</i>
D _{Xcc}	Dosis absorbida mínima en el volumen X en cm ³
EQD ₂	Dosis Equivalente a 2 Gy
ERI	Estado de Referencia Inicial
ESTRO	<i>European Society of Therapeutic Radiation and Oncology</i>
GEC	<i>Groupe Européen de Curiethérapie</i>
GTV _B	<i>Gross Tumor Volume</i> previo BT
GTV _D	<i>Gross Tumor Volume</i> previo RTE
HDR	<i>High Dose Rate</i>
HDV	Histograma Dosis-Volumen
IC	Intracavitaria
ICRU	<i>International Commission in Radiation Units and Measurements</i>
IGABT	<i>Image Guided Adaptive Brachytherapy</i>
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i>
IS	Intersticial
LIB	Librería de Aplicadores en el SP
mRM	Marcador visible en RM
OAR	<i>Organ at Risk</i>
ORT	Oncóloga-o Radioterápica-o
RM	Resonancia Magnética Nuclear
RTE	Radioterapia Externa
SBRT	<i>Sterotactic Body Radiation Therapy</i>
SEFM	Sociedad Española de Física Médica
S _K	<i>Air Kerma Strength</i>
SIU	Sonda Intrauterina
SP	Sistema Planificación
TKRA	Tasa de Kerma de Referencia en Aire
TRAK	<i>Total Reference Air Kerma</i>
T1W	<i>T1 weighed</i>
T2W	<i>T2 weighed</i>
TC	Tomografía Axial Computarizada
TRUS	<i>Transrectal Ultrasound</i>
U	Unidad de S _K 1 U = 1 μGy m ² h ⁻¹
US	Ultrasonidos

Referencias bibliográficas

1. Pérez-Calatayud J, Arrans R, De Frutos J, Guisasola A, Macías J, Valverde J. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia. Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM. *Rev Fis Med.* 2000; 1(0):1-49.
2. Pérez-Calatayud J, Corredoira E, Crispín V, Eudaldo T, de Frutos JA, Pino F, Pujades MC, Richart J. Protección radiológica en Braquiterapia. Informe del grupo de trabajo de Braquiterapia de la SEFM. *Rev Fis Med.* 2015;16(2):11-47.
3. Tanderup K, Eifel P, Yashar C, Potter R, Grigsby P. Curative Radiation Therapy for Locally Advanced Cervical Cancer: Brachytherapy Is NOT Optional. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2014;88(3):537-9.
4. Tanderup K, Lindegaard JC, Kirisits C, Haie-Meder C, Kirchheiner K, A Leeuw, Jürgenliemk-Schulz I, Van Limbergen E, Pötter R. Image Guided Adaptive Brachytherapy in cervix cancer: A new paradigm changing clinical practice and outcome. *Radiother Oncol.* 2016;120(3):365-369.
5. Assenholt MS, Petersen JB, Nielsen SK, Lindegaard JC, Tanderup K. A dose planning study on applicator guided stereotactic IMRT boost in combination with 3D MRI based brachytherapy in locally advanced cervical cancer. *Acta Oncol.* 2008;47(7):1337-43.
6. Assenholt MS, Vestergaard A, Kallehauge JF, Mohamed S, Nielsen SK, Petersen JB, Fokdal L, Lindegaard JC, Tanderup K. Proof of principle: Applicator-guided stereotactic IMRT boost in combination with 3D MRI-based brachytherapy in locally advanced cervical cancer. *Brachytherapy.* 2014;13(4):361-8.
7. Wang X, Li J, Wang P, Yuan K, Yin G, Wan B. Image guided radiation therapy boost in combination with high-dose-rate intracavitary brachytherapy for the treatment of cervical cancer. *J Contemp Brachytherapy.* 2016;8(2):122-7.
8. Chassagne D, Dutreix A, Almond P, Burgers JM V., Busch M, Joslin CA. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. Report 38. *J ICRU.* 1985;20(1):1-21.
9. Viswanathan AN, Thomadsen B. American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part I: General principles. *Brachytherapy.* 2012;11(1):33-46.
10. Viswanathan AN, Beriwal S, De Los Santos JF, Demanes DJ, Gaffney D, Hansen J, Jones E, Kirisits C, Thomadsen B, Erickson B. American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part II: High-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy.* 2012;11(1):47-52.
11. Mayadev J, Viswanathan A, Liu Y, Li CS, Albuquerque K, L. Damato A, Beriwal S, Erickson B. American Brachytherapy Task Group Report: A pooled analysis of clinical outcomes for high-dose-rate brachytherapy for cervical cancer. *Brachytherapy.* 2017 Jan-Feb;16(1): 22-43.
12. Haie-Meder C, Pötter R, Van Limbergen E, Briot E, de Brabandere M, Dimopoulos J, Dumas I, Hellebust TP, Kirisits C, Lang S, Muschitz S, Nevinson J, Nulens A, Petrow P, Wachter-Gerstner N. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV. *Radiother Oncol* 2005; 74(3):235-245.
13. Potter R, Haie-Meder C, Van Limbergen E, Barillot I, de Brabandere M, Dimopoulos J, Dumas I, Erickson B, Lang S, Nulens A, Petrow P, Rownd J, Kirisits C. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC-ESTRO working group (II): concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy-3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. *Radiother Oncol.* 2006;78(1):67-77.
14. International Study on MRI-Guided Brachytherapy in Locally Advance Cervical Cancer [Sede Web]. Medical University of Vienna; [acceso 10 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://www.embracestudy.dk>
15. Pötter R, Georg P, Dimopoulos JCA, Grimm M, Berger D, Nesvacil N, Georg D, Schmid MP, Reinthaller A, Sturdza A, Kirisits C. Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer. *Radiother Oncol.* 2011;100(1):116-23.
16. Harkenrider MM, Alite F, Silva SR, Small W. Image-based brachytherapy for the treatment of cervical cancer. Vol. 92, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* 2015. p. 921-34.
17. Kang HC, Shin KH, Park SY, Kim JY. 3D CT-based high-dose-rate brachytherapy for cervical cancer: Clinical impact on late rectal bleeding and local control. *Radiother Oncol.* 2010;97(3):507-13.
18. Hellebust TP, Kirisits C, Berger D, Perez-Calatayud J, De Brabandere M, De Leeuw A, Dumas I, Hudej R, Lowe G, Wills R, Tanderup K. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO working group: Considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy. *Radiother Oncol.* 2010;96(2):153-60.
19. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU report 89: Prescribing, recording, and reporting brachytherapy for Cancer of cervix. *Journal of the ICRU.* 2016;13(89).
20. Nomden CN, de Leeuw AA, Moerland MA, Roesink JM, Tersteeg RJ, Jürgenliemk-Schulz IM. Clinical Use of the Utrecht Applicator for Combined Intracavitary/Interstitial Brachytherapy Treatment in Locally Advanced Cervical Cancer. *Int J Radiat Oncol.* 2012;82(4):1424-30.
21. Kirisits C, Lang S, Dimopoulos J, Berger D, Georg D, Pötter R. The Vienna applicator for combined intracavitary and interstitial brachytherapy of cervical cancer: Design, application, treatment planning, and dosimetric results. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;65(2):624-30.
22. Ma JK, Mourad WF, Allbright R, Packianathan S, Harrell LM, Chinchar E, Nguyen A, Vijayakumar S. Short-term clinical outcome and dosimetric comparison of tandem and ring versus tandem and ovoids intracavitary applicators. *J. Contemp. Brachytherapy.* 2015;7(3):218-23.
23. Rodriguez S, Richart J, Ota A, Perez-Calatayud J, Santos M. A new template for MRI-based intracavitary/interstitial gynecologic brachytherapy: Design and clinical implementation. *J Contemp Brachytherapy.* 2015;7(4):265-72.
24. Roviroso A, Samper P, Villafranca E (editores). Braquiterapia 3D guiada por la imagen. Grupo de Braquiterapia de SEOR. EdikaMed S.L; 2017. Disponible en: <http://www.seor.es/braquiterapia-3d-guiada-por-la-imagen/>

25. 30th GEC-ESTRO Brachytherapy Course. Budapest 2017. Interstitial Brachytherapy Techniques. Gynecological tumors.
26. Wang Y, Ye WJ, Du LH, Li AJ, Ren YF, Cao XP. Dose-volume parameters and clinical outcome of CT-guided free-hand high-dose-rate interstitial brachytherapy for cervical cancer. *Chin J Cancer*. 2012;31(12):598–604.
27. Weitmann HD, Knocke TH, Waldhäusl C, Pötter R. Ultrasound-guided interstitial brachytherapy in the treatment of advanced vaginal recurrences from cervical and endometrial carcinoma. *Strahlentherapie und Onkol*. 2006;182(2):86–95.
28. Stock RG, Chan K, Terk M, Dewyngaert JK, Stone NN, Dotting P. A new technique for performing Syed-Neblett template interstitial implants for gynecologic malignancies using transrectal-ultrasound guidance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1997;37(4):819–25.
29. Sharma DN, Rath GK, Thulkar S, Kumar S, Subramani V, Julka PK. Use of transrectal ultrasound for high dose rate interstitial brachytherapy for patients of carcinoma of uterine cervix. *J Gynecol Oncol*. 2010;21(1):12–7.
30. Fokdal L, Tanderup K, Hokland SB, Røhl L, Pedersen EM, Nielsen SK, Paludan M. Clinical feasibility of combined intracavitary/interstitial brachytherapy in locally advanced cervical cancer employing MRI with a tandem/ring applicator in situ and virtual preplanning of the interstitial component. *Radiother Oncol*. 2013;107(1):63–8.
31. Lindegaard JC, Madsen ML, Traberg A, Meisner B, Nielsen SK, Tanderup K, Spejlborg H, Fokdal LU, Nørrevang O. Individualised 3D printed vaginal template for MRI guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer. *Radiother Oncol*. 2016;118(1):173–5.
32. Dimopoulos JCA, Petrow P, Tanderup K, Petric P, Berger D, Kirisits C, Pedersen EM, Van Limbergen E, Haie-Meder C, Pötter R. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (IV): Basic principles and parameters for MR imaging within the frame of image based adaptive cervix cancer brachytherapy. *Radiother Oncol*. 2012;103(1):113–22.
33. Kim Y, Muruganandham M, Modrick JM, Bayouth JE. Evaluation of artifacts and distortions of titanium applicators on 3.0-tesla MRI: Feasibility of titanium applicators in MRI-guided brachytherapy for gynecological cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2011;80(3):947–55.
34. Domingo C, Richart J, Otal A, Pérez-Calatayud J. A simple method to evaluate MRI distortion in Cervical Brachytherapy. En: XIX Congreso SEOR / I Congreso SEOC. 2017 Jun 8-10.
35. Petit S, Wielopolski P, Rijnsdorp R, Mens JW, Kolkman-Deurloo IK. MR guided applicator reconstruction for brachytherapy of cervical cancer using the novel titanium Rotterdam applicator. *Radiother Oncol*. 2013;107(1):88–92.
36. Haack S, Nielsen SK, Lindegaard JC, Gelineck J, Tanderup K. Applicator reconstruction in MRI 3D image-based dose planning of brachytherapy for cervical cancer. *Radiother Oncol*. 2009;91(2):187–93.
37. Richart J, Otal A, Rodríguez S, Nicolás AI, DePiaaggio M, Santos M, Vijande J, Ballester F, Perez-Calatayud J. A practical MRI-based reconstruction method for a new endocavitary and interstitial gynaecological template. *J Contemp Brachytherapy*. 2015;7(5):407–14.
38. Pérez-Calatayud J, Kuipers F, Ballester F, Granero D, Richart J, Rodríguez S, Tormo A, Santos M. Exclusive MRI-based tandem and colpostats reconstruction in gynaecological brachytherapy treatment planning. *Radiother Oncol*. 2009;91(2):181–6.
39. Otal A, Richart J, Rodríguez S, Santos M, Perez-Calatayud J. A method to incorporate interstitial components into the TPS gynecologic rigid applicator library. *J Contemp Brachytherapy*. 2017;9(1):59–65.
40. Petric P, Hudej R, Rogelj P, Blas M, Šegedin B, Logar HBZ, Dimopoulos JCA. Comparison of 3D MRI with high sampling efficiency and 2D multiplanar MRI for contouring in cervix cancer brachytherapy. *Radiol Oncol*. 2012;46(3):242–51.
41. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. ISBN 13: 978-84-87078-06-4. Edición: Sendá Editorial, S.A. Isla de Saipán, 47 - 28035 Madrid. SEFM-SEPR-SERAM Revisión 2011.
42. Aubry JF, Cheung J, Morin O, Beaulieu L, Hsu IC, Pouliot J. Investigation of geometric distortions on magnetic resonance and cone beam computed tomography images used for planning and verification of high-dose rate brachytherapy cervical cancer treatment. *Brachytherapy*. 2010;9(3):266–73.
43. van Heerden LE, Gurney-Champion OJ, van Kesteren Z, Houweling AC, Koedooder C, Rasch CRN, Pieters BR, Bel A. Quantification of image distortions on the Utrecht interstitial CT/MR brachytherapy applicator at 3T MRI. *Brachytherapy*. 2016;15(1):118–26.
44. ICRU. Prescribing, Recording and Reporting Photon-Beam Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) (ICRU Report 83). Vol. 10, Journal of the ICRU. 2010.
45. Nkiwane KS, Pötter R, Fokdal LU, Hoskin P, Pearcey R, Šegedin B, Mahantshetty U, Kirisits C. Use of bladder dose points for assessment of the spatial dose distribution in the posterior bladder wall in cervical cancer brachytherapy and the impact of applicator position. *Brachytherapy*. 2015;14(2):252–9.
46. Mazon R, Dumas I, Rivin E, Martin V, Benhabib-Boukhelif W, Tailleux A, Guemnie-Tafo A, Martinetti F, Chargari C, Lefkopoulos D, Haie-Meder C. D2cm3/DICRU ratio as a surrogate of bladder hotspots localizations during image-guided adaptive brachytherapy for cervical cancer: assessment and implications in late urinary morbidity analysis. *Brachytherapy*. 2015;14(2):300–7.
47. Westerveld H, Pötter R, Berger D, Dankulchai P, Dörr W, Sora MC, Pötter-Lang S, Kirisits C. Vaginal dose point reporting in cervical cancer patients treated with combined 2D/3D external beam radiotherapy and 2D/3D brachytherapy. *Radiother Oncol*. 2013;107(1):99–105.
48. Westerveld H, de Leeuw A, Kirchheiner K, Dankulchai P, Oosterveld B, Oinam A, Hudej R, Swamidass J, Lindegaard J, Tanderup K, Pötter R, Kirisits C. Multicentre evaluation of a novel vaginal dose reporting method in 153 cervical cancer patients. *Radiother Oncol*. 2016;120(3):420–7.
49. Limkin EJ, Dumas I, Rivin del Campo E, Chargari C, Maroun P, Annède P, Petit C, Seisen T, Doyeux K, Tailleux A, Martinetti F, Lefkopoulos D, Haie-Meder C, Mazon R. Vaginal dose assessment in image-guided brachytherapy for cervical cancer: Can we really rely on dose-point evaluation? *Brachytherapy*. 2016;15(2):169–76.
50. Retro-embrace [Sede Web]. Medical University of Vienna; [acceso 10 de septiembre de 2017]. Disponible en: <https://www.retroembrace.com>.
51. Sturdza A, Pötter R, Ulrik Fokdal L, Haie-Meder C, Tee Tan L, Mazon R, Petric P, Šegedin B, Jurgenliemk-Schulz IM, Nomden C, Gillham C, McArdle O, Van Limbergen E,

- Janssen H, Hoskin P, Lowe G, Tharavichitkul E, Villafranca E, Mahantshetty U, Georg P, Kirchheiner K, Kirisits C, Tanderup K, Lindegaard JC. Image guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer: Improved pelvic control and survival in RetroEMBRACE, a multicenter cohort study. *Radiother Oncol.* 2016;120:428–33.
52. Tanderup K, Fokdal LU, Sturdza A, Haie-Meder C, Mazon R, van Limbergen E, Jürgenliemk-Schulz I, Petric P, Hoskin P, Dörr W, Bentzen SM, Kirisits C, Lindegaard JC, Pötter R. Effect of tumor dose, volume and overall treatment time on local control after radiochemotherapy including MRI guided brachytherapy of locally advanced cervical cancer. *Radiother Oncol.* 2016;120(3):441–6.
53. Mazon R, Fokdal LU, Kirchheiner K, Georg P, Jastaniyah N, Šegedin B, Mahantshetty U, Hoskin P, Jürgenliemk-Schulz I, Kirisits C, Lindegaard JC, Dörr W, Haie-Meder C, Tanderup K, Pötter R. Dose-volume effect relationships for late rectal morbidity in patients treated with chemoradiation and MRI-guided adaptive brachytherapy for locally advanced cervical cancer: Results from the prospective multicenter EMBRACE study. *Radiother Oncol.* 2016;120(3):412–9.
54. Kirchheiner K, Nout RA, Lindegaard JC, Haie-Meder C, Mahantshetty U, Šegedin B, Jürgenliemk-Schulz IM, Hoskin PJ, Rai B, Dörr W, Kirisits C, Bentzen SM, Pötter R, Tanderup K. Dose-effect relationship and risk factors for vaginal stenosis after definitive radio(chemo)therapy with image-guided brachytherapy for locally advanced cervical cancer in the EMBRACE study. *Radiother Oncol.* 2016;118(1):160–6.
55. Potter R, Tanderup K, Kirisits C, Leeuw A, Kirchheiner K, Nout R, Tan L, Haie-Meder C, Mahantshetty U, Šegedin B, Hoskin P, Bruheim K, Rai B, Huang F, Van Limbergen E, Schmid M, Nesvacil N, Sturdza A, Fokdal L, Jensen N, Georg D, Assenholt M, Seppnwoolde Y, Nomden C, Fortin I, Chopra S, Van der Heide U, Rumpold T, Lindegaard J, Jürgenliemk-Schulz I. The EMBRACE II study: The outcome and prospect of two decades of evolution within GEC-ESTRO GYN working group and the EMBRACE studies. *Clinical and Translational Radiation Oncology.* 2018;9:48–60
56. Nomden C, de Leeuw A, Tanderup K, Lindegaard J, Kirisits C, Haie-Meder C, Mahantshetty UM, Hoskin P, Šegedin B, Potter R, Jürgenliemk-Schulz IM. Nodal Failure After Chemoradiation and Magnetic Resonance Imaging Guided Adaptive BT in Cervical Cancer: A Subanalysis Within Embrace. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2016 Oct;96(2),S12.
57. Fokdal L, Sturdza A, Mazon R, Haie-Meder C, Tan LT, Gillham C, Šegedin B, Jürgenliemk-Schulz I, Kirisits C, Hoskin P, Pötter R, Lindegaard JC, Tanderup K. Image guided adaptive brachytherapy with combined intracavitary and interstitial technique improves the therapeutic ratio in locally advanced cervical cancer: Analysis from the retroEMBRACE study. *Radiother Oncol.* 2016;120(3):434–40.
58. Mohamed S, Lindegaard JC, de Leeuw AAC, Jürgenliemk-Schulz I, Kirchheiner K, Kirisits C, Pötter R, Tanderup K. Vaginal dose de-escalation in image guided adaptive brachytherapy for locally advanced cervical cancer. *Radiother Oncol.* 2016;120(3):480–5.
59. Yu ZH, Klopp AH, Zhang Y, Eifel P, Dong L, Mourtada F. Using Deformable Image Registration to Obtain Composite 3D Dose for External Beam and Brachytherapy of Cervical Cancer Treatment. *Brachytherapy.* 2011;10(1):S34?5.
60. Rodríguez S, Richart J, Otal A, Perez-Calatayud J, Santos M. Development and clinical implementation of a new template for MRI-based intracavitary/interstitial gynecologic brachytherapy for locally advanced cervical cancer: from CT-based MUPIT to the MRI compatible Template Benidorm. Ten years of experience. *J Contemp Brachytherapy.* 2016;8(5):404–414.
61. Hellebust TP, Tanderup K, Bergstrand ES, Knutsen BH, Røislien J, Olsen DR. Reconstruction of a ring applicator using CT imaging: impact of the reconstruction method and applicator orientation. *Phys Med Biol.* 2007;52(16):4893–904.
62. Chajon E, Dumas I, Touleimat M, Magné N, Coulot J, Verstraet R, Lefkopoulos D, Haie-Meder C. Inverse Planning Approach for 3-D MRI-Based Pulse-Dose Rate Intracavitary Brachytherapy in Cervix Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;69(3):955–61.
63. Wills R, Lowe G, Inchley D, Anderson C, Beenstock V, Hoskin P. Applicator reconstruction for HDR cervix treatment planning using images from 0.35 T open MR scanner. *Radiother Oncol.* 2010;94(3):346–52.
64. Pérez-Calatayud J, Carmona V, Lliso F, Pujades Claumarchirant MDC, Camacho C, Ballester F. Utrecht applicator reconstruction in MRI-based cervix gynaecological brachytherapy. *Radiother Oncol.* 2011;99:S268.
65. Otal A, Richart J, Rodríguez S, Santos M, Rodríguez-Meijide P, Fotina I, Pérez-Calatayud J. Nuevo método de reconstrucción de aplicadores en braquiterapia, en CT y MR, utilizando accesorios mediante una impresora 3D. En: VII Latin American Congress on Medical Physics. XIII Argentine Congress on Medical Physics. 2016, Sep 4-7.
66. Rodríguez S, Otal A, Richart J, Perez-Calatayud J, Santos M. Pre-plan technique feasibility in multi-interstitial/endocavitary perineal gynecological brachytherapy. *J Contemp Brachytherapy.* 2017;en prensa.
67. Nkiwane KS, Andersen E, Champoudry J, de Leeuw A, Swamidas J, Lindegaard J, Pötter R, Kirisits C, Tanderup K. Total reference air kerma can accurately predict isodose surface volumes in cervical cancer brachytherapy. A multicenter study. *Brachytherapy.* 2017;en prensa.
68. Krishnamurthy D, Cunha AJ, Hsu IC, Pouliot J, Pérez-Calatayud J, Tormo A, Carmona Meseguer V, Lliso F. Using IPSA algorithm in dose planning for cervix HDR brachytherapy with the Utrecht applicators. First phase results. *Radiother Oncol.* 2011;99:S278.
69. Carmona Meseguer V, Lliso Valverde F, Gimeno Olmos J, Ibañez-Roselló B, Otal Palacín A, Richart Sancho J, Pérez-Calatayud J. Automatización del cálculo EQD2 en braquiterapia ginecológica de cérvix. En: 5º Congreso Conjunto 21 SEFM / 16 SEPR. 2017 Jun 13-16. Girona.
70. Nag S, Erickson B, Thomadsen B et al (2000) The American Brachytherapy Society recommendations for high dose rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;48(1):201–11.
71. Viswanathan AN, Dimopoulos J, Kirisits C, Berger D, Pötter R. Computed Tomography Versus Magnetic Resonance Imaging-Based Contouring in Cervical Cancer Brachytherapy: Results of a Prospective Trial and Preliminary Guidelines for Standardized Contours. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;68(2):491–8.
72. Choong ES, Bownes P, Musunuru HB, Rodda S, Richardson C, Al-Qaisieh B, Swift S, Orton J, Cooper R. Hybrid (CT/MRI based) vs. MRI only based image-guided brachytherapy in cervical cancer: Dosimetry comparisons and clinical outcome. *Brachytherapy.* 2016;15(1):40–8.

73. Beriwal S, Kim H, Coon D, Mogus R, Heron DE, Li X, Huq MS. Single Magnetic Resonance Imaging vs Magnetic Resonance Imaging/Computed Tomography Planning in Cervical Cancer Brachytherapy. *Clinical Oncology* 2009; 21:483-487.
74. Vargo JA, Beriwal S. Image-based brachytherapy for cervical cancer. *World J Clin Oncol.* 2014;5(5):921-30.
75. Nesvacil N, Tanderup K, Hellebust TP, De Leeuw A, Lang S, Mohamed S, Jamema S V, Anderson C, Pötter R, Kirisits C. A multicentre comparison of the dosimetric impact of inter- and intra-fractional anatomical variations in fractionated cervix cancer brachytherapy. *Radiother Oncol.* 2013;107(1):20-5.
76. Dolezel M, Odrázek K, Zizka J, Vanasek J, Kohlova T, Kroulik T, Spitzer D, Ryska P, Tichy M, Kostal M, Jalcova L. MRI-based preplanning using CT and MRI data fusion in patients with cervical cancer treated with 3D-based brachytherapy: Feasibility and accuracy study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;84(1):146-52.
77. Eskander RN, Scanderbeg D, Saenz CC, Brown M, Yashar C. Comparison of computed tomography and magnetic resonance imaging in cervical cancer brachytherapy target and normal tissue contouring. *Int J Gynecol Cancer.* 2010;20(1):47-53.
78. Jones ND, Rankin J, Gaffney DK. Is simulation necessary for each high-dose-rate tandem and ovoid insertion in carcinoma of the cervix? *Brachytherapy.* 2004;3(3):120-4.
79. Yoshida K, Yamazaki H, Kotsuma T, Takenaka T, Ueda MM, Miyake S, Tsujimoto Y, Masui K, Yoshioka Y, Sumida I, Uesugi Y, Shimbo T, Yoshikawa N, Yoshioka H, Tanaka E, Narumi Y. Simulation analysis of optimized brachytherapy for uterine cervical cancer: Can we select the best brachytherapy modality depending on tumor size? *Brachytherapy.* 2016;15(1):57-64.
80. Yoshida K, Yamazaki H, Takenaka T, Kotsuma T, Yoshida M, Furuya S, Tanaka E, Uegaki T, Kuriyama K, Matsumoto H, Yamada S, Ban C. A Dose-Volume Analysis of Magnetic Resonance Imaging-Aided High-Dose-Rate Image-Based Interstitial Brachytherapy for Uterine Cervical Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;77(3):765-72.
81. Swanick CW, Castle KO, Vedam S, Munsell MF, Turner LM, Rauch GM, Jhingran A, Eifel PJ, Klopp AH. Comparison of Computed Tomography- and Magnetic Resonance Imaging-based Clinical Target Volume Contours at Brachytherapy for Cervical Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2016;96(4):793-800.
82. Pötter R, Federico M, Sturdza A, Fotina I, Hegazy N, Schmid M, Kirisits C, Nesvacil N. Value of Magnetic Resonance Imaging Without or with Applicator in Place for Target Definition in Cervix Cancer Brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2016;94(3):588-97.
83. Hegazy N, Pötter R, Kirisits C, Berger D, Federico M, Sturdza A, Nesvacil N. High-risk clinical target volume delineation in CT-guided cervical cancer brachytherapy: impact of information from FIGO stage with or without systematic inclusion of 3D documentation of clinical gynecological examination. *Acta Oncol.* 2013;52(7):1345-52.
84. Wang F, Tang Q, Lv G, Zhao F, Jiang X, Zhu X, Li X, Yan S. Comparison of computed tomography and magnetic resonance imaging in cervical cancer brachytherapy: A systematic review. Vol. 16, *Brachytherapy.* 2017. p. 353-65.
85. Tait LM, Hoffman D, Benedict S, Valicenti R, Mayadev JS. The use of MRI deformable image registration for CT-based brachytherapy in locally advanced cervical cancer. *Brachytherapy.* 2016;15(3):333-40.
86. Koulis TA, Doll CM, Brown D, Traptow L, Bhayana D, Nelson G, Phan T. Implementation and validation of a combined MRI-CT-based cervical cancer brachytherapy program using existing infrastructure. *Brachytherapy.* 2016;15(3):319-26.
87. Viswanathan AN, Erickson B, Gaffney DK, Beriwal S, Bhatia SK, Lee Burnett O, D'Souza DP, Patil N, Haddock MG, Jhingran A, Jones EL, Kunos CA, Lee LJ, Lin LL, Mayr NA, Petersen I, Petric P, Portelance L, Small W, Strauss JB, Townamchai K, Wolfson AH, Yashar CM, Bosch W. Comparison and consensus guidelines for delineation of clinical target volume for CT- and MR-based brachytherapy in locally advanced cervical cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;90(2):320-8.
88. Beriwal S, Kannan N, Kim H, Houser C, Mogus R, Sukumvanich P, Olawaiye A, Richard S, Kelley JL, Edwards RP, Krivak TC. Three-dimensional high dose rate intracavitary image-guided brachytherapy for the treatment of cervical cancer using a hybrid magnetic resonance imaging/computed tomography approach: feasibility and early results. *Clinical Oncology* 2011; 23:685-690.
89. Nesvacil N, Pötter R, Sturdza A, Hegazy N, Federico M, Kirisits C. Adaptive image guided brachytherapy for cervical cancer: A combined MRI-/CT-planning technique with MRI only at first fraction. *Radiother Oncol.* 2013;107(1):75-81.
90. Hellebust TP, Dale E, Skjønberg A, Olsen DR. Inter fraction variations in rectum and bladder volumes and dose distributions during high dose rate brachytherapy treatment of the uterine cervix investigated by repetitive CT-examinations. *Radiother Oncol.* 2001;60(3):273-80.
91. Simpson DR, Scanderbeg DJ, Carmona R, McMurtrie RM, Einck J, Mell LK, McHale MT, Saenz CC, Plaxe SC, Harrison T, Mundt AJ, Yashar CM. Clinical outcomes of computed tomography-based volumetric brachytherapy planning for cervical cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2015;93(1):150-7.
92. Zolciak-Siwinska A, Gruszczynska E, Bijok M, Jonska-Gmyrek J, Dabkowski M, Staniaszek J, Michalski W, Kowalczyk A, Milanowska K. Computed Tomography-Planned High-Dose-Rate Brachytherapy for Treating Uterine Cervical Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2016;96(1):87-92.
93. Koh V, Choo BA, Lee KM, Tan TH, Low JHJ, Ng SYJ, Ilancheran A, Shen L, Tang J. Feasibility study of toxicity outcomes using GEC-ESTRO contouring guidelines on CT based instead of MRI-based planning in locally advanced cervical cancer patients. *Brachytherapy.* 2017;16(1):126-32.
94. Tan LT, Coles CE, Hart C, Tait E. Clinical Impact of Computed Tomography-based Image-guided Brachytherapy for Cervix Cancer using the Tandem-ring Applicator - the Addenbrooke's Experience. *Clin Oncol.* 2009;21(3):175-82.
95. van Dyk S, Narayan K, Fisher R, Bernshaw D. Conformal Brachytherapy Planning for Cervical Cancer Using Transabdominal Ultrasound. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;75(1):64-70.
96. van Dyk S, Schneider M, Kondalsamy-Chennakesavan S, Bernshaw D, Narayan K. Ultrasound use in gynecologic brachytherapy: Time to focus the beam. Vol. 14, *Brachytherapy.* 2015. p. 390-400.

97. Schmid MP, Nesvacil N, Pötter R, Kronreif G, Kirisits C. Transrectal ultrasound for image-guided adaptive brachytherapy in cervix cancer – An alternative to MRI for target definition? *Radiother Oncol.* 2016;120(3):467–72.
98. Epstein E, Testa A, Gaurilcik A, Di Legge A, Ameye L, Atstupenaite V, Valentini AL, Gui B, Wallengren NO, Pudaric S, Cizauskas A, Måsbäck A, Zannoni GF, Kannisto P, Zikan M, Pinkavova I, Burgetova A, Dundr P, Nemejcova K, Cibula D, Fischerova D. Early-stage cervical cancer: Tumor delineation by magnetic resonance imaging and ultrasound - A European multicenter trial. *Gynecol Oncol.* 2013;128(3):449–53.
99. Schmid MP, Pötter R, Brader P, Kratochwil A, Goldner G, Kirchheiner K, Sturza A, Kirisits C. Feasibility of transrectal ultrasonography for assessment of cervical cancer. *Strahlentherapie und Onkol.* 2013;189(2):123–8.
100. Nesvacil N, Schmid MP, Pötter R, Kronreif G, Kirisits C. Combining transrectal ultrasound and CT for image-guided adaptive brachytherapy of cervical cancer: Proof of concept. *Brachytherapy.* 2016;15(6):839–44.
101. Coza O, Ordenau C. In Regard to van Dyk et al. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics.* 2014;9(2):471–472.
102. van Dyk S, Garth M, Oates A, Kondalsamy-Chennakesavan S, Schneider M, Bernshaw D, Narayan K. Reproducibility and interoperator reliability of obtaining images and measurements of the cervix and uterus with brachytherapy treatment applicators in situ using transabdominal ultrasound. *Brachytherapy.* 2016;15(1):71–8.
103. van Dyk S, Kondalsamy-Chennakesavan S, Schneider M, Bernshaw D, Narayan K. Assessing changes to the brachytherapy target for cervical cancer using a single MRI and serial ultrasound. *Brachytherapy.* 2015;14(6):889–97.
104. Mahantshetty U, Khanna N, Swamidas J, Engineer R, Thakur MH, Merchant NH, Deshpande DD, Shrivastava S. Trans-abdominal ultrasound (US) and magnetic resonance imaging (MRI) correlation for conformal intracavitary brachytherapy in carcinoma of the uterine cervix. *Radiother Oncol.* 2012;102(1):130–4.
105. van Dyk S, Kondalsamy-Chennakesavan S, Schneider M, Bernshaw D, Narayan K. Comparison of measurements of the uterus and cervix obtained by magnetic resonance and transabdominal ultrasound imaging to identify the brachytherapy target in patients with cervix cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;88(4):860–5.
106. Petric P, Kirisits C. Potential role of TRANs Cervical Endosonography (TRACE) in brachytherapy of cervical cancer: Proof of concept. *J Contemp Brachytherapy.* 2016;8(3):215–20.
107. van Dyk S, Narayan K, Bernshaw D, Kondalsamy-Chennakesavan S, Khaw P, Lin MY, Schneider M. Clinical outcomes from an innovative protocol using serial ultrasound imaging and a single MR image to guide brachytherapy for locally advanced cervix cancer. *Brachytherapy.* 2016;15(6):817–24.
108. Mayr NA, Montebello JF, Sorosky JI, Daugherty JS, Nguyen DL, Mardirossian G, Wang JZ, Edwards SM, Li W, Yuh WTC. Brachytherapy management of the retroverted uterus using ultrasound-guided implant applicator placement. *Brachytherapy.* 2005;4(1):24–9.
109. Irvin W, Rice L, Taylor P, Andersen W, Schneider B. Uterine perforation at the time of brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Gynecol Oncol.* 2003;90(1):113–22.
110. Davidson MTM, Yuen J, D'Souza DP, Radwan JS, Hammond JA, Batchelar DL. Optimization of high-dose-rate cervix brachytherapy applicator placement: The benefits of intraoperative ultrasound guidance. *Brachytherapy.* 2008;7(3):248–53.
111. Granai CO, Allee P, Doherty F, Madoc-Jones H, Curry SL. Ultrasound used for assessing the in situ position of intrauterine tandems. *Gynecol Oncol.* 1984;18(3):334–8.
112. Rao PB, Ghosh S. Routine use of ultrasound guided tandem placement in intracavitary brachytherapy for the treatment of cervical cancer - A South Indian institutional experience. *J Contemp Brachytherapy.* 2015;7(5):352–6.
113. Narayan K, Sylvia van Dyk, David Bernshaw, Pearly Khaw LM, Kondalsamy-Chennakesavan S. Ultrasound guided conformal brachytherapy of cervix cancer: survival, patterns of failure, and late complications. *J Gynecol Oncol.* 2014;25(3):206–13.
114. Koukourakis G V, Miliadou A, Tsalafoutas I, Geli E, Sotiropoulou-Lontou A. Ultrasound-assisted endocavitary HDR-Ir192 brachytherapy for unresectable locally advanced uterine cervix carcinoma: Retrospective analysis focusing the efficacy and tolerability. *Clin Transl Oncol.* 2013;15(2):154–9.
115. Sahinler I, Cepni I, Oksuz DC, Cepni K, Koksall S, Koca A, Atkovar G, Okkan S. Tandem application with transvaginal ultrasound guidance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2004;59(1):190–6.
116. St. Amant P, Foster W, Froment M, Aubin S, Lavallée M, Beaulieu L. Use of 3D Transabdominal ultrasound imaging for treatment planning in cervical cancer brachytherapy: Comparison to magnetic resonance and computed tomography. *Brachytherapy* 2017;16(4):847–54.
117. Tamaki T, Miyaura K, Murakami T, Yumazaki Y, Suzuki Y, Nakano T, Kato S. The use of trans-applicator intracavitary ultrasonography in brachytherapy for cervical cancer: phantom study of a novel approach to 3D-image brachytherapy. *Journal of Contemporary Brachytherapy,* 2017;9(2):151–57.
118. Tanderup K, El Naqa I, Carlson DJ, Klein EE. Advances in Image-Guided Brachytherapy. *Int J Radiat Oncol.* 2017;97(5):873–5.
119. St. Amant P, Foster W, Forment M, Aubin S, Beaulieu L. Use of 3D-Ultrasound for Cervical Cancer Brachytherapy: An Imaging Technique to Improve Treatment Planning. *Brachytherapy* 2016;15: S21-S204.
120. Kamrava M. Potential role of ultrasound imaging in interstitial image based cervical cancer brachytherapy. Vol. 6, *Journal of Contemporary Brachytherapy.* 2014. p. 223–30.
121. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE no 206/1998 de 28 de agosto de 1998, p. 29383.
122. Venselaar J, Pérez-Calatayud J. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. European guidelines for quality assurance in radiotherapy. ESTRO Booklet No.8. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 2004.
123. Nath R, Anderson LL, Meli J a, Olch a J, Stitt J a, Williamson JF. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine. *Med Phys.* 1997;24(10):1557–98.
124. Williamson JF. Current Brachytherapy Quality Assurance Guidance: Does It Meet the Challenges of Emerging

- Image-Guided Technologies? *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;71(1 SUPPL.).
125. ICRP (International Commission on Radiological Protection) Publication 112. A report of preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies. *Ann ICRP.* 2009;39(4):3–5.
 126. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, Gibbons JP, Ibbott GS, Mundt AJ, Mutic S, Palta JR, Rath F, Thomadsen BR, Williamson JF, Yorke ED. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys Med Phys Med Phys.* 2016;43(33):4078–3874.
 127. European Commission Radiation Protection N° 181. General guidelines on risk management in external beam radiotherapy. 2015.
 128. OIEA, IAEA-TECDOC-1685/S. Aplicación del método de la matriz de riesgo a la radioterapia. Viena: OIEA, 2012.
 129. <http://sefm.areaprivada.es/aplicaciones/proyecto-marr/>
 130. Kubo HD, Glasgow GP, Pethel TD, Thomadsen BR, Williamson JF. High dose-rate brachytherapy treatment delivery: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59. *Med Phys.* 1998;25(4):375–403.
 131. Kirisits C, Rivard MJ, Baltas D, Ballester F, De Brabandere M, Van Der Laarse R, Niatetski Y, Papagiannis P, Hellebust TP, Perez-Calatayud J, Tanderup K, Venselaar JLM, Siebert FA. Review of clinical brachytherapy uncertainties: Analysis guidelines of GEC-ESTRO and the AAPM. *Radiotherapy and Oncology* 2014;Vol.110: 199–212.
 132. Stern RL, Liu T. Dwell position inaccuracy in the Varian GammaMed HDR ring applicator. *J Appl Clin Med Phys.* 2010;11(4):3158.
 133. Jangda AQ, Hussein S, Rehman Z. A new approach to measure dwell position inaccuracy in HDR ring applicators - quantification and corrective QA. *J Appl Clin Med Phys.* 2011;12(1):3355.
 134. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, Van Dyke J. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys.* 1998;25(10):1773–829.
 135. Perez-Calatayud J, Ballester F, Das RK, DeWerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, Ouhib Z, Rivard MJ, Sloboda RS, Williamson JF. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. *Med Phys.* 2012;39(5):2904–29.
 136. Pujades-Claumarchirant MC, Granero D, Perez-Calatayud J, Ballester F, Melhus C, Rivard M. Evaluation of interpolation methods for TG-43 dosimetric parameters based on comparison with Monte Carlo data for high-energy brachytherapy sources. *J Contemp Brachytherapy.* 2010;2(1):28–32.
 137. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, Mitch MG, Nath R, Williamson JF. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys.* 2004;31(3):633–674.
 138. Kirisits C, Siebert FA, Baltas D, De Brabandere M, Hellebust TP, Berger D, Venselaar J. Accuracy of volume and DVH parameters determined with different brachytherapy treatment planning systems. *Radiother Oncol.* 2007;84(3):290–7.
 139. Gossman MS, Hancock SS, Kudchadker RJ, Lundahl PR, Cao M, Melhus CS. Brachytherapy dose-volume histogram commissioning with multiple planning systems. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(2):4620.
 140. Kim Y, Modrick JM, Pennington EC, Kim Y. Commissioning of a 3D image-based treatment planning system for high-dose-rate brachytherapy of cervical cancer. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(2):405–26.
 141. Beaulieu L, Carlsson Tedgren Å, Carrier J-F-J-F, Davis SD, Mourtada F, Rivard MJ, Thomson RM, Verhaegen F, Wareing TA, Williamson JF. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation. *Med Phys.* 2012;39(10):6208–36.
 142. Desbiens M, D'Amours M, Afsharpour H, Verhaegen F, Lavallée MC, Thibault I, Vigneault É, Beaulieu L. Monte Carlo dosimetry of high dose rate gynecologic interstitial brachytherapy. *Radiother Oncol.* 2013;109(3):425–9.
 143. Mikell JK, Klopp AH, Gonzalez GMN, Kisling KD, Price MJ, Berner PA, Eifel PJ, Mourtada FA. Impact of heterogeneity-based dose calculation using a deterministic grid-based Boltzmann equation solver for intracavitary brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;83(3).
 144. Sloboda R, Ballester F, Tedgren AC, Culberson W, Esthappen J, Haworth A, Lowenstein J, Ma Y, Mourtada F, Papagiannis P, Pike T, Rivard M, Siebert F, Smith R, Spadinger I, Taylor P, Verhaegen F, Vijande J, Beaulieu L. TH-AB-BRA-05: Infrastructure and Process for Model-Based Dose Calculation Software Commissioning in Brachytherapy. *Med Phys.* 2015;42(6):3708.
 145. Ballester F, Carlsson Tedgren Å, Granero D, Haworth A, Mourtada F, Fonseca GP, Zourari K, Papagiannis P, Rivard MJ, Siebert F-A, Sloboda RS, Smith RL, Thomson RM, Verhaegen F, Vijande J, Ma Y, Beaulieu L. A generic high-dose rate ¹⁹²Ir brachytherapy source for evaluation of model-based dose calculations beyond the TG-43 formalism. *Med Phys.* 2015;42(6):3048–62.
 146. Ma Y, Vijande J, Ballester F, Carlsson Tedgren A, Granero D, Haworth A, Mourtada F, Fonseca G, Zourari K, Papagiannis P, Rivard M, Siebert F, Sloboda R, Smith R, Thomson R, Verhaegen F, Beaulieu L. TH-AB-BRA-02: Generation of 3D Dosimetric Reference Datasets for Commissioning and Validation of ¹⁹²Ir Brachytherapy Model-Based Dose Calculation Software. *Med Phys.* 2015;42(6):3707.
 147. Carmona Meseguer V, Pérez-Calatayud J, Lliso Valverde F, Richart Sancho J, Ballester Pallarés F, Pujades-Claumarchirant MC, Muñoz Merenciano M. Confección de un programa para la verificación independiente de los cálculos de los sistemas de planificación en braquiterapia. *Revista Física Médica* 2010;11(1):55-9.
 148. Johansen JG. Sesión “In vivo dosimetry. A road to treatment monitoring” Congreso Nacional de la SEFM. Girona 2017.
 149. Tanderup K, Beddar S, Andersen CE, Kertzsch G, Cygler JE. In vivo dosimetry in brachytherapy. *Med Phys.* 2013;40(7):70902.
 150. Therriault-Proulx F, Beaulieu L, Beddar S. Validation of plastic scintillation detectors for applications in low-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy.* 2017; 16(4):903-90.
 151. Beaulieu L, Beddar S. Review of plastic and liquid scintillation dosimetry for photon, electron, and proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 2016; 61:R305–R343.
 152. Kertzsch G, Beddar S. Inorganic scintillator detectors for real-time verification during brachytherapy. *IOP Conf. Series: Journal of Physics: Conf. Series* 847 (2017) 012036.

153. Tanderup K, Christensen J, Granfeldt J, Lindegaard J. Geometric stability of intracavitary pulsed dose rate brachytherapy monitored by in vivo rectal dosimetry. *Radiother Oncol.* 2006;79:87–93.
154. Kertzscher G, Andersen CE, Tanderup K. Adaptive error detection for HDR/PDR brachytherapy: Guidance for decision making during real-time in vivo point dosimetry. *Med Phys.* 2014; 41 (5).
155. Kertzscher G, Andersen CE, Siebert FA, Nielsen SK, Lindegaard JC, Tanderup K. Identifying afterloading PDR and HDR brachytherapy errors using real-time fiber-coupled Al₂O₃: C dosimetry and a novel statistical error decision criterion. *Radiother and Oncol.* 2011; 100:456–62.
156. Poulin E, Racine E, Binnekamp D, Beaulieu L. Fast, automatic, and accurate catheter reconstruction in HDR brachytherapy using an electromagnetic 3D tracking system. *Med Phys* 2015;42(3):1227-1232.
157. Bert C, Kellermeier M, Tanderup K. Electromagnetic tracking for treatment verification in interstitial brachytherapy. Vol. 8, *Journal of Contemporary Brachytherapy.* 2016. p. 448–53.
158. Tanderup K., Nesvacil N., Pötter R., Kirisits C. Uncertainties in image guided adaptive cervix brachytherapy: Impact on planning and prescription. *Radiother Oncol* 2013;107(1):1-5.
159. Luo H, Jin F, Yang D, Wang Y, Li C, Guo M, Ran X, Liu X, Zhou Q, Wu Y. Interfractional variation in bladder volume and its impact on cervical cancer radiotherapy: Clinical significance of portable bladder scanner. *Med Phys.* 2016;43(7):4412–9.
160. Awunor O, Berger D, Kirisits C. A multicenter study to quantify systematic variations and associated uncertainties in source positioning with commonly used HDR afterloaders and ring applicators for the treatment of cervical carcinomas. *Med Phys.* 2015;42(8):4472–83.
161. Niatsetski Y. Applicator Modelling. Oncentra 4.0. Nucletron BV. Comunicacion personal.
162. Tanderup K, Hellebust TP, Lang S, Granfeldt J, Pötter R, Lindegaard JC, Kirisits C. Consequences of random and systematic reconstruction uncertainties in 3D image based brachytherapy in cervical cancer. *Radiother Oncol.* 2008;89(2):156–63.
163. Schindel J, Zhang W, Bhatia SK, Sun W, Kim Y. Dosimetric impacts of applicator displacements and applicator reconstruction-uncertainties on 3D image-guided brachytherapy for cervical cancer. *J Contemp Brachytherapy.* 2013;5(4):250–7.
164. Hellebust TP, Tanderup K, Lervåg C, Fidarova E, Berger D, Malinen E, Pötter R, Petri P. Dosimetric impact of interobserver variability in MRI-based delineation for cervical cancer brachytherapy. *Radiother Oncol.* 2013;107(1):13–9.
165. Petric P, Hudej R, Rogelj P, Blas M, Tanderup K, Fidarova E, Kirisits C, Berger D, Dimopoulos JCA, Pötter R, Hellebust TP. Uncertainties of target volume delineation in MRI guided adaptive brachytherapy of cervix cancer: A multi-institutional study. *Radiother Oncol.* 2013;107(1):6–12.
166. Nomden CN, De Leeuw AAC, Roesink JM, Tersteeg RJHA, Westerveld H, Jürgenliemk-Schulz IM. Intra-fraction uncertainties of MRI guided brachytherapy in patients with cervical cancer. *Radiother Oncol.* 2014;112(2):217–20.
167. Siavashpour Z, Aghamiri MR, Jaber R, Dehghan-Manshadi HR, Sedaghat M, Kirisits C. Evaluating the utility of "3D Slicer" as a fast and independent tool to assess intrafractional organ dose variations in gynecological brachytherapy. *Brachytherapy* 2016 Jul-Aug;15(4):514-23.
168. Kobayashi K, Murakami N, Wakita A, Nakamura S, Okamoto H, Umezawa R, Takahashi K, Inaba K, Igaki H, Ito Y, Shigematsu N, Itami J. Dosimetric variations due to interfraction organ deformation in cervical cancer brachytherapy. *Radiother Oncol.* 2015;117(3):555–8.
169. Kirisits C, Lang S, Dimopoulos J, Oechs K, Georg D, Pötter R. Uncertainties when using only one MRI-based treatment plan for subsequent high-dose-rate tandem and ring applications in brachytherapy of cervix cancer. *Radiother Oncol.* 2006;81(3):269–75.
170. Reniers B, Janssens G, Orban de Xivry J, Landry G, Verhaegen F. Dose distribution for gynecological brachytherapy with dose accumulation between insertions: Feasibility study. *Brachytherapy.* 2016;15(4):504–13.
171. Lang S, Nesvacil N, Kirisits C, Georg P, Dimopoulos JCA, Federico M, Pötter R. Uncertainty analysis for 3D image-based cervix cancer brachytherapy by repetitive MR imaging: Assessment of DVH-variations between two HDR fractions within one applicator insertion and their clinical relevance. *Radiother Oncol.* 2013;107(1):26–31.
172. van Heerden LE, Houweling AC, Koedooder K, van Kesteren Z, van Wieringen N, Rasch CRN, Pieters BR, Bel A. Structure-based deformable image registration: Added value for dose accumulation of external beam radiotherapy and brachytherapy in cervical cancer. *Radiother Oncol.* 2017;123(2):319–24.

Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia

Recommended procedures for quality assurance of tomotherapy IMRT

Ruth Rodríguez Romero¹, Carlos Martín Rincón², Sara Moral Sánchez³, Patricia Sánchez Rubio¹, David Sevillano Martínez⁴

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Complejo Asistencial Universitario de Salamanca.

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de La Ribera (Alzira) Valencia.

⁴ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid.

La unidad de tratamiento de tomoterapia dispone de modalidades de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) exclusivas y específicas debidas a su diseño. La creciente implantación de esta clase de equipos, ha motivado retomar la labor, iniciada en el marco del grupo de trabajo de la Sociedad Española de Física Médica sobre IMRT, para proporcionar un conjunto de procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia.

Las pruebas descritas en este documento proceden principalmente de las propuestas por el fabricante (posteriormente recopiladas en el informe de la Asociación Americana de Física Médica AAPM TG-148), otras se basan en publicaciones de otros usuarios, y algunas han sido aportadas por los propios autores. En cualquier caso, para cada prueba se describe de forma detallada una o varias metodologías (incluyendo el análisis), indicando el equipamiento requerido (preferentemente el suministrado con la unidad de tratamiento), la periodicidad y tolerancia recomendadas, así como el tiempo y personal mínimos necesarios.

Palabras clave: Tomoterapia, IMRT, control de calidad.

The tomotherapy treatment unit has exclusive and specific modalities of intensity modulated radiotherapy (IMRT) owing to its design. The increasing implantation of these kind of devices, has motivated to resume the work, initiated in the framework of the task group on IMRT of the Medical Physics Spanish Society, to provide a set of recommended procedures for the quality assurance of IMRT in tomotherapy.

The tests described in this document come mainly from those proposed by the manufacturer (later compiled in the report of the American Association of Medical Physics AAPM TG-148), others are based on publications of other users, and some have been contributed by the authors themselves. In any case, for each test, one or more methodologies (including the analysis) are described in detail, indicating the required equipment (preferably the one supplied with the treatment unit), the recommended periodicity and tolerance, as well as the time and minimum staff needed.

Key words: Tomotherapy, IMRT, quality assurance.

Tabla de contenido

1. Introducción	74
2. Puesta en marcha de la técnica	78
3. Control de calidad específico	78
3.1. Alineamiento del haz de radiación.....	80
<i>Colimador primario</i>	81
<i>Colimador secundario</i>	82
<i>Colimador terciario</i>	82
3.2. Estabilidad de la tasa de dosis	83
3.3. Calibración en dosis.....	85
<i>Haz estático</i>	86
<i>Sistema monitor</i>	87
<i>Haz dinámico</i>	87
3.4. Perfil transversal	87
3.5. Apertura de mordaza	89
3.6. Alineamiento y nivelado de la mesa de tratamiento	90
3.7. Uniformidad y exactitud del avance de la mesa	91
<i>Exactitud del avance de la mesa</i>	92
<i>Uniformidad y exactitud del avance de la mesa</i>	92
3.8. Exactitud y reproducibilidad del periodo de rotación.....	93
3.9. Sincronismo cabezal-MLC-mesa	94
<i>Sincronismo cabezal-MLC</i>	95
<i>Sincronismo cabezal-mesa</i>	95
<i>Sincronismo mesa-MLC</i>	96
3.10. Transmisión del MLC	97
3.11. Tiempo de reacción o latencia de las láminas.....	98
3.12. Interrupción del tratamiento.....	100
4. Agradecimientos	101
Bibliografía	101

1. Introducción

La *tomoterapia helicoidal* es una modalidad de IMRT (*Intensity Modulated RadioTherapy*) que se caracteriza por impartir el tratamiento describiendo una hélice: mediante un haz rotatorio colimado en abanico se irradian sucesivamente secciones axiales del paciente mientras la mesa de tratamiento se desplaza perpendicular al plano de giro. Se trata de una técnica relativamente reciente, disponible desde 2003¹ aunque proyectada en 1993,² suministrada en exclusiva por una casa comercial (inicialmente *TomoTherapy*[®],

actualmente *ACCURAY*[®]) que proporciona un sistema integrado que incluye equipo de radiación con imagen guiada, sistema de planificación específico y servidor informático independiente para cálculo, almacenamiento y gestión de datos.

La unidad de tratamiento³ consta de un acelerador lineal de electrones sin filtro aplanador capaz de emitir fotones de 6 MV a alta tasa para tratamiento y 3.5 MV a menor tasa para la adquisición de imágenes, que gira en torno a un cabezal en anillo de radio 85 cm, y una mesa con precisión submilimétrica que avanza de forma sincronizada con la rotación del cabezal (ver figura 1).

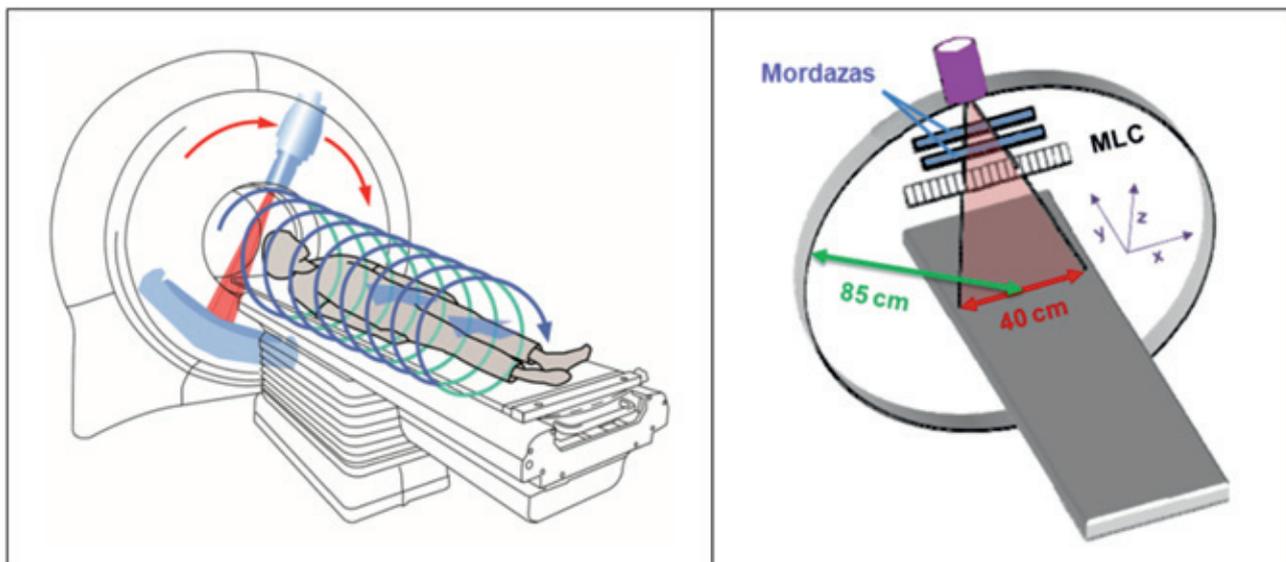


Fig. 1. Esquema básico de funcionamiento y sistema de colimación.

La colimación primaria a través de una rendija define un haz en abanico de 40 cm en dirección lateral, cuya dimensión longitudinal viene delimitada por el colimador secundario consistente en un par de mordazas móviles. La modulación de intensidad se realiza mediante la apertura o cierre de cada una de las 64 láminas que componen el sistema de colimación binario (colimador terciario), también de forma sincronizada con el movimiento del cabezal y mesa.

Las láminas, dispuestas en dos bancadas opuestas (véase fig. 2), se mueven en dirección longitudinal activadas por válvulas neumáticas independientes entre sí que las retraen o empujan completamente, provocando la apertura o cierre de las mismas en tiempos de transición del orden de 20 ms. El colimador multilámina (MLC, *multileaf collimator*) sólo está focalizado en dirección transversal, siendo el tamaño de lámina en esta dirección de 6.25 mm en isocentro.

El equipo está diseñado para impartir la dosis de tratamiento a tasa constante, siendo el tiempo el parámetro principal en base al cual se expresa la posición angular del cabezal, el movimiento de la mesa y la apertura de las láminas. Un temporizador primario controla la sincronización y establece la duración del disparo de radiación junto con un sistema redundante de tres relojes independientes. Dos cámaras de ionización plano-paralelas cerradas, situadas por encima de las mandíbulas, monitorizan el haz de radiación interrumpiendo el tratamiento en función de la fluctuación de la tasa de dosis detectada. La señal registrada por las cámaras monitoras, que se visualiza en la pantalla del operador, se ajusta numéricamente para que coincida con la tasa de dosis del acelerador en condiciones de calibración.

A diferencia de las unidades de tratamiento convencionales de radioterapia, este equipo prescinde de

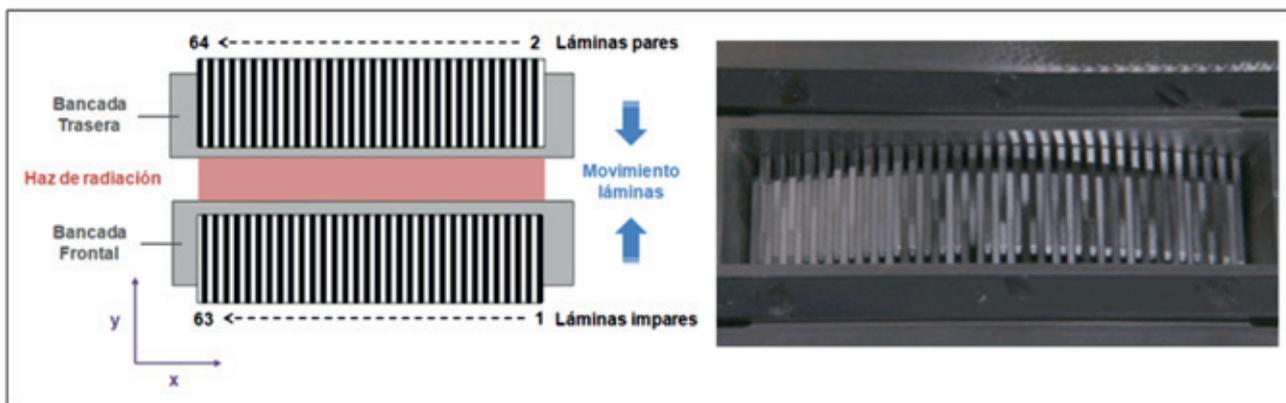


Fig. 2. Esquema descriptivo y fotografía del colimador multilámina.

herramientas habituales para centrado del paciente, tales como telémetro, luz de campo y láseres de isocentro. En su lugar, dispone de un sistema de láseres móviles que establece para cada paciente su posición relativa respecto al isocentro de radiación, fijada en el sistema de planificación en base a marcadores anatómicos. Además, es habitual el uso sistemático de guiado por imagen previo a cada sesión de tratamiento para garantizar el posicionamiento del paciente, aunque no es obligatorio.⁴

Para la adquisición de imágenes⁵ se registra la señal recibida por una matriz curva de detectores de Xenón enfrentada al haz de radiación que rota de forma solidaria al cabezal, generando estudios de forma análoga a un equipo de Tomografía Computerizada (TC) monocorte helicoidal, pero utilizando el haz de fotones de 3,5 MV (*MVCT*) emitido por el acelerador, siendo coincidente el isocentro de imagen con el de tratamiento. La calidad de las imágenes obtenidas, aunque de menor contraste y mayor ruido que las adquiridas mediante TC de kV, permite distinguir diferentes tejidos blandos manteniendo niveles de dosis comparables a exploraciones radiológicas similares.⁶ Esto se debe a la ausencia de filtro aplanador que proporciona un haz casi monoenergético con poca contribución de fotones de baja energía, el reducido tamaño focal (~1 mm) que favorece la resolución espacial, y el diseño de la matriz de detectores que minimiza la dispersión cruzada entre sectores, optimizando el contraste, el ruido y la dosis. Para la adquisición de imagen, el sistema colima a 4 mm de apertura de mordazas y rota con un periodo de 10 segundos, reconstruyendo mediante retroproyección filtrada cada media hélice. En función del paso de hélice seleccionado para el estudio de imagen (1, 2, ó 3), la mesa avanza 4 mm, 8 mm, ó 12 mm por vuelta, obteniendo imágenes axiales de 3.9 mm, 5.3 mm, ó 7.1 mm de espesor de corte, espaciadas cada 2 mm, 4 mm, ó 6 mm, respectivamente. Los nuevos modelos permiten reducir a la mitad el espaciado entre cortes (1 mm, 2 mm ó 3 mm, respectivamente), reconstruyendo 4 imágenes axiales por rotación, en lugar de 2. El tamaño del campo de visión es de 39 cm, la matriz de 512 × 512 píxeles, y el rango de dosis 1-3 cGy.

La aplicación informática de control de la unidad de tratamiento incorpora algoritmos de registro de imágenes⁷ rígidos, basados en información mutua, considerando distintas ventanas de densidad de tejido y combinaciones de grados de libertad (traslaciones o traslaciones y rotaciones). El equipo permite corregir de forma automática la rotación del paciente respecto al eje cráneo-caudal (desfasando el ángulo del cabezal al inicio de la irradiación), la posición vertical y longitudinal de mesa, y de forma manual o automática, según el modelo de mesa, la posición lateral. La rotación del paciente respecto al eje antero-posterior es rectificable repositando al paciente alineándolo conveniente-

mente a la camilla (no es posible el giro isocéntrico de mesa). Sin embargo, la rotación respecto al eje lateral incluye una componente debida a la flecha inherente del tablero bajo carga, por lo que resulta compleja su compensación recolocando al paciente. Se trata de un efecto conocido cuya magnitud depende del peso y su posición relativa al tablero, además del estado de deterioro del mismo, y cuya influencia dosimétrica puede ser relevante en la irradiación de volúmenes de gran extensión cráneo-caudal.

El sistema de planificación permite establecer la apertura de las mordazas (50 mm, 25 mm ó 10 mm), el solapamiento de la hélice (*pitch*), el nivel de modulación (*modulation factor*) y la resolución espacial del cálculo, limitada por la resolución de la imagen de TC de planificación. El tamaño del vóxel viene determinado por el espesor de corte y el campo de visión del estudio de imagen de TC utilizado, siendo configurable la opción de submuestrear la resolución axial del mismo al importar las imágenes para reducir el tiempo de cálculo y espacio de almacenamiento. Habitualmente, matrices de 512 × 512 píxeles se convierten a 256 × 256 píxeles, obteniéndose un tamaño de píxel del orden de 1 a 5 mm, en función del campo de visión. El sistema de planificación tiene en cuenta la influencia de la mesa de tratamiento al incluir el modelado del tablero de fibra de carbono mediante un estudio de imagen de TC del mismo.

Las distribuciones de dosis son calculadas utilizando un algoritmo de convolución/superposición^{8,9} y descomponiendo el giro continuo en 51 proyecciones (incidencias del haz de radiación). A efectos de cálculo, para cada proyección se divide el haz de radiación en haces del tamaño de cada lámina o *beamlets*, por lo que una vuelta constará de 64 × 51 *beamlets*. Cada uno de ellos, se divide a su vez en múltiples haces de tal manera que se garantice al menos un haz por vóxel. El sistema de planificación optimiza los pesos de los distintos *beamlets* utilizando un algoritmo que minimiza el ajuste por mínimos cuadrados de la función objetivo.

Inicialmente, el sistema de planificación utilizaba la unidad central de proceso (CPU) como motor de cálculo, mientras que, en la actualidad, se usan unidades de procesado gráfico (GPU) para agilizar el tiempo de cálculo¹⁰. En ambos casos, la calidad y precisión de las distribuciones de dosis obtenidas es similar, ya que, emplean la misma función objetivo, y cálculo de dosis basado en convolución/superposición de cono colapsado con núcleos de dispersión pre-calculados por Monte Carlo. No obstante, los algoritmos de optimización y cálculo han sido implementados de forma distinta. En el primero, la geometría viene dada por el vóxel, los núcleos de dispersión están tabulados, y el proceso de optimización tiene lugar mediante aproximación iterativa. Dichos cálculos iterativos son más o menos precisos y, en consecuencia, más o menos

lentos, en función de la contribución de radiación dispersa considerada en cada uno de los tres modos de optimización disponibles. Independientemente del modo de optimización seleccionado, se genera un patrón de irradiación optimizado final incluyendo la máxima contribución de radiación dispersa. Por el contrario, en el sistema de cálculo actual (comercializado como *VoLO™ Voxel-Less Optimization*) la geometría no se basa en el vóxel sino en la perspectiva del haz,¹¹ los núcleos de dispersión están parametrizados, y el proceso de optimización incorpora una corrección debida a la radiación dispersa cada 10 iteraciones.¹²

A partir de la dosis por fracción especificada por el usuario (que puede ser distinta para cada sesión), el sistema de planificación calcula el valor del periodo de rotación del cabezal que deberá estar comprendido entre 11.8 y 60 segundos por cuestiones de diseño del equipo. En función de este periodo de rotación, se determinan los tiempos de apertura de las láminas en términos de porcentaje de la duración de cada proyección, despreciando proyecciones cuya duración sea comparable al tiempo de tránsito de lámina (20 ms). Además, se ajustan los tiempos de apertura para compensar la latencia del MLC y el efecto que la fuente de radiación finita tiene sobre la fluencia definida por las láminas. Teniendo en cuenta estas restricciones, se obtiene el patrón de irradiación definitivo.

Para agilizar los tiempos de cálculo durante la optimización, es posible utilizar una rejilla de cálculo reducida, en un factor 2 ó 4, pudiendo realizar el cálculo final empleando la resolución inicial.

El sistema de planificación consta también de un módulo opcional (*Planned Adaptive™*) para radioterapia adaptativa, que permite evaluar las discrepancias entre la distribución dosis calculada e impartida. Para ello, calcula la dosis administrada en cada sesión de tratamiento a partir de un estudio de imagen híbrido, que completa el estudio de megavoltaje adquirido para posicionamiento del paciente previo a la sesión, con el estudio original utilizado en la planificación (mediante registro rígido). De esta manera, se pueden comparar las distribuciones de dosis e histogramas dosis-volumen para cada sesión de tratamiento y la suma de las mismas. La aplicación permite generar nuevas estructuras basadas en las subdosificaciones o sobredosificaciones detectadas, así como modificar las regiones de interés existentes para tener en cuenta las variaciones observadas en el volumen tumoral y los órganos de riesgo. Una vez creado el nuevo conjunto de estructuras, se genera un nuevo plan cuya optimización se realizará desde el módulo de planificación habitual.

Recientemente, se ha desarrollado una nueva aplicación denominada *Precise ART™ Adaptive Radiation Therapy Option* para monitorizar de forma automática la dosis recibida en los órganos de interés para cada paciente en cada sesión de tratamiento. A diferencia de

la versión anterior, incorpora registro deformable tanto para la obtención del estudio de imagen híbrido como para la comparación de matrices de dosis.

Aunque originariamente la máquina fue diseñada para impartir tratamientos de forma helicoidal manteniendo constante la apertura de mordaza, la velocidad de rotación del cabezal y el avance de mesa durante la irradiación, se han desarrollado nuevas modalidades que permiten irradiar para ángulos fijos sin rotar, sincronizando el multilamina con el avance de mesa (topoterapia comercializada como *TomoDirect™*) o variar la posición de las mordazas y la velocidad de la mesa durante el tratamiento reduciendo las penumbras y los tiempos de irradiación (*Dynamic Jaw, and Dynamic Couch*¹³).

La técnica de *topoterapia (TomoDirect™)* proporciona tratamientos similares a la IMRT convencional, irradiando el patrón de fluencias generado para cada una de las incidencias seleccionadas mientras la mesa se desplaza a velocidad uniforme. En este caso, el *pitch* representa la distancia recorrida por la mesa en cada proyección, siendo habitual establecer para este parámetro un valor 10 veces menor que la apertura de mordaza (10 proyecciones por tamaño de campo recorrido por la mesa). La duración de las proyecciones en este tipo de tratamientos es mayor (2-3 segundos) que en la modalidad de tomoterapia helicoidal, por lo que el tiempo de reacción o latencia de las láminas resulta menos relevante. Por el contrario, el efecto de la penumbra de las láminas cobra importancia al utilizar incidencias fijas o estáticas frente a la irradiación en rotación, siendo necesario incorporarlo en el modelo del haz para su correcta implementación. Asimismo, deberá modificarse y/o verificarse dicho modelado tras cambios en la geometría del colimador multilamina respecto al foco de radiación.

La opción de mordazas dinámicas¹⁴ (*Dynamic Jaws* comercializada como *TomoEDGE™*), permite modificar la apertura de las mismas tanto al comienzo como al final de la irradiación, disminuyendo así la penumbra dosimétrica en dirección cráneo-caudal. Este movimiento deslizante de las mordazas mejora la distribución de dosis, ajustándola a los bordes longitudinales del volumen a irradiar, posibilitando el uso de una apertura de mordazas mayor (respecto a un tratamiento con posición de mordaza fija), y con ello, la reducción del tiempo de tratamiento.¹⁵

Los tratamientos con mordazas dinámicas (disponibles para tamaños de campo de 25 mm y 50 mm) consisten en una apertura asimétrica en el inicio y final de la irradiación, de tal manera que la posición de la mordaza más distal al volumen de tratamiento se sitúa aproximadamente a 1 cm del eje del haz (en lugar de 12.5 mm ó 25 mm en configuración simétrica), cuando el borde del volumen a irradiar se encuentra, al menos, a 3.5 mm del plano del isocentro, desplazándose dicha mordaza con una velocidad máxima de 25 mm/s.

Este documento aborda, fundamentalmente, las pruebas relativas a tomoterapia helicoidal (*TomoHelical™*), la modalidad más extendida, incluyendo procedimientos y tolerancias específicas, tanto para *TomoDirect™* como para *TomoEDGE™*, en aquellas pruebas que así lo requieran.

2. Puesta en marcha de la técnica

A diferencia de la mayoría de unidades de tratamiento de radioterapia externa, el modelado de este equipo en el sistema de planificación no es accesible al usuario. En fábrica, cada unidad de tomoterapia es ajustada a un patrón estándar, a excepción de las primeras máquinas desarrolladas (a modo de ejemplo, el valor de tasa de dosis nominal varía entre 850 cGy/min, 865 cGy/min, 875 cGy/min, 880 cGy/min, 885 cGy/min y 890 cGy/min). Dicho patrón estándar se basa en un valor de fluencia de energía para un tiempo de apertura ideal de $3.46 \cdot 10^{10} \text{ MeV} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ en el isocentro para un campo de 5 cm × 40 cm, lo que representa una energía media aproximada de 1.6 MeV y una profundidad de deposición máxima de dosis de 1.1 cm. Se asume un mismo espectro de energía a lo largo todo el haz, ya que, la energía media sólo se reduce un 5% en los extremos del haz.

El modelo estándar de la unidad en el sistema de planificación se adapta a las características de cada máquina. Para ello, se utilizan los perfiles de dosis transversales y longitudinales, así como los factores de campo, obtenidos en cada uno de los tamaños de campo disponibles. También se caracteriza la fluencia y el tiempo de reacción de las láminas. Finalizado el modelado, se establece un estado de referencia o patrón propio para cada máquina.

En las pruebas de aceptación se comparan las características geométricas y dosimétricas obtenidas en fábrica con las medidas realizadas en la instalación. Principalmente se modifica la configuración de la máquina (geometría, dosis, energía) para aproximarse a su patrón inicial, y, en menor grado, los datos de modelado (factores de fluencia y tiempo de latencia de las láminas) si fuera necesario adecuarlo a una nueva referencia.

Para determinar el nivel de concordancia entre la dosis calculada por el sistema de planificación y la dosis impartida por el equipo de radiación, se analizan distribuciones dosimétricas sencillas o planes de clase consistentes en volúmenes cilíndricos homogéneos en dosis obtenidos para cada apertura de mordaza.

Cuestiones de diseño del equipo, como la alta tasa de dosis utilizada, la irradiación continuada durante el tratamiento (3-20 minutos) o la rotación continuada del cabezal, reducen la duración de sus componentes en comparación con las unidades de tratamiento convencionales. Como consecuencia, es preciso reemplazar

componentes del acelerador dosimétricamente relevantes tales como el magnetrón, el blanco o *target*, la estructura aceleradora o *linac*, o el MLC con mayor frecuencia, siendo necesario ajustar parámetros y realizar medidas de nuevo para evaluar la equivalencia con el estado de referencia actualizado.

En el caso del blanco (*target*), su degradación es progresiva por lo que se requiere un control periódico que garantice el valor de tasa de dosis y energía del haz dentro de tolerancia durante el periodo útil del mismo.

Todas las modificaciones que afectan a la unidad de tratamiento y/o sistema de planificación son llevadas a cabo por el servicio técnico del fabricante con el conocimiento y aceptación del especialista en Radiofísica Hospitalaria.

3. Control de calidad específico

La verificación de tratamientos permite establecer el grado de concordancia entre la distribución dosimétrica planificada y la administración de la misma en las condiciones reales de la unidad, constituyendo un control global del conjunto acelerador lineal de electrones y sistema de planificación. No obstante, no aísla en su caso el motivo de discrepancia y suelen admitirse tolerancias más laxas. Por lo tanto, resulta necesario controlar de forma separada cada parte.

Dadas las particularidades de la tomoterapia, los protocolos genéricos que recogen las recomendaciones sobre control de calidad de aceleradores lineales y sistemas de planificación son difícilmente aplicables a dicho equipo. Por ello el grupo de trabajo TG-148¹⁶ de la AAPM, *American Association of Physicist in Medicine*, ha publicado una propuesta específica para tomoterapia helicoidal que aborda el control de calidad del sistema completo (acelerador lineal de electrones, sistema de imagen y sistema de planificación), incluyendo un listado de pruebas a realizar tras cambios mayores en función de la pieza sustituida.

Junto con la unidad de tomoterapia, se suministra equipamiento de control de calidad básico que consta de un conjunto ionométrico (cámara de ionización de material Shonka de 0.056 cm³, cámara de ionización tipo lápiz y electrómetro multicanal), sistema analizador de haces y maniqués adaptados a las dimensiones y simetría de la máquina (agua sólida de base rectangular 55 cm × 15 cm y cilíndrica de radio 15 cm y longitud 18 cm).

Además, se proporciona una herramienta para el control de calidad del acelerador basado en el análisis de la señal registrada por la matriz de detectores del sistema de imagen y las cámaras monitoras que permite monitorizar parámetros dosimétricos y de funcionamiento del equipo (*Tomotherapy Quality Assurance TQA™*).^{17,18}

Tabla 1. Resumen de las pruebas descritas.

Prueba	Tipo de prueba	Periodicidad	Recursos humanos	Detector	Tolerancia	Tiempo requerido
Alineamiento del haz de radiación	Aceptación Estado Constancia	Inicial	Radiofísico	cámara	colimador primario $x < 0.34$ mm	30 minutos
		Tras Cambios		lápiz	$y < 0.3$ mm	15 minutos
		Anual		películas	colimador secundario $y < 0.5$ mm, 0.5° colimador terciario $x < 1.5$ mm, 0.5°	15 minutos
Estabilidad de la tasa de dosis	Estado Constancia	Tras Cambios Mensual	Radiofísico Técnico	cámara lápiz	2% de deriva con cabezal estático $\pm 2\%$ fluctuación con cabezal rotando sin servo $\pm 0.5\%$ fluctuación con cabezal rotando con servo	30 minutos
Calibración en dosis	Aceptación Estado Constancia	Inicial Tras Cambios Mensual	Radiofísico	cámara de ionización calibrada*	2% respecto al valor nominal de la tasa de dosis (haz estático y dinámico)	20 minutos + 20 minutos/ <i>pcsr</i>
Perfil transversal	Aceptación Estado Constancia	Inicial	Radiofísico	cámara de ionización	1% respecto al índice de inhomogeneidad	40 minutos
		Tras Cambios Anual/Mensual	Radiofísico Técnico	películas calibradas*		15 minutos
Apertura de mordaza	Aceptación Estado Constancia	Inicial Tras Cambios Anual/Mensual	Radiofísico Radiofísico Técnico	cámara de ionización películas calibradas*	1% respecto al valor modelado	40 minutos 20 minutos 15 minutos
Alineamiento y nivelado de la mesa	Aceptación Estado Constancia	Inicial	Radiofísico Técnico	—	0.3° de torsión lateral 2 mm de desviación lateral 5 mm de desviación vertical	30 minutos
		Tras Cambios Mensual				
Uniformidad y exactitud de la velocidad de la mesa	Estado Constancia	Inicial	Radiofísico Técnico	2 cámaras de ionización películas calibradas*	$\pm 1\%$ respecto al valor nominal	20 minutos
		Tras Cambios Cuatrimestral			2% de no uniformidad $\pm 1\%$ ó 2 mm respecto al desplazamiento nominal	20 minutos
Exactitud y reproducibilidad del periodo de rotación	Constancia	Cuatrimestral	Radiofísico	2 cámaras de ionización	± 125 ms respecto al valor nominal de periodo $\pm 0.25\%$ del número de cuentas detectadas por las cámaras monitoras respecto al valor esperado	20 minutos
Sincronismo cabezal-MLC-mesa	Constancia	Cuatrimestral	Radiofísico	películas	sincronismo cabezal-MLC + 1°	15 minutos
				película calibrada*	sincronismo cabezal-mesa + 1 mm sincronismo mesa-MLC + 1 mm	15 minutos
Transmisión del MLC	Aceptación Estado	Inicial Tras Cambios	Radiofísico	película/ matriz de detectores	0.3% de transmisión intralámina 0.5% de transmisión interlámina	20 minutos
Tiempo de reacción o latencia MLC	Aceptación Estado Constancia	Inicial Tras Cambios Anual	Radiofísico	matriz de detectores	2% respecto al valor modelado	1 hora/curva
Interrupción de tratamiento	Aceptación Constancia	Inicial Mensual/ Trimestral	Radiofísico Técnico	película y/o cámaras calibradas*	2-3% de desviación respecto al valor de dosis esperado ± 1 mm respecto al valor de longitud esperado	30 minutos

* Calibrada en términos de dosis absorbida.

El presente documento considera sólo aquellas pruebas especialmente relevantes para la técnica de IMRT de tomoterapia (Tabla 1) que puedan realizarse de forma independiente al equipo, utilizando principalmente el instrumental básico suministrado y equi-

pamiento para dosimetría con película. Asimismo, se valorará el uso de matrices de detectores como método alternativo de medida. Gran parte de las pruebas descritas forman parte del control de calidad propuesto por el fabricante (posteriormente recopiladas en el

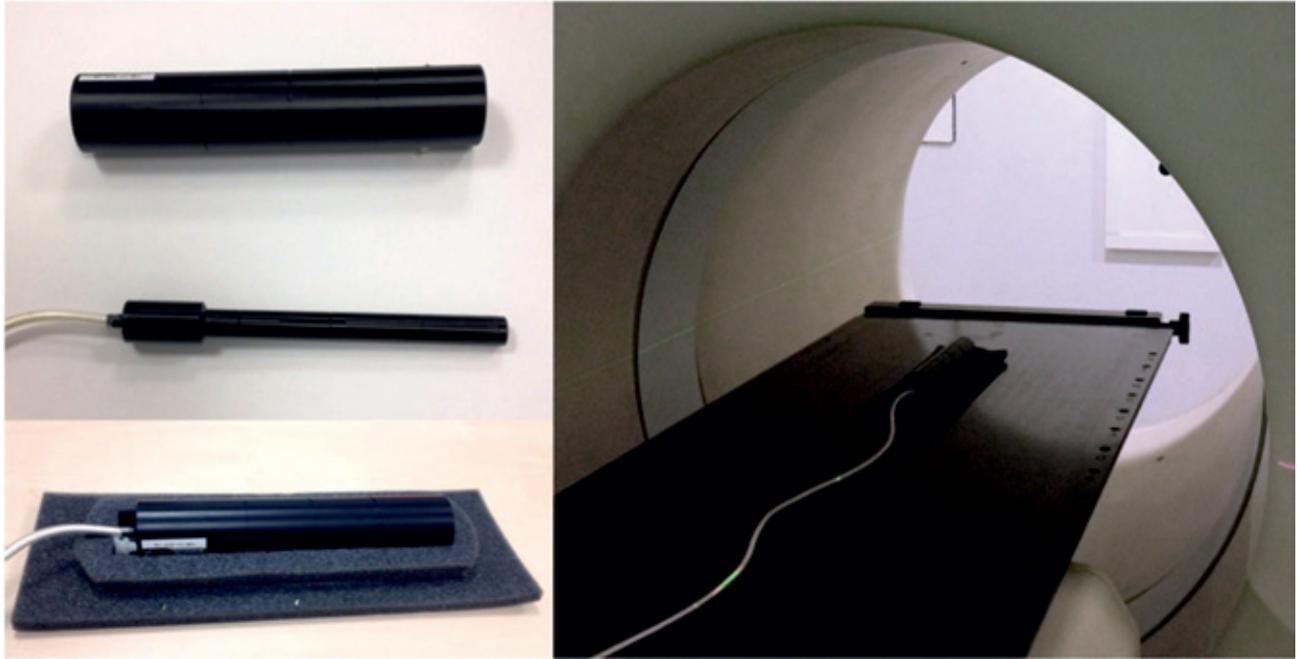


Fig. 3. Detalle de la cámara tipo lápiz, minimaniquí y montaje experimental utilizados en la determinación del alineamiento longitudinal del colimador primario.

TG-148), otras se basan en publicaciones de otros usuarios, y algunas han sido aportadas por los autores. En cualquier caso, se describe de forma detallada una o varias metodologías a seguir para realizar cada prueba. Asimismo se indica el valor y procedencia de las tolerancias (referencia bibliográfica o especificación técnica del fabricante), salvo en aquellas pruebas incorporadas o modificadas por los autores, cuyas valores han sido establecidos en base a la reproducibilidad obtenida.

Para algunas pruebas, se proponen dos métodos con distinta periodicidad, ya que, aquéllos que minimizan el tiempo de ocupación en máquina suelen proporcionar menor precisión. Por ello, se recomienda realizar ambas metodologías acorde a la periodicidad indicada.

El tiempo y personal indicado en la realización de las pruebas, hace referencia al mínimo imprescindible para la obtención de la medida en la unidad de tratamiento (montaje, centrado por imagen e irradiación). El análisis de los resultados deberá realizarse siempre por un especialista en Radiofísica Hospitalaria, y su duración variará en función del método empleado y las herramientas de análisis disponibles.

Toda irradiación de tomoterapia está asociada a un *procedimiento*, definido en un fichero xml, que contiene todos los valores de los parámetros que intervienen en ella: duración de la irradiación, apertura de mordazas, posición inicial del cabezal, velocidad del cabezal, velocidad de mesa, número de proyecciones por vuelta, porcentaje de apertura de cada lámina respecto al tiempo que dura cada proyección, etc. En

el caso de los tratamientos de pacientes, el sistema de planificación genera tantos *procedimientos* como sesiones prescritas. No obstante, también pueden programarse *procedimientos* no-clínicos (que sólo pueden ser administrados en modo físico y/o servicio) desde la consola del operador, introduciendo manualmente los datos requeridos.

3.1. Alineamiento del haz de radiación

Objetivo

Verificar el correcto alineamiento del haz de radiación respecto a los sistemas de colimación.

Teoría de la prueba

A diferencia de los aceleradores convencionales, los tratamientos helicoidales conllevan múltiples y continuas rotaciones tanto del sistema generador del haz de radiación como del sistema de colimación.

Fallos en el alineamiento del foco de radiación con su colimación pueden dar lugar a una variación significativa de la forma del perfil, y a la inclinación del plano de radiación respecto al de rotación, alterando las distribuciones de dosis. Por ello, es necesario comprobar tanto el alineamiento del foco respecto a la rendija fija de colimación primaria, estimando su desplazamiento lateral y longitudinal para el cabezal a 0° , como el cen-

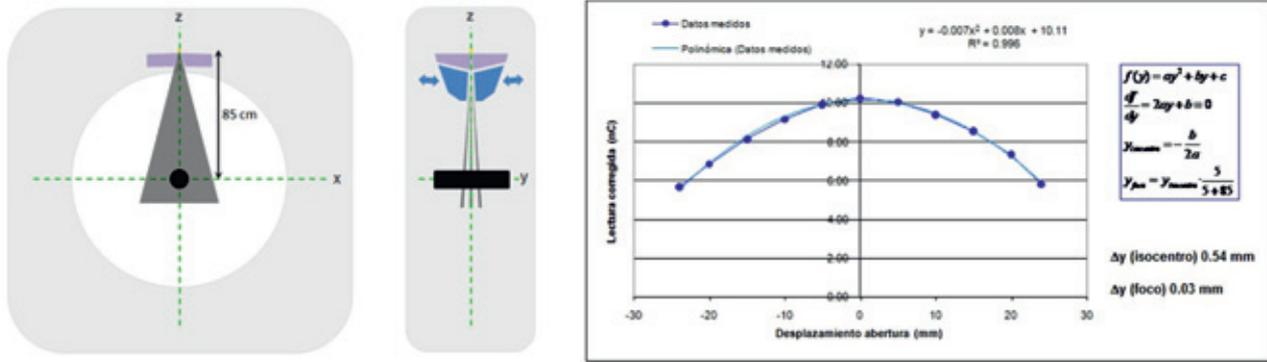


Fig. 4. Esquema del montaje experimental y representación gráfica de resultados correspondientes al alineamiento longitudinal del colimador primario.

trado longitudinal del colimador secundario (mordaza), el centrado lateral del colimador terciario (MLC) y la torsión de éstos dos últimos respecto al plano de rotación.

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Estado	Tras cambio de <i>linac</i> , mordazas o MLC.
Constancia	Anual.

Recursos humanos

Radiofísico.

Recursos materiales

Cámara de ionización tipo lápiz, electrómetro, película, agua sólida, escáner (>170 ppp) y herramienta informática de análisis de resultados

Procedimiento

Colimador primario

- Eje longitudinal

1. Situar la cámara lápiz longitudinalmente, centrada respecto al isocentro, tal como indica la fig. 3.
2. Irradiar a 0° con todas las láminas abiertas y mismo tiempo de duración, haces estrechos con apertura asimétrica de mordaza que abarquen un rango simétrico de desplazamientos longitu-

dinales del centro del haz respecto al isocentro (-24 mm, -20 mm, -15 mm, -10 mm, -5 mm, 0 mm, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm, 24 mm).

3. Representar las lecturas en función del desplazamiento longitudinal y ajustar los datos a una parábola (ver fig. 4).

4. Determinar la desviación del foco respecto al colimador primario como la posición del máximo de la parábola.

- Eje lateral

1. Colocar una película con suficiente espesor de material (15 mm) para garantizar la condición de equilibrio electrónico en profundidad, a la altura del isocentro, centrada lateralmente.
2. Irradiar un *procedimiento* estático a 0° con todas las láminas abiertas.
3. Mover la mesa longitudinalmente para desplazar la película respecto al plano de radiación la franja expuesta.
4. Irradiar un *procedimiento* estático a 0° de igual duración al anterior con apertura de láminas pares.
5. Sin desplazar la mesa, irradiar un *procedimiento* estático a 0° de igual duración con apertura de láminas impares.
6. Normalizar el perfil de la señal *Tongue and Groove* y cuantificar el desplazamiento lateral del foco de radiación respecto al colimador primario en términos de asimetría del perfil, como muestra la fig. 5.

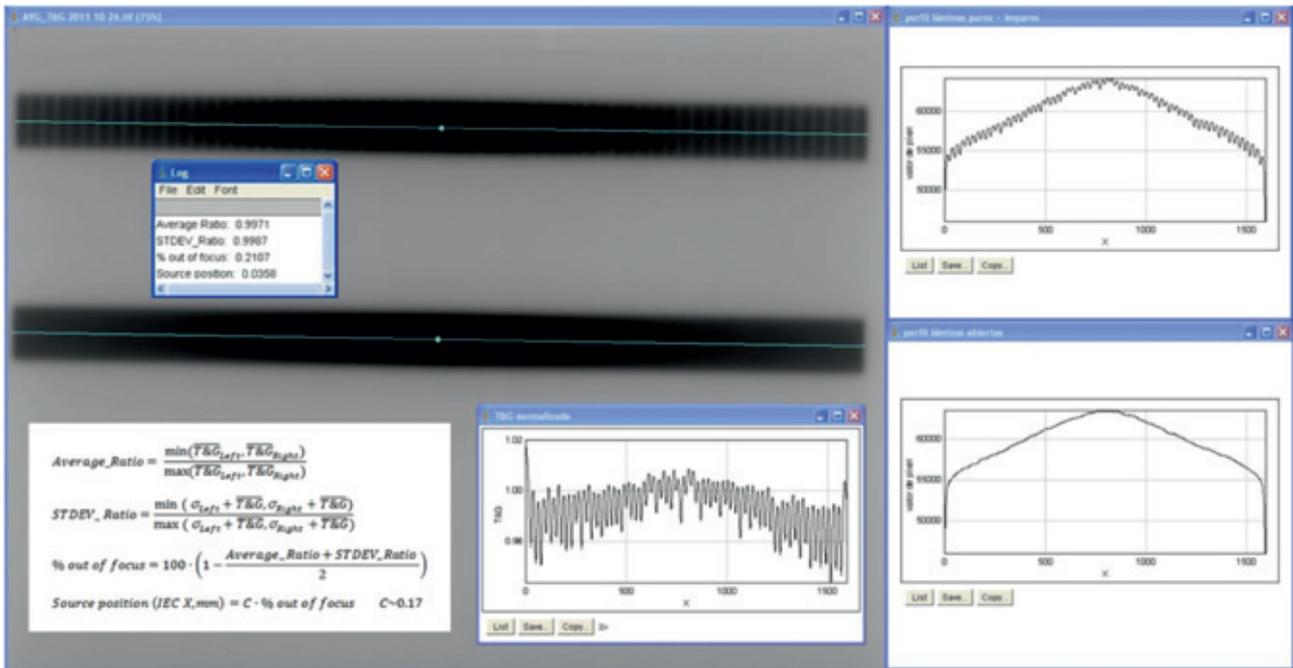


Fig. 5. Análisis de la película irradiada para cuantificar el alineamiento lateral del colimador primario.

Colimador secundario

1. Colocar una película con suficiente espesor de material (15 mm) para garantizar la profundidad de equilibrio electrónico en profundidad, a cierta distancia vertical del isocentro (23-25 cm), centrada lateralmente.
2. Irradiar un procedimiento estático a 0° con la mitad de las láminas abiertas.
3. Sin mover la película, irradiar un procedimiento estático a 180° con la misma mitad de láminas abiertas.

4. Obtener perfiles longitudinales para analizar el alineamiento de los dos hemicampos generados, determinando la desviación longitudinal y divergencia entre ambos (ver fig. 6).

Colimador terciario

1. Colocar una película con suficiente espesor de material (15 mm) para garantizar la condición el equilibrio electrónico en profundidad, a la altura del isocentro, centrada lateralmente.

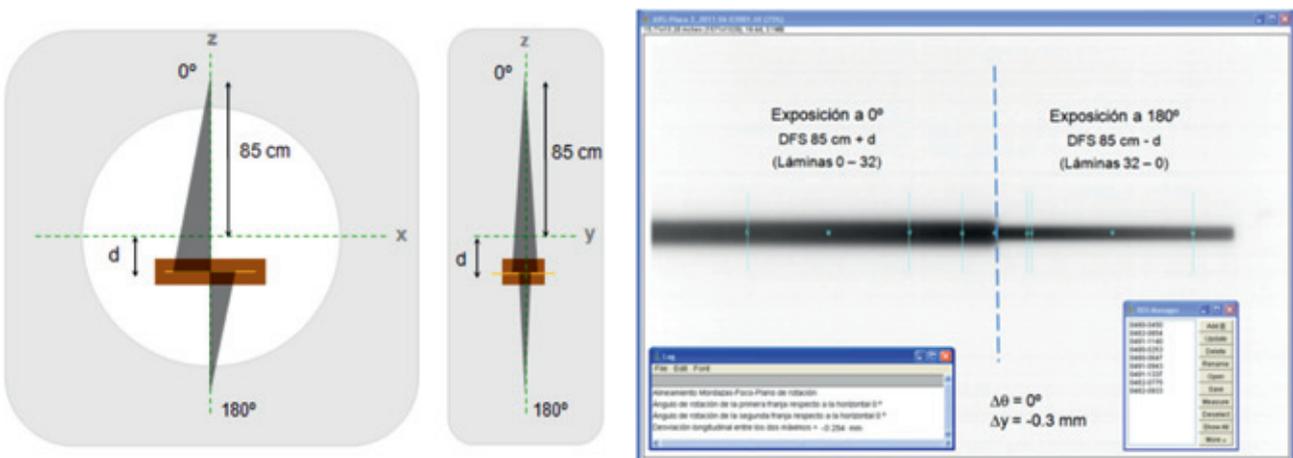


Fig. 6. Esquema del montaje experimental y análisis de la película irradiada para cuantificar el alineamiento del colimador secundario (mordazas).

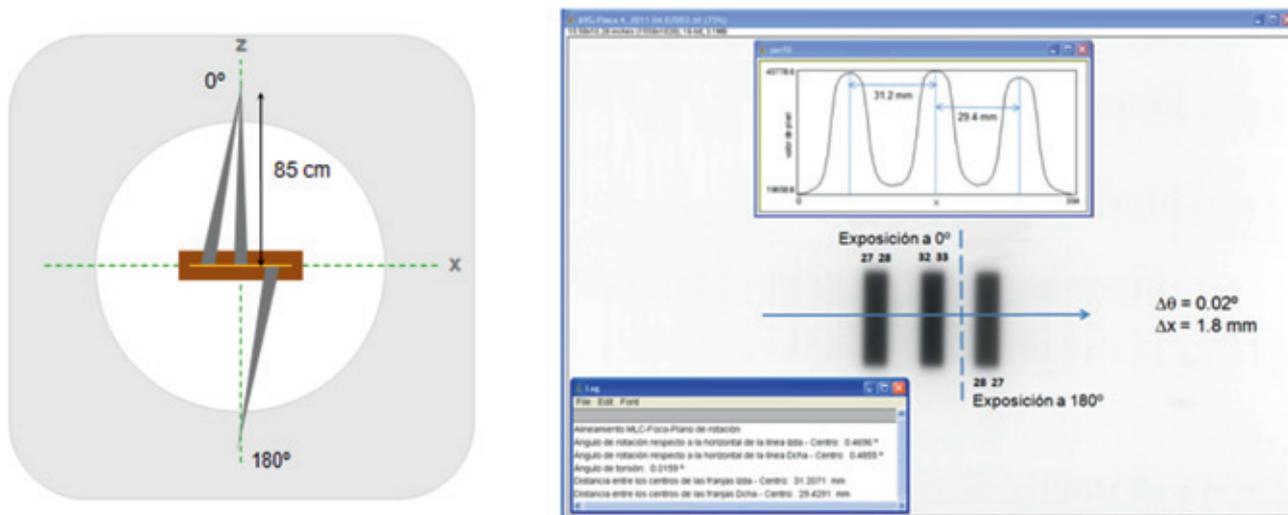


Fig. 7. Esquema del montaje experimental y análisis de la película irradiada para cuantificar el alineamiento del colimador terciario (MLC).

2. Irradiar un *procedimiento* estático a 0° con apertura del par de láminas centrales (32 y 33) y de otro par no centrado (27 y 28).
3. Sin mover la película, irradiar un *procedimiento* estático a 180° sólo con el par de láminas no centrado abierto (27 y 28).
4. Obtener perfiles transversales para analizar el alineamiento de los tres rectángulos generados, determinando la torsión y la desviación lateral, en base al espaciado entre ellos (ver fig. 7).

Tiempo requerido

Colimador primario	30 minutos.
Colimador secundario	15 minutos.
Colimador terciario	15 minutos.

3.2. Estabilidad de la tasa de dosis

Objetivo

Evaluar la estabilidad de la tasa de dosis de tratamiento.

Teoría de la prueba

Inicialmente el acelerador no estaba provisto de retroalimentación o *servo* para rectificar la tasa de dosis emitida, ni de sistema de compensación de señal por rotación del cabezal, por lo que el fabricante admite fluctuaciones inferiores al 50% del valor nominal durante tres ventanas consecutivas de 1 segundo o inferiores al 5% (3% en el caso de *TomoDirect™*) del valor nominal durante tres ventanas dinámicas consecutivas de 10 segundos. Para evitar la inestabilidad al comienzo de la generación del haz (*ramp up*), las láminas permanecen cerradas durante los primeros 10 segundos (*warm up*) de irradiación en todo *procedimiento* clínico.

La variación de la tasa de dosis afecta únicamente a la porción de material que esté siendo tratada durante dicha fluctuación siendo su consecuencia dosimétrica dependiente del plan de tratamiento, ya que, el volu-

Análisis de resultados

Colimador primario	Desviación longitudinal y lateral del foco.
Colimador secundario	Desviación longitudinal de las mordazas y paralelismo respecto al plano de rotación.
Colimador terciario	Desviación lateral del MLC y paralelismo respecto al plano de rotación.

Tolerancia¹⁶

Colimador primario	0.3 mm longitudinal, 0.34 mm lateral en foco.
Colimador secundario	0.5 mm longitudinal en isocentro, 0.5° de torsión.
Colimador terciario	1.5 mm lateral en isocentro, 0.5° de torsión.

men irradiado viene definido por la apertura de mordaza y la distancia recorrida por la mesa en ese periodo además del patrón del colimador multilámina. Puesto que un vóxel generalmente es irradiado desde múltiples incidencias, la influencia de pequeñas desviaciones en la tasa de dosis puede considerarse despreciable.^{19,20}

Independientemente de si se dispone de sistema de compensación de la estabilidad del haz (en cuyo caso la especificación del fabricante es 0.5%), es necesario comprobar que el tiempo de corte (*warm up*) prefijado es suficiente,²¹ así como analizar la fluctuación de la tasa de dosis debida a la posición del cabezal y la deriva en irradiaciones de duración comparable a los tiempos de tratamiento.

Tipo de prueba y periodicidad

Estado Tras cambios en *magnetron*.
Constancia Mensual.

Recursos humanos

Estado Radiofísico.
Constancia Técnico.

Recursos materiales

Cámara de ionización tipo lápiz, mini-maniquí, electrómetro y herramienta informática para muestreo de señal en función del tiempo y análisis de resultados.

Procedimiento

1. Situar el mini-maniquí, con la cámara lápiz en su interior, perpendicularmente al plano de radiación, centrando el volumen sensible en el isocentro de forma que sobresalga de la mesa de tratamiento para que quede expuesta al haz directo en todos los ángulos (véase fig. 8).
2. Seleccionar un muestreo de la señal de carga cada 100 ms.
3. Irradiar un *procedimiento* con láminas abiertas, mesa y cabezal estáticos sin tiempo de calentamiento previo, para evaluar la estabilidad inicial y su deriva con el tiempo. Ejemplo: mordaza 5 cm, cabezal 0°, tiempo de calentamiento 0 s, tiempo de irradiación 600 s.
4. Irradiar un *procedimiento* con láminas abiertas, mesa estática y cabezal dinámico para evaluar la fluctuación del haz con la posición de cabezal. Ejemplo: mordaza 5 cm, periodo de rotación 20 s, tiempo de calentamiento 10 s, tiempo de irradiación 600 s.

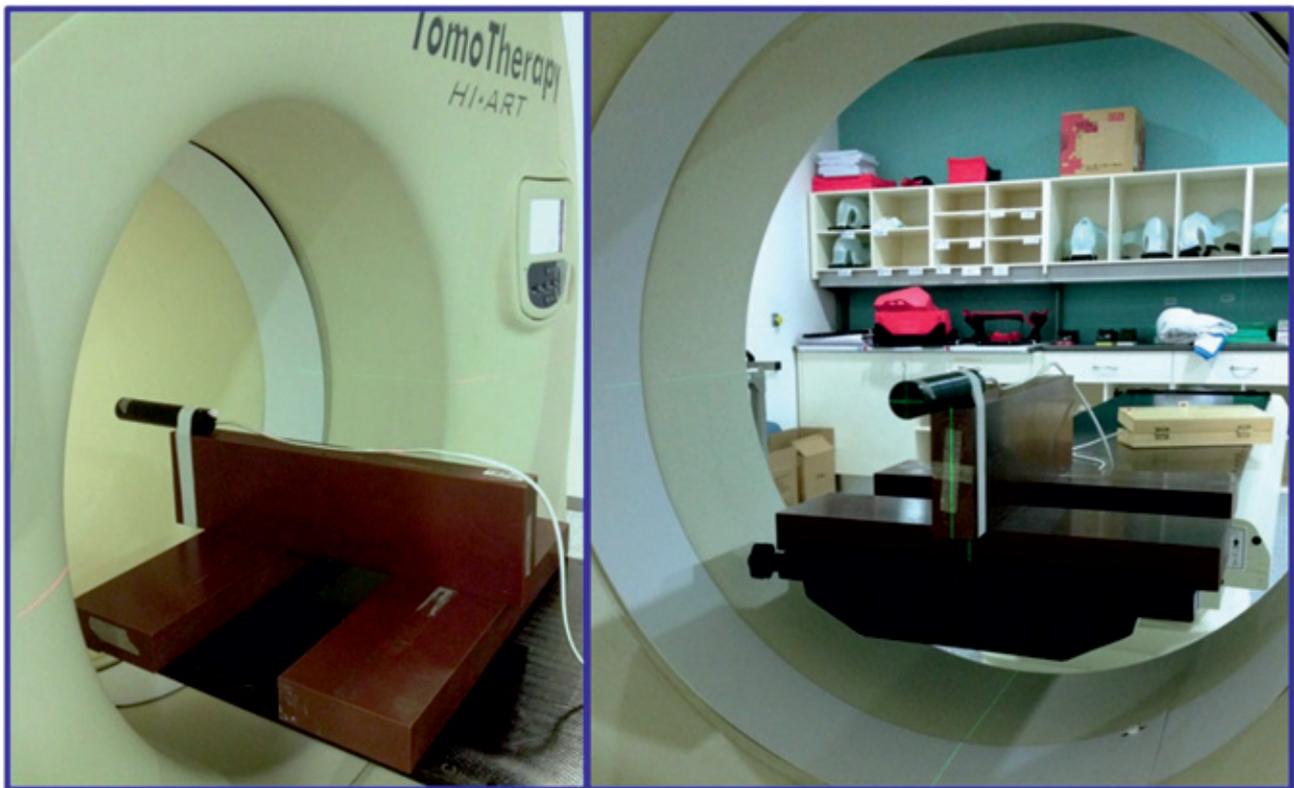


Fig. 8. Esquema del montaje experimental para la medida de la estabilidad de la tasa de dosis.

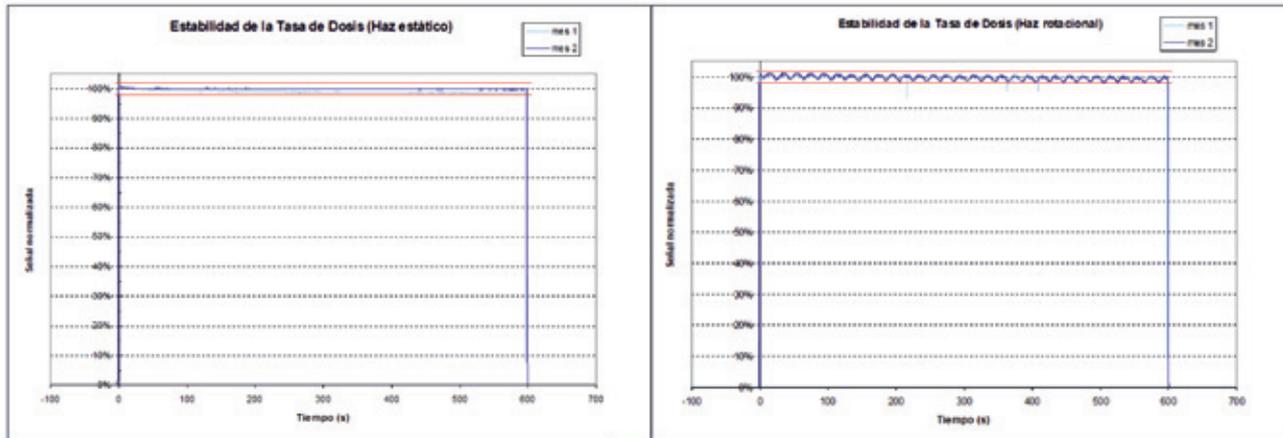


Fig. 9. Representación gráfica correspondiente a la estabilidad de la tasa de dosis.

Análisis de resultados

Cuantificar la variación de la señal registrada con el cabezal estático a partir de los 10 segundos de irradiación.

Cuantificar la variación de la señal registrada durante la rotación del cabezal.

La fig. 9 muestra la representación gráfica de la variación de la tasa de dosis en ambos casos.

Tolerancia

- 2% de deriva para irradiación con cabezal estático (descontando los 10 s iniciales).
- + 2% de fluctuación para irradiación con cabezal rotando (sin *servo*).¹⁶
- + 0.5% de fluctuación para irradiación con cabezal rotando (con *servo*), según especificaciones técnicas del fabricante.

Tiempo requerido

30 minutos.

3.3. Calibración en dosis

Objetivo

Determinar la dosis impartida por el acelerador en condiciones estáticas y dinámicas, así como trazar la lectura de las cámaras monitoras a la dosis determinada.

Teoría de la prueba

Estrictamente esta prueba no es específica de IMRT, pero dada las características únicas de la máquina de

tratamiento y la evidente repercusión dosimétrica de la calibración, se aborda esta problemática.

Inicialmente, ningún protocolo de determinación de dosis absorbida contemplaba la determinación de dosis absorbida en condiciones distintas de las estándar: tamaño de campo 10 cm × 10 cm, distancia fuente-eje (DFE) o superficie (DFS) 100 cm, para haces de fotones con filtro aplanador. El fabricante establecía el valor de tasa de dosis nominal para un haz estático a 0°, tamaño de campo máximo permitido 40 cm × 5 cm, profundidad de 15 mm y distancia fuente-eje de 85 cm, asumiendo un factor k_Q próximo a la unidad²² para las cámaras de ionización suministradas, de material Shonka, debido a su baja dependencia energética.

Diversos autores estimaron valores de indicadores de calidad del haz para las condiciones de referencia de los protocolos de determinación de dosis absorbida mediante simulación Monte Carlo de la unidad de tomoterapia en dichas condiciones²³⁻²⁵ o por extrapolación del comportamiento del TPR_{20,10} observado para diferentes tamaños de campo (análogo al de un acelerador convencional de energía similar),²⁶ con el objeto de obtener el correspondiente factor de corrección por cambio de calidad del haz de ⁶⁰Co a la calidad del haz de tomoterapia en las condiciones estándar de los protocolos IAEA TRS-398²⁷ o AAPM TG-51.²⁸

Posteriormente, se postuló un nuevo formalismo²⁹ para condiciones de medida no estándar, que propone unas condiciones de referencia específicas de la máquina (*machine specific reference, msr*). Añade un factor de calidad del haz $k_{Qmsr,Q}$ que corrige el efecto de medir en dichas condiciones respecto a la medida en condiciones ideales estándar (*reference, ref*), siendo el factor de corrección global de calidad del haz k_{Qmsr,Q_0} el producto de $k_{Qmsr,Q}$ y k_{Q,Q_0} , ninguno de los cuales es medible. Por ello, se requiere de un método de determinación alternativo al ionométrico, como la dosimetría

mediante alanina^{30,31} o película radiocrómica,³² para la obtención de estos factores.

Dicho formalismo también aborda la dosimetría de campos compuestos, trazando la dosimetría de tratamientos clínicos a planes de clase de referencia (*plan class specific reference, pcsr*). De manera análoga a los haces estáticos, el factor de corrección global de calidad del haz puede descomponerse en múltiples factores del orden de la unidad para medidas realizadas^{33,34} con tomoterapia helicoidal. No obstante, los primeros valores de factor de corrección (disponibles para un reducido número de cámaras de ionización) para condiciones de referencia específicas de tomoterapia, se recopilan en el protocolo AAPM TG-148¹⁶ y en el correspondiente adendum del protocolo 1990 UK.³⁵

Recientemente, se ha publicado el protocolo de la IAEA TRS-483,³⁶ realizado en colaboración con la AAPM, que determina la dosis absorbida en condiciones no estándar, adoptando el formalismo anteriormente propuesto y proporcionando valores de factor de corrección (para un mayor número de cámaras de ionización) para las condiciones de referencia específicas que establece para tomoterapia. Pese a que las cámaras de ionización suministradas con el equipo satisfacen los requisitos exigidos en este documento^{37,38} no figura en el listado de datos correspondiente para obtener factores k_{Qmsr} de Tomoterapia.

En base a la bibliografía disponible se recomienda como haz estático de referencia específico de la máquina *msr* un campo de 10 cm × 5 cm, profundidad de 10 cm y distancia fuente-eje de 85 cm, si bien las especificaciones de calibración del fabricante siguen referidas a las condiciones anteriormente mencionadas. Por el contrario, se adopta como plan de clase de referencia específico *pcsr* los planes sencillos de tomoterapia helicoidal utilizados en la aceptación para verificar el modelado de la máquina. Resulta conveniente establecer la calibración en dosis considerando tanto haces estáticos como dinámicos,³⁹ ya que, el valor promedio obtenido durante la rotación no siempre es coincidente con el valor del haz a 0°. Respecto al equipamiento dosimétrico a utilizar, no se descarta el uso del suministrado por el fabricante dada su probada fiabilidad.

La calibración de las cámaras monitoras, de acuerdo con la tasa de dosis medida en condiciones de referencia, es recomendable para poder aislar desviaciones de tasa de dosis respecto al valor nominal en las verificaciones dosimétricas de tratamientos de pacientes. Deberá calibrarse el sistema monitor con cada reemplazo de blanco (*target*) y verificarse periódicamente su correlación con la tasa de dosis medida. Es frecuente una tendencia al alza de la señal registrada por las cámaras monitoras frente a la medida, como consecuencia del desgaste del blanco que emite fotones de menos energía que registra el sistema monitor

pero no el detector situado a la salida del haz. Por ello es útil analizar esta deriva, sin corregirla periódicamente, como indicador de la degradación del blanco.

Es aconsejable tener en cuenta que desde la actualización del sistema a la versión 4.0, el valor de tasa de dosis registrado por las cámaras monitoras, mostrado en la pantalla del operador, proporciona la tasa promedio de los últimos 10 segundos de irradiación, en lugar del valor medio de todo el intervalo. Por ello, se recomienda calibrar en términos de unidad monitor acumulada, de tal forma que, el valor de unidad monitor equivalga a la dosis medida más la dosis teórica correspondiente al tiempo de calentamiento (ecuación 1), ya que las cámaras monitoras sí detectan la radiación inicial al estar situadas más próximas al foco que el sistema de colimación multilámina.

$$UM = D_m + TD \cdot t_c = TD \cdot t_t + TD \cdot t_c \quad (1)$$

siendo UM , el valor de unidad monitor de las cámaras, D_m la dosis medida en condiciones de calibración, TD la tasa de dosis nominal, t_t el tiempo de irradiación y t_c el tiempo de calentamiento (10 s iniciales con MLC cerrado).

Tanto la calibración en tasa de dosis del acelerador como de la señal del sistema monitor se realiza habitualmente en colaboración con el servicio técnico.

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Estado	Tras cambios en <i>servo</i> , <i>magnetron</i> , mordazas o <i>linac</i> .
Constancia	Mensual.

Recursos humanos

Aceptación y estado	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

Recursos materiales

Equipamiento ionométrico (cámara de ionización y electrómetro), maniqués de agua sólida rectangular y cilíndrico, barómetro y termómetro. Opcionalmente, matrices de detectores para constancia de la dosis.

Procedimiento

Haz estático

1. Realizar irradiaciones de 60 s, tras 10 s de calentamiento, en condiciones *msr* (0°, 10 cm × 5 cm, profundidad 10 cm, DFE 85 cm) con la cámara

de ionización alojada en el maniquí de agua sólida rectangular.

2. Obtener la tasa de dosis medida corrigiendo las lecturas ionométricas por sus correspondientes factores y coeficientes (k_{TP} , k_{pol} , k_s , k_{elec} , k_{Qmsr} , Q_0 , N_{DWQ_0}).

Sistema monitor

1. Obtener la dosis para irradiaciones sin el tiempo de calentamiento, en condiciones *msr*.
2. Establecer la relación entre la lectura mostrada en la pantalla del operador y el valor de tasa de dosis medido.

Haz dinámico

1. Irradiar un *plan de clase* de referencia específico de la máquina pcsr (Ejemplo: cilindro homogéneo de radio 4 cm y longitud 10 cm, ancho de mordaza 5 cm y *pitch* 0.287) situando la cámara de ionización en una región homogénea de dosis del maniquí cilíndrico.
2. Obtener la dosis absorbida corrigiendo las lecturas ionométricas por sus correspondientes factores y coeficientes (k_{TP} , k_{pol} , k_s , k_{elec} , k_{Qpcsr} , Q_0 , N_{DWQ_0}).

Análisis de resultados

Cuantificar la tasa de dosis estática y su correlación con el valor mostrado por las cámaras monitoras.

Verificar el valor de tasa de dosis rotacional, en base a la dosis absorbida para un plan de clase sencillo.

Tolerancia¹⁶

Haz estático	+ 2% respecto al valor nominal de tasa de dosis.
Sistema monitor	+ 2% respecto al valor medido de tasa de dosis.
Haz dinámico	+ 2% respecto al valor de dosis de referencia.

Tiempo requerido

Haz estático y sistema monitor	20 minutos.
Haz dinámico	20 minutos (promedio por plan de clase)*.

*Se recomienda evaluar mensualmente la constancia de la dosis para todos los planes de clase utilizados en la puesta en marcha (dos planes por cada apertura de mordaza disponible). El tiempo requerido para la realización de esta prueba dependerá del número de

planes de clase a verificar, y de la disponibilidad de tiempo de máquina para irradiarlos de forma consecutiva, para aprovechar el montaje experimental (común a todos ellos) minimizando el tiempo total.

3.4. Perfil transversal

Objetivo

Evaluar la constancia del perfil transversal del haz de tratamiento.

Teoría de la prueba

Los tratamientos de tomoterapia helicoidal suponen la generación ininterrumpida de radiación de alta tasa de dosis, acelerando el proceso de envejecimiento del *target* respecto a aceleradores convencionales. Ello altera de forma notoria y progresiva la distribución de dosis del haz. Modificando los parámetros de funcionamiento del equipo es posible restablecer la tasa de dosis a su valor nominal sin grandes cambios en la energía y forma del haz.

La ausencia de filtro aplanador proporciona una distribución de dosis en forma de cono, apreciable a lo largo del eje transversal. Como consecuencia del ajuste periódico de la tasa de dosis, la distribución del haz experimenta menos variaciones en su zona central frente a las situadas fuera de eje, por lo que cambios en el perfil conllevan mayores discrepancias dosimétricas en irradiaciones de volúmenes alejados del isocentro. Asimismo, la forma del perfil resulta más sensible a variaciones de energía frente a indicadores de calidad del haz basados en rendimiento en profundidad a lo largo del eje.

Dada la inevitable evolución del haz de radiación, debida al desgaste del *target* y su repercusión dosimétrica en los tratamientos, es necesario controlar la forma del perfil para garantizar su concordancia con el modelado del haz. Aunque la distribución transversal de dosis es específica para cada tamaño de campo, su variación resulta independiente del ancho de mordaza, por lo que bastará analizar el perfil de un único tamaño de campo.

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Estado	Tras cambio de <i>linac</i> .
Constancia	A. Anual (para cada apertura de mordaza disponible, añadiendo una apertura intermedia de 1.8 cm para la opción <i>TomoEDGE™</i>).
	B. Mensual (para una misma apertura de mordaza).

Recursos humanos

Aceptación, Estado y Constancia A)	Radiofísico.
Constancia B)	Técnico.

Recursos materiales

- Cámaras de ionización, electrómetro, maniquí de agua y herramienta informática para muestreo de señal en función del tiempo y análisis de resultados.
- Película, agua sólida rectangular, escáner (≥ 100 ppp) y herramienta informática de análisis de resultados (o matriz de detectores).

Procedimiento

A. Método A

- Colocar el maniquí de agua de forma que permita el movimiento transversal de la cámara, en las mismas condiciones de medida en que fueron tomados los perfiles de referencia (habitualmente, DFS 85 cm y profundidad 15 mm). Monitorizar el haz de radiación con la cámara lápiz.
- Irradiar un *procedimiento* con láminas abiertas, cabezal estático a 0° y mesa estática, de duración suficiente para adquirir perfiles transversales (tiempo 600 s para un perfil con muestreo 100 ms).
- Procesar el perfil transversal obtenido corrigiendo por la lectura de la cámara monitorea, normalizando al valor máximo de la señal corregida y centrando el perfil en el eje transversal si fuera necesario.

B. Método B

- Colocar la película (o la matriz de detectores) sobre la camilla en las mismas condiciones de medida que fueron tomados los perfiles de referencia (DFS o DFE 85 cm, profundidad 15 mm).
- Irradiar un *procedimiento* con láminas abiertas cabezal estático a 0° y mesa estática que genere suficiente señal (15 segundos corresponde a una dosis superior 200 cGy).
- Obtener a partir de la película escaneada (o de la matriz de detectores) un perfil de dosis centrado en dirección longitudinal y normalizarlo respecto al valor máximo de la señal.

Análisis de resultados

Cuantificar la falta de planitud o uniformidad (*flatness*) del haz cónico centrado, como el valor absoluto del cociente entre la diferencia y la suma de la señal máxima y mínima del perfil hallada dentro del 80% del tamaño del campo (definido en base al ancho a la cuarta parte de la altura máxima, *FWQM*). La fig. 10 muestra el análisis del perfil transversal obtenido mediante dosimetría de película.

Tolerancia¹⁶

1% respecto al índice de inhomogeneidad de referencia.

Tiempo requerido

- 40 minutos.
- 15 minutos.

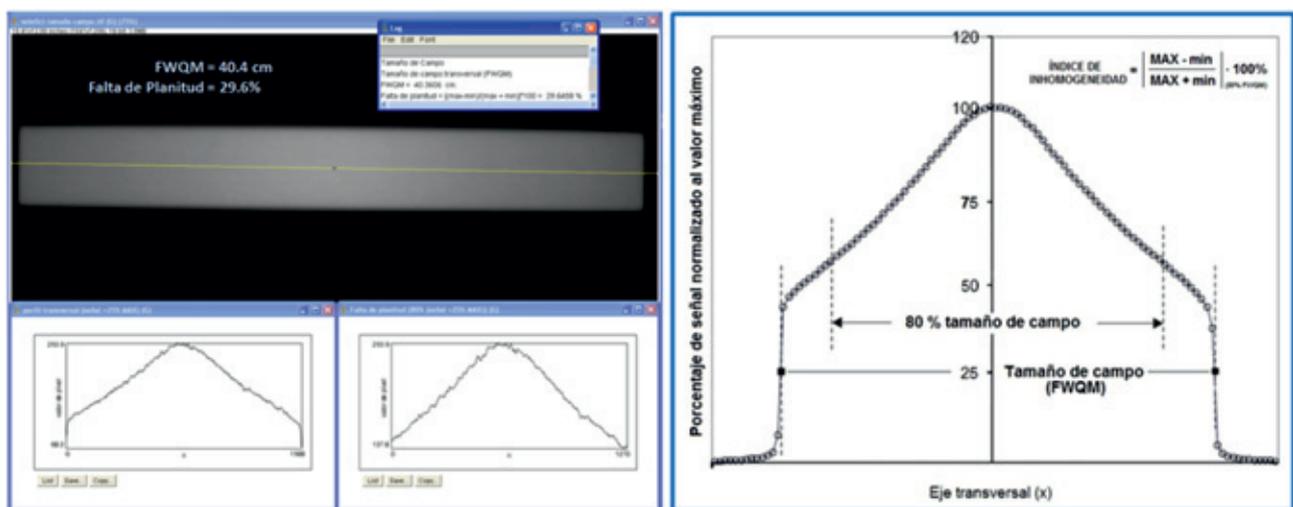


Fig. 10. Análisis del perfil transversal obtenido en la película irradiada.

3.5. Apertura de mordaza

Objetivo

Verificar la exactitud de la apertura definida por las mordazas.

Teoría de la prueba

La dimensión longitudinal definida por las mordazas viene delimitada por la posición mecánica de las mismas, no obstante, el tamaño efectivo puede verse afectado por parámetros de operación del equipo que se varían con cierta frecuencia para restablecer la tasa de dosis al valor nominal a medida que se degrada el blanco (*target*) del acelerador. Su repercusión es especialmente relevante en tratamientos helicoidales produciendo zonas de sobredosificación o subdosificación si aumenta o disminuye el ancho de mordaza.

A modo de ejemplo, 1 mm de discrepancia en el tamaño de campo de 1 cm supone una variación del 10% de la dosis.

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Estado	Tras cambios en la corriente de cañón, mordazas o <i>linac</i> .
Constancia	A. Anual. B. o C. Mensual.

Recursos humanos

Aceptación, estado y constancia A y B.	Radiofísico.
Constancia C.	Técnico.

Recursos materiales

- Cámaras de ionización, electrómetro, maniquí de agua y herramienta informática para muestreo de señal en función del tiempo y análisis de resultados.
- Cámaras de ionización, electrómetro, maniquí de agua sólida rectangular y herramienta informática para muestreo de señal en función del tiempo y análisis de resultados.
- Película, agua sólida rectangular, escáner (≥ 508 ppp) y herramienta informática de análisis de resultados (o matriz de detectores).

Procedimiento

A. Método A

- Colocar el maniquí de agua de forma que permita el movimiento longitudinal de la cámara, en las mismas condiciones de medidas que fueron tomados los perfiles de referencia (habitualmente, DFS 85 cm y profundidad 15 mm). Monitorizar el haz de radiación con la cámara lápiz.
- Para cada ancho de mordaza disponible (incluyendo un tamaño intermedio de 1.8 cm para la opción *TomoEDGETM*), irradiar un *procedimiento* con láminas abiertas cabezal estático a 0° y mesa estática de duración suficiente para adquirir perfiles longitudinales.
- Procesar el perfil longitudinal obtenido corrigiendo por la lectura de la cámara monitora y normalizar al valor máximo de la señal corregida.

B. Método B

- Colocar la cámara de ionización sobre la mesa de tratamiento, en las condiciones de medida en que fueron tomados los perfiles de referencia (DFS o DFE 85 cm, profundidad 15 mm). Opcionalmente, monitorizar el haz fijando la cámara lápiz respecto al campo de radiación.
- Adquirir lecturas cada 100 ms.
- Para cada ancho de mordaza disponible (incluyendo un tamaño intermedio de 1.8 cm para la opción *TomoEDGETM*), irradiar un *procedimiento* topográfico (cabezal estático y mesa en movimiento) con láminas abiertas.
- Procesar el perfil obtenido (corregir si procede por la lectura de la cámara monitora) y normalizar la señal al valor máximo.

C. Método C

- Colocar la película (o la matriz de detectores) sobre la camilla en las mismas condiciones de medida que fueron tomados los perfiles de referencia (DFS o DFE 85 cm, profundidad 15 mm).
- Para cada ancho de mordaza disponible (incluyendo un tamaño intermedio de 1.8 cm para la opción *TomoEDGETM*), irradiar un *procedimiento* topográfico (cabezal estático y mesa dinámica) con láminas abiertas.
- Obtener a partir de la película escaneada (o de la matriz de detectores) un perfil centrado en dirección longitudinal y normalizarlo respecto al valor máximo de la señal, véase fig. 11.

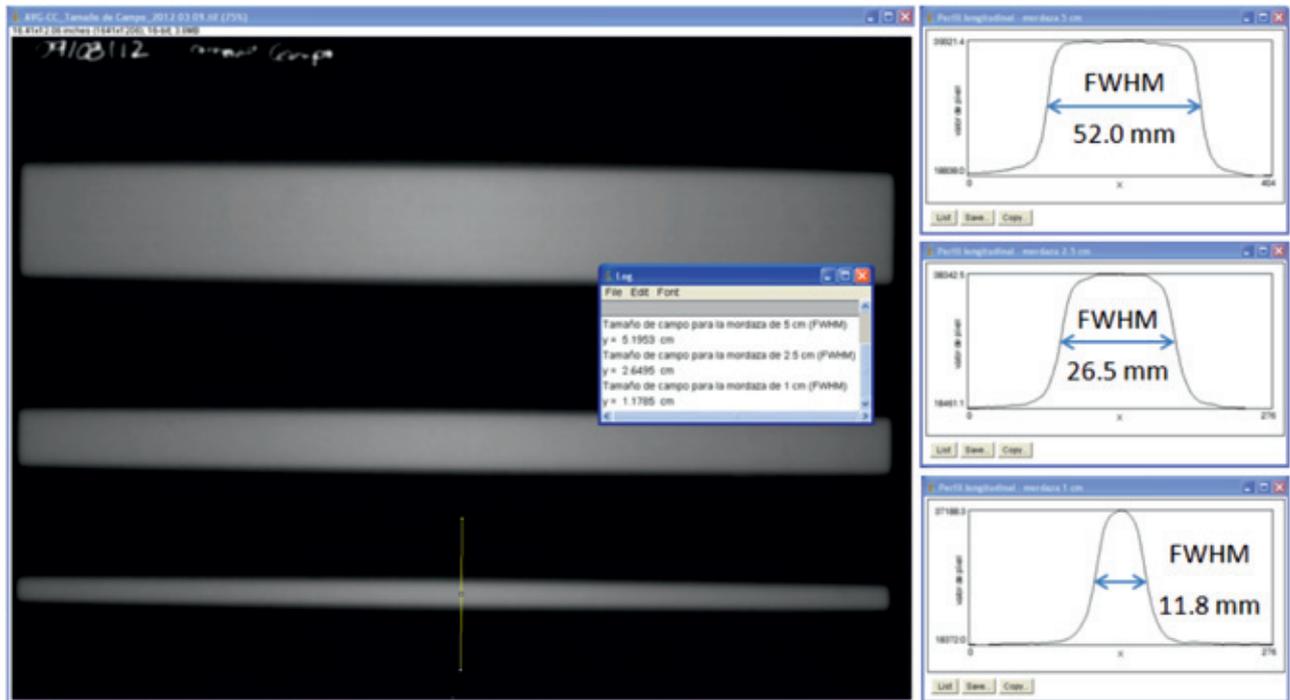


Fig. 11. Análisis de la apertura de mordaza obtenido mediante la irradiación de película.

Análisis de resultados

Determinar la apertura de mordaza como el ancho del perfil a mitad de altura (*FWHM*).

Tolerancia¹⁶

1% de la apertura de mordaza modelada.

Dado el nivel de precisión requerida, décimas de milímetros, el método C podrá ser utilizado si el procesamiento de la película o la resolución espacial de la matriz de detectores garantiza dicha precisión en los resultados obtenidos.

Tiempo requerido

- A. 40 minutos.
- B. 20 minutos.
- C. 15 minutos.

3.6. Alineamiento y nivelado de la mesa de tratamiento

Objetivo

Evaluar la perpendicularidad y rotación respecto al plano de radiación del tablero de tratamiento.

Teoría de la prueba

La correcta administración de un tratamiento helicoidal requiere que el paciente avance perpendicularmente al plano de radiación, sin desviarse lateral ni verticalmente del isocentro durante la irradiación. Estas desviaciones pueden ser relevantes en tratamientos de gran extensión cráneo-caudal.

El tablero de la mesa de tratamiento experimenta una caída o flecha que depende de la posición y peso de la carga que soporta y se acentúa con su uso. Produce una desviación vertical del paciente a lo largo del recorrido o rotación respecto al eje lateral (*pitch*) que no puede ser corregido por el sistema, siendo necesario sustituir el tablero si se excede la tolerancia.

Un incorrecto alineamiento de la mesa puede causar desviación lateral del paciente a lo largo del avance longitudinal del tablero, equivalente a una rotación respecto al eje antero-posterior (*yaw*), compensable en la práctica clínica modificando el posicionamiento del paciente.

La torsión o falta de horizontalidad transversal del tablero provoca rotación del paciente respecto a su eje cráneo-caudal (*roll*). Modificando el ángulo de cabezal inicial del tratamiento, el equipo compensa este giro. No obstante, la variación de la posición relativa del paciente respecto a la mesa puede afectar a la distribución de dosis si las rotaciones son grandes, especialmente en tratamientos con contribuciones de incidencias laterales importantes.

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Estado	Tras cambio de tablero o mesa de tratamiento.
Constancia	Mensual.

Recursos humanos

Aceptación y estado	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

Recursos materiales

Nivel, marcas radiopacas.

Procedimiento

1. Situar un peso en el extremo del tablero más alejado del pedestal.
2. Medir, con ayuda del nivel, la horizontalidad transversal del tablero en el plano del isocentro virtual.
3. Desplazar el tablero 70 cm longitudinalmente para medir la horizontalidad en el plano de radiación.
4. Colocar dos marcas radiopacas sobre la línea media del tablero espaciadas 100 cm, tal como ilustra el esquema de la fig. 12.

5. Adquirir estudio de imagen para ambos marcadores.
6. Cuantificar el desplazamiento lateral y vertical (ver ejemplo de resultados en la fig. 12).

Análisis de resultados

Torsión transversal del tablero bajo carga en la posición de isocentro virtual y de radiación
 Desviación lateral y vertical del tablero bajo carga a lo largo de su avance.

Tolerancia

- 0.3° de torsión transversal (especificaciones técnicas del fabricante).
- 2 mm lateral (en 100 cm de recorrido longitudinal).
- 5 mm vertical (en 100 cm de recorrido longitudinal).

Tiempo requerido

30 minutos.

3.7. Uniformidad y exactitud del avance de la mesa

Objetivo

Comprobar la exactitud y constancia de la velocidad de avance de la mesa durante los tratamientos.

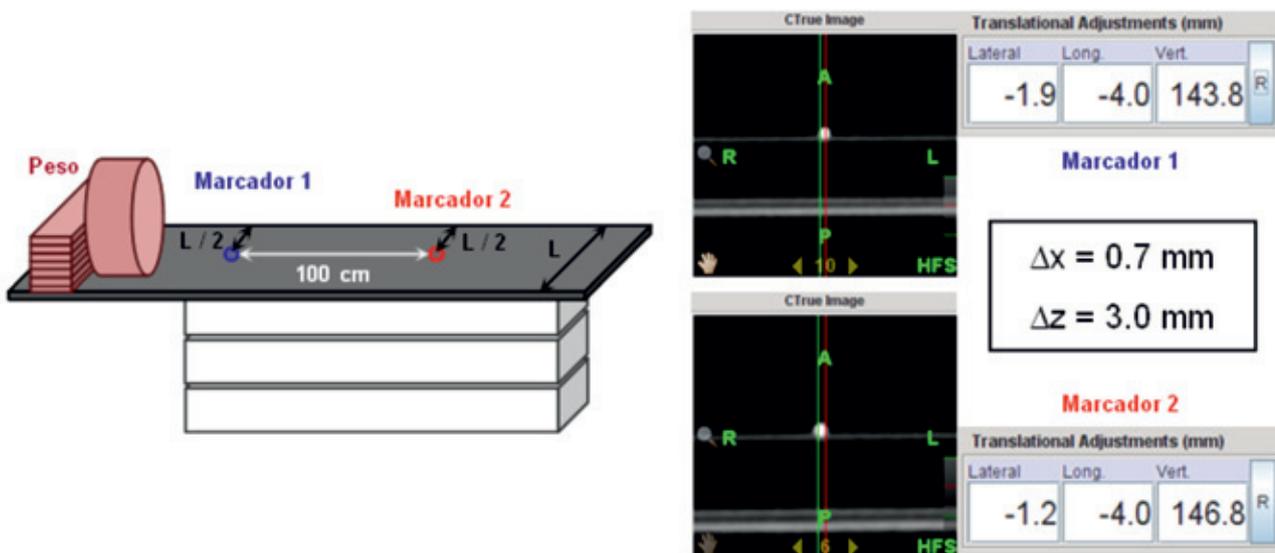


Fig. 12. Esquema del montaje experimental y resultados correspondientes al alineamiento y nivelado de la mesa de tratamiento.

Teoría de la prueba

Para cada tratamiento de tomoterapia helicoidal el sistema de planificación calcula la velocidad necesaria a la que deberá moverse la mesa compatible con el solapamiento, la apertura de mordaza y la dosis por sesión fijada para dicho tratamiento.

Una velocidad variable puede producir sub o sobre-dosificaciones entre cortes axiales del paciente, mientras que un valor de velocidad constante pero distinto del planificado variará la extensión de zona a irradiar y la dosis impartida (un aumento de $0.05 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ disminuye en 3 mm el valor de FWHM del perfil longitudinal⁴⁰). En ambos casos, se altera la distribución dosimétrica planificada, por lo que debe verificarse el correcto funcionamiento de avance de la mesa.

Para comprobar la uniformidad del avance del tablero, se propone una prueba basada en dosimetría de película que permite también determinar la velocidad. No obstante, se describe un procedimiento específico de mayor precisión para obtener la velocidad a partir de perfiles topográficos medidos con cámaras de ionización. Se recomienda además estimar la velocidad de mesa en función de su posición longitudinal al inicio y fin de tratamiento y el tiempo de irradiación transcurrido, considerando los datos aportados por el propio equipo de tomoterapia, como control indirecto del desplazamiento de mesa.

Tipo de prueba y periodicidad

Estado	A. Tras cambios en el tablero o la mesa de tratamiento.
Constancia	B. Cuatrimestral.

Recursos humanos

Aceptación y estado	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

Recursos materiales

A. *Exactitud del Avance de la Mesa.* Cámaras de ionización, electrómetro, maniquí de agua sólida y herramienta informática de análisis de resultados.

B. *Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa.* Película, escáner (≥ 100 ppp) y herramienta informática de análisis de resultados.

Procedimiento

Exactitud del Avance de la Mesa

1. Colocar dos cámaras separadas una distancia conocida a lo largo del avance longitudinal de la mesa. La fig. 13 muestra una disposición de cámaras separadas 175 mm en un maniquí cilíndrico de agua sólida. Seleccionar un tiempo de muestreo de 100 ms.
2. Irradiar varios *procedimientos* topográficos (cabezal estático, mesa dinámica) con láminas abiertas, de longitud de tratamiento conocida variando la velocidad. Ejemplo: 0° , mordaza 1 cm, desplazamiento de mesa 20 cm, velocidad $0.05 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$, $0.10 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ y $0.15 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$.
3. Obtener el intervalo de tiempo transcurrido entre la irradiación máxima de ambas cámaras para calcular la velocidad como cociente entre la distancia que separa ambas cámaras y el tiempo entre ambos picos de señal (véase el ejemplo de resultados de la fig. 13).
4. Determinar la velocidad de la mesa en base al desplazamiento y tiempo registrado en la consola del operador.

Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa

1. Colocar la película sobre la mesa de tratamiento, aproximadamente a la altura del isocentro, con espesor de material suficiente para garantizar la condición de equilibrio electrónico en profundidad (15 mm).
2. Irradiar un *procedimiento* topográfico (cabezal estático, mesa dinámica) con láminas abiertas, de longitud de tratamiento conocida (Ejemplo: 0° , mordaza 1 cm, velocidad $0.05 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$, 20 cm).
3. Obtener de la película expuesta un perfil centrado en dirección longitudinal y normalizarlo al valor máximo.
4. Determinar la distancia longitudinal recorrida por la mesa como diferencia entre la posición inicial y final registrada por el sistema.

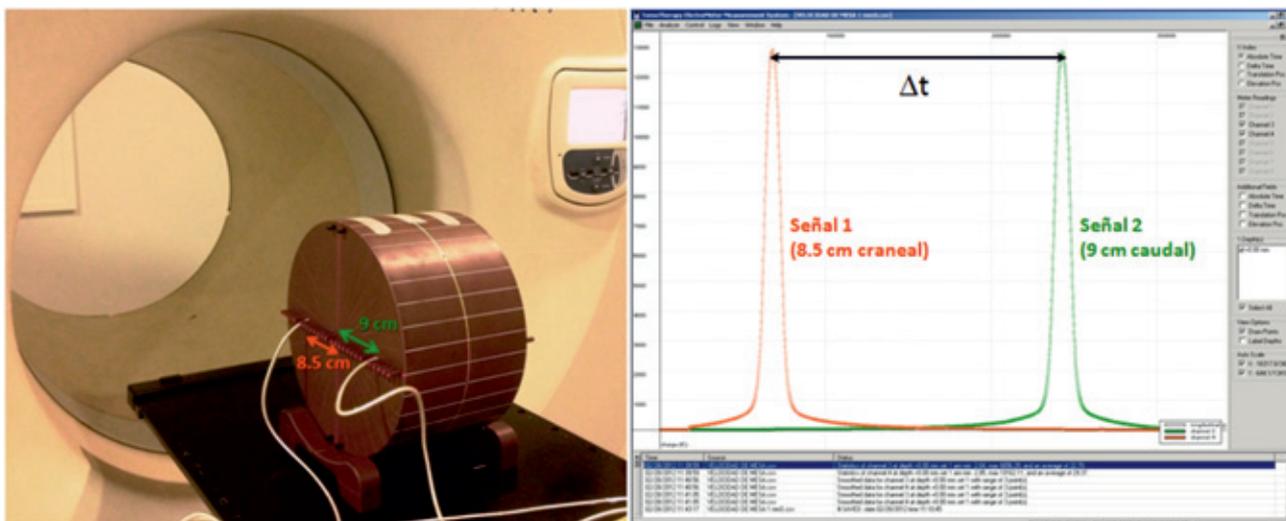


Fig. 13. Montaje experimental y resultados obtenidos para la determinación de la exactitud del avance de la mesa de tratamiento.

Análisis de resultados

Exactitud del Avance de la Mesa

Calcular la velocidad de avance de la mesa como el cociente entre la distancia entre cámaras y el intervalo de tiempo transcurrido entre los máximos de señal registrados por ambas cámaras.

Comparar la velocidad obtenida de la medida con la estimada a partir de los datos proporcionados por la unidad de tomoterapia.

Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa

Cuantificar la falta de uniformidad del perfil como la diferencia entre el máximo y el mínimo referida al máximo, considerando el 80% de la longitud del perfil.

Cuantificar la extensión longitudinal irradiada como el ancho del perfil a mitad de su altura máxima (FWHM).

Comparar el desplazamiento longitudinal de mesa medido (FWHM–apertura de mordaza) con el estimado por el sistema en función de la posición inicial y final de mesa.

Tolerancia

Exactitud del Avance de la Mesa

- $\pm 1\%$ de la velocidad medida respecto al valor esperado.
- $\pm 1\%$ de la velocidad registrada respecto al valor medido.

Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa

- 2% de no uniformidad (dependiente de la estabilidad de tasa del haz).¹⁶
- ± 1 mm ó 2 mm del desplazamiento medido respecto al valor de FWHM esperado (dependiente de la apertura de mordaza).⁴⁰
- ± 1 mm del desplazamiento registrado respecto al valor medido.

Tiempo requerido

Exactitud del Avance de la Mesa

- 20 minutos.

Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa

- 20 minutos.

3.8. Exactitud y reproducibilidad del periodo de rotación

Objetivo

Verificar la exactitud y reproducibilidad del periodo de rotación del cabezal durante los tratamientos.

Teoría de la prueba

Para cada tratamiento de tomoterapia helicoidal el sistema de planificación calcula el periodo de rotación con el que deberá moverse el cabezal compatible con

la dosis por sesión, el solapamiento y la apertura de mordaza fijados para dicho tratamiento.

Un periodo de rotación incorrecto supone la irradiación de un patrón de MLC que no corresponda con la posición del cabezal ni la posición de la mesa planificada alterando la distribución de dosis prevista, por lo que debe verificarse el correcto funcionamiento de rotación del cabezal.

Tipo de prueba y periodicidad

Constancia Cuatrimestral.

Recursos humanos

Radiofísico.

Recursos materiales

Cámaras de ionización, electrómetro, maniquí de agua sólida y herramienta informática de análisis de resultados.

Procedimiento

1. Colocar dos cámaras separadas transversalmente. Puede utilizarse la configuración descrita en la prueba anterior (3.7) rotando el maniquí tal que el punto efectivo de ambas cámaras pertenezca a un mismo plano transversal (ver fig. 14). Seleccionar un tiempo de muestreo de 100 ms.
2. Irradiar *procedimientos* sin modulación, con mesa estática y cabezal dinámico para varios

periodos de rotación representativos del uso clínico (por ejemplo, 12 s, 20 s, 30 s y 40 s).

3. Obtener el periodo de rotación para cada *procedimiento* como promedio del intervalo entre máximos consecutivos registrados para cada cámara, como se indica en la fig. 14.

Análisis de resultados

Comparar el valor promedio de periodo de rotación obtenido frente al valor esperado.

Tolerancia

- ± 125 ms respecto al periodo de rotación esperado (dada la resolución temporal proporcionada por el electrómetro).
- $\pm 0.25\%$ del número de cuentas detectadas por las cámaras monitoras en cada vuelta respecto al valor esperado, según las especificaciones del fabricante.

Tiempo requerido

20 minutos.

3.9. Sincronismo cabezal-MLC-mesa

Objetivo

Estudiar la sincronización entre la posición del cabezal, configuración de colimación del MLC y avance de la mesa durante la irradiación de tratamientos.

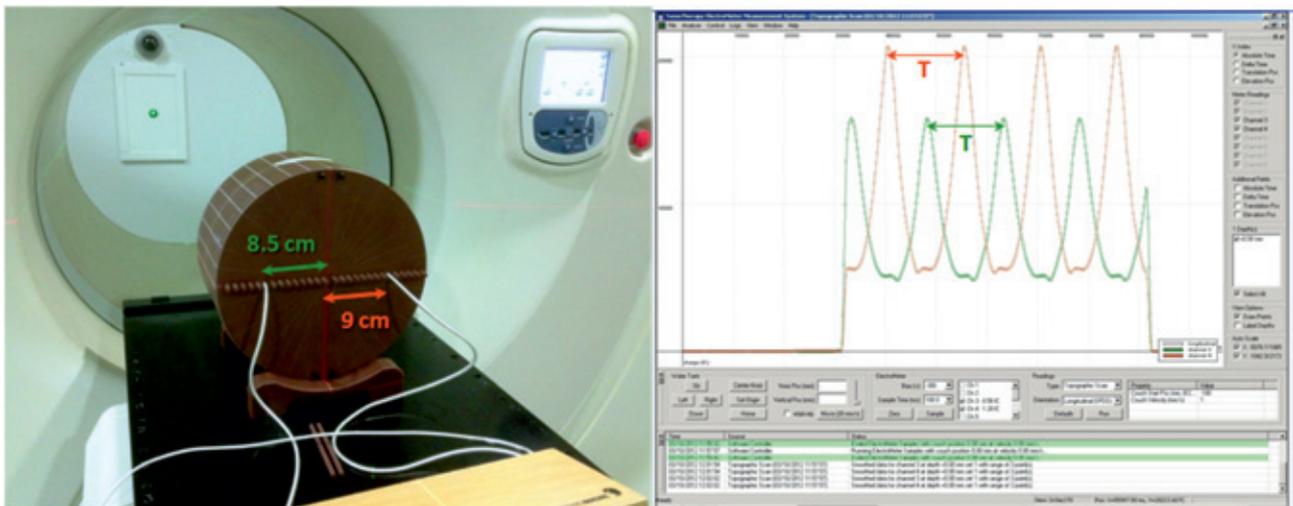


Fig. 14. Montaje experimental y resultados obtenidos para la determinación de la exactitud y reproducibilidad del periodo de rotación del cabezal.

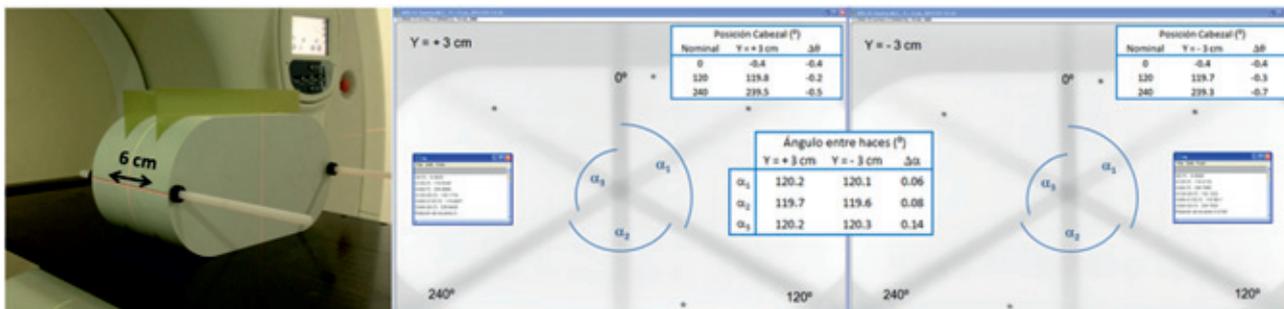


Fig. 15. Montaje experimental y resultados correspondientes al sincronismo entre la posición del cabezal y la apertura de láminas.

Teoría de la prueba

Los tratamientos de tomoterapia helicoidal requieren además de la sincronización entre el movimiento de rotación del cabezal y avance de la mesa, necesaria para irradiar en hélice, la sincronización con la apertura y cierre de las láminas que configuran el patrón de colimación que modula la intensidad del haz en cada proyección.

Balog *et al.*⁴⁰ describen un *procedimiento* que permite comprobar el movimiento sincronizado entre la mesa y el cabezal, además de otros parámetros (como la energía, la dosis, la velocidad de mesa y la exactitud de posicionamiento) constituyendo una prueba muy completa pero poco específica en caso de fallo. Por ello, se recomienda su uso a modo de chequeo global con relativa frecuencia (semanal o mensual), si bien se aconseja la realización de las pruebas que se plantean a continuación para mayor especificidad. Para aislar la influencia de cada sistema (cabezal, mesa y MLC) se proponen pruebas que estudian el sincronismo de los componentes por parejas.²¹

Tipo de prueba y periodicidad

Constancia Cuatrimestral.

Recursos humanos

Radiofísico.

Recursos materiales

Película, escáner (≥ 100 ppp) y herramienta informática de análisis de resultados.

Procedimiento

Sincronismo cabezal-MLC

1. Diseñar un *procedimiento* helicoidal que genere haces estrechos sólo para determinados ángulos conocidos. La fig. 15 ilustra un ejemplo con apertura de las láminas centrales, 32 y 33, para ángulos de cabezal 0°, 120° y 240°, y recorrido de mesa superior a 6 cm.
2. Irradiar con dicho *procedimiento* dos películas situadas paralelas al plano de rotación del cabezal y equiespaciadas respecto al isocentro virtual tal que la distancia entre ambas no supere el recorrido total de mesa del *procedimiento* (a 3 cm del isocentro virtual).
3. Obtener, para cada película, los ángulos formados por los haces incidentes contiguos.
4. Comparar los valores de ángulos obtenidos para cada película.

Sincronismo cabezal-mesa

1. Diseñar un *procedimiento* helicoidal que genere un patrón de radiación fácilmente identificable con la posición del cabezal. La fig. 16 se corresponde con una apertura de láminas durante medio giro para rotaciones espaciadas 2ª, 7ª y 12ª rotación utilizando un tamaño de mordaza de 1 cm y un valor de *pitch* 1.
2. Colocar la película sobre la mesa de tratamiento, aproximadamente a la altura del isocentro, con espesor de material suficiente para garantizar la condición de equilibrio electrónico en profundidad (15 mm)
3. Irradiar dicho *procedimiento*.
4. Obtener un perfil de la película a lo largo del eje de avance de la mesa y cuantificar el espaciado entre las bandas generadas.

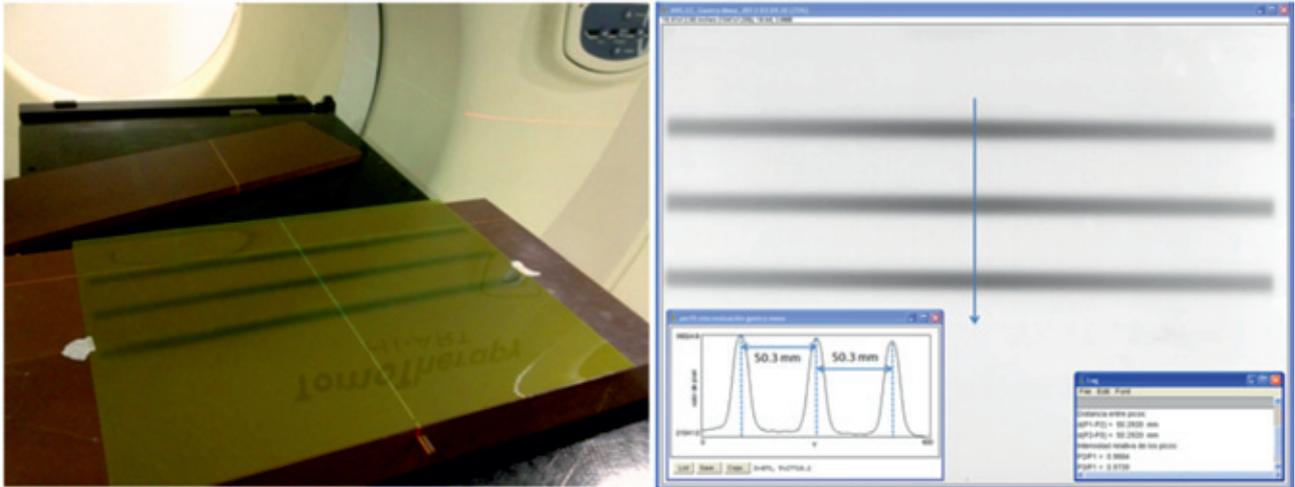


Fig. 16. Montaje experimental y resultados correspondientes al sincronismo entre la posición del cabezal y la mesa.

Sincronismo mesa-MLC

1. Diseñar un *procedimiento* topográfico que genere un patrón de radiación de franjas de distinta intensidad equiespaciadas. La fig. 17 muestra el patrón obtenido para un tamaño de mordaza de

- 1 cm con láminas abiertas el 25%, 50%, 75% y 100% del tiempo que dura la proyección.
2. Colocar la película sobre la mesa de tratamiento, aproximadamente a la altura del isocentro, con espesor de material suficiente para garantizar la

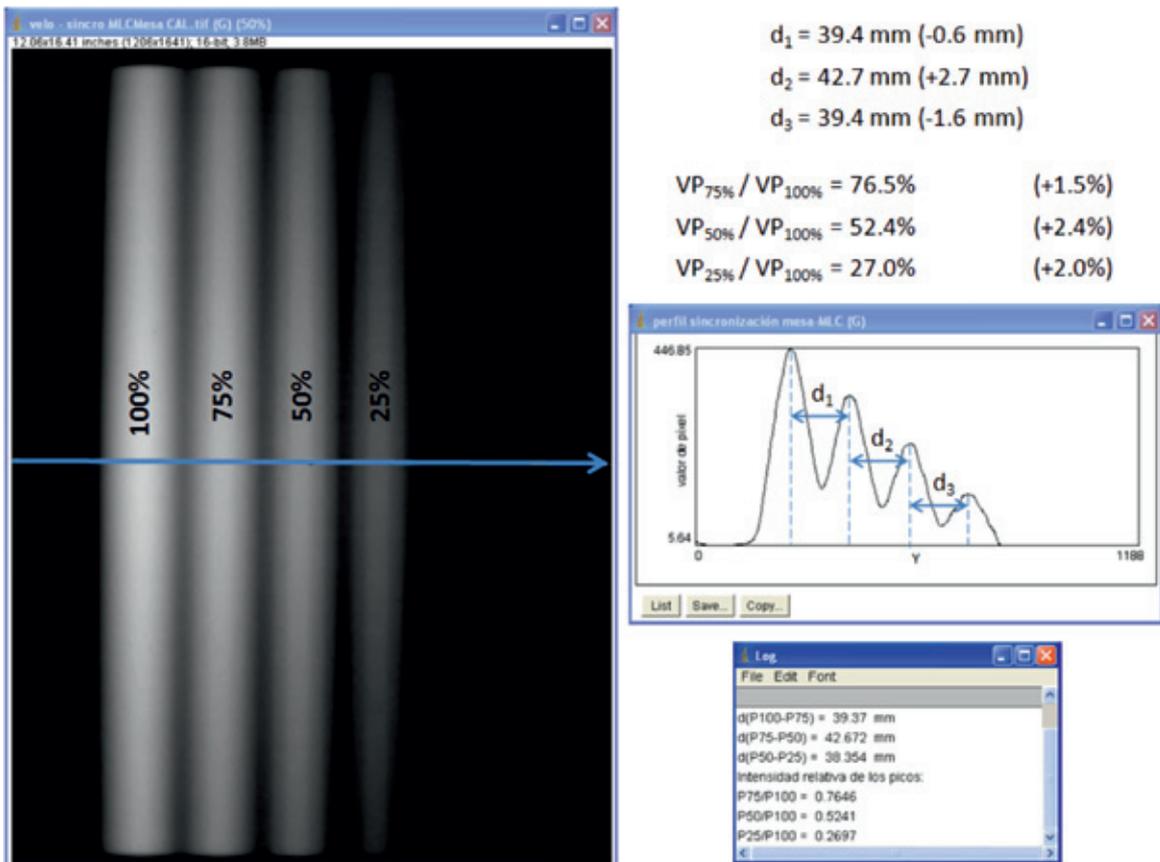


Fig. 17. Resultados y análisis correspondientes al sincronismo entre la apertura de láminas y la posición de la mesa.

condición de equilibrio electrónico en profundidad (15 mm)

3. Irradiar el *procedimiento*.
4. Obtener a partir del perfil de dosis longitudinal de la película, normalizado al valor máximo de la señal, el valor del máximo de cada franja de radiación así como el espaciado entre ellas (ver el ejemplo ilustrado en la fig. 17).

Análisis de resultados

Sincronismo cabezal-MLC

Comparar los valores de ángulos formados por haces incidentes contiguos obtenidos en los dos planos de radiación (reproducibilidad de la posición del cabezal con la apertura de láminas).

Sincronismo cabezal-mesa

Cuantificar el espaciado entre franjas de radiación (reproducibilidad del patrón con el avance de mesa).

Sincronismo mesa-MLC

Cuantificar el espaciado y la altura del máximo de cada franja (reproducibilidad del espaciado).

Tolerancia

Sincronismo cabezal-MLC	$\pm 1^\circ$. ¹⁶
Sincronismo cabezal-mesa	± 1 mm. ¹⁶
Sincronismo mesa-MLC	± 1 mm.

Tiempo requerido

Sincronismo cabezal-MLC	15 minutos.
Sincronismo cabezal-mesa	15 minutos.
Sincronismo mesa-MLC	15 minutos.

3.10. Transmisión del MLC

Objetivo

Verificar la radiación de fuga^{41,42} a través del sistema de colimación multilámina.

Teoría de la prueba

Durante los tratamientos, el equipo emite de forma continua un haz en abanico cuya dimensión longitudi-

nal viene definida por el ancho de mordaza, mientras que el MLC limita el tamaño transversal, además de modular la intensidad. Por ello, el colimador multilámina de tomoterapia ha sido diseñado para minimizar la transmisión⁴³ utilizando láminas de tungsteno de 10 cm de espesor.

Un valor de transmisión superior al modelado en el sistema de planificación supondría una subestimación de la misma y, por lo tanto, un aumento indeseado de dosis bajas en los tratamientos.

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Estado	Tras cambio de MLC.

Recursos humanos

Radiofísico.

Recursos materiales

Película, agua sólida rectangular, escáner (≥ 100 ppp) y herramienta informática de análisis de resultados (o matriz de detectores).

Procedimiento

1. Colocar la película (o la matriz de detectores) sobre la mesa de tratamiento, aproximadamente a la altura del isocentro, con espesor de material suficiente para garantizar la condición de equilibrio electrónico en profundidad (15 mm).
2. Irradiar un *procedimiento* con láminas cerradas, cabezal estático a 0° y mesa estática, de duración suficiente para registrar una señal adecuada (300 s para película).
3. Irradiar otro *procedimiento* con láminas abiertas, cabezal estático a 0° y mesa estática para corregir la señal de transmisión en función de la forma del perfil.
4. Obtener perfiles de dosis transversales correspondientes a ambas irradiaciones (ver fig. 18).

Análisis de resultados

Transmisión porcentual a través y entre láminas.

Tolerancia

- 0.3% de transmisión intralámina.
- 0.5% de transmisión interlámina.
- (Especificaciones técnicas del fabricante).

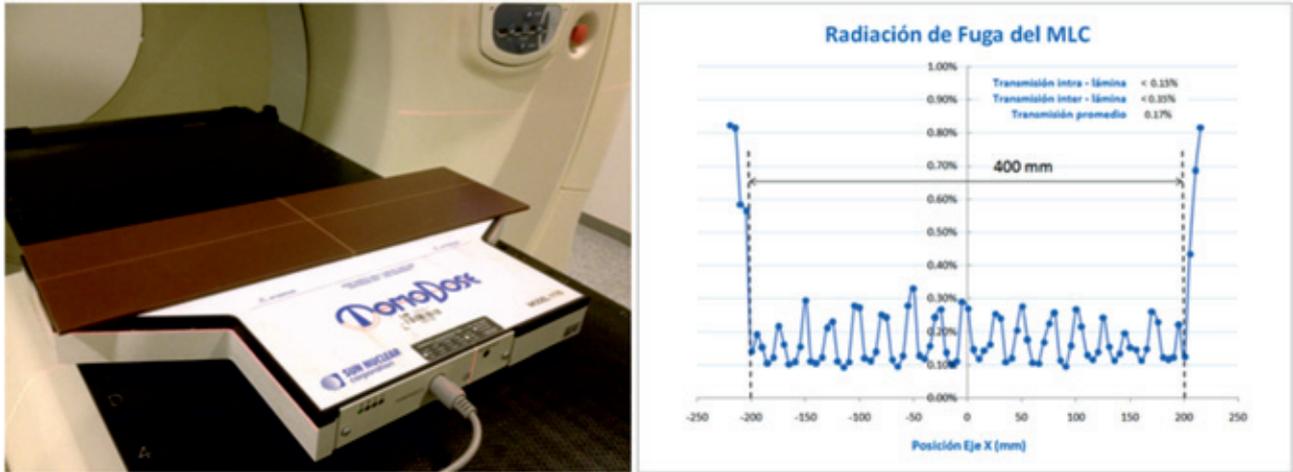


Fig. 18. Montaje experimental y resultados correspondientes a la transmisión del MLC, utilizando una matriz de detectores.

Tiempo requerido

20 minutos.

3.11. Tiempo de reacción o latencia de las láminas

Objetivo

Comprobar la validez de la corrección del efecto de latencia aplicado.

Teoría de la prueba

El tiempo de reacción o latencia del MLC^{21,44} viene caracterizado en el sistema de planificación mediante el ajuste lineal para distintos tiempos de proyección de la relación entre el porcentaje del tiempo de apertura programado y el real. Dada la simplicidad del mecanismo de movimiento del MLC (producido por aire a presión activado por la válvula asociada a cada lámina) se asume un mismo comportamiento para todas las láminas, utilizándose sólo 8 láminas para obtener la curva de modelado.

Si bien el presente documento plantea pruebas que puedan realizarse de forma independiente utilizando principalmente el equipamiento básico suministrado con la unidad de tomoterapia, dado el volumen de datos a adquirir y analizar, se considera el uso de la información registrada por la matriz de detectores del equipo para la obtención del conjunto de curvas de latencia,⁴⁵ mientras que el método de medida independiente se propone para verificar un número reducido de dichas curvas.

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación Inicial.

Estado Tras cambio de MLC.

Constancia Anual.

Recursos humanos

Radiofísico.

Recursos materiales

- A. Matriz de detectores (diodos o cámara de ionización) con suficiente sensibilidad (> 0.3 mGy) y resolución espacial (< 3 mm) y temporal (< 2 ms) para detectar señales correspondientes a tiempos de apertura del orden de ms de una lámina, y herramienta de análisis de datos apropiada.
- B. Opcionalmente, matriz de detectores del sistema de imagen del equipo registrando y exportando los datos medidos mediante la aplicación *TQA*, y herramienta de análisis de datos apropiada.

Procedimiento

A. Método A

1. Diseñar *procedimientos* con cabezal y mesa estática, tiempos de proyección de 200 ms, 400 ms y 800 ms, y senogramas de irradiación dinámicos, tal que las láminas 2, 12, 22, 32, 33, 43, 53 y 63 permanezcan abiertas distintos porcentajes del tiempo de proyección (2%, 3%, 5%, 10%-100% cada 10%). Se recomienda programar varias proyecciones consecutivas por cada tiempo o

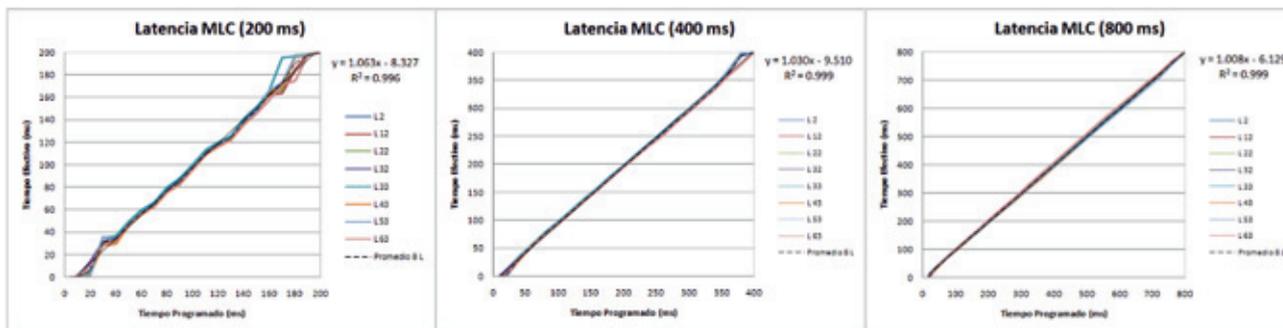


Fig. 19. Resultados correspondientes al tiempo de reacción de las láminas, obtenidos mediante el uso de matrices de detectores.

porcentaje de apertura de lámina para obtener un muestreo representativo del funcionamiento de éstas, además de incrementar la señal a detectar. Ejemplo: 50 primeras proyecciones con MLC cerrado para garantizar la estabilidad inicial del haz (≥ 10 s de calentamiento) seguidas de 10 proyecciones abriendo las 8 láminas seleccionadas el porcentaje de tiempo deseado.

2. Para cada medida, sustraer la señal de transmisión del MLC correspondiente a la duración total del procedimiento. Dividir la lectura corregida por el número de proyecciones consecutivas programado para cada tiempo de apertura. Normalizar la señal promediada y corregida respecto a la correspondiente al 100% del tiempo de proyección para representar cada curva.
3. Obtener la curva promedio de las 8 láminas y ajustarlas linealmente (ver fig. 19).
4. Comparar la curva obtenida con la implementada en el sistema de planificación (accesible en el módulo de configuración del equipo JAM, Jaw Accelerator Machine).

B. Método B

1. Diseñar procedimientos con cabezal y mesa estáticos, tiempos de proyección de 200 ms, 300 ms, 400 ms, 500 ms, 600 ms, 800 ms y 1000 ms, y senogramas de irradiación dinámicos, tal que las láminas 2, 12, 22, 32, 33, 43, 53 y 63 permanezcan abiertas distintos porcentajes del tiempo de proyección (2.5% a 100%). (Se recomienda programar varias proyecciones seguidas con los mismos tiempos de apertura para promediar).
2. Analizar los datos recogidos obteniendo las curvas de latencia de cada una de las 8 láminas normalizando con respecto a la señal registrada para las proyecciones del 100%.

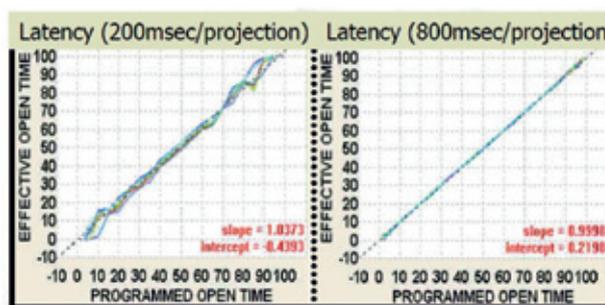


Fig. 20. Resultados del tiempo de reacción de las láminas, obtenidos mediante el uso de la matriz de detectores del sistema de imagen del propio equipo.

3. Obtener la curva promedio de las 8 láminas y ajustarlas linealmente (ver fig. 20).
4. Comparar la curva obtenida con la implementada en el sistema de planificación (accesibles desde el módulo de configuración JAM).

Análisis de resultados

Comparar la discrepancia entre los valores de apertura de lámina obtenidos con cada curva.

Tolerancia

2% entre los puntos de la curva obtenida respecto a la curva del modelado en el sistema de planificación, basado en especificaciones del fabricante.

Tiempo requerido

- A. 1 hora de medida por curva.
- B. 1 hora.

3.12. Interrupción de tratamiento

Objetivo

Verificar el correcto funcionamiento del equipo en la generación e irradiación de tratamientos parciales para completar tratamientos interrumpidos.

Teoría de la prueba

La unidad de tomoterapia permite generar *procedimientos* para completar tratamientos interrumpidos. El sistema debe registrar correctamente los datos relativos a la fracción de tratamiento que ha sido impartida y generar, en base a esta información, la fracción de tratamiento pendiente de irradiar añadiendo tiempo de calentamiento para garantizar la estabilidad inicial del haz. Por ello, la posición de la mesa al reanudar la irradiación será la correspondiente a 10 segundos antes de que el tratamiento se interrumpiese, siempre partiendo del posicionamiento del paciente respecto al isocentro virtual de la máquina.

Se recomienda realizar comprobaciones para planes de tratamiento sencillos con parámetros representativos de la práctica clínica (aperturas de mordaza en uso y valores de *pitch* habituales) tales como los planes de clase utilizados para la puesta en marcha, para poder

aplicar tolerancias basados en los perfiles de la distribución de dosis más exigentes que el criterio gamma habitualmente utilizado (3% de diferencia de dosis, 3 mm de distancia entre puntos de igual dosis).

Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Constancia	Mensual (una apertura de mordaza). Trimestral (cada apertura de mordaza).

Recursos humanos

Aceptación	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

Recursos materiales

Película, maniquí, escáner (≥ 100 ppp) y herramienta informática de análisis de resultados. Conjunto ionométrico (opcional). Las matrices de detectores proporcionan menor resolución espacial, por lo que su uso para esta prueba requiere la caracterización de su respuesta.⁴⁶

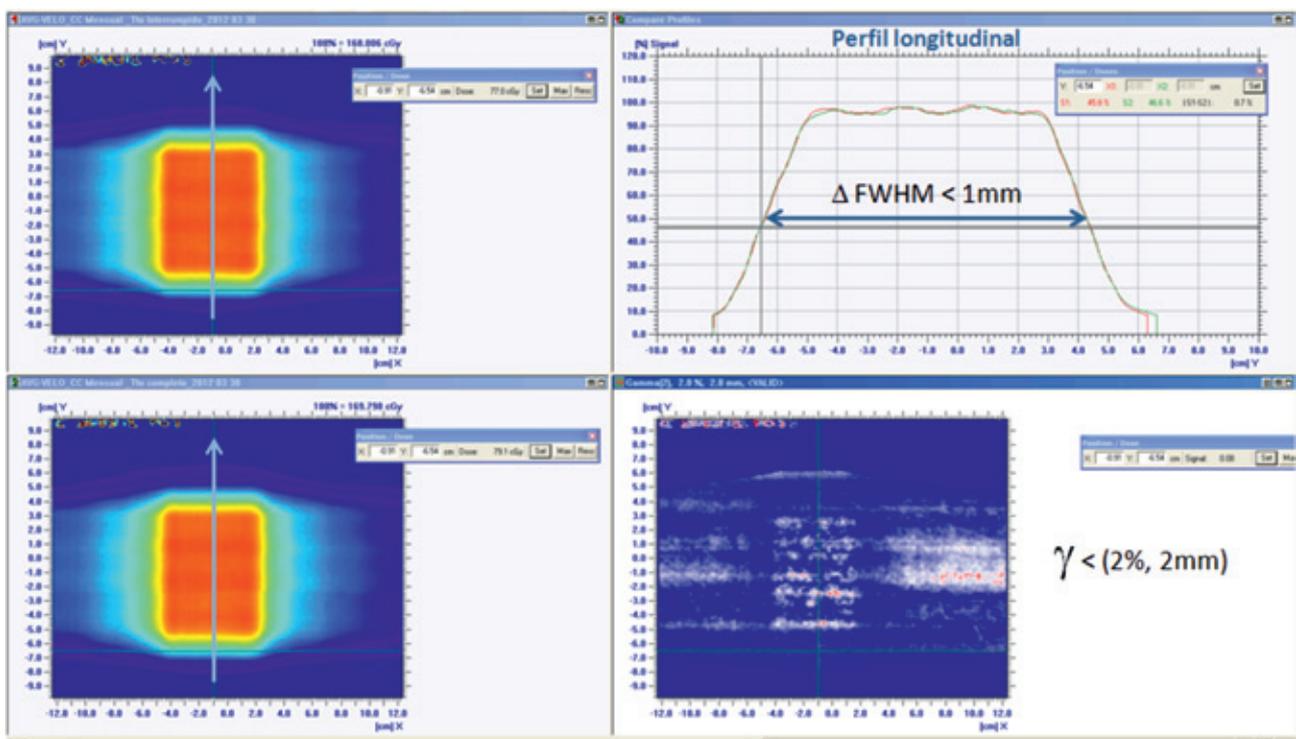


Fig. 21. Comparativa la distribución de dosis medida con película correspondientes al tratamiento administrado con y sin interrupción.

Procedimiento

1. Colocar una película en un plano coronal del maniquí. Opcionalmente, alojar una cámara de ionización para determinar dosis en una región homogénea del maniquí.
2. Irradiar el plan de tratamiento seleccionado (planes de verificación de pacientes o los planes de clase utilizados en la puesta en marcha).
3. Reemplazar la película y anotar, si procede, el valor de dosis registrado por la cámara de ionización.
4. Irradiar de nuevo el plan de tratamiento e interrumpirlo. Para el caso de *TomoDirect™*, realizar la interrupción durante la irradiación de un campo, ya que, no tendría repercusión dosimétrica si se produce entre campos de tratamiento.
5. Generar e irradiar el *procedimiento* para completar el tratamiento.
6. Comparar las distribuciones de dosis obtenidas para ambas películas (fig. 21) y la dosis registrada por la cámara al impartir el tratamiento sin y con interrupción.

Análisis de resultados

Determinar la discrepancia en dosis y extensión longitudinal de las distribuciones de dosis obtenidas en ambas películas.

Determinar la discrepancia de dosis registrada por la cámara de ionización para ambos casos.

Tolerancia

- Película: 3% de diferencia de dosis, ± 1 mm respecto al valor de FWHM perfil longitudinal.¹⁶
- Cámara de ionización: $\pm 2\%$ de diferencia de dosis.

Tiempo requerido

30 minutos.

4. Agradecimientos

Este documento surge como parte del grupo de trabajo de la Sociedad Española de Física Médica sobre Radioterapia de Intensidad Modulada creado en 2011 y disuelto en 2017. Por ello, queremos agradecer a los componentes de dicho grupo Luis Núñez Martín, Feliciano García Vicente, Joan Roselló i Ferrando, Josep Puxeu Vaqué y Daniel Zucca Aparicio, su contribución en las revisiones preliminares del texto.

Asimismo, hacemos constar nuestro agradecimiento por sus aportaciones al documento a nuestros compañeros Sofía García Repiso, Jorge Hernández Rodríguez,

Melanie Erzilbengoa Izaguirre, Cristina Mínguez Aguilar y José Miguel Delgado Rodríguez.

También agradecer a Julia Garayoa Roca, la automatización del análisis de las pruebas realizadas con películas radiocrómicas, y a Andrés Arceredillo Gil y Álvaro Sandoval Vallejo, su asesoramiento en detalles técnicos del equipo.

Bibliografía

1. Mackie TR. History of tomotherapy. *Phys Med Biol* 2006;51(13).
2. Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, et al. Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 1993;20(6):1709-19.
3. Jeraj R, Mackie TR, Balog J, et al. Radiation characteristics of helical tomotherapy. *Med Phys* 2004;31(2):396-404.
4. Sánchez-Rubio P, Rodríguez-Romero R, Castro-Tejero P. A retrospective tomotherapy image-guidance study: analysis of more than 9,000 MVCT scans for ten different tumor sites. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15(6):30-45.
5. Ruchala KJ, Olivera GH, Schloesser EA, Mackie TR. Megavoltage CT on a tomotherapy system. *Phys Med Biol* 1999;44(10):2597-621.
6. Meeks SL, Harmon JF, Langen KM, et al. Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit. *Med Phys* 2005;32(8):2673-81.
7. Forrest LJ, Mackie TR, Ruchala K, et al. The utility of megavoltage computed tomography images from a helical tomotherapy system for setup verification purposes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60(5):1639-44.
8. Lu W, Olivera GH, Chen ML, Reckwerdt PJ, Mackie TR. Accurate convolution/superposition for multi-resolution dose calculation using cumulative tabulated kernels. *Phys Med Biol* 2005;50(4):655-80.
9. Sterpin E, Salvat F, Olivera G, Vynckier S. Monte Carlo evaluation of the convolution/superposition algorithm of Hi-Art tomotherapy in heterogeneous phantoms and clinical cases. *Med Phys* 2009;36(5):1566-75.
10. Chen Q, Chen M, Lu W. Ultrafast convolution/superposition using tabulated and exponential kernels on GPU. *Med Phys* 2011;38(3):1150-61.
11. Lu W. A non-voxel-based broad-beam (NVBB) framework for IMRT treatment planning. *Phys Med Biol* 2010;55(23):7175-7210.
12. Lu W, Chen M. Fluence-convolution broad-beam (FCBB) dose calculation. *Phys Med Biol* 2010;55(23):7211-29.
13. Sterzing F, Uhl M, Hauswald H, et al. Dynamic jaws and dynamic couch in helical tomotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76(4):1266-73.
14. Chen Y, Chen Q, Chen M, Lu W. Dynamic tomotherapy delivery. *Med Phys* 2011;38(6Part1):3013-24.
15. Rong Y, Chen Y, Shang L, et al. Helical tomotherapy with dynamic running-start-stop delivery compared to conventional tomotherapy delivery. *Med Phys* 2014;41(5):51709.
16. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys* 2010;37(9):4817-53.

17. Vondel I Van de, Tournel K, Verellen D, et al. A diagnostic tool for basic daily quality assurance of a Tomotherapy Hi*Art machine. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10(4):2972.
18. Althof V, Haaren P van, Westendorp R, et al. A quality assurance tool for helical tomotherapy using a step-wedge phantom and the on-board MVCT detector. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13(1):148-63.
19. Flynn RT, Kissick MW, Mehta MP, et al. The impact of linac output variations on dose distributions in helical tomotherapy. *Phys Med Biol* 2008;53(2):417-30.
20. Staton RJ, Langen KM, Kupelian PA, Meeks SL. Dosimetric effects of rotational output variation and x-ray target degradation on helical tomotherapy plans. *Med Phys* 2009;36(7):2881-8.
21. Fenwick JD, Tomé WA, Jaradat HA, et al. Quality assurance of a helical tomotherapy machine. *Phys Med Biol* 2004;49(13):2933-53.
22. Balog J, Mackie TR, Pearson D, et al. Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device. *Med Phys* 2003;30(6):1118-27.
23. Thomas SD, Mackenzie M, Rogers DWO, Fallone BG. A Monte Carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy. *Med Phys* 2005;32(5):1346-53.
24. Jeraj R, Mackie TR, Balog J, Olivera G. Dose calibration of nonconventional treatment systems applied to helical tomotherapy. *Med Phys* 2005;32(2):570-7.
25. Sterpin E, MacKie TR, Vynckier S. Monte Carlo computed machine-specific correction factors for reference dosimetry of TomoTherapy static beam for several ion chambers. *Med Phys* 2012;39(7):4066-72.
26. Rodríguez-Romero R, Sánchez-Rubio P. Experimental estimation of beam quality conversion factor under non standard condition for helical tomotherapy. *Radiother Oncol* 2010;96:S457.
27. Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, et al. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. *laea Trs-398*. 2006;2006(June):183.
28. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 1999;26(9):1847-70.
29. Alfonso R, Andreo P, Capote R, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.* 2008;35(11):5179-86.
30. Perichon N, Garcia T, François P, et al. Calibration of helical tomotherapy machine using EPR/alanine dosimetry. *Med Phys* 2011;38(3):1168-77.
31. Bailat CJ, Buchillier T, Pachoud M, Moeckli R, Bochud FO. An absolute dose determination of helical tomotherapy accelerator, TomoTherapy High-Art II. *Med Phys* 2009;36(9Part1):3891-6.
32. Zeverino M, Agostinelli S, Pupillo F, Taccini G. Determination of the correction factors for different ionization chambers used for the calibration of the helical tomotherapy static beam. *Radiother Oncol* 2011;100(3):424-8.
33. Ost B De, Schaeken B, Vynckier S, Sterpin E, Weyngaert D Van Den. Reference dosimetry for helical tomotherapy: Practical implementation and a multicenter validation. *Med Phys* 2011;38(11):6020-6.
34. Gago-Arias A, Rodríguez-Romero R, Sánchez-Rubio P, et al. Correction factors for A1SL ionization chamber dosimetry in TomoTherapy: Machine specific, plan class and clinical fields. *Med Phys* 2013;40(1):11721.
35. Thomas SJ, Aspradakis MM, Byrne JP, et al. Reference dosimetry on TomoTherapy: An addendum to the 1990 UK MV dosimetry code of practice. *Phys Med Biol* 2014;59(6).
36. Palmans H, Andreo P, Huq S, Seuntjens J. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: An IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination. Technical Report Series No. 483. *laea Trs483*. 2017;(November).
37. McEwen MR. Measurement of ionization chamber absorbed dose kQ factors in megavoltage photon beams. *Med Phys* 2010;37(5):2179-93.
38. Roy M Le, Carlan L de, Delaunay F, et al. Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams. *Phys Med Biol* 2011;56(17):5637-50.
39. Francois P, Mazal A. Static and rotational output variation of a tomotherapy unit. *Med Phys* 2009;36(3):816-20.
40. Balog J, Holmes T, Vaden R. Helical tomotherapy dynamic quality assurance. *Med Phys* 2006;33(10):3939-50.
41. Kinhikar R a. Multileaf collimator transmission from the first Hi-Art II helical tomotherapy machine in India. *J Cancer Res Ther* 2008;4(2):88-90.
42. Sarkar V, Lin L, Shi C, Papanikolaou N. Quality assurance of the multileaf collimator with helical tomotherapy: Design and implementation. *Med Phys* 2007;34(7):2949-56.
43. Balog J, Lucas D, DeSouza C, Crilly R. Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations. *Med Phys* 2005;32(3):710-9.
44. Chen Q, Westerly D, Fang Z, Sheng K, Chen Y. TomoTherapy MLC verification using exit detector data. *Med Phys* 2012;39(1):143-52.
45. Sevillano D, Mínguez C, Sánchez A, Sánchez-Reyes A. Measurement and correction of leaf open times in helical tomotherapy. *Med Phys* 2012;39(11):6972-80.
46. Althof V, Ost B De, Reynaert N, et al. Quality Assurance for Tomotherapy Systems. *NCS Rep*. 27. 2017;(March).

Introducción de una figura de mérito para la evaluación conjunta de la calidad de imagen y la dosimetría en mamografía digital

Introduction of a figure of merit to jointly assess image quality and dosimetry in digital mammography

José María Chimeno Hernández*, Pilar Gras Miralles, María Dolores Sabater Peñalver, Noelia López Muñoz, Juan Manuel Campayo Esteban, Juan Ignacio Villaescusa Blanca

Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitari i Politècnic La Fe, Av. Fernando Abril Martorell 106, 46026, València, España.

Fecha de Recepción: 30/04/2018 - Fecha de Aceptación: 07/09/2018

Objetivo: el objetivo de este estudio es la valoración conjunta del binomio dosis-calidad de imagen en equipos de mamografía digital.

Métodos: se evaluaron 8 mamógrafos digitales durante 2016 y 2017: Giotto I3DL (3 equipos), Fujifilm Amulet FDR (3 equipos) y Hologic Selenia (2 equipos). La calidad de imagen se valoró mediante la determinación del umbral de sensibilidad de contraste-tamaño del detalle y la evaluación dosimétrica mediante la medida de dosis glandular promedio a diferentes espesores de polimetil metacrilato. Se introduce una figura de mérito, Q , para el análisis conjunto de la calidad de imagen y la dosimetría.

Resultados: los equipos Selenia Hologic presentan la mejor calidad de imagen a coste de una mayor dosis glandular para todos los espesores. Los equipos Giotto proporcionan una dosis glandular promedio inferior para todos los espesores estudiados. La figura de mérito toma un valor similar para casi todos los mamógrafos salvo para dos de los equipos Giotto, mejor valorados.

Conclusión: se ha introducido una figura de mérito, no basada en la relación contraste-ruido, que valora conjuntamente la calidad de imagen y la dosimetría, y cuyas tolerancias son independientes del espectro empleado.

Palabras clave: Control de calidad, mamografía, dosimetría, figura de mérito.

Purpose: the aim of this study was to jointly analyze image quality and mean glandular dose in digital mammography.

Methods: 8 systems were evaluated during 2016 and 2017: Giotto I3DL (3 units), Fujifilm Amulet FDR (3 units) and Hologic Selenia (2 units). The image quality was quantified by analyzing the contrast thickness threshold, and dose results were obtained by measuring the mean glandular dose at clinical conditions for different thicknesses of polymethyl methacrylate. A figure of merit is introduced, Q , in order to evaluate image quality and dosimetry altogether.

Results: the Selenia units presented better image quality at the cost of a higher mean glandular dose for all polymethyl methacrylate thicknesses. The Giotto units presented a lower glandular dose for all polymethyl methacrylate thicknesses. The figure of merit showed approximately the same assessment for all mammographs, except for two Giotto I3DL systems, which obtained a better assessment.

Conclusion: a figure of merit has been introduced, not based on the contrast-noise relation, which assesses image quality and dosimetry altogether, and whose tolerances are independent of the spectrum used.

Key words: Quality control, mammography, dosimetry, figure of merit.

Introducción

El cáncer de mama es el más frecuente entre las mujeres españolas y uno de los de mayor impacto a nivel mundial.¹ La combinación de examen clínico y mamografía (cribado o *screening* mamográfico) se ha

convertido en el método más eficaz para la detección precoz de la enfermedad. La introducción de los equipos digitales ha supuesto un avance en la detección temprana debido al incremento de la calidad de imagen y la posibilidad de post-procesado de la misma.² Independientemente de que la imagen sea adquirida

* Correspondencia
jochiher@gmail.com

por un equipo de radiología computarizada (CR) o radiología digital directa (DR), la calidad de imagen ha de ser tal, que permita la identificación de masas o tumores y microcalcificaciones, sin la aparición de artefactos ni distorsión alguna de la morfología de la mama. Al mismo tiempo, la dosis a la mama debe ser la mínima posible (*As Low As Reasonable Achievable*, ALARA) que cumpla los objetivos de calidad de imagen mencionados. Debido a la respuesta lineal de los detectores digitales, una sobreexposición no es fácilmente identificable en la imagen. Por ello, es crucial el estudio y control de la dosis glandular promedio (D_G) de las mujeres sometidas al proceso de *screening* para los parámetros de adquisición empleados en este cribado.

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCRD)³ plantea la evaluación de la calidad de imagen a través de la realización de seis pruebas. Estas son: la determinación del umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle (MD030) empleando maniqués de contraste-detalle específicos para mamografía, así como la evaluación de la constancia de la calidad de imagen (MD031), la resolución espacial (MD032), el ruido en la imagen (MD033), la distorsión geométrica (MD034) y la remanencia (MD035). Respecto a la dosimetría, el PECCRD plantea la estimación de dosis glandular para diferentes espesores de polimetil metacrilato (PMMA) y en condiciones clínicas. Dada la correlación entre calidad de imagen y dosimetría, algunos autores plantean la comparación y optimización de mamógrafos mediante la valoración conjunta de estas dos magnitudes. En la última década se ha planteado dicha valoración empleando figuras de mérito (FOM). La utilidad de la FOM reside en la cuantificación del equilibrio calidad de imagen-dosimetría. Existen diversas definiciones de FOM en la bibliografía. Kanaga *et al.*⁴ definieron la FOM como $FOM = RCR^2/D_G$, siendo RCR la relación contraste-ruido, y la emplearon para comparar tres mamógrafos digitales. Esta misma figura fue empleada por Ranger *et al.*⁵ para la optimización de equipos digitales frente a los detectores convencionales anteriores, estableciendo la reducción de dosis glandular promedio proporcionada por los sistemas digitales. Borg *et al.*⁶ compararon la FOM anteriormente introducida con otras tres: $FOM_2 = RCR^2/E$, siendo E el kerma en la superficie de entrada de la mama; $FOM_3 = SC^2/D_G$, siendo SC el contraste para las microcalcificaciones; $FOM_4 = SNR^2/D_G$, donde SNR es la relación señal-ruido. A pesar de las limitaciones de cada FOM, los autores afirman su validez para la optimización de equipos mamográficos. Sin embargo, las definiciones de FOM basadas en RCR (o SNR) presentan una limitación para la intercomparación de equipos. RCR es una magnitud que presenta una gran variabilidad para un mismo equipo. Además, los valores límite asociados a la RCR (calculados tal como indica el protocolo español) son dependientes del espectro y la tecnología del equipo.

En este contexto, este estudio plantea un método de valoración de mamógrafos basado en el análisis de forma conjunta de la calidad de imagen y la dosis glandular promedio, a través de una figura de mérito que no depende de RCR.

Materiales y métodos

Se han analizado un total de 8 mamógrafos digitales de 3 fabricantes diferentes: Giotto modelo I3DL (3 equipos), Fujifilm modelo Amulet FDR (3 equipos) y Hologic modelo Selenia (2 equipos). Se han evaluado las magnitudes descritas a continuación a partir de los controles de calidad realizados en 2016 y 2017. Cada año se realizan dos controles a cada uno de los equipos. A pesar de que los equipos Selenia Hologic tienen diferentes modos de operación, en este estudio se analizan únicamente adquisiciones realizadas en modo convencional (Full Field Digital Mammography; FFDM) ya que es el modo empleado en el sistema de *screening* actualmente en España.

Como evaluación de la calidad de imagen, se utilizó el resultado de la prueba MD030 ('Umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle') descrita en el PECCRD. En ella se utiliza el maniquí de contraste-detalle CDMAM (versión 3.4).⁷ Este maniquí consiste en un conjunto de discos de oro con distintos espesores (0.03 μm – 2 μm) y diámetros (0.1 mm – 2 mm). El maniquí tiene un espesor de 0.5 cm que, por su composición, tiene una atenuación equivalente a 1 cm de PMMA. Se coloca entre 4 cm de PMMA, 2 cm encima y debajo, respectivamente. El espesor de 5 cm efectivos de PMMA equivale a su vez a 6 cm de tejido mamario comprimido.⁸ Por este motivo se añaden 1.5 cm de poliespán entre el compresor del mamógrafo y el PMMA para la simulación del espesor de mama equivalente. La calidad de imagen se evalúa determinando el mínimo espesor de oro visualizado correspondiente a cada diámetro. Este umbral se determinó empleando un programa de evaluación automático, CDCOM. Este programa proporciona los espesores límites detectados por el algoritmo, así como correlación con la *predicción humana*. La conversión la realiza empleando el método nombrado como UK en el programa CDCOM. Se asume una relación lineal entre el umbral de detección automático y el humano según espesores de los discos de oro. El factor proporcional fue determinado experimentalmente.⁹

Respecto a la dosimetría, se emplea la metodología propuesta por el PECCRD (MD036), que está basada en el estudio de Dance.^{8,10} Este método se basa en la aplicación de factores de conversión al kerma en aire en la superficie de entrada (K_a), tal como muestra la siguiente expresión,

$$D_G = K_a g c s \quad (1)$$

donde g convierte el kerma en dosis glandular para una mama con glandularidad del 50% (y combinación ánodo-filtro de Mo/Mo), c corrige la diferencia de glandularidad respecto al 50% y s depende de la combinación ánodo filtro empleada. Los dos primeros factores dependen tanto del espesor de mama como de la calidad del haz de rayos X (capa hemirreductora, CHR). Siguiendo esta metodología, se estimaron las dosis glandulares para diferentes espesores de PMMA (2 cm, 4.5 cm, 5 cm, 6 cm), considerados representativos del rango de espesores de mama en mujeres. El K_a fue medido con el detector de estado sólido Black Piranha de RTI, que tiene un rango de medida entre 25 nGy y 1500 Gy, una exactitud de aproximadamente 5% y una calibración adecuada para las combinaciones ánodo/filtro estudiadas en este documento. Este detector proporciona, a partir de una única exposición, los valores de kerma, tensión de pico, tiempo de exposición y CHR. Posteriormente, el kerma en aire para los diferentes espesores es estimado a partir del rendimiento del ánodo/filtro empleado, los mAs del disparo y la correspondiente corrección por la distancia. Según el PECCRD, la determinación de la CHR debe realizarse con una lámina de aluminio de pureza superior a 99.9% y con una cámara de ionización. En este documento, la CHR empleada fue la derivada por el detector Black Piranha. Se considera que la variabilidad del valor de la CHR con factores como la posición del detector o la repetibilidad de la calidad del haz hace aceptable la incertidumbre introducida por el detector de estado sólido.¹¹ Cabe destacar que en todas las adquisiciones el Control Automático de Exposición (CAE) seleccionó tanto kV como carga (mAs) y combinación ánodo/filtro en función del espesor comprimido y la atenuación del maniquí correspondiente. Se empleó el mismo maniquí CDMAM en todas las adquisiciones.

Un equipo con una buena calidad de imagen puede estar consiguiéndola a costa de una mayor dosis a paciente. Por este motivo se hace necesaria la introducción de una figura de mérito para la valoración conjunta de estas dos magnitudes. En este contexto, se plantea una figura de mérito, Q , definida como,

$$Q = \frac{IQF \cdot D_G}{IQF_{al} \cdot D_{G_{al}}} \quad (2)$$

donde

$$IQF = \sum_i d_i \mu_i \quad (3)$$

siendo d_i los diámetros de los discos del CDMAM (0.1 mm-1 mm) y μ_i los espesores umbral determi-

Tabla 1. Valores límite (*aceptable*) y *alcanzables* estipulados para la prueba MD030 del control de calidad de mamografía.¹¹ A partir de los valores *alcanzables* se deriva el valor IQF_{al} .

Diámetro disco de oro (mm) (d_i)	Espesor umbral del disco de oro (μ) (μ_i)	
	Aceptable	Alcanzable
0.10	1.680	1.100
0.25	0.352	0.244
0.50	0.150	0.103
1.00	0.091	0.056

nados por la *predicción humana* del CDCOM. El IQF se calcula para los diámetros indicados en la Tabla 1. $D_{G_{al}}$ es la dosis glandular promedio alcanzable para un determinado espesor y IQF_{al} es el valor alcanzable de esta magnitud. El PECCRD recoge los valores límite o valores de tolerancia, es decir, aquellos que determinan si el equipo pasa o no la prueba del control de calidad. Los valores alcanzables a los que se hace referencia están indicados en la guía *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*,¹² y se muestran en las Tablas 1 y 2. Evidentemente, el rango de D_G y IQF para el que la definición de Q es válida es aquel que cumple los límites de tolerancia estipulados en el PECCRD.

Aunque la definición de la figura de mérito no está limitada para un espesor de PMMA concreto, en este documento se presenta el análisis de su valor para el espesor de 5 cm de PMMA, Q_5 , ya que es el espesor empleado en la prueba MD030. Según la definición de esta figura de mérito, están mejor valorados los equipos con menor Q_5 .

Tabla 2. Valores límite (*aceptables*) y *alcanzables* estipulados para la prueba MD036 del control de calidad de mamografía.¹¹ A partir de los valores *alcanzables* se deriva el valor $D_{G_{al}}$.

Espesor de PMMA (cm)	Dosis glandular promedio (mGy)	
	Aceptable	Alcanzable
2	1	0.6
3	1.5	1
4	2	1.6
4.5	2.5	2
5	3	2.4
6	4.5	3.6

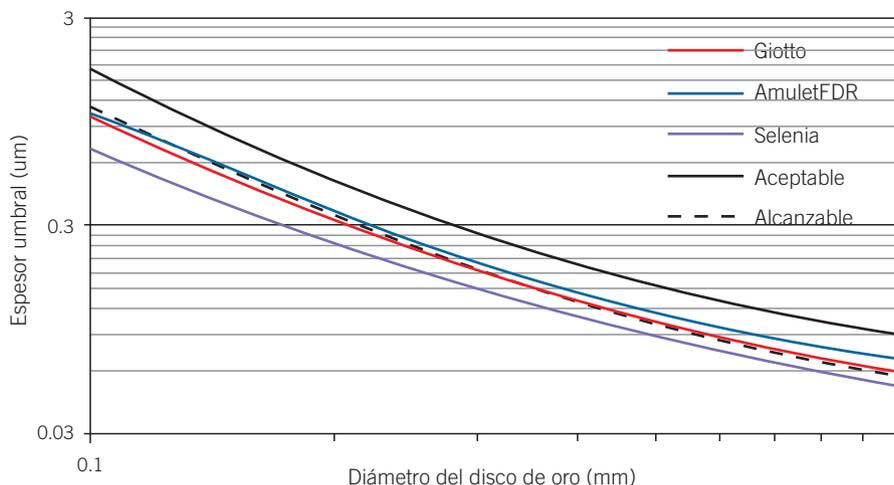


Fig. 1. Umbral de contraste-tamaño del detalle para los diferentes equipos estudiados. Las curvas han sido obtenidas como la media de los valores umbral obtenidos en los controles de calidad de 2016 y 2017 en todos los equipos de cada fabricante.

Resultados

La figura 1 muestra el umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle para los diferentes equipos agrupados por fabricantes. La línea continua negra representa los valores límite establecidos por el PECCRD. La línea discontinua negra representa los valores deseables o alcanzables indicados en la guía europea.¹² Las curvas han sido obtenidas como la media de las correspondientes curvas de los equipos de un mismo fabricante para los controles de calidad de 2016, 2017. Cabe destacar que, tal como se ha representado, un valor inferior en la figura 1 representa un mayor contraste, es decir, mayor capacidad de ver un espesor menor de un disco de oro de cierto diámetro. Por tanto, los equipos Hologic Selenia analizados tienen una mejor calidad de imagen,

entendiéndose como tal el mejor contraste-tamaño de detalles. Los equipos Fujifilm y Giotto, a pesar de tener un contraste algo inferior, disponen de una calidad de imagen muy superior al límite marcado por el PECCRD para esta prueba.

Tal como se ha mencionado anteriormente, el análisis de la calidad de imagen debe ir acompañado del correspondiente estudio dosimétrico. En nuestro caso, encontramos una dosis glandular mayor en los equipos Selenia para todos los espesores considerados (figura 2). En concreto un 12%, 27%, 19% y 5% superior que la proporcionada por los equipos Amulet FDR de Fujifilm y 15%, 26%, 25% y 12% superior que los equipos Giotto, para espesores de 2 cm, 4.5 cm, 5 cm y 6 cm de PMMA, respectivamente.

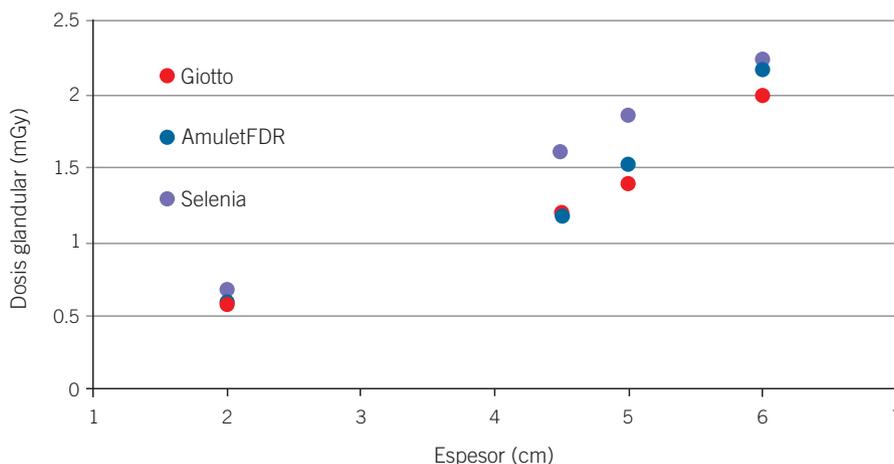


Fig. 2. Estudio de la variación de dosis glandular con espesor de PMMA. Los datos representados hacen referencia a la media de las dosis glandulares obtenidas en los controles de calidad de 2016 y 2017.

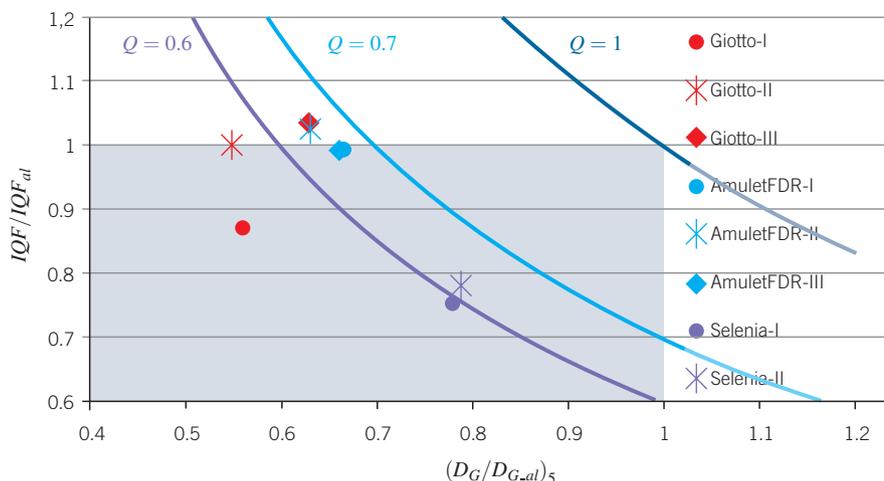


Fig. 3. Representación de la calidad de imagen frente a la dosis para 5 cm de PMMA de espesor proporcionada por los diferentes mamógrafos analizados. Las líneas sólidas representan las hipérbolas con valores $Q_5 = 1$, $Q_5 = 0.7$ y $Q_5 = 0.6$. El cuadrante sombreado hace referencia a los equipos que mejoran los valores *alcanzables*, tanto en calidad de imagen como dosimétricamente.

Figura de mérito

La figura 3 muestra la calidad de imagen para un espesor de 5 cm de PMMA representada por IQF/IQF_{at} , frente a la dosis glandular normalizada, $(D_G/D_{G.at})_5$, para este mismo espesor. Los valores representados hacen referencia a la media de cada equipo a lo largo de los dos años analizados. Dada la normalización de los ejes, el producto de la proyección de un punto determinado en el eje de abscisas y su proyección en el eje de ordenadas proporciona la figura de mérito Q_5 . El cuadrante determinado por $IQF/IQF_{at} < 1$ y $(D_G/D_{G.at})_5 < 1$ representa el dominio de valores para el cual tanto la calidad de imagen como la dosis (para espesor de 5 cm PMMA) son mejores que los valores considerados *alcanzables*. Se representan con líneas sólidas las hipérbolas que delimitan la combinación calidad imagen-dosis con $Q_5 = 1$, $Q_5 = 0.7$ y $Q_5 = 0.6$. Los equipos Amulet FDR muestran un valor constante de aproximadamente $Q_5 \approx 0.65$, mientras que los Hologic están próximos a $Q_5 \approx 0.60$. Los equipos Giotto muestran mayor dispersión entre ellos, siendo Giotto-I y Giotto-II los únicos equipos con $Q_5 < 0.55$. La discrepancia del equipo Giotto-III se explica mediante la suma de una serie de factores: un mayor rendimiento junto con una aparente diferencia en la calibración del CAE, diferente pendiente en la función respuesta del detector y una menor SNR.

Discusión

La calidad de imagen en mamografía determina la capacidad de identificación de forma fiable y precisa de lesiones de pequeño tamaño o poco contrastadas en la

mama. Esta depende críticamente de la calidad del haz así como del funcionamiento del receptor de imagen. La capacidad de diagnóstico se ve finalmente condicionada por los sistemas de visualización de imagen en los que el médico analiza la adquisición. Es de vital importancia la producción sistemática de imágenes de alto contraste y resolución a la menor dosis glandular que permita esta calidad.

En este estudio se ha analizado la calidad de imagen de 8 equipos a lo largo de 2016 y 2017, mediante la determinación del umbral de contraste-tamaño del detalle. Se concluye que los equipos Hologic proporcionan una calidad de imagen ligeramente superior a expensas de una mayor dosis glandular para los espesores analizados. Esta correlación entre calidad de imagen y dosis glandular plantea la necesidad de introducir una figura de mérito capaz de evaluar la proximidad al equilibrio óptimo entre estas dos magnitudes. Se sugiere como posible figura de mérito, Q . Dos equipos tendrán el mismo valor de Q si el incremento en dosis de uno de ellos se compensa con un incremento similar en la calidad de imagen (disminución de IQF). A pesar de que, por ejemplo, los equipos Selenia están dentro del cuadrante delimitado por $IQF/IQF_{at} < 1$ y $(D_G/D_{G.at})_5 < 1$, tienen una valoración inferior que Giotto-I y Giotto-II por la figura de mérito Q_5 . En este caso, la figura penaliza la mayor dosis glandular para el espesor de 5 cm.

De entre las figuras de mérito publicadas, destacamos la más empleada y debatida en la bibliografía,^{4,5,6,13} $F_m = RCR^2/D_G$. La definición y obtención de la RCR es variable según autores. En este estudio asumiremos que la RCR se obtiene de acuerdo con la prueba MD016 del PECCRD. La Tabla 3 muestra la valoración y

Tabla 3. Valores y ordenación según valoración de Q_5 y F_m para los mamógrafos analizados (empleando los datos de 2017).

$Q_5 (\times 10^2)$		$F_m (\text{mGy}^{-1})$	
Giotto-I	42.6	Giotto-I	59.5
Giotto-II	55.8	Amulet FDR-I	39.9
Selenia-I	58.7	Giotto-II	38.4
Selenia-II	63.1	Selenia-II	31.1
Giotto-III	64.5	Selenia-I	29.9
Amulet FDR-II	64.7	Giotto-III	29.5
Amulet FDR-I	64.9	Amulet FDR-II	14.1
Amulet FDR-III	65.4	Amulet FDR-III	13.7

ordenación dada por F_m y Q_5 para los mamógrafos analizados (empleando los datos de 2017), asumiendo que $F_m = RCR_5^2 / (D_G)_5$. La valoración de las dos figuras de mérito no es consistente. Dada la metodología seguida para obtener la RCR_5 (MD016 del PECCRD), este valor de contraste-ruido no es significativo de la capacidad límite del mamógrafo de captar lesiones de pequeño tamaño con un cierto contraste. Esto conlleva que la figura F_m pueda llegar a valorar mejor un mamógrafo a pesar de tener un umbral contraste-tamaño detalle peor, para unos niveles de dosis comparables. Además, la respuesta logarítmica, en vez de lineal, del detector de algunos mamógrafos dificulta la comparación. Para llevarla a cabo correctamente es necesaria la linealización de los valores medios del pixel tal como apunta el PECCRD en la prueba MD033. La RCR , a pesar de ser una magnitud capaz de valorar la calidad de imagen, presenta un mayor rango de valores para un mismo equipo y en el cálculo de su valor límite intervienen factores dependientes del espectro. Estas características dificultan la comparación de diferentes equipos empleando figuras de mérito basadas en la RCR . Por el contrario, IQF es una magnitud cuya metodología de valoración no depende del espectro, permitiendo así la comparación de mamógrafos.

En futuros trabajos se evaluará la consistencia de Q en la valoración de equipos para diferentes espesores de PMMA, no sólo 5 cm, así como su dependencia con la técnica de adquisición. Además se aumentará la cohorte de equipos analizados.

Conclusión

Se ha analizado la calidad de imagen y la dosimetría de ocho mamógrafos durante dos años. Se introduce una figura de mérito, Q , no basada en la relación contraste-ruido, que valora conjuntamente la calidad de

imagen y la dosimetría, y cuyas tolerancias son independientes del espectro empleado. Este tipo de valoraciones son cruciales para la optimización de la calidad de imagen sin un incremento innecesario de la dosis. Así mismo puede ser de utilidad para la comparación directa entre equipos.

Bibliografía

1. Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM). Las cifras del cáncer en España 2017. Madrid: SEOM; 2017. https://www.seom.org/seomcms/images/stories/recursos/Las_cifras_del_cancer_en_Esp_2017.pdf
2. International Atomic Energy Agency (IAEA). Quality Assurance Programme for Digital Mammography, IAEA Human Health Series No. 17. 2011.
3. SEFM-SEPR-SERAM. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 2011. Senda Editorial S.A. 2011.
4. Kanaga KC, Tap HH, Laila SE, Sulaiman T, Zaharah M, Shantini AA. A critical comparison of three full field digital mammography systems using figure of merit. Med J Malaysia 2010;65(2):119-22.
5. Ranger NT, Lo JY, Samei E. A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. Med Phys 2010;37(3):962-9.
6. Borg M, Badr I, Royle GJ. The use of a figure-of-merit (FOM) for optimization in digital mammography: a literature review. Radiat Prot Dosimetry 2012;151:81-8.
7. Van der Burght R, Thijssen M, Bijkerk R. Manual contrast-detail phantom CDMAM 3.4 & CDMAM Analyser software V1.2. University Medical Center Nijmegen. The Netherlands;2009. https://www.radiograf.dk/fileadmin/user_upload/dokumenter/Bacheloropgaver/Billedkvalitet_ved_CR_og_DR_-_et_fantomforsoeg/CR_og_DR_Bilag_C.pdf
8. Dance DR. Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Phys Med Biol 1990;35:1211-9.
9. Young KC, Cook JH, Odoku JM, Bosmans H. Comparison of software and human observers in reading images of the

- CDMAM test object to assess digital mammography systems. Medical Imaging 2006: Physics of Medical Imaging; vol 6142.
10. Dance DR, Skinner CL, Young KC, Beckett JR, Kotre CJ. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocols. Phys Med Biol 2000;45:3225-40.
 11. Mammo Working Group Protocol. Mammo Protocol. EFOMP 2015. <https://www.efomp.org/index.php?r=fc&id=protocols>
 12. European Commission Health and Consumers. European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis. European Commission 2013. Fourth Edition-Supplements.
 13. Chevalier M, Chapel ML, Buades MA, García P, Miquélez S, Torres R. Análisis de las conclusiones del I Taller de Mamografía Digital. Experiencias en la aplicación del PECCRD2011. ¿Qué debemos cambiar?. Rev Fis Med 2016; 17(1):65-72. Mintibus doluptatur rest, aut autatecatet est ut

FAST TREATMENT. FOCUSED DOSE. REVOLUTIONARY TECHNOLOGY.

LEARN HOW BRAINLAB IS SHIFTING THE PARADIGM IN THE TREATMENT
OF MULTIPLE METASTASES AT BRAINLAB.COM/BRAINMETS.



 **BRAINLAB**

©2015 Brainlab EL_AD_EN_ElementsAdBrainMets_Jan2015_Rev3
© Registered trademark of Brainlab AG in Germany and/or the US.

Un modelo analítico para el ajuste y predicción de conjuntos de curvas de porcentaje de dosis en profundidad

An analytical model for the prediction of a set of percentage depth dose curves

Alejandro Prado Barragán^{1,*}, Francisco Rafael Lozano Martínez², Luis Carlos Martínez Gómez¹, María José Rot San Juan¹

¹ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU 12 de Octubre, Madrid (España).

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU HM Sanchinarro, Madrid (España).

Fecha de Recepción: 05/06/2018 - Fecha de Aceptación: 19/10/2018

Objetivo: en este trabajo se propone un modelo para la obtención del porcentaje de dosis en profundidad (PDD) en función de la profundidad (z) y el tamaño de campo (S).

Material y método: se realizan medidas experimentales de *PDD* con tres detectores distintos para varios valores de z y S . Los tamaños de campo empleados varían entre $6 \times 6 \text{ mm}^2$ y $100 \times 100 \text{ mm}^2$. Para cada detector los datos experimentales son ajustados al modelo para obtener los parámetros libres del mismo. Además, se obtiene una expresión para la variación de la profundidad del máximo en función de S . Para analizar la bondad del modelo se comparan los valores experimentales con los predichos por el modelo para cada detector. Como aplicación directa del modelo se obtienen las curvas *PDD* para todos los tamaños de campo medidos empleando en la caracterización del modelo tres y cinco tamaños de campo respectivamente.

Resultados y discusión: los resultados encontrados muestran diferencias menores del 3% (análisis general) y menores del 5% (análisis de la curva por tramos). Con respecto a la profundidad del máximo se encuentra que, en general, las predicciones difieren en menos de un milímetro de las medidas experimentales. Con respecto a la utilización de 3 y 5 tamaños de campos las diferencias respecto a las medidas experimentales son del mismo orden que las obtenidas al emplear los 11 tamaños de campos medidos. La variación de los parámetros del modelo cuando se varía el número de tamaños de campo empleados es, en general, menor al 2%.

Conclusión: el modelo propuesto proporciona un ajuste satisfactorio a las curvas *PDD* experimentales, pudiendo ser este de gran utilidad para control de calidad, cálculo secundario de unidades monitor (UM) o la posibilidad de ahorrar tiempo en la realización de medidas experimentales.

Palabras clave: Porcentaje de dosis en profundidad, radioterapia, modelo de ajuste, control de calidad, acelerador lineal.

Objective: in the present paper a method for the determination of the percentage depth-dose distributions (*PDD*) as a function of depth (z) and field size (S) is presented.

Methods and material: field sizes used range from $6 \times 6 \text{ mm}^2$ to $100 \times 100 \text{ mm}^2$. Measurements of *PDD* functions were carried out for different values of S employing three distinct detectors. So as to determine the model parameters for each detector it was fitted to experimental data. In addition to that, an expression for the dependence of the maximum depth (z_{max}) on S is obtained. To analyze the goodness of the model predictions the model results were compared to experimental data for each detector. As a direct application of the model proposed all experimental *PDD* curves were calculated measuring only three and five field sizes, respectively.

Results and discussion: discrepancies obtained are lesser than 3% (general analysis) and lesser than 5% (partial analysis). Regarding z_{max} predictions, differences with respect to experimental data do not exceed 1 mm . Discrepancies obtained when utilizing 3 and 5 field sizes were of the same order as those yielded by the full model (11 field sizes). The model parameters variation when distinct field sizes are utilized is lower than 2%.

Conclusion: the model proposed satisfactorily agrees with experimental data. It could be used for quality assurance purposes, secondary monitor unit calculations and might help reducing the number of measurements needed to determine a full set of *PDD* curves.

Key words: Percentage depth-dose, radiotherapy, model fit, quality control, linear accelerator.

* Correspondencia
alejandropb_@hotmail.com

Introducción

El porcentaje de dosis en profundidad¹ (*PDD*) es una de las magnitudes fundamentales en el marco de la radioterapia externa. La determinación experimental de las curvas *PDD* es de capital importancia tanto para el cálculo de unidades de monitor (*UM*) como para el correcto modelado de un acelerador de uso clínico en los sistemas de planificación. Este modelado está directamente relacionado con la distribución de dosis en el *PTV* así como con las dosis que recibirán los órganos circundantes. Por lo tanto, una correcta caracterización de las curvas *PDD* es obligatoria para asegurar un tratamiento óptimo para los pacientes de radioterapia. Debido a la importancia de esta magnitud se han propuesto numerosos modelos de distinta índole que tratan de predecir y/o ajustar las curvas experimentales medidas para distintos rangos de *S* y *z*.

En *Sterling et al.*^{2,3} se expone una expresión matemática para la determinación de valores de *PDD* en función de *z* para haces de ⁶⁰Co. En el modelo propuesto no se considera el primer centímetro de profundidad debido a que el modelo no predice la zona de build-up. En *C. Kanellitsas et al.*⁴ se desarrolla un formalismo matemático para el cálculo de distribuciones de dosis en función de varios factores que modelan los distintos efectos de tamaño de campo, profundidad o distancia fuente-superficie. Se emplea la separación en componente primaria y dispersa.⁵ En *Sain D. Ahuja et al.*⁶ se desarrolla un modelo semiempírico para obtener valores de *PDD* en función de *S*. En este estudio se obtienen discrepancias del 3% para valores de *S* menores que $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y del 5% para valores de *S* mayores que $20 \times 20 \text{ cm}^2$. La zona de build-up no ajusta con precisión al modelo propuesto. Un formalismo con un carácter físico más pronunciado es el propuesto por *B.E. Bjärngard and P. Vadash*,⁷ en el cual se estudia las distribuciones de dosis en el eje central a partir de un conjunto de funciones con significado físico. Los autores consiguen obtener valores de *PDD* para la región de equilibrio electrónico con un error máximo de un 2.5%. En los estudios publicado por *R. Ravishankar et al.*⁸ y *Surjat Pal et al.*⁹ se establece una separación de la componente primaria y de la dispersa,⁵ ajustando esta última a una expresión semiempírica. Las discrepancias de su modelo con las medidas experimentales están en torno al 3%, considerando varios valores de *S* y varias energías. El modelo propuesto por *M.J. Tahmasebi y S.M. Katbalaee*¹⁰ (MTK), es un modelo que, basándose en principios físicos, proporciona una expresión matemática para la predicción de valores del *PDD* en función de *S* y *z*. Con este modelo los autores calculan los valores del *PDD* para *S* entre $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y obtienen a partir de los datos expresiones de ajuste para los parámetros de atenuación efectiva y de la posición de la profundidad del máximo de dosis. A partir de ellas

obtienen curvas *PDD* y comparan las predicciones del modelo con los valores experimentales. La comparación con los datos experimentales es la que, en última instancia, da cuenta del rango de validez de los distintos modelos. La obtención de un modelo fiable para las curvas *PDD* para un rango dado de *z* y de *S* proporciona una herramienta especialmente útil. Sería posible establecer una comparación entre los valores predichos por el modelo y los medidos directamente por el usuario. De esta manera se podría establecer un método de control de calidad que ayude a detectar errores en las medidas experimentales, pudiéndose emplear este modelo para aceptar o rechazar uno o varios conjuntos de medidas. Además cabría la posibilidad una vez establecido el modelo para un determinado acelerador lineal, llegar a reducir el número de medidas experimentales necesarias. Estos puntos aparecen desarrollados en los trabajos de *B.E. Bjärngard et al.*¹¹ y *Y. Xiao et al.*,¹² en los que se emplean modelos semiempíricos para control de calidad de curvas *PDD* y *TPR*. En el trabajo de *Hossain et al.*¹³ los autores proponen un modelo que no considera la zona de build-up y predice las curvas *PDD* para tamaños de campo irregulares. Para energías de 6 MV consiguen un 1% de desviación respecto a las medidas experimentales a partir de una profundidad de 3.5 cm y un 2% si se consideran profundidades mayores a 1 cm. Para 18 MV las desviaciones están en torno al 2% a partir de 4.5 cm.

El objetivo de este trabajo es la presentación de un nuevo modelo matemático para el ajuste de curvas *PDD* en función de *z* y *S* incluyendo la zona de build-up para tamaños de campo menores a $10 \times 10 \text{ cm}^2$, la comparación de los valores predichos con medidas experimentales y el estudio del comportamiento del modelo cuando se emplean conjuntos reducidos de datos para la obtención de sus parámetros libres. El modelo propuesto parte del modelo MTK¹⁰ pero emplea distintas expresiones para obtener tanto los parámetros libres como la profundidad del máximo. Este modelo permite el ajuste a tamaños de campo más pequeños que el MTK¹⁰ (hasta $6 \times 6 \text{ mm}^2$). La medida de campos pequeños se caracteriza por una mayor complejidad técnica y una herramienta de este tipo puede ser de utilidad para la puesta en marcha de técnicas especiales, como SRS y SBRT, para las cuales en la actualidad se suelen emplear haces de baja energía.

Material y método

Las medidas experimentales se llevaron a cabo en un acelerador modelo *Varian Unique* (*Varian Medical Systems, Palo Alto, CA*) que posee una única energía de 6 MV. En el gantry del acelerador se colocó el colimador micro-multilamina *m3* (*BrainLAB*) que posee unas anchuras de lámina en el isocentro de 3, 4.5 y 5.5 mm,

respectivamente. El tamaño de campo máximo que este colimador puede establecer es de $98 \times 98 \text{ mm}^2$.

Como maniquí de agua se empleó una *Blue Phantom 2 (Scanditronix-Wellhöfer)*, con dimensiones de $50 \text{ cm} \times 50 \text{ cm} \times 50 \text{ cm}$ para evaluar los valores del *PDD* para profundidades entre 0 y 30 cm y para tamaños de campo entre 6×6 y $98 \times 98 \text{ mm}^2$.

En el inserto móvil de la *Blue Phantom 2* se colocaron tres detectores distintos, para obtener varias estimaciones de los datos. Estos detectores fueron dos cámaras de ionización, *CC04* y *CC13 (IBA Dosimetry)*, y un diodo de estereotaxia *SFD (IBA Dosimetry)*.

Para registrar las medidas experimentales en un ordenador se empleó el programa *OnmiPro Accept (IBA Dosimetry)*. El análisis de datos se realizó mediante *Microsoft Excel 2013* y tanto el ajuste de parámetros como la obtención de los estadísticos de interés mediante *Mathemática 9.0 (Wolfram Research)*.

El modelo MTK¹⁰ considera de forma diferente la dosis absorbida total y la debida únicamente a la radiación dispersa. La expresión para el valor del *PDD* que proponen viene dada por la expresión:

$$PDD(z, S) = a e^{-\mu_1(S)z} + b e^{-\mu_2(S)z} \quad (1)$$

donde a y b no varían con el tamaño de campo, μ_1 y μ_2 son los coeficientes de atenuación efectivos de la radiación total y de la radiación dispersa (dependientes de S) y z es la profundidad. El modelo propuesto se basa en permitir la variación con el tamaño de campo de los parámetros a y b . Las expresiones de ajuste a los parámetros del modelo no son exactamente iguales que las propuestas en el modelo MTK.¹⁰ Además, la forma de obtener una expresión para la profundidad del máximo es directa a partir de la ecuación (1). Tres conjuntos de medidas independientes de curvas *PDD*, para un total de once tamaños de campo (6×6 , 12×12 , 18×18 , 24×24 , 30×30 , 36×36 , 42×42 , 60×60 , 80×80 , 90×90 y $98 \times 98 \text{ mm}^2$) se obtuvieron mediante el empleo de tres detectores distintos. En lo que resta de manuscrito al modelo que emplea los datos referentes a los once tamaños de campo se denotará como *11S*. Las medidas se realizaron de acuerdo con lo establecido en el código de práctica de la IAEA TRS 398.¹⁴

El análisis se llevó a cabo de forma independiente para cada uno de los detectores. El objeto de emplear más de un detector es la comprobación de que el modelo propuesto se ajusta al uso de una gama representativa de detectores diferentes existentes en un servicio de radioterapia. En ningún caso se pretende comparar los tres detectores. El ajuste de la curva *PDD* para cada S medido se llevó a cabo con el software comercial *Mathematica*, el cual proporcionó tanto los valores de los parámetros de ajuste con su error como algunos estadísticos de interés. Para la obtención de los

parámetros a , b , μ_1 y μ_2 , se utilizó la expresión (1) en el ajuste a los datos experimentales, obteniendo así una lista de ellos para cada tamaño de campo y detector. Una vez obtenidos los parámetros del ajuste para cada valor del tamaño de campo y para cada detector se propuso el siguiente modelo de ajuste para los parámetros del modelo:

$$a = m_1 S + n_1 \quad (2)$$

$$\mu_1 = b_1 S + a_1 \quad (3)$$

$$b = m_2 S + n_2 \quad (4)$$

$$\mu_2 = \frac{a_2}{S^2} + b_2 \quad (5)$$

donde los parámetros m_1 , n_1 , b_1 , a_1 , m_2 , n_2 , a_2 y b_2 , son los ocho parámetros libres del modelo. Sustituyendo en (1) las expresiones (2)-(5) se obtiene una expresión que da cuenta de la curva *PDD* en función de S y de z :

$$PDD(z, S) = (m_1 S + n_1) e^{-(b_1 S + a_1)z} + (m_2 S + n_2) e^{-\left(\frac{a_2}{S^2} + b_2\right)z} \quad (6)$$

El error atribuido a las medidas experimentales se obtuvo empleando la propagación cuadrática de errores,¹⁵ teniendo para ello en cuenta que los valores experimentales fueron normalizados a la profundidad de 10 cm :

$$\overline{PDD}(z) = \frac{PDD(z)}{PDD(10)} \quad (7)$$

Por tanto, si aplicamos la expresión de la propagación cuadrática de errores¹⁵ sobre esta expresión, se llega a la expresión utilizada para caracterizar el error en nuestro conjunto de medidas:

$$\Delta \overline{PDD}(z) = \frac{\Delta PDD(z)}{PDD(10)} \sqrt{1 + \left(\frac{PDD(z)}{PDD(10)}\right)^2} \quad (8)$$

donde se ha considerado que $\Delta PDD(z)$ es el error debido la precisión del electrómetro empleado. Una vez obtenidos los valores de los parámetros libres se generaron tablas de valores *PDD* a partir de la expresión (6) y se compararon con los valores experimentales obtenidos con cada detector. Para determinar la bondad del modelo se realizó un análisis estadístico de los datos. En primer lugar se analizaron los coeficientes de determinación de los ajustes. Posteriormente, para cada detec-

tor se evaluó la diferencia entre el modelo de ajuste y los datos experimentales en tanto por ciento. Se define un valor numérico, al que se denomina desviación límite (DL), como la desviación de los valores experimentales respecto al modelo tal que el 95% de los valores experimentales posean desviaciones iguales o menores al valor de DL considerado. Por ejemplo, un valor de DL igual a 2 implicaría que hay un 95% de los puntos que poseen una desviación respecto al modelo menor o igual a un 2%. Este análisis puede emplearse para determinar tanto los puntos fuertes como las carencias del modelo en función tanto de z como de S . Además de para cada curva completa, este análisis se lleva a cabo para una subdivisión de la curva en tres tramos: zona de build-up (0-10 mm), entorno del máximo (10-20 mm) y zona de caída (20-300 mm). Esta división permite localizar mejor los puntos fuertes y las debilidades del modelo. Para evaluar la tendencia del máximo con la variación de S simplemente se buscó el máximo de la función (1) respecto a z . Para ello se derivó la expresión (6) respecto a z . Debido a que la función PDD posee un máximo y para profundidades grandes decrece siguiendo un comportamiento asintótico, no es necesario verificar el extremo a través de la segunda derivada. La función que expresa la variación de la profundidad del máximo en función de S obtenida es la siguiente:

$$z_{\max} = \frac{1}{\mu_2 - \mu_1} \text{Ln} \left(\frac{b\mu_2}{a\mu_1} \right) \quad (9)$$

Con respecto a la dosis superficial, el modelo predice un comportamiento lineal con S , obtenido al sustituir $z = 0$ en la expresión (6). El resultado viene determina-

do por la expresión (9) y está de acuerdo con los datos experimentales consultados en la bibliografía.¹⁶⁻¹⁸

$$PDD(0) = (m_1 - m_2)S + n_1 - n_2 \quad (10)$$

Con objeto de ver el comportamiento del modelo cuando se emplea un menor número de tamaños de campo en la obtención de sus parámetros libres se ha caracterizado el mismo empleando medidas experimentales asociadas a tres y cinco tamaños de campo respectivamente. Para el caso de tres tamaños de campo ($3S$) se han seleccionado los tamaños de 6×6 , 18×18 y $98 \times 98 \text{ mm}^2$, mientras que para el caso de cinco tamaños de campo ($5S$) los tamaños de campo seleccionados han sido 6×6 , 18×18 , 30×30 , 42×42 y $80 \times 80 \text{ mm}^2$. En ambos casos los tamaños de campo han sido seleccionados tanto para cubrir de manera representativa el rango estudiado como para muestrear bien la región de campos más pequeños, pues en esta región algunos parámetros cambian la tendencia respecto a tamaños de campo mayores (parámetros b y μ_2). En cada caso se han obtenido las predicciones que el modelo hace de las curvas PDD para todos los tamaños de campo medidos y se han comparado los resultados con los obtenidos experimentalmente. Para esta parte exclusivamente se han empleado los datos experimentales obtenidos con la cámara de ionización $CC04$, ya que se ha considerado que es un detector con un volumen efectivo adecuado para los tamaños de campo estudiados, además de ser un detector ampliamente utilizado en los servicios de radiofísica.

El análisis estadístico llevado a cabo se basa en una prueba t de Student considerando ambas colas de la distribución. La hipótesis nula de partida de basa en

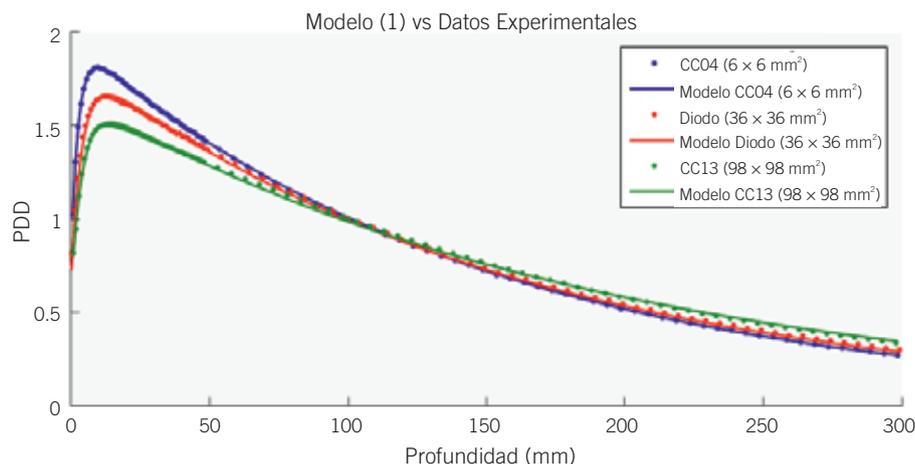


Fig. 1. Comparación del modelo de ajuste para curvas PDD (1) con datos experimentales obtenidos para varios detectores. Los datos experimentales están representados con sus correspondientes barras de error, aunque debido a su magnitud no se aprecian.

Tabla 1. Valores del ajuste de los parámetros libres del modelo para los tres detectores en función de *S*.

	CC04		Diodo		CC13	
	Valor	Error	Valor	Error	Valor	Error
m_1	-0.0029778	$8 \cdot 10^{-7}$	-0.0027633	$6 \cdot 10^{-7}$	-0.002694	$1 \cdot 10^{-6}$
n_1	1.97194	$5 \cdot 10^{-5}$	1,95409	$4 \cdot 10^{-5}$	1.9280	$1 \cdot 10^{-4}$
m_2	-0.003299	$3 \cdot 10^{-6}$	-0.001767	$2 \cdot 10^{-6}$	-0.003227	$6 \cdot 10^{-6}$
n_2	1.2526	$1.6 \cdot 10^{-4}$	1.1342	$1.3 \cdot 10^{-4}$	1.3303	$4 \cdot 10^{-4}$
b_1	$-1.3961 \cdot 10^{-5}$	$4 \cdot 10^{-9}$	$-1.2359 \cdot 10^{-5}$	$4 \cdot 10^{-9}$	$-1.2527 \cdot 10^{-5}$	$9 \cdot 10^{-9}$
a_1	0.0067773	$2 \cdot 10^{-7}$	0.0066485	$2 \cdot 10^{-7}$	0.0065145	$6 \cdot 10^{-7}$
b_2	0.24634	$4 \cdot 10^{-5}$	0.24514	$3 \cdot 10^{-5}$	0.2412	$1 \cdot 10^{-4}$
a_2	5.56	$1 \cdot 10^{-2}$	6.411	$9 \cdot 10^{-3}$	9.77	$8 \cdot 10^{-2}$

considerar las curvas comparadas como diferentes. Se considera que los resultados son estadísticamente significativos cuando el valor p obtenido sea menor que 0.05.

Resultados

Los resultados del ajuste de la expresión (1) a los datos experimentales se puede observar en la figura 1, en la cual se muestran tres curvas seleccionadas para distintos tamaños de campo y distintos detectores (ejemplo representativo del ajuste a distintos valores de *S* y empleando los tres detectores).

A partir de este primer ajuste se obtienen los valores, para cada *S*, de los parámetros *a*, *b*, μ_1 y μ_2 . Los

parámetros libres del modelo, como función de *S*, siguen tendencias bien definidas. Empleando el ajuste propuesto en las ecuaciones (2)-(5) se obtienen los valores de los parámetros libres del modelo así como sus errores asociados para los tres detectores (tabla 1).

Los parámetros libres asociados a la primera exponencial de la expresión (1) se ajustan a una línea recta con un coeficiente de determinación $r^2 \geq 0.939$, mientras que los ajustes asociados a parámetros pertenecientes a la segunda exponencial poseen $r^2 \geq 0.673$. En la tabla 2 aparecen recogidos los coeficientes de determinación de los ajustes de los parámetros *a*, *b*, μ_1 y μ_2 para los tres detectores empleados. En la figura 2 se puede observar la tendencia de cada uno de los parámetros del modelo obtenidos para la cámara de ionización CC04.

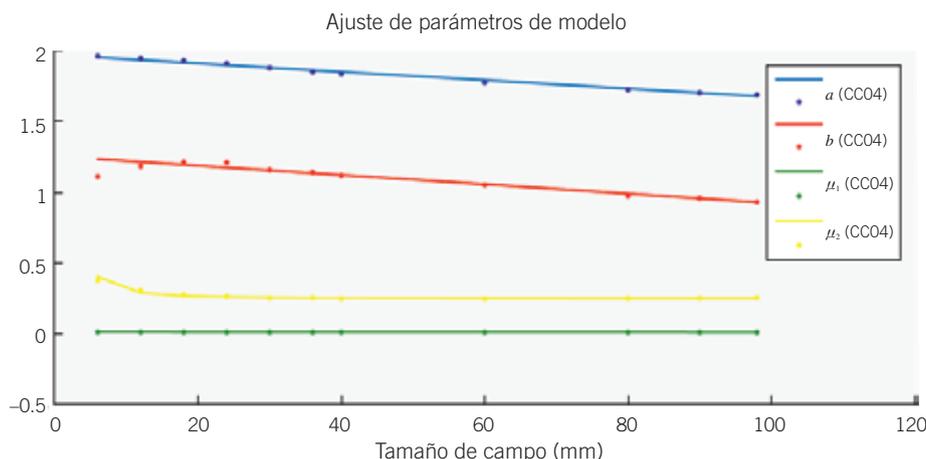


Fig. 2. Ajuste de los parámetros libres del modelo *a*, *b*, μ_1 y μ_2 en función del tamaño de campo para la cámara CC04. Los datos experimentales están representados con sus correspondientes barras de error, aunque debido a su magnitud no se aprecian.

Tabla 2. Coeficientes de determinación R^2 asociados a los ajustes de los parámetros a , b , μ_1 y μ_2 para los tres detectores empleados.

	Diodo	CC04	CC13
a	0.954	0.987	0.939
b	0.673	0.952	0.718
μ_1	0.939	0.995	0.958
μ_2	0.978	0.998	0.986

A partir de los parámetros libres obtenidos del modelo para cada uno de los detectores se generaron tablas de valores PDD para todo el rango de S y z medido experimentalmente. Empleando la expresión (6), con sus respectivos valores de los parámetros de ajuste obtenidos, se han reproducido las curvas PDD experimentales. En la figura 3 se muestran los datos experimentales de PDD con los tres detectores para tres valores de S distintos junto con las curvas de ajuste establecidas mediante la expresión (6).

Para una cuantificación más precisa de la bondad de los valores predichos por el modelo aparecen refle-

Tabla 4. Valores experimentales y predichos por la expresión (9) de z_{\max} en función del tamaño de campo junto con las diferencias expresadas en mm.

S (mm)	Experimental (mm)	Modelo (mm)	Desviación (mm)
6	9.6	9.22	0.34
12	10.6	11.24	0.68
18	12.6	12.54	0.02
24	13.6	12.82	0.74
30	12.6	12.97	0.41
36	12.6	13.05	0.49
42	13.6	13.12	0.44
60	13.6	13.23	0.33
80	13.6	13.31	0.25
90	13.6	13.34	0.22
98	13.6	13.38	0.18

jados en la tabla 3, para algunos valores de z y S , los valores del PDD experimental, los valores determinados con el modelo y las desviaciones relativas correspon-

Tabla 3. Valores de PDD experimental y con el modelo (6). La desviación representa la diferencia relativa entre el PDD experimental y el modelo (6).

	S (mm ²)	18 × 18			42 × 42			80 × 80		
	z (mm)	Experimental	Modelo	Desviación	Experimental	Modelo	Desviación	Experimental	Modelo	Desviación
CC04	11	1.730	1.717	0.74%	1.627	1.650	1.40%	1.544	1.559	0.99%
	31	1.581	1.572	0.63%	1.516	1.528	0.76%	1.446	1.457	0.74%
	64	1.273	1.267	0.42%	1.257	1.246	0.87%	1.224	1.209	1.17%
	134	0.800	0.802	0.19%	0.811	0.807	0.44%	0.822	0.814	1.00%
	209	0.494	0.491	0.45%	0.504	0.508	0.74%	0.527	0.533	1.08%
SFD	14	1.726	1.713	0.72%	1.623	1.654	1.87%	1.521	1.568	3.04%
	34	1.535	1.529	0.37%	1.470	1.490	1.36%	1.407	1.427	1.40%
	74	1.184	1.182	0.15%	1.172	1.166	0.51%	1.151	1.138	1.19%
	159	0.685	0.684	0.17%	0.694	0.692	0.15%	0.713	0.704	1.33%
	229	0.441	0.436	0.95%	0.454	0.451	0.67%	0.476	0.474	0.46%
CC13	18	1.680	1.701	1.28%	1.604	1.634	1.87%	1.515	1.533	1.23%
	36	1.507	1.528	1.40%	1.460	1.480	1.35%	1.399	1.401	0.14%
	88	1.079	1.101	2.05%	1.077	1.083	0.61%	1.069	1.052	1.57%
	188	0.575	0.587	1.99%	0.584	0.595	1.96%	0.606	0.607	0.06%
	263	0.366	0.366	0.02%	0.375	0.380	1.30%	0.396	0.401	1.45%

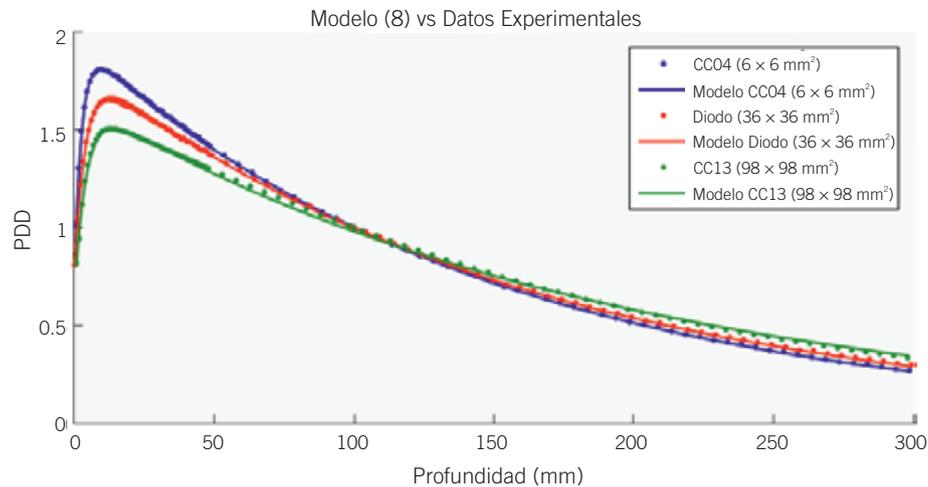


Fig. 3. Comparación del modelo de ajuste dado en (6) con los datos experimentales obtenidos para varios detectores. Los datos experimentales están representados con sus correspondientes barras de error, aunque debido a su magnitud no se aprecian.

dientes. Las profundidades escogidas para cada detector varían ligeramente, no siendo el objetivo en ningún caso la comparación de resultados entre los distintos detectores, sino exclusivamente entre los resultados experimentales asociados a cada detector y el modelo.

Con el objetivo de observar si el ajuste propuesto tiene tendencia a ajustar mejor alguna zona de la curva, se han representado para tres tamaños de campo medidos con el diodo *SFD* los residuos en función de la profundidad. Esta representación aparece en la figura 4.

En relación a la profundidad del máximo se han comparado los datos experimentales para cada detector con lo obtenido mediante la expresión (9). En la tabla 4

se recogen los valores experimentales de z_{\max} obtenidos con la expresión (8) y las diferencias expresadas en milímetros para la *CC04*.

Los valores *p* obtenidos al comparar los datos experimentales con los proporcionados por el modelo son menores a 0.05, siendo el mayor de ellos de 0.043. Los valores *p* obtenidos para cada uno de los tamaños de campos aparecen recogidos en la tabla 5 (para el caso denominado *11S*).

Para una comparación más rigurosa del modelo con los datos experimentales se ha decidido realizar análisis independientes de los resultados obtenidos en función de *z* y de *S*. Con respecto a las profundidades se ha decidido dividir el rango en tres zonas principa-

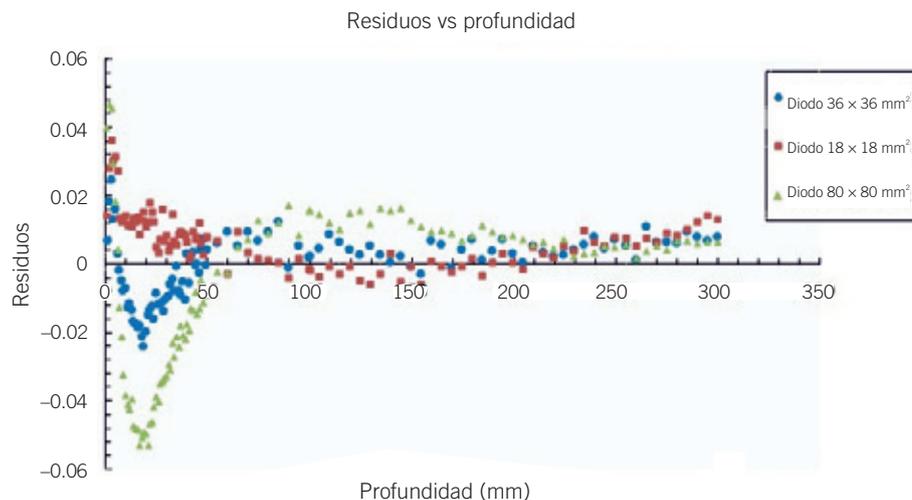


Fig. 4. Residuos del ajuste en función de la profundidad para tres tamaños de campo para datos obtenidos con el diodo *SFD*.

Tabla 5. Valores p obtenidos al aplicar una prueba *t* empleando dos colas de la distribución. Los valores han sido obtenidos para los casos 3S, 5S y 11S.

S (mm)	Valor p 3S	Valor p 5S	Valor p 11S
6	0.021	0.010	0.001
12	0.038	0.002	0.008
18	0.016	0.005	0.006
24	0.041	0.021	0.004
30	0.001	0.041	0.032
36	0.009	0.005	0.000
42	0.005	0.037	0.005
60	0.005	0.007	0.015
80	0.007	0.0035	0.002
90	0.005	0.008	0.014
98	0.043	0.035	0.020

les: zona de build-up (0-10 mm), entorno del máximo (10-20 mm) y zona de caída (20-300 mm):

- **Build-up (0-10 mm):** en esta zona se encuentran las mayores discrepancias con respecto al modelo de ajuste. Considerar puntos muy próximos a la superficie hace que las *DL* estén en torno al 3.5% (*CC04* y *CC13*) y lleguen al 5.9% en el caso del *SFD*. Como las medidas en la primera parte del build-up son de muy difícil ejecución¹⁶⁻¹⁸ debido a la falta de equilibrio electrónico, se consideró interesante realizar el análisis sin tener en cuenta los primeros 5 mm de profundidad. De este modo se observa una disminución considerable en las *DL*. Para la *CC04*

y la *CC13* se obtienen *DL* de 1.8% y 1.2 %; para el *SFD* el valor es de 2.6%.

- **Entorno del máximo (10-20 mm):** las *DL* para esta región son 2.1% para la *CC04*, 1.5% para la *CC13* y 3.4% para el *SFD*.
- **Zona de caída (20-300 mm):** para esta zona los valores de las *DL* son de 3.5% (*CC04*), 4.2% (*CC13*) y 4.3% (*SFD*). De hecho, las *DL* anteriores coinciden con las que se obtendrían considerando los últimos 5 cm de la curva. Repitiendo el análisis para el intervalo 20-250 mm se consigue reducir estos valores a 1.7% (*CC04*), 1.6% (*CC13*) y 2.3% (*SFD*) respectivamente.

Con respecto al comportamiento del modelo cuando se emplean 3 y 5 tamaños de campo en la obtención de sus parámetros libres los resultados son muy satisfactorios. En la figura 5 se representa para un tamaño de campo de 42 × 42 mm² los valores medidos de la curva PDD junto con los resultados del modelo cuando se emplean en su caracterización 11, 5 y 3 tamaños de campo respectivamente. En la tabla 5 aparecen (junto a los valores p del caso 11S comentados con anterioridad) los valores p obtenidos para los casos 5S y 3S.

En la tabla 6 aparecen recogidos los parámetros *a*, *b*, μ_1 y μ_2 para los casos 11S, 5S y 3S obtenidos para los datos medidos con la cámara *CC04*, así como la diferencia máxima entre sus valores. Las profundidades del máximo también se comparan entre los casos 11S, 5S y 3S para cada tamaño de campo obteniéndose unas diferencias máximas para cada uno de ellos de 0.3 mm.

Por último, en la tabla 7 se recoge una comparación entre los ocho parámetros libres del modelo obtenidos para los casos 11S, 5S y 3S obtenidos para los datos medidos con la cámara *CC04*.

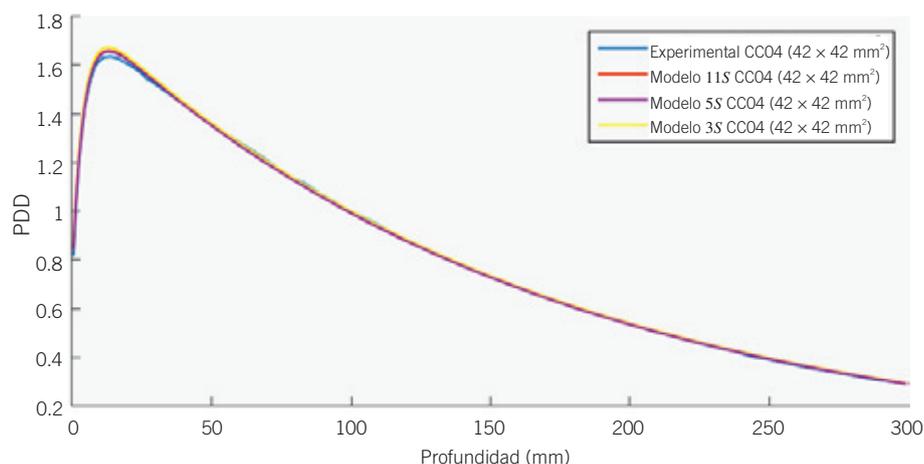


Fig. 5. Comparación de las curvas PDD para un tamaño de campo de 42 × 42 mm² obtenidas experimentalmente, y empleando los casos 3S, 5S y 11S. Se destaca el alto grado de concordancia para las curvas comparadas.

Tabla 6. Valores de los ocho parámetros de ajuste para cada tamaño de campo estudiado para los casos 3S, 5S y 11S. Para cada tamaño de campo aparecen recogidas las desviaciones máximas al comparar los tres casos.

S (mm)	a				b			
	11S	5S	3S	Δa_{\max}	11S	5S	3S	Δb_{\max}
6	1.954	1.960	1.965	0.011	1.233	1.230	1.206	0.027
12	1.936	1.940	1.947	0.011	1.213	1.210	1.188	0.025
18	1.918	1.921	1.929	0.011	1.193	1.189	1.170	0.023
24	1.900	1.902	1.911	0.011	1.173	1.169	1.152	0.021
30	1.883	1.883	1.893	0.011	1.154	1.149	1.135	0.019
36	1.865	1.864	1.875	0.012	1.134	1.129	1.117	0.017
42	1.847	1.844	1.858	0.013	1.114	1.109	1.099	0.015
60	1.793	1.787	1.804	0.017	1.055	1.048	1.045	0.010
80	1.734	1.723	1.744	0.022	0.989	0.981	0.986	0.008
90	1.704	1.691	1.715	0.024	0.956	0.947	0.956	0.009
98	1.680	1.665	1.691	0.026	0.929	0.920	0.932	0.012
S (mm)	μ_1				μ_2			
	11S	5S	3S	$\Delta \mu_{1\max}$	11S	5S	3S	$\Delta \mu_{2\max}$
6	0.007	0.007	0.007	0.000	0.401	0.397	0.392	0.009
12	0.007	0.007	0.007	0.000	0.285	0.280	0.284	0.005
18	0.007	0.007	0.007	0.000	0.263	0.261	0.267	0.006
24	0.006	0.006	0.006	0.000	0.256	0.254	0.261	0.007
30	0.006	0.006	0.006	0.000	0.253	0.251	0.258	0.007
36	0.006	0.006	0.006	0.000	0.251	0.249	0.257	0.007
42	0.006	0.006	0.006	0.000	0.249	0.248	0.256	0.007
60	0.006	0.006	0.006	0.000	0.248	0.247	0.254	0.007
80	0.006	0.006	0.006	0.000	0.247	0.246	0.254	0.007
90	0.006	0.005	0.006	0.000	0.247	0.246	0.254	0.007
98	0.005	0.005	0.005	0.000	0.247	0.246	0.254	0.007

Tabla 7. Comparación de los ocho parámetros libres del modelo para los casos 11S, 5S y 3S junto con sus errores.

	11S		5S		3S	
	Valor	Error	Valor	Error	Valor	Error
m_1	-0.0029778	$8 \cdot 10^{-7}$	-0.0032021	$15 \cdot 10^{-7}$	-0.0029777	$1 \cdot 10^{-7}$
n_1	1.97194	$5 \cdot 10^{-5}$	1,97890	$7 \cdot 10^{-5}$	1.98262	$9 \cdot 10^{-5}$
m_2	-0.003299	$3 \cdot 10^{-6}$	-0.003369	$5 \cdot 10^{-6}$	-0.002979	$4 \cdot 10^{-6}$
n_2	1.2526	$2 \cdot 10^{-4}$	1.2500	$3 \cdot 10^{-4}$	1.2239	$3 \cdot 10^{-4}$
b_1	0.006777	$2 \cdot 10^{-7}$	0.0068236	$4 \cdot 10^{-7}$	0.0067844	$5 \cdot 10^{-7}$
a_1	$-1.3961 \cdot 10^{-5}$	$4 \cdot 10^{-9}$	$-1.4732 \cdot 10^{-5}$	$8 \cdot 10^{-9}$	$-1.4017 \cdot 10^{-5}$	$7 \cdot 10^{-9}$
b_2	0.24634	$4 \cdot 10^{-5}$	0.24571	$6 \cdot 10^{-5}$	0.25312	$9 \cdot 10^{-5}$
a_2	5.56	$1 \cdot 10^{-2}$	4.87	$1 \cdot 10^{-2}$	4.48	$1 \cdot 10^{-2}$

Discusión

El coeficiente de determinación asociado al ajuste de los parámetros del modelo varía en función del parámetro concreto y de si se incluye el tamaño de campo más pequeño o no en el ajuste. Por ejemplo, el punto de la curva del parámetro b como función de S asociado al tamaño de campo de $6 \times 6 \text{ mm}^2$ hace que el valor de coeficiente de determinación disminuya de 0.85 a 0.67 para el caso del diodo *SFD*. La influencia de este parámetro en el modelo es muy pequeña debido a la menor importancia del término asociado a la segunda exponencial. Para los parámetros μ_2 y b , que aparecen en la parte negativa de la expresión (1), se postuló una menor influencia en el resultado final del modelo. Esto es debido a que los valores de μ_1 son alrededor de 100 veces menores que los de μ_2 (tabla 1), disminuyendo sobremanera el peso de la segunda exponencial con respecto a la primera (ya que ambas exponenciales son negativas). Debido a este hecho, se consideró un ajuste puramente lineal para el parámetro b , y se postuló una dependencia como la que se muestra la ecuación (5) para μ_2 . Se podría haber propuesto un ajuste lineal para μ_2 al igual que para b , pero como la dependencia de los parámetros a , b , μ_1 y μ_2 con el tamaño de campo no está sustentada por ningún modelo físico, se optó por la opción más simple que minimizase el número de parámetros libres del modelo y produjese resultados razonables. Para ello, se consideró únicamente el valor R^2 del ajuste, que en el caso propuesto era superior a 0.9 y en el caso de una dependencia lineal era cercano a 0.3 para el parámetro μ_2 . Para el valor de b se decidió emplear un ajuste lineal, ya que un mejor ajuste para la zona de tamaños de campo muy pequeños implicaría un ajuste polinómico de orden 2 o 3, aumentando el número de parámetros libres del modelo.

En cuanto a los coeficientes de determinación asociados a los parámetros de la primera exponencial cabe destacar que son mayores a 0.93 y, por lo tanto, el ajuste es de una mayor robustez, como es de esperar en los parámetros más influyentes del modelo (contenidos en la primera exponencial).

Del análisis de las curvas por tramos se deduce que las predicciones del modelo para profundidades muy pequeñas ($z < 5 \text{ mm}$) y muy grandes ($z > 250 \text{ mm}$) no son tan buenas como en el resto de regiones. En relación con el tamaño de campo no se encuentra ninguna tendencia clara. Para la *CC04* los tamaños de campo menores a 60 mm proporcionan *DL* menores a 1.5%. Para campos mayores a 60 mm estas aumentan hasta alcanzar el valor de 3.1%.

En el caso del *SFD* se encuentran valores para las *DL* en torno al 3% para campos de $6\text{-}12 \text{ mm}$ de lado y de entre $60\text{-}100 \text{ mm}$ de lado, disminuyendo hasta el 2% para campos entre 18 y 60 mm de lado. Para la *CC13* las *DL* se encuentran por debajo del 1.5% salvo

para campos de 12 mm (4.3%) y 98 mm (2.8%). La discrepancia para el valor de S de 12 mm puede explicarse teniendo en cuenta que el volumen de la cámara es demasiado grande para un campo tan pequeño y posiblemente las diferencias puedan estar relacionadas con el efecto volumen.

Considerando un análisis global para cada detector se puede establecer que en ningún caso la *DL* definida es mayor que un 3%. Dichos valores no superan el 2.1% (*CC04*), 3% (*CC13*) y 1.9% (*SFD*). Como complemento se ha calculado el porcentaje de puntos que difieren del modelo en menos del 1%. Esto es, el porcentaje de puntos con un valor de *DL* igual al 1%. Para la *CC04* es del 71.5%; para el *SFD* es del 80% y para la *CC13* es del 56.9%.

Tanto para el análisis parcial por regiones como para el análisis global los resultados que proporciona el modelo son muy satisfactorios.

La figura 4 muestra los residuos del ajuste para tres tamaños de campo representativos empleando el diodo *SFD*. Se observa como los residuos son mayores en la zona de build-up y que existe una tendencia a que el residuo aumente en el entorno de la profundidad del máximo conforme aumenta el tamaño de campo. Entre 100 y 200 mm los residuos disminuyen con la disminución del tamaño de campo, mientras que en el tramo final los residuos aumentan ligeramente al disminuir el tamaño de campo.

Para la posición del máximo de la curva *PDD* en función de S se ha encontrado que en ningún caso la predicción dista más de 1 mm del valor experimental. Las desviaciones promedio con respecto a los valores teóricos son 0.37 mm (*CC04*), 0.61 mm (*SFD*) y 0.56 mm (*CC13*), lo cual demuestra la buena precisión del modelo para predecir la profundidad del máximo. En cuanto a la dosis en superficie se ha encontrado un incremento de la misma con el aumento del tamaño de campo, lo cual está de acuerdo con el incremento de la radiación dispersa producido en el cabezal del acelerador. La distribución de los datos es compatible con el aumento lineal de z_{max} con el tamaño de campo, como se obtuvo a partir de la expresión (1).

Aplicación directa del modelo: Reducción de medidas

Los resultados obtenidos para el modelo cuando se emplean tres y cinco tamaños de campo están en concordancia con los resultados experimentales. Para el caso *3S* la *DL* obtenida es del 2.6% mientras que hay un 73% de los puntos con desviaciones menores al 1%. Para el caso *5S* la *DL* es de 2.3% y existe un 65% de los puntos con desviaciones menores al 1%. Estos valores son muy cercanos a los obtenidos con el modelo *11S*, ya que para la *CC04* el valor de *DL* obteni-

do fue del 2.1% mientras que un 71.5% de los puntos poseían desviaciones menores al 1%. Cabe puntualizar que los valores de *DL* comentados son los obtenidos para el análisis global.

En la *figura 5* se representan, para un tamaño de campo de $42 \times 42 \text{ mm}^2$, las curvas *PDD* correspondientes a la medida experimental y al modelo obtenido empleando los casos *3S*, *5S* y *11S*. Se observa como las tres curvas se superponen salvo en el entorno del máximo, donde se encuentran las discrepancias más apreciables. Para el caso representado las máximas desviaciones respecto al valor experimental son de un 1.3% (caso *5S*) y de un 2.6% (caso *3S*).

Para analizar la significación estadística de los resultados obtenidos para los tres casos (*3S*, *5S* y *11S*) se ha llevado a cabo un análisis *t* y considerando ambas colas de la distribución. En la *tabla 5* aparecen recogidos los resultados de este análisis. Los resultados de los valores *p* demuestran que las diferencias entre cada conjunto de datos y los valores experimentales son muy pequeñas (diferencias significativas para valores *p* menores a 0.05). El mayor valor *p* encontrado es de 0.043, encontrándose este por debajo del límite empleado para la significación estadística (0.05).

Conclusiones

En este estudio se propone un modelo que predice valores de *PDD* en función de *z* y *S* para un rango de tamaños de campo comprendido entre 6×6 y $98 \times 98 \text{ mm}^2$. Con el objetivo de caracterizar los parámetros libres del modelo, así como de comprobar que el modelo responde bien al empleo de distintos detectores, se tomaron tres conjuntos de datos empleando tres detectores (*CC04*, *CC13* y *SFD*). Se observó que los parámetros libres seguían tendencias bien definidas, por lo que su ajuste se realizó sin mayor complicación. Para los distintos detectores se encontró que al menos un 95% de los puntos experimentales diferían del modelo en menos de un 3%. También se observó que el modelo ajusta peor a los datos para profundidades entre 0 y 5 mm (desviación límite del 5.9%) y para profundidades mayores de 250 mm (desviación límite del 4.3%). Cabe destacar que existe un alto porcentaje de puntos cuya diferencia respecto al ajuste es menor que un 1% (entre un 57% y un 80% de los puntos según el detector empleado). En lo referente a la profundidad del máximo en este trabajo se deriva analíticamente la expresión (9) a partir del modelo físico inicial. El modelo predice la profundidad del máximo con menos de un milímetro en la mayoría de los casos, siendo la desviación promedio para cada detector cercana a 0.5 mm.

Con un total de ocho parámetros se comprueba que el modelo proporciona el valor del *PDD* para *z* comprendidas entre 0 y 300 mm y para *S* entre 6×6

y $98 \times 98 \text{ mm}^2$ con una precisión satisfactoria. Como aplicación directa de este modelo se ha estudiado el comportamiento del modelo cuando se caracterizan sus parámetros libres empleando conjuntos reducidos de tamaños de campo. Los resultados obtenidos empleando tres y cinco tamaños de campo no difieren estadísticamente ni de los valores experimentales ni del modelo *11S*. De este modo se abre la puerta a la posibilidad de reducir las medidas necesarias, sin que esto conlleve un error apreciable en la estimación de estas funciones dosimétricas, disminuyendo sobremano el tiempo empleado en la medida experimental de todas las curvas *PDD*. La utilidad principal del modelo propuesto se basa en su empleo para la detección de errores en las medidas experimentales, comparación de conjuntos de medidas, limitación del tiempo empleado en el control de calidad del acelerador y ser de ayuda para la realización de cálculo secundario de unidades monitor en tratamientos de SRS y SBRT en lugar del empleo de datos tabulados.

Referencias

1. F Khan. The Physics of Radiation Therapy, 3rd edn. (Williams & Wilkins, Baltimore, MD, USA 2003).
2. Theodor D Sterling, PhD, Harold Perry, MD, and Leo Katz, PhD. Automation of radiation treatment planning IV: Derivation of a mathematical expression for the per cent depth dose surface of cobalt 60 beams and visualization of multiple field dose distributions. Br J Radiol 1964; Jul;37:544-50.
3. Theodor D Sterling, PhD, Harold Perry, MD, and Jay Weinkam, BS. Automation of radiation treatment planning VI: A general field equation to calculate percent depth dose in the irradiated volume of a cobalt 60 beam. BR J Radiol 1967;Jun;40(474):463-74.
4. Christos Kanellitsas, MS and Juan V Fayos, MD. Analytical approach for depth dose calculations (⁶⁰Co beams with fixed source target distance). Radiology 1975;115:181-5, April.
5. Johns HE and Cunningham JR. The Physics of Radiology (Springfield, 1969) 3rd ed., p. 362.
6. Sain D Ahuja, Steven L Stroup and Marion G Bolin. Semiempirical model for depth dose distributions of megavoltage X-ray beams. Med Phys 1980;7:537.
7. BE Bjärngard and P Vedash. Analysis of central axis doses for high energy X rays. Med Phys 1995;22:1191.
8. R Ravishankar, M Sengupta, T Bandyopadhyay, G Muthurishnan and AM Ghose. Semi-empirical depth dose distribution formula for ⁶⁰Co gamma rays. Radiation Physics and Chemistry 1994;44:19-24.
9. Surajit Pal, G Muthukrishnan, R Ravishankar, RP Sharma and AM Ghose. Estimation of percentage depth dose distribution for therapeutic machines. Radiation Physics and Chemistry 2002;65:589-94.
10. MJ Tahmasebi y SM Karbalaee. Calculation of analytical expression for measured percentage depth dose data in megavoltage photons therapy. IRCMJ 2009;11(2):140-4.

11. BE Bjärngard, P Vedash and CP Ceberg. Quality control of measured X-ray beam data. *Med Phys* 1997;24:1441.
12. Y Xiao, MD Altschuler and BE Bjärngard. Quality assurance of central axis dose data for photon beams by means of a functional representation of the tissue phantom ratio. *Phys Med Biol* 1998;43:2195-206.
13. M Hossain, Y Xiao and M Saiful Huq. An investigation of a model of percentage depth dose for irregularly shaped fields. *Int J Cancer (Radiat Oncol Invest)* 2001;96:140-5. Wiley-Liss, Inc.
14. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose determination in external Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, 2000. Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna.
15. C Sánchez del Rio, *Análisis de Errores*. Eudema, Madrid 1989.
16. E . Klein, J Esthappen and Z Li. Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2003;4(1).
17. NBJ Tannous, WF Gagnon and PR Almond. Build up region skin-dose measurements for the Therac 6 Linear Accelerator for radiation therapy. *Med Phys* 1981;8:378.
18. DE Velkley, DJ Manson, JA Purdy and GD Oliver Jr. Build up region of megavoltage photon radiation sources. *Med Phys* 1975;2:14.

Verificación dosimétrica en braquiterapia oftálmica con semillas de I-125 empleando un algoritmo independiente

Dosimetric verification in ophthalmic brachytherapy with I-125 seeds using an independent algorithm

Jorge Martín Rodríguez, José Antonio Terrón León, José Macías Jaén

Servicio de Radiofísica. Hospital U. Virgen Macarena. Avda. Dr. Fedriani, s/n. 41009-Sevilla.

Fecha de Recepción: 17/05/2018 - Fecha de Aceptación: 05/11/2018

En este trabajo se presenta el cálculo dosimétrico empleado en braquiterapia oftálmica y su implementación en un software autónomo de verificación independiente al simulador. Se ha desarrollado para el caso concreto de braquiterapia oftálmica empleando placas COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*) y semillas de I-125 utilizando las recomendaciones del Task Group 43 de la AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) y parcialmente correcciones por heterogeneidades.

Palabras clave: Braquiterapia oftálmica, COMS, I-125, seguridad del paciente, verificación dosimétrica.

In this work the dosimetric computation used in ophthalmic brachytherapy has been introduced together with its implementation in an autonomous software for independent verification from the simulator. It has been developed for the specific case of COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*) plaques and I-125 seeds for ophthalmic brachytherapy. AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) Task Group 43 recommendations and partially heterogeneities corrections were used.

Key words: Ophthalmic brachytherapy, COMS, I-125, patient safety and dosimetric verification.

Introducción

La braquiterapia oftálmica es un tipo de braquiterapia superficial en la que se inserta sobre la esclera una placa radiactiva o bien cargada con semillas radiactivas.¹

En publicaciones de diferentes sociedades científicas nacionales o internacionales como el TG53² y TG56³ de la AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*), la "European guidelines for quality assurance in Radiotherapy"⁴ de la ESTRO (*European Society for Therapeutic Radiotherapy & Oncology*), el protocolo del Grupo de Control de Calidad en Sistemas de Planificación⁵ o el Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia,⁶ estos dos últimos de la SEFM (Sociedad Española de Física Médica), se recomienda la verificación independiente de la dosimetría clínica en los tratamientos de braquiterapia como garantía de calidad y seguridad del tratamiento que se va a realizar.

El empleo de un cálculo redundante en dosimetría para tratamientos de braquiterapia como parte de control de calidad no es novedad.⁷⁻¹⁰ En algún caso⁷ se

utiliza el archivo en formato DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) exportado del planificador para realizar la verificación. Otros centros utilizan una hoja de cálculo para diferentes tipos de técnicas de braquiterapia.⁸⁻¹⁰

En ninguno de estos artículos^{8,10} se utilizan correcciones por atenuación como las propuestas por Astrahan¹¹ cuando se utilizan las placas tipo COMS (*Collaborative Ocular Melanoma Study*). En este trabajo, sin embargo, dichas correcciones se integran en una aplicación junto con una interfaz gráfica propia para la verificación del tratamiento.

El objetivo de este trabajo es, por tanto, presentar el formalismo y la aplicación desarrollada para la mejora en el aseguramiento de calidad del tratamiento y seguridad del paciente. Con este objetivo se realizará un análisis del formalismo TG43¹² junto con diferentes correcciones por heterogeneidad¹¹ y se presenta la aplicación desarrollada, con interfaz gráfica, que permitirá implementar en el protocolo de tratamiento la verificación independiente como uno de los pasos previos a la realización del mismo.

* Correspondencia
jorge.martin.rodriguez.sspa@juntadeandalucia.es



Fig. 1. Diferentes placas e insertos disponibles en nuestro servicio.

Material y métodos

El software desarrollado se ha programado en el lenguaje Visual Basic 6 de Microsoft, verificándose su correcto funcionamiento en sistemas operativos Microsoft Windows desde Windows98 en adelante. Es necesario para la realización del informe disponer del Microsoft Office™ a partir de la versión 1998.

Las placas e insertos utilizados para los tratamientos con I-125, se pueden ver en la fig. 1. El diseño del tratamiento se realiza colocando las semillas en los alojamientos disponibles en el inserto de silicona, rellenándolos o no para lograr la distribución de dosis y el tiempo de tratamiento adecuados. La deposición de la dosis se consigue con el posicionamiento del conjunto aplicador (placa + inserto de silicona) sobre la base tumoral. Se emplearán los diferentes modelos de placas disponibles en nuestro servicio: COMS 10, 12, 14, 16n, 18, 20n y 22.

El valor numérico en el nombre hace referencia a su diámetro aproximado en mm y las placas denominadas *n* (*notched*) poseen una escotadura con el objetivo de proteger el nervio óptico.

El simulador utilizado para el diseño del tratamiento es el BEBIG Plaque Simulator™ 5.3.8 desarrollado por Eye Physics, LLC. Sus características en cuanto al algoritmo empleado han sido descritas por Astrahan¹¹ y también se recogen en el TG129.¹³ El modelo de semilla empleado es el I25.S16 de Bebig/Theragenics, similar al modelo I25.S06 descrito en la figura 2 del TG43¹² y especificado en el manual del fabricante.* La diferencia exclusiva entre los modelos I25.S16 y I25.S06 es el rango de TKRA en fecha de calibración, siendo todos los demás parámetros físicos iguales.

La base teórica utilizada para los cálculos de braquiterapia oftálmica es el TG43¹² y parcialmente correcciones por heterogeneidades.¹¹ Para la verificación mediante el cálculo redundante se ha limitado el mismo al eje perpendicular al centro de la placa.

En cada modelo de placa se dispone de una configuración diferente de alojamientos donde insertar las semillas, las coordenadas de dichos alojamientos se refieren al centro geométrico de cada una de ellas en el espacio. Valores de estas coordenadas para los modelos de placa utilizados se encuentran en el TG129,¹³ donde se recomienda que se verifiquen los valores en la aceptación, y en el propio simulador y su guía de referencia†. Se han comparado los valores de ambas referencias, optándose finalmente por utilizar los ofrecidos por el propio software simulador ya que el objetivo es su verificación utilizando el verificador desarrollado, por lo que utilizar coordenadas diferentes en uno y otro podría añadir incertidumbres adicionales no asociadas al propio cálculo que se pretendía verificar.

Para el cálculo se han seguido las recomendaciones recogidas en el apéndice C del TG43.¹²

Según este, la tasa de dosis para una aproximación lineal vendrá dada por:

$$\dot{D}_{TG43}(r,t) = \begin{cases} S_K(t) * \Lambda * \left(\frac{G_I(r, \theta_0)}{G_I(r_0, \theta_0)} \right) * g_I(r) * \Phi_{an}(r) & \text{si } r \geq r_{\min} \\ S_K(t) * \Lambda * \left(\frac{r_0}{r} \right)^2 * g_p(r_{\min}) * \left(\frac{g_I(r)}{g_I(r_{\min})} \right) * \Phi_{an}(r_{\min}) & \text{si } r < r_{\min} \end{cases} \quad (1)$$

El valor $r_{\min} = 0.25$ cm es aquel a partir del cual se debe evitar extrapolar las funciones $\Phi_{an}(r)$ y $g_p(r)$ debiendo utilizar entonces dichas funciones evaluadas en r_{\min} como se muestra en la ecuación (1) para $r < r_{\min}$.

De la expresión (1) se observa que la magnitud $\dot{D}(r,t)$, tasa de dosis por semilla en cGy/h, depende del módulo de la distancia desde el punto de cálculo al centro geométrico de la semilla considerada y del tiempo.

La función $S_K(t)$ es el *air kerma strength* en un instante t dado, definida como la tasa de kerma en aire en el seno de vacío a una distancia d y multipli-

*Eckert & Ziegler. User Manual. IsoSeed® I25.S16 for treating eye cancer. TD03_013. Rev. 14. Berlin. Eckert & Ziegler BEBIG GmbH; 2015.

†Plaque Simulator X User Guide. [Internet]. Los Alamitos, CA 90720, USA. Eye Physics, LLC. COMS Plaque Coordinates. [consultado 2018 Julio 16]. Disponible en: <http://www.eyephysics.com/ps6/userguide/COMSCoordinates.html>.

cada por el cuadrado de esa distancia. Esta magnitud, numéricamente igual a la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA), tal y como se refleja en el ICRU 38¹⁴ e ICRU 60,¹⁵ tiene unidades de $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$ que por simplicidad se identifica como U ($1 \text{ U} = 1 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} = 1 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$). Debido a la desintegración radiactiva, el valor de esta función en relación al tiempo viene dado por (2), donde $T_{1/2}$ representa el periodo de semi-desintegración del ¹²⁵I:

$$S_K(t) = S_{K_0} * e^{-\frac{\ln(2)}{T_{1/2}} * t} \quad (2)$$

La función de geometría $g_I(r, \theta_0)$ estará definida por (3) cuando $\theta_0 = 90^\circ$ ó $\pi/2$ rad:

$$g_I(r, \theta_0) = \frac{\beta(r)}{L * r} \quad (3)$$

Siendo L la longitud de la fuente y r la distancia desde el centro de la semilla hasta el punto de cálculo.

El cálculo de la variable $\beta(r)$ es un problema ya resuelto,¹⁶ y para $\theta_0 = 90^\circ$ ó $\pi/2$ rad la expresión se simplifica de la siguiente forma:

$$\beta(r) = \sin^{-1} \left(\frac{L * \sin \left(\tan^{-1} \left(\frac{2 * r}{L} \right) \right)}{\sqrt{r^2 + (L/2)^2}} \right) \quad (4)$$

Debido al tamaño de las placas y a la distancia máxima de cálculo en el eje perpendicular ($z = 1 \text{ cm}$), valores de $r > 3 \text{ cm}$ no serán empleados, aunque los ajustes serán óptimos para valores de $r < 6 \text{ cm}$.

Los valores de la función $g_I(r)$, función de dosis radial con aproximación de fuente lineal, y de la función de anisotropía $\Phi_{an}(r)$ para el modelo de semilla Bebig I25.S06, son los recogidos en las tablas II y VII del TG43.¹²

Para obtener una representación analítica de estas funciones se ha realizado un ajuste empleando la utilidad Curve Fitting Toolbox™ del software Matlab de MathWorks®.

En el TG43¹² se propone utilizar los valores tabulados de la función $g_I(r)$ o bien realizar su interpolación, aunque ciertos planificadores emplean ajustes con polinomios de quinto grado cuyo uso está desaconsejado por el propio TG43¹² ya que presentan divergencias importantes a grandes distancias. Aquí se ha optado por un ajuste racional que se muestra en (5) para todo el intervalo de cálculo.

$$g_I(r) = \frac{p_1 * r^2 + p_2 * r + p_3}{r^2 + q_1 * r + q_2} \quad (5)$$

En el caso de la función de anisotropía se debe tener en cuenta que la zona de interés a efectos exclusivos de verificación se encuentra en el intervalo de 0.25 cm a 1 cm, tomándose $\Phi_{an}(0.25)$ si $r \geq 0.25 \text{ cm}$ y $\Phi_{an}(1)$ si $r \geq 1 \text{ cm}$.

Por lo que la expresión de la función de anisotropía se presenta en (6).

$$\Phi_{an}(r) = \begin{cases} 1.122 & r \leq 0.25 \\ \frac{p_1 * r + p_2}{r + q_1} & 0.25 < r < 1 \\ 0.939 & r \geq 1 \end{cases} \quad (6)$$

Hasta aquí se ha descrito el formalismo del TG43,¹² sin embargo la situación de tratamiento, en que la semilla se coloca sobre un inserto de silicona y este sobre una placa de oro, introduce condiciones de atenuación y de dispersión que pueden influir significativamente en el cálculo de dosis, siendo necesario utilizar parcialmente correcciones por heterogeneidades.¹¹

En la bibliografía^{11,17} se propone el empleo de diferentes funciones para corregir el cálculo por la situación real del tratamiento, estas son $T(r)$, $A(R)$ y $t(d, \mu)$.

La función $T(r)$ es la razón que se obtiene por las diferencias de dosis que provoca el scattering y atenuación de la silicona junto con el oro frente a la dosis en agua.

$A(R)$ modela el efecto de la interfase de aire que aparece en la cámara anterior del globo ocular, siendo R la distancia desde esta interfase hasta el punto de cálculo, según la descripción de Zerda et al.¹⁷ La función $t(d, \mu)$, donde μ es el coeficiente de atenuación lineal expresado en mm^{-1} , modela la atenuación con respecto a agua producida por aquellas semillas que recorren un camino d en la silicona hasta el punto de cálculo más allá de 1 mm.

Las dos últimas, $A(R)$ y $t(d, \mu)$ propuestas por Astrahan¹¹ no serán empleadas en el cálculo redundante. Estas correcciones son significativas a distancias en el eje central menores de 3 mm, mientras que, a distancias mayores, la no utilización de estos factores tiene poca influencia.¹¹ La evaluación, además, se realiza en el punto de prescripción, es decir, ápex si este es mayor de 5 mm o 5 mm si la altura es menor, si se sigue el criterio COMS para la prescripción.¹⁸ En estos puntos la incertidumbre dosimétrica es menor ya que el recorrido libre medio en el inserto de silicona es constante y cercano a 1 mm, por lo que utilizar solo la función $T(r)$ es una buena aproximación ya que es la que mayor influencia tiene en el cálculo.¹¹

Para obtener la función $T(r)$ se ajustan los puntos de la tabla III del Report del TG129.¹³ En dicha tabla figuran los valores de esta función para el modelo de semilla 6711, pero se justifica su uso, aunque se emplee otro modelo ya que las diferencias encontradas en esta

función para distintas semillas de ¹²⁵I son, según algunos autores,¹⁹ menores del 2%.

Por otro lado, el planificador emplea estos mismos valores, por lo que para la verificación de los correctos parámetros del tratamiento es conveniente la utilización de métodos similares.

Es importante destacar que en la función $T(r)$ las distancias están expresadas en mm, siguiendo el formalismo propuesto,¹¹ a diferencia del TG43¹² en el que se emplean unidades de cm.

Esta función se ajusta mediante un polinomio de grado seis de la forma:

$$T(r) = a_6 * r^6 + a_5 * r^5 + a_4 * r^4 + a_3 * r^3 + a_2 * r^2 + a_1 * r + a_0 \quad (7)$$

Con todas las funciones definidas se obtiene la ecuación definitiva para calcular la tasa de dosis, generada por una semilla, en un instante t y a una distancia r como:

$$\dot{D}_{TG43+HETEROGENEIDADES}(r,t) = \begin{cases} S_K(t) * \Lambda * \left(\frac{G_I(r,\theta_0)}{G_I(r_0,\theta_0)}\right) * g_I(r) * \Phi_{an}(r) * T(10 * r) & \text{si } r \geq r_{\min} \\ S_K(t) * \Lambda * \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 * g_p(r_{\min}) * \left(\frac{g_I(r)}{g_I(r_{\min})}\right) * \Phi_{an}(r_{\min}) * T(10 * r) & \text{si } r < r_{\min} \end{cases} \quad (8)$$

La placa utilizada en un implante cualquiera portará varias semillas, con diferentes posiciones en el espacio, por lo que para cada semilla i cargada en la placa, se obtiene la correspondiente distancia r_i , como:

$$r_i = \sqrt{(x_i)^2 + (y_i)^2 + (z_{\text{cálculo}} - z_i)^2} \quad (9)$$

En el caso particular de la semilla central se obtendría la expresión particular:

$$r_i = z_{\text{cálculo}} - z_i \quad (10)$$

La tasa de dosis en un punto $z_{\text{cálculo}}$, del eje perpendicular a la placa, debida a una placa cargada con n semillas será la suma de las contribuciones de cada una de las semillas según la ecuación (8), lo que se podría expresar como:

$$\dot{D}(z_{\text{cálculo}}, T_m) = \sum_{i=1}^{i=n} \dot{D}(r_i, T_m) \quad (11)$$

En esta expresión se ha introducido el valor T_m parámetro que es la suma de dos variables temporales t_{medio} y Δt . Este último es el tiempo transcurrido entre la fecha

de calibración y la fecha de inicio de tratamiento, mientras que t_{medio} , representa el instante en el que obtendríamos un valor de S_K tal que, si se considerara constante durante todo el tratamiento, la dosis depositada sería la misma que si se considerara la variación temporal de $S_K(t)$.

Para obtener el valor de t_{medio} hay que considerar la dependencia espacial y temporal e integrar la tasa de dosis en función del tiempo para obtener la dosis en el punto como:

$$D(r,t) = \Lambda * \left(\frac{G_I(r,\theta_0)}{G_I(r_0,\theta_0)}\right) * g_I(r) * \Phi_{an}(r) * \int_0^{t_{\text{tratamiento}}} S_K(t) dt \quad (12)$$

Si se hace la consideración expuesta anteriormente, $S_K(t_{\text{medio}})$ constante durante todo el tratamiento, la expresión quedaría como:

$$D(r,t) = \Lambda * \left(\frac{G_I(r,\theta_0)}{G_I(r_0,\theta_0)}\right) * g_I(r) * \Phi_{an}(r) * \int_0^{t_{\text{tratamiento}}} S_K(t_{\text{medio}}) dt \quad (13)$$

Las expresiones (12) y (13) son dos formas similares de escribir la dosis total del tratamiento. La dosis acumulada se corresponde, gráficamente, con el área bajo la curva de la función $S_K(t)$ multiplicada por factores independientes del tiempo, así ambas integrales se igualarían:

$$\int_0^{t_{\text{tratamiento}}} S_K(t) dt = S_K(t_{\text{medio}}) * t_{\text{tratamiento}} \quad (14)$$

Lo que gráficamente se representa en la fig. 2. Desarrollamos (14) para hallar t_{medio} :

$$\int_0^{t_{\text{tratamiento}}} S_{K_0} * e^{-\frac{\ln(2) * t_{\text{tratamiento}}}{T_{1/2}}} dt = \quad (15)$$

$$= S_{K_0} * e^{-\frac{\ln(2) * t_{\text{medio}}}{T_{1/2}}} * t_{\text{tratamiento}}$$

Se realiza la integración:

$$\frac{T_{1/2}}{\ln(2)} * \left(1 - e^{-\frac{\ln(2) * t_{\text{tratamiento}}}{T_{1/2}}}\right) = \quad (16)$$

$$= e^{-\frac{\ln(2) * t_{\text{medio}}}{T_{1/2}}} * t_{\text{tratamiento}}$$

Y se despeja t_{medio} de la ecuación 16:

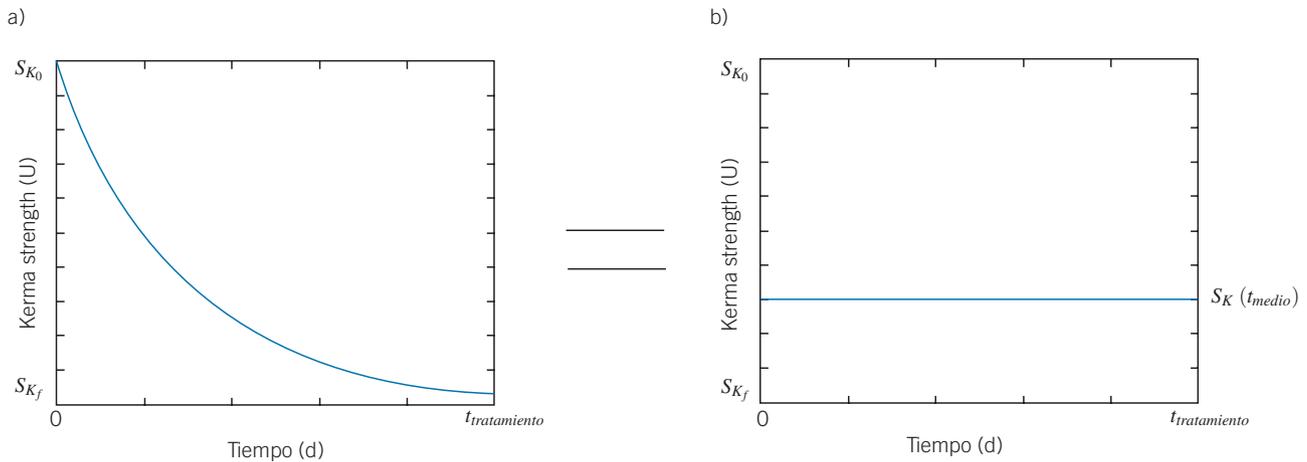


Fig. 2. a) Representación de la ecuación (2) para un tiempo de tratamiento $t_{tratamiento}$. b) Representación de la ecuación para un valor $S_K(t_{medio})$ constante durante todo el tiempo de tratamiento. El área bajo ambas curvas es la misma.

$$t_{medio} = \frac{T_{1/2}}{\ln(2)} * \ln \left(\frac{\ln(2) * t_{tratamiento}}{T_{1/2} * \left(1 - e^{-\frac{\ln(2) * t_{tratamiento}}{T_{1/2}}} \right)} \right) \quad (17)$$

T_m se define, por tanto como:

$$T_m = t_{medio} + \Delta t \quad (18)$$

Solucionado el problema de cálculo se diseñó la interfaz gráfica de la fig. 3. Esta es una captura de pantalla del programa tras realizar una verificación dosimétrica,

con las diferentes secciones necesarias para su funcionamiento:

- a. Datos del lote de fuentes (Tasa de Kerma de referencia en aire en la fecha de calibración) almacenados en un fichero externo.
- b. Datos de resultados previos del simulador para realizar la verificación.
- c. Selección de diferentes placas con sus distintas configuraciones de semillas
- d. Fecha de inicio del tratamiento, punto de interés a evaluar, dosis en el punto y tiempo total de tratamiento.

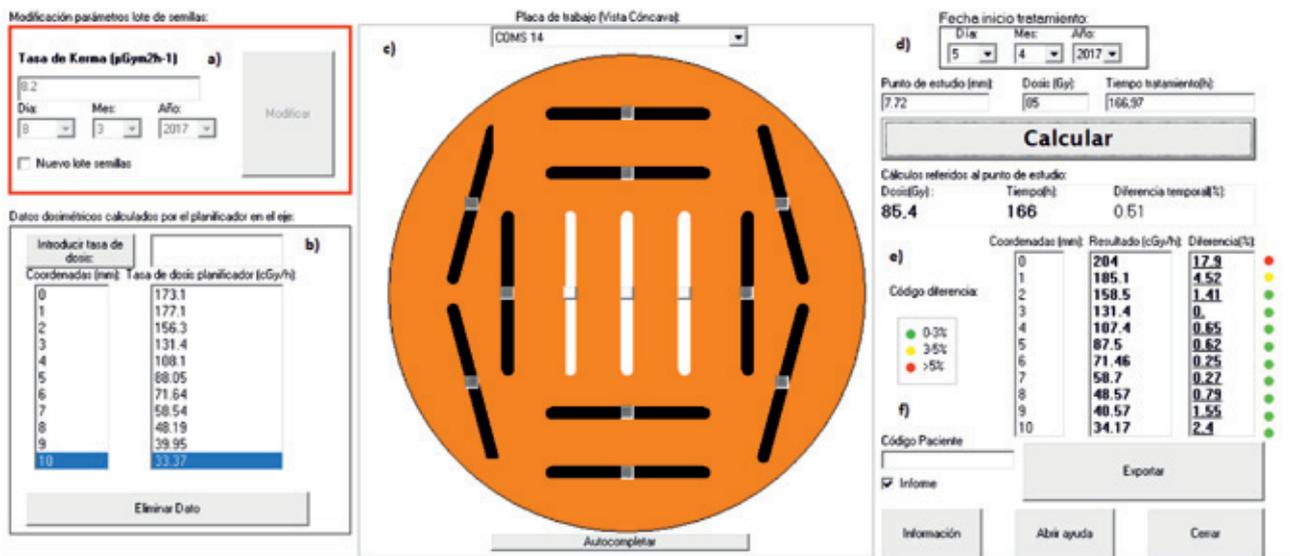


Fig. 3. Captura del programa realizado con las diferentes secciones señalizadas.

- e. Cálculo de tasa de dosis en (cGy/h) a diferentes distancias del eje perpendicular a la placa, la dosis en el punto de estudio y tiempo total de tratamiento calculado.
- f. Finalmente el software emite un informe en Microsoft Word ayudando a automatizar el control de calidad en los diferentes pasos del tratamiento y dispone también de un manual para su uso.

Para la utilización del programa, el primer paso es la introducción de los datos iniciales del lote de fuentes de ^{125}I . La tasa de kerma en aire y la fecha de calibración (fig. 3a). Estos datos se almacenan en un fichero externo. Cada vez que se emplee el mismo lote no será necesario reintroducir los valores ya que son cargados automáticamente al inicio del software.

La siguiente entrada de datos se refiere a los cálculos de tasa de dosis realizados por el planificador (fig. 3b). Estos valores se utilizan para la comparación.

Se necesita seleccionar la placa que se va a emplear. Esta versión del software admite las siguientes placas COMS: COMS 10, COMS 12, COMS 14, COMS 16, COMS 18, COMS 20, COMS 22, COMS 16 Notched, COMS 20 Notched (fig. 3c).

A modo de ejemplo en la (fig. 3c) se puede apreciar una posible configuración de tratamiento de la placa COMS 14. El alojamiento en blanco significa que no se encuentra la semilla de ^{125}I insertada en la placa para la realización del tratamiento. Los alojamientos en negro indican la carga de la semilla en dicha localización en la placa. La carga de semillas se realiza pulsando el centro de cada uno de los huecos y para la descarga se sigue el mismo procedimiento.

Mediante los menús desplegables se introduce la fecha de inicio del tratamiento (fig. 3d). También se suministra como dato de entrada el punto de interés para el cálculo, normalmente referido al ápex tumoral, la dosis en ese punto para la comparativa y el tiempo total de tratamiento (fig. 3d).

Los resultados completos del software verificador se pueden observar en la (fig. 3e). Estos son: tasa de dosis en el eje perpendicular de 0 a 10 mm en pasos de 1 mm, dosis en el punto de interés y tiempo total de tratamiento. También se obtienen en la misma figura

las diferencias relativas entre el software simulador y el software verificador y se tiene acceso al informe y al manual de uso de la aplicación.

Una vez desarrollada la aplicación se realizó un estudio retrospectivo para la validación de la misma, evaluando la tasa dosis en el eje perpendicular central a la placa, siendo el punto empleado como referencia para la comparativa el situado a 5 mm.

Resultados

En la tabla 1 se presentan las diferencias máximas relativas para los diferentes ajustes con respecto a los valores tabulados en la literatura.^{12,13} Los valores mostrados en dicha tabla permiten afirmar que se trata de un ajuste preciso ya que la diferencia entre los valores y las funciones de ajuste son inferiores al 1% lo que justifica el uso de estos valores en el cálculo redundante, en el que una tolerancia de $\pm 2\%$ en el eje central de la placa se puede considerar aceptable.¹²

En la fig. 4 y en la fig. 5 se representan los ajustes de las funciones $g_I(r)$ y $\Phi_{an}(r)$, respectivamente, junto a los valores tabulados para dichas funciones en el TG43.¹² De igual forma en la figura 6 se representa el ajuste de la función $T(r)$ junto con los valores recogidos en el TG129.¹³ En cada una de ellas se indican también los parámetros de dichos ajustes definidos en las ecuaciones (5), (6) y (7).²

Los resultados del estudio retrospectivo realizado para un total de 67 pacientes se analizaron comparando diferencias relativas fig. 7 y absolutas fig. 8 con respecto al cálculo del simulador. Se observa en estas gráficas que el número de pacientes con diferencias mayores tanto relativas como absolutas es reducido. En particular, ninguno de los pacientes verificados presenta diferencias relativas mayores del 5% y en menos del 9% fig. 7 de los casos se obtienen diferencias relativas entre el 3% y el 5%. De igual forma, si observamos la fig. 8 menos del 12% presenta diferencias de tasa mayores de 4 cGy/h.

Discusión

Los resultados obtenidos muestran que la aplicación, y el cálculo simplificado implementado, son válidos para el objetivo para el que se ha desarrollado, servir como herramienta de verificación de los tratamientos.

Los ajustes empleados para las funciones $g_I(r)$, $\Phi_{an}(r)$ y $T(r)$ se han escogido buscando la mínima diferencia entre los valores tabulados del TG43,¹² el TG129¹³ y las correcciones por heterogeneidades¹¹ con los obtenidos con las funciones analíticas propuestas, evitando funciones con divergencias entre valores tabulados y en las extrapolaciones. Las pequeñas diferen-

Tabla 1. Diferencias máximas relativas y valores de coeficientes de regresión del ajuste para las funciones $g_I(r)$, $\Phi_{an}(r)$ y $T(r)$.

Función	Diferencia máxima (%)	R^2
$g_I(r)$	0.75	0.9999
$\Phi_{an}(r)$	0.02	1
$T(r)$	0.1	1

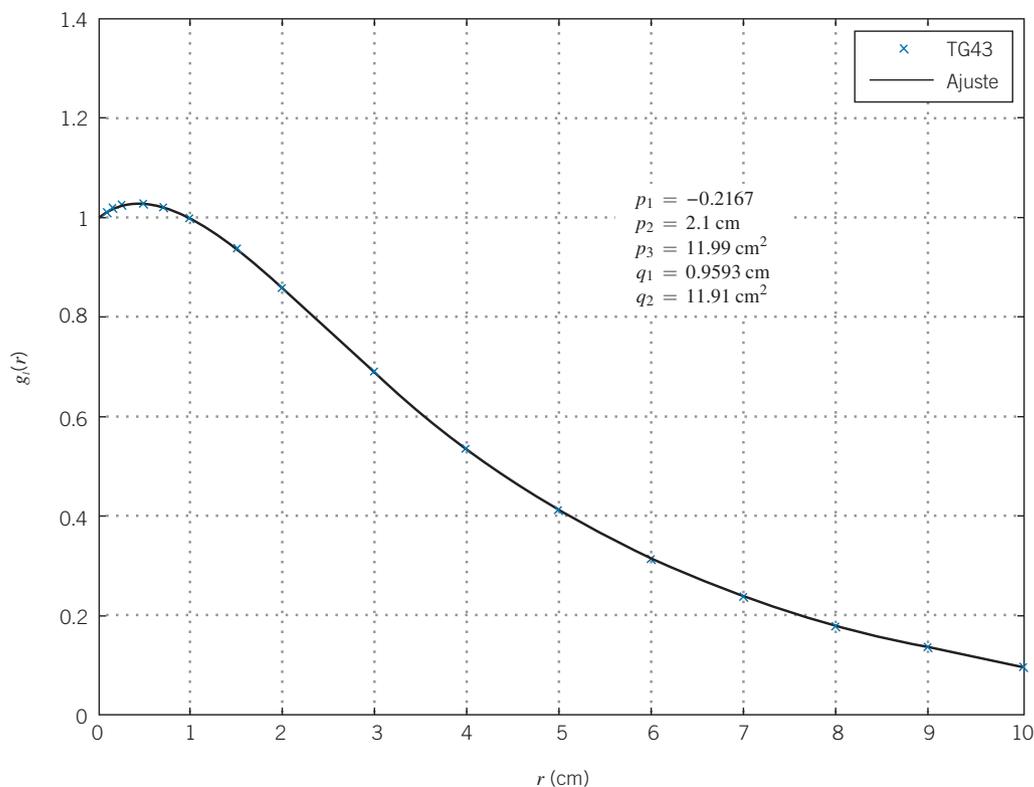


Fig. 4. Ajuste analítico de la función $g_l(r)$ según la ecuación 5. Se especifican los parámetros de ajuste. Las cruces representan los valores de la función tabulados en el TG43.¹⁰

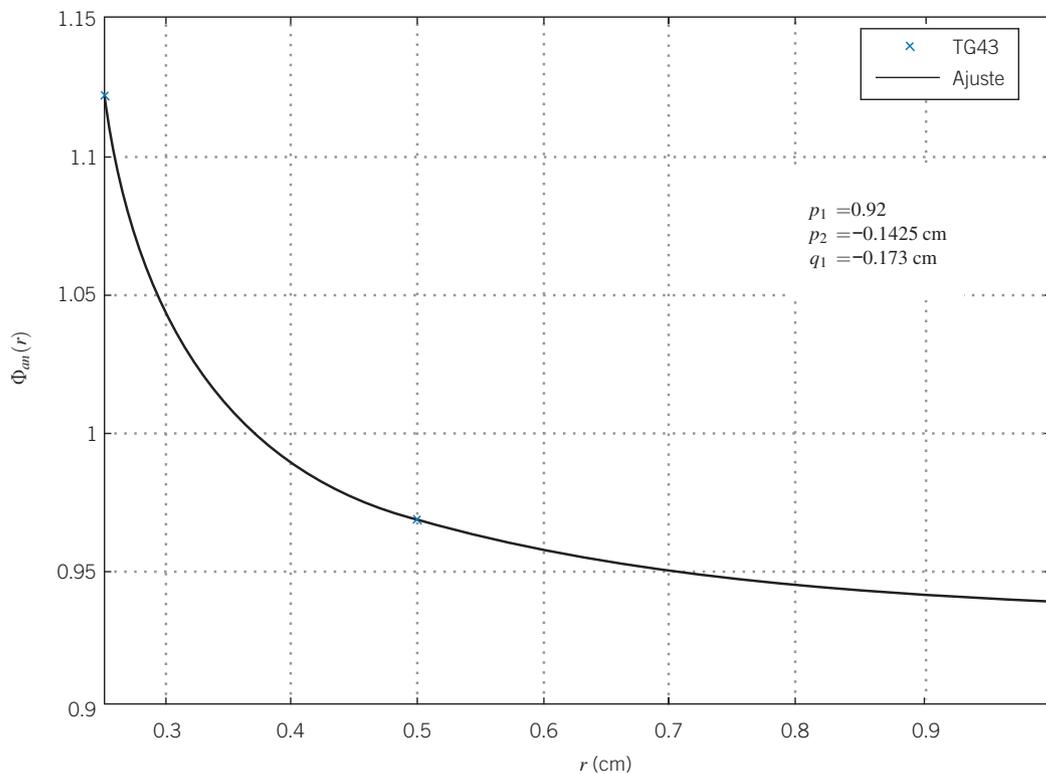


Fig. 5. Ajuste analítico de la función $\Phi_{an}(r)$ según la ecuación 6. Se especifican los parámetros de ajuste. Las cruces representan los valores de la función tabulados en el TG43.¹⁰

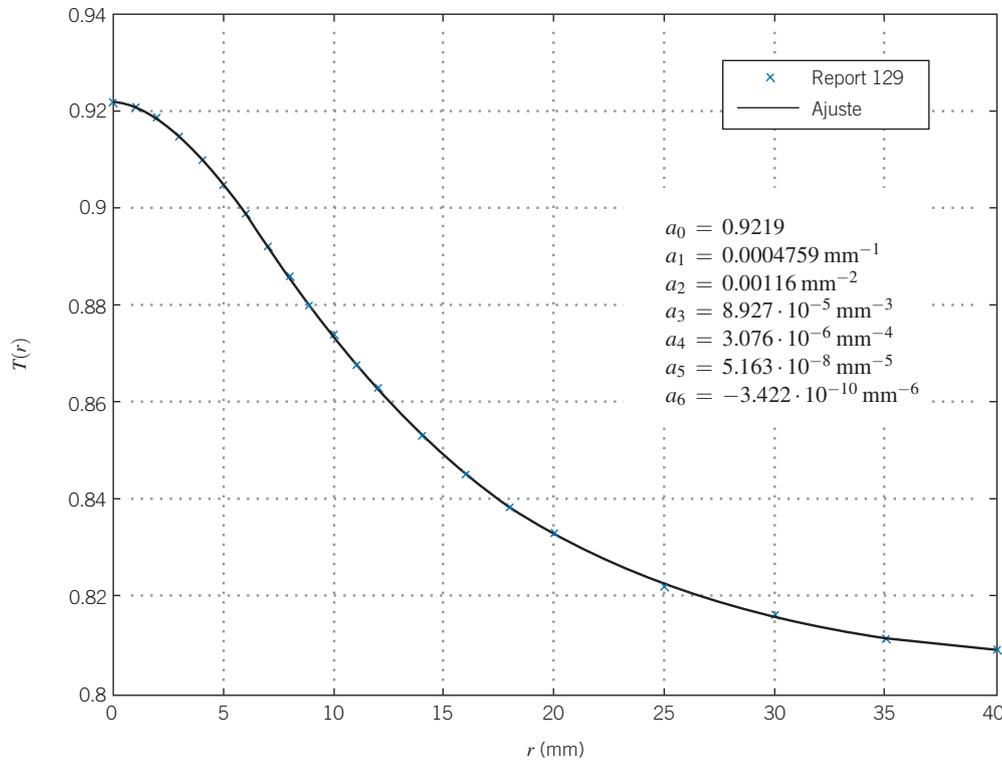


Fig. 6. Ajuste analítico de la función $T(r)$ según la ecuación 7. Se especifican los parámetros de ajuste. Las cruces representan los valores de la función tabulados en el Report 129.¹²

cias obtenidas (tabla 1) justifican los ajustes elegidos para dichas funciones.

Los cálculos que realiza la aplicación están referidos al eje perpendicular al centro de la placa, lo que en principio podría suponer una limitación de la misma, sin embargo, como indica Astrahan,¹¹ la diferencia entre la utilización de todas las correcciones por atenuación ($T(r)$, $A(r)$ y $t(d, \mu)$) y solo utilizar la primera de ellas influye de manera débil en los cálculos en el eje central

de la placa. Esto es debido a que, a distancias mayores de 3 mm, aproximadamente, el recorrido medio en el inserto de silicona (al calcular la distancia del centro de la semilla al punto de cálculo) se encuentra en el rango de 1 a 1.3 mm en puntos en el eje central de la placa. Esto justifica, además, que la prescripción al ápex tumoral sea una buena elección ya que esta distancia

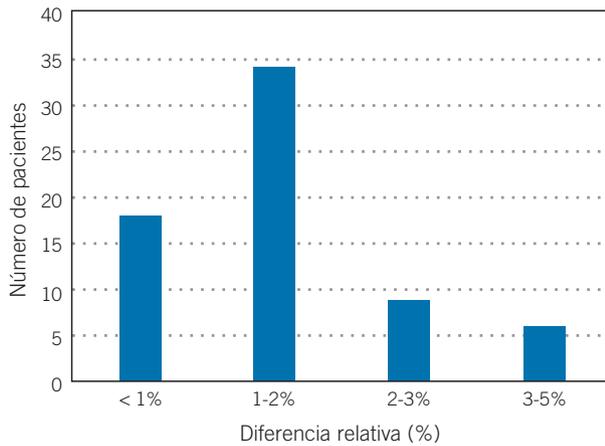


Fig. 7. Diferencia relativa en porcentaje de tasa de dosis entre la simulación y la verificación.

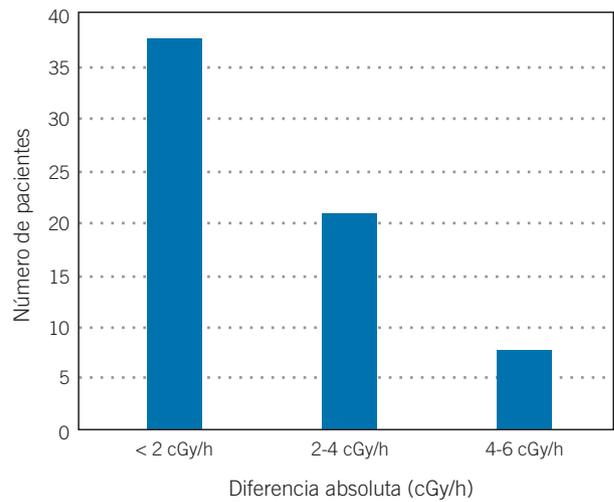


Fig. 8. Diferencia absoluta en tasa de dosis entre la simulación y la verificación.

se acerca a su mínimo (1 mm), por lo que se minimiza la incertidumbre dosimétrica al comparar el cálculo con el realizado sin considerar inhomogeneidades. El uso del cálculo en el eje central como herramienta de verificación, no supone, por tanto, una limitación significativa de la herramienta desarrollada.

Aunque, como hemos mencionado, las aproximaciones realizadas son válidas, pueden aparecer mayores incertidumbres cuando se utilicen placas de mayor diámetro y con insertos centrales no ocupados ya que, en estos casos, el camino recorrido d en el inserto de silicona para semillas alejadas del centro de la placa, puede ser significativamente mayor de 1 mm, por lo que desprestigiar la corrección $t(d, \mu)$ puede suponer una mayor incertidumbre.^{11,13}

A la hora de analizar si los resultados de la verificación se consideraban correctos, se estableció como nivel de acción que las diferencias de la tasa de dosis y el tiempo de tratamiento entre el cálculo y la verificación fueran inferiores al 5% en el punto de prescripción propuesto por las recomendaciones COMS.¹⁸ Este valor resultó coherente con los resultados obtenidos en el estudio retrospectivo realizado para la validación de la aplicación.

Conclusiones

Se ha desarrollado un software que permite realizar un cálculo redundante en braquiterapia oftálmica con semillas de I-125. Se han expuesto los diferentes formalismos y correcciones empleados y su adecuación para ser implementados en el software verificador.

El software se ha diseñado buscando que la interacción con el usuario sea simple y un entorno amigable de manera que posibilite su empleo en otros centros hospitalarios.

Se ha resuelto la necesidad de una herramienta para la mejora de la seguridad del paciente²⁻⁴ logrando de una manera sencilla obtener un cálculo redundante que sirve de comparativa con el fin de garantizar la calidad del tratamiento que se va a realizar.

Bibliografía

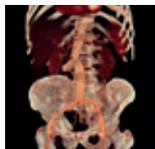
1. Frutos-Baraja JM, Saornil-Álvarez MA, Pérez-Calatayud J, Castillo-Belmonte A, López-Lara-Martín F. Estado actual y tendencias en investigación en la dosimetría de la braquiterapia episcleral. *Rev Fis Med* 2004;5(1):5-17.
2. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25(10):1773-1829.
3. Nath R, Anderson L, Meli J, Olch A, Stitt J y Williamson J. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the

AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. *Med Phys* 1997;24(10):1557-98.

4. Bidmead M, Briot E, Burger J, Ferreira I, Grusell E, Kirisits C et al. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. European guidelines for quality assurance in radiotherapy. 1 ed. Brussels: Jack Venselaar and José Pérez-Calatayud editores. ESTRO Booklet No. 8. 2004.
5. Delgado JM, García Vicente F y Millán Cebrián E. Protocolo para el Control de Calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes. Madrid: SEFM; 2005.
6. Pérez-Calatayud J, Arrans R, Frutos-Baraja JM, Guisasaola A, Macías J y Valverde J. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM *Revista de Física Médica* 2000;1(0):1-49.
7. Ferrando A, Pardo E, Castro J, De la casa MA, Cabello E, Díaz R et al. Implementación, resultados y experiencia de una verificación independiente de tratamientos de braquiterapia basada en el estándar DICOM. *Rev Fis Med* 2013;14(1):21-8.
8. Carmona V, Pérez-Calatayud J, Lliso F, Richart J, Ballester F, Pujades-Claumarchirant MC et al. Confección de un programa para la verificación independiente de los cálculos de los sistemas de planificación en braquiterapia. *Rev Fis Med* 2010;11(1):55-9.
9. Lliso F, Pérez-Calatayud J, Carmona V, Ballester F, Candela F, López-Tarjuelo J et al. Verificación independiente de los cálculos del Sistema de Planificación en implantes permanentes de próstata. *Rev Fis Med* 2006;7(1):17-21.
10. Packer J. Verification of ophthalmic brachytherapy treatment planning. *Australas. Phys Eng Sci Med* 2001;24(3):177-80.
11. Astrahan MA, Improved treatment planning for COMS eye plaques. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2005; 61(4):1227-42.
12. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson W, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004;31(3):633-74.
13. Chiu-Tsao ST, Astrahan MA y Finger PT. Dosimetry of 125I and 103Pd COMS eye plaques for intraocular tumors: Report of Task Group 129 by the AAPM and ABS. *Med. Phys.* 2012;39(10):6161-84.
14. International Commission on Radiation Units and Measurements. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU 38. Bethesda. MD. 1985.
15. International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. ICRU 60. Bethesda. MD. 1998.
16. King RP, Anderson RS y Mills MD. Geometry function of a linear brachytherapy source. *J Am Coll Med Phys.* 2001;2(2):69-72.
17. Zerda A, Chiu-Tsao ST, Lin J, Boulay LL, Kanna I, Kim JH et al. ¹²⁵I seed eye plaque dose distribution including penumbra characteristics. *Med Phys.* 1996;23(3):407-18.
18. Collaborative Ocular Melanoma Study Group: COMS Manual of Procedures, Cap.12. PB95-179693. National Technical Information Service. Springfield. VA. Enero 1995.
19. Thomson RM y Rogers DWO. Monte Carlo dosimetry for ¹²⁵I and ¹⁰³Pd eye plaque brachytherapy with various seed models. *Med.Phys.* 2010;37(1):368-76.

¿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





Revisión de Artículos

Francisco Clemente*

Comité de Redacción.

Estimados amigos,

En este número contamos nuevamente con una selección de cinco comentarios sobre trabajos científicos publicados en revistas internacionales de reconocido prestigio en el campo de la física médica (en esta ocasión, todos los trabajos reportados han sido publicados en “Medical Physics”).

En el primero de ellos, en el área de radioterapia, Luis Brualla nos presenta la caracterización de una matriz de cámaras de ionización líquidas empleada para la verificación de alta resolución de tratamientos de radioterapia. El segundo, también en el área terapéutica, ofrecido por Marcelino Hermida, versa acerca de la medida de distribuciones de dosis proporcionadas por placas de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ mediante películas radiocrómicas en el ámbito de la braquiterapia oftálmica. La siguiente colaboración corre a cargo de Francisco Manchado, centrándose en las terapias con micro (MRT) y mini haces (MBRT). En el caso de la aplicación de dichas técnicas a tumores cerebrales, surgen posibles incertidumbres en la distribución de dosis debida a las pulsaciones cardio-sincrónicas, por lo que el estudio se centra en analizar dicho problema. Para el cuarto de los estudios presentados se ha tomado el trabajo de Antonio González, en el área imagen, donde se analiza el efecto del ruido en cálculos de MTF empleando diferentes maniqués. El último de los trabajos, en el área de medicina nuclear, nos acerca al estudio de las limitaciones y mejoras en la calidad de imagen PET empleando algoritmos bayesianos penalizados, en tomógrafos con cristales BGO.

Esperamos que las contribuciones presentadas os resulten interesantes. Muchas gracias a todos, especialmente a los compañeros que han ofrecido su contribución para la elaboración de la presente sección.

* Correspondencia
Email: pclementegutierrez@gmail.com



Development and clinical characterization of a novel 2041 liquid-filled ionization chambers array for high-resolution verification of radiotherapy treatments

Brualla-González L, Vázquez-Luque A, Zapata M, González-Castaño DM, Luna-Vega V, Guiu-Souto J, Prieto-Pena J, García T, Granero D, Vicedo A, Roselló J, Pombar M, Gómez F, Pardo-Montero J
 Med Phys 2018;45:1771-81.

Luis Brualla González

Servicio de Radiofísica, ERESA, Hospital General Universitario de Valencia, Avd. Tres Cruces 2, 46014, Valencia, Spain.

lbrualla@eres.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Me gustaría poder distinguir entre la motivación para la realización del trabajo y la motivación para la realización del artículo. El trabajo surge a partir de la línea en dosimetría del Grupo de Investigación en Radiofísica de La Universidad de Santiago (GIR). Tras haber realizado, a partir de la tecnología de cámaras líquidas, una microcámara, una matriz lineal y una matriz de detectores de superficie para radiocirugía llegaba el momento de dar el salto a un detector de mayores dimensiones. Se planteaba así el objetivo de la verificación de tratamientos con volúmenes blanco de dimensiones características de hasta 10 cm con la posibilidad añadida de analizar perfiles en control de calidad superiores a los 20 cm. Todo ello realizado con alta resolución, empleando detectores de $2.5 \times 2.5 \text{ mm}^2$ sin zonas muertas de separación. El planteamiento se complicaba, aún más, con la inclusión dentro de los tratamientos a verificar, de técnicas donde los haces empleados no disponen de filtro aplanador y para los cuales la dosis por pulso es sensiblemente superior a los haces con filtro aplanador.

En cuanto a la realización del artículo, diversas son las motivaciones que conducen al mismo. Por un lado, está la puramente científica, dar a conocer las propiedades de un nuevo sistema de dosimetría y por otro, culminar el trabajo desarrollado para la presentación de mi tesis doctoral. Aunque cualquiera de las dos pueda ser necesaria, sin embargo, por sí solas no son suficientes. Sí lo es, sin embargo, reflejar la actividad desarrollada por un grupo de personas desde el plano de la investigación y desde el plano clínico. Por encima de todo, esto es lo que subyace en el trabajo realizado: recoger la aportación de un grupo de investigación en Física Médica (en el cual se encuentran mis directores de tesis Juan Pardo y Faustino Gómez) y un grupo de aplicación clínica, compuesto fundamentalmente por mis compañeros del Hospital General Universitario de Valencia bajo la dirección de Joan Roselló. Sin la contribución de muchas personas no es factible llevar a término una tarea de estas características (tanto para la fabricación del equipo como para el control del entorno clínico donde éste se aplica).

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

Por encima de todo está el hecho de trabajar con un prototipo. En primer lugar, vaya por delante, que es un privilegio. En segundo lugar... todo lo demás. Hay que ajustar parámetros para adaptar el equipo a la situación que se afronta, modificar la arquitectura... Puede hacerse un diseño, realizar una caracterización y llegados a un punto observar que se produce una falta de estabilidad en el comportamiento. En ese momento hay que buscar cual es la fuente del problema, subsanarla y vuelta a empezar hasta la siguiente limitación, con la esperanza de que la próxima vez el impacto sea menos relevante. Al final, eso sí, la recompensa es mayúscula al comprobar que los resultados son los deseados y además se mantienen en el tiempo.

Hay que decir, en ese sentido, que ayuda mucho el incremento gradual de la complejidad, abordando primero el reto de diseños menos exigentes en cuanto a construcción, comprobar su rendimiento y a continuación, dar el siguiente paso en dificultad.

La caracterización específica del equipo, sobre todo es puntillosa, metódica, pero en cierta medida se va siguiendo un camino ya perfilado con la experiencia adquirida en dispositivos anteriores, tanto en el proceso de medida como en el análisis de las mismas.

Desde un punto de vista global, la verificación de tratamientos con haces sin filtro aplanador ha sido la parte que mayor satisfacción me ha proporcionado.

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

Fundamentalmente la adaptación del equipo de medida para su utilización en control de calidad en radioterapia. Hablamos de realizar un equipo de dosimetría, refinarlo y evolucionarlo hasta poder ofrecer un producto con aplicación directa en el día a día de un servicio de Radiofísica. En este trabajo se establece un punto de referencia para todo aquel que pretenda utilizar a posteriori este detector de alta resolución.

En particular, la comprobación de la adecuación del sistema para la verificación de haces y tratamientos sin filtro aplanador utilizando una matriz de detectores de cámaras líquidas ha sido la piedra de toque del conjunto.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En esencia, demostrar que se ha obtenido un equipo que puede ser trasladado a la aplicación clínica con unas prestaciones dosimétricas muy elevadas. De hecho, a partir del grupo de investigación de Santiago se ha originado una empresa “spin off” que comercializa este sistema. Plantearse el objetivo de elaborar un equipo de dosimetría y llevarlo a cabo es una tarea titánica cuando el esfuerzo se realiza desde entornos puros de investigación en lugar de abordarlo en el seno de empresas fabricantes ya consolidadas. En ese sentido me considero un privilegiado por haber podido formar parte de esa experiencia. Desde mi perspectiva, animo al resto de socios de la SEFM a poner en valor lo que supone que compañeros nuestros hayan podido desarrollar semejante capacidad para poder aprovechar su experiencia.

Por último, es de ley reconocer el papel que mi empresa, ERESA, ha desempeñado en todo el proceso, proporcionando estructura, medios y soporte. En los tiempos que corren la búsqueda de sinergias positivas para las partes implicadas es un arte no reconocido que debería resultar una obligación. Cuando estas tienen lugar, deben ser reconocidas y aplaudidas pues su proliferación nos beneficia a todos.



Absorbed dose distributions from ophthalmic $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ plaques measured in water with radiochromic film

Hermida-López M, Brualla L
Med Phys 2018;45:1699-707.

Marcelino Hermida López

Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Vall d'Hebron (Barcelona).
mhermida@vhebron.net

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La braquiterapia oftálmica con placas de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ se utiliza principalmente para el tratamiento del melanoma coroidal y de retinoblastoma, presentando buenos resultados clínicos. Dado que la posición del tumor puede ser muy próxima a estructuras sensibles del ojo como el nervio óptico y la fovea, es esencial tener un conocimiento detallado de la distribución de dosis producida por la placa. No existe un método recomendado para determinar experimentalmente las distribuciones de dosis producidas por las placas, por lo que muchos usuarios se ven forzados a confiar en la información proporcionada por el fabricante, con una incertidumbre standard del 10%. Además, se han reportado variaciones de hasta un 25% respecto a la distribución ideal en la distribución de dosis entre placas del mismo modelo (M. Eichmann, “Inhomogeneous Surface Dose Distributions of ^{106}Ru Eye Plaques”, Ocul. Oncol. Pathol. 4(1), 21–22 (2018)), debido a una deposición inhomogénea del radioisótopo durante la fabricación. Debido a estos motivos, nos propusimos desarrollar un método experimental práctico para determinar la distribución de dosis de las placas, en planos perpendicular y paralelo al eje de la placa, utilizando película radiocrómica.

Desde un punto de vista más práctico, este artículo es una continuación natural de un trabajo publicado en Med Phys (M. Hermida-López, “Calculation of dose distributions for 12 $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ophthalmic applicator models with the PENELOPE Monte Carlo code”, Med. Phys. 40(10), 101705 (2013)), donde obtuve mediante simulación Monte Carlo la distribución de doce modelos de placas de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$, y que fue reseñado anteriormente en esta revista. Ese artículo fue el punto de partida de mi tesis doctoral sobre la dosimetría de las placas

de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ (M. Hermida-López, Improvements to the dosimetry of $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ophthalmic plaques: Monte Carlo simulations and radiochromic film measurements (Tesis doctoral. Universität Duisburg-Essen, 2016). Disponible en <https://duepublico.uni-duisburg-essen.de/servlets/DocumentServlet?id=43110&lang=en>), dirigida por el Priv.-Doz Dr. Lorenzo Brualla, coautor del presente artículo. El capítulo final de la tesis se corresponde con el artículo reseñado.

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

Los mayores retos fueron el diseño del montaje experimental, y el estudio de las incertidumbres asociadas. Queríamos encontrar un método experimental que cumpliera varios requisitos: 1) que fuese práctico, utilizando equipamiento y accesorios fácilmente disponibles en un departamento de física médica; 2) que permitiese medir la dosis absorbida directamente en agua, para evitar la incertidumbre asociada a la conversión de maniquí plástico a agua; y 3) relacionado con el anterior, que evitase el uso de maniqués sólidos adaptados a las placas, que no están disponibles en la mayoría de centros. Fue necesaria una fase de ensayo y error probando diversos montajes hasta encontrar la disposición propuesta en el artículo.

Por otro lado, hicimos un gran esfuerzo para estimar de la forma más rigurosa posible las fuentes de incertidumbre experimental. Entre otras contribuciones, estimamos mediante simulación Monte Carlo la influencia del material del maniquí en la dependencia energética de la película radiocrómica EBT3 utilizada en las medidas. Este estudio se publicó como nota técnica en *Med Phys* (M. Hermida-López, L. Lüdemann, A. Flühs, and L. Brualla, "Technical Note: Influence of the phantom material on the absorbed-dose energy dependence of the EBT3 radiochromic film for photons in the energy range 3 keV–18 MeV," *Med. Phys.* 41(11), 112103 (2014)).

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

El resultado principal es el desarrollo de un método experimental práctico para determinar distribuciones 2D de dosis producidas por las placas de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$, y muy cerca de la placa (hasta unos 2 mm). No precisa maniqués sólidos, que no están al alcance de la mayoría de centros, y basta con equipamiento básico que se encuentra en cualquier departamento de física médica. Las medidas ofrecen buena concordancia con los certificados de calibración y simulaciones Monte Carlo publicadas previamente. La incertidumbre experimental obtenida es del orden o menor que la reportada por otros autores y por el fabricante de las placas.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El método propuesto puede facilitar a los usuarios el control de calidad preclínico de las placas. El Task Group 167 de la AAPM (R. Nath, M.J. Rivard, L.A. DeWerd, et al., "Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications: Report of Task Group 167," *Med. Phys.* 43(6), 3178–3205 (2016)). recalca la importancia de tener una buena caracterización de la distribución de dosis producida por fuentes de braquiterapia, ya sea con simulaciones Monte Carlo o con medidas experimentales. Ya que está reportado que puede haber diferencias apreciables en la distribución del radioisótopo entre distintas placas del mismo modelo, el método propuesto puede ayudar a los usuarios de las placas a seguir las recomendaciones del Task Group 167.



Impact of cardio-synchronous brain pulsations on Monte Carlo calculated doses for synchrotron micro- and mini-beam radiation therapy

Manchado de Sola F, Vilches M, Prezado Y, Lallena AM
 Med Phys 2018;45:3379-90.

Francisco Manchado de Sola

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Juan Ramón Jiménez, Ronda Exterior Norte, s/n, E-21005 Huelva, Spain.
franciscomanchadodesola@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Las terapias con micro- (MRT) y mini-haces (MBRT) se proponen como estrategias alternativas en el tratamiento de tumores particularmente agresivos, como el glioblastoma, que requieren impartir altas dosis en regiones relativamente extensas alrededor del tumor. En tales condiciones, la radioterapia convencional comprometería seriamente los tejidos normales y órganos de riesgo en las inmediaciones de la zona a tratar. Sin embargo, tanto MRT como MBRT usan combinaciones de haces sub- milimétricos de manera que la dosis impartida resulta fraccionada espacialmente, presentando una secuencia de picos y valles. Los tratamientos son tanto más eficientes cuanto más alta es la razón de dosis de picos a valles (PVDR): una baja dosis en los valles para preservar los tejidos normales y una alta dosis en los picos para conseguir el control tumoral. La viabilidad clínica de estas nuevas técnicas vienen investigándose desde hace algunos años en varios centros alrededor del mundo (el European Synchrotron Radiation Facility, el Brookhaven National Laboratory y el Australian Synchrotron).

En el caso de tumores cerebrales, una de las limitaciones más importantes para este tipo de terapias es la posible pérdida de definición en la distribución de dosis debida a las pulsaciones cardio-sincrónicas. A pesar de ello, hasta ahora no se había hecho un estudio sistemático y detallado del efecto de estas pulsaciones y del movimiento del cerebro en la dosimetría de MRT y MBRT. En este trabajo nos planteamos analizar ese problema, tratando de establecer consecuencias tan generales como fuera posible.

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

La principal dificultad con la que nos encontramos fue la de realizar las simulaciones considerando los haces de entrada en los que estábamos interesados. Los haces de MRT y MBRT están configurados como una secuencia de picos de cierta anchura, w , cuyos centros están separados por una distancia c-t-c. Con el fin de estudiar las distintas posibilidades que habían sido propuestas y/o analizadas en trabajos previos, consideramos campos de 1 cm \times 2 cm y 2 cm \times 2 cm, con $w = 25$ y 50 mm y c-t-c = 200 y 400 mm, para MRT, y $w = 600$ y 1000 mm y c-t-c = $2w$, para MBRT. Además de esto hay que tener en cuenta la velocidad de movimiento del cerebro, para la que escogimos el máximo valor reportado en la bibliografía, $v = 0.2$ cm/s, la dosis total impartida, D , y la tasa de dosis, \dot{D} . Dada la variedad de valores considerados en investigaciones anteriores para estas dos últimas cantidades, usamos el desplazamiento total del blanco durante la irradiación: $\delta = vD/\dot{D}$. Ésto permite explicar el efecto del movimiento del cerebro en términos de haces de entrada en los que los picos, en lugar de tener una subida y una bajada abruptas, presentan una "rampa" de entrada y otra de salida cuya pendiente está relacionada con δ , w y c-t-c.

Definido el problema de esta forma, el siguiente obstáculo fue realizar las simulaciones específicas ya que hacer una por cada configuración del haz de entrada habría sido imposible dado el tiempo de cálculo requerido. Para solventar ese problema se realizó una única simulación correspondiente a un haz con un solo pico de 1 mm de ancho, centrado en el campo de irradiación, en la que se determinó la dosis en un maniquí que representaba el cerebro, incluyendo el cráneo y la piel que lo envuelve. La dosis correspondiente a cada configuración de MRT o MBRT se reconstruyó a partir de la calculada en la simulación antes mencionada. Para comprobar la fiabilidad del método de reconstrucción diseñado se hicieron algunas simulaciones completas, encontrándose un buen acuerdo entre los resultados de aquel y los de estas.

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

En este estudio hemos cuantificado distintos efectos que, en general, pueden considerarse intuitivos. Como era de esperar, el efecto del movimiento cerebral reduce PVDR con respecto al valor que toma en el caso estático

en que dicho movimiento no se considere. Ese efecto es más importante en MRT que en MBRT, siendo posible recuperar valores de PVDR del orden del 80% del valor estático en MBRT y solo del 60%, como máximo, en MRT. Para un valor de w dado, PVDR disminuye al aumentar δ . Por otro lado, PVDR crece con w , tendiendo a un valor límite que varía entre 10 y 25, para MRT, y entre 7 y 9 para MBRT.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Dado el importante efecto que el movimiento cerebral debido a las pulsaciones cardio-sincrónicas en el caso de MRT, su aplicación a humanos requeriría la utilización de técnicas auxiliares como el *gating* cardíaco. Además, en este caso sería necesario realizar estudios biológicos específicos para valorar los efectos concretos que pudieran producirse por el uso de altas dosis totales. En MBRT se podrían utilizar configuraciones con dosis totales y tasas de dosis mucho más bajas que en MRT, lo que permite pensar que la técnica pudiera llevarse a cabo también con equipos de radioterapia convencional.

Los resultados cuantitativos del estudio realizado permiten establecer las configuraciones óptimas de tratamiento, de acuerdo a las características de la instalación concreta que se vaya a utilizar. Esto se hace en términos de límites de uso para la combinación de w , c-t-c y δ , por debajo de los cuales el efecto del emborronamiento compromete dosimétricamente el patrón de irradiación, los valores aceptables de PVDR y, como consecuencia, la ventaja clínica. Por tanto, nuestros resultados pueden servir de ayuda en la práctica clínica con estas técnicas radioterápicas.



Effect of noise on MTF calculations using different phantoms

González-López A
Med Phys 2018;45:1889-98.

Antonio González López

Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca, ctra. Madrid-Cartagena, 30120, El Palmar, Murcia.
antonio.gonzalez7@carm.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Este trabajo es la continuación de tres trabajos previos en los que se desarrollaban métodos de sobre-muestreo para el análisis de imágenes de patrones periódicos y se estudiaba su aplicación al cálculo de la MTF de un sistema de imagen. La motivación particular fue la determinación de expresiones que evaluaran la incertidumbre de los cálculos de MTF para diferentes métodos basados en patrones periódicos y para el método de borde, que se usa como referencia por ser el más utilizado en la actualidad y el recomendado por la CEI (Comisión Electrotécnica Internacional).

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

El principal reto fue el desarrollo de la teoría para obtener las expresiones. En la literatura existían expresiones para métodos basados en patrones no periódicos, como la rendija, el hilo o el borde. Estas expresiones se obtenían en el dominio continuo en un primer momento y se particularizaban para el caso discreto posteriormente. El enfoque al abordar este trabajo fue diferente, pues la propagación de incertidumbres desde el ruido en la imagen a los valores calculados de MTF se realizó directamente en el dominio discreto. Este enfoque facilitó el cálculo de las incertidumbres usando patrones periódicos, que no se había realizado anteriormente. Paralelamente se realizaron simulaciones de Monte Carlo para validar los resultados teóricos.

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

El resultado más importante del estudio es que los patrones periódicos proporcionan determinaciones de la MTF más exactas y precisas que el borde. Las diferencias se acentúan cuando los niveles de ruido en la imagen son altos y cuando las frecuencias a las que se calcula la MTF son también altas.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Actualmente el método de borde es el más utilizado en equipos de radiología convencional para el cálculo de la MTF. El desarrollo de algoritmos, software y maniqués para su aplicación en la práctica clínica se ha hecho fundamentalmente para este método. Por el contrario, los maniqués basados en patrones periódicos rara vez se emplean para algo más que una evaluación visual de la resolución del sistema. Por este motivo, su diseño y los materiales de los que están hechos no son tan adecuados para medidas cuantitativas, y no hay software disponible para el cálculo de la MTF. Los resultados del estudio sugieren explotar las ventajas de los maniqués periódicos en la determinación cuantitativa de la resolución espacial de un sistema de imagen. Para ello sería necesario el desarrollo de nuevos maniqués, con características técnicas más avanzadas que los existentes, y aplicaciones informáticas adaptadas a los patrones periódicos.



Phantom, clinical, and texture indices evaluation and optimization of a penalized-likelihood image reconstruction method (Q.Clear) on a BGO PET/CT scanner

Reynés-Llompart G, Gámez-Cenzano C, Vercher-Conejero JL, Sabaté-Llobera A, Calvo-Malvar N, Martí-Climent JM
Med Phys 2018;45:3214-22.

Gabriel Reynés Llompart

Unidad PET. Departamento de Medicina Nuclear, IDI. Hospital del Vall d'Hebron, Barcelona
Departamento de Física Médica, Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona.
Gabriel.reynes@idi.gencat.cat

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Los métodos de reconstrucción más usados a nivel clínico en PET son las distintas variaciones del OSEM (ordered-subset expectation maximization) con PSF (point-spread-function). Estos tienen un límite intrínseco en que para obtener una mejor cuantificación es necesario realizar muchas iteraciones, pero al iterar demasiado el ruido invade la imagen. Para evitar esto, se debe limitar las iteraciones y/o aplicar un post-suavizado a la reconstrucción; ambas soluciones implican un degradado en la cuantificación y definición (resolución) del estudio.

Desde hace ya bastante tiempo se está investigando de los algoritmos bayesianos penalizados, como una posible solución a estos problemas, aunque nunca se habían llegado a aplicar clínicamente por motivos varios. El algoritmo Q.Clear es la reciente implantación por parte de GE Healthcare de uno de estos algoritmos.

Usando este algoritmo el aspecto general de la imagen mejora, al igual que la cuantificación de lesiones, como se ha observado en varios estudios en un tomógrafo PET/CT con cristales detectores LYSO. No obstante, faltaba verificar el comportamiento en sistemas con cristales BGO y estudiar casos más generales con distintas relaciones de lesión-fondo y cuentas totales.

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

Probablemente lo más complejo fue relacionar los hallazgos en un maniquí, en donde las condiciones están muy controladas, con los resultados en pacientes reales para extraer conclusiones que tengan una aplicación clínica.

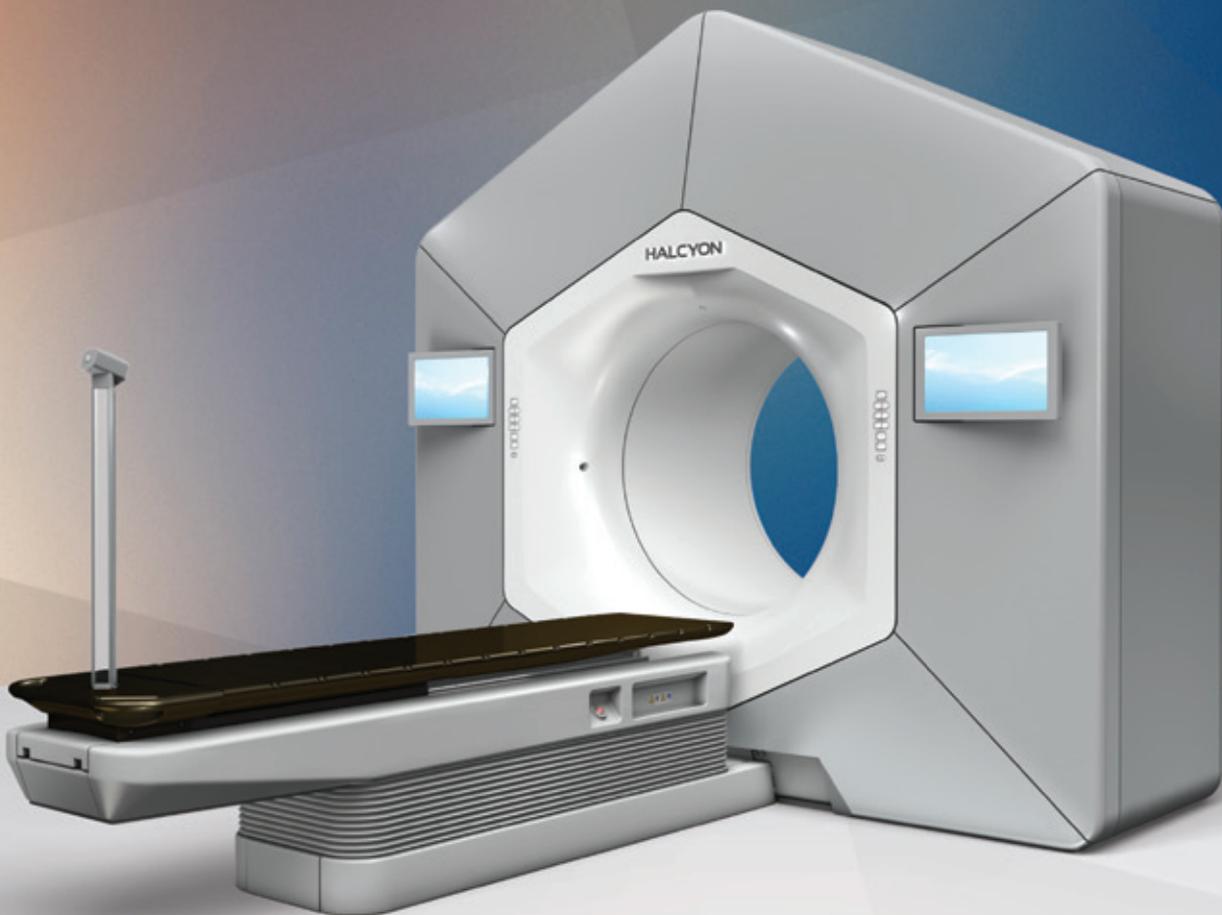
¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Definimos el impacto visual y cuantitativo del efecto de variar la penalización, en maniquí y pacientes reales, bajo distintas condiciones de concentración y actividad.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Obtener la imagen diagnóstica PET/CT de mejor calidad, al aportar los valores óptimos del parámetro de la penalización para la reconstrucción en estudios de torso y de cerebro en un sistema BGO; pero también concluimos que la reconstrucción ideal depende de la zona anatómica que se quiera adquirir. Por otro lado, advertimos que aumentar la penalización puede llevar a imágenes visualmente atractivas pero se corre el riesgo de obviar lesiones pequeñas.

HALCYON LO CAMBIA TODO



Varian está transformando la radioterapia desde todas las perspectivas. Con el sistema Halcyon, hemos diseñado una plataforma de tratamiento que combina: un alto nivel de atención al paciente, excelencia operacional y un diseño centrado en las personas, en un dispositivo compacto y a la vez muy potente. Esto supone, que es un sistema cómodo para los pacientes, intuitivo para los profesionales y transformador para las clínicas.

Más información: Varian.com/Halcyon

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

© 2017 Varian Medical Systems, Inc y Varian Medical Systems son marcas registradas. Halcyon es una marca registrada de Varian Medical Systems, Inc.

varian



Reseñas de tesis doctorales

Diego García Pinto*

José Luis Contreras González**

Comité de Redacción.

Este es el segundo número en el que aparece esta sección. Hemos incluido las tesis del campo de Física Médica que se han defendido en universidades españolas hasta el verano de 2018. Con ello prácticamente nos ponemos al día, de modo que cada número a partir de ahora, debería incluir los trabajos de los seis meses anteriores.

Al igual que hicimos en el número pasado hemos usado como fuente de información la base de datos TESEO del Ministerio de Educación, donde se deberían registrar todas las tesis que se defienden en España, y hemos seleccionando aquellas que incluyen entre sus palabras claves el término "Física Médica" (código de la clasificación de la UNESCO 240606). Somos conscientes de que en algunos casos no se suben los datos al TESEO, por lo que si fuera ese el caso os animamos a actualizarlo e incluir la clave "Física Médica" porque es un recurso de una utilidad enorme. Una vez seleccionadas las tesis, nos hemos puesto en contacto con autores y directores para solicitarles las reseñas y hemos incluido aquellas para las que hemos recibido respuesta. Os agradecemos a todos vuestro trabajo y esfuerzo para terminar en fecha con las reseñas. Intentaremos incluir en el próximo número las tesis que nos faltan y en los casos en los que no hemos recibido respuesta, animamos a los autores a que se pongan en contacto con nosotros directamente, ya que probablemente no hemos dado con la dirección de correo electrónico correcta.

La Dosimetría y Radioterapia son los temas que dominan en las tesis que se presentan en este número, reflejando a nuestro juicio la estrecha relación entre el desempeño profesional y el trabajo de investigación. También aparece un tema menos habitual como la aplicación de la Física al rendimiento deportivo. Os animamos a leer las reseñas y como siempre estamos abiertos a todas vuestras sugerencias y críticas.

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

** Facultad de Ciencias Físicas, UCM (jlcontreras@fis.ucm.es)



Validación del registro deformable de imágenes en radioterapia adaptativa

Autor: Rafael García Mollá

Directores: Dr Facundo Ballester Pallarés y Dr José Pérez Calatayud

Lectura: Mayo del 2017. Universitat de València.

En los últimos años, una de las áreas de mayor interés en la radioterapia ha sido la radioterapia adaptativa (ART), siendo la forma más versátil y eficiente de realizarla, mediante la utilización del registro deformable de imágenes (DIR). Una de las grandes dificultades para implementar la ART es la dificultad para validar los algoritmos de DIR. En esta tesis se ha validado el algoritmo híbrido del sistema de planificación computarizada (TPS) RayStation (v.4.0.1.4, RaySearch Laboratories AB, Stockholm, Sweden), para dos diferentes localizaciones (cabeza y cuello y próstata).

En los pacientes con cáncer de cabeza y cuello, para validar el algoritmo se utilizaron las distancias entre puntos de interés (POI) en la tomografía computarizada (TC) y los POIs seleccionados en las mismas áreas y proyectados desde las imágenes de tomografía computarizada de haz cónico (CBCT). Para determinar, en

términos de dosis absorbida la incertidumbre del DIR, se utilizó la propiedad de consistencia inversa (IC).

Para los pacientes de cáncer de próstata, se validó de nuevo el algoritmo híbrido en términos de dosis absorbida. En este caso, se seleccionaron veinte pacientes con cáncer de próstata. Se determinó la incertidumbre del DIR, con, o sin, la utilización de regiones de interés (ROIs) para guiar el algoritmo, comparando las dosis absorbidas de las ROI originales, con las corregidas y proyectadas desde de cada CBCT.

La incertidumbre en distancias de los pacientes de cabeza y cuello, estimada mediante el método de puntos, fue 1.7 ± 0.8 mm ($k = 1$). La distancia promedio obtenida con el método de IC, fue de 1.7 ± 0.9 mm. Esto nos permite obtener la incertidumbre del DIR en término de dosis absorbida mediante el método IC y como resultado se mostraron leves variaciones.

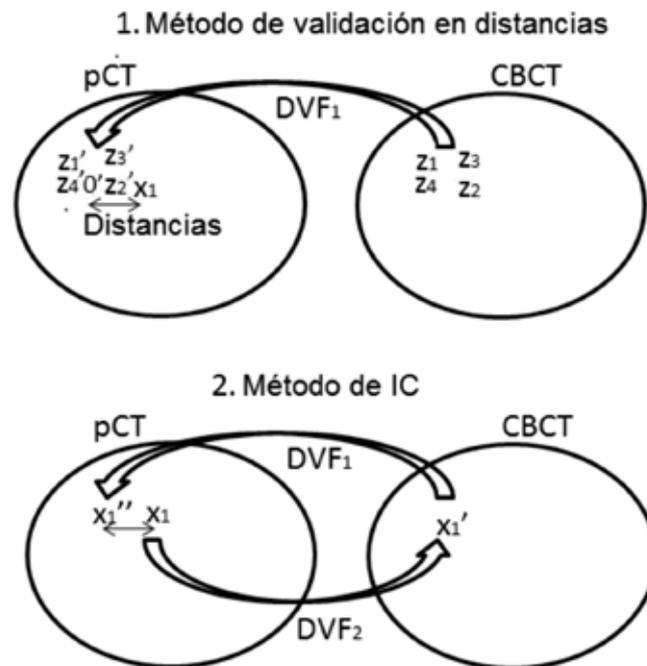


Fig. 1. En la parte superior del diagrama (1) se muestra el método de validación en distancias. La parte inferior del diagrama (2) muestra el método de consistencia inversa.

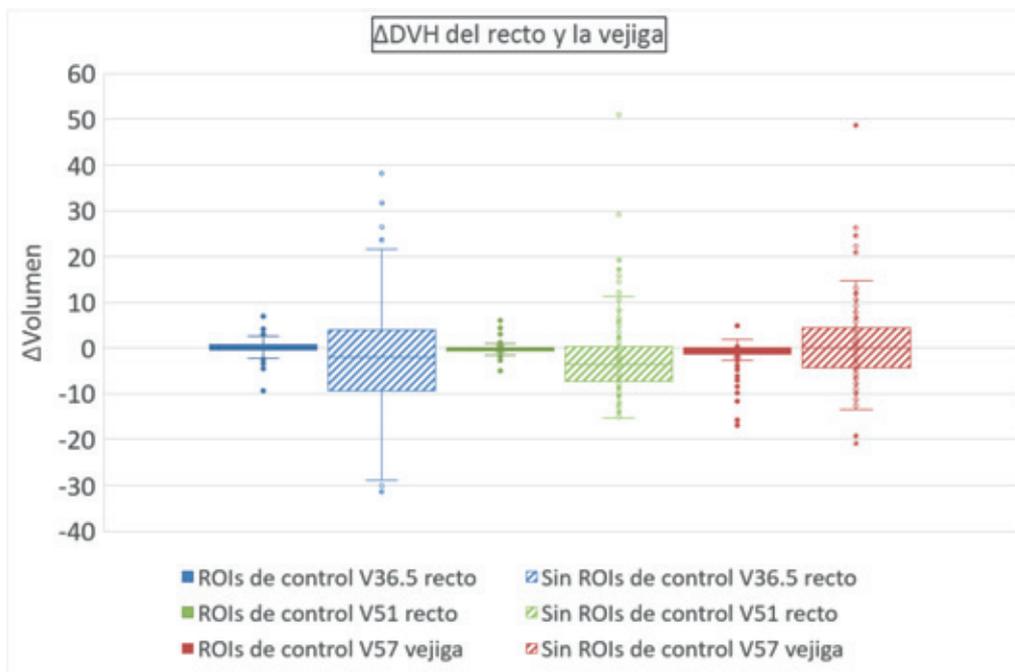


Fig. 2. Diagrama de barras y bigotes con la diferencia en porcentaje de volumen del histograma dosis-volumen (Δ DVH) para V51 y V36.5 para recto y V57 para vejiga.

En la localización de próstata, los resultados de las pruebas de Wilcoxon mostraron una mejoría para la media, la desviación estándar, el máximo y mínimo cuando se utilizan las ROIs de control, respecto a cuando no se utilizan.

Como conclusión, podemos señalar que este algoritmo es útil para la planificación de tratamientos de ART utilizando CBCT en pacientes con cáncer de cabeza

y cuello, aunque la incertidumbre introducida por el algoritmo debe tenerse en cuenta al adaptar un plan. Para los pacientes con cáncer de próstata, el algoritmo debe utilizarse con precaución cuando no se utilicen las ROIs de control. Por lo tanto, aconsejamos utilizar este, u otro método de validación del DIR, para cuantificar las incertidumbres en cada paciente en el que se va a aplicar ART.



Dosimetría en vivo en radioterapia empleando un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID)

Autor: Jaime Martínez Ortega

Directores: Dra Rocío Sánchez Montero y Dr Luis Núñez Martín

Lectura: 13 de diciembre de 2017. Universidad de Alcalá.

<https://www.educacion.es/teseo/mostrarRef.do?ref=1594707>

La tesis doctoral presentada tiene su origen en una publicación de esta misma revista,¹ en la cual se mostraba un procedimiento novedoso de dosimetría portal pretratamiento, basado en la utilización de las imágenes

TC del EPID y su posterior utilización como maniquí en el propio planificador. Ese procedimiento permite realizar la predicción de dosis portal con el mismo modelado y algoritmo de cálculo que se utiliza para el cálculo de

los tratamientos. Hasta la fecha, hemos obtenido muy buenos resultados dosimétricos en la verificación de tratamientos de IMRT (superiores al 97% para índice gamma con 3%, 3 mm), el método pero tenía dos limitaciones: sólo era válido para dosimetría relativa y no corregía la asimetría de los perfiles en el eje cráneo-caudal debida a la retrodispersión de los componentes metálicos del brazo del EPID, que ocasiona una sobre-corrección² en los perfiles medidos por el EPID Varian PortalVision aS1000.

Por otro lado, la dosimetría in vivo ha demostrado ser una herramienta muy potente en el control de calidad de los tratamientos radioterápicos. Diversos autores han trabajado en la utilización del EPID en la dosimetría in vivo, tarea no exenta de dificultades. El EPID aporta, a diferencia de otros sistemas, información bidimensional e, incluso tridimensional si se utilizan técnicas de retroproyección. En nuestro caso, hemos trabajado únicamente con distribuciones de dosis bidimensionales.

El trabajo consta de dos partes: en la primera, se modifica el procedimiento de dosimetría portal ya existente para salvar las restricciones mencionadas, es decir, conseguir obtener valores absolutos de dosis absorbida y corregir la retrodispersión del brazo. Los resultados de esta fase se publicaron en *Medical Physics*.³ En la segunda parte, se adapta esta filosofía a la dosimetría de tránsito, es decir, interponiendo un maniquí entre la cabeza del acelerador y el EPID.⁴ En este caso, ya no es plausible utilizar las imágenes TC

del EPID y se simula su presencia mediante una estructura virtual de distintas densidades en el planificador. La presencia del maniquí introduce nuevos retos, dado que el espectro energético varía considerablemente y, consecuentemente, la respuesta del silicio. Por tanto, es necesario introducir nuevas correcciones, en función del espesor equivalente a agua atravesado por el haz de radiación, la distancia de cada punto del EPID respecto del centro del mismo, la distancia fuente-superficie del maniquí y el tamaño de campo de tratamiento. El procedimiento desarrollado también tiene en cuenta las heterogeneidades del paciente, basado en la obtención de un mapa de espesores equivalentes (Fig. 1).

Para la validación de este procedimiento, se recurrió a la utilización de un maniquí antropomórfico, sobre el cual se planificaron distintos campos de tratamiento en localizaciones de cabeza, pulmón y pelvis, además de un tratamiento de IMRT en próstata.

Los resultados obtenidos para el índice gamma (5%, 3 mm) son próximos al 95% en las diferentes localizaciones, descendiendo este valor en las localizaciones de mediastino a valores entre el 80% y el 93%. Este descenso parece ser debido más a un mal acoplamiento entre las láminas del maniquí antropomórfico que a una limitación en la metodología, dado que existen áreas dentro del pulmón que superan el índice gamma.

La principal ventaja del procedimiento desarrollado es que puede implementarse con las herramientas habituales de cualquier Servicio de Radiofísica.

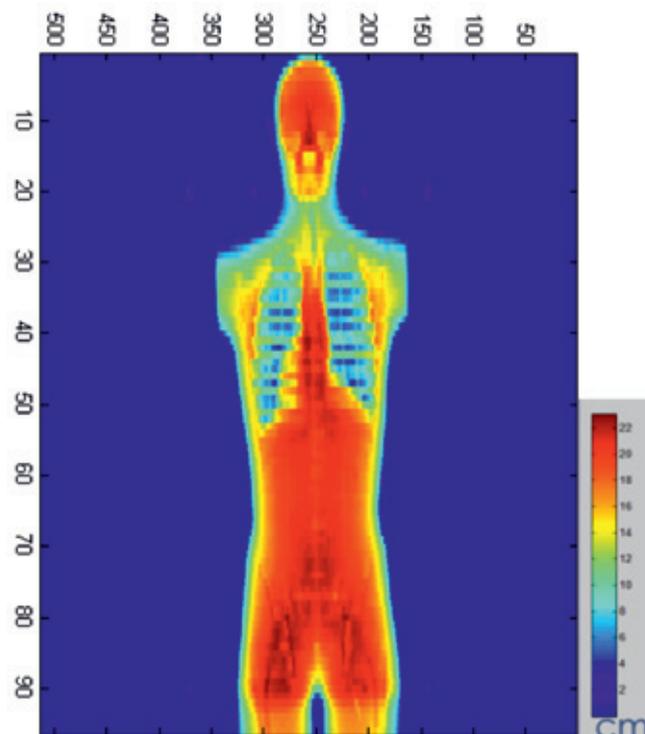


Fig. 1. Mapa de espesores efectivos del maniquí antropomórfico.

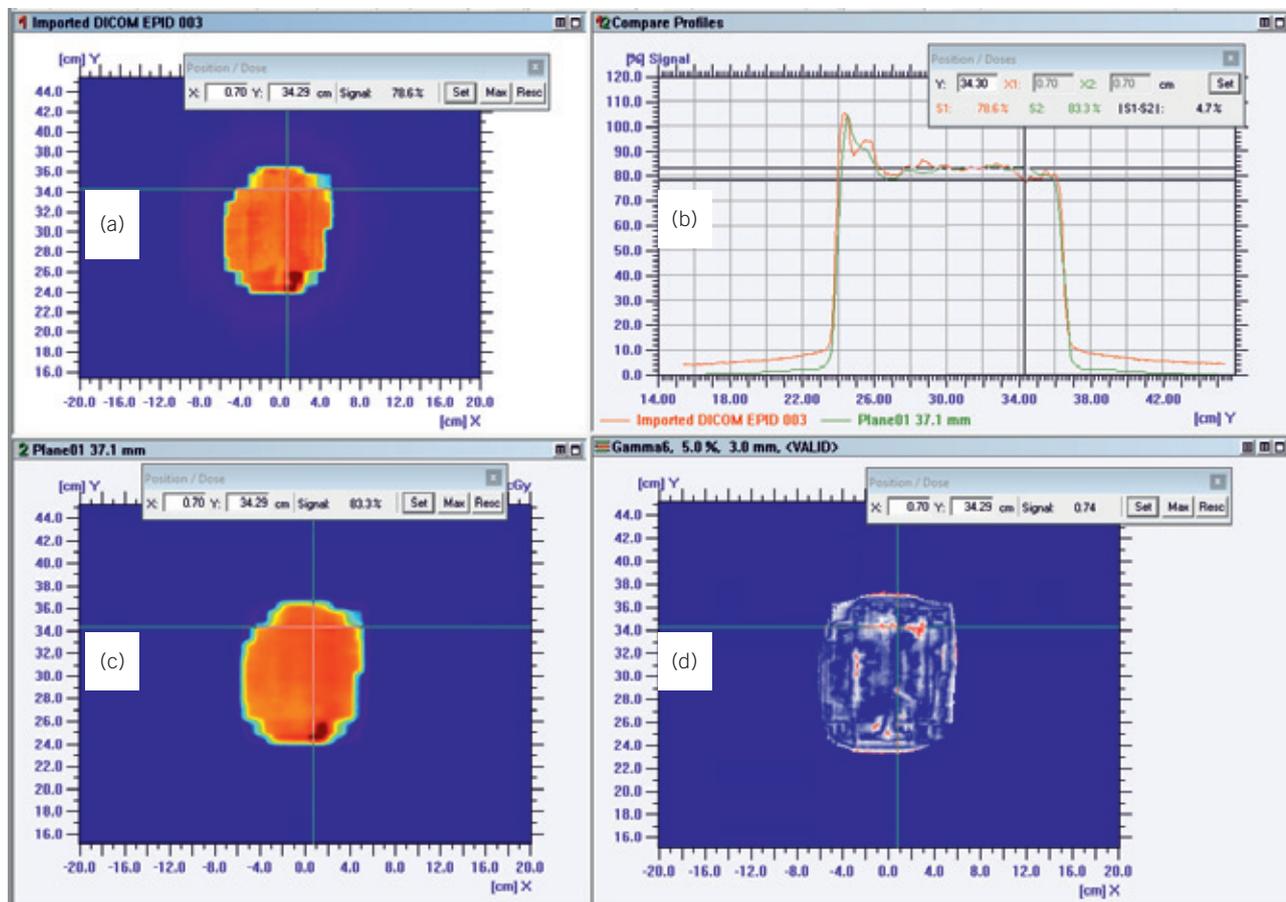


Fig. 2. Campo de tratamiento de próstata IMRT a través de maniquí antropomórfico. (a) medida obtenida con el EPID, (b) perfil craneo-caudal, (c) distribución calculada por el planificador, (d) resultado del análisis gamma (5%, 3 mm).

1. Martínez Ortega J, Quintana Paz A, Medrano J and Ispizua M. Predicción de la imagen portal con un algoritmo de superposición en la verificación de tratamientos de IMRT, *Rev Fis Med* (2011);12(2):103-12.
2. Ko JO Kim and Siebers JV. Investigation of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device, *Physics in medicine and biology* (2004);49(9):1723-38.
3. Martínez Ortega J, Gómez González N, Castro Tejero P et al. A Portal Dosimetry Dose Prediction Method Based On Collapsed-Cone Algorithm Using The Clinical Beam Model, *Med Phys* (2017);44(1):333-41.
4. Martínez Ortega J, Pinto Monedero M, Gómez González N et al. A collapsed-cone based transit EPID dosimetry method, *Phys Med* (2018);46(February 2018):75-80.



Optimización de la exposición médica y ocupacional en cardiología intervencionista mediante el uso de sensores de radiaciones ionizantes

Autor: José Manuel Ordiales Solís

Directores: Dr Fernando Javier Álvarez Franco y Dr Eliseo Vañó Carruana

Lectura: 27 de octubre de 2017. Universidad de Extremadura.

El objetivo del trabajo fue realizar un conjunto de acciones encaminadas a optimizar la dosis de radiación ionizante necesaria para la práctica de la Cardiología Intervencionista, tanto en lo relacionado con la dosis recibida por los pacientes (exposición médica) como con la dosis recibida por los trabajadores (exposición ocupacional). Para ello se utilizaron sensores de radiaciones ionizantes basados en tecnología de semiconductor y de ionización de gas que permitieron realizar el registro de parámetros dosimétricos. Según su diseño fueron utilizados para registro de dosis en haz directo y en haz de radiación dispersa.

La optimización de dosis se realizó mediante dos estrategias. La primera consistió en una reducción controlada de los parámetros de irradiación del equipo de rayos X generando una menor exposición a la radiación de pacientes y trabajadores compatible con la calidad de imagen adecuada. Se estableció como condición de trabajo inicial en fluoroscopia 7.5 pulsos/segundo, manteniendo el ancho de pulso y se redujo un promedio del 26% la dosis por imagen en adquisición (cine).

La variación de la calidad de imagen se evaluó mediante un test de control de calidad de uso habitual y se diseñó un método rápido para evaluación de imágenes clínicas obtenidas en procedimientos médicos. Se realizó un seguimiento exhaustivo durante 42 meses divididos en 5 periodos. Un total de 1019 procedimientos diagnósticos y 616 terapéuticos fueron evaluados. La segunda consistió en la evaluación de un sistema de protección complementario a los de uso habitual situado sobre el paciente y se realizó en dos fases. En primer lugar se realizó un experimento controlado sobre maniquí antropomórfico reproduciendo un procedimiento diagnóstico y se registró la dosis en las posiciones ocupadas habitualmente por el personal de sala. En segundo lugar se realizó un estudio aleatorizado con procedimientos médicos en pacientes con y sin material de protección y se registraron las dosis ocupacionales asociadas a cada uno de ellos.

Los resultados obtenidos con el nuevo protocolo de trabajo mostraron una reducción del 40% en los indicadores dosimétricos para muestras grandes de

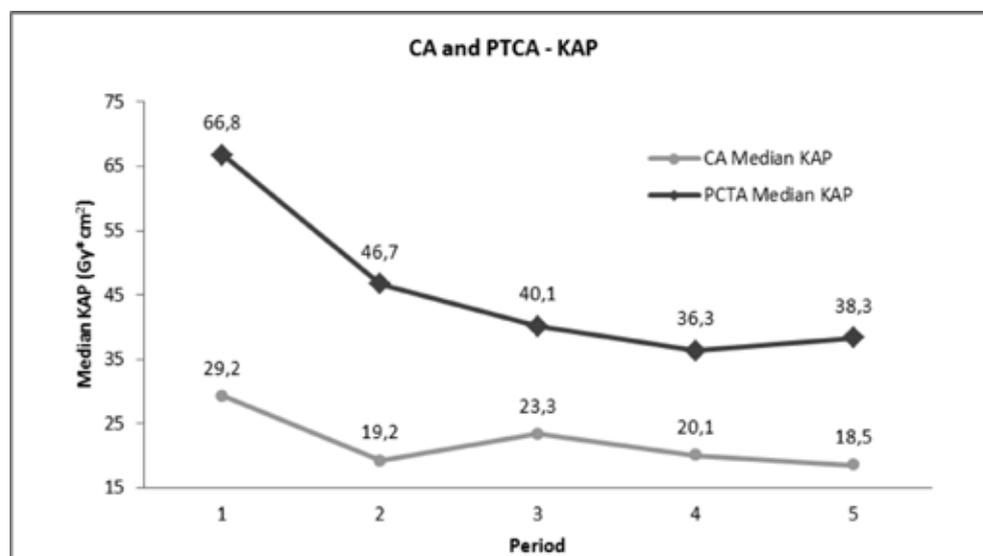


Fig. 1. Variación de los valores medios de KAP para CA (cardiac angiography) PTCA (percutaneous transluminal coronary angioplasty).

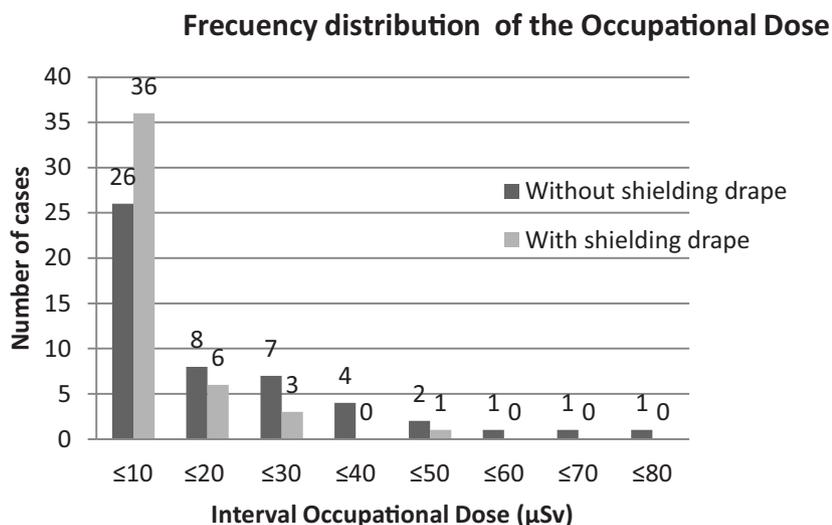


Fig. 2. Distribución de frecuencias de dosis ocupacional Hp[10] para cardiólogos en intervalos de 10 µSv.

procedimientos a lo que se añadió una reducción de la exposición ocupacional de un 50% con el uso del material complementario de protección. La tesis doctoral fue presentada como compendio de publicaciones

en el Programa de Doctorado de “Modelización y experimentación en ciencia y tecnología” de la Universidad de Extremadura.



Dosimetría y control de calidad con películas radiocrómicas en radioterapia externa

Autor: José Fernando Pérez Azorín

Directores: Dr Josep Martí Climent y Dr Luis Isaac Ramos García

Lectura: 23 de marzo de 2018. Universidad de Navarra.

https://dadun.unav.edu/bitstream/10171/51504/1/Tesis_PerezAzorin.pdf

Hoy día, la implantación de la radiografía digital y la retirada de las reveladoras han hecho inviable el uso de estos dosímetros para el control de calidad en radioterapia externa y ha potenciado el uso de las películas radiocrómicas que, al igual que las radiográficas, poseen una buena resolución espacial pero que no necesitan revelado.

El objetivo de la presente memoria ha sido investigar el empleo de las películas radiocrómicas en el contexto de la verificación de tratamientos complejos de radioterapia:

- Proponiendo un nuevo método de calibración.

- Mejorando las técnicas y los procedimientos que se usan en dosimetría a través de un nuevo método dosimétrico multicanal.
- Desarrollando un sencillo método dosimétrico basado en las propiedades ópticas de las películas radiocrómicas, de forma alternativa al método dosimétrico clásico.

En primer lugar, se ha desarrollado un procedimiento de calibración que tiene en cuenta las incertidumbres de las magnitudes implicadas, lo cual permite caracterizar con más precisión tanto la dosis inferida en una distribución 2D como su incertidumbre.

A continuación, utilizando todos los canales de información de la señal medida, se ha desarrollado un procedimiento dosimétrico multicanal que mejora de forma significativa los resultados obtenidos con los

métodos multicanal desarrollados hasta el momento, reduciendo el impacto negativo que producen los artefactos laterales sobre la distribución espacial de dosis a través del uso de la película sin irradiar.

De forma alternativa y analizando las propiedades ópticas del conjunto escáner-película, se ha desarrollado un sencillo método dosimétrico que, seleccionando el estado de polarización de la luz incidente, ofrece unos resultados aceptables sin necesidad de emplear correcciones parabólicas para reducir los artefactos laterales.

Este método no mejora el método multicanal propuesto por Pérez-Azorin et al. (2014), debido principalmente a que el mecanismo de corrección lateral ya está incluido en el proceso de dosimetría al usar la película sin irradiar. Sin embargo, el método multicanal es un proceso muy complejo ya que necesita el uso de la imagen no expuesta de cada película y resuelve un conjunto de ecuaciones no lineales para cada píxel.

Además, la dosimetría usando un polarizador lineal, preferiblemente por encima de la película, es una manera fácil y económica de corregir los efectos laterales, porque después de escanear la película irradiada, el usuario sólo tiene que aplicar la dosimetría de canal rojo convencional sin usar correcciones laterales parabólicas.

Finalmente, los resultados se han comparado con otros dos detectores que miden la dosis en un plano, una matriz de cámaras de ionización y el EPID. De los tres dosímetros, el único que permite medir la dosis de un tratamiento completo en un maniquí con suficiente resolución espacial es la película radiocrómica. Usando además el método multicanal propuesto los resultados, cuando se pueden comparar, son muy parecidos a lo que da el EPID.

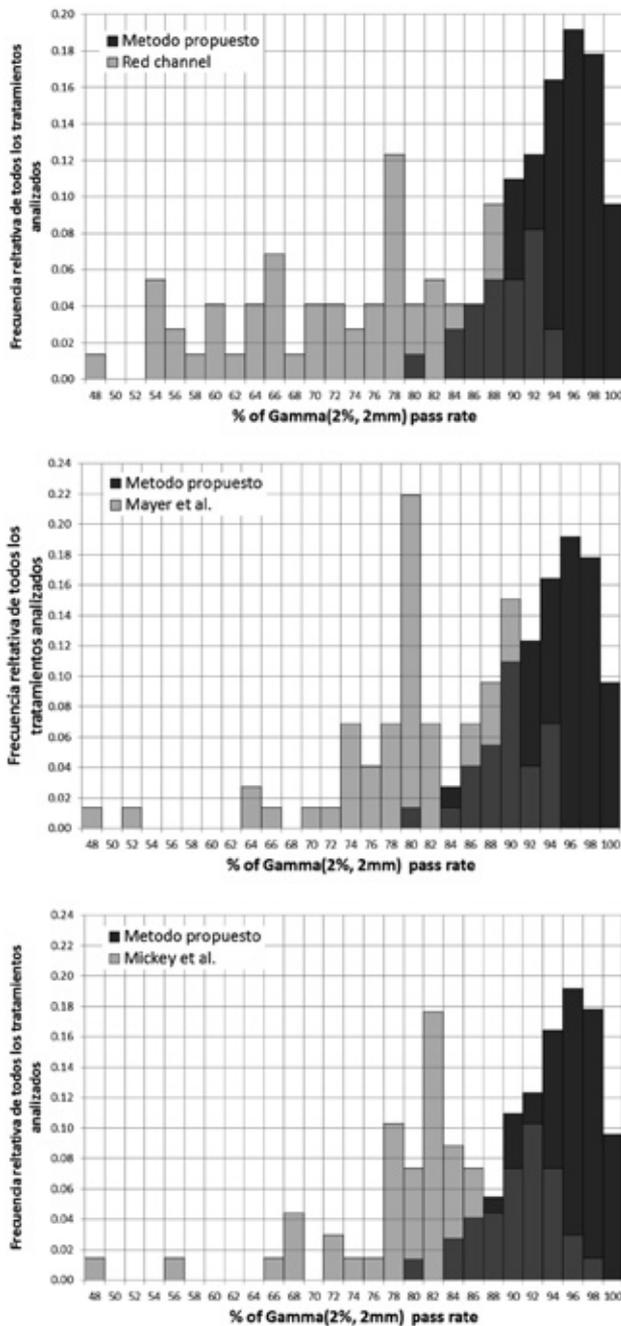


Fig. 1. Histogramas comparando los métodos multicanales considerados y el del canal rojo con el método propuesto. Los resultados del método propuesto ofrecen una menor dispersión, los valores se agrupan más entorno al máximo. En los tres gráficos el color oscuro representa el método propuesto y el claro el método frente al cual se compara, el color intermedio representa la superposición de ambos histogramas.



Applicability of infrared thermography in the assessment of the efficiency, performance, and posture of the cyclist

Autor: Jose Ignacio Priego Quesada

Directores: Dra Rosa María Cibrián Ortiz de Anda, Dra M^a Rosario Salvador Palmer y Dr Pedro Pérez Soriano

Lectura: 22 de diciembre de 2017. Universitat de València.

<https://goo.gl/2afgzX>

La aplicación de la termografía infrarroja en el deporte es un tema reciente y existen aspectos a resolver en relación a la metodología, así como a su aplicación en el contexto de la evaluación del rendimiento deportivo en el ciclismo. En este sentido, los objetivos de esta tesis fueron los siguientes:

1. analizar la validez de la utilización de la termografía infrarroja como medida de la temperatura de la piel en el ciclismo,
2. estudiar su aplicabilidad en el análisis de la eficiencia del ciclista,
3. evaluar su aplicabilidad como técnica complementaria para el ajuste de la postura del ciclista y
4. utilizar técnicas estadísticas para adaptar el estudio termográfico al ciclismo.

Cinco estudios fueron desarrollados para responder a dichos objetivos. Un total de 62 hombres participaron en los estudios. De manera general, la temperatura de la piel fue determinada mediante termografía infrarroja antes de cada test de ciclismo (Figura 1), inmediatamente después de cada test y 10 min después. Otras medidas realizadas en los diferentes estudios fueron el

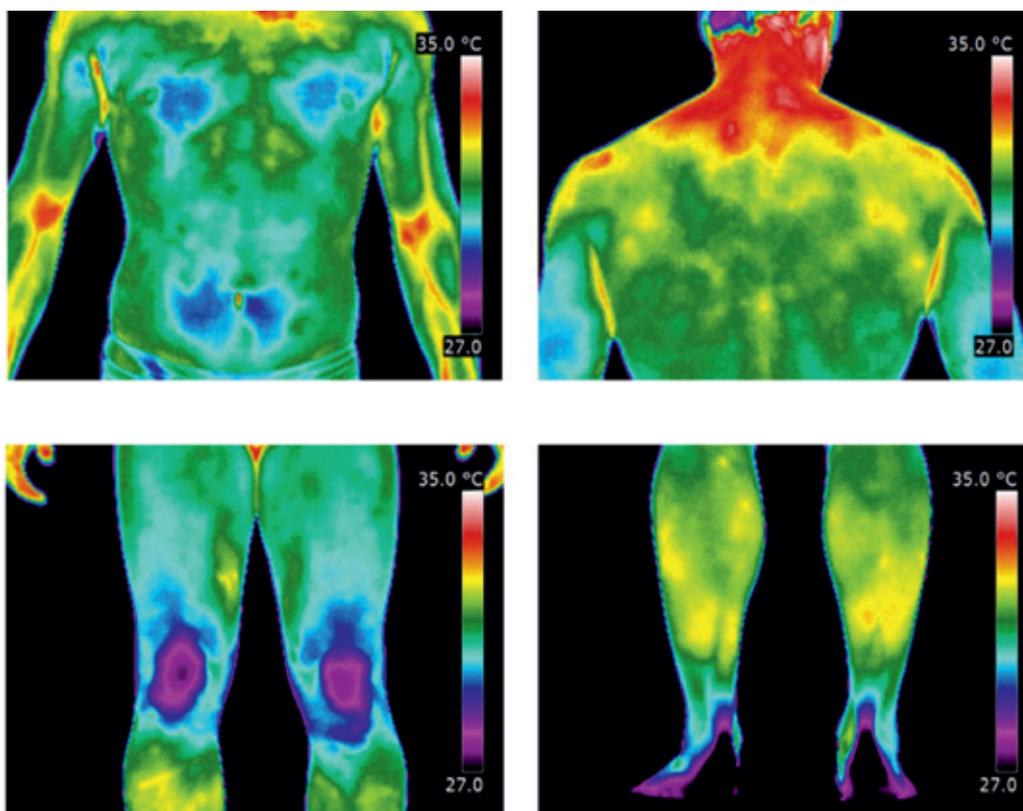


Fig. 1. Ejemplo de imágenes termográficas de un ciclista antes del ejercicio.

análisis cinemático 2D, el cálculo de la tasa de sudoración corporal global, la medida de la temperatura de la piel mediante sensores de contacto, la medida de la temperatura interna mediante un sensor interno ingerible, medidas de intercambio de gases, y el análisis del confort, dolor y fatiga del ciclista.

Las conclusiones más relevantes obtenidas en esta tesis fueron las siguientes. La termografía infrarroja demostró ser una tecnología válida para medir la temperatura de la piel en el ciclismo. Participantes con una mayor activación neuromuscular global con un menor componente de bajas frecuencias en el vasto lateral, presentaron una mejor respuesta termorreguladora a partir de menores aumentos de su temperatura de la piel tras un test incremental. De la misma manera, participantes con una mayor condición física (a partir de una mayor potencia) presentaron una mayor produc-

ción de calor interno y con ello una mayor temperatura de la piel. Sin embargo, la aplicación de la termografía infrarroja para estudiar los efectos del cambio de la altura de sillín no pareció ser adecuada. La variación de la temperatura de la piel puede ser una variable válida para estudiar el efecto de una intervención de ejercicio físico, pero es importante tener en cuenta las variables antropométricas durante el reclutamiento de los participantes con el fin de reducir su variabilidad.

Finalmente, mediante el análisis factorial, se obtuvieron regiones de interés las cuales presentaron diferencias entre ellas como resultado de la diferente composición de su tejido, actividad muscular y capacidad de sudoración. Todo el contenido de esta tesis ha sido publicado en diferentes artículos científicos y capítulos de libros.



Estudio de la precisión y exactitud de la película radiocrómica como dosímetro

Autora: Carmen Ruiz Morales

Director: Dr Antonio González López

Lectura: 8 de junio de 2018. Universidad de Granada.

<http://hdl.handle.net/10481/51894>

En los servicios de radiofísica hospitalaria, es habitual realizar una verificación de la planificación previa al tratamiento. Para llevar a cabo esta medida, es necesario el uso de un dosímetro con un alto nivel de precisión y exactitud. Existen varios dosímetros para realizar esta tarea, como la película radiocrómica.

La película radiocrómica es un dosímetro compuesto por una capa de material activo sensible a la radiación ionizante situada entre dos capas simétricas de poliéster. El material activo polimeriza cuando se irradia la película, provocando un oscurecimiento que es función de la dosis absorbida. El cambio de sus propiedades ópticas con la dosis absorbida permite utilizar la película para la realización de dosimetría absoluta. Además, sus cualidades como equivalencia a agua, baja dependencia con la energía de la radiación y con la tasa de dosis, y alta resolución espacial, hacen de la película un dosímetro muy extendido en la práctica clínica.

Sin embargo, varios efectos disminuyen la precisión y exactitud de la dosimetría absoluta realizada con película radiocrómica. Las diferencias entre películas del mismo lote, las variaciones de temperatura o las dife-

rencias entre las lecturas de las películas son algunos de los efectos que disminuyen la precisión y exactitud de la dosimetría.

Esta tesis se dedica a estudiar la precisión y exactitud de la película radiocrómica como dosímetro. Además, se desarrollan nuevos algoritmos de recalibración que compensan y minimizan el impacto de los efectos mencionados en los resultados. Estos nuevos algoritmos se aplican a los protocolos dosimétricos comúnmente empleados en dosimetría con película radiocrómica.

Los métodos de compensación de variabilidades utilizados en la dosimetría con película radiocrómica se comparan con los nuevos métodos propuestos en esta tesis. De los resultados se extrae que los algoritmos de recalibración consiguen mayor compensación de las variabilidades y más exactitud y precisión en los resultados que los métodos basados en un trozo de control. Además, se cuantifica el impacto de varios efectos presentes en la dosimetría y la minimización alcanzada con la aplicación de los métodos correctivos.

A continuación se investiga la exactitud alcanzable en la dosimetría con película radiocrómica. Se optimiza

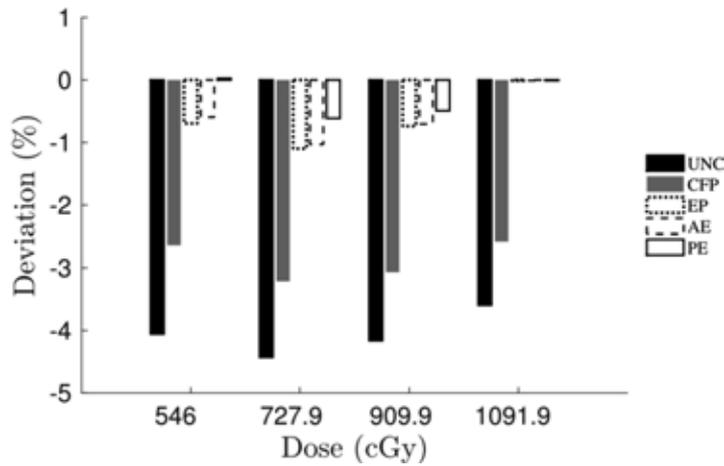


Fig. 1. Exactitud de la dosis estimada para varios valores de dosis en el canal verde sin uso de métodos correctivos (UNC), con utilización de compensación con trozo de control (CFP), con uso de protocolo eficiente (EP), uso de escalado de ejes (AE) y uso de escalado de parámetros (PE).

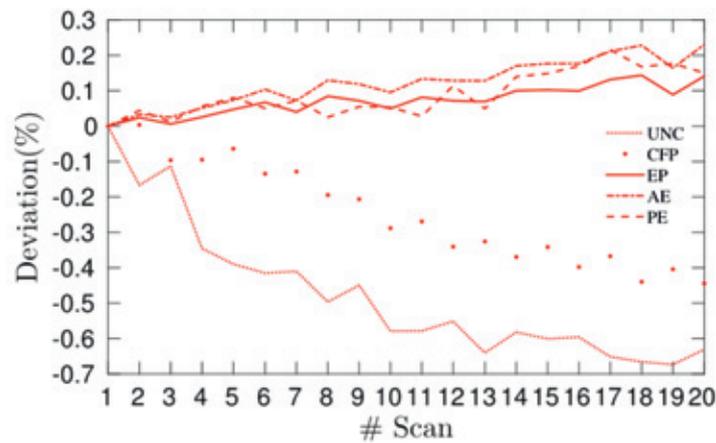


Fig. 2. Precisión de la estimación de dosis a lo largo de 20 escaneos consecutivos respecto a la primera digitalización en el canal rojo sin uso de métodos correctivos (UNC), con utilización de compensación con trozo de control (CFP), con uso de protocolo eficiente (EP), uso de escalado de ejes (AE) y uso de escalado de parámetros (PE).

el proceso de recalibración para conseguir una exactitud en los resultados comparable a la autocalibración de la película radiocrómica, esto es, la utilización de la misma película tanto para la dosimetría como para la calibración

de la respuesta. En función del protocolo dosimétrico empleado, se presentan recomendaciones sobre el número de niveles de recalibración y las dosis de irradiación de estos para obtener la máxima exactitud.



Estudio del ruido y análisis de la incertidumbre en dosimetría con película radiocrómica

Autor: Juan Antonio Vera Sánchez

Director: Dr Antonio González López

Lectura: 4 de Mayo de 2018. Universidad de Granada.

<http://hdl.handle.net/10481/51161>

Esta tesis doctoral, presentada bajo el formato de compendio de publicaciones, se ha dedicado al estudio y descripción de las fuentes de ruido presentes en la dosimetría con película radiocrómica, así como, al análisis y cálculo con técnicas Monte-Carlo de la incertidumbre presente en este tipo de dosimetría.

En las investigaciones llevadas a cabo, como es habitual en este campo, se parte del análisis de las respuestas leídas en escáneres digitales de películas radiocrómicas irradiadas. Por otro lado, se propone y prueba la validez de nuevos métodos matemáticos y enfoques que, hasta donde nuestro conocimiento alcanza, no han sido previamente aplicados en este campo, como son la descomposición multirresolución mediante procesado *wavelet*, el análisis de incertidumbre mediante métodos Monte-Carlo y la aplicación de la metodología para medida del ruido descrita en la norma ISO-15739.

Además, durante el desarrollo de esta tesis se ha hecho especial hincapié en las aplicaciones prácticas de la dosimetría con película radiocrómica. Así pues, se proponen mejoras en las verificaciones de los planes de tratamiento de Oncología Radioterápica y se presentan

nuevas pruebas destinadas al comisionamiento y medida de las características dosimétricas de los colimadores multilaminas de los aceleradores lineales.

La determinación final de la incertidumbre de las estimaciones de dosis con algoritmos multicanal mediante la ley de propagación de las incertidumbres es compleja debido a las propias ecuaciones de los algoritmos multicanal y a las relaciones estadísticas entre las respuestas de los diferentes canales. Sin embargo, este cálculo se puede llevar a cabo con técnicas Monte-Carlo y un modelo multietapa, que describe los pasos seguidos en la dosimetría con película radiocrómica. Esta metodología nos permite estudiar la incertidumbre en cada una de las etapas del proceso y la influencia del modelo del escáner empleado en la incertidumbre final de la dosimetría. Además, este enfoque de cálculo de incertidumbres puede aplicarse a algoritmos mono y multicanal.

Los modelos de escáneres EPSON 10000XL y EPSON V800 evaluados en esta tesis se comportan de igual forma con respecto al ruido. Para todas las resoluciones evaluadas y todos los canales de color,

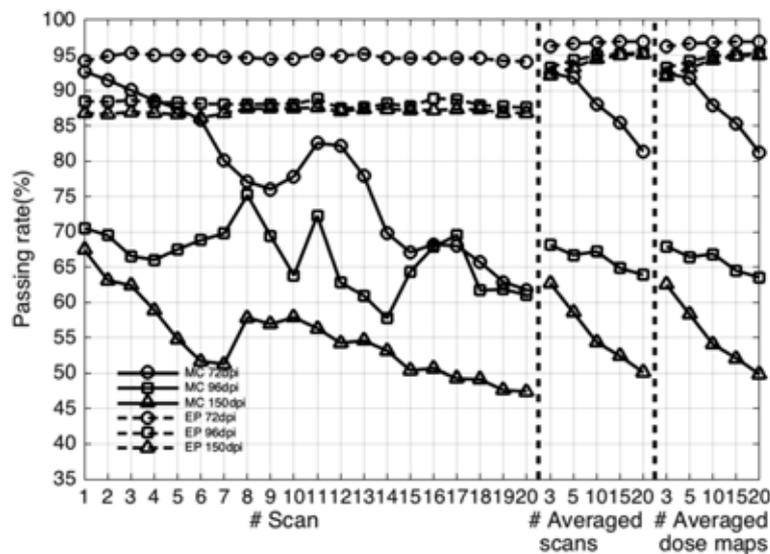


Fig. 1. Incertidumbre de las estimaciones de dosis a lo largo del rango de calibración para algoritmos monocanal y multicanal.

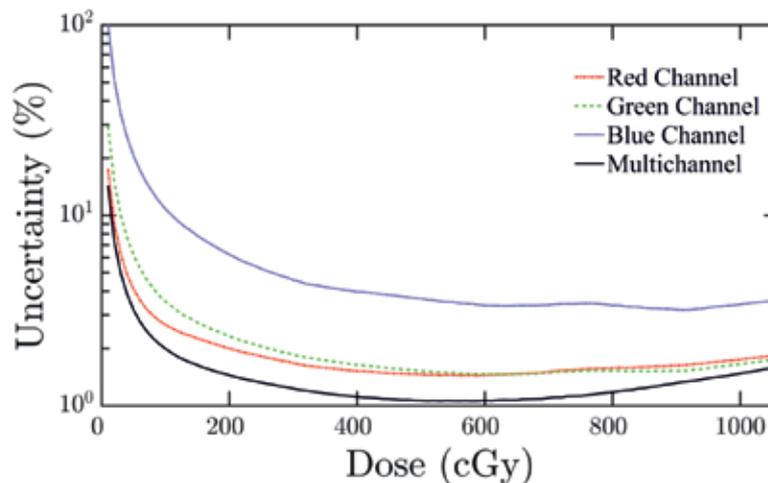


Fig. 2. Efecto de los métodos de compensación de variabilidades (EP) frente a los métodos multicanal sin compensación (MC) en el análisis gamma de un plan de tratamiento con película radiocrómica. El promediado de imágenes elimina ruido y propicia un aumento de la tasa de paso incluso para altas resoluciones.

el ruido de patrón fijo se incrementa al aumentar el valor de píxel, mientras que el ruido aleatorio es bastante constante e independiente del valor de píxel. Los algoritmos multicanal mitigan parcialmente el ruido de patrón fijo, pero no así el aleatorio. La mayor diferencia entre ambos escáneres se encuentra en la componente de ruido aleatorio, que es casi el doble para el modelo 10000XL. Así pues, el escáner V800 presenta menos ruido a altas dosis y altas resoluciones cuando se emplean algoritmos multicanal.

El ruido aleatorio presente en las imágenes de películas radiocrómicas puede mitigarse promediando varias imágenes, siempre que se empleen algoritmos de re-calibración, como el protocolo de Lewis y col.,

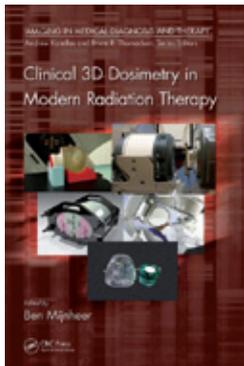
para compensar las variaciones en las lecturas. De esta forma, la eliminación del ruido conduce a mejores resultados en las verificaciones de tratamientos y permite aumentar la resolución espacial de trabajo.

En cuanto al efecto *tongue and groove*, se han presentado nuevas pruebas para su medida y se ha puesto de relevancia las discrepancias entre los cálculos de los sistemas de planificación y las medidas realizadas con cámara de ionización y película radiocrómica. Para eliminar estas discrepancias, se debe de mejorar el modelado de los colimadores multilámina en los sistemas de planificación.

Esta reseña ha sido sacada del resumen de la tesis y de sus conclusiones.

Novedades bibliográficas

Some comments on the publication of the book “Clinical 3D Dosimetry in Modern Radiation Therapy”, edited by Ben Mijnheer*



Ben Mijnheer.
696 páginas
ISBN:978-148-225-221-7

A lot has changed in radiation dosimetry since I started as a medical physicist, more than 30 years ago. It was the time period in which three-dimensional conformal radiotherapy (3DCRT) was introduced. The consequences with respect to dosimetric issues when starting with 3DCRT were abundant. The possibilities of the newly developed 3D treatment planning systems (TPSS) had to be well understood, while extensive sets of commissioning and validation measurements were required to ensure the safe use of 3DCRT techniques in the clinic. For all these activities, novel dosimetric approaches were developed, often based on the use of the same type of dosimeters as applied in conventional RT, but measurements were now required in many more points in multiple planes.

A lot of time was spent in determining detector characteristics and their accuracy and limitations, for using them for dose determinations in the clinic. At that time clinical dosimetry was largely based on point, 1D, and sometimes 2D methods, using mainly ionization chambers, TLDs and radiographic films. Not many books on clinical dosimetry were available, and it was realized that sharing knowledge and experience from medical physicists, often working alone in small hospitals, was a prerequisite for ensuring the safe and accurate delivery of the prescribed dose of new treatment techniques. For that reason several organizations, including ESTRO, started with organizing courses in which clinical dosimetry was an important part of it. One of the first presentations

I gave on this topic, was during the Summer School on Medical Physics in 1992 (the Columbus Quincentennial) in a conference center near the Monastery of Santa María de la Rábida, not far from Huelva. There was even an exam at the end of the course, where the main problem was not the lack of knowledge of physics but a language problem; the examination questions were in English, which took a lot of time for some of the students to understand and to answer.

Later, with the introduction of IMRT and VMAT, numerous other new possibilities for creating complex treatment plans became available. All these new treatment modalities needed, however, additional efforts in assessing the accuracy of the various steps in the radiotherapy process. These major recent advances in the field demanded innovative direct 3D, semi-3D, or even 4D (i.e. including the time variation) dosimetric tools to accurately characterize and validate hard- and software, and to determine and verify patient- and organ-specific doses. The difference compared to the situation when 3DCRT was introduced was that the start of IMRT and VMAT was accompanied by the publication of several reports dealing with dosimetric issues related to their clinical implementation. Also various training courses were organized how to perform QA of these advanced techniques. Already at a very early stage in using IMRT clinically, we had in 2001 a well-attended (despite the American 9-11 events just before it) ESTRO pre-meeting course on IMRT verification in the Monastery of Santa María de las Cuevas (Monastery of the Cartuja), in Seville. Later ESTRO, together with the SEFM, organized many more courses on QA of 3DCRT and IMRT, including several courses on *in vivo* dosimetry in the beautiful buildings of the Hospital de la Santa Creu i de Sant Pau in Barcelona.

However, information on clinical 3D dosimetry in modern radiotherapy is scattered over many places in the literature, including review articles and conference proceedings. When I was asked about four years ago to edit a book about 3D dosimetry, and after consulting several colleagues, I came to the conclusion that there was really a need for such a book. It could provide valuable guidance to those involved in the design and implementation of new treatment technology and its application in modern radiation therapy. Such a book could be unique in the sense that it summarizes the state-of-the-art of the required and achieved accuracy, types of instrumentation, various methods, and clinical applications of 3D dosimetry in modern radiation therapy. It should in addition discuss some pre-clinical applications of 3D dosimetry, such as for small animal irradiations, synchrotron radiation therapy, and MRI-

* The url address of the book is: <https://www.crcpress.com/Clinical-3D-Dosimetry-in-Modern-Radiation-Therapy/Mijnheer/p/book/9781482252217>

guided radiotherapy. The book should enable readers to select the most suitable dosimetry techniques needed to determine very accurately the 3D dose distributions involved in modern radiotherapy, based on numerical data, examples, and case studies provided.

The resulting book "Clinical 3D Dosimetry in Modern Radiation Therapy" has 26 chapters and is divided into five sections dealing with various aspects related to clinical 3D dosimetry. After summarizing the main topics discussed in the different chapters in this book, in the "Introduction" the clinical need for accurate 3D dosimetry is elucidated from different points of view. In the second section on "Instrumentation", experts in the use of the many different types of dosimeters describe the specific application of these detectors for 0D (using point detectors) to 4D dosimetry. The emphasis is on the clinical application of these detectors with a brief overview of their unique characteristics of importance for 3D dosimetry. In the third section on "Measurement and computation" various 3D and 4D dosimetry methods required for special treatment techniques, both already routinely applied or at the developmental stage, are described. In the fourth section of the book on "Clinical applications" a range of 3D dosimetry methods are extensively discussed for a large variety of disease sites and treatment techniques including IMRT, VMAT, bra-

chytherapy and proton/carbon ion therapy. In the final section 3D dosimetry techniques used for emerging technological developments in the field of radiotherapy are introduced.

The book provides a comprehensive overview of many aspects related to clinical 3D dosimetry, which medical physicists, and medical physicists in training may consult for implementation in their daily clinical work. In addition the book is intended to provide state-of-the-art information on dosimetry methods for basic scientists and other researchers working on the development of new radiation detectors or dosimetry techniques. The book offers ample theoretical and practical information necessary for newcomers in the field to get started with radiotherapy physics. Some chapters of the book are also suitable for supporting education of radiation oncologists, residents, RTTs, and students and trainees. Modern radiotherapy can only be performed in an optimal way if all members of the RT team are aware of the possibilities and limitations of the equipment they are using. I therefore sincerely hope that the information provided in this book could be distributed to as many potentially interested people as possible; the book deserves it. I am therefore grateful for this opportunity to share the information on the publication of the book by the SEFM.



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 Nº	TÍTULO ACADÉMICO

DOMICILIO PARTICULAR			
CALLE/PLAZA/AV		Nº	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				

ENVIAR CORRESPONDENCIA

DOMICILIO PARTICULAR

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	□ □	Nº 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:

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.

Entidades Asociadas

VARIAN MEDICAL SYSTEM

ELEKTA

SIEMENS

BRAINLAB

EMSOR

PHILIPS

TOSHIBA

RADIAPROT

AGFA HEALTHCARE

BIOTERRA

CARESTREAM

FUJIFILM

GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE

PTW

TÉCNICAS RADIOFÍSICAS

ECKERT&ZIEGLER

Índice de autores *Revista de Física Médica* 2018

- Aparicio A: *ver* Conles I **2018;19(2):19**
- Aza Villarrubia Z: Radiación en Medicina: Aplicación para dispositivos Android. **2018;19(1):55**
- Barranco López A: Robustez radiobiológica y su influencia en la verificación pretratamiento de planes de IMRT. **2018;19(1):45**
- Barrio F: *ver* Conles I **2018;19(2):19**
- Campayo Esteban JM: *ver* Chimeno Hernández JM **2018;19(2):103**
- Cenizo E: *ver* Conles I **2018;19(2):19**
- Cesteros MJ: *ver* Conles I **2018;19(2):19**
- Chimeno Hernández JM: Introducción de una figura de mérito para la evaluación conjunta de la calidad de imagen y la dosimetría en mamografía digital. **2018;19(2):103**
- Colmenares Fernández R: *ver* Perez-Calatayud J **2018;19(2):29**
- Conles I: Implicaciones clínicas de la planificación con Acuros, en tratamientos de pulmón, cabeza-cuello y próstata. **2018;19(2):19**
- Contreras Martínez J: *ver* Navarro Guirado F **2018;19(1):11**
- Faro García D: *ver* Aza Villarrubia Z **2018;19(1):55**
- Ferrer Gracia C: *ver* Aza Villarrubia Z **2018;19(1):55**
- Gilarranz Moreno R: *ver* Prado Barragán A **2018;19(1):60**
- Navarro Guirado F: Hipertermia oncológica profunda conformada provocada por campos electromagnéticos no ionizantes. **2018;19(1):11**
- Flores Sánchez A: *ver* Navarro Guirado F **2018;19(1):11**
- García Martínez T: *ver* Perez-Calatayud J **2018;19(2):29**
- García Romero A: *ver* Barranco López A **2018;19(1):45**
- Gras Miralles P: *ver* Chimeno Hernández JM **2018;19(2):103**
- Herreros Martínez A: *ver* Perez-Calatayud J **2018;19(2):29**
- Huertas Martínez C: *ver* Aza Villarrubia Z **2018;19(1):55**
- Leonor Yuste M: *ver* Prado Barragán A **2018;19(1):60**
- León Palacios A: *ver* Barranco López A **2018;19(1):45**
- López Muñoz N: *ver* Chimeno Hernández JM **2018;19(2):103**
- Lozano Martínez FR: *ver* Prado Barragán A **2018;19(1):60**; *ver* Prado Barragán A **2018;19(2):111**
- Macías Jaén J: *ver* Martín Rodríguez J **2018;19(2):123**
- Martínez Gómez LC: *ver* Prado Barragán A **2018;19(1):60**; *ver* Prado Barragán A **2018;19(2):111**
- Martín Rincón C: *ver* Rodríguez Romero R **2018;19(2):73**
- Martín Rodríguez J: Verificación dosimétrica en braquiterapia oftálmica con semillas de I-125 empleando un algoritmo independiente. **2018;19(2):123**
- Modolell Farre I: *ver* Navarro Segarra M **2018;19(2):11**
- Moral Sánchez S: *ver* Rodríguez Romero R **2018;19(2):73**
- Navarro Segarra M: Estudio de las relaciones entre los parámetros del tratamiento y los resultados de la verificación en VMAT. **2018;19(2):11**
- Pellejero Pellejero S: *ver* Perez-Calatayud J **2018;19(2):29**
- Perez-Calatayud J: Consideraciones prácticas en la implementación de la Resonancia Magnética en la planificación en braquiterapia ginecológica de cérvix. Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica. **2018;19(2):29**
- Plaza Aparicio R: *ver* Aza Villarrubia Z **2018;19(1):55**
- Plaza Núñez R: *ver* Aza Villarrubia Z **2018;19(1):55**
- Prado Barragán A: Registro espacial de ventana múltiple en gammacámaras empleando un maniquí de linealidad espacial. **2018;19(1):60**. Un modelo analítico para el ajuste y predicción de conjuntos de curvas de porcentaje de dosis en profundidad. **2018;19(2):111**

- Richart Sancho J: *ver* Perez-Calatayud J
2018;19(2):29
- Rodríguez Romero R: Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia. **2018;19(2):73**
- Rot San Juan MJ: *ver* Prado Barragán A
2018;19(1):60; *ver* Prado Barragán A
2018;19(2):111
- Sabater Peñalver MD: *ver* Chimeno Hernández JM
2018;19(2):103
- Sánchez Rubio P: *ver* Rodríguez Romero R
2018;19(2):73
- Serrada Hierro A: *ver* Aza Villarrubia Z
2018;19(1):55
- Sevillano Martínez D: *ver* Rodríguez Romero R
2018;19(2):73
- Terrón León JA: *ver* Martín Rodríguez J
2018;19(2):123
- Tornero López AM: *ver* Perez-Calatayud J
2018;19(2):29
- Villaescusa Blanca JI: *ver* Chimeno Hernández JM
2018;19(2):103



La Dirección y el Comité de Redacción de la *Revista de Física Médica* agradecen la colaboración de los siguientes asesores científicos durante el año 2018:

José Fernando Pérez Azorín
Víctor Hernández Masgrau
Damián Guirado Llorente
María Luisa España López
Kefrén Sánchez Noriega
Carlos Montes Fuentes
Francois Lliso Valverde
Rocío Simón de Blas
Paula García Castañón
Teresa Montserrat Fuertes
Jesús M. de Frutos Baraja
Montserrat Baeza Trujillo
Alberto Pérez Rozos

TOSHIBA

Leading Innovation >>>

El futuro está tomando forma,
¡ y somos protagonistas !



Tórax PA

Toshiba atesora una dilatada historia de desarrollos de vanguardia que, de acuerdo con nuestro compromiso "Made for Life", pone siempre al paciente en el centro de todas nuestras innovaciones tecnológicas.

Así nace Radrex-i, un avanzado sistema de radiología digital diseñado para aunar una mejora significativa de la productividad con un mayor cuidado del paciente.

Además, la disponibilidad de múltiples configuraciones permite dar solución eficaz a las necesidades del entorno clínico más diversas.

Toshiba: Definiendo el futuro en imagen diagnóstica



ULTRASOUND CT MRI X-RAY SERVICES



www.toshiba-medical-spain.es

Índice

Editorial	9
Artículo científico	
Estudio de las relaciones entre los parámetros del tratamiento y los resultados de la verificación en VMAT <i>Marina Navarro Segarra, Ignasi Modolell Farre</i>	11
Implicaciones clínicas de la planificación con Acuros, en tratamientos de pulmón, cabeza-cuello y próstata <i>Iban Conles, Ana Aparicio, Elena Cenizo, M. Jesús Cesteros, Francisco Barrio</i>	19
Consideraciones prácticas en la implementación de la Resonancia Magnética en la planificación en braquiterapia ginecológica de cérvix. Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la Sociedad Española de Física Médica <i>Jose Perez-Calatayud, Rafael Colmenares Fernández, Teresa García Martínez, Antonio Herreros Martínez, Santiago Pellejero Pellejero, Jose Richart Sancho, Ana María Tornero López</i>	29
Procedimientos recomendados para el control de calidad de imrt en tomoterapia <i>Ruth Rodríguez Romero, Carlos Martín Rincón, Sara Moral Sánchez, Patricia Sánchez Rubio, David Sevillano Martínez</i>	73
Introducción de una figura de mérito para la evaluación conjunta de la calidad de imagen y la dosimetría en mamografía digital <i>José María Chimeno Hernández, Pilar Gras Miralles, María Dolores Sabater Peñalver, Noelia López Muñoz, Juan Manuel Campayo Esteban, Juan Ignacio Villaescusa Blanca</i>	103
Un modelo analítico para el ajuste y predicción de conjuntos de curvas de porcentaje de dosis en profundidad <i>Alejandro Prado Barragán, Francisco Rafael Lozano Martínez, Luis Carlos Martínez Gómez, María José Rot San Juan</i>	111
Verificación dosimétrica en braquiterapia oftálmica con semillas de I-125 empleando un algoritmo independiente <i>Jorge Martín Rodríguez, José Antonio Terrón León, José Macías Jaén</i>	123
Revisión de artículos	133
Reseñas de tesis doctorales	141
Novedades bibliográficas	154

