

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.
1

vol.
25

año
2024

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



SEFM

SOCIEDAD
ESPAÑOLA DE
FÍSICA MÉDICA



www.revistadefisicamedica.es

Director

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

Editora

Maria Carmen Pujades Claumarchirant
Centro Nacional de Dosimetría. Valencia

Editores asociados

Julio Almansa López
Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada

Diego García Pinto
Universidad Complutense de Madrid. Madrid

Luis Isaac Ramos
Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona

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

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

Carlos Huerga Cabrerizo
Hospital Universitario La Paz. Madrid

Francisco Clemente Gutierrez
Complejo Hospitalario de Toledo

Julia Garayoa Roca
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid

Ignasi Méndez Carot
Institute of Oncology Ljubljana. Eslovenia

Rafael Guerrero Alcalde
Hospital U. Clínico San Cecilio. Granada

Silvia Fernández Cerezo
Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo

Irene Hernández Girón
University College Dublin. Dublín

Vocal de la SEFM

Víctor Hernández Masgrau
Hospital Universitari Sant Joan de Reus

Comisión científica

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

Edita:



www.auladoc.com

Periodicidad de publicación: Semestral (mayo y noviembre)

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

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

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

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

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



Junta Directiva de la SEFM

Presidente

Damián Guirado Llorente

Vicepresidente

Agustín Santos Serra

Tesorera

Teresa García Martínez

Secretaria

Naia Pereda Barroeta

Vocales

Víctor Hernández Masgrau

Manuel Vilches Pacheco

Ana María Tornero López

Comisión de Deontología y Asuntos Institucionales

Presidenta

Françoise Lliso Valverde
francoiselliso@gmail.com

Bonifacio Tobarra González

Feliciano García Vicente

José Luis Carrasco Rodríguez

José Antonio Miñano Herrero

José Manuel de la Vega

Fernández

Comisión Científica

Presidente

Pablo Carrasco de Fez
pcarrasco@santpau.cat

Faustino Gómez Rodríguez

María Amor Duch Guillén

Antonio Miguel Lallena Rojo

Núria Jornet Sala

Josep María Martí Climent

Pablo Mínguez Gabiña

Yolanda Prezado

Alejandro Mazal

Irene Hernández Girón

Cristian Candela Juan

Irene Torres Espallardo

Víctor Hernández Masgrau

Consultores: Antonio Brosed Serreta

José Pérez Calatayud

Facundo Ballester Pallarés

Comisión de Docencia

Presidente

Rafael Colmenares Fernández
Radiofísico hospitalario
comisiondocencia@sefm.es

Naia Pereda Barroeta

Jaime Pérez Alija

Carlos Huerga Cabrerizo

Jaime Martínez Ortega

Diego García Pinto

Alba Montaner Alemany

Jesús García Ovejero

Comisión de Seguridad del Paciente

Presidenta

Mercè Beltrán Vilagrasa

Agustín Santos Serra

Núria Jornet Sala

Cristina Moreno Saiz

María Pinto Monedero

Carlos Prieto Martín

M^a José Rot San Juan

Pablo Saldaña Gutiérrez

Representantes

Miembros de IOMP

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

Representantes en la EFOMP

Luis Brualla González, *Hospital General Universitario de Valencia*
Rafael Colmenares Fernández, *Hospital Universitario Ramón y Cajal. Madrid*
Jesús García Ovejero, *Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid*

Representantes en ESTRO

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

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

Víctor Hernández Masgrau, *Hospital Universitari Sant Joan de Reus*

Representante en IHE

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

Representantes

Representante en la UNE	Raquel Barquero Sanz, <i>Hospital Clínico Universitario Valladolid</i> Daniel Fernández Molina, <i>Hospital Universitario Virgen Macarena. Sevilla</i> Oliver Díaz Montesdeoca, <i>Departamento de Matemáticas e Informática, Universidad de Barcelona</i>
Representantes en el Foro Sanitario Conjunto CSN – SEFM - SEPR	Agustín Santos Serra, <i>Hospital Provincial de Castelló. Castellón</i>
Miembros (por parte de la SEFM):	Mercè Beltrán Vilagrasa, <i>Hospital Universitari Vall d'Hebron. Barcelona</i> Teresa García Martínez, <i>Hospital Universitario Dr. Peset. Valencia</i>
Representante en la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria	Damián Guirado Llorente. <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada</i>
Comité de Asuntos Internacionales	Ana María Tornero López Enric Fernandez-Velilla Ceprià Evangelina Martínez Leticia Irazola Rosales Montserrat Carles Fariña



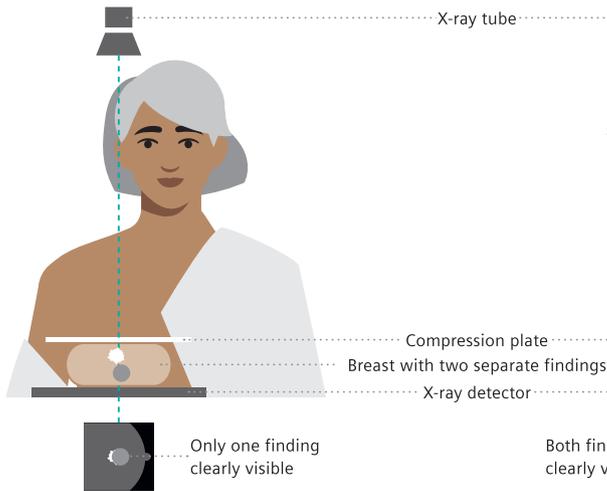
Breast Care. Early detection is key.

Unfortunately, breast cancer is still the most common cancer in women. However, detection and treatment methods are constantly improving, and with them the chances of recovery. The earlier the first tissue changes are discovered, the better the chances for a successful treatment.

The latest state-of-the-art technologies are united in our new MAMMOMAT Revelation. It enables the standard 2D breast scans as well as 3D imaging of the breast using tomosynthesis technology.

Breast care. Because we care.

2D mammography

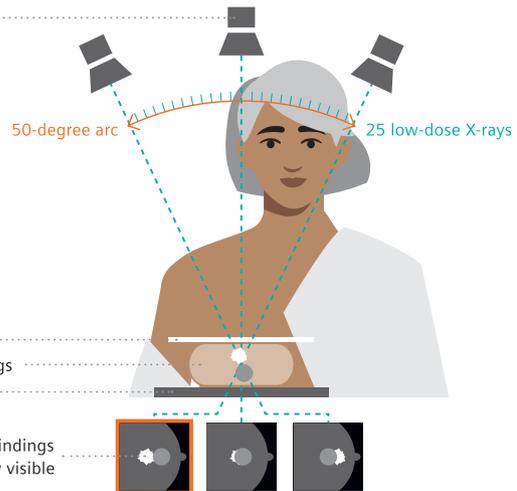


In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.

Finding is hard to see on 2D mammography scan



3D mammography/tomosynthesis



When a tomosynthesis scan is performed, 25 low-dose images are taken while the X-ray tube rotates in a 50-degree arc around the compressed breast, resulting in multiple images. These digital images are then reconstructed by a computer into a three-dimensional image set. This allows your physician to see the breast tissues more clearly in three dimensions and makes detection more accurate.*

Finding is clearly visible on tomosynthesis scan



Courtesy of Dr. Wayne Lemish, MIA Radiology, Melbourne, Australia; 1aaa025

MAMMOMAT Revelation is not commercially available in all countries. Its future availability cannot be guaranteed. *Compared to 2D mammography (FFDM). Siemens complies with all current regulations for medical devices and in vitro medical devices. Medical device for use by healthcare professionals only. This information is intended only for use by healthcare professionals only.

Grupos de trabajo SEFM

1. Control de calidad de aceleradores lineales de uso médico

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

2. Control de calidad de sistemas de planificación de tratamiento

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

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

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

4. Revisión del plan y de los registros de tratamiento en radioterapia

Coordinadora	María Pinto Monedero, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Cristina Moreno Saiz, <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio. Granada</i>
Miembros	Cristina Bosó Martínez, <i>Universitair Ziekenhuis Leuven</i> Sandra Suárez Gómez, <i>Hospital Torrecárdenas, Almería</i> Carmen Ruiz Morales, <i>Hospital Universitario QuirónSalud Madrid, Pozuelo de Alarcón</i> Cristina Ansón Marcos, <i>Hospital Santa Creu i Sant Pau, Barcelona</i> Cristina Mínguez Aguilar, <i>Hospital Universitario La Paz, Madrid</i> Sylvia Gutiérrez Ramos, <i>Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva</i>

5. Evaluación del residente de radiofísica hospitalaria

Coordinadora	Ana María Tornero López <i>Hospital Universitario Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria</i>
Miembros	Sheila Calvo Carrillo, <i>HCU Lozano Blesa de Zaragoza</i> David Hernández, <i>H.U. La Princesa, Madrid</i> Damián Guirado Llorente, <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio</i> María Jesús García Hernández, <i>Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid</i> Sandra Williamso, <i>Hospital Universitario Ramón y Cajal</i>

6. Medios Humanos en Radiofísica Hospitalaria

Coordinador	José Antonio Terrón León <i>Hospital U. Virgen Macarena. Sevilla</i>
Miembros	Carles Muñoz Montplet, <i>Institut Català d'Oncologia. Girona</i> Josep M. Martí Climent, <i>Clínica Universitaria de Navarra</i> Pablo Mínguez Gabiña, <i>Hospital U. Cruces/Gurutzeta. Barakaldo</i> Rafael Guerrero Alcalde, <i>Hospital U. Clínico San Cecilio. Granada</i> Álvaro A. Fernández Lara, <i>Hospital U. Salamanca. Salamanca</i>

7. 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>
--	--

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

Miembros (por parte de la SEFM)	Gustavo Pozo Rodríguez, <i>Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid</i> José Manuel de la Vega Fernández, <i>Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba</i>
--	---

9. Aplicación del modelo lineal-cuadrático en la combinación de radioterapia e hipertermia (en colaboración con: SEOR)

Miembros (por parte de la SEFM)	Félix Navarro Guirado <i>Hospital Regional Universitario de Málaga</i> Rafael Guerrero Alcalde <i>Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada</i>
--	--

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

Coordinadora	María Luisa Chapel Gómez <i>Complejo Hospitalario de Toledo</i>
Secretario	José Manuel Ordiales Solís <i>Hospital Universitario de Cáceres</i>
Miembros	Manuel Buades Forner, <i>Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca. Murcia</i> Daniel Fernández Molina, <i>Hospital Universitario Virgen de la Macarena. Sevilla</i> Santiago Miquélez Alonso, <i>Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona</i> Xavier Pifarré Martínez, <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Francisco Javier Rosales Espizua, <i>Hospital Universitario de Basurto. Bilbao</i> Julio Almansa López, <i>Hospital Virgen de las Nieves. Granada</i> Jorge Hernández Rodríguez, <i>Complejo Asistencial de Salamanca</i> Jose Ángel Merino Gestoso, <i>Complejo Hospitalario de Toledo</i>

11. Comisión mixta SEOR-SEFM para la elaboración de recomendaciones sobre la implementación de la protonterapia en España

Miembros	Juan Diego Azcona Armendáriz Jorge Contreras Martínez Antonio Gómez Caamaño Daniel Alejandro Mazal Luis Alberto Pérez Romasanta Yolanda Prezado Alonso M ^a Carmen Rubio Rodríguez Samuel Ruiz Arrebola
-----------------	--

12. Dosimetría en Radiología Intervencionista (en colaboración con SEPR)

Coordinadores	María Amor Duch Guillén <i>Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona</i> Roberto Sánchez Casanueva <i>Hospital Clínico San Carlos. Madrid</i>
Miembros	Marta Barceló Pagès. <i>Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona</i> Manuel F. Rodríguez Castillo. <i>Hospital Universitario Virgen de Valme. Sevilla</i> Maruxa Pérez Fernández. <i>UTPR Galaria. Santiago de Compostela</i> Luis Alejo Luque. <i>Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda</i> Eva Corredoira Silva. <i>Hospital Universitario de Guadalajara</i> José M. Ordiales Solís. <i>Hospital Universitario de Cáceres</i>

13. Comité de seguimiento del acuerdo marco SEFM-SERFA

Miembros	Rocío Ramos Membrive. <i>Especialista en Radiofarmacia. Unidad de Radiofarmacia, Servicio de Medicina Nuclear (Presidenta de SERFA). Clínica Universidad de Navarra.</i> Verónica Morán Velasco. <i>Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio Radiofísica y Protección Radiológica. Clínica Universidad de Navarra.</i> Isabel Gil Viciano. <i>Especialista en Radiofarmacia. Servicio de Radiofarmacia. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.</i> Agustín Santos Serra. <i>Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.</i> Sandra Maymó Garrido. <i>Especialista en Radiofarmacia. U.Assistencial Medicina Nuclear-PET. Hospital Universitari de Bellvitge, Institut Català de la Salut.</i> Pablo Saldaña Gutiérrez. <i>Especialista en Radiofísica Hospitalaria. Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica. Institut Català d'Oncologia, Hospital Universitari de Bellvitge.</i>
-----------------	---

ClearCheck ya es compatible con prácticamente cualquier TPS del mercado

Experimente una calidad de plan de tratamiento y eficiencia inigualables con ClearCheck®. ClearCheck es la solución que ha revolucionado los planes de tratamiento con automatización de las comprobaciones en profundidad, comparaciones rápidas de planes y documentación en tiempo real.

ClearCheck ahora se puede ejecutar como aplicación autónoma en más TPS, incluyendo los MR LINAC y los sistemas adaptativos.

Aplicación autónoma DICOM

- Neutral con respecto a las marcas de TPS

Compatibilidad de planes



✓ Fotones



✓ Electrones



✓ Braquiterapia



✓ Protones

Compatibilidad TPS

✓ RayStation®

✓ Monaco®

✓ Pinnacle®

✓ Ethos™

✓ Eclipse™

✓ Brainlab®

✓ Tomotherapy®

✓ MRIdian®

*Algunas funciones podrían estar limitadas

- Extensa funcionalidad: acelere las evaluaciones y documentación de planes y mejore la seguridad del paciente.

- ✓ Más de 50 comprobaciones de planes.
- ✓ Generación de informes en un solo clic.
- ✓ Análisis BED/EQD2.
- ✓ Módulo de comprobación de colisiones.
- ✓ Comparación de planes.
- ✓ Comprobación de estructuras.
- ✓ Suma de planes.



Distribuido en España por



Índice

Editorial	11
Artículos científicos	
Análisis estadístico local de la SGRT para tratamientos de mama. Decisiones basadas en la experiencia <i>Fernando Pizarro Trigo, María Luisa Martín Albina, Juan Morillas Ruiz, Lara Núñez Martínez, Javier Sánchez Jiménez</i>	13
Comisionado de un MR-linac Elekta Unity <i>Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, David García Riñón, Marcos Martínez Sánchez, Giorgia Yang, Miguel Barroso Miranda, Moisés Sáez Beltrán</i>	21
Validación de imágenes generadas a partir de imágenes tomográficas de haz cónico usando redes neuronales de aprendizaje profundo para radioterapia adaptativa <i>Manuel Llorente Manso, Sandra Vilela Serrano, Carlos Ferrer Gracia, Natalia Carballo González</i>	41
Control de calidad para PET/RM basado en maniqués experimentales con evaluación de factores de degradación por movimiento respiratorio <i>Carmen Salvador-Ribés, África Almendros-Riaza, Consuelo Olivas, María del Pilar Morcillo-Toledo, Irene Torres-Espallardo, Sonia Ginés-Cárdenas, Pilar Bello, Moisés Sáez-Beltrán, Luís Martí-Bonmatí, Montserrat Carles</i>	51
Nota técnica	
Caracterización física de fotorresistencias como dosímetros en radioterapia <i>Juan Román-Raya, Isidoro Ruiz-García, Catalina de los Ángeles Rodríguez-Cano, Miguel Ángel Carvajal, Damián Guirado</i>	61
Informes	
Análisis de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre Seguridad del Paciente <i>María Pinto Monedero, Agustín Santos Serra, Pablo Saldaña Gutiérrez, María José Rot San Juan, Cristina Moreno Saiz, Núria Jornet i Sala, Carlos Prieto Martín, Mercè Beltran Vilagrassa</i>	65

Guía para el control de calidad y seguridad en aceleradores lineales de uso clínico <i>Françoise Lliso Valverde, Manuel Vilches Pacheco, Miguel Martínez Albaladejo, Pedro Almendral Manzano, Eva Ambroa Rey, Carlos Luis Ferrer Gracia, Jaime Pérez-Alija Fernández, Ricardo Tortosa Oliver</i>	77
Guía para el control de calidad y seguridad de los sistemas de planificación y planes de tratamiento de radioterapia externa <i>Alejandro García Romero, Montserrat Baeza Trujillo, Antonio Teijeiro García, Francisco Clemente Gutiérrez, Daniel Morera Cano, Víctor Hernández Masgrau</i>	123
Revisión de artículos	183
Reseñas de tesis doctorales	191

Editorial

Iniciamos la andadura del nuevo año con uno de los números con mayores contribuciones, algunas de las cuales muy actuales y novedosas, lo cual nos alegra ya que indica que nuestra sociedad está activa tanto en cuanto a la labor de investigación de los socios como en la producción de los grupos de trabajo. Los editores y revisores de los trabajos también han hecho un esfuerzo por reducir los tiempos que van del envío del trabajo a la publicación. Sabemos que no siempre se consigue pero nos esforzamos en que no existan demoras para que esta información científica que los autores desean compartir llegue lo antes posible a sus destinatarios, nuestros lectores.

Este año es también especial para todos nosotros ya que celebramos los 50 años de nuestra SEFM. Es un hito que demuestra que nuestra profesión se va haciendo mayor, vamos ganando en experiencia y eso se va notando en nuestras reuniones, en la participación de muchos de nuestros socios en actividades y proyectos internacionales, lo que hace unos cuantos años veíamos lejano. Creo que esta efeméride debe servir también para reconocer el camino que hemos seguido hasta llegar a este punto, recordar a los más jóvenes el esfuerzo que a lo largo de estos años ha habido que realizar para cada logro que se alcanzaba y valorar el esfuerzo de muchos de nuestros compañeros, algunos ya jubilados y otros que, lamentablemente, ya no nos acompañan físicamente. En este punto no puedo dejar de recordar a nuestro compañero Joan Roselló que nos dejó repentinamente el pasado mes de marzo. El obituario que compartió en la web su amigo y compañero Luis describe perfectamente cómo era Joan y quienes tuvimos la suerte de conocerlo y compartir con él proyectos y trabajos sabemos que su labor ha contribuido, de manera importante, al desarrollo de la especialidad y de la SEFM por su disponibilidad y por compartir todos sus conocimientos con quien lo necesitaba en cada momento.

Entrando ya de lleno en el número, ofrecemos cuatro artículos científicos, una nota técnica, el resultado de la encuesta sobre seguridad del paciente y los informes finales de dos de los grupos de trabajo.

El primero de los artículos nos introduce en la práctica de la SGRT. El uso de estos sistemas se ha extendido en nuestros hospitales y disponer de información

estadística basada en la experiencia real de los usuarios puede ayudar a mejorar los tratamientos e incluso a reducir la dosis que puedan recibir los pacientes si se pueden evitar las imágenes radiológicas para verificar el posicionamiento.

Continúa nuestro número con un trabajo sobre una de las últimas innovaciones tecnológicas que nos aporta nuevas posibilidades en cuanto a la aplicación de técnicas adaptativas. Los autores comparten su experiencia en el comisionado de este nuevo sistema MR-Linac mostrando unos muy buenos resultados, por lo que estamos seguros que será un trabajo de gran interés para quienes tengan el proyecto de instalar equipos de similares características.

La tercera de las publicaciones se adentra en el mundo de la imagen diagnóstica y del uso de técnicas de inteligencia artificial, redes neuronales, para generar TC sintético a partir de imágenes de CBCT que permitan el cálculo preciso de dosis. El uso de estas nuevas herramientas está cada vez más extendido y puede ayudar mucho a la mejora del diagnóstico y tratamiento con radiaciones, por lo que trabajos de este tipo son de obligada lectura.

El área de control de calidad en Medicina Nuclear no se queda tampoco fuera de este número. Los autores nos presentan un trabajo sobre control de calidad en equipos híbridos PET-RM mediante el uso de maniqués experimentales para evaluar la degradación debida al movimiento respiratorio. Nuevamente nos encontramos con una aportación novedosa ya que aún es limitado el número de dispositivos de este tipo que podemos encontrar en nuestras instalaciones, por lo que recomendamos no dejar de disfrutar de su lectura.

Para finalizar, contamos con una contribución sobre caracterización de nuevos sistemas dosimétricos a partir de dispositivos comerciales. Este tipo de estudios resultan interesantes ya que verificar la viabilidad de equipos fácilmente accesibles y con coste limitado puede ofrecernos alternativas más eficientes y económicas en un entorno donde los recursos son cada vez más limitados.

La segunda parte del número es también extensa ya que incluye el resumen de la encuesta de la SEFM sobre seguridad del paciente organizada desde la

Comisión de Seguridad del Paciente de nuestra sociedad para analizar la situación real en nuestro entorno y lo que los socios pueden esperar del trabajo de esta comisión. A esto se unen los informes del grupo de trabajo de Control de Calidad de Aceleradores Lineales de uso clínico y el de Control de Calidad de Planificadores de Radioterapia Externa. Ambos han sido presentados el pasado 12 de abril en la “Jornada sobre nuevas recomendaciones de la SEFM, grupos de trabajo y perspec-

tivas de futuro” y serán una herramienta de cabecera para el trabajo diario del especialista en Radiofísica.

Este número cierra, con nuestras secciones habituales, la de revisión de artículos, que incluye cinco reseñas de diferente temática y la de reseña de tesis que recoge dos memorias recientes para optar al grado de doctor. Todo ello muestra, una vez más, la importancia de la labor investigadora de nuestros socios. Confiamos en que la lectura del número os resulte interesante.

Análisis estadístico local de la SGRT para tratamientos de mama. Decisiones basadas en la experiencia

Local statistical analysis of the SGRT for breast treatments. Decisions based on experience

Fernando Pizarro Trigo*, **María Luisa Martín Albina**, **Juan Morillas Ruiz**, **Lara Núñez Martínez**, **Javier Sánchez Jiménez**

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Burgos, Burgos.

Fecha de Recepción: 13/04/2023 - Fecha de Aceptación: 19/04/2024

El posicionamiento del paciente en Radioterapia (RT) se ha basado durante mucho tiempo en la imagen radiológica. La RT guiada por superficie (SGRT, siglas en inglés) se ha implementado en nuestro Servicio comparándola con la imagen radiológica. Como herramienta de comparación de dichas técnicas se ha llevado a cabo un análisis estadístico con datos basados en nuestra experiencia. Una consecuencia de este estudio es el establecimiento de los márgenes de posicionamiento en SGRT para tratamientos de mama en respiración libre o con técnica de inspiración mantenida (DIBH, siglas en inglés). Además, se analiza bajo qué condiciones la información obtenida con la SGRT podría resultar suficiente para el posicionamiento y la monitorización de pacientes de mama, lo que supondría una reducción importante del uso de la imagen radiológica.

Palabras clave: SGRT, IGRT, márgenes de posicionamiento, DIBH.

The patient treatment setup is based on radiologic images and this technique has been considered as the reference one for a long time. The patient setup based on Surface Guided Radiotherapy has been implemented in our department comparing this technique with the radiologic technique. The aim of this study is to do a statistical analysis that allows us to compare both techniques and, as a result, to establish our local setup margins in free breathing treatments as well as in DIBH breast treatments. Afterwards, the circumstances under which the surface information could be enough to reduce radiologic images in breast treatment setups have been studied.

Key words: SGRT, IGRT, SETUP MARGINS, DIBH.

Introducción

La RT guiada por imagen (IGRT siglas en inglés) ha sido desde hace tiempo la técnica estándar para llevar a cabo un correcto posicionamiento del paciente antes de la impartición del tratamiento.¹ Por otro lado, para los tratamientos de mama, la RT guiada por superficie (SGRT, siglas en inglés) ha mostrado tener beneficios en el posicionamiento del paciente, su monitorización durante el tratamiento y la detección de los cambios anatómicos a lo largo del mismo.² En nuestro Servicio se ha implantado la SGRT realizándose un estudio comparativo que confronte la información que aporta la SGRT con aquella que tenemos de referencia, la

imagen radiológica. Estudios pioneros³ han realizado comparaciones semejantes que mostraron correlación entre las dos técnicas, obteniendo, también, diferencias entre ellas en el posicionamiento para las traslaciones vertical, longitudinal y lateral de 9.2 mm, 8.3 mm y 10.9 mm, respectivamente. Por otro lado, los umbrales o ventanas utilizados en el software asociado a la SGRT, que representan los límites de las desviaciones con respecto a la superficie de referencia del paciente, presentan unos valores por defecto que, en general, habrá que adecuarlos para las diferentes traslaciones y localizaciones donde la SGRT se utilice. Por tanto, nuestro estudio se justifica no sólo a modo de validación de la técnica en nuestro Servicio, sino también porque los

*Correspondencia: fpizarrot@saludcastillayleon.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.001>

resultados de este estudio, entre ellos dichos umbrales, se implantarían en la práctica diaria. Por ello, nos parecía necesario obtenerlos en modo local, es decir, con las peculiaridades de nuestro Servicio en cuanto a medios materiales, técnicos y humanos. En este trabajo se resumen los hallazgos de dicho estudio aplicado a los tratamientos de mama, entre ellos, los relativos al establecimiento de los umbrales o márgenes en SGRT para tratamientos de mama en respiración libre o con técnica de inspiración mantenida (DIBH, siglas en inglés). Además, se analiza bajo qué condiciones la información obtenida con la SGRT podría resultar suficiente para el posicionamiento y la monitorización de pacientes de mama, lo que supondría una reducción importante del uso de la imagen radiológica.

Materiales y método

El sistema de imagen de superficie utilizado (VisionRT Ltd.) se basa en tres cámaras 3D HD, cada una de ellas puede proyectar un patrón en el paciente de modo que se puede adquirir una imagen tridimensional de su superficie. El sistema cuenta con un software (AlignRT® Advance) que permite comparar la superficie generada a partir del TC de simulación con la imagen tridimensional de superficie adquirida en la unidad de tratamiento y muestra las diferencias encontradas en forma de desplazamientos en traslaciones y giros en rotaciones.⁴ Para tratamientos con DIBH, el sistema también cuenta con un sistema de monitorización respiratoria denominada Real Time Coaching (RTC) que permite al paciente saber cuándo se encuentra en el grado apropiado de inspiración para la impartición del tratamiento. Esta última versión también cuenta con un sistema de vídeo que muestra el contorno de la superficie de referencia sobrepuesto en la imagen en vivo del paciente sobre la mesa de tratamiento. Esta herramienta se muestra muy útil en

el posicionamiento, en particular en la colocación de la cabeza y las extremidades del paciente. Para la imagen radiológica contamos con el sistema de imagen portal AS1000 de Varian Medical Systems que, junto al software de imagen OBI, ofrecen una precisión de 1 mm en su análisis en tiempo real (“on line”).

Posicionamiento y flujo de trabajo general

Para el setup de un tratamiento de mama con técnica en respiración libre, colocamos al paciente con la ayuda del sistema de vídeo de modo que el contorno de su superficie encaje en la imagen proyectada sobre una pantalla de la sala de tratamiento. Seguidamente se monitoriza en tiempo real la superficie del paciente y se compara con la superficie procedente del simulador a través de una región de interés (ROI, siglas en inglés) que indica una porción de superficie cuya correlación con la región de tratamiento debería ser muy buena. Por esta razón se procura que la ROI cubra la mama y, en caso de tener áreas ganglionares, que dicha ROI se extienda ligeramente hacia la posición de dichas áreas (Fig. 1).

En el caso del tratamiento con DIBH se cuenta con dos TC de simulación, uno en respiración libre y otro en inspiración mantenida. Con estas imágenes generaremos las respectivas superficies que exportaremos al sistema SGRT y que se podrán visualizar durante el posicionamiento. En la mesa de tratamiento se coloca la pantalla RTC en una posición adecuada para que el paciente pueda visualizar su ciclo respiratorio durante el tratamiento y de forma que no colisione con el gantry. Seguidamente, y como en el caso anterior, se realiza el posicionamiento con la superficie generada en el TC en respiración libre corrigiendo hasta que el sistema indique que se ha alcanzado la posición correcta. Tras esto, se sustituye en el software de SGRT la imagen de la superficie en respiración libre

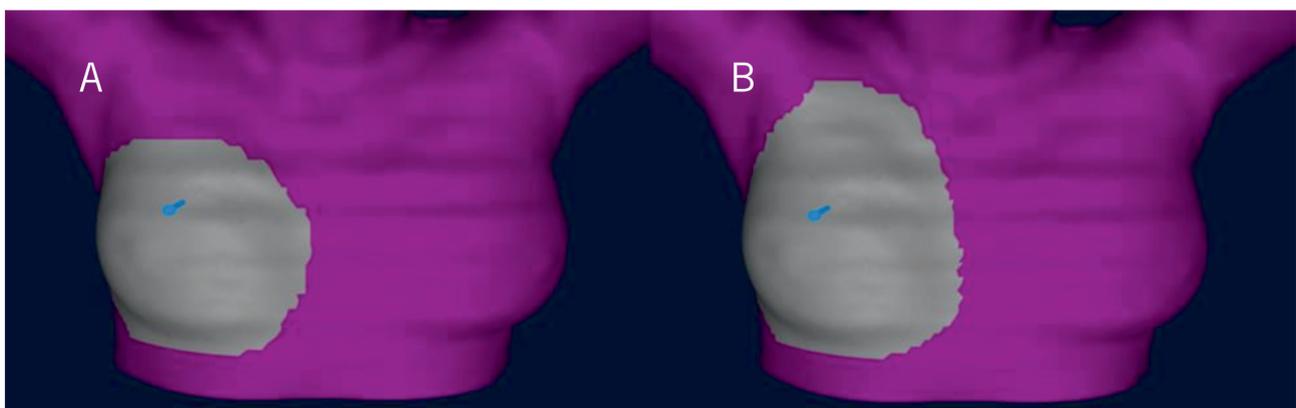


Fig. 1. Región de Interés (ROI) para mama simple (A) y para mama con áreas supraclaviculares (B). En la figura B la ROI se extiende ligeramente desde la mama hacia la zona supraclavicular.

por la imagen de superficie de DIBH y se le pide al paciente que tome aire hasta que su superficie en inspiración encaje con la generada en el TC; la pantalla RTC indicará al paciente que ha alcanzado el grado de inspiración correcto y le ayudará a mantenerlo. Por último, se le pide a la paciente que vuelva a posición de respiración libre comprobando, con la superficie en libre, que tras una inspiración ha vuelto correctamente a la posición de reposo sin moverse ni girarse; con ello nos aseguramos que entre las diferentes apneas del tratamiento la paciente puede reproducir la posición en DIBH de manera correcta. Por decisión médica, la DIBH se aplica en nuestro Servicio a mamas izquierdas sin áreas ganglionares, por ello, la ROI se limitará a este volumen.

El software expresa en milímetros (mm) las diferencias con las posiciones planificadas para traslaciones y en grados para rotaciones que, en el caso del posicionamiento correcto, deberían estar dentro de unos determinados umbrales (el software tiene por defecto ± 3 mm para traslaciones y 3° para rotaciones independientemente de la localización y de la técnica de tratamiento; nuestros umbrales definitivos para traslaciones se especifican más adelante y se diferencian según la técnica elegida).

Diseño estadístico

Tras el posicionamiento del paciente, se realizan dos imágenes radiológicas con energía de megavoltaje. Una con el giro de gantry correspondiente a un campo tangencial interno, y el segundo con giro de gantry a 0° . Aunque no son imágenes ortogonales, el software de imagen permite realizar una comparación con las imágenes reconstruidas por el Sistema de Planificación de Tratamientos (SPT) en las mismas proyecciones, de modo que el Oncólogo Radioterápico pueda establecer las traslaciones pertinentes en todas las direcciones del espacio (comparación denominada 2D-2D). Para ello utilizamos en las imágenes un filtro para tejido blando, de este modo la comparación se basa más en el volumen de tratamiento que en referencias óseas. En el momento de la adquisición de las imágenes radiológicas, se toma una lectura del sistema de superficie sobre la traslación vertical (VRT), longitudinal (LNG) y lateral (LAT). Con estos datos se realiza un estudio descriptivo de las traslaciones que sugiere la IGRT y de las que sugiere la SGRT, obteniéndose un tamaño de la muestra $n = 267$ para los tratamientos en respiración libre. En el caso de la DIBH, se toman la misma terna de valores cuando el paciente se encuentra en inspiración profunda, tanto de imagen radiológica como de superficie. Para sincronizar el disparo de la imagen

radiológica con la superficie en DIBH, nos ayudamos del software de SGRT y del dispositivo RTC que ayuda al paciente a alcanzar el grado de inspiración idóneo. El tamaño de la muestra fue de $n = 110$. Este estudio no analiza los giros ya que el software de análisis de imagen radiológica no ofrece información de todos los giros posibles (cabeceo, balanceo y rotación) mediante una comparación 2D-2D.

Con el objeto de estudiar las relaciones entre los dos conjuntos de valores, se realiza un análisis de frecuencia de las diferencias entre la SGRT y la IGRT para cada una de las traslaciones y un estudio de correlación bilateral basado en el parámetro de Pearson.⁵ Para este estudio estadístico se utilizó el software SPSS v15.

Márgenes de posicionamiento; umbrales en SGRT

La idea asociada a los márgenes de posicionamiento tiene que ver con la determinación de un intervalo dentro del cual se encontrará, con mayor o menor probabilidad, el correcto posicionamiento. Si el volumen a tratar se correlaciona con la superficie, los desplazamientos realizados por el oncólogo en la comparación 2D-2D deberían estar en sintonía con los desplazamientos que sugiere el sistema de superficie.

Del mismo modo que las tolerancias e incertidumbres en el sistema de imagen generan márgenes donde esperamos encontrar con una alta probabilidad el valor verdadero del desplazamiento para el correcto posicionamiento del paciente, también en la imagen por superficie se han de establecer unos márgenes o umbrales que aseguren que el posicionamiento es correcto con una alta probabilidad. Consideraremos como alta probabilidad un valor del 95% o superior, por tanto, los márgenes serán aquellos límites que se correspondan con un intervalo de confianza del 95% calculado a partir de las distribuciones de frecuencia de los diferentes desplazamientos (vertical, longitudinal y lateral). El teorema del límite central establece que, para un tamaño grande de la muestra, la distribución de la media es aproximadamente normal, de hecho, mientras la media y la varianza existan, la distribución de muestreo de la media se encontrará aproximada por una distribución normal,⁵ por tanto, se utilizará un factor de cobertura $k = 1.96$ para obtener el intervalo de confianza del 95% como corresponde a una distribución normal.⁵ A modo de comprobación, los márgenes así obtenidos se compararon con los intervalos que se obtendrían a partir de los errores sistemáticos y aleatorios obtenidos de las mismas distribuciones según la ecuación de Van Herk⁶ que otros autores³ utilizan para este mismo propósito.

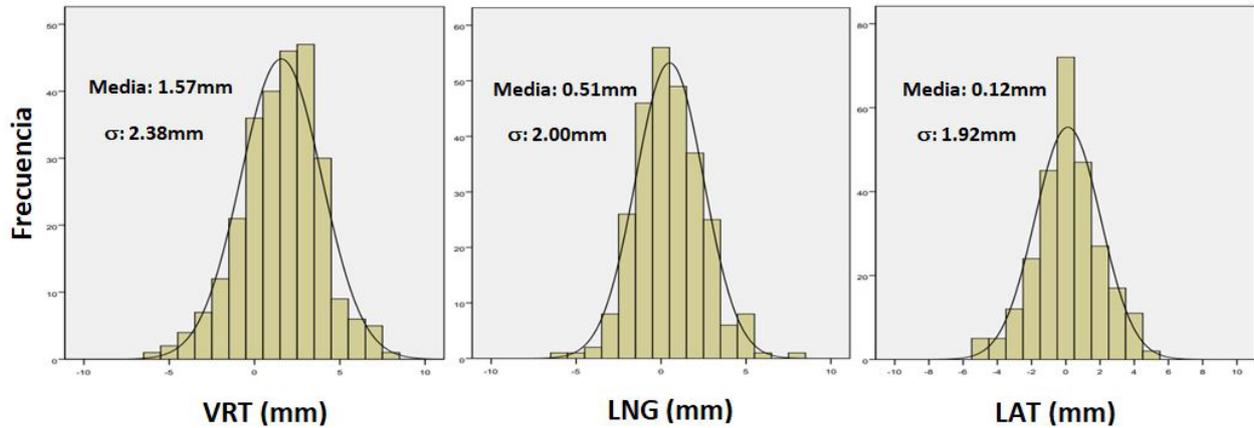


Fig. 2. Distribuciones de frecuencia de las diferencias entre SGRT e IGRT en las direcciones vertical (VRT), longitudinal (LNG) y lateral (LAT) para tratamientos de respiración libre. La desviación típica está representada por σ .

Resultados

Análisis de frecuencia y correlaciones

Con el fin de simplificar la comparación entre las traslaciones que sugieren los sistemas SGRT e IGRT se decidió analizar la frecuencia del valor de la diferencia entre ambos métodos en las diferentes traslaciones. De este modo tendremos por cada traslación una distribución de frecuencias centrada alrededor del cero. El valor cero en la diferencia sería la situación ideal en la que la SGRT y la IGRT coincidirían en la población de origen.

En las Figuras 2 y 3 se muestran las distribuciones de frecuencia de las diferencias entre los valores de SGRT y el desplazamiento que observa el Oncólogo Radioterápico tras la comparación de las imágenes

radiológicas en las tres traslaciones, para respiración libre y para DIBH, respectivamente. En la tabla 1 se detallan los valores de las medias y desviaciones típicas (σ) de estas distribuciones para el tratamiento en respiración libre. En la tabla 2 se muestran los valores medios y las desviaciones típicas de las distribuciones correspondientes a la técnica DIBH.

Si denominamos R al vector desplazamiento con coordenadas (LAT, VRT, LNG), en la Fig. 4 se muestra cómo se distribuyen las diferencias de los módulos de dicho vector entre SGRT e IGRT para el tratamiento en respiración libre y para DIBH. En la tabla 3 se muestran las medias y desviaciones típicas de las distribuciones de las diferencias en módulo de R entre SGRT e IGRT para la técnica en respiración libre y la DIBH.

Se encontraron correlaciones de Pearson bilaterales estadísticamente significativas para cada una de las traslaciones obtenidas con cada método en la técni-

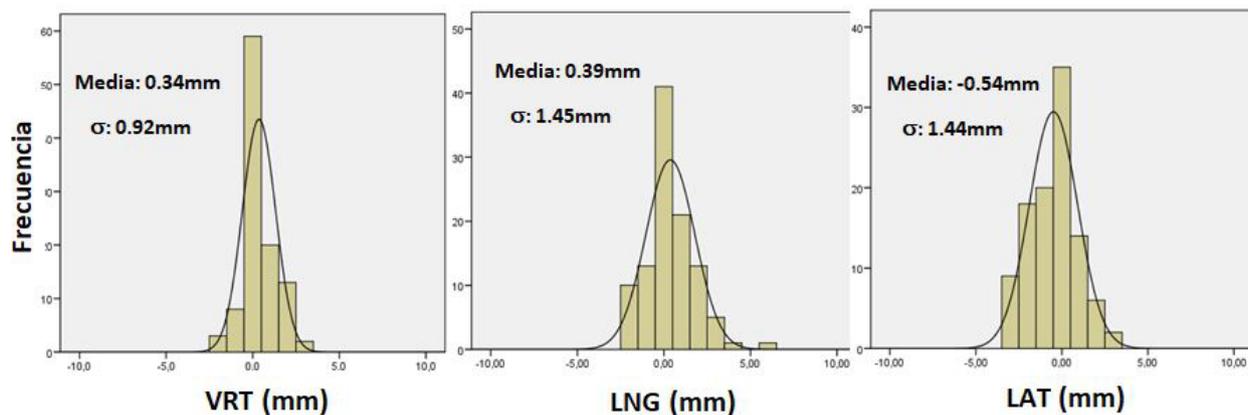


Fig. 3. Distribuciones de frecuencia de las diferencias entre SGRT e IGRT en las direcciones vertical (VRT), longitudinal (LNG) y lateral (LAT) para tratamientos de DIBH. La desviación típica está representada por σ .

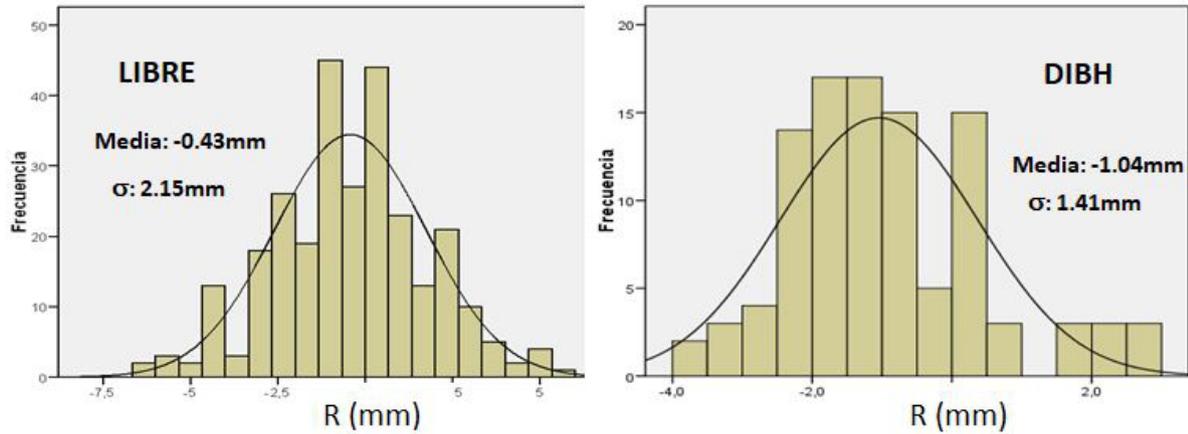


Fig. 4. Distribuciones de las diferencias entre SGRT e IGRT para el vector desplazamiento en técnica LIBRE y en DIBH. La desviación típica está representada por σ .

Tabla 1. Valores de las medias y desviaciones típicas de las distribuciones correspondientes a tratamientos de respiración libre.

Tamaño de la muestra: N = 267	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)
MEDIA (mm)	1.57	0.51	0.12
DESVIACIÓN TÍPICA (mm)	2.38	2.00	1.92

Tabla 2. Valores medios y desviaciones típicas de las distribuciones correspondientes a la técnica DIBH.

Tamaño de la muestra: N = 110	VRT (mm)	LNG (mm)	LAT (mm)
MEDIA (mm)	0.34	0.39	-0.54
DESVIACIÓN TÍPICA (mm)	0.92	1.45	1.44

Tabla 3. Medias y desviaciones típicas correspondientes a la distribución del vector desplazamiento para tratamientos en respiración libre y en DIBH.

	LIBRE	DIBH
MEDIA (mm)	-0.43	-1.04
DESVIACIÓN TÍPICA (mm)	2.15	1.41

Tabla 4. Valores del parámetro de correlación bilateral de Pearson, r , entre IGRT y SGRT, para las distintas traslaciones en tratamientos en respiración libre. También se incluye el grado de significación, p . La aplicación SPSS indica que la correlación fue significativa al nivel 0.01.

	VRT	LNG	LAT
r	0.32	0.44	0.52
p	< 0.01		

ca en respiración libre. En la tabla 4 se muestran los resultados obtenidos del parámetro de correlación, r y

el grado de significación, p . Como mostró la aplicación SPSS, la correlación fue significativa al nivel 0.01. Se muestra que la mejor correlación se obtiene para el

Tabla 5. Parámetros estadísticos de los valores observados en respiración libre de las diferentes traslaciones según la SGRT. Los valores del intervalo del 95% para cada traslación son del mismo orden que el "Setup margin" calculado a partir del error sistemático y aleatorio utilizando la ecuación de Van Herk.

	Media	Desv. Típica	Intervalo 95%	Σ	σ	Margen Setup
VRT(mm)	1.99	2.18	4.27	1.11	2.11	3.98
LNG(mm)	-0.44	1.71	3.30	0.71	1.63	2.91
LAT(mm)	0.07	1.71	3.34	0.91	1.49	3.31

Tabla 6. Parámetros estadísticos de los valores observados en DIBH de las diferentes traslaciones según la SGRT. Los valores del intervalo del 95% para cada traslación prácticamente coinciden con el “Setup margin” calculado a partir del error sistemático y aleatorio utilizando la ecuación de Van Herk.

	Media	Desv. Típica	Intervalo 95%	Σ	σ	Margen Setup
VRT(mm)	-0.16	0.83	1.63	0.46	0.71	1.64
LNG(mm)	-0.32	1.32	2.62	0.77	1.10	2.69
LAT(mm)	0.04	1.41	2.77	0.63	1.36	2.52

desplazamiento lateral. En la DIBH no se encontró una correlación estadísticamente significativa.

Umbral local para SGRT

En la tabla 5 se muestran, en mm, los valores medios, las desviaciones típicas y los intervalos de confianza al 95% (factor de cobertura $k = 1.96$ para la aproximación normal) de las distribuciones de frecuencia de los distintos desplazamientos obtenidos con SGRT para el tratamiento con respiración libre. En esta tabla también se muestran los errores sistemáticos y aleatorios de las medidas que participan en la ecuación de Van Herk y que Padilla et al.³ denominan “setup margin” según la expresión:

$$\text{Setup margin} = 2.5 \cdot \Sigma + 0.7 \cdot \sigma \quad (1)$$

Donde Σ es el error sistemático y σ es el error aleatorio.

En la tabla 6 se muestra la misma información que la mostrada en la tabla 5 pero para tratamientos DIBH.

Discusión

Análisis de frecuencias y correlaciones

Los resultados del análisis de frecuencias indican que la diferencia entre SGRT e IGRT es menor en la dirección LAT para la técnica en respiración libre. Por otro lado, las correlaciones que se muestran en la tabla 4 son del mismo orden que las encontradas por Padilla et al.³ donde reportaron valores de r de 0.49, 0.14 y 0.66 para VRT, LNG y LAT, respectivamente. Comparando estos valores con los mostrados en la tabla 4, observamos que en ambos estudios la variable mejor correlacionada es la dirección LAT. Este resultado se justifica, en tratamientos de respiración libre, observando que LAT es la dirección menos afectada por el movimiento respiratorio que ocurre, básicamente, en

las direcciones VRT y LNG. Para la DIBH, tabla 2, la traslación que mejor acuerdo encuentra entre SGRT e IGRT es la VRT. Por otro lado, las desviaciones típicas de todas las traslaciones en esta técnica son mejores que las encontradas en técnica de respiración libre. De hecho, esta pequeña dispersión de las diferencias encontradas entre la imagen de superficie y la imagen radiológica (del mismo orden que la precisión de los equipos) puede ser la causa de que no hayamos encontrado una correlación estadísticamente significativa en la DIBH.

Reducción del número de imágenes radiológicas

En el análisis de la imagen radiológica (matching) tenemos dos fuentes de incertidumbre, una debida al observador y otra al equipo de medida. El fabricante del equipo de imagen portal indica que la incertidumbre en la medida de una distancia en el monitor es del orden de $0.5 \text{ mm} (\text{máx}\{0.1 \text{ mm} \pm \sqrt{2}(\text{screen pixel size [mm]})\})$. Por otro lado, en un estudio de coincidencia interobservador en el registro entre imagen reconstruida e imagen portal para el posicionamiento de tratamientos de mama, se encontraron desviaciones interobservador menores que 2 mm en el 92% de los casos;⁷ basándonos en este dato, consideremos, de manera favorable, que la tolerancia debida al observador es de 1 mm. De

Tabla 7. Márgenes derivados de este estudio para respiración libre y para DIBH. MAG se corresponde con la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las diferentes traslaciones.

	RESPIRACIÓN LIBRE (mm)	TÉCNICA DIBH (mm)
VRT =	±4	±2
LNG =	±3	±3
LAT =	±3	±3
MAG =	±6	±5

este modo, podemos establecer una tolerancia expandida que defina un límite superior de variación en una traslación de la que estemos seguros que, una vez sobrepasado este límite, permite asegurar razonablemente que se está en presencia de un desplazamiento real sobre el que se tiene que tomar una decisión. Esta tolerancia expandida⁸ se calcula en metrología como la tolerancia más dos veces el valor de la incertidumbre, es decir, 2 mm (1 mm + 2 · 0.5 mm). Este valor se entiende como la cantidad que, de alcanzarse, no debe atribuirse a la incertidumbre interobservador ni a la incertidumbre asociada al equipo.

La intención médica en nuestro Servicio respecto al uso de la SGRT no consiste en la sustitución total de una técnica por otra en el posicionamiento del paciente, más bien, una convivencia mínima complementaria donde se asegure que se pueden aplicar los resultados de este estudio al paciente que inicia tratamiento. En caso afirmativo se podría disminuir el número de imágenes radiológicas utilizadas a lo largo de un tratamiento de mama. Esta intención parece razonable si se considera que las correlaciones entre la imagen radiológica y la superficie son muy dependientes de las diferentes relaciones volúmenes-superficies que nos podemos encontrar en los tratamientos de mama. Existen volúmenes profundos en algunas mamas cuya correlación con la superficie puede no ser buena; casos como mamas péndulas, prótesis, áreas ganglionares profundas como mamas internas, etc. Esto es equivalente a preguntarse si a cualquier paciente que inicia tratamiento se le pueden aplicar los resultados obtenidos en este estudio. O bien, ¿cuántas sesiones tendrían que convivir imagen radiológica y superficie en un tratamiento que empieza para saber si podemos aplicar la correlación de este estudio y así reducir el número de imágenes radiológicas? Si, como se vio anteriormente, la tolerancia expandida para el análisis de la imagen radiológica es de, al menos, 2 mm en cada dirección del espacio, lo que supone 3.5 mm en el valor del módulo de R, se nos plantea estudiar cuál debe ser el tamaño de una muestra (formada por las sesiones de un paciente) para que la media de las diferencias de los módulos del vector desplazamiento R entre SGRT e IGRT se encuentre dentro de un intervalo igual o menor a 3.5 mm, con un intervalo de confianza del 95%. Para ello hacemos uso de una ecuación derivada de la Desigualdad de Tchebysheff y de la Ley de los Grandes Números⁵ que relaciona el tamaño de una muestra, n , la desviación típica de la distribución de frecuencias, σ , el grado de error, α , que asumimos con el nivel de confianza elegido, y el valor de la diferencia de módulos, ε . Esta ecuación es:

$$n = \frac{\sigma^2}{\alpha \cdot \varepsilon^2} \quad (2)$$

Donde $\alpha = 0.05$, $\varepsilon = 3.5$ mm y $\sigma = 2.15$ mm para la técnica en respiración libre y $\sigma = 1.41$ mm para la DIBH, según se observa en la tabla 3. Con estos datos obtenemos que, para respiración libre, se necesitarían aproximadamente 7 imágenes radiológicas para establecer la relación entre SGRT e IGRT, mientras que para la DIBH serían suficientes 4 imágenes.

Umbral para la SGRT

En el estudio de los márgenes de posicionamiento, tanto en respiración libre (tabla 5) como en DIBH (tabla 6) observamos que los valores del intervalo de confianza del 95% tienen un acuerdo muy bueno con los valores obtenidos a partir la expresión de Van Herk. Este acuerdo es mayor en DIBH, donde los valores entre ambos métodos prácticamente coinciden. Estos resultados obtenidos para respiración libre mejoran alrededor de 5 mm en todas las traslaciones a los encontrados por Padilla et al.³ La razón para esta mejora radica, como ellos también mencionan, en que alinean la imagen radiológica basándose en estructuras óseas en lugar de hacerlo al volumen mamario. Por otro lado, Hamming et al.⁹ obtienen para DIBH valores en errores sistemáticos y aleatorios que difieren de los aquí obtenidos (tabla 6) en menos de 1 mm para todas las direcciones ortogonales. Además, concluyen que con SGRT los pacientes se pueden posicionar con este sistema de modo que los errores de posición estén dentro de 5 mm, valor igual al obtenido en este estudio. Estos valores pueden utilizarse para establecer los umbrales de desplazamiento en la aplicación de SGRT de las diferentes traslaciones. En la tabla 7 mostramos los umbrales derivados de nuestro estudio redondeando al milímetro. Donde MAG se calcula como la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los umbrales de las traslaciones. Esta tabla no tiene en cuenta otras incertidumbres que podrían hacer aumentar dichos márgenes, entre ellas, la incertidumbre en el isocentro del equipo que afectaría a la imagen radiológica.

Para observar si existe coherencia entre los diferentes resultados obtenidos, podemos comparar los márgenes de la tabla anterior con las diferencias esperadas que se calcularían a partir del número de imágenes mínimas derivado de la ecuación (2) para cada técnica. Para ello sustituimos los resultados de n en la ecuación (2) con el fin de obtener la diferencia asumible ε en la traslación con menos dispersión para cada técnica. Así, para la técnica de respiración libre, la traslación con menos dispersión es LAT ($\sigma = 1.92$ mm, tabla 1), despejando ε en (2) y sustituyendo los valores con $n = 7$, tendremos que $\varepsilon = 3.24$ mm. Para la técnica DIBH, el resultado para su traslación con menos dispersión, VRT ($\sigma = 0.92$ mm en tabla 2), con

$n = 4$, sería $\varepsilon = 2.05$ mm. Redondeando al milímetro, estos valores coincidirían con los márgenes establecidos en la tabla 7 y es lo que esperaríamos que se cumpliera cada vez que se comparen SGRT e IGRT en cada tratamiento que comienza. En caso negativo se tendría que ampliar la muestra en el tratamiento que comienza y la reducción de imágenes radiológicas sería menor.

Conclusiones

El estudio combinado de la SGRT e IGRT en nuestro hospital indica una correlación significativa entre ambos métodos para la técnica en respiración libre, siendo la dirección LAT la que menos dispersión presenta, por tanto, la más fiable en la comparación entre dichas técnicas. Para la técnica DIBH, la dirección VRT ha sido la que menos dispersión presenta.

Este estudio nos ha ayudado a establecer umbrales aplicables a SGRT para nuestra institución, aunque convendría que estos umbrales fuesen revisables a partir de la toma de nuevas muestras que tuvieran en cuenta nuestro avance en la curva de aprendizaje y la implantación de nuevos progresos técnicos en la SGRT.

Las correlaciones entre la SGRT y la IGRT permiten reducir el número de imágenes radiológicas lo que supone un beneficio dosimétrico para el paciente y la optimización de tiempo y recursos para el Servicio de Radioterapia.

Agradecimientos

Este trabajo no se podría haber realizado sin la participación de nuestros Técnicos de Radioterapia que, desde el control de máquinas, tomaron muchos de los datos que forman parte de la muestra de este estudio.

Conflicto de interés

Los autores declaran que no existe conflicto de interés en la realización de este estudio.

Referencias

1. Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, Lu W, Wu C, Olivera G, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol* 2003;56(1):89–105. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(03\)00090-7](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0360-3016(03)00090-7).
2. Penninkhof J, Fremeijer K, Offereins-van Harten K, van Wanrooij C, Quint S, Kunnen B, Hoffmans-Holtzer N, Swaak A, Baaijens M, Dirx M. Evaluation of image-guided and surface-guided radiotherapy for breast cancer patients treated in deep inspiration breath-hold: A single institution experience. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol* 2022;21:51–57. <https://doi.org/10.1016/j.tipsro.2022.02.001>.
3. Padilla L, Kang H, Washington M, Hasan Y, Chmura SJ, Al-Hallaq H. Assessment of interfractional variation of the breast surface following conventional patient positioning for whole-breast radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15(5):177–89. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i5.4921>.
4. Al-Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN, Havnen-Smith A, Higgins SA, Kügele M, et al. AAPM task group report 302: Surface-guided radiotherapy. *Med Phys* 2022;49(4):e82–112. <https://doi.org/10.1002/mp.15532>.
5. Canavos GC. Probabilidad y Estadística: Aplicaciones y Métodos. 1a ed.1a. reimp. Madrid: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA; 2003.
6. Van Herk M. Errors and Margins in Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1):52–64. <https://doi.org/10.1053/j.semradonc.2003.10.003>.
7. Jerezczek-Fossa BA, Santoro L, Colangione SP, Morselli L, Fodor CI, Vischioni B, et al. Electronic portal imaging registration in breast cancer radiotherapy verification: analysis of inter-observer agreement among different categories of health practitioners. *Neoplasma* 2013;60(3):302–8. https://doi.org/10.4149/neo_2013_040.
8. Uncertainty of measurement-Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995) ISO/IEC GUIDE 98-3:2008(E).
9. Hamming VC, Visser C, Batin E, McDermott LN, Busz DM, Both S, Langendijk JA, Sijtsema NM. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring. *Rad Oncol* 2019;14(1). <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1329-6>.

Comisionado de un MR-linac Elekta Unity

Commissioning of an MR-linac Elekta Unity

Carlos Ferrer Gracia*, **Concepción Huertas Martínez**, **David García Riñón**, **Marcos Martínez Sánchez**, **Giorgia Yang**, **Miguel Barroso Miranda**, **Moisés Sáez Beltrán**

Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario la Paz, Paseo de la Castellana, 261, 28046 Madrid.

Fecha de Recepción: 27/08/2023 - Fecha de Aceptación: 08/01/2024

La combinación de un acelerador lineal con un equipo de resonancia magnética ha dado lugar a los sistemas de radioterapia guiada por imagen de resonancia magnética, denominados MR-linac. Estos equipos aprovechan la imagen de resonancia magnética para localizar el tumor y la posición de los órganos sanos y hacen posible adaptar el plan de tratamiento en cada fracción, además de poder visualizar la anatomía del paciente durante el tratamiento, mientras tiene lugar la irradiación. La combinación de ambos equipos añade cierta complejidad al proceso de comisionado. Este trabajo describe las medidas que se realizaron durante el comisionado de un MR-linac Unity, las correspondientes al acelerador lineal, a la resonancia magnética, y a la combinación de ambos equipos. Todos los resultados de las medidas cumplieron las tolerancias establecidas, y tan sólo se requirió una mejora en la exactitud de la posición del MLC. Las pruebas de funcionamiento del sistema con tratamientos de IMRT superaron el índice gamma 3%/3 mm y 5% de valor umbral de fondo con valores superiores al 95% mientras que la medida con cámara de ionización se diferenció un máximo de 0.87% respecto de la calculada por el TPS.

Palabras clave: Comisionado, MR-linac, Unity, radioterapia adaptativa.

The combination of a linear accelerator with a magnetic resonance has given rise to magnetic resonance image-guided radiotherapy systems, known as MR-linac. These systems take advantage of the magnetic resonance image to locate the tumor and the position of healthy organs and make it possible to adapt the treatment plan for each fraction, as well as to visualize the patient's anatomy during treatment, while irradiation is taking place. The combination of both devices adds a degree of complexity to the commissioning process. This work describes the measurements made during the commissioning of those corresponding to the linear accelerator, the magnetic resonance, and the combination of both devices. All measurement results met the established tolerances, and only an improvement in the accuracy of the MLC position was required. The performance tests of the system with IMRT treatments exceeded the gamma index 3%/3 mm and 5% background threshold with values above 95% while the measurement with ionization chamber differed by a maximum of 0.87% with respect to that calculated by the TPS.

Key words: Commissioning, MR-linac, Unity, adaptive radiotherapy.

1. Introducción

La radioterapia guiada por imagen (IGRT) ha supuesto un avance importante en los tratamientos oncológicos con radiaciones ionizantes, ya que ha permitido la localización del volumen de tratamiento (PTV) de manera más precisa. Desde hace unos pocos años, dicha localización se ha llevado a cabo fundamentalmente mediante sistemas de tomografía computarizada (TC) de haz cónico (kV-CBCT) instalados en el acelerador lineal, con el panel plano del propio

equipo (EPID), mediante equipos de ultrasonidos (US) o con sistemas de guiado por superficie (SGRT).¹ Más recientemente, comenzó el desarrollo de equipos de radioterapia que integran un acelerador lineal junto con un equipo de resonancia magnética (RM),^{2,3} con los primeros tratamientos de pacientes documentados en 2017.⁴ La mejora evidente de estos equipos, denominados MR-linac (del inglés, MR, *Magnetic Resonance*, y *linac*, acelerador lineal) reside en la mayor capacidad de contraste de tejidos blandos de la imagen por resonancia magnética,⁵ especialmente en zonas en las

*Correspondencia: carlos.ferrer@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.002>

que el logrado por TC no es suficiente o con gran movimiento intrafracción, lo que permite la localización del tejido tumoral de manera más precisa antes y durante el tratamiento, ya que es posible adquirir imagen de RM durante la irradiación. Este hecho, junto con que estos equipos están orientados a la adaptación diaria del plan de tratamiento, dan lugar a la radioterapia adaptativa guiada por imagen de resonancia magnética (MRIGRT), en la que se realiza una imagen de RM previa a cada fracción de radioterapia sobre la que se recalcula el plan de tratamiento.⁶ Además, cabe resaltar que con los MR-linac es posible obtener la imagen de RM durante el tratamiento para controlar posibles movimientos intrafracción del PTV, de los órganos de riesgo (OAR) o del paciente en general, lo que supone una clara mejora respecto al resto de sistemas de IGRT en cuanto a la localización del PTV y a la adaptación diaria del plan de tratamiento.

El diseño del MR-linac presenta una geometría muy diferente a la de los aceleradores lineales con geometría de brazo en C. Para su comisionado, se deben combinar las medidas geométricas y dosimétricas habituales junto con las de una RM, para la que, dado que su imagen se va a emplear en la planificación de tratamientos de radioterapia, cobran especial importancia las medidas de exactitud geométrica y calidad de imagen,^{7,8} así como de su coincidencia con el sistema de coordenadas del acelerador lineal. También hay que tener en cuenta los efectos de la RM sobre la dosimetría. Probablemente el efecto más importante durante las medidas dosimétricas de comisionado en presencia de un campo magnético sea el efecto de la fuerza de Lorentz ($\vec{F} = q \cdot \vec{v} \times \vec{B}$) sobre los electrones secundarios,^{2,9} que actúa modificando su trayectoria de manera que si entran en aire y no son absorbidos, ésta se curva y provoca un movimiento en espiral a lo largo de las líneas de campo magnético (*electron stream effect* (ESE)),¹⁰ que puede provocar que se deposite dosis en zonas fuera de área de tratamiento, en dirección a cabeza o pies del paciente. Asimismo, electrones que abandonen un medio de alta densidad a uno de baja, pueden desviarse y volver hacia el medio de alta densidad produciendo un aumento de dosis en la interfase (*electron return effect*, ERE).^{2,11} Estos efectos deberán ser tenidos en cuenta posteriormente en los tratamientos a pacientes.

La instalación de un nuevo equipo de radioterapia en un departamento de Oncología Radioterápica, en el caso de un acelerador lineal, siempre implica dos procesos diferentes: su aceptación y su puesta en servicio o comisionado. Durante la aceptación, el proveedor demuestra su rendimiento con respecto a las especificaciones dosimétricas y mecánicas, además de su funcionalidad, en presencia de los miembros del Servicio de Radiofísica Hospitalaria, que deben dar su aprobación a los resultados mostrados. Tras la acepta-

ción, en el proceso de comisionado se establecen las características del haz de tratamiento necesarias para el uso clínico. Los datos recogidos durante la puesta en servicio o comisionado sirven de referencia para futuras mediciones de garantía de calidad dosimétrica y para el modelado del programa de cálculo planificador de tratamientos (TPS).¹²⁻¹⁵

En estos últimos años, ante la falta de una guía con carácter oficial para la aceptación y el comisionado del MR-linac Unity (Elekta AB, Estocolmo, Suecia), esta tarea se ha venido realizando siguiendo las indicaciones de la empresa fabricante Elekta, y de diferentes trabajos publicados.¹⁶⁻²² Una vez que concluye la instalación del equipo en el búnker, el personal de Elekta realiza las pruebas de aceptación (DAT), durante las que miembros del Servicio de Radiofísica están presentes para verificar que el equipo cumple especificaciones y solicitar modificaciones si no es así. El comisionado, las medidas del modelado del haz y su posterior validación se realizan conjuntamente por el Servicio de Radiofísica del centro, el personal de Elekta y el de Philips para las pruebas de calidad de imagen de la RM. Las medidas se efectuaron con equipamiento propio y el suministrado por Elekta para el comisionado. El propósito de este trabajo es describir las principales pruebas y medidas realizadas durante el comisionado de un MR-linac Unity, junto con los resultados obtenidos. Se ha seguido especialmente la metodología descrita en los trabajos de Snyder *et al.*¹⁶ y de Roberts *et al.*²⁰, al ser los primeros trabajos publicados y los más completos en lo que respecta al comisionado de MR-linac. Estos trabajos, al igual que el presente, se apoyan a su vez en guías internacionales, especialmente las redactadas por la Asociación Americana de Física Médica (AAPM),^{12,13,23,24} la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA),²⁵⁻²⁷ el Instituto de Física e Ingeniería Médicas (IPEM)²⁸ o la Comisión Holandesa de Dosimetría de las Radiaciones (NCS).²⁹

Se han añadido algunas breves referencias a mediciones que se realizaron durante la aceptación del equipo, para dar una visión más completa del número de estas que se llevan a cabo, fundamentalmente en lo que respecta a la RM, junto con algunas alternativas para medidas que no se podrían realizar una vez que ya no se dispone del equipamiento que Elekta suministra durante el comisionado.

2. Material y métodos

2.1. Descripción del MR-linac Unity

En la actualidad existen fundamentalmente dos sistemas MR-linac comerciales en modo clínico: el MRIdian (ViewRay Inc., Oakwood, USA) y el Unity. El

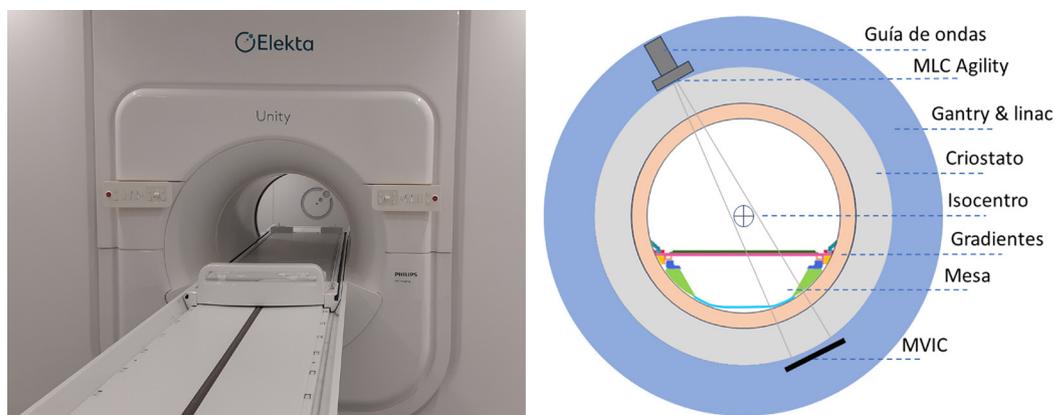


Fig. 1. Fotografía y esquema de la zona central del Elekta Unity.

comisionado se ha llevado a cabo en este último, que combina un acelerador lineal con guía de onda estacionaria y energía nominal de 7 MV FFF junto con una RM Philips Ingenia modificada de 1.5 T (Philips Healthcare, Amsterdam Países Bajos), que han llamado Marlin (fig. 1). El brazo o gantry en anillo del acelerador lineal comprende todos los componentes de generación del haz de radiación, de manera similar a como ocurre en otros equipos como la Tomoterapia (Accuray Inc., Sunnyvale, CA, EEUU)³⁰ o el Halcyon (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, EEUU).³¹ Se encuentra situado alrededor del criostato (estructura anular de aluminio que contiene el helio líquido) y presenta su eje de rotación coincidente con el eje central de las bobinas y del campo magnético estático B_0 en la dirección Y negativa (IEC61217). El gantry rota en sentido horario o anti horario en el anillo exterior de la resonancia magnética a una velocidad de 6 rpm e incorpora un colimador multiláminas (MLC) Agility de 80 pares de láminas, similar al instalado en los aceleradores lineales con brazo en C de Elekta, pero con el giro de colimador fijado a 90°, de manera que el movimiento de las láminas resulta en dirección superior/inferior con respecto a la anatomía del paciente, paralelo a las líneas de campo magnético. Este diseño prepara el equipo para que las láminas sigan el movimiento del tumor cuando se instale en un futuro el *gating* respiratorio. La mesa de tratamiento sólo realiza movimientos longitudinales y el isocentro se encuentra a 14 cm sobre su superficie y distancia fuente-isocentro de 143.5 cm, con anchura de lámina en el plano del isocentro de 7.175 mm. El diámetro interior de la resonancia es de 70 cm.

La radiación emitida atraviesa el criostato de la resonancia magnética perpendicularmente a B_0 , lo que produce un efecto similar al del filtro aplanador en los aceleradores lineales con geometría de brazo en C²¹ y limita la tasa máxima de dosis absorbida a 425 UM/min en el isocentro. El criostato y las bobinas de B_0 se han modificado para minimizar la atenuación del haz,²⁰ lo que hace que el tamaño máximo del campo

de radiación en el isocentro sea de $57.4 \times 22.0 \text{ cm}^2$. El sistema tiene integrado un panel EPID basado en un centelleador de silicio amorfo ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$) para adquirir imágenes de megavoltaje (MV) que faciliten los procedimientos de medida, calibración y garantía de calidad, ya que no dispone de luz de campo. Este panel está colocado opuesto a la fuente de Rayos X, con tamaño de campo máximo de $22.0 \times 9.5 \text{ cm}^2$ y una distancia a la fuente de radiación de 265.7 cm. Actualmente, el equipo es capaz de realizar tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) *step and shoot* y conformada 3D (3DCRT).¹⁹

2.2. Medidas principales del comisionado

En la tabla 1 se detallan las medidas principales realizadas durante el comisionado. Medidas adicionales se llevaron a cabo durante la aceptación y no se describen en este trabajo,^{22,32} que se ciñe a las realizadas exclusivamente durante el comisionado. La tabla 1 se ha dividido en 4 secciones, medidas correspondientes a elementos mecánicos del sistema, calidad de imagen en RM que sigue las recomendaciones de la AAPM³³ y la ACR,³⁴ caracterización del haz de radiación y por último comprobación del modelado y dosimetría del flujo de trabajo. Muchas de las pruebas descritas quedan incluidas en el control de calidad (CC) periódico que se realiza con el sistema funcionando en modo clínico.

2.3. Elementos mecánicos

2.3.1. Ángulo de Gantry

Debido a la geometría en anillo el equipo, el ángulo de gantry se comprueba con un nivel a 270° y 90°, colocándolo sobre una superficie plana accesible

Tabla 1. Medidas principales realizadas en el comisionado, con el apartado del texto en el que se describen y sus tolerancias donde sean aplicables junto con su referencia. Donde se trata de datos para pruebas de constancia en CC posteriores, se especifica en la tolerancia "No aplica" (NA). Las medidas se han dividido en elementos mecánicos del sistema, medidas realizadas para la RM, medidas dosimétricas y medidas del funcionamiento del sistema en su conjunto.

Elementos mecánicos	#	Tolerancia	Referencia
Ángulo de gantry	2.3.1	< 1°	TG 142
Isocentro de radiación	2.3.2	< 0.5 mm	TG 142
Coincidencia isocentro RM-MV	2.3.3	RMS < 1 mm	Elekta
Exactitud de la posición del MLC	2.3.4	< 1 mm	TG 198
Resonancia magnética			
Precisión geométrica 3D	2.4.1	(Tabla 3)	
Calidad de imagen	2.4.2		
<i>Uniformidad</i>		> 99%	NEMA
<i>Relación señal/ruido</i>		> 87	NEMA
<i>Escala transversal</i>		< 0.5%*	NEMA
<i>Escala coronal</i>		< 0.5%*	NEMA
<i>PIQT</i>			NEMA
<i>Uniformidad</i>		< 47	
<i>Relación señal/ruido</i>		> 59	
<i>Linealidad espacial*</i>		< 0.5%	
<i>Resolución espacial (Tamaño de píxel)</i>		< 1.3 mm (horizontal) < 1.5 mm (vertical)	
Dosimetría			
Atenuación del criostato	2.5.1	< 1% (respecto referencia)	TG 142
Transmisión del MLC	2.5.2	< 0.5% (respecto referencia)	TG 142
Atenuación de la antena	2.5.3	NA	
Dosimetría de referencia	2.5.4	< 2% (respecto referencia)	TG 142
Linealidad con las UM	2.5.5	< 2%	TG 142
Caracterización del haz	2.5.6	NA	
<i>Comparación TPS</i>		2%/2 mm	AAPM PG 5.a.
Factores de campo	2.5.7	NA	
Funcionamiento			
Validación del modelado	2.6.1	(3%/2 mm/10% umbral) ≥ 90%	TG 218
Test end-to-end	2.6.2	< 2%	TG 119

* Máxima diferencia (%) entre distancia real y medida.

desde un lateral del equipo. Para medidas adicionales, se ha empleado el maniquí de alineación de MV (fig. 2a) suministrado por Elekta que incluye un marcador radiopaco de 10.0 mm de diámetro en su centro y dos anillos de 12 marcadores radiopacos de 4.0 mm distribuidos cada 30°, lo que hace que resulte conveniente para esta prueba. Una vez colocado este maniquí

sobre la plataforma de CC suministrada por Elekta se sigue el procedimiento descrito por Powers *et al.*¹⁷ que consiste en adquirir imágenes de MV desde 0° a 360° en incrementos de 30° con un campo de 10 × 10 cm², 50 UM, y observar si las imágenes de los marcadores diametralmente opuestos se solapan.

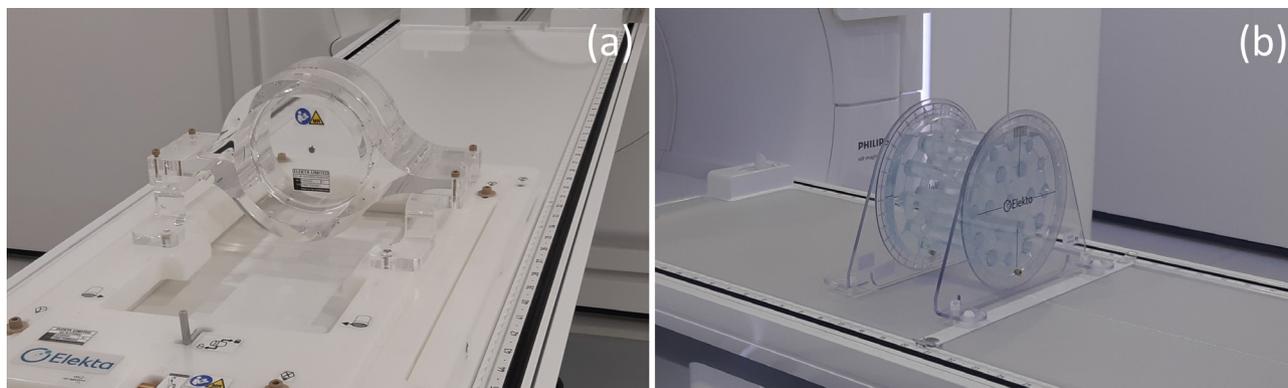


Fig. 2. Maniquies de alineación de MV (a) y maniquí MR-to-MV (b).

2.3.2. Isocentro de radiación

Se comprueba la exactitud del isocentro de radiación con la rotación del gantry. Para llevar a cabo esta prueba se ha utilizado el test de Winston-Lutz, en el que se adquieren diferentes imágenes de un marcador radiopaco a varios ángulos de gantry. Se ha utilizado durante la aceptación y el comisionado la herramienta de caracterización del criostato (CCT) suministrada por Elekta, que incluye en su extremo una esfera radiopaca que se coloca en el isocentro y se adquieren imágenes de 0° a 360° cada 30° con el panel EPID de MV. El tamaño de campo irradiado fue de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y 100 unidades de monitor (UM). Las imágenes se analizaron con el programa RIT v. 6.3.1. (Radiological Imaging Technologies, Inc., CO, EEUU). El isocentro de radiación se puede obtener por otros métodos si no se dispone de la CCT, como por ejemplo utilizando el marcador central del maniquí de alineación de MV (fig. 2a).^{16,17}

2.3.3. Coincidencia isocentro RM-MV

El centro geométrico de la imagen de RM debe coincidir lo mejor posible con el centro de rotación mecánico del gantry del acelerador lineal para evitar posibles errores sistemáticos en caso de desalineamiento.¹⁶ Tras el comisionado, esta prueba se lleva a cabo de forma periódica para verificar la transformación entre isocentros de RM a MV. Se obtiene la media cuadrática de la coincidencia entre el origen de la RM y el isocentro de MV una vez aplicada la transformación, que se introduce inicialmente en el TPS. Por ello, una modificación afectaría al cálculo e indicaría un cambio en el sistema de coordenadas de la RM o el MV.

Se utiliza el maniquí suministrado por Elekta MR-to-MV (fig. 2b), que contiene en su interior 7 esferas de ZrO_2 colocadas en posiciones conocidas en una solución de CuSO_4 . Las esferas aparecen como contraste

negativo en las imágenes ponderadas en T1 de RM y como marcadores radiopacos en la imagen de MV. Con el maniquí posicionado en el isocentro, se adquieren imágenes de MV a varios ángulos de gantry y tamaño de campo $22 \times 9 \text{ cm}^2$, junto con una imagen ponderada en T1 de RM. Las imágenes se analizan utilizando un software propio de Elekta, que detecta, mediante un análisis de gradiente de intensidad, el centro de cada esfera tanto en la imagen de MV como en la MR. Para determinar la coincidencia entre el isocentro de MV y el de la RM, el software compara las posiciones de los centros de las esferas en ambos sistemas de imagen y da como resultado las traslaciones y rotaciones entre los mismos. Estos resultados se almacenan en el TPS. En el CC periódico tras el comisionado, se comparan los valores medidos con los valores que se registraron inicialmente para comprobar su constancia.

2.3.4. Exactitud de la posición del MLC

No es posible utilizar imágenes del panel plano incorporado al acelerador lineal para realizar un test de franjas a todas las láminas del MLC como en los aceleradores lineales con geometría de brazo en C debido a que sus dimensiones ($22 \times 9.5 \text{ cm}^2$) no permiten más que el control de los 30 pares de láminas centrales. Durante el comisionado, para esta prueba se utiliza el sistema de CC Elekta Aqua, que analiza los datos provenientes del panel de MV. También se utilizó película radiocrómica EBT3 (Gafchromic film, Ashland, EEUU) para completar la medida y comprobar la exactitud de la posición de todas las láminas del MLC.³⁵ Para efectuar este último procedimiento se colocaron tres películas EBT3 sobre 5 cm de agua sólida de manera que cubran toda la anchura de la mesa. Se añadieron 2 cm de agua sólida sobre la película y se irradiaron 3 franjas de 1 cm de espesor. Se añadió sobre la película una lámina de cobre para mitigar el efecto de retorno de los electrones. La película se digitalizó utilizando

un escáner Epson 10000 XL a 75 PPP (puntos por pulgada) y se analizó con el programa FilmQA Pro (Ashland, Bridgewater, NJ, EEUU). El programa analiza la máxima desviación absoluta entre láminas, siendo la tolerancia de 1 mm.³⁶

2.4. Resonancia Magnética

Fundamentalmente, se realizaron pruebas que atañen a la precisión geométrica y la calidad de imagen, quedando éstas como periódicas para el CC rutinario de la RM.

2.4.1. Precisión geométrica 3D

Esta prueba evalúa la precisión geométrica de las imágenes de RM. Se utiliza un maniquí para CC geométrico 3D (fig. 3) de dimensiones 500 × 375 × 330 mm² y la bobina de cuerpo para la adquisición. Este maniquí consta de siete planos separados 55 mm que contienen 1932 cápsulas de aceite situadas en posiciones bien definidas separadas 25 mm en cada plano y que actúan como marcadores. El volumen que abarcan los marcadores en el isocentro tiene 500 mm de diámetro y 330 mm de longitud. Se realizan dos adquisiciones: una secuencia de localización que determina la posición del maniquí y una adquisición FFE 3D (del inglés, *3D balanced fast field echo*, o secuencia de gradiente de eco tridimensional de campo rápido equilibrado en estado estacionario)³⁷ ponderada en T1 para realizar el análisis de precisión geométrica. En el análisis, que está automatizado por el software del equipo, se comparan las ubicaciones de marcador físico del maniquí con las observadas en las imágenes de RM y se obtiene la distorsión máxima medida en milímetros como la diferencia entre la posición del marcador físico y el marcador detectado

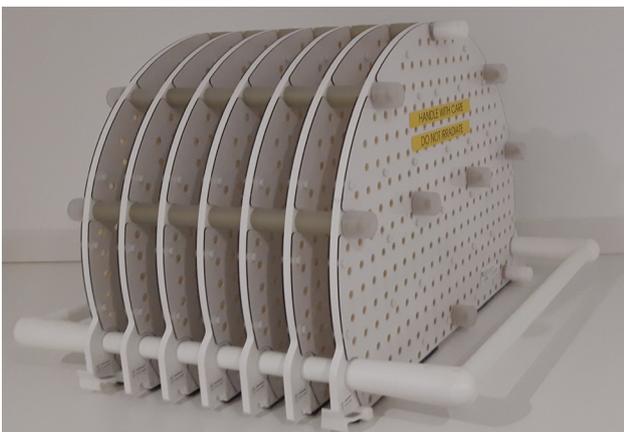


Fig. 3. Maniquí de precisión geométrica 3D.

en el interior de los volúmenes predefinidos alrededor del isocentro.

2.4.2. Calidad de imagen

El CC de imagen de la RM se realiza durante la aceptación y comisionado, así como prueba periódica (diaria y mensual). Se realizan (tabla 1) un test de la uniformidad de imagen, de relación señal/ruido (SNR) que comprueba esta relación en todos los elementos de las antenas o bobinas anterior y posterior, un test de escala transversal y coronal que comprueba que la escala de las imágenes es correcta en ambos planos, y un test periódico (PIQT, del inglés, *Periodic Image Quality Test* o control periódico de calidad de imagen) que evalúa las propiedades clave del rendimiento del sistema de RM mediante tres exploraciones utilizando junto con las bobinas mencionadas la bobina de cuerpo. Este último test utiliza secuencias SE (spin-eco) y FFE (eco de gradiente, o del inglés *fast field echo*), mide la frecuencia central, la resolución espacial, el grosor del corte, la uniformidad de la imagen y la linealidad espacial. Estas dos secuencias son las más comúnmente utilizadas en calidad de imagen de RM y el sistema utiliza automáticamente una u otra según los datos que se quieran obtener.^{18,32}

Todas las pruebas se llevan a cabo utilizando un maniquí de cabeza de 200 mm situado en el isocentro del sistema (fig. 4). Las exploraciones se analizan automáticamente con el software del equipo, que se basa en los estándares para RM publicados por la Asociación Nacional de Fabricantes Eléctricos (NEMA).³⁸⁻⁴⁰

2.5. Dosimetría

2.5.1. Atenuación del criostato

El criostato es un recipiente aislado anular que se utiliza para mantener bajas temperaturas criogénicas mediante su llenado con helio líquido, lo que asegura la superconductividad de la RM. La atenuación que produce el criostato al ser atravesado por el haz de radiación varía con el ángulo de gantry debido a posibles irregularidades en su superficie y al nivel de llenado de helio.²⁰ Por ello, se debe realizar una caracterización completa de la atenuación según dicho ángulo y para un nivel de llenado de helio fijo que debe mantenerse estable, ya que estos datos se introducen en el modelado del TPS y una variación en el porcentaje de llenado lo invalidaría, ya que la cantidad de helio atravesada por la radiación no sería la misma que durante el comisionado y podría provocar cambios

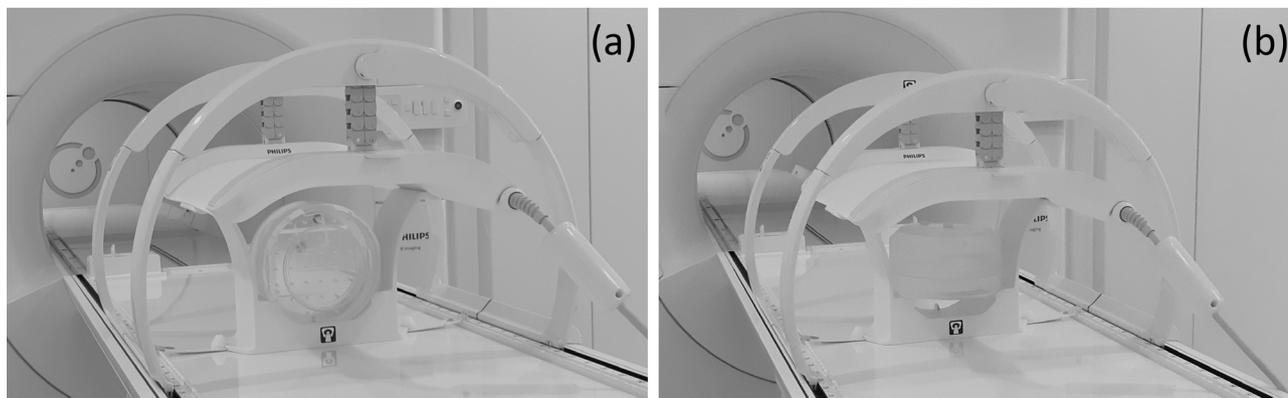


Fig. 4. Maniquí de cabeza colocado para efectuar la prueba PIQT y escala transversal (a) y la de escala coronal (b). Sobre el maniquí se encuentra colocada la antena anterior.

de dosis absorbida mayores al 2%, fuera de tolerancia para los tratamientos radioterápicos.⁴¹

Las medidas para la caracterización de la atenuación del criostato se realizaron desmontando la bobina posterior y el puente de la mesa, para que no influyeran en la medida. A continuación, se colocó una cámara de ionización Farmer PTW TW30013 (PTW, Friburgo, Alemania) con caperuza de equilibrio electrónico en el isocentro. La posición de la cámara se comprobó tras adquirir 4 imágenes con el EPID a los 4 ángulos cardinales (0°, 90°, 180° y 270°) y analizarlas con el software de Elekta. Una vez colocada la cámara, se realizaron irradiaciones cada 2° con un tamaño de campo de 10 × 10 cm², obteniéndose el mapa de transmisión correspondiente que se introducirá posteriormente en el modelado.

2.5.2. Transmisión del MLC

El MR-Linac Unity incorpora un colimador Agility con las mismas características que el que se encuentra

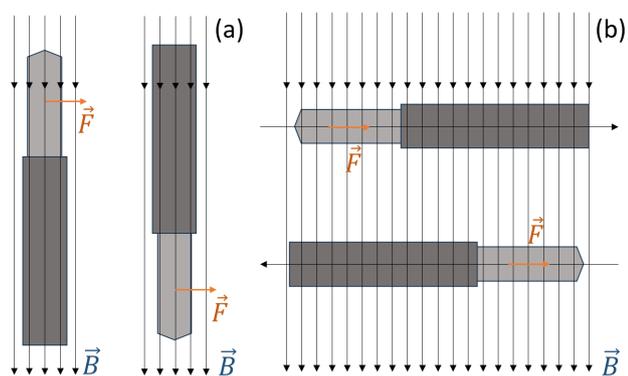


Fig. 5. Orientación de la cámara paralela (a) y perpendicular (b) respecto al campo magnético B_0 y dirección de la Fuerza de Lorentz sobre los electrones secundarios.

instalado en otros modelos de acelerador lineal de esta empresa.⁴² La diferencia fundamental radica en que el ángulo de colimador es fijo a 90°. Para evaluar la transmisión del MLC, el procedimiento es el habitual que se realiza en otros aceleradores lineales, radiando 200 UM con un tamaño de campo de 10 × 10 cm² y 2000 UM con campo cerrado. Se realiza la lectura con una cámara Farmer de PTW colocada en el isocentro cerrando el campo con las láminas del MLC, cada vez con una de las bancadas, Y1 e Y2. La transmisión de las láminas del MLC será el resultado de la división de la carga obtenida de ambas medidas multiplicando la del campo abierto por 10.^{16,19}

2.5.3. Atenuación de la antena

El Unity dispone de una antena anterior (fig. 4) que siempre está presente durante el tratamiento y es atravesada por los haces de radiación que inciden en la zona de tratamiento a través de la misma, lo que va a producir su atenuación. Aunque esta prueba no se realiza ni durante el DAT ni el comisionado, se decidió comprobar su atenuación dependiendo del ángulo de gantry y la coincidencia con el cálculo del TPS. Para la medida se introdujo una cámara de ionización PTW Semiflex 3D TW31021 de 0.07 cm³ en el isocentro alojada en el inserto del equipo ArcCheck (Sun Nuclear Co., Melbourne, FL, EEUU) colocado sobre la plataforma de QA (del inglés, *Quality Assurance* o garantía de calidad), y que se utilizó como maniquí cilíndrico. Se irradió con tamaño de campo de 5 × 5 cm² y 100 UM. Se obtuvieron las lecturas de la cámara entre los ángulos de gantry 60° a 300° cada 15°, evitando el de 15° y midiendo a 20°, dado que a unos 13° se encuentra un tubo con cableado que el equipo no permite que sea atravesado por un haz de radiación. Se compararon las medidas con y sin antena para obtener su atenuación y se calculó en el TPS

con 0.1 cm de tamaño de rejilla de dosis y 0.1% de incertidumbre por cálculo.

2.5.4. Dosimetría de referencia y calidad del haz de radiación

El MR-linac Unity tiene dos sistemas de generación de campo magnético: el estático principal (B_0), muy uniforme (2 ppm = 3 μ T en un elipsoide de 50 \times 50 \times 45 cm³) que siempre está presente, y los campos de los gradientes que varían al adquirir la imagen de RM.²⁰ La presencia del campo magnético principal modifica la distribución de dosis y el punto efectivo de medida de los detectores. No obstante, se ha comprobado que no hay diferencia en la dosimetría cuando se activan los campos de los gradientes al adquirir la imagen en un MR-linac, como por ejemplo durante el tratamiento, respecto a realizarla sólo en presencia de B_0 .^{43,44}

La calibración de referencia se llevó a cabo utilizando una cámara de ionización tipo Farmer PTW TW30013 posicionada en el isocentro en un maniquí de agua de BEAMSCAN MR (PTW, Friburgo, Alemania) de dimensiones 56.8 cm \times 14.5 cm \times 35.5 cm. Se siguió una adaptación propuesta por Asselen *et al.*⁴⁵ del formalismo de O'Brien *et al.*⁴⁶ para dosimetría de referencia en presencia de campos magnéticos, junto con las indicaciones de Elekta. El protocolo de O'Brien incluye el uso de un factor específico de cada cámara $k_B^{Q_{msr}}$ que tiene en cuenta el efecto del campo magnético sobre la respuesta de la cámara que se emplee y la orientación de ésta respecto a B_0 , paralela, perpendicular en sentido horario o perpendicular en sentido antihorario (fig. 5). En concreto, la cámara se colocó con su eje perpendicular al eje del haz, es decir, paralelo al campo magnético (fig. 5a). En estas condiciones, el factor $k_B^{Q_{msr}}$ resulta 0.994.⁴⁶

El MR-linac se calibró para irradiar 1 cGy/1 UM en el punto de calibración con tasa fija de 425 UM/min, a 5 cm de profundidad en agua, distancia fuente-superficie de 138.5 cm, tamaño de campo 10 \times 10 cm² y ángulo de gantry 0°. La profundidad se eligió por consejo de Elekta para prolongar la vida del magnetrón, ya que dicha profundidad es el punto óptimo de entrega de tasa dosis. Otros autores eligen una profundidad de calibración de 10 cm para optimizar la entrega de dosis¹⁶ y acortar los tiempos de tratamiento.¹⁷ Con ángulo de gantry a 0°, y un llenado del criostato al 80.6%, apenas se atraviesa helio, aunque se recomienda calibrar con ángulo de gantry a 90° para no depender de posibles variaciones del nivel de llenado de helio del criostato,²¹ ya que con el tamaño de campo empleado, y el llenado del criostato controlado para que siempre se encuentre en torno al 80%, el haz siempre atraviesa la misma cantidad de helio.

La posición de la cámara se comprobó adquiriendo dos imágenes ortogonales con ángulo de gantry 0° y 270° utilizando el equipo de imagen portal EPID. Dadas las limitaciones geométricas del maniquí de agua empleado disponible en la instalación, al igual que durante la aceptación del equipo, el índice de calidad obtenido fue el TPR_5^{15} en vez del TPR_{10}^{20} como se indica en el documento de la IAEA TRS 398.⁴⁷ Este último sí se midió con un maniquí de agua PTW MP1 Manual MR por Elekta durante la aceptación del equipo.

Las medidas se repitieron con agua sólida y se compararon con el valor obtenido con el maniquí agua. Dada la imposibilidad de medir en agua el TPR_{10}^{20} sin disponer del maniquí apropiado, y teniendo en cuenta la SSD extendida al calibrar en el Unity, se realizó un último cálculo del TPR_{10}^{20} a partir del índice de calidad %dd(10) propuesto en el protocolo TG-51 de la AAPM²⁴ utilizando la relación propuesta por Kalach *et al.* (ec. 1).⁴⁸

$$TPR_{10}^{20} = -0.9305 + 0.03724(\%dd(10)_x) - 0.0001983(\%dd(10)_x)^2 \quad (1)$$

2.5.5. Linealidad con las unidades de monitor

La medida se llevó a cabo en agua sólida colocando una cámara de ionización PTW Semiflex 3D en el isocentro a 10 cm de profundidad. Se irradió la cámara con 2, 3, 5, 10, 50, 100 y 500 UM. Alternativamente fuera del procedimiento del comisionado, se repitió la medida en agua colocando una cámara de ionización PTW Farmer en el isocentro en las mismas condiciones que se emplearon para la dosimetría de referencia. La posición de la cámara se comprobó como en pruebas anteriores adquiriendo con el equipo de imagen portal EPID dos imágenes ortogonales con ángulo de gantry 0° y 270°. Se irradió la cámara con 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 50, 75, 100, 150, 200, 300, y 500 UM. En ambos procedimientos cada medida se repitió tres veces por valor de UM.

2.5.6. Caracterización del haz. Perfiles y rendimientos

Se midieron perfiles y rendimientos (PDD) siguiendo las recomendaciones proporcionadas por Elekta utilizando un maniquí de agua BEAMSCAN MR de dimensiones indicadas previamente. Estas dimensiones, que vienen en parte determinadas por el diámetro del orificio de la RM, hacen que la profundidad máxima de medida fuera de 14 cm con el gantry a 0°. Se

Tabla 2. Tamaños de campo para los que se han realizado las medidas de PDD junto con las profundidades de medida de los perfiles para estos mismos tamaños, divididos de acuerdo al ángulo de gantry fijado.

Ángulo de gantry 0°		Ángulo de gantry 270°	
Tamaños de campo (cm ²)	Profundidades perfiles para todos los tamaños (cm)	Tamaños de campo (cm ²)	Profundidades perfiles para todos los tamaños (cm)
2 × 2	1.3	2 × 2	1.3
3 × 3	5	3 × 3	5
5 × 5	10	5 × 5	10
10 × 10		10 × 10	20
15 × 15		16 × 16	30
22 × 22			
40 × 22			
57 × 22			

realizaron medidas adicionales con el ángulo de gantry a 270° y tamaño de campo limitado, para las que la profundidad de medida se pudo ampliar hasta aproximadamente 36 cm.

En particular, utilizando una cámara de ionización PTW Semiflex 3D TW31021 de 0.07 cm³ y el detector PTW microDiamond TW60019 de 0.004 mm³ de volumen activo se midieron PDDs y perfiles para los tamaños de campo y ángulos de gantry incluidos en la tabla 2. Para todas las medidas se corrigió la posición del punto de referencia de los detectores debido al efecto del campo magnético, ya que éste altera el punto efectivo de medida de las cámaras de ionización, desplazándolo tanto longitudinal como lateralmente, y provoca por otra parte que los diodos reproduzcan perfiles de dosis incorrectos.^{49,50}

PDD y perfiles fueron medidos y analizados con el programa de PTW MEPHYSTO (v. 4.4.43). Las medidas se compararon posteriormente con los cálculos realizados por el TPS Elekta Monaco (v.5.51.11) utilizando el programa *Monaco commissioning utility*. Se efectuó el análisis gamma con criterio de 2% de diferencia de dosis (DD) y 2 mm de distancia al acuerdo (DTA), aplicando las guías AAPM TG 51²⁴ y la guía práctica 5.a.,⁵¹ NCS 18⁵² e IAEA TRS 398.²⁶

2.5.7. Factores de campo

Los factores de campo se midieron con las cámaras de ionización de PTW Semiflex 3D TW31021 y Pinpoint TW31022, así como con un detector de diamante PTW microDiamond TW60019 colocados en el isocentro a 10 cm de profundidad y SSD de 133.5 cm en el maniquí de agua BEAMSCAN MR. Se realizaron tres

medidas para cada tamaño de campo, desde 2 × 2 cm² hasta 22 × 22 cm² y se midió tres veces el tamaño de campo 10 × 10 cm² para obtener el error estándar de la medida. Para los tamaños de campo inferiores a 4 × 4 cm² se aplicaron los factores de corrección del documento TRS 483,⁵³ para haces sin filtro y 6 MV, aunque estos factores no son específicos para un MR-linac. Finalmente se calcularon los factores de campo en el TPS con una rejilla de dosis de 0.1 cm y 0.1% de incertidumbre.

2.6. Funcionamiento del sistema

2.6.1. Validación del modelado

Se realizó el comisionado de los tratamientos de IMRT utilizando casos incluidos en el documento de la AAPM TG 119⁵⁴ junto a otros proporcionados por Elekta, utilizando las tolerancias descritas en el documento mencionado para cada uno de los casos analizados. De esta manera se comisionó a su vez el desempeño de modelado del TPS y estos mismos planes de tratamiento quedaron como referencia para planificaciones posteriores. En concreto, se calcularon y midieron cinco conjuntos de datos: próstata simple, cabeza y cuello, próstata con cadenas ganglionares, pulmón complejo y abdomen complejo, calculados utilizando el TPS Elekta Monaco ya mencionado con espaciado de rejilla de 0.3 cm e incertidumbre estadística del 1% por cálculo. El TPS utiliza un algoritmo de cálculo GPU Monte Carlo (GPUMCD) que tiene en cuenta la presencia del campo magnético.⁵⁵

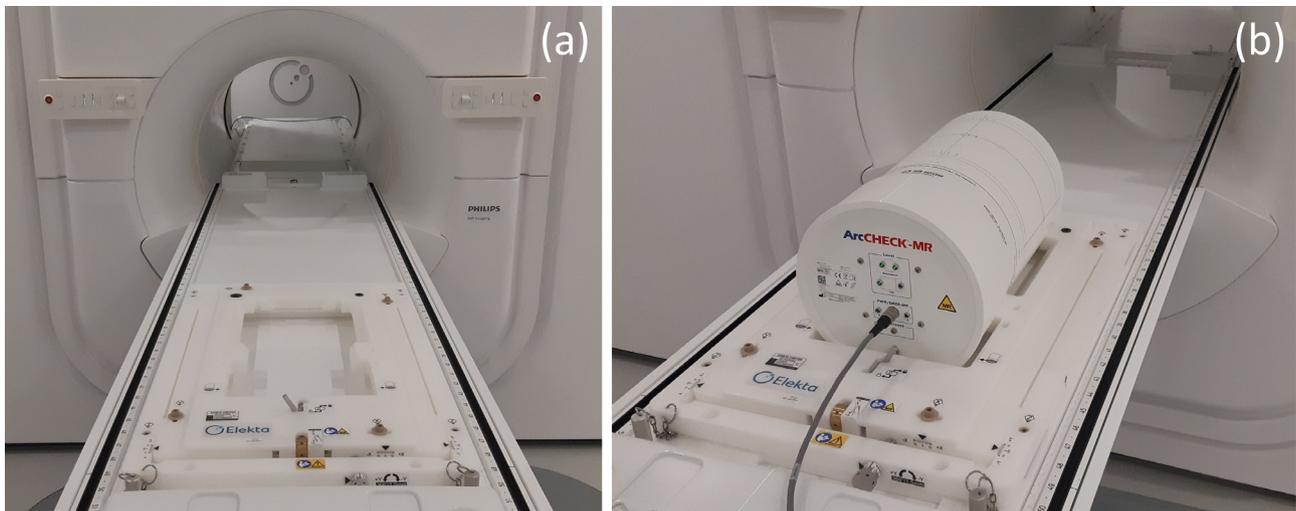


Fig. 6. Plataforma de QA (a) y ArcCHECK sobre ella (b) para la medida de tratamientos de IMRT.

Las medidas de CC de los planes de tratamiento se realizaron con el equipo de Sun Nuclear ArcCHECK-MR colocado sobre la plataforma de QA suministrada por Elekta y que permite alinear el equipo en el isocentro (fig. 6). Su matriz cilíndrica contiene 1386 detectores de diodo y es compatible con campos magnéticos de hasta 1.5 T. En su cavidad interior se colocó el inserto *CavityPlug* equivalente a tejido. Previo a la realización de las medidas, se obtuvo la imagen del ArcCHECK en un TC Philips Brilliance Big Bore de 16 cortes con grosor de corte de 3 mm. En el TPS Elekta Monaco la densidad electrónica relativa de la plataforma de QA se forzó a 1.2 por recomendación de Elekta y la del ArcCHECK tras su calibración a 1.17.

Siguiendo las indicaciones del documento de la AAPM TG 218³⁶ se empleó como tolerancia un índice gamma $\gamma < 1$ para el CC de los planes con una diferencia de dosis/distancia de 3%/2 mm como criterio de concordancia dosis calculada/medida y un umbral de fondo o dosis bajas del 10% para un número de puntos de medida $\geq 95\%$. El criterio gamma mínimo aceptable se estableció en 3%/3 mm/5% umbral de fondo para el $\geq 95\%$ de los puntos de medida. Este criterio mínimo es el que aplica Elekta durante el comisionado, independientemente del documento de la AAPM TG 218.

2.6.2. Test end-to-end

Para realizar la validación de todo el proceso de tratamiento y de la precisión del cálculo de dosis del TPS, se utilizaron dos maniqués CIRS (CIRS, Norfolk, VA, USA), uno de tórax y otro de abdomen (fig. 7). Ambos maniqués comprenden materiales de diferentes densidades junto con un inserto para alojar una cámara de ionización de 0.07 cm^3 . Se utilizó una cámara PTW

Semiflex 3D TW31021, con calibración cruzada frente a una cámara de ionización PTW Farmer TW30013, que se introdujo en el inserto junto con una pequeña cantidad de agua para minimizar el efecto de las posibles bolsas de aire entre la cámara y el maniquí.⁵⁶

Para ambos maniqués se adquirió su imagen en un TC Philips Brilliance Big Bore con cortes axiales cada 1 mm, en el que se había colocado un tablero con la indexación de la mesa de tratamiento del Unity. Las imágenes se transfirieron al TPS y se creó el plan de referencia del tratamiento. La TC también se emplea en el flujo habitual^{6,57} del sistema Unity para obtener los valores de las densidades electrónicas (DE) de los volúmenes que se hayan contorneado, y que serán empleados para la planificación en la imagen de RM. En el maniquí de tórax se contornearon el hígado (1.063 DE), la columna vertebral (1.242 DE) y los pulmones (0.522 DE). En el maniquí de abdomen se contornearon el hígado (1.060 DE), la columna vertebral (1.181 DE), la médula espinal (1.074 DE), los riñones (1.058 DE), la pared costal (1.197 DE), los pulmones (0.324 DE).

Cada maniquí se colocó en la mesa de tratamiento y se obtuvo su imagen 3D de RM ponderada en T2 de 2 minutos de duración. Esta imagen se fusiona con la previa de TC y se realiza un registro deformable de los volúmenes contorneados asignándoles en la imagen de RM las DE correspondientes. Durante este test, se comprobaron los dos métodos de radioterapia adaptada mediante los que el sistema calcula el tratamiento de IMRT en la imagen de RM que se acaba de adquirir. Estos métodos son adaptar a la posición (ATP) y adaptar a la forma (ATS).⁶ En ATP, partiendo de los segmentos del tratamiento de referencia, el sistema lo recalcula en la nueva posición del volumen de planificación (PTV) en la imagen diaria de RM sin optimizar la fluencia, pero sí que es posible optimizar pesos y

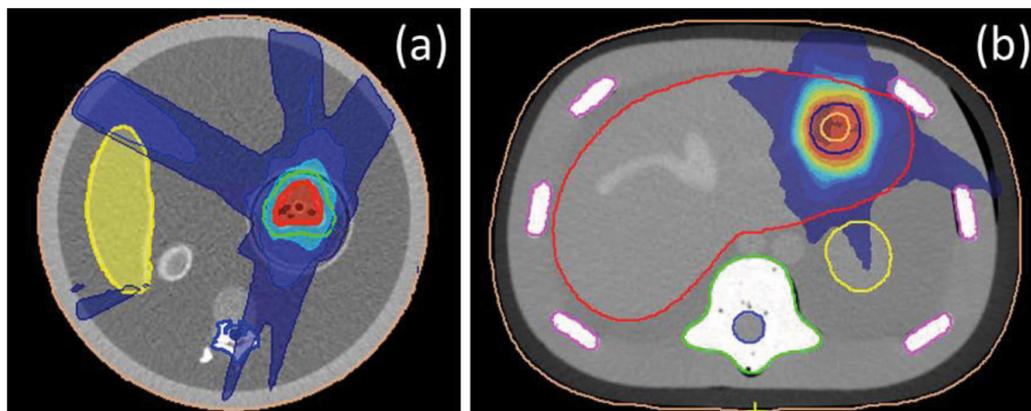


Fig. 7. Dosimetría de los tratamientos de IMRT sobre maniquí CIRS de tórax (a) y abdomen (b).

formas de segmento. Con ATS, además de lo comentado con ATP, se pueden volver a contornear todas las estructuras y realiza una optimización completa a partir de las fluencias en vez de partir de los segmentos del tratamiento de referencia, utilizando las funciones de coste y permitiendo modificarlas o incluir otras nuevas.

Con ambos maniqués los planes adaptados se calcularon con rejilla de cálculo de 3 mm y el 1% de incertidumbre estadística por cálculo. Para el maniquí de tórax se realizó un plan ATP optimizando los pesos de los segmentos, con un PTV (1.020 DE) de 53.6 cm³ prescrito a 6300 cGy en 35 fracciones planificados con 5 haces de IMRT y la técnica IMRT step and shoot. Para el maniquí de abdomen, se realizó un plan ATS con un PTV (1.058 DE) de 8.708 cm³ prescrito a 5000 cGy en 25 fracciones planificados con 7 haces y la técnica IMRT step and shoot. En ambos casos se comparó la dosis medida por la cámara de ionización frente a la calculada por el planificador.

3. Resultados

3.1. Elementos mecánicos

3.1.1. Ángulo de gantry e isocentro de radiación

La medida del ángulo de gantry con el nivel sobre la superficie plana respecto a su valor dado por el equipo cumplió la tolerancia establecida y la diferencia resultó menor de $0.1 \pm 0.1^\circ$, al igual que la obtenida por Woodings et al.²²

El acelerador lineal está dividido por bloques que rotan rígidamente en torno a la RM. Esto provoca que la desviación del isocentro de radiación sea mínima para todos los ángulos de gantry. El radio del isocentro de radiación resultó 0.26 mm.

3.1.2. Coincidencia isocentro RM-MV

El centro geométrico de la imagen de RM debe estar dentro de un círculo de 0.5 mm de radio respecto del centro de rotación mecánico.²⁰ En las direcciones X, Y y Z la diferencia de coincidencia entre el isocentro de la RM y el de MV fue de 0.44 mm, 3.23 mm y 0.19 mm respectivamente. Al ser los valores de referencia reportados por Elekta en la aceptación de 0.33 mm, 3.36 mm y 0.08 mm, se cumple la tolerancia de 1 mm. El software reportó un error RMS de 0.3957 mm, inferior a la tolerancia de 1 mm. Estos valores varían entre diferentes máquinas como se aprecia al comprobar los resultados obtenidos en otros trabajos.^{16,17,58}

3.1.3. Exactitud de la posición del MLC

El análisis del test de franjas con el programa de CC Elekta Aqua a partir de las imágenes del EPID fue de 0.93 mm, siendo la tolerancia de 1 mm. Este mismo resultado quedó confirmado mediante la película EBT3.

3.2. Resonancia Magnética

3.2.1. Precisión geométrica

La precisión geométrica se estudió para los valores de diámetro de volumen esférico (DSV) de 200 mm, 300 mm, 400 mm y 500 mm. Estos valores se calculan a partir de los marcadores del maniquí que se encuentran en el interior de los volúmenes, por lo que para 400 mm y 500 mm de DSV, no se abarca el volumen esférico completo. Los resultados junto con la tolerancia establecida se muestran en la tabla 3.

Tabla 3. Resultados del análisis geométrico y sus tolerancias.

DSV (mm)	Distorsión medida (mm)	Tolerancia (mm)
200	0.5	< 1 mm
300	0.7	< 2 mm
400	1.1	< 3 mm
500	2.9	< 4 mm

3.2.2. Calidad de imagen

Los resultados obtenidos con el maniquí de cabeza y sus tolerancias se muestran en la tabla 4. La fig. 8 muestra algunas de las imágenes adquiridas durante la prueba PIQT que son analizadas por el *software*. Los valores de las escalas espaciales transversal y coronal se refieren a la diferencia en porcentaje entre la distancia real y la medida. El valor de linealidad espacial se refiere a la linealidad diferencial entre dos puntos en porcentaje (diferencia en porcentaje de la medida frente al valor real). La resolución espacial mide la separación entre los dos primeros ceros de la función

de difusión de línea en las direcciones horizontal y vertical.¹⁸

3.3. Dosimetría

3.3.1. Atenuación del criostato

Se comprobó con el panel EPID de MV que la cámara de ionización estaba colocada con un error de ± 0.1 mm de la posición del isocentro. El resultado de las medidas de atenuación cada 2° con la mesa desmontada se muestra en la fig. 9. Se aprecia que cuando el haz atraviesa mayor cantidad de helio, la atenuación alcanza el 2.2% con un ángulo de gantry de 158°.

3.3.2. Transmisión del MLC

La transmisión medida de las bancadas Y1 e Y2 fue de 0.69% y 0.75% respectivamente. Valores muy similares a los obtenidos por Snyder *et al.*¹⁶ La transmisión calculada por el planificador resultó de 0.76% para ambas bancadas.

Tabla 4. Resultados de las pruebas de calidad de imagen. El sistema selecciona automáticamente la secuencia de la RM según los datos que se deseen obtener.

	Medida SE	Medida FFE	Tolerancia
Uniformidad			
Uniformidad integral (%)		99.42	> 99%
Relación Señal/Ruido		120.26	> 87
Perfil de corte (mm)			
FWHM	4.87	4.92	4,65 - 5.15 (SE) 4.75 - 5.25 (FFE)
FWTM	6.96	8.51	
Integral de perfil de corte	4.98	5.04	4.85 - 5.35 (SE) 4.9 - 5.4 (FFE)
Linealidad espacial (SPL) (dif) (%)	0.18		< 0.5
Resolución espacial (SPR)			
Horizontal (tamaño de pixel)	1.14		< 1.3
Vertical (tamaño de pixel)	1.36		< 1.5
Escala transversal (dif) (%)	0.19		< 0.5%
Escala coronal (dif) (%)	0.25		< 0.5%

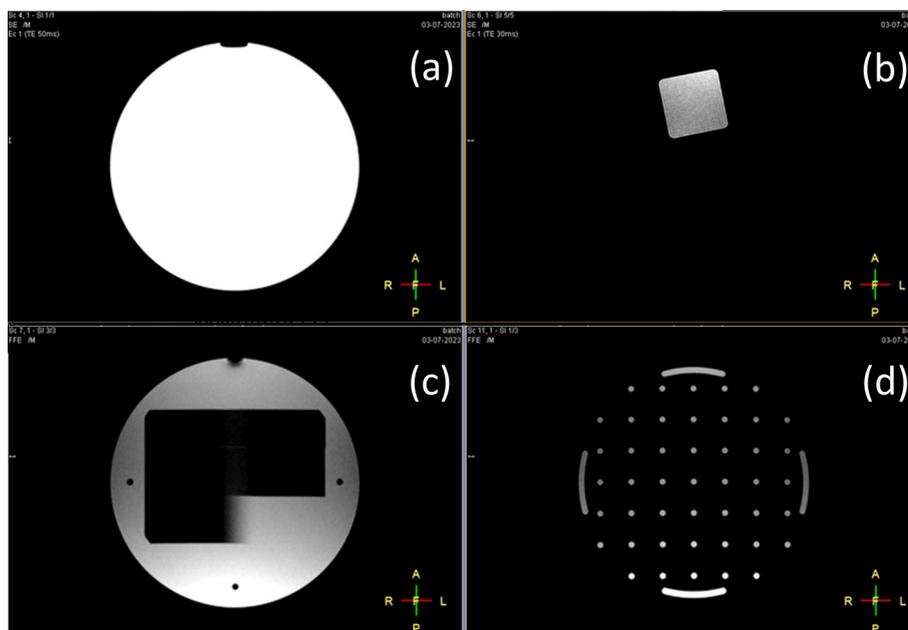


Fig. 8. Imágenes obtenidas durante la prueba de calidad PIQT utilizadas para el cálculo de (a) la razón señal/ruido (SNR) y uniformidad, (b) linealidad espacial, (c) perfil de corte y (d) resolución espacial.

3.3.3. Atenuación de la antena

Apenas se midió atenuación para los ángulos 285° , 60° y 75° con el tamaño de campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Para el resto de los ángulos estudiados la atenuación media medida fue de $(0.61 \pm 0.22)\%$, mientras que la calculada por el TPS fue similar, un $(0.59 \pm 0.29)\%$.

3.3.4. Dosimetría de referencia y calidad del haz de radiación

Primero se midieron en agua el TPR_5^{15} y el TPR_{10}^{20} dando como resultado 0.7271 y 0.7081 respectivamente. Ambos valores medidos en agua sólida fueron 0.7275 y 0.7068, es decir, un 0.05% más alto y un

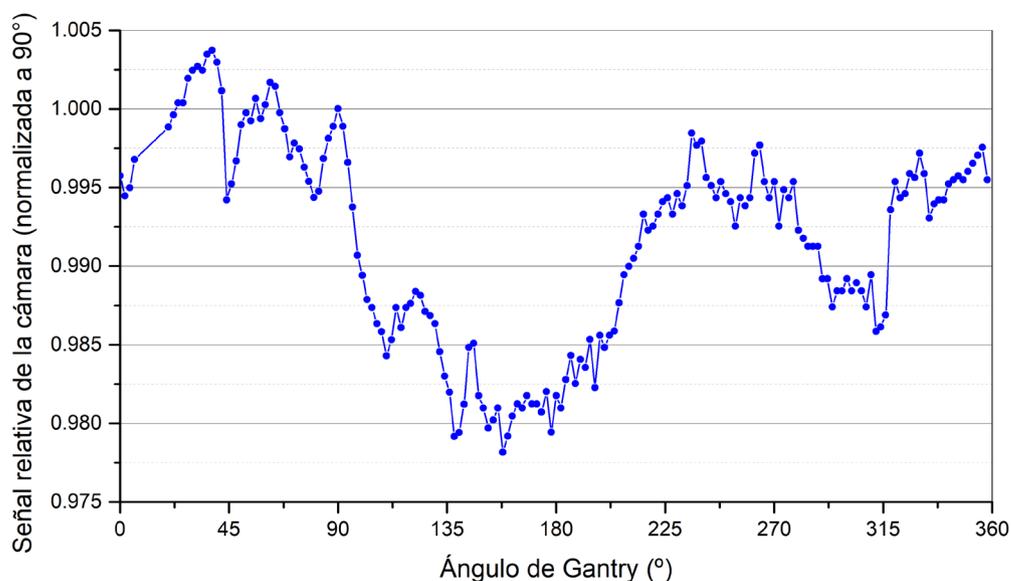


Fig. 9. Caracterización del criostato según el ángulo de gantry.

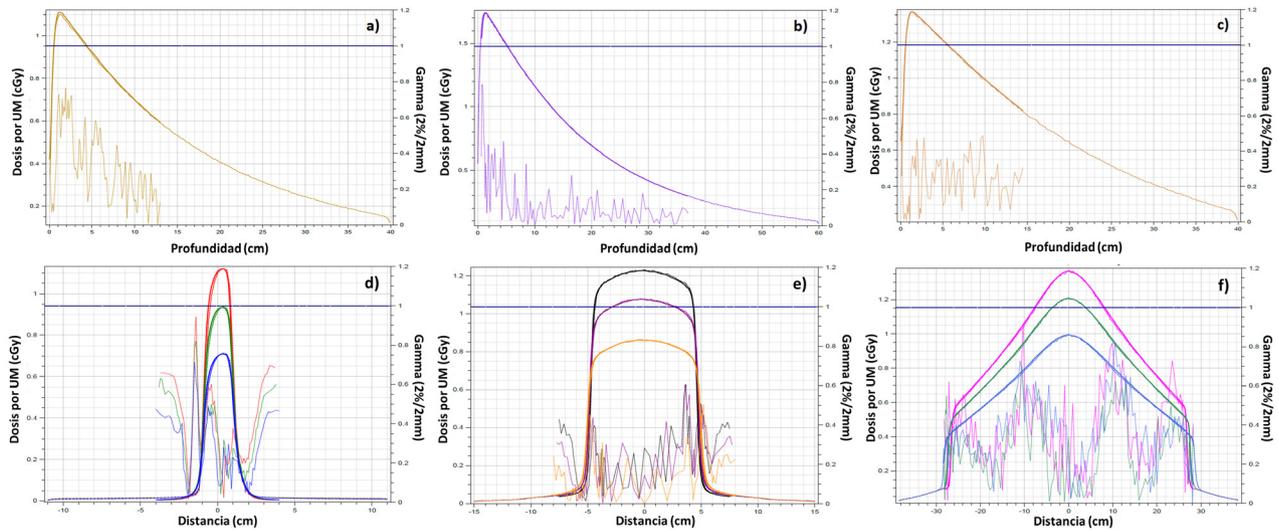


Fig. 10. PDDs y perfiles medidos y calculados junto con el análisis gamma. PDDs con tamaños de campo: (a) $2 \times 2 \text{ cm}^2$ con ángulo de gantry 0° y SDD 133.5 cm. (b) $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con ángulo de gantry 270° y SDD 113.1 cm. (c) $57 \times 22 \text{ cm}^2$ con ángulo de gantry 0° y SDD 133.5 cm. Perfiles a diferentes profundidades con tamaños de campo: (d) $2 \times 2 \text{ cm}^2$, eje X con ángulo de gantry 0° , (e) $10 \times 10 \text{ cm}^2$, eje Y con ángulo de gantry 270° , (f) $57 \times 22 \text{ cm}^2$, eje X con ángulo de gantry 0° .

0.18% más bajos con respecto a las medidas en agua. La ecuación de Kalach *et al.*⁴⁸ (ecuación 1) tomando el valor del %dd(10) del PDD medido, 70.11%, resulta en un valor de TPR_{10}^{20} de 0.7057, un 0.34% más bajo que el medido en agua.

3.3.5. Linealidad con las unidades de monitor

El error máximo para las medidas realizadas con la cámara Semiflex 3D y menos de 5 UM fue de 0.9% (tolerancia: 5%) y para un número de UM mayor o igual a 5 UM de 0.5% (tolerancia: 2%). Estos resultados mejoran con la medida en agua y cámara Farmer, excepto para 1 UM no medida durante el comisionado en sí, que dio un error máximo del 2.73%. Para el resto de UM el máximo error fue de 0.41% entre 2 y 4 UM, y del 0.14% para 5 UM o más.

3.3.6. Caracterización del haz. Perfiles y rendimientos

En la fig. 10 se muestran algunos perfiles y rendimientos medidos durante el comisionado, junto con su comparación con los calculados por el TPS una vez modelado. Prácticamente para todos los perfiles y rendimientos el 100% de los puntos cumplieron el criterio gamma ($2\%/2 \text{ mm}$).^{51,59} Los peores resultados se obtuvieron para los campos de mayor tamaño, $22 \times 22 \text{ cm}^2$ (eje X), $40 \times 22 \text{ cm}^2$ (eje Y) y $57 \times 22 \text{ cm}^2$ (eje Y), con un 99.69%, 93.63% y 94.59% de puntos que cumplen

el criterio gamma respectivamente. Resultados similares ya han sido descritos por otros autores.^{16,49,56}

3.3.7. Factores de campo

La fig. 11 muestra las diferencias obtenidas en los valores de los factores de salida medidos con las cámaras de ionización, el diodo y los calculados por el TPS. Todos los valores son similares para los tamaños de campo entre $3 \times 3 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$ con diferencias entre los 3 detectores menores del 0.25%. Para el tamaño de campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$, tanto el diodo de diamante como la cámara PinPoint dan un valor 1.13% más

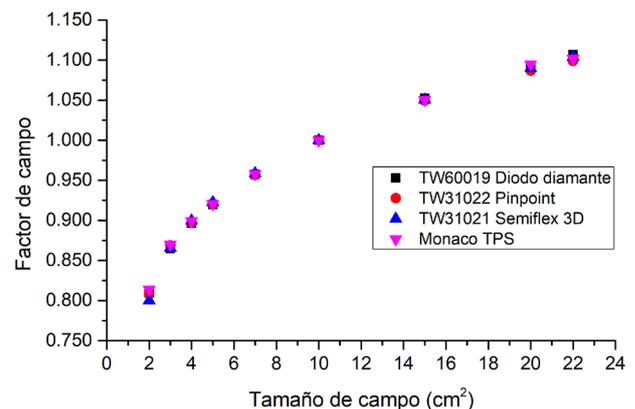


Fig. 11. Factores de campo medidos y calculados según el tamaño de campo cuadrado especificado.

alto que la cámara semiflex 3D. Para el mayor campo medido, $22 \times 22 \text{ cm}^2$, el valor medido por el diodo resulta un 0.69% mayor que el medido con la cámara pinpoint. Todos los valores medidos con la cámara semiflex 3D durante el comisionado coinciden con los medidos por Elekta durante la aceptación del equipo con esta misma cámara, encontrándose diferencias de menos de 0.3% excepto para el campo menor, en la que se obtuvo un valor un 1.6% menor que el obtenido por Elekta. Los valores de los factores de campo calculados por el TPS se diferencian en menos del 0.7% de los medidos por el resto de detectores, encontrándose las diferencias menores en los valores medidos con la cámara semiflex 3D, excepto para el campo menor de $2 \times 2 \text{ cm}^2$, para el que la diferencia más reducida se da con la medida del diodo de diamante.

3.4. Funcionamiento del sistema

3.4.1. Validación del modelado

En la tabla 5 se exponen los resultados del desempeño del modelado para los cinco tratamientos de IMRT que simulan casos clínicos. Todos los tratamientos excepto el de abdomen complejo cumplieron la tolerancia de 3%/2 mm/10% umbral, con un promedio del $(0.05\% \pm 2.8)\%$ de los puntos medidos, incluido el mencionado de abdomen complejo. Para éste, el índice gamma sí cumplió el criterio mínimo de 3%/3 mm/5% umbral, que fue del 97.3% de los puntos medidos.

3.4.2. Test end-to-end

El registro de la imagen de RM adquirida para tratamiento con la imagen de TC original se realizó correctamente, aunque hay que tener en cuenta que se trató de registro rígido, al ejecutar dicho tratamiento sobre un maniquí. Se debe también advertir que, durante el

registro de imagen, no es posible adquirir la imagen de RM con la cámara alojada en el interior del maniquí, ya que se dañaría. Tanto con ATP como con ATS el flujo de trabajo se realizó sin interrupciones del mismo ni errores en su ejecución. La concordancia entre la dosis medida y la calculada para las dosis puntuales medidas con la cámara de ionización alojada en los maniqués CIRS fue de 0.53% (ATP) y 0.87% (ATS), cumpliendo ambos valores la tolerancia establecida del 3% de diferencia máxima.⁵⁴

4. Discusión

Se han descrito las medidas principales que se efectúan durante el comisionado de un sistema Elekta Unity. Gracias a sus características, es posible visualizar los tejidos con mayor contraste que con un TC, localizar el tejido tumoral con precisión y adaptar el tratamiento de radioterapia en cada sesión teniendo en cuenta los cambios anatómicos de los órganos sanos y la localización del tumor, además de poder visualizar el mismo durante el tratamiento. La realización del comisionado de un sistema Unity por parte de un servicio de física médica comprende dos equipos bien diferenciados, una RM y un acelerador lineal, que deben funcionar conjuntamente, lo que conlleva comisionar tanto cada uno por separado como las características y funcionalidades comunes, además de la ejecución del flujo de trabajo en su totalidad antes de su puesta en modo clínico.

Para el diseño en anillo de la estructura del Unity, el valor obtenido para el radio del isocentro de radiación cumple la tolerancia establecida, aunque es superior al medido durante el DAT (0.23 mm) que coincide con el obtenido por Powers *et al.*¹⁷ utilizando el mismo método de medida. También es superior al obtenido para otros equipos en anillo, como el Varian Halcyon con un valor de 0.13 mm,⁴¹ si bien hay que tener en cuenta que el Unity requiere montaje *in situ* en el bunker mientras que el Halcyon, además de tener un diámetro de

Tabla 5. Resultados del criterio gamma para los tratamientos de IMRT junto con el criterio gamma mínimo establecido. La letra U se refiere al valor umbral de fondo aplicado.

Prueba	Criterio gamma (3%/2 mm/10%U)	Criterio gamma (3%/3 mm/5%U)	Criterio gamma mínimo (3%/3 mm/5%U)	Resultado
Próstata simple	96.4%	98.4%	95%	Pasa
Cabeza y cuello simple	97.2%	98.5%	95%	Pasa
Próstata compleja	98.8%	99.4%	95%	Pasa
Pulmón complejo	99.7%	100%	95%	Pasa
Abdomen complejo	93.9%	97.3%	95%	Pasa

anillo menor, llega al lugar de empleo ya montado. No obstante, el radio del isocentro de radiación es inferior al reportado para aceleradores lineales con geometría de brazo en C, como el Elekta Versa HD¹⁵ o el Varian Truebeam.¹⁴

Durante la aceptación y el comisionado, todos los parámetros mecánicos cumplieron las tolerancias recomendadas en el documento de la AAPM TG-142.¹² Un inconveniente a la hora de analizar la exactitud de la posición del MLC son las dimensiones del EPID del equipo, que sólo permite adquirir imágenes de los 30 pares de láminas centrales, del total de 80 que tiene el cabezal Agility. Por ello, se debe utilizar película radiocrómica. El valor obtenido resultó mayor que el reportado en otros trabajos,¹⁶ por lo que se contactó con el ingeniero de Elekta para que recalibrara el MLC hasta lograr una desviación máxima de 0.4 mm, similar a la medida en otros modelos de acelerador lineal de Elekta con el mismo colimador instalados en el servicio.

El comisionado de la RM sigue las indicaciones proporcionadas por Philips para sus equipos de RM, teniendo en cuenta que pruebas adicionales no descritas en el presente trabajo, como la homogeneidad del campo magnético, el efecto del haz de MV en la calidad de imagen de RM o la exactitud en la posición de la mesa de tratamiento se llevaron a cabo durante la aceptación del equipo junto con el ingeniero de la empresa.

Los valores de precisión geométrica son similares a los encontrados en otros estudios,^{16,18} en los que se observa, al igual que en el presente trabajo, que la distorsión en zonas periféricas del campo de visión de la RM debe tenerse en cuenta a la hora de tratar volúmenes que se encuentran alejados del isocentro. El resto de pruebas de calidad de imagen, que se realizan con el maniquí de cabeza, son analizadas automáticamente por el sistema y cumplen las tolerancias recomendadas de 0.05%.

La dosimetría de referencia realizada con ángulo de gantry a 0° aplicando el factor de corrección $k_{B||}^{Q_{msr}}$ se comprobó que era reproducible con un coeficiente de variación de 0.05% tras realizar 5 medidas seguidas. Para medir el factor de calidad de la energía se eligió el TPR_5^{15} en lugar del TPR_{10}^{20} dado que no se disponía de maniquí de agua que permitiera medir a profundidad de 20 cm. El valor de TPR_5^{15} medido en agua durante el comisionado del equipo fue ligeramente superior (1.03%) al medido en agua durante la aceptación previa a dicho comisionado (0.7271 frente a 0.7196), mientras que los valores del TPR_{10}^{20} obtenidos tanto en agua (0.7081) como en agua sólida (0.7068), concuerdan bien dentro del 0.6% con el valor nominal de referencia proporcionado por Elekta, 0.7040, aunque es superior hasta en un 1% a los publicados por varios autores.^{16,21,45,46} El valor obtenido del TPR_{10}^{20} utilizando la relación propuesta por Kalach *et al.*⁴⁸ también pro-

porciona un valor similar al medido, y se podría utilizar en sucesivos CC, aunque la situación óptima sería disponer de un maniquí de agua que permitiera hacer la medida.

Se ha comprobado que el TPS es capaz de tener en cuenta todos los factores que afectan al haz de radiación. El haz de radiación se ve afectado por varios factores, ya que no solo atraviesa materiales de composición no uniforme, como la mesa de tratamiento o el criostato de la RM, sino que el algoritmo de cálculo GPU Montecarlo también ha de considerar los efectos derivados de la presencia del campo magnético, como el efecto de la fuerza de Lorentz, el ERE o el ESE.^{2,10,11} Se aprecia, sobre todo en los campos de menor tamaño, como en un medio uniforme, la distribución de dosis se desplaza en dirección perpendicular a la trayectoria del haz y a la dirección de B_0 . En todos los PDDs y perfiles el acuerdo entre la medida y el cálculo cumple las tolerancias establecidas incluso en el campo comisionado más pequeño de $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Los factores de campo medidos también concuerdan con los facilitados por la empresa en su medida independiente y con los calculados por el TPS. Los valores de los factores de campo calculados concuerdan mejor con los medidos con la cámara semiflex 3D, probablemente porque el modelado se realizó fundamentalmente utilizando los datos medidos con dicha cámara. Se han utilizado los factores de corrección del documento TRS 483 para campos menores de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, aunque dado que este documento no presenta valores para los MR-linac, su utilización para este tipo de linac tendrá que estudiarse más detalladamente.

Los 5 planes de tratamiento IMRT step and shoot analizados cumplieron los criterios especificados en el documento de la AAPM TG-218.³⁶ El peor resultado se obtuvo para el tratamiento de abdomen, debido a la presencia de bolsas con DE cercana a la del aire (0.324) en las imágenes de TC del intestino contorneado en el maniquí. Como ya se ha comentado, la presencia de volúmenes que comprenden grandes diferencias de densidad, pueden conducir a la discrepancia observada, dado que el planificador calcula sobre densidades medias de los volúmenes contorneados y no tiene en cuenta cambios de DE entre vóxeles pertenecientes a un mismo volumen. Por este motivo, es fundamental prevenir la presencia de gases en el recto cuando se tratan afecciones como el cáncer de próstata. El análisis del flujo de tratamiento con los maniqués CIRS, tanto para ATP como ATS, condujo a discrepancias menores del 0.5% en la medida de dosis puntual frente a la calculada por el TPS, igual que ya se ha observado en otros trabajos.¹⁶ Estos resultados son importantes dado que no se puede realizar un CC previo a cada tratamiento adaptado, aunque sí es posible utilizar un programa de cálculo secundario de UM o, como aconseja Elekta, comparar las UMs entre

tratamientos adaptados para prevenir errores en la asignación de densidades.

5. Conclusiones

Se han descrito las medidas principales realizadas en el comisionado del sistema MRI-linac Elekta Unity, que comprende una RM de 1.5 T y un acelerador lineal de 7 MV FFF. Se han descrito brevemente algunas opciones de medida para el CC subsiguiente al comisionado en caso de no contar con el equipo que suministra Elekta durante el comisionado, pero se ha procurado ceñirse exclusivamente a lo realizado durante el mismo. En cualquier caso, sería conveniente contar con todo el equipamiento necesario desde la instalación del equipo, especialmente un maniquí de agua que permita medidas a mayor profundidad. Las medidas a realizar son las habituales tanto para una RM como para un acelerador lineal, aunque para este último la presencia de campo magnético y su influencia en las medidas dosimétricas obliga a introducir variaciones en la manera de llevarlas a cabo. Todos los parámetros medidos se encontraron dentro de las tolerancias establecidas y la única modificación de la máquina que se solicitó a Elekta fue que realizara una nueva calibración del MLC.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer la ayuda de todo el equipo de Elekta y Philips que trabajó en la aceptación y el comisionado, A. Penman, N. Marinos, A. Episkopakis, L. Fogata, X. González, M. Correa, I. Carmona.

Referencias

1. Franzone P, Fiorentino A, Barra S, et al. Image-guided radiation therapy (IGRT): practical recommendations of Italian Association of Radiation Oncology (AIRO). *Radiol Medica*. 2016;121(12):958-965. doi:10.1007/s11547-016-0674-x
2. Raaymakers BW, Raaijmakers AJE, Kotte ANTJ, Jette D, Legendijk JJW. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Dose deposition in a transverse magnetic field. *Phys Med Biol*. 2004;49(17):4109-4118. doi:10.1088/0031-9155/49/17/019
3. Raaymakers B, Legendijk J, Overweg J, et al. Integrated 1.5 T MRI and Accelerator: Proof of Concept for Real-Time MRI Guided Radiotherapy. *Radiother Oncol*. 2009;92:S33. doi:10.1016/s0167-8140(12)72672-5
4. Raaymakers BW, Jürgenliemk-Schulz IM, Bol GH, et al. First patients treated with a 1.5 T MRI-Linac: Clinical proof of concept of a high-precision, high-field MRI guided radiotherapy treatment. *Phys Med Biol*. 2017;62(23):L41-L50. doi:10.1088/1361-6560/aa9517
5. Legendijk JJW, Raaymakers BW, Raaijmakers AJE, et al. MRI/linac integration. *Radiother Oncol*. 2008;86(1):25-29. doi:10.1016/j.radonc.2007.10.034
6. Winkel D, Bol GH, Kroon PS, et al. Adaptive radiotherapy: The Elekta Unity MR-linac concept. *Clin Transl Radiat Oncol*. 2019;18:54-59. doi:10.1016/j.ctro.2019.04.001
7. Kapanen M, Collan J, Beule A, Seppälä T, Saarilahti K, Tenhunen M. Commissioning of MRI-only based treatment planning procedure for external beam radiotherapy of prostate. *Magn Reson Med*. 2013;70(1). doi:10.1002/mrm.24459
8. Liney GP, Owen SC, Beaumont AKE, Lazar VR, Manton DJ, Beavis AW. Commissioning of a new wide-bore MRI scanner for radiotherapy planning of head and neck cancer. *Br J Radiol*. 2013;86(1027). doi:10.1259/bjr.20130150
9. Meijnsing I, Raaymakers BW, Raaijmakers AJE, et al. Dosimetry for the MRI accelerator: The impact of a magnetic field on the response of a Farmer NE2571 ionization chamber. *Phys Med Biol*. 2009;54(10):2993-3002. doi:10.1088/0031-9155/54/10/002
10. Malkov VN, Hackett SL, Wolthaus JWH, Raaymakers BW, Van Asselen B. Monte Carlo simulations of out-of-field surface doses due to the electron streaming effect in orthogonal magnetic fields. *Phys Med Biol*. 2019;64(11). doi:10.1088/1361-6560/ab0aa0
11. Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, Legendijk JJW. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons. *Phys Med Biol*. 2005;50(7). doi:10.1088/0031-9155/50/7/002
12. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2009;36(9):4197-4212. doi:10.1118/1.3190392
13. Das IJ, Cheng C-WW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys*. 2008;35(9):4186-4215. doi:10.1118/1.2969070
14. Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et al. Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study. *Med Phys*. 2013;40(3). doi:10.1118/1.4790563
15. Narayanasamy G, Saenz D, Cruz W, Ha CS, Papanikolaou N, Stathakis S. Commissioning an Elekta Versa HD linear accelerator. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(1):179-191. doi:10.1120/jacmp.v17i1.5799
16. Snyder JE, St-Aubin J, Yaddanapudi S, et al. Commissioning of a 1.5T Elekta Unity MR-linac: A single institution experience. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(7):160-172. doi:10.1002/acm2.12902
17. Powers M, Baines J, Crane R, et al. Commissioning measurements on an Elekta Unity MR-Linac. *Phys Eng Sci Med*. 2022;45(2). doi:10.1007/s13246-022-01113-7
18. Subashi E, Dresner A, Tyagi N. Longitudinal assessment of quality assurance measurements in a 1.5T MR-linac: Part II—Magnetic resonance imaging. *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23(6). doi:10.1002/acm2.13586
19. Subashi E, Lim SB, Gonzalez X, Tyagi N. Longitudinal assessment of quality assurance measurements in a 1.5T MR-linac: Part I—Linear accelerator. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;22(10):190-201. doi:10.1002/acm2.13418
20. Roberts DA, Sandin C, Vesanen PT, et al. Machine QA for the Elekta Unity system: A Report from the Elekta MR-linac consortium. *Med Phys*. 2021;48(5). doi:10.1002/mp.14764

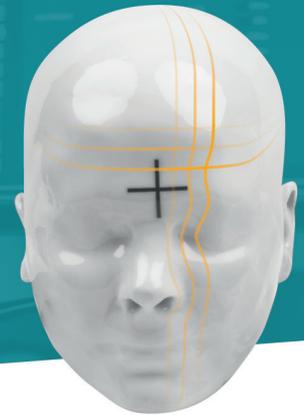
21. Woodings SJ, Bluemink JJ, De Vries JHW, et al. Beam characterisation of the 1.5 T MRI-linac. *Phys Med Biol*. 2018;63(8). doi:10.1088/1361-6560/aab566
22. Woodings SJ, de Vries JHW, Kok JMG, et al. Acceptance procedure for the linear accelerator component of the 1.5 T MRI-linac. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;22(8). doi:10.1002/acm2.13068
23. Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2021;48(10):e830-e885. doi:10.1002/mp.14992
24. 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):1847-1870. doi:10.1118/1.598691
25. IAEA TRS 483. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An IAEA-AAPM International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination. In: Technical Report Series No. 483. International Atomic Energy Agency. Vienna, Austria; 2017.
26. Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, et al. IAEA TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water.; 2000.
27. International atomic energy agency. Quality Assurance in Radiotherapy, IAEA-TECDOC-989. IAEA, Vienna; 1998.
28. Patel I, Weston J, Palmer A. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy (IPEM Report 81, 2nd Edition).; 2018.
29. Van der Wal E, Wiersma J, Ausma AH, et al. NCS Report 22: Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated Radiotherapy.; 2013.
30. Romero RR, Rincón CM, Moral Sánchez S, Rubio PS, Sevillano Martínez D. Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia. *Rev Fis Med*. 2018;19(2):73-102.
31. Netherton T, Li Y, Gao S, et al. Experience in commissioning the halcyon linac. *Med Phys*. 2019;46(10):4304-4313. doi:10.1002/mp.13723
32. Tijssen RHN, Philippens MEP, Paulson ES, et al. MRI commissioning of 1.5T MR-linac systems – a multi-institutional study. *Radiother Oncol*. 2019;132:114-120. doi:10.1016/j.radonc.2018.12.011
33. Jackson E, Bronskill M, Drost D, et al. AAPM n°100 - Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities.; 2010.
34. Price R, Allison J, Clarke G, et al. Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual 2015. *Am Coll Radiol*. Published online 2015:120.
35. Steinmann A, O'Brien D, Stafford R, et al. Investigation of TLD and EBT3 performance under the presence of 1.5T, 0.35T, and 0T magnetic field strengths in MR/CT visible materials. *Med Phys*. 2019;46(7):3217-3226. doi:10.1002/mp.13527
36. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys*. 2018;45(4):e53-e83. doi:10.1002/mp.12810
37. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HLM, Shroff MM. Steady-state MR imaging sequences: Physics, classification, and clinical applications. *Radiographics*. 2008;28(4):1147-1160. doi:10.1148/rg.284075031
38. NEMA. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. NEMA Stand Publ MS 1-2008. Published online 2008.
39. NEMA. Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images. NEMA Stand Publ MS-3-2008. Published online 2008.
40. NEMA. Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. NEMA Stand Publ MS-5-2008. Published online 2008.
41. De Roover R, Crijns W, Poels K, et al. Validation and IMRT/VMAT delivery quality of a preconfigured fast-rotating O-ring linac system. *Med Phys*. 2019;46(1):328-339. doi:10.1002/mp.13282
42. Bedford JL, Thomas MDR, Smyth G. Beam modeling and VMAT performance with the Agility 160-leaf multileaf collimator. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(2):172-185. doi:10.1120/jacmp.v14i2.4136
43. Barten DLJ, Hoffmans D, Palacios MA, Heukelom S, Van Battum LJ. Suitability of EBT3 GafChromic film for quality assurance in MR-guided radiotherapy at 0.35 T with and without real-time MR imaging. *Phys Med Biol*. 2018;63(16). doi:10.1088/1361-6560/aad58d
44. Lee HJ, Kadbi M, Bosco G, Ibbott GS. Real-time volumetric relative dosimetry for magnetic resonance - Image-guided radiation therapy (MR-IGRT). *Phys Med Biol*. 2018;63(4). doi:10.1088/1361-6560/aaac22
45. Van Asselen B, Woodings SJ, Hackett SL, et al. A formalism for reference dosimetry in photon beams in the presence of a magnetic field. *Phys Med Biol*. 2018;63(12). doi:10.1088/1361-6560/aac70e
46. O'Brien DJ, Roberts DA, Ibbott GS, Sawakuchi GO. Reference dosimetry in magnetic fields: formalism and ionization chamber correction factors. *Med Phys*. 2016;43(8):4915-4927. doi:10.1118/1.4959785
47. Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, et al. IAEA TRS-398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Int At Energy Agency. Published online 2000.
48. Kalach NI, Rogers DWO. Which accelerator photon beams are "clinic-like" for reference dosimetry purposes? *Med Phys*. 2003;30(7):1546-1555. doi:10.1118/1.1573205
49. O'Brien DJ, Dolan J, Pencea S, Schupp N, Sawakuchi GO. Relative dosimetry with an MR-linac: Response of ion chambers, diamond, and diode detectors for off-axis, depth dose, and output factor measurements: Response. *Med Phys*. 2018;45(2):884-897. doi:10.1002/mp.12699
50. Cervantes Y, Duchaine J, Billas I, Duane S, Bouchard H. Monte Carlo calculation of detector perturbation and quality correction factors in a 1.5 T magnetic resonance guided radiation therapy small photon beams. *Phys Med Biol*. 2021;66(22). doi:10.1088/1361-6560/ac3344
51. Smilowitz JB, Das JJ, Feygelman V, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(5):14-34. doi:10.1120/jacmp.v16i5.5768
52. Aalbers AHL, Hoornaert MT, Minken A, Palmans H. NCS-18: Code of Practice for the Absorbed Dose Determination in High Energy Photon and Electron Beams.; 2012.

53. AAPM I. Dosimetry of small fields used in external beam radiotherapy. *Int At Energy Agency Tech Reports Ser.* 2017;483(5002):1138-1138.
54. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.* 2009;36(11):5359-5373. doi:10.1118/1.3238104
55. Hissoiny S, Ozell B, Bouchard H, Desps P. GPUMCD: A new GPU-oriented Monte Carlo dose calculation platform. *Med Phys.* 2011;38(2):754-764. doi:10.1118/1.3539725
56. De Pooter J, Billas I, De Prez L, et al. Reference dosimetry in MRI-linacs: evaluation of available protocols and data to establish a Code of Practice. *Phys Med Biol.* 2021;66(5). doi:10.1088/1361-6560/ab9efe
57. Liu C, Li M, Xiao H, et al. Advances in MRI-guided precision radiotherapy. *Precis Radiat Oncol.* 2022;6(1):75-84. doi:10.1002/pro6.1143
58. Tsuneda M, Abe K, Fujita Y, Ikeda Y, Furuyama Y, Uno T. Elekta Unity MR-linac commissioning: mechanical and dosimetry tests. *J Radiat Res.* 2023;64(1):73-84. doi:10.1093/jrr/rrac072
59. Geurts MW, Jacqmin DJ, Jones LE, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.b: Commissioning and QA of treatment planning dose calculations—Megavoltage photon and electron beams. *J Appl Clin Med Phys.* 2022;23(9). doi:10.1002/acm2.13641

Control de Calidad en radioterapia de RTsafe



RTsafe ha desarrollado **innovadores maniqués antropomórficos** y **servicios de evaluación externa** para control de calidad y validación End-to-End de procesos y planes de tratamiento de alta precisión.



Maniquí Prime

Ampliando el alcance del control de calidad.

- ⦿ Maniquí antropomórfico a partir de datos anatómicos.
- ⦿ Construido mediante impresión 3D de alta precisión.
- ⦿ Reproduce con fidelidad estructuras y densidades de la anatomía humana.
- ⦿ Permite medidas dosimétricas puntuales, 2D con película radiocrómica y 3D con geles dosimétricos.
- ⦿ Ideal para verificaciones End-to-End.



Maniquí PseudoPatient®

Verifica la seguridad del paciente durante la radioterapia.

- ⦿ Verificación pretratamiento en pacientes de radiocirugía.
- ⦿ Réplica anatómica de la cabeza del paciente.
- ⦿ Construido con los datos de TC del paciente.
- ⦿ Impresión 3D de alta precisión.
- ⦿ Posibilidad de rellenar todo el volumen cerebral de gel 3D para un análisis sin limitaciones.

Distribuido en España por



Validación de imágenes generadas a partir de imágenes tomográficas de haz cónico usando redes neuronales de aprendizaje profundo para radioterapia adaptativa

Validation of cone beam tomographic images generated by deep learning neural networks for adaptive Radiotherapy

Manuel Llorente Manso^{1, *}, Sandra Vilela Serrano², Carlos Ferrer Gracia¹, Natalia Carballo González²

¹ Servicio de Radioprotección y Física Médica. Centro Oncológico MD Anderson España, Madrid.

² Servicio de Radioterapia. Centro Oncológico MD Anderson España, Madrid.

Fecha de Recepción: 18/10/2023 - Fecha de Aceptación: 07/03/2024

Durante los tratamientos de Radioterapia, se adquieren imágenes tomográficas del paciente. Estas imágenes presentan artefactos que limitan su validez para el cálculo de dosis. Es posible, con el uso de redes neuronales, hacerlas más adecuadas para el cálculo de dosis. Empleamos la conocida red neuronal U-NET para entrenar un modelo capaz de generar imágenes tomográficas aptas para el cálculo de dosis. El modelo se entrena con imágenes de tórax de 25 pacientes. El resultado se verifica sobre las imágenes de 14 pacientes: 10 de tórax y 4 de pelvis. Con las Imágenes de CBCT se generan unas TC sintéticas que se comparan con las de simulación. Se evalúan el error medio (EM) error absoluto medio (EAM) la relación máxima de señal ruido (RMSR) y el índice de similitud estructural (ISE).

Se compara la dosis calculada sobre el TC con la calculada sobre ambos CBCT. Se calcula el índice gamma de similitud entre las matrices de dosis y los valores de D5, D95 y dosis media sobre el PTV.

Se observa una mejora estadísticamente significativa en todos los parámetros estudiados.

La red neuronal U-NET puede emplearse para modificar imágenes de CBCT y hacerlas más aptas para el cálculo de dosis.

Palabras clave: TC sintético, redes neuronales, U-NET, Radioterapia adaptativa.

During radiotherapy treatments, tomographic images of the patient are acquired. There is interest in using those images for treatment re-planning. LINAC images, in general, have artifacts that limit their validity for dose calculation. The use of neural networks can enhance the image quality to make them more apt for dose calculation. In this work, we use the well-known neural network U-NET to train a model capable of generating tomographic images valid for dose calculation. The model is trained with images of thorax of 25 patients. The result is verified over the images of 14 patients: 10 thorax and 4 pelvis. The CBCT images are used to generate synthetic CT's which are compared with the simulation ones. Mean error, mean absolute error, maximum signal to noise ratio and structural similarity index are evaluated.

Doses calculated on both CBCT images and CT are compared. Evaluated parameters are gamma index, D5, D95 and mean dose in the dose volume histogram of the target volume.

All the parameters evaluated presented a statistically relevant improvement.

U-NET neural network can be used on CBCT images to make them more apt for dose calculation.

Key words: Synthetic CT, neural networks, U-NET, adaptive Radiotherapy.

*Correspondencia: mlllorente@mdanderson.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.003>

Introducción

Desde la implantación de la radioterapia guiada por imagen, cada vez se generan más imágenes de tomografía de haz cónico (CBCT, por sus siglas en inglés) de los pacientes sobre la mesa de tratamiento. Esas imágenes permiten evaluar los cambios anatómicos externos e internos que sufre el paciente durante el tratamiento. Existe mucho interés en emplear esa información para realizar radioterapia adaptativa. Esta consiste en rehacer el plan de tratamiento teniendo en cuenta esos cambios anatómicos. Uno de los obstáculos que se plantean para la implantación de esta técnica es que las imágenes de CBCT son de calidad inferior a las de simulación y es difícil una buena correlación entre la densidad (electrónica o másica) del tejido y los números TC de la imagen. Esta falta de correlación limita la posibilidad de hacer el cálculo de la dosis directamente sobre las imágenes de CBCT, como sería deseable.

Se han propuesto métodos de corrección de la imagen como el método del análisis de modelos¹ Monte Carlo² o prioridad del TC.³ También se han empleado métodos para la obtención de CBCT sintéticos, como el registro multi-mapa⁴ función de transformación de la intensidad,⁵ modelado estadístico⁶ y aprendizaje automático.^{7,8} Más recientemente, se han ampliado las técnicas que emplean redes neuronales con aprendizaje profundo.^{9,10,11}

Los autores mencionados entrenan una determinada red neuronal para una localización específica y evalúan la mejora comparando los números TC resultantes con los de la imagen de simulación,^{10,11} o comparando la dosis calculada sobre ambos conjuntos de imágenes.^{9,10,11} Entrenar un modelo supone una elevada carga de trabajo ya que requiere un número relativamente grande de imágenes con un laborioso pre-procesado y largas horas de cálculo en ordenadores dedicados.

El propósito de este estudio es evaluar si una red neuronal de uso muy extendido en Radioterapia (UNET¹²) entrenada con un número limitado de imágenes de tórax puede producir imágenes válidas para el cálculo de dosis. Además, se estudiará si la misma red se puede emplear sobre imágenes de pelvis, y si se puede emplear la red entrenada para tórax como base de partida para entrenar otra red sobre imágenes de pelvis.

Material y métodos

Imágenes y pre-procesado

Para el entrenamiento de la red de imágenes de tórax, se escogieron las TC de simulación de 25 pacien-

tes que se trataron de cáncer de pulmón y de mama. Las imágenes se adquirieron en un TC GE VCT (GE Healthcare, Waukesha, EEUU) de 64 cortes con un tamaño de vóxel de $0,997 \times 0,997 \times 2,5 \text{ mm}^3$. Cada corte tenía un tamaño de 512×512 píxeles adquirido con 120 kVp y corriente variable.

De estos 25 pacientes, se obtuvieron un total de 49 conjuntos de imágenes de CBCT en un acelerador Trilogy (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU) con un tamaño de vóxel de $1,17 \times 1,17 \times 2,5 \text{ mm}^3$. El tamaño de cada imagen de CBCT era de 384×384 píxeles.

Idealmente, las imágenes deberían ser de objetos, en este caso pacientes, idénticos en forma tanto externa como distribución interior de órganos y tejidos, pero en la realidad, eso no es así. Debido a que las imágenes se adquirieron en momentos diferentes, habría que corregirlas para eliminar las diferencias introducidas por errores en el posicionamiento o cambios en la anatomía interna del paciente. El preprocesado para hacer coincidir las imágenes de TC con las de CBCT comprende varios pasos:

- *Recorte y ajuste de resolución:* se recortan las imágenes de TC y se cambia su resolución para hacerlas iguales a las de CBCT.
- *Registro deformable:* se realiza un registro deformable de la imagen de TC para que coincida con la de CBCT.
- *Normalización:* cada imagen se convierte en una matriz. Todos los valores de píxel por encima de 2000 se igualan a este valor y, posteriormente, se normalizan entre 0 y 1.
- *Aplicación de máscara:* a las imágenes resultantes se les aplica una máscara con el contorno externo, para descontar del entrenamiento la parte de la imagen que queda fuera del paciente.

Este proceso se realizó empleando el software libre *3D Slicer*.^{*} Para el registro deformable, se empleó el módulo *Plastimatch* incluido en el paquete informático *3D Slicer*.

Red neuronal

U-Net es una red neuronal ampliamente probada y empleada en usos médicos tales como la segmentación de órganos^{13,14} y la síntesis de imágenes.¹⁵ La red consta de un camino de contracción y otro de expansión, lo que le da la arquitectura en forma de "u". La ruta de contracción es una red convolucional típica que consiste en la aplicación repetida de convoluciones, cada una seguida de una unidad lineal rectificadora (*ReLU*) y una operación de agrupación máxima. Durante la

* Slicer 4.11, <http://www.slicer.org>

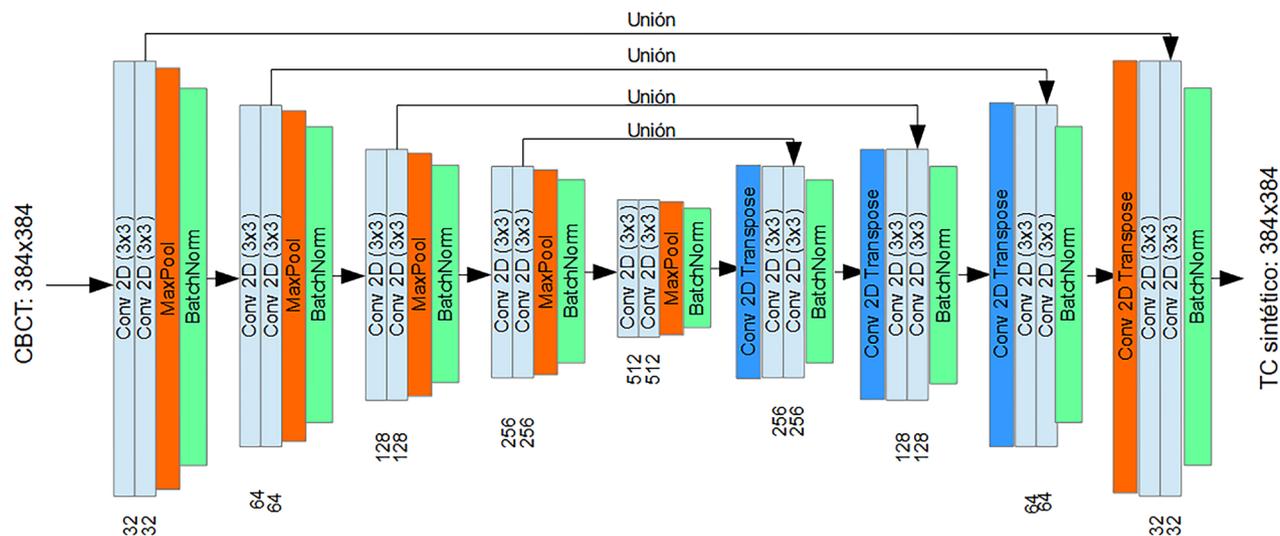


Fig. 1. Esquema de la red neuronal U-NET empleada.

contracción, la información espacial se reduce mientras que la información de características aumenta. La ruta expansiva combina la característica y la información espacial a través de una secuencia de convoluciones ascendentes y concatenaciones con características de alta resolución de la ruta de contracción.

En este caso partimos de imágenes de 384×384 píxeles a las que aplicamos hasta cuatro contracciones, que reducen la resolución hasta 24×24 píxeles y otros cuatro pasos de expansión que devuelven una imagen de la resolución original. La función de activación en las capas intermedias es *ReLU* y la de la capa final es una función sigmoide. La función de pérdida es el error absoluto promedio. La red se ha implementado en *TensorFlow*.[†] En la figura 1 se muestra un esquema de la red neuronal empleada. Se indican las operaciones que se realizan con el nombre de la función en *Tensorflow* que las lleva a cabo.

Para mejorar los resultados, se emplea la técnica de aumento de los datos que consiste en aplicar rotaciones y traslaciones a las imágenes.

El modelo se entrenó sobre un procesador Intel Core i7 11^a generación, con una memoria RAM de 32 Gb. El proceso de entrenamiento llevó alrededor de 16 h. La red resultante tarda, sobre la misma máquina, aproximadamente 1 s en convertir una imagen de CBCT en TC sintética.

Evaluación

La evaluación se realizó tomando pares de imágenes de TC y CBCT de 14 pacientes: 10 de tórax, 3 de pelvis y uno de abdomen. En todos los casos, para la evalua-

ción se usaron imágenes distintas de las empleadas para el entrenamiento de las redes.

Evaluación de la imagen

Para la evaluación de la similitud entre las imágenes de TC sintéticas, se emplearon varias métricas siguiendo el trabajo de Xuetao Wang:¹⁵ error medio (*EM*), error absoluto medio (*EAM*), relación máxima de señal ruido (*RMSR*) y el índice de similitud estructural (*ISE*).

El error medio viene definido en la ecuación (1), donde *P* indica el valor del píxel y denota la diferencia entre los valores de píxel de cada par de imágenes.

$$EM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (P_i^{CBCT} - P_i^{TC}) \quad (1)$$

El error absoluto medio, definido en la ecuación (2), evalúa el valor absoluto de la diferencia píxel a píxel.

$$EAM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (|P_i^{CBCT} - P_i^{TC}|) \quad (2)$$

La relación máxima señal-ruido viene definida en la ecuación (3), donde *MAX* es el valor máximo que puede alcanzar un píxel en la imagen y *ECM* es el error cuadrático medio, definido en la ecuación (4)

$$RMSR = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{MAX^2}{ECM} \right) \quad (3)$$

[†] <https://www.tensorflow.org>

$$ECM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (P_i^{CBCT} - P_i^{TC})^2 \quad (4)$$

La ecuación (5) define el índice de similitud estructural.

$$ISE = \frac{(2\mu_{TC}\mu_{CBCT} + c_1)(2\sigma_{TC}\sigma_{CBCT} + c_2)}{(\mu_{CBCT}^2 + \mu_{TC}^2 + c_1)(\sigma_{CBCT}^2 + \sigma_{TC}^2 + c_2)} \quad (5)$$

En ella, μ designa al valor promedio de una imagen, σ a la desviación típica dentro de la imagen, y los coeficientes c_1 y c_2 se definen así:

$$c_1 = (k_1 MAX)^2, \quad c_2 = (k_2 MAX)^2, \\ k_1 = 0.01, \quad k_2 = 0.03$$

A diferencia de los tres indicadores anteriores, que se fijan en errores absolutos, este indicador fue desarrollado para cuantificar las diferencias entre imágenes fijándose en el cambio percibido en la estructura de la información.¹⁶ En los indicadores *EM* y *EAM*, un valor bajo indica mayor similitud entre las imágenes, resultando cero en caso de imágenes idénticas. *RMSR* tendrá un valor mayor cuanto más parecidas sean las imágenes e *ISE*, que adopta valores entre cero y uno, tendrá un valor mayor para imágenes más parecidas.

Evaluación dosimétrica

Con el propósito de evaluar el impacto en el cálculo de dosis, se transfirieron las imágenes de CBCT y de TC sintética de 14 pacientes al sistema de planificación (Pinnacle3 16.2. Philips Medical Systems, Fitchburg, EEUU). Se realizó un registro rígido de las imágenes y se calculó el tratamiento original sobre las imágenes de CBCT y TC sintética. Para el CBCT original se empleó una tabla de conversión de números TC obtenida específicamente para esa técnica de imagen. Para la TC sintética se empleó la misma tabla que para la TC de simulación. Se exportaron las matrices de dosis calculadas sobre los tres tipos de imagen para compararlas posteriormente usando *3D Slicer*.

Las matrices de dosis tenían una resolución de 2,5 mm en cada dirección. La métrica empleada para comparar las matrices de dosis fue el índice gamma¹⁷ con parámetros de 2 mm/3% descartando los puntos con un valor por debajo del 20% del máximo. También se compararon los histogramas dosis volumen (HDV) del volumen de interés (PTV). Para ello, se recogieron los valores de la dosis media dentro del PTV, la dosis recibida por el 95% del volumen (D95) y por el 5% (D5). A continuación se calculó la diferencia porcentual entre el

valor calculado sobre la imagen de TC y los calculados sobre las imágenes de CBCT.

Los pacientes se dividieron en tres grupos, dependiendo de la localización: tórax, que incluye casos de cáncer de pulmón y esófago, mama y abdomen-pelvis.

Modelo para pelvis

Además del modelo para tórax, se entrenó un segundo modelo para pelvis. Para ello se tomaron 24 conjuntos de imágenes de pelvis, procesadas de forma similar a las anteriores y con los mismos parámetros en la red neuronal. En vez de empezar el entrenamiento desde el inicio, se tomaron como valores iniciales de pesos del modelo, los obtenidos para la red de tórax. La red resultante se aplicó sobre los 4 casos de pelvis que se emplearon en la evaluación de la red para tórax y se evaluó tanto la imagen como la dosis calculada sobre ella.

Análisis estadístico

Para determinar si había una mejora estadísticamente significativa al aplicar la corrección a las imágenes de CBCT, se supuso que los valores de las métricas empleadas no seguían una distribución normal y, por tanto, se debía aplicar una prueba no paramétrica. Al tratarse de pares de medidas en un número menor de 25, se empleó la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon.

Resultados

En la figura 2 se recogen los valores de las distintas métricas de comparación entre imágenes. Se comparan, por un lado, las imágenes de CBCT sin corregir con las de TC de simulación y, por otro, las de CBCT corregido con la TC de simulación. En los casos de abdomen-pelvis, se compara también con las imágenes corregidas empleando la red entrenada para pelvis.

En la mayoría de los pares de valores se observa una mejora al aplicar la corrección a las imágenes. Tras el análisis estadístico, se comprueba que la mejora es estadísticamente significativa para todos los indicadores, con $p < 0.002$ en todos los casos. En la tabla 1 se muestran los valores de p obtenidos para cada indicador y los valores promedio de cada métrica sobre las imágenes sin corregir y corregidas con el modelo de tórax y el de pelvis.

Los resultados de comparar los histogramas dosis-volumen del PTV en los pacientes se muestran, agrupados por localización anatómica, en las figuras 3 a 6.

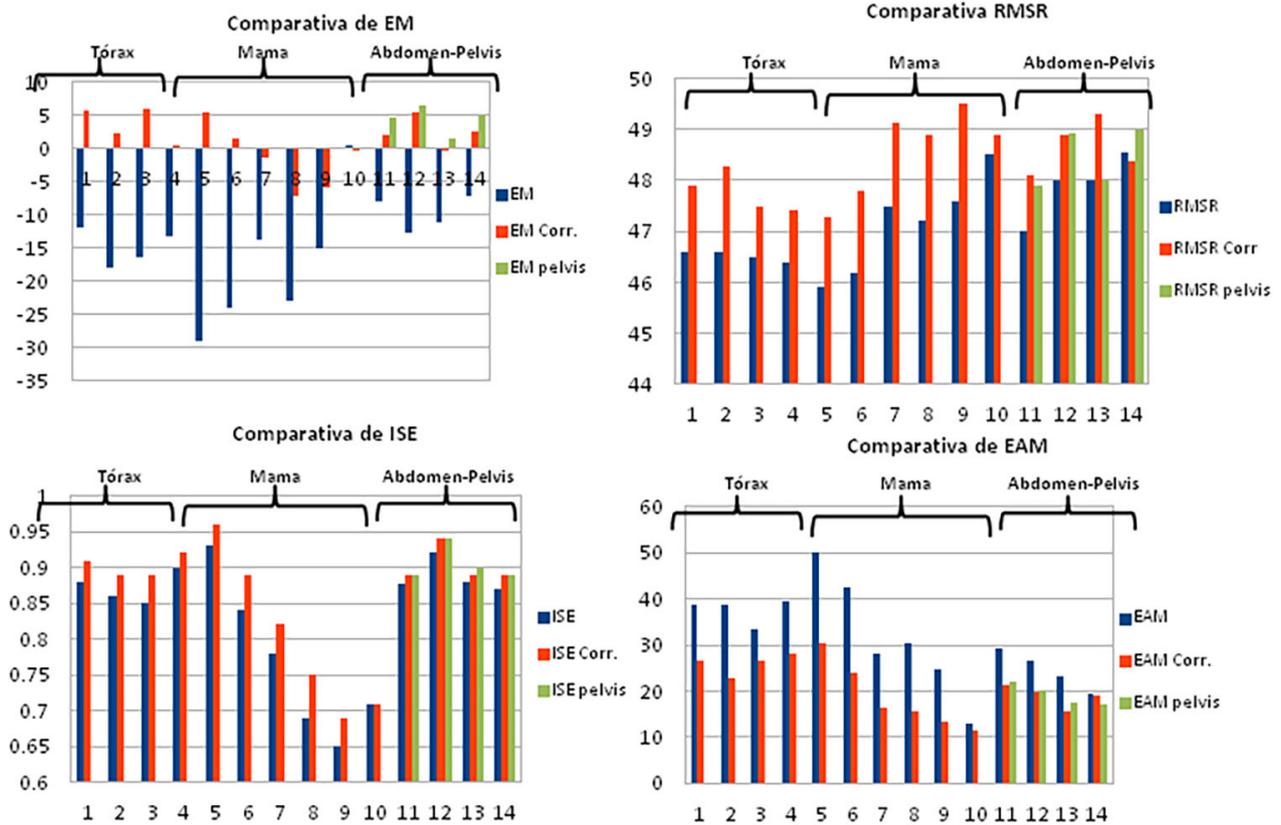


Fig. 2. Comparativa de las métricas de similitud entre imágenes: error medio (EM) error absoluto medio (EAM) relación máxima señal-ruido (RMSR) e índice de similitud estructural (ISE). Se muestran los valores de comparar la imagen de simulación con el CBCT original (azul), el corregido con la red de tórax (naranja) y las corregidas con la red de pelvis (verde). Los pacientes aparecen agrupados por localización anatómica.

Los pacientes se muestran agrupados por localización anatómica (tórax, mama, abdomen-pelvis). El análisis estadístico indica que hay una mejora significativa en

todos los parámetros dosimétricos estudiados, tal y como se recoge en la tabla 1. En ella, se puede ver que el valor de p es de 0.006 o menor.

Tabla 1. Valor del estadístico W y p al aplicar la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon a las distintas métricas evaluadas: error medio (EM) error absoluto medio (EAM) relación máxima señal-ruido (RMSR) índice de similitud estructural (ISE), índice gamma y diferencia con respecto al de simulación de Dosis media, D95 y D5 en el PTV.

Métrica	Estadístico (W)	p
EM	3	0.0006
EAM	0	0.0001
RMSR	2	0.0007
ISE	0	0.001
Gamma (2 mm/3%)	12	0.008
Dosis media (diferencia %)	3	0.006
D95 (diferencia %)	11	0.006
D5 (diferencia %)	1	0.0002

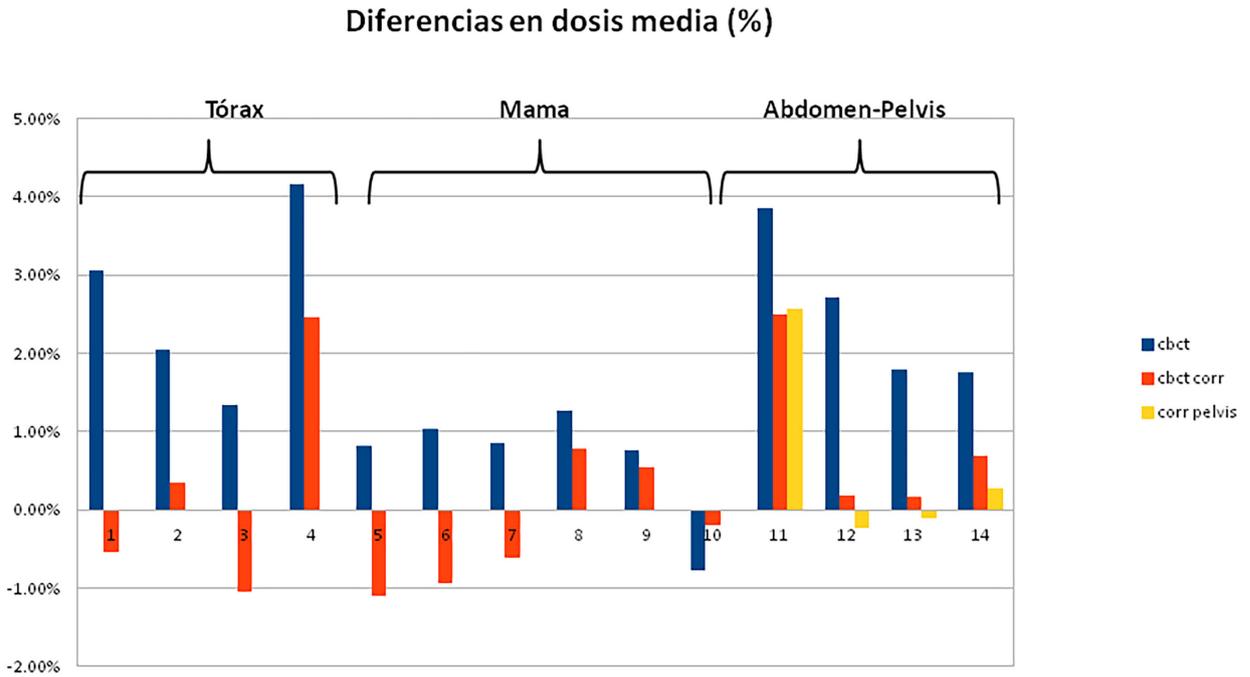


Fig. 3. Diferencias en la dosis media dentro del *PTV* entre la calculada sobre las imágenes de simulación y las calculadas sobre las imágenes de CBCT. Se emplean las imágenes sin corregir (cbct), corregidas con el modelo de tórax (cbct corr) y el modelo de pelvis (corr pelvis).

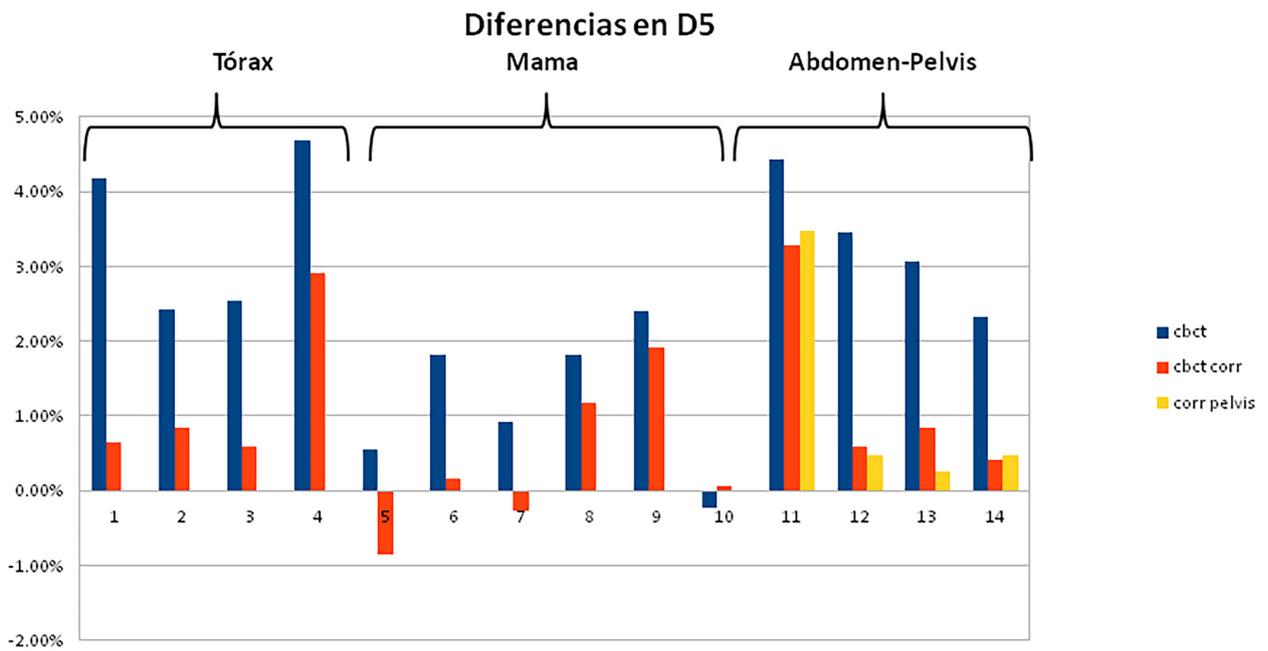


Fig. 4. Diferencias en la dosis que recibe el 5% del volumen (*D5*) dentro del *PTV* entre la calculada sobre las imágenes de simulación y las calculadas sobre las imágenes de CBCT. Se emplean las imágenes sin corregir (cbct), corregidas con el modelo de tórax (cbct corr) y el modelo de pelvis (corr pelvis).

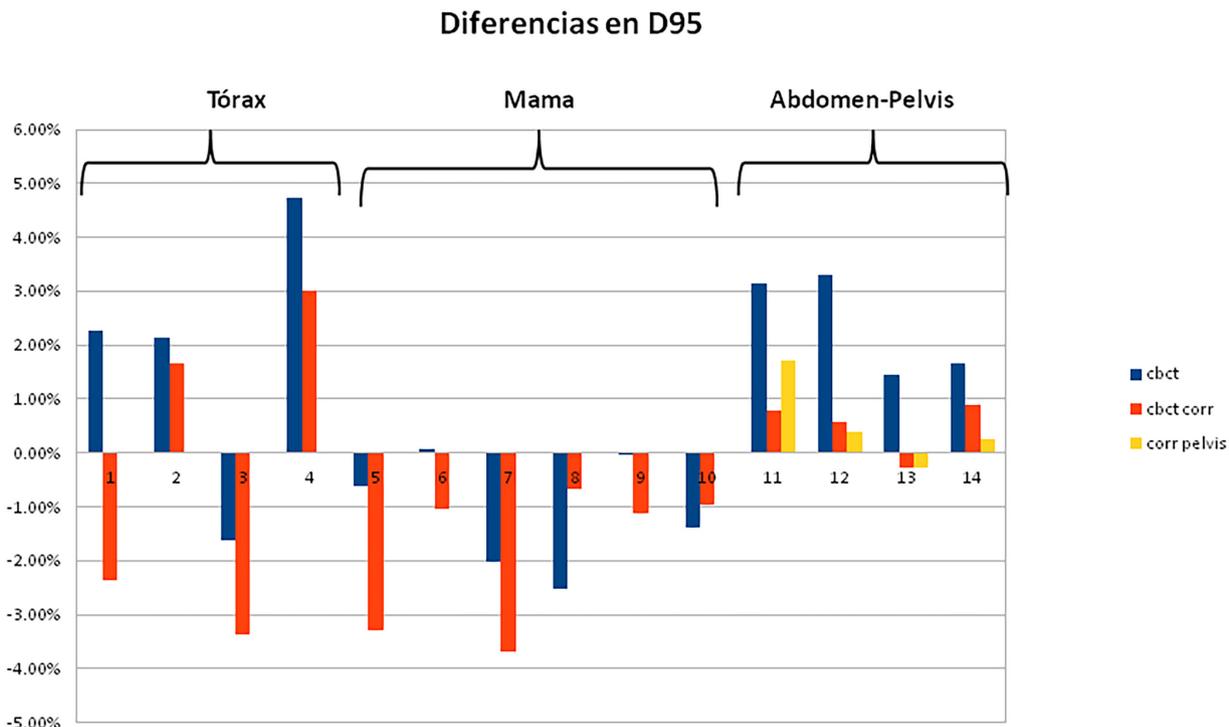


Fig. 5. Diferencias en la dosis que recibe el 95% del volumen (D_{95}) dentro del PTV entre la calculada sobre las imágenes de simulación y las calculadas sobre las imágenes de CBCT. Se emplean las imágenes sin corregir (cbct), corregidas con el modelo de tórax (cbct corr) y el modelo de pelvis (corr pelvis).

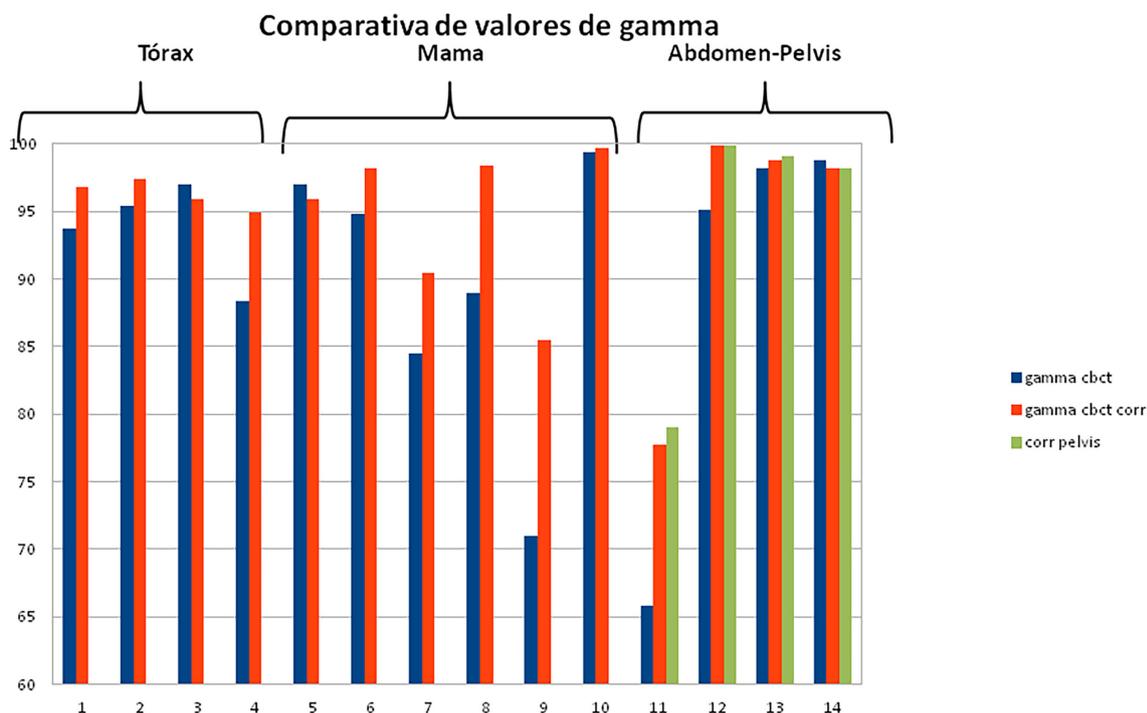


Fig. 6. Valores del índice gamma (2 mm/3%) al comparar la matriz de dosis de simulación con la calculada sobre las imágenes de CBCT originales (gamma cbct), sobre las corregidas con la red de tórax (gamma cbct corr.) y las corregidas con la red de pelvis (corr pelvis). Los pacientes aparecen agrupados por localización anatómica.

Discusión

Los resultados presentados demuestran la capacidad de una red neuronal U-NET para mejorar las imágenes de CBCT para su uso en el cálculo de dosis en Radioterapia. Cabe señalar que la mejora es significativa incluso para una red entrenada con un número muy limitado de muestras (49), por lo que se espera que se puedan mejorar los resultados aumentando el número de muestras para el entrenamiento de la red.

Las imágenes generadas presentan una mejoría en las métricas de similitud de imagen que hemos evaluado. Eso quiere decir que las imágenes generadas están más cerca de las de simulación que las originales. Sin embargo, la mejora se hace menos aparente en el índice de similitud estructural. Posiblemente, eso se deba a que esta métrica se fija en la textura de las imágenes. En las imágenes generadas por la red neuronal, el valor del píxel se hace más parecido al de la imagen original a costa de perder resolución y detalle. Es decir, son imágenes más borrosas que, aunque presenten los artefactos atenuados o una mejor correlación con la densidad del tejido, serán peores para contorneo estructuras que las originales, como se puede apreciar en la figura 7. Este aspecto se podría estudiar empleando imágenes de maniqués de control de calidad, aunque cae fuera del objetivo primario de este trabajo y queda pendiente para un futuro estudio. El análisis de las magnitudes dosimétricas también arroja una mejora en todos los parámetros medios.

La explicación para esto es que la tabla de conversión de números TC a densidad para el CBCT se obtiene a partir de unas imágenes de un maniquí de control de calidad de un tamaño mucho menor que el del paciente. Las imágenes de un paciente real están afectadas por múltiples artefactos que hacen que pierda validez esa tabla de conversión obtenida en condiciones ideales. La corrección a través de la red neurona

hace más similares los números TC del CBCT a los del TC de simulación, que tomamos como verdaderos.

Aunque el número de muestras por cada localización anatómica no permite hacer un análisis estadístico fiable, sí se puede apreciar que la mejora para los casos de mama es menor que para los de tórax o pelvis. Una posible explicación es que el *PTV* de la mama es un tejido de densidad uniforme y periférico, menos afectado por los artefactos de imagen que los de otras localizaciones como el mediastino o la pelvis, que se encuentran en profundidad y en zonas con heterogeneidades debidas al pulmón, los huesos o los gases intestinales.

El cambio en el promedio de tasa de paso del índice gamma pasa de 90.5% a 94.8% y 94% para los modelos de tórax y pelvis, respectivamente. Para calibrar la relevancia clínica de esta mejora, el criterio para aceptación de las medidas de control de calidad de tratamientos en nuestro centro es que el parámetro gamma sea mayor del 95% (2 mm/3%). Salvando las distancias, se podría extrapolar este criterio para decir que el primer cálculo sería claramente no aceptable, mientras que los otros estarían mucho más cerca de ser aceptables. Así mismo encontramos interesante la mejora de más del 1% en la dosis media dentro del *PTV*.

También cabe señalar que la red de pelvis ofrece buenos resultados y hace pensar que una red entrenada en una localización anatómica se puede emplear como punto de partida para entrenar una segunda en otra localización con número reducido de muestras, lo que permitiría ahorrar trabajo y tiempo de cálculo.

La metodología empleada presenta el problema de que las imágenes de simulación y las de tratamiento no se corresponden exactamente. El día de tratamiento, el paciente puede encontrarse en una posición ligeramente distinta a la del día de la simulación o pueden haberse producido cambios anatómicos. Esos cam-

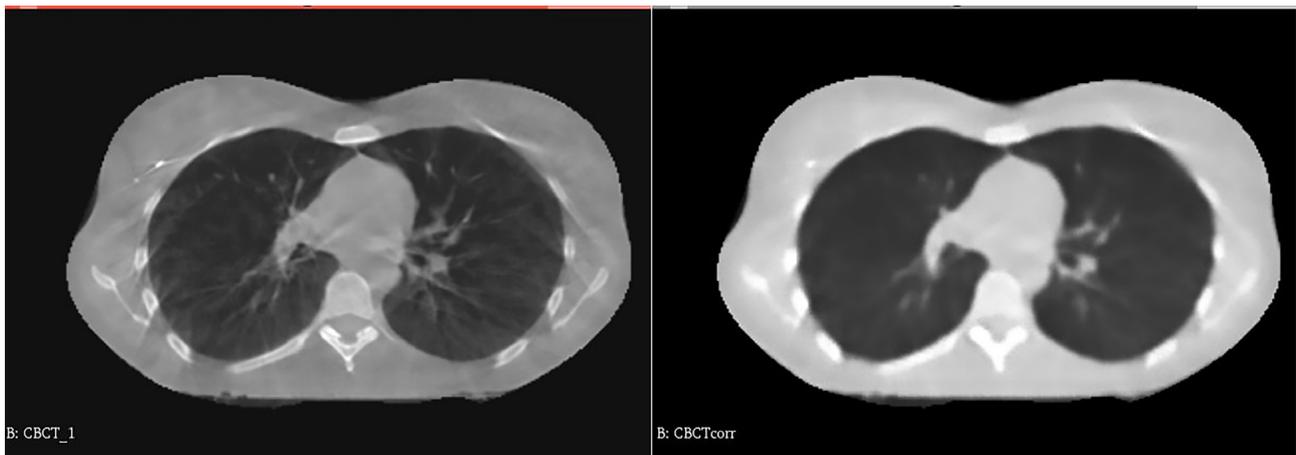


Fig. 7. Imagen de CBCT sin corregir (izquierda) y corregida (derecha).

bios son tenidos en cuenta a la hora de comparar las imágenes a través de la fusión con deformación. Sin embargo, no disponemos de los medios técnicos para aplicar esa deformación en el cálculo de dosis. Una forma de solventar este problema sería contando con un sistema de planificación que pudiera hacer registro con deformación de las imágenes de CBCT y calcular la dosis sobre las imágenes deformadas. Sin embargo, las diferencias encontradas en los parámetros dosimétricos son achacables, en principio, a dos fuentes: las diferencias anatómicas entre las imágenes y los artefactos que presentan las imágenes de CBCT. Las correcciones aplicadas no actúan sobre las diferencias anatómicas, sino sólo sobre los artefactos de imagen, con lo que el efecto de las primeras permanecería invariable y no invalidaría las conclusiones que presentamos. Otra forma de minimizar el error introducido por este defecto sería aumentando el número de casos verificados. Suponemos que el error es de carácter aleatorio y que para un número suficiente de casos los resultados serán más fiables.

Conclusión

Es posible mejorar la calidad de las imágenes de CBCT obtenidas en un acelerador lineal para su uso en el cálculo de dosis con el fin de hacer Radioterapia adaptativa empleando una red neuronal tipo U-NET. La mejora es significativa incluso para una red entrenada con un número muy limitado de muestras.

Aunque el limitado número de muestras impide hacer un análisis estadístico por localización, las mejoras apreciadas sí parecen prometedoras en los casos de tórax y pelvis. Es esperable que un análisis con un número suficiente de casos podría validar el método expuesto.

Referencias

- Naimuddin S, Hasegawa B, Mistretta CA. Scatter-glare correction using a convolution algorithm with variable weighting. *Med Phys.* 1987;14(3):330-334. doi:10.1118/1.596088
- Xu Y, Bai T, Yan H, et al. A practical cone-beam CT scatter correction method with optimized Monte Carlo simulations for image-guided radiation therapy. *Phys Med Biol.* 2015;60(9):3567-3587. doi:10.1088/0031-9155/60/9/3567
- Zollner, C., Rit, S., Kurz, C., Vilches-Freixas, G., Kamp, F., Dedes, G., Belka, C., Parodi, K., & Landry, G. Decomposing a prior-CT-based cone-beam CT projection correction algorithm into scatter and beam hardening components. *Physics and Imaging in Radiation Oncology.* 2017; 3, 49-52. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.09.002>
- Burgos N, Cardoso MJ, Thielemans K, et al. Attenuation correction synthesis for hybrid PET-MR scanners: application to brain studies. *IEEE Trans Med Imaging.* 2014;33(12):2332-2341. doi:10.1109/TMI.2014.2340135
- Ye DH, Zikic D, Glocker B, Criminisi A, Konukoglu E. Modality propagation: coherent synthesis of subject-specific scans with data-driven regularization. *Med Image Comput Comput Assist Interv.* 2013;16(Pt 1):606-613. doi:10.1007/978-3-642-40811-3_76
- Kapanen M, Collan J, Beule A, Seppälä T, Saarilahti K, Tenhunen M. Commissioning of MRI-only based treatment planning procedure for external beam radiotherapy of prostate. *Magn Reson Med.* 2013;70(1):127-135. doi:10.1002/mrm.24459
- Cao X, Yang J, Gao Y, Guo Y, Wu G, Shen D. Dual-core steered non-rigid registration for multi-modal images via bi-directional image synthesis. *Med Image Anal.* 2017;41:18-31. doi:10.1016/j.media.2017.05.004
- Huynh T, Gao Y, Kang J, et al. Estimating CT Image From MRI Data Using Structured Random Forest and Auto-Context Model. *IEEE Trans Med Imaging.* 2016;35(1):174-183. doi:10.1109/TMI.2015.2461533
- Eckl M, Hoppen L, Sarria GR, et al. Evaluation of a cycle-generative adversarial network-based cone-beam CT to synthetic CT conversion algorithm for adaptive radiation therapy. *Phys Med.* 2020;80:308-316. doi:10.1016/j.ejmp.2020.11.007
- Maspero M, Houweling AC, Savenije MHF, et al. A single neural network for cone-beam computed tomography-based radiotherapy of head-and-neck, lung and breast cancer. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2020;14:24-31. Published 2020 May 25. doi:10.1016/j.phro.2020.04.002
- Liang X, Chen L, Nguyen D, et al. Generating synthesized computed tomography (CT) from cone-beam computed tomography (CBCT) using CycleGAN for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol.* 2019;64(12):125002. Published 2019 Jun 10. doi:10.1088/1361-6560/ab22f9
- Ronneberger, O., Fischer, P., Brox, T. U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation. In: Navab, N., Hornegger, J., Wells, W., Frangi, A. (eds) *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2015. MICCAI 2015. Lecture Notes in Computer Science()*, vol 9351. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-24574-4_28.
- Radiuk P. Applying 3D U-Net Architecture to the Task of Multi-Organ Segmentation in Computed Tomography. *Applied Computer Systems.* 2020;25(1): 43-50. <https://doi.org/10.2478/acss-2020-0005>
- Vesal, S., Ravikumar, N., Maier, A. A 2D dilated residual U-Net for multi-organ segmentation in thoracic CT. arXiv preprint arXiv:1905.07710, 2019.
- Xuetao Wang, Wanwei Jian, Bailin Zhang, Lin Zhu, Qiang He, Huaizhi Jin, Geng Yang, Chunya Cai, Haoyu Meng, Xiang Tan, Fei Li, Zhenhui Dai. Synthetic CT generation from cone-beam CT using deep-learning for breast adaptive radiotherapy. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences.* 2022; 15(1):275-282. doi.org/10.1016/j.jrras.2022.03.009.
- Zhou Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh and E. P. Simoncelli. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. *IEEE Transactions on Image Processing.* 2002; 13(4): 600-612. doi: 10.1109/TIP.2003.819861.
- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998;25(5):656-661. doi:10.1118/1.598248

VERIQA - The Modular Software Platform

For comprehensive Patient QA



Treatment plan visualization
VERIQA module RT View



Treatment plan evaluation
VERIQA module RT Evaluate



Pre-treatment verification
VERIQA module RT MonteCarlo 3D



Pre-treatment and in vivo verification
VERIQA module RT EPID 3D

Your advantages

- ▶ One platform: From visualization and evaluation to verification and reporting. All in one modular platform, built on future-proof client-server architecture
- ▶ Take your workflow efficiency to a next level and automate your processes
- ▶ Track and analyse your results with the automated integration of Track-it
- ▶ Clinically proven, independent 3D dose verification tools and calculation algorithms for reliable results, independent of treatment complexity

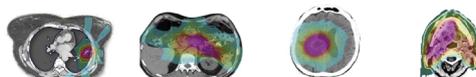


VERIQA RT MonteCarlo 3D

3D dose calculation with SciMoCa. Accurate. Fast. Automated.



Discover VERIQA RT MonteCarlo 3D



	LUNG SBRT	Pancreas	Brain	Head and neck
	3D / 7 beams 6 MV FFF	VMAT / 2 arcs / 180 CP ¹ 6 MV - SIB ²	VMAT / 1arc / 90 CP ¹ 6 MV FFF	VMAT / 2arc / 180 CP ¹ 6 MV - SIB ²
PTV volume	46.45 cm ³	589.26 cm ³	264.48 cm ³	907.74 cm ³
Dose grid size	3 x 3 x 3 mm	3 x 3 x 3 mm	2 x 2 x 2 mm	2 x 2 x 2 mm
MC accuracy	1 %	1 %	0.5 %	0.5 %
Calculation time	12 sec	30 sec	46 sec	246 sec

Calculated on a dual 12-core Intel Xeon Silver 4214 2.2 GHz server with hyperthreading (48 logical cores).

Your advantages

- ▶ Monte Carlo simulations are the most accurate method for dose calculation in radiotherapy treatment planning. With its ability to simulate the physics of photons and charged particles transport through matter, Monte Carlo can accurately compute the dose under almost any circumstances
- ▶ VERIQA RT MonteCarlo 3D comes pre-installed on a powerful server, allowing for high-speed dose computations. Calculation results are available in less than 2 minutes
- ▶ Due to its specific beam modelling process, which is based on water phantom measurements, VERIQA RT MonteCarlo 3D performs truly independent dose calculations for a reliable secondary plan check



VERIQA RT EPID 3D

True EPID dosimetry. Pre-treatment. In vivo. Fully automated.



Discover VERIQA RT EPID 3D

Advanced 3D back-projection approach

* For simplicity, the comparison of forward-projection and back-projection approach is explained using the example of in vivo EPID dosimetry. However, the same concept holds true for EPID-based pre-treatment dosimetry.

Forward approach*

Current standard of commercial products



Treatment plan is used to predict EPID images. Measured EPID images are compared against predicted EPID images.

Back-projection approach*

Used in VERIQA RT EPID 3D



EPID measured dose is back-projected into patient. Dose is reconstructed in patient anatomy and compared against planned dose.

Comparison level	EPID	Patient
Reference	Predicted EPID image/dose distribution	TPS
Visualization	2D only	3D
Comparison metrics	2D Gamma	3D Gamma, GVH, DVH
True composite (TC) as recommended by AAPM TG-218	✗	✓

Your advantages

- ▶ Detect unnoticed clinically relevant errors during pre-treatment verification and quantitatively assess their dosimetric impact
- ▶ True 3D patient dosimetry: Compare the EPID-reconstructed dose directly to the planned patient dose as well as the calculation of patient dose-volume histograms (DVHs) for both pre-treatment and in vivo dosimetry
- ▶ Phantomless, efficient and fully automated
- ▶ Clinically proven back-projection algorithm: Successfully used at The Netherlands Cancer Institute - Antoni van Leeuwenhoek Hospital (NKI-AVL) in more than 75,000 patient treatments since 2005

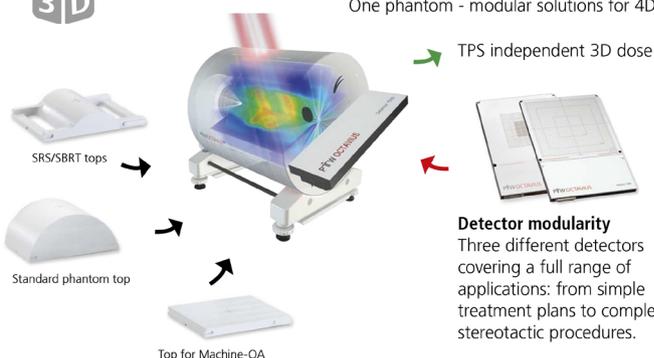


OCTAVIUS^{4D}

One phantom - modular solutions for 4D patient and machine QA



Discover OCTAVIUS 4D Detector 1600SR5



Your advantages

- ▶ Time dependent and angular dependent dose measurement
- ▶ Synchronous phantom rotation with the linac gantry
- ▶ Detector array always perpendicular to the beam - no angular dependence
- ▶ Only 4D dose verification system that measures dose in the entire phantom volume
- ▶ Verification of treatments including non-coplanar beams, off-axis target volumes, large fields and treatment plans with multiple energies

Control de calidad para PET/RM basado en maniqués experimentales con evaluación de factores de degradación por movimiento respiratorio

PET/MR quality assurance and evaluation of degradation factors due to respiratory motion using experimental phantoms

Carmen Salvador-Ribés^{1,*}, África Almendros-Riaza¹, Consuelo Olivas²,
María del Pilar Morcillo-Toledo¹, Irene Torres-Espallardo², Sonia Ginés-Cárdenas¹,
Pilar Bello², Moisés Sáez-Beltrán³, Luís Martí-Bonmatí¹, Montserrat Carles¹

¹ Grupo de Investigación Biomédica en Imagen (GIBI²³⁰), Instituto de Investigación Sanitaria La Fe, 46026, Valencia, España.

² Departamento de Medicina Nuclear, Área Clínica de Imagen Médica, Hospital Universitario y Politécnico La Fe, 46026, Valencia, España.

³ Departamento de Física Médica, Hospital Universitario La Paz, 28046, Madrid, España.

Fecha de Recepción: 23/11/2023 - Fecha de Aceptación: 04/03/2024

El objetivo de este estudio es crear una prueba de control de calidad (CC) basada en maniqués experimentales para equipos híbridos PET/RM. Se ha validado un método que minimiza el error en los mapas de atenuación (MA) para medidas de maniqués con PET/RM, y se ha implementado en el CC para evaluar el impacto de distintos factores de degradación por movimiento respiratorio.

Se empleó el maniqué MRI-QUASAR-Motion con insertos de impresión-3D, así como la herramienta Duetto para generar los MA a partir de tomografías computarizadas (MA-TC). Mediante coeficientes de recuperación (CR), se cuantificó el impacto de la compensación de movimiento en los MA, la discriminación de ciclos irregulares y el promediado para las fases respiratorias co-registradas en imágenes PET. No se observaron mejoras significativas al compensar el movimiento en los MA ($p = 0.31$) ni al discriminar ciclos irregulares ($p = 0.16$). Tampoco se observaron diferencias significativas entre estimar la concentración en cada fase respiratoria y promediar su valor ($RC_{\text{concentración}} = 0.982 \pm 0.013$) o estimarlo en la imagen promedio de las fases respiratorias ($RC_{\text{concentración}} = 0.978 \pm 0.009$).

Nuestra prueba de CC para equipos PET/RM permite recomendar que se evite el postproceso que implica la compensación de movimiento respiratorio en los MA, la discriminación de ciclos respiratorios irregulares y el co-registro de las fases respiratorias.

Palabras clave: PET/RM, Control de calidad, maniqués experimentales, movimiento respiratorio, corrección de atenuación.

This study aims to create a phantom-based quality control (QC) test for hybrid PET/MR systems. A method that minimises error in attenuation maps (AM) for PET/MR phantom measurements has been validated and implemented in the QC to assess the impact of different respiratory motion degradation factors.

The MRI-QUASAR-Motion phantom with 3D-printing inserts was employed as well as the Duetto tool to generate AMs from computed tomography (AM-CT) scans. Using recovery coefficients (RC), the impact of motion compensation on AMs, discrimination of irregular cycles and averaging for co-registered respiratory phases on PET images was quantified. No significant improvements were observed with motion compensation in the AMs ($p = 0.31$) or when discriminating irregular cycles ($p = 0.16$). There was also no significant difference between estimating the concentration in each respiratory phase and averaging its value ($RC_{\text{concentración}} = 0.982 \pm 0.013$) or estimating it in the average image of the respiratory phases ($RC_{\text{concentración}} = 0.978 \pm 0.009$).

*Correspondencia: carmen_salvador@iislafe.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.004>

Our QC test for PET/MR systems allows us to recommend avoiding the post-processing involved by the respiratory motion compensation in AMs, the discrimination of irregular respiratory cycles and the co-registration of respiratory phases.

Key words: PET/MR, Quality assurance, experimental phantoms, respiratory movement, attenuation correction.

Introducción

La imagen simultánea por tomografía por emisión de positrones y resonancia magnética (PET/RM) es una modalidad que permite combinar ambas formas de evaluar a los pacientes.^{1,2} Los sistemas PET/RM ofrecen una serie de ventajas respecto a la combinación usual de tomografía por emisión de positrones y tomografía computarizada (PET/TC), tales como la disminución de la dosis de radiación ionizante recibida por el paciente y una mejora en la visualización tisular. Estas características están consolidando la imagen PET/RM como una herramienta de diagnóstico por imagen con aplicaciones principales en la estadificación y evaluación de la respuesta al tratamiento en pacientes con cáncer, pacientes pediátricos, y en el ámbito de la radioterapia.¹⁻⁴ Un requisito previo para la implementación de sistemas PET/RM en la práctica clínica es el desarrollo de protocolos y procedimientos de control de calidad (CC) que garanticen su correcto funcionamiento. En imagen médica, estos CC utilizan maniqués experimentales, que son objetos físicos con características conocidas que permiten la calibración y caracterización de los sistemas y la evaluación de la reproducibilidad en su respuesta. Actualmente, no existen protocolos de CC estándares basados en maniqués para equipos PET/RM.⁵

Uno de los grandes desafíos del PET/RM es la corrección de atenuación de la imagen PET.¹ En el PET/TC la corrección de atenuación se realiza a partir de la imagen TC, pues su señal (Hounsfield Units) está relacionada con la atenuación de los fotones en los distintos tejidos.¹ Sin embargo, en los sistemas PET/RM la imagen de RM no tiene una relación directa con la atenuación, por lo que presenta limitaciones a la hora de crear los mapas de atenuación. El método más común emplea secuencias de RM que segmentan y clasifican los tejidos según su señal para así asignarles un coeficiente de atenuación.^{1,3,6,7} Sin embargo, estos métodos hacen uso de la anatomía y propiedades esperadas en el paciente. En estudios PET/RM con maniqués, donde no está presente ni la anatomía humana ni los valores de intensidad de RM esperados, se introducen errores al generar estos mapas de atenuación a partir de las imágenes de RM, lo que afecta directamente a la calidad de la imagen PET resultante.⁶ Por lo tanto,

la corrección de atenuación en sistemas PET/RM es también un factor limitante a la hora de implementar CC basados en maniqués.

Un efecto deletéreo sobre la calidad de las imágenes PET/RM es el movimiento respiratorio.⁸ La duración típica de un examen PET es de 15-20 minutos (5 minutos por cama), por lo que abarca un número elevado de ciclos respiratorios.⁴ Como consecuencia, las imágenes PET se ven más afectadas por el movimiento respiratorio que otras técnicas de imagen como la TC y la RM, cuyas adquisiciones pueden ser de en torno a segundos. De igual forma, la resolución intrínseca de un equipo PET es baja en comparación con técnicas de imagen como la TC o RM y, por tanto, la imagen se ve más afectada por el efecto de volumen parcial, especialmente para lesiones de diámetro inferior a 3 veces la anchura a media altura (FWHM) del equipo.⁹ El impacto conjunto de ambos factores de degradación compromete especialmente la detección de lesiones pequeñas. El movimiento respiratorio conlleva un desplazamiento de las lesiones, más significativo en la dirección cráneo-caudal, con amplitudes de pico a pico que pueden alcanzar hasta los 20 mm, siendo menor en las direcciones anterior-posterior e izquierda-derecha.^{10,11} En consecuencia, para las regiones afectadas por la respiración, el movimiento respiratorio no compensado puede llevar a una sobreestimación del tamaño de las lesiones, una subestimación del contraste lesión-fondo, una pérdida de reproducibilidad, y un error de co-registro entre las distintas modalidades.^{8,10,12} Aunque se han desarrollado diferentes estrategias para la gestión del movimiento respiratorio,¹³⁻¹⁶ la estandarización y validación de las diferentes técnicas de compensación del movimiento son un requisito previo antes de su uso clínico.^{17,18}

Nuestra motivación es implementar una prueba de CC para equipos PET/RM basada en maniqués experimentales. Con este propósito, el objetivo inicial fue validar un método que minimizara el error en los mapas de atenuación para adquisiciones PET/RM de maniqués. Una vez validado, implementar este método en el protocolo de CC utilizado para cuantificar el impacto en la calidad de imagen PET de los mapas de atenuación, la compensación del movimiento, la discriminación de ciclos respiratorios irregulares y el promediado de fases respiratorias.

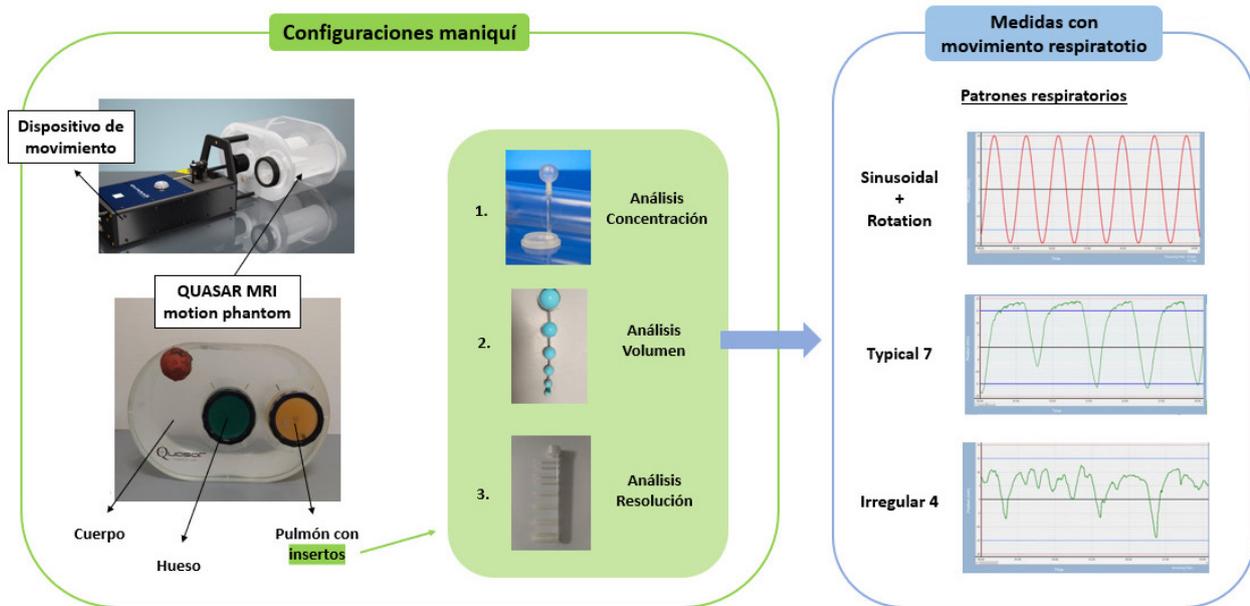


Fig. 1. Montaje experimental para las medidas (izquierda) y patrones respiratorios aplicados en las medidas con movimiento respiratorio (derecha).

Material y métodos

1. Maniqués experimentales

En el estudio se empleó el maniquí QUASAR MRI Motion Phantom de Modus QA¹⁹ (véase fig. 1). Este maniquí consta de una sección ovalada rellenable, que utilizamos para simular el cuerpo, en cuyo interior se pueden emplazar dos cilindros rellenable. El cilindro rellenable colocado en la zona central se utilizó para simular el hueso y el compartimento lateral para simular el pulmón, ver en fig. 1 y en fig. 2. En el compartimento pulmón, según el tipo de análisis de calidad realizado, se empleó un inserto distinto. Concretamente, para el análisis de concentración se usó una esfera rellenable con volumen de 15.6 mL, propia del maniquí QUASAR. Para el análisis de volumen, se empleó un inserto de impresión 3D con soportes cóncavos para emplazar 6 esferas de alginato, con las dimensiones aproximadas de las esferas del maniquí NEMA²⁰ (19.0 ± 1.0 , 9.0 ± 1.0 , 4.7 ± 0.3 , 2.05 ± 0.05 , 0.78 ± 0.03 y 0.37 ± 0.09 mL). Para el análisis de resolución se utilizó un inserto de impresión 3D con 8 cilindros macizos de distintos diámetros que se corresponden con los del maniquí Jaszczak: 2 x 6.4, 2 x 7.9, 9.5, 11.1, 12.7 y 19.1 mm.

Se rellenaron las regiones del maniquí con distintas disoluciones de ¹⁸F-Fluorodesoxiglucosa (¹⁸F-FDG) simulando los valores observados para pacientes con cáncer de pulmón²¹ (véase tabla 1). En las configuraciones de los análisis de concentración y de volumen, la esfera rellenable y las esferas de alginato, respec-

tivamente, simularon lesiones oncológicas dentro del pulmón.

El dispositivo de movimiento se conectó al cilindro que simula el pulmón. Al aplicar movimiento, las lesiones simuladas siguen un patrón respiratorio seleccionable. Se aplicaron 3 de los patrones respiratorios disponibles: *Typical 7*, *Irregular 4* y *Sinusoidal & Rotation*, con una amplitud pico a pico media de 19, 15 y 30 mm, respectivamente (véase fig. 1). Para el patrón *Sinusoidal & Rotation* el periodo del movimiento fue de 4.5 s.

2. Equipos de imagen médica

2.1. PET/RM

Para la adquisición PET se empleó el sistema híbrido SIGNA PET/RM de GE Healthcare,²² cuya componente

Tabla 1. Concentración de ¹⁸F-FDG en kBq/mL en las distintas regiones del fantoma QUASAR para cada análisis de calidad a la hora de la medida.

Región	Análisis Concentración	Análisis Volumen	Análisis Resolución
Cuerpo	10	4	5
Pulmón	8	2	37
Lesión	99	24	—

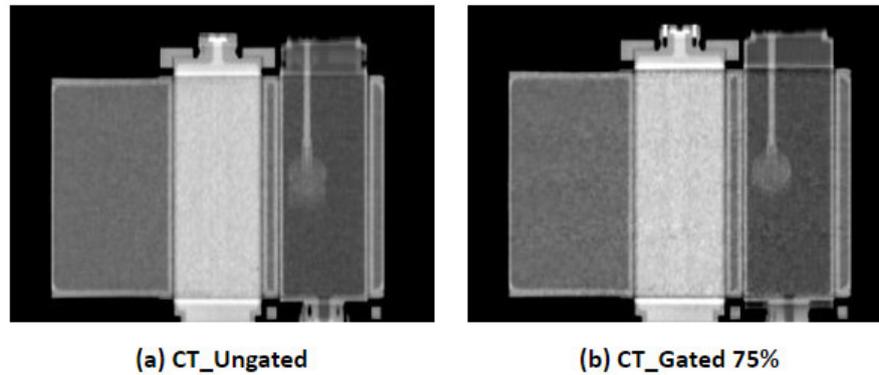


Fig. 2. Imágenes TC del estudio con movimiento respiratorio (a) sin compensación de movimiento y (b) con compensación de movimiento (correspondiente a la fase respiratoria 75%).

PET está integrada por detectores de centelleo a base de lutecio acoplados a fotomultiplicadores de silicio (SiPM), que permiten la integración de información de tiempo de vuelo (TOF). El equipo alcanza una resolución radial de 4.4 mm y axial de 5.3 mm a 1 cm del centro del campo de visión (FOV). El campo magnético es de 3T.

2.1.1. Protocolos de adquisición y reconstrucción

Para las medidas PET estáticas, se empleó el protocolo denominado por la casa comercial como *Static* con un tiempo de adquisición de 12 minutos. En las medidas con movimiento, se utilizaron dos protocolos con objeto de compensar el movimiento respiratorio aplicado:

- El protocolo denominado como *Gated Percent*, que divide el ciclo respiratorio en 8 intervalos de tiempo iguales. Los datos correspondientes a cada intervalo se reconstruyen por separado, dando lugar a las fases respiratorias (4D-PET). Posteriormente, se obtuvo una imagen PET promedio de las distintas fases respiratorias tras realizar el co-registro de éstas. Para el registro, se emplearon los módulos “Landmark Registration” y “Resample Image

(BRAINS)” del programa 3D Slicer, teniendo en cuenta la posición de la esfera rellenable que simula la lesión. Una vez co-registradas las fases, se empleó un código en Python para obtener la imagen promedio.

- El protocolo denominado como *Q.Static 50%*, que inicia la adquisición de los datos después de la máxima exhalación del paciente (mitad del ciclo respiratorio), con dos configuraciones distintas: una ventana del 30% y un del 15% de la duración total del ciclo respiratorio.

Para cada protocolo de adquisición de movimiento se obtuvieron medidas con y sin aplicación de la discriminación de ciclos irregulares (*trigger*), donde el porcentaje de desviación respecto a la frecuencia media del ciclo se adaptó a la regularidad del patrón: 12% para *Sinusoidal & Rotation*, 25% para *Typical 7* y 50% para *Irregular 4*.

Todas las imágenes PET han sido reconstruidas usando el algoritmo Time-of-flight OSEM (TOF-OSEM) con dos iteraciones + postfiltrado gaussiano transaxial de 5 mm, y tienen un tamaño de vóxel de $2.34 \times 2.34 \times 2.78 \text{ mm}^3$.

Tabla 2. Protocolos de adquisición de datos empleados para cada tipo de medida (estática o con movimiento respiratorio) y para cada sistema de adquisición (PET/RM o PET/TC).

Tipo de medida	Patrón respiratorio	Protocolo PET/RM	Protocolo PET/TC
Estática		<i>Static</i>	<i>Protocolo clínico de próstata</i>
Movimiento (4D)	<i>Typical 7, Irregular 4 y Sinusoidal & Rotation</i>	<i>Gated Percent</i>	<i>Gated</i>
Movimiento (3D)	<i>Typical 7, Irregular 4 y Sinusoidal & Rotation</i>	<i>Q.Static 50%-30%</i> <i>Q.Static 50%-15%</i>	<i>Ungated</i>

2.2. PET/TC

Para la adquisición de las imágenes de TC del maniquí se empleó el sistema híbrido PET/TC Gemini TF64 de Philips,²³ con un escáner TC Brilliance de 64 cortes.

2.2.1. Protocolos de adquisición

En la adquisición de las imágenes TC estáticas se empleó el protocolo utilizado en la práctica clínica de radioterapia para tumores de próstata, que tiene las siguientes características: 120 kV y 250 mAs.²⁴ Para las medidas con movimiento se empleó un protocolo análogo al *Gated Percent* del sistema PET/RM (imágenes CT_Gated), además de una imagen TC sin compensación (CT_Ungated) (véase fig. 2). En todos los casos la imagen TC se reconstruyó con un tamaño de vóxel de $1.17 \times 1.17 \times 3 \text{ mm}^3$.

En la tabla 2 se resumen los protocolos de adquisición empleados en el estudio según el tipo de medida y sistema empleado.

3. Herramienta Duetto para la reconstrucción fuera de línea de imágenes PET

La herramienta PET Duetto es un paquete de código de MATLAB que permite la reconstrucción de las imágenes PET a partir de sus datos brutos y de un mapa de atenuación. Todas las imágenes del estudio han sido reconstruidas con esta herramienta.

Duetto incluye un módulo con el que se genera automáticamente el mapa de atenuación a partir de una imagen TC para su uso en la reconstrucción de la imagen PET. Además, en la reconstrucción de imágenes 4D-PET correspondientes a las diferentes fases respiratorias del ciclo, para los datos en bruto, permite: (i) aplicar a todas las fases respiratorias el mismo mapa de atenuación generado a partir de la imagen TC sin compensación de movimiento (CT_Ungated) y (ii) aplicar a cada fase respiratoria su correspondiente mapa de atenuación (CT_Gated).

4. Obtención de los parámetros de calidad

Para evaluar la calidad de las imágenes PET obtenidas, estudiamos tres parámetros distintos: concentración de actividad, volumen y resolución.

Para evaluar la exactitud en la estimación de la concentración de actividad (C), se colocó en el compartimento de pulmón la esfera rellenable de 15.6 mL, que simula la lesión. Se realizaron manualmente 4 segmentaciones cilíndricas en cada uno de los compartimentos del maniquí (cuerpo, hueso, pulmón y lesión). La segmentación en la lesión, aparte de estar centrada presenta un radio significativamente menor al de la

esfera con el objetivo de minimizar el efecto del volumen parcial. Los valores de concentración obtenidos se dividieron entre los valores teóricos (C_{teor}) para obtener el coeficiente de recuperación en concentración (CRc) de cada región.

Para evaluar la exactitud en la estimación del volumen, se colocó en el compartimento de pulmón el inserto de 6 esferas de alginato, que simulan lesiones. Se segmentaron las esferas de alginato activas con un umbral del 40% del valor promedio de los vóxeles con intensidad superior al 70% del máximo mediante un código en Python, y se obtuvieron sus volúmenes (V) y el coeficiente de recuperación en volumen para cada una de ellas (CRv).

Para el análisis de calidad en resolución, se colocó en el compartimento rellenable que simula el pulmón (zona activa) el inserto con 8 cilindros macizos (zonas inactivas). Para la segmentación de las dos zona se empleó un umbral del 40% sobre el vóxel con intensidad máxima dentro de esta zona. Una vez distinguidas las regiones se calculó el contraste ($C_{\text{activa}}/C_{\text{inactiva}}$). A partir de la segmentación de la región inactiva se analizó de forma visual el número de cilindros distinguibles. En el estudio con movimiento respiratorio, se obtuvieron los CRs del número de cilindros distinguibles respecto al valor real de número de cilindros del inserto (CRr).

Utilizamos la Prueba de rango con signo de Wilcoxon (WSRT) para comprobar si dos distribuciones dadas presentan diferencias significativas entre ellas. Se considera que las distribuciones son comparables si el valor de p es mayor a 0.05. El código para la segmentación, la cuantificación y el análisis estadístico ha sido implementadas en Python.

Resultados

1. Estudio de atenuación

Se evaluó cómo afecta el tipo de corrección de atenuación en la calidad de la imagen PET empleando las adquisiciones estáticas. En la fig. 3 se muestran las imágenes PET obtenidas con los dos tipos de corrección por atenuación: a partir del mapa de atenuación basado en RM (MA-RM) y a partir del mapa de atenuación basado en TC (MA-TC). En las imágenes reconstruidas con MA-RM se observa una acumulación de la concentración en las zonas externas del maniquí a pesar de estar uniformemente relleno, y se detecta señal en la región del hueso (cilindro central), que es inactiva. Estos artefactos no están presentes en las imágenes PET corregidas mediante MA-TC.

Los resultados del análisis de concentración se presentan en la tabla 3, donde se destaca el valor de concentración del hueso inactivo, que idealmente

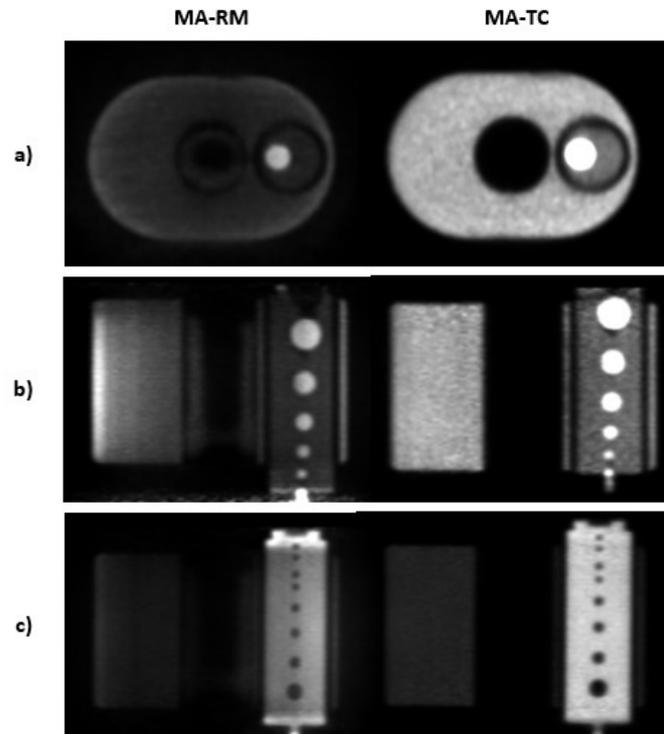


Fig. 3. Imágenes PET de los análisis de a) concentración (corte axial), b) volumen (corte coronal) y c) resolución (corte coronal) reconstruidas mediante Duetto.

debería ser 0, y que mejora de forma significativa en la corrección basada en TC. La imagen PET con MA-TC presenta mejores resultados de CRC en todas las regiones que la PET con MA-RM, siendo el CRC promediado sobre las 3 regiones muy cercano al ideal con MA-TC (0.99 ± 0.07), mientras que para PET con MA-RM es de 0.20 ± 0.04 .

En la fig. 4 se muestran los resultados del análisis de volumen (a) y resolución (b). Se observa una mejora de los CRv para la imagen reconstruida con MA-TC, con un promedio de 1.9 ± 0.5 , en comparación con la imagen con MA-RM, con un valor promedio de 2.1 ± 0.3 . Para las esferas de menor dimensión el aplicar un umbral del 40% se traduce en una sobrestimación del volumen, a causa de la subestimación en la con-

centración por efecto de volumen parcial. En el análisis de resolución, la estimación de contraste mejora para la imagen MA-TC (3.2) frente a la imagen con MA-RM (1.4), así como el número de cilindros distinguibles, 6 con MA-TC frente a 1 con MA-RM.

2. Estudio de movimiento respiratorio

2.1. Impacto de la compensación de movimiento en mapas de atenuación

Se analizó el impacto de compensar o no el movimiento respiratorio al generar los mapas de atenuación

Tabla 3. Concentración de actividad (C) medida en las imágenes PET MA-RM y MA-TC, y coeficientes de recuperación del análisis de calidad en concentración (CRC).

Región	C_{MA-RM} (kBq/mL)	CRC_{MA-RM}	C_{MA-TC} (kBq/mL)	CRC_{MA-TC}
Pulmón	1.914 ± 0.004	0.24	7.504 ± 0.010	1.11
Hueso	0.445 ± 0.002	—	0.01449 ± 0.00010	—
Lesión	11.45 ± 0.14	0.12	84.76 ± 0.15	0.86
Cuerpo	2.348 ± 0.002	0.25	11.121 ± 0.005	1.00

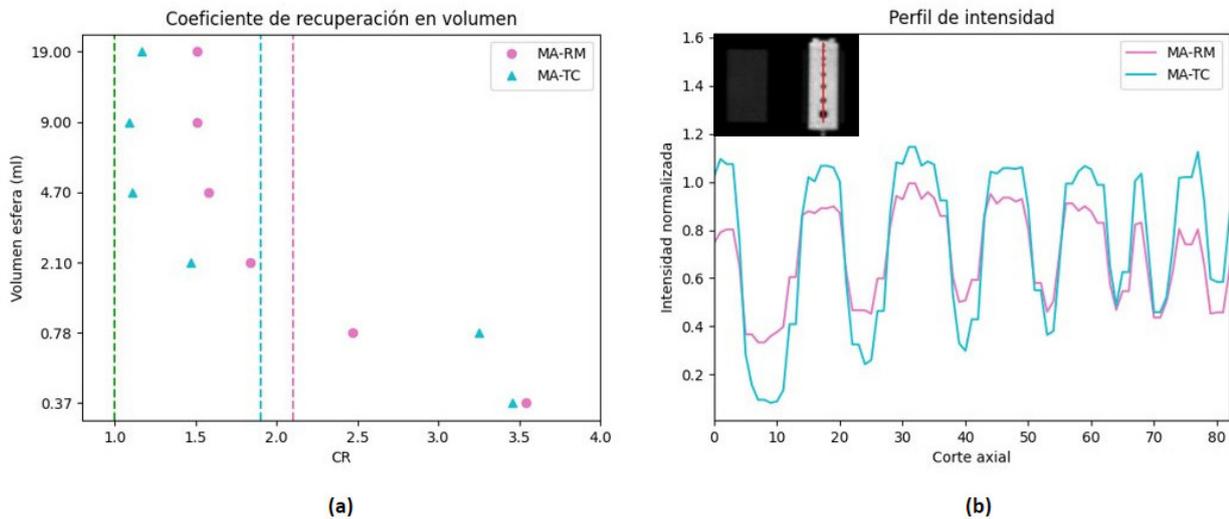


Fig. 4. CRs del análisis de calidad en volumen (a) y perfil de intensidad del análisis de resolución (b) del estudio de atenuación.

en la calidad de la imagen PET. Se emplearon las adquisiciones 4D-PET realizadas con el protocolo *Gated Percent* y corregidas con: un mismo MA generado a partir de la imagen TC sin compensación de movimiento (imagen CT_Ungated) y distintos MA correspondientes a las distintas fases respiratorias (a partir de las imágenes CT_Gated).

Los resultados del análisis de concentración muestran resultados comparables ($p = 0.20$ para WSRT), siendo el CRc promedio de 1.01 ± 0.03 para con los MA generados a partir de CT_Ungated, y 1.00 ± 0.03 para con los MA generados con CT_Gated. Además, ambos tipos de correcciones generan resultados de CRv comparables ($p = 0.22$), coincidiendo para ambos el valor promedio ($CRv = 1.3 \pm 0.3$). Los valores de CRr del análisis de resolución se presentan en la tabla 4. Si bien observamos unos valores más próximos al caso ideal para la corrección con MA basados en CT_Gated, al aplicar el análisis WSRT vemos que la diferencia entre métodos no es significativa ($p = 0.25$).

Tabla 4. CRr de imágenes 4D-PET según el tipo de corrección por atenuación aplicado y el patrón respiratorio empleado.

Patrón	MA-CT_Ungated	MA-CT_Gated
Typical 7	0.73 ± 0.09	0.86 ± 0.05
Sinusoidal & Rotation	0.67 ± 0.09	0.69 ± 0.09
Irregular 4	0.69 ± 0.03	0.72 ± 0.05
Promedio	0.698 ± 0.019	0.76 ± 0.05

Al aplicar el análisis WSRT sobre todo el conjunto de datos tenemos que no se obtienen diferencias significativas entre los métodos ($p = 0.31$).

2.2. Impacto de la discriminación de ciclos irregulares

Se evaluó el impacto de discriminar o no los ciclos respiratorios irregulares (*trigger*) en la calidad de imagen PET mediante las adquisiciones realizadas con los tres protocolos de compensación de movimiento (*Gated Percent*, *Q.Static* 50%-30% y *Q.Static* 50%-15%).

En la fig. 5 se muestran los resultados del análisis de concentración (a) y volumen (b). Se clasifican según el protocolo empleado para la compensación de movimiento y la aplicación o no de la discriminación de ciclos irregulares. Dentro de cada clasificación, se ha promediado los resultados de CRs de los tres patrones de movimiento respiratorio. Observamos que los resultados de CRc con y sin *trigger* son muy cercanos para todos los protocolos, incluso llegando a tener el mismo valor promedio. Del análisis WSRT obtenemos que los resultados de CRc con y sin aplicación del *trigger* son comparables ($p = 0.89$).

En el análisis de volumen, para los protocolos *Q.Static* se observan mayores diferencias entre la aplicación o no del *trigger* que en el caso del protocolo *Gated Percent*, pero el análisis WSRT ha demostrado que estas diferencias en ningún caso son estadísticamente significativas ($p = 0.13$).

Los resultados de CRr del análisis de resolución se presentan en la tabla 5. Del análisis WSRT, de nuevo obtenemos que los valores de CRr con y sin discriminación de ciclos respiratorios irregulares son comparables ($p=0.59$).

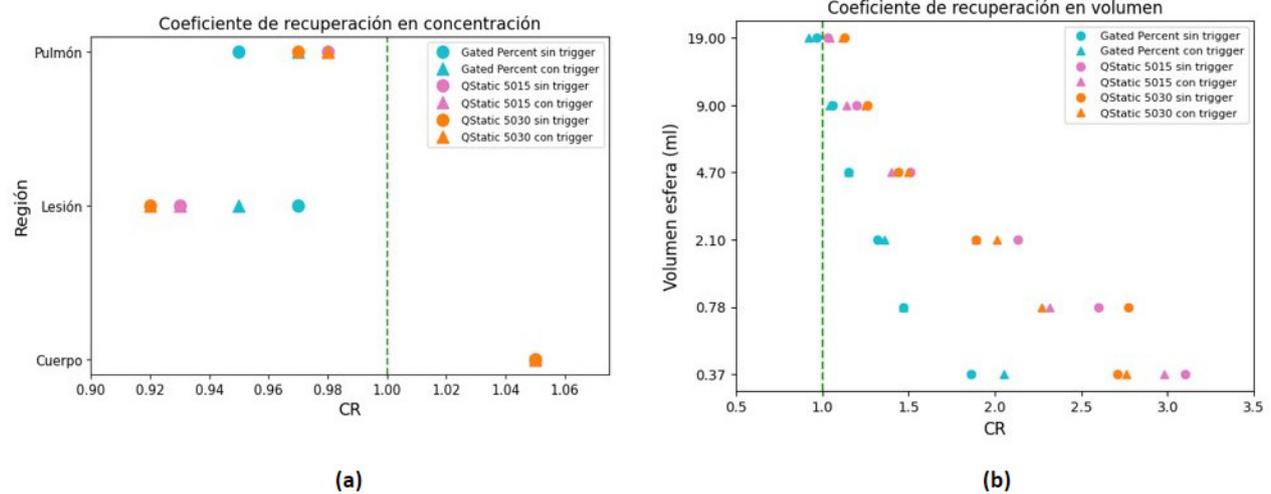


Fig. 5. CRs de los análisis de calidad en concentración (a) y volumen (b) del estudio de discriminación de ciclos irregulares.

Tabla 5. CRr en imágenes PET con movimiento respiratorio según la aplicación de discriminación de ciclos irregulares (*trigger*) y el protocolo de adquisición de datos empleado.

Protocolo	Sin trigger	Con trigger
<i>Gated Percent</i>	0.76 ± 0.02	0.72 ± 0.03
<i>Q.Static 50%-15%</i>	0.6 ± 0.3	0.6 ± 0.2
<i>Q.Static 50%-30%</i>	0.50 ± 0.14	0.46 ± 0.11

Al aplicar el análisis WSRT sobre todo el conjunto de datos tenemos que no se obtienen diferencias significativas entre los métodos ($p = 0.16$).

2.3. Impacto del co-registro de fases

Se evaluaron dos métodos distintos para estimar la actividad de la lesión a partir de las distintas fases respiratorias. En el primer método, se obtiene el valor para la concentración de la esfera en cada una de las fases respiratorias y se calcula el valor promedio (4D-promedio). En el segundo método, primero se registran todas las fases respiratorias y luego se genera una imagen con la intensidad de cada vóxel promediada sobre las intensidades de ese vóxel en las distintas fases respiratorias (promedio-4Dreg). Se emplearon las medidas con la configuración del análisis de concentración adquiridas con el protocolo *Gated Percent sin trigger* y con la corrección en base a CT_Ungated.

El valor medio de CRc de la lesión sobre los tres patrones de movimiento fue de 0.982 ± 0.013 para 4D-promedio y de 0.978 ± 0.009 para promedio-4Dreg. El valor medio de la desviación relativa fue del 0.41%.

Al aplicar el análisis WSRT vemos que la diferencia entre métodos no es significativa ($p = 0.5$).

Discusión

La validación del flujo de trabajo para el control de calidad en equipos híbridos PET/RM ha permitido cuantificar el impacto de los diferentes factores de degradación sobre la calidad de la imagen PET.

Al evaluar el impacto de la corrección por atenuación en imágenes PET de maniqués experimentales, se constató que, en todos los casos, los mapas de atenuación basados en TC presentaban resultados más exactos, lo que refleja la importancia de implementar correcciones basadas en TC para los protocolos de CC de sistemas PET/RM con medidas experimentales. En el estudio de Ziegler et al.²⁵ se analiza la calidad de imágenes PET del maniquí NEMA de un sistema PET/RM corregidas por RM y TC. Al igual que en nuestro estudio, se concluye que el uso de MA-RM es inadecuado para la obtención de parámetros de calidad de imagen PET, y se valida el uso MA-TC para el CC de sistemas PET/RM con el maniquí NEMA. Los estudios de Lennie et al.,⁵ Akamatsu et al.⁶ y Aide et al.²⁶ ya informaron de que el uso de MA-RM en maniqués experimentales genera artefactos en las imágenes PET y no es aceptable para el CC de los sistemas. Para facilitar la implementación de este método en la práctica, el siguiente paso debería ser poder guardar los MA-TCs correspondientes a los maniqués experimentales de CC en el equipo PET/RM, permitiendo reconstruir la imagen directamente en el equipo durante los CC rutinarios.

Por otra parte, evaluamos la influencia de distintos factores en la calidad PET de estudios con movimiento

respiratorio. Los resultados muestran que la compensación de movimiento no implica una mejora significativa de la calidad de imágenes 4D-PET frente al uso de un único mapa de atenuación sin compensación. Este resultado es independiente del patrón respiratorio aplicado, de forma que puede ser generalizado. De los resultados obtenidos se puede deducir que en la práctica clínica conviene el uso de un único mapa de atenuación sin compensación de movimiento para la corrección de imágenes 4D-PET del sistema PET/RM. En el estudio de Nyflot et al.²⁷ se obtienen resultados similares a los nuestros para un equipo PET/TC: en general la corrección basada en 4D-TC ofrece ventajas mínimas respecto a otros métodos como la TC helicoidal. Sin embargo, en otros estudios,²⁸⁻³⁰ se obtienen que el uso de imágenes TC sin compensación de movimiento para la corrección de imágenes 4D-PET no es óptimo para el análisis cuantitativo y se recomienda el uso de imágenes TC compensadas en movimiento. El hecho de que en varios de los estudios consultados se obtengan resultados diferentes a los obtenidos en nuestro estudio puede deberse a varios factores, como el uso de diferentes maniqués experimentales, simulación de movimiento o la extracción de conclusiones a partir de parámetros distintos para evaluar la calidad de imagen (valor de captación estandarizado, volumen tumoral metabólico, etc.). La principal limitación de nuestro estudio es la geometría relativamente sencilla del maniqué utilizado. No obstante, en todos los estudios comentados se emplean maniqués simples o similares al empleado en este. El trabajo futuro debería centrarse en el desarrollo de maniqués experimentales que reproduzcan la anatomía humana de forma más fiel y en confirmar los resultados obtenidos mediante estos maniqués.

Además, hemos presentado el primer estudio sobre el impacto de la discriminación de ciclos respiratorios irregulares (herramienta *trigger*) en la adquisición de las imágenes PET. Los resultados obtenidos mostraron que, independientemente del tipo de patrón respiratorio y del tipo de protocolo de compensación de movimiento empleado, se recomienda prescindir de la discriminación de ciclos respiratorios irregulares en la práctica clínica.

Por último, hemos evaluado distintos métodos para estimar la concentración a partir de las imágenes PET de las distintas fases respiratorias. En la literatura existen distintos métodos donde se minimiza el ruido en la imagen PET tras la compensación del movimiento.^{31,32} Para corregir el ruido implícito en la fases respiratorias, algunos de estos métodos proponen co-registrar las distintas fases respiratorias y generar una imagen donde la intensidad de cada vóxel es el promedio sobre los vóxeles de todas las fases respiratorias. Nuestros resultados muestran que para la cuantificación de la actividad de la lesión, este postprocesado se podría evi-

tar aplicando un método alternativo más sencillo cuyos resultados son comparables. Este método sería el de realizar el promedio de los valores obtenidos para cada una de las fases, que es menos costoso que el registro previo de las imágenes 4D-PET, lo que supone una importante ventaja para su aplicación en la práctica clínica. El trabajo futuro se debería centrar en confirmar si ocurre lo mismo con características de la imagen más complejas, como las radiómicas.

Conclusiones

De los resultados obtenidos en el estudio, recomendamos el uso de la corrección basada en TC para CC con maniqués experimentales en sistemas PET/RM. En concreto, para el modelo SIGNA PET/RM, se ha validado el flujo de trabajo de CC mediante la herramienta Duetto. En lo que respecta a adquisiciones con movimiento respiratorio, no es necesario aplicar compensación de movimiento en los mapas de atenuación, ni se recomienda la discriminación de ciclos respiratorios irregulares en la práctica clínica. Por último, para una correcta estimación de la concentración en actividad, no es necesario obtener una imagen promedio de las distintas fases, basta con promediar los valores obtenidos en las diferentes fases.

Agradecimientos

Montserrat Carles ha sido financiada por la Conselleria de Sanitat Universal i Salut Pública de la Comunitat Valenciana. Este estudio ha sido financiado por el Instituto de Salud Carlos III (ISCIII) mediante el proyecto PI22/01604 y cofinanciado por la Unión Europea.

Bibliografía

1. Meikle SR, et al. Quantitative PET in the 2020s: a roadmap. *Phys Med Biol.* 2021;66(6). <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abd4f7>
2. Zhu T, Das S, Wong TZ. Integration of PET/MR Hybrid Imaging into Radiation Therapy Treatment. *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2017; 25(2):377-430. <https://doi.org/10.1016/j.mric.2017.01.001>
3. Currie GM, Kamvosoulis P, Bushong S. PET/MRI, Part 2: Technologic Principles. *J Nucl Med Technol.* 2021; 49(3):217-225. <https://doi.org/10.2967/jnmt.120.261862>
4. Balyasnikova S, et al. PET/MR in oncology: an introduction with focus on MR and future perspectives for hybrid imaging. *Am J Nucl Med Mol Imaging.* 2012; 2(4):458-474.
5. Lennie E, Tsoumpas C, Sourbron S. Multimodal phantoms for clinical PET/MRI. *EJNMMI Physics.* 2021; 8(62). <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00408-0>

6. Akamatsu G, et al. A review of harmonization strategies for quantitative PET. *Ann Nucl Med*. 2023; 37(2):71-88. <https://doi.org/10.1007/s12149-022-01820-x>
7. Ehman EC, et al. PET/MRI: Where might it replace PET/CT? *J Magn Reson*. 2017; 46(5):1247-1262. <https://doi.org/10.1002/jmri.25711>
8. Dutta J, et al. Pulmonary imaging using respiratory motion compensated simultaneous PET/MR. *Med Phys*. 2015; 42(7):4227-4240. <https://doi.org/10.1118/1.4921616>
9. Soret M, Bacharach SL, Buvat I. Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging. *J Nucl Med*. 2007; 48(6):932-945. <https://doi.org/10.2967/jnumed.106.035774>
10. Carles M, et al. Evaluation of PET texture features with heterogeneous phantoms: complementarity and effect of motion and segmentation method. *Phys Med Biol*. 2017; 62(2):652.
11. Ionascu D, et al. Internal-external correlation investigations of respiratory induced motion of lung tumors. *Med. Phys*. 2007; 34(10):3893-3903. <https://doi.org/10.1118/1.2779941>
12. Carles M, et al. Significance of the impact of motion compensation on the variability of PET image features. *Phys Med Biol*. 2018; 63(6):065013. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aab180>
13. Mancosu P, et al. 4D-PET data sorting into different number of phases: a NEMA IQ phantom study. *J Appl Clin Med Phys*. 2009; 10(4):220-231. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v10i4.2917>
14. Dawood M, et al. Respiratory gating in positron emission tomography: A quantitative comparison of different gating schemes. *Med Phys*. 2007; 34(7):3067-3076. <https://doi.org/10.1118/1.2748104>
15. Kesner AL, et al. Validation of Software Gating: A Practical Technology for Respiratory Motion Correction in PET. *Radiology*. 2016; 281(1):239-248. <https://doi.org/10.1148/radiol.2016152105>
16. Chang G, et al. Joint correction of respiratory motion artifact and partial volume effect in lung/thoracic PET/CT imaging. *Med Phys*. 2010; 37(12):6221-6232. <https://doi.org/10.1118/1.3512780>
17. Frod R, McDermott G, Scarsbrook A. Respiratory-gated PET/CT for pulmonary lesion characterisation-promises and problems. *Br J Radiol*. 2018; 91(1086):20170640. <https://doi.org/10.1259/bjr.20170640>
18. Martinez-Movilla A, et al. Comparison of protocols with respiratory-gated (4D) motion compensation in PET/CT: open-source package for quantification of phantom image quality. *EJNMMI Phys*. 2022; 9(80). <https://doi.org/10.1186/s40658-022-00509-4>
19. Modus Medical Devices. QUASAR MRI Motion Phantom. [Consultado 30 jul 2023]. Disponible en: <https://modusqa.com/products/quasar-mri4d-motion-phantom/>
20. Park SJ, et al. Evaluation of the combined effects of target size, respiratory motion and background activity on 3D and 4D PET/CT images. *Phys Med Biol*. 2008; 53(13):3661-3679.
21. Carles M, et al. 4D FDG-PET quantification in thoracic anatomical structures for anthropomorphic phantom measurements. *IEEE Nucl Sci Symp Medical Imaging Conf*. 2014:1-4. <https://doi.org/10.1109/NSSMIC.2014.7430816>
22. Grant AM, et al. NEMA NU 2-2012 performance studies for the SiPM-based ToF-PET component of the GE SIGNA PET/MR system. *Med Phys*. 2016; 43(5):2334-2343. <https://doi.org/10.1118/1.4945416>
23. Surti S, et al. Performance of Philips Gemini TF PET/CT Scanner with Special Consideration for Its Time-of-Flight Imaging Capabilities. *J Nucl Med*. 2007; 48(3):471-480.
24. Saborido-Moral JD, et al. Free automatic software for the quality assurance of CT metrics reproducibility: calibration, edges and radiomics. *Phys Med*. 2023; 114:103153. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.103153>
25. Ziegler S, et al. NEMA image quality phantom measurements and attenuation correction in integrated PET/MR hybrid imaging. *EJNMMI Physics*. 2015; 2(18). <https://doi.org/10.1186/s40658-015-0122-3>
26. Aide N, et al. EANM/EARL harmonization strategies in PET quantification: from daily practice to multicentre oncological studies. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2017; 44(1):17-31. <https://doi.org/10.1007/s00259-017-3740-2>
27. Nyflot MJ. et al. Impact of CT attenuation correction method on quantitative respiratory-correlated (4D) PET/CT imaging. *Med Phys*. 2015; 42(1):110-120. <https://doi.org/10.1118/1.4903282>
28. Cui Y, Bowsher J, Cai J. Impact of moving target on measurement accuracy in 3D and 4D PET imaging—a phantom study. *Adv Radiat Oncol*. 2017; 2(1):94-100. <https://doi.org/10.1016/j.adro.2016.12.002>
29. Pönisch F, et al. Attenuation correction of four dimensional (4D) PET using phase-correlated 4D-computed tomography. *Phys Med Biol*. 2008; 53(13):N259-N268. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/13/N03>
30. Nagel CC, et al. Phased attenuation correction in respiration correlated computed tomography/positron emitted tomography. *Med Phys*. 2006; 33(6):1840-1847. <https://doi.org/10.1118/1.2198170>
31. Lu Y, et al. Respiratory Motion Compensation for PET/CT with Motion Information Derived from Matched Attenuation-Corrected Gated PET Data. *J Nucl Med*. 2018; 59(9):1480-1486. <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.203000>
32. Nii T, et al. Evaluation of Data-Driven Respiration Gating in Continuous Bed Motion in Lung Lesions. *J Nucl Med Technol*. 2023; 51(1):32-37. <https://doi.org/10.2967/jnmt.122.264909>

Caracterización física de fotorresistencias como dosímetros en radioterapia

Physical characterization of light-dependent resistors as dosimeters in radiotherapy

Juan Román-Raya^{1,*}, Isidoro Ruiz-García², Catalina de los Ángeles Rodríguez-Cano³, Miguel Ángel Carvajal², Damián Guirado⁴

¹ Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada.

² Universidad de Granada, Granada.

³ Hospital Universitario Torrecárdenas, Almería.

⁴ Hospital Universitario Clínico San Cecilio, Granada.

Fecha de Recepción: 08/06/2023 - Fecha de Aceptación: 10/12/2023

El control de calidad de los tratamientos de radioterapia se basa en el empleo de sensores dosimétricos. En la actualidad, las cámaras de ionización y los diodos de estado sólido, junto con electrómetros como sistemas de lectura, son los sistemas más utilizados para este fin. En este trabajo se estudian nuevos sistemas dosimétricos fabricados a partir de dispositivos electrónicos comerciales, cuyo coste se reduce notablemente al no haber sido fabricados *ex profeso* para su uso en radioterapia; particularmente, se analizaron varios modelos de fotorresistencias comerciales como alternativa a los sistemas dosimétricos existentes para dosimetría. Para ello, se ha realizado una caracterización de la respuesta a la radiación ionizante de diferentes modelos comerciales de fotorresistencias asociadas a un electrómetro de uso clínico. Las irradiaciones se han llevado a cabo bajo las condiciones usuales de los tratamientos de radioterapia. Los resultados experimentales muestran que estos modelos de fotorresistencias pueden constituir una alternativa a los sensores dosimétricos utilizados en la actualidad, con las ventajas de que poseen una alta sensibilidad, un tamaño más reducido, un coste económico más bajo y requieren menores voltajes de polarización.

Palabras clave: Radioterapia, dosimetría, fotorresistencia, tasa de dosis, respuesta angular.

The quality control of radiotherapy treatments relies on the use of dosimetric sensors. Currently, ionization chambers and solid-state diodes, along with electrometers as reading systems, are the most commonly used systems for this purpose. This study investigates new dosimetric systems manufactured from commercial electronic devices, significantly reducing costs by not being specifically designed for use in radiotherapy. In particular, various models of commercial light-dependent resistors (LDRs) were analyzed as an alternative to existing dosimetric systems for dosimetry. A characterization of the response to ionizing radiation was conducted for different commercial models of LDRs associated with a clinical electrometer. Irradiations were performed under the usual conditions of radiotherapy treatments. Experimental results show that these LDR models can serve as an alternative to currently used dosimetric sensors, with the advantages of high sensitivity, smaller size, lower economic cost, and requiring lower polarization voltages.

Key words: Radiotherapy, dosimetry, light-dependent resistor, dose rate, angular response.

Introducción

En un programa de radioterapia debe garantizarse la irradiación suficiente de los tejidos tumorales, para alcanzar el propósito establecido al inicio del tratamiento, y deben limitarse los daños que se producen

en los tejidos sanos irradiados. La determinación de las dosis administradas es, por tanto, crucial. Por ello, cada centro que emplee radioterapia debe disponer de protocolos de monitorización mediante dosimetría *in vivo*, tal y como ha recomendado la International Commission on Radiological Protection.¹ Muchos de

*Correspondencia: juan.roman.raya.sspa@juntadeandalucia.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.005>

los sistemas de dosimetría *in vivo* empleados en la actualidad son costosos económicamente o incrementan la carga de trabajo. Por eso, es importante investigar en el desarrollo de nuevos sistemas más baratos y sencillos de manejar. En la actualidad, los sistemas dosimétricos más utilizados en dosimetría física son las cámaras de ionización. Estas trabajan a voltajes de varios cientos de voltios, lo cual desaconseja su uso en pacientes. Otros dispositivos también ampliamente utilizados en radioterapia son los dosímetros de semiconductor. Su principio de funcionamiento puede asemejarse al de las cámaras de ionización, aunque en ellos el medio ionizable consiste en un semiconductor en lugar de un gas. Estos dispositivos presentan la ventaja de que tienen una sensibilidad mucho mayor que las cámaras de ionización, y no se polarizan.

El empleo de dispositivos electrónicos semiconductores en dosimetría *in vivo* tiene una larga tradición en el campo de la radioterapia.² En la mayoría de los casos, los dispositivos específicamente diseñados para dosimetría suelen estar fabricados mediante procedimientos que les confieren una elevada sensibilidad a la radiación. Tal es el caso de los diodos PIN o de los transistores RADFET. Si bien estos dos tipos de dispositivos son muy distintos, la mejora de la sensibilidad se consigue incrementando el volumen de la zona sensible. Así, en el caso de los diodos, la zona de carga espacial se aumenta introduciendo una zona de silicio intrínseco, mientras que en los transistores RADFET se incrementa el volumen del óxido de puerta. El coste de estos sistemas se reduciría sensiblemente si fuera posible utilizar dispositivos comerciales que no hayan sido fabricados *ex profeso* para dosimetría, lo cual ya se ha realizado con transistores MOSFET^{3,4} o con fotodiodos.⁵ En este trabajo se estudia el empleo de fotorresistencias comerciales, en adelante LDR por sus siglas en inglés (*light-dependent resistor*), como detectores asociados a los electrómetros clínicos disponibles en los hospitales, de manera que tengamos dosímetros de bajo coste para los que no haya que diseñar un sistema de lectura específico. Una LDR es un componente electrónico que es sensible a luz y cambia su resistencia cuando se expone a ella, disminuyendo a medida que la intensidad de la luz aumenta. Están formados por materiales semiconductores, tales como CdSe, CdS, InSb o PbS.

Material y métodos

En un trabajo previo⁶ se realizó un estudio de diferentes modelos de LDR comerciales asociados a un electrómetro clínico, de los cuales seleccionamos los dos que presentaban mejores características dosimétricas. Estos fueron los modelos NSL-19M51 (Luna Optoelectronics, EE.UU.) y VT43N2 (Excelitas Technologies, EE.UU.), mostrados en fig. 1. El primero

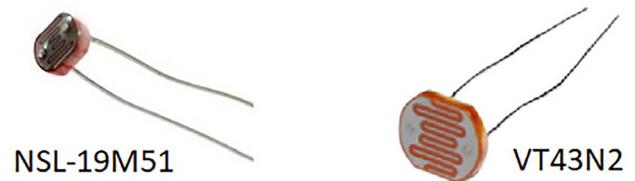


Fig. 1. Modelos de LDR bajo estudio.

posee un diámetro de 4.1 mm mientras que el segundo es de 11.2 mm. Ambos modelos están compuestos de CdS, recubiertos con un encapsulado plástico.

En este trabajo, se han caracterizado estos dispositivos mediante los haces de fotones de 6 MV producidos por un acelerador lineal Artiste (Siemens, Alemania) y un acelerador lineal Infinity (Elekta, Suecia). Para minimizar el efecto de la luz ambiental, los dispositivos se recubrieron con esmalte negro. Las LDR se conectaron mediante un cable TNC a un electrómetro PC Electrometer (Sun Nuclear, EE.UU.). Se analizaron tres dispositivos por cada modelo de LDR.

Para estudiar la dependencia con la tasa de dosis absorbida, se colocaron 5 láminas de agua sólida (RW3) bajo los dispositivos y 2 sobre ellos, y se empleó como referencia una cámara tipo Farmer 30010 (PTW, Alemania). El ángulo de incidencia fue de 90°, los dispositivos se irradiaron con un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm y se varió la tasa de dosis absorbida modificando la distancia fuente-detector.

Para el estudio de la dependencia angular, se empleó el maniquí StereoPHAN (Sun Nuclear, EE.UU.), que posee simetría cilíndrica. Para determinar la dependencia angular propia del acelerador se introdujo previamente una cámara Semiflex 3D (PTW, Alemania) en el interior del maniquí. La cámara y las LDR se situaron con el eje paralelo al eje de simetría del maniquí, en el isocentro de radiación. Se varió el ángulo de incidencia en el plano axial cada $\pi/6$ radianes y se irradió cada dispositivo con tres disparos de 2 Gy cada uno. El tamaño de campo fue de 5 cm × 5 cm, y la tasa de dosis absorbida se mantuvo constante en 300 cGy/min.

Resultados y discusión

En el primer conjunto de medidas, el electrómetro se empleó en modo corriente, y la lectura se calculó como el cociente entre la integral temporal de la corriente, cuando su valor es superior a tres veces la desviación estándar de la corriente de línea base (corriente en ausencia de radiación), y el tiempo de irradiación. Para ello, se exportó la corriente medida en función del tiempo a un fichero de Excel, a partir del cual los datos fueron analizados. En el intervalo de tiempo que dura la irradiación se obtuvo el valor medio

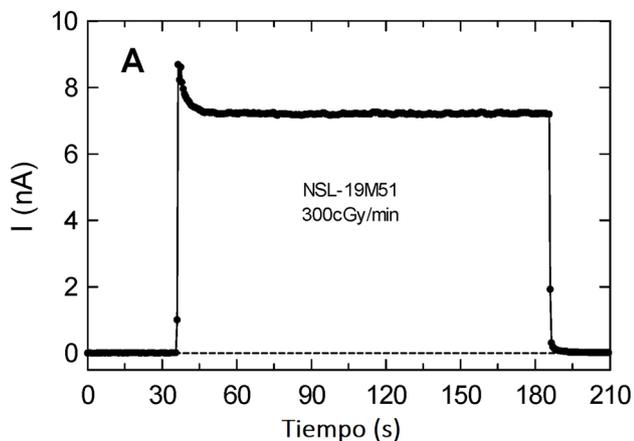


Fig. 2. Corriente medida frente al tiempo con el modelo NSL-19M51 a una tasa de dosis absorbida de 300 cGy/min. La línea horizontal corresponde a tres veces la desviación estándar de la corriente de línea base.

de la corriente, sustraída la línea base (fig. 2). La incertidumbre se ha estimado como la suma cuadrática de la desviación estándar del conjunto de mediciones (tipo A), y la sensibilidad del electrómetro en el rango seleccionado (tipo B).

En la fig. 3 se muestran, para las diferentes tasas analizadas, los valores obtenidos con ambos modelos de LDR. Para analizar esta dependencia se ajustaron los datos experimentales a la función

$$I = \alpha \cdot \dot{D}^\beta, \tag{1}$$

donde I es el valor de la corriente en nA y \dot{D} es la tasa de dosis absorbida en cGy/min. Los parámetros de ajuste se recogen en la tabla 1. Como se puede apreciar, estos dispositivos presentan una importante dependencia de la corriente con la tasa de dosis absorbida. La

dependencia lineal encontrada en el estudio previo⁶ se ha visto modificada al ampliar el estudio en el rango de tasas de dosis absorbida. Como ejemplo, en un diodo PIN desarrollado por Bhabha Atomic Research Centre, la sensibilidad entre una tasa de dosis absorbida de 50 y de 315 cGy/min se reduce en un 2.5%,⁷ mientras que con las LDR estudiadas se reduce en un factor 2.5.

A efectos comparativos, la cámara de ionización PTW 30010, comúnmente utilizada en radioterapia, proporciona una sensibilidad media de 0.2 nC/cGy a 400 V para tasas de dosis absorbida del rango de las utilizadas en radioterapia, mientras que las LDR estudiadas proporcionan sensibilidades de 1 nC/cGy a 150 V en ese mismo rango. Estos resultados muestran que es posible emplear electrómetros de uso común en radioterapia asociados a LDR como sistemas dosimétricos.

En cuanto a la dependencia angular, se estudió el modelo NSL-19M51. En este caso, se realizó un ajuste del tipo

$$\frac{M \cdot Q_0}{M_0 \cdot Q} = a + b \cos(\theta + \delta) + c \cos^2(\theta + \delta), \tag{2}$$

donde M y Q son las lecturas con la LDR y la cámara de ionización, respectivamente; $M_0 = M(\theta = 0)$ y $Q_0 = Q(\theta = 0)$ son las lecturas con la LDR y la cámara de referencia para ángulos de incidencia de 0 radianes; θ es el ángulo de incidencia y a, b, c y δ son parámetros de ajuste.

Tras ajustar los parámetros de esta función y determinar el desplazamiento δ , que varía entre 0.1 y 0.2 radianes, se procedió al centrado de los datos para representarlos gráficamente (fig. 4). En la figura sólo se han representado las incertidumbres para un dispositivo por claridad y son las mayores de los tres dispositivos estudiados. En la tabla 2 se dan los resultados del ajuste.

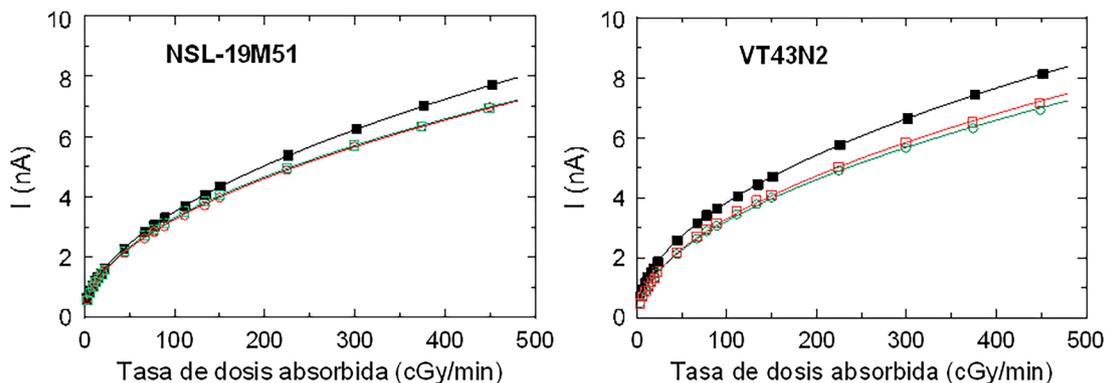


Fig. 3. Dependencia con la tasa de dosis absorbida de la corriente medida por las fotorresistencias. Se muestran tres dispositivos para cada modelo de LDR. No se incluyen las barras de incertidumbre ($k = 1$), ya que son más pequeñas que los símbolos empleados para representar los datos.

Tabla 1. Coeficientes de ajuste de los datos experimentales a la expresión (1), que representa la corriente medida por las fotorresistencias frente a la tasa de dosis absorbida. Las incertidumbres corresponden a $k = 1$.

$I = \alpha \cdot \dot{D}^\beta$	VT43N2			NSL-19M51		
	#1	#2	#3	#1	#2	#3
α	0.39±0.01	0.30±0.03	0.30±0.04	0.31±0.02	0.32±0.02	0.33±0.02
β	0.497±0.001	0.516±0.004	0.523±0.005	0.524±0.002	0.505±0.002	0.499±0.002

Tabla 2. Coeficientes de ajuste de los datos experimentales a la expresión (2), que representa la respuesta de cada dispositivo frente al ángulo de incidencia del haz. Las incertidumbres corresponden a $k = 1$.

	#1	#2	#3
a	0.947 ± 0.007	0.976 ± 0.007	0.935 ± 0.009
b	0.164 ± 0.005	0.140 ± 0.005	0.161 ± 0.008
c	-0.12 ± 0.01	-0.12 ± 0.01	-0.12 ± 0.02

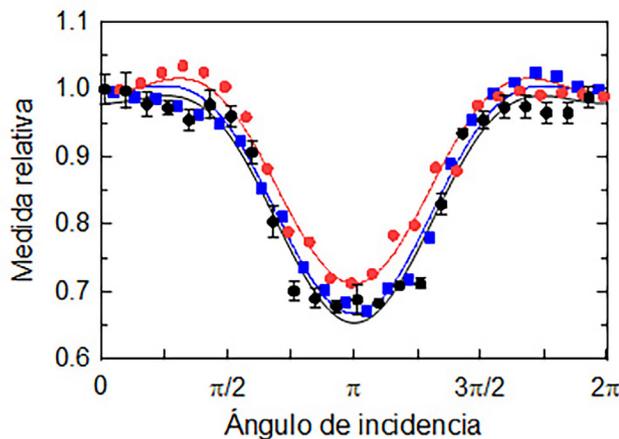


Fig. 4. Dependencia angular de la respuesta de tres dispositivos de fotorresistencias del modelo NSL-19M51. Las barras de incertidumbre corresponden a $k = 1$.

A modo de comparación, el diodo PTW T60016 Diode E (PTW, Alemania) presenta una reducción en la sensibilidad del 10% a $\pi/2$ rad y del 25% para $5\pi/6$ rad, mientras que en nuestros dispositivos esa reducción es del 5% y del 25%, respectivamente, por lo que la dependencia angular es del mismo orden.

Conclusiones

En este trabajo se han caracterizado dos modelos de fotorresistencias como sensores dosimétricos para haces de fotones de alta energía habituales en radioterapia externa, estudiando la dependencia con la tasa

de dosis absorbida y con el ángulo de incidencia. La alta sensibilidad y el bajo coste de estos dispositivos los convierten en candidatos para ser empleados como detectores de radiación ionizante.

Bibliografía

1. ICRP. Prevention of accidents to patients undergoing radiation therapy. Publication 86. London: Elsevier; 2001.
2. Rosenfeld A. Electronic dosimetry in radiation therapy. *Radiat Meas.* 2007;41:134- 153. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2007.01.005>
3. Carvajal M, Martínez-García M, Guirado D, Banqueri J, Palma A. Dose verification system based on MOS transistor for real-time measurement. *Sens Actuators A Phys.* 2016;247:269-276. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2016.06.009>
4. Martínez-García M, Carvajal M, Torres del Río J, Jaksic A. Response to ionizing radiation of diferent biased and stacked pMOS structures. *Sens Actuators A Phys.* 2016;252:67-75. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2016.11.007>
5. Ruiz-García I, Román-Raya J, Banqueri J, Palma AJ, Guirado D, Carvajal MA. Commercial photodiodes and phototransistors as dosimeters of photon beams for radiotherapy. *Medical Physics.* 2021;48(9). <https://doi.org/10.1002/mp.14921>
6. Román-Raya J, Ruiz-García I, Escobedo P, Palma AJ, Guirado D, Carvajal MA. Light-dependent resistors as dosimetric sensors in radiotherapy. *Sensors* 340 (Switzerland). 2020;20(6). <https://doi.org/10.3390/s20061568>
7. Kumar R, Sharma SD, Philomina A, Topkar A. Dosimetric characteristics of a PIN diode for radiotherapy application. *Technology in cancer research & treatment.*2014;13(4), 361-367. <https://doi.org/10.7785/tcrt.2012.500388>

Análisis de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre Seguridad del Paciente

Analysis of the Spanish Society of Medical Physics survey on Patient Safety

María Pinto Monedero^{1,*}, Agustín Santos Serra², Pablo Saldaña Gutiérrez³, María José Rot San Juan⁴, Cristina Moreno Saiz⁵, Núria Jornet i Sala⁶, Carlos Prieto Martín⁷, Mercè Beltran Vilagrasa⁸

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

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón, Castellón.

³ Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Instituto Catalán de Oncología/Hospital Universitario de Bellvitge, Hospitalet de Llobregat.

⁴ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario 12 de Octubre, Madrid.

⁵ Servicio de Radiofísica Hospitalaria, Hospital Universitario Clínico San Cecilio, Granada.

⁶ Servei de Radiofísica i Radioprotecció. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona.

⁷ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de La Princesa, Madrid.

⁸ Servicio de Física y Protección Radiológica, Hospital Universitario Vall d'Hebron, Barcelona.

Fecha de Recepción: 10/11/2023 - Fecha de Aceptación: 04/03/2024

La Comisión de Seguridad del Paciente de la Sociedad Española de Física Médica se constituyó en el año 2021 con el objetivo de mejorar la seguridad de los pacientes que se exponen a procedimientos médicos con radiaciones ionizantes. Con el fin de fijar las líneas de trabajo de la comisión, se planteó como punto de partida realizar una encuesta nacional para conocer el estado de implementación de herramientas de gestión de la calidad y la seguridad del paciente en los servicios de Radiofísica y en los servicios que utilizan radiaciones ionizantes. Las respuestas facilitadas por los encuestados ponen de manifiesto que en el área de Radioterapia es donde la implicación de los especialistas en Radiofísica Hospitalaria es más alta, cosa que ha ayudado a la mayor implementación de herramientas de gestión de la calidad y de la seguridad del paciente en esta área en comparación con las de Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear. Los participantes consideran que la Comisión de Seguridad del Paciente puede ayudar a mejorar la calidad y seguridad en el ámbito de las radiaciones ionizantes desarrollando guías prácticas, actividades docentes y aplicaciones informáticas, en colaboración con las sociedades científicas implicadas.

Palabras clave: Seguridad del paciente, encuesta nacional, radiaciones ionizantes.

The Patient Safety Commission of the Spanish Medical Physics Society was set up in 2021 with the aim of improving the safety of patients exposed to medical procedures involving ionising radiation. To establish the commission's lines of work, a nationwide survey was conducted as a starting point to determine the state of implementation of quality management and patient safety tools in Medical Physics departments and in medical services that use ionising radiation. The answers provided by the respondents show that Radiotherapy is the area with the greatest involvement of medical physicists, which has led to a greater implementation of quality and patient safety management tools in this area compared to the areas of Radiology and Nuclear Medicine. The participants consider that the Patient Safety Commission can help to improve quality and safety in clinical fields where ionising radiation is used by developing practical guides, teaching activities and IT applications in collaboration with the corresponding scientific societies.

Key words: Patient safety, national survey, ionizing radiation.

*Correspondencia: maria.pinto.mpm@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.006>

1. Introducción

En el año 2021 la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) constituyó la Comisión de Seguridad del Paciente (CSP). El objetivo de la CSP es impulsar la cultura de seguridad entre los profesionales que se dedican a la Radiofísica Hospitalaria (RFH) para mejorar la seguridad de los pacientes (SP) sometidos a exposiciones médicas con radiaciones ionizantes. Como punto de partida, y con la intención de elaborar un plan de acción adecuado a las necesidades de los especialistas en RFH, los miembros de la CSP realizaron una encuesta para conocer el estado actual e identificar los aspectos relevantes para la gestión de la calidad y la SP en las áreas clínicas que utilizan radiaciones ionizantes. Este artículo resume cómo se llevó a cabo la encuesta, los resultados que se obtuvieron y las acciones que la CSP se propone impulsar para mejorar la SP.

2. Material y método

La encuesta se dirigió a especialistas en RFH que desarrollan su trabajo en centros sanitarios en cualquiera de las áreas donde se utilizan radiaciones ionizantes, es decir: radioterapia (RT), radiodiagnóstico (RD) y medicina nuclear (MN). Constó de 51 preguntas agrupadas en 7 bloques temáticos. El primer bloque recogía los datos de identificación de la persona que respondía la encuesta y del centro donde trabajaba, el segundo y tercer bloque se centraban en la organización de la gestión de la calidad y de la SP incidiendo en la participación del RFH en comisiones, en la existencia de sistemas de notificación y aprendizaje de incidentes y en la utilización de herramientas de análisis de riesgos. En el cuarto bloque las preguntas se orientaron a conocer el estado de la cultura de seguridad del paciente. Los últimos apartados eran campos abiertos donde los participantes podían destacar los puntos fuertes y débiles en SP en su departamento y también hacer sugerencias sobre las necesidades en SP que la CSP podría tratar de cubrir. El detalle de la encuesta se puede consultar en el anexo 1. La encuesta se realizó mediante la aplicación *Forms* de Microsoft.

Se estimó que el tiempo necesario para responder todas las preguntas era de 15 minutos. La encuesta se distribuyó entre los socios de la SEFM en mayo del 2022 mediante correo electrónico. Se dio un plazo de 25 días para responderla. Durante este período se enviaron dos recordatorios para promover la participación.

Las respuestas de la encuesta fueron evaluadas independientemente por dos miembros de la comisión. En primer lugar, se identificaron las respuestas repetidas y las que provenían de profesionales del mismo

centro. Las respuestas repetidas se descartaron. En caso de respuestas múltiples de un mismo centro se unificaron las respuestas bajo un único registro. En caso de discrepancia entre ellas se priorizó la respuesta del jefe de servicio por entender que dispone de mayor información sobre las tres áreas analizadas: RT, MN y RD.

3. Resultados

Se obtuvieron 41 respuestas procedentes de 32 centros hospitalarios diferentes. Dos de las respuestas procedían de centros extranjeros y han sido excluidas de este análisis para evaluar los resultados a nivel nacional.

De los centros que respondieron, 21 eran de gestión pública, 6 de gestión privada y 3 de gestión mixta. En la figura 1 se muestra la distribución geográfica de los centros participantes en la encuesta.

Respecto al perfil de los participantes: el 63% son jefes de servicio o jefes clínicos y un 34% RFH adjuntos.

A continuación se describen los resultados agrupados según los bloques temáticos de la encuesta.

Gestión de la calidad

Sobre la gestión de la calidad, un 40% (12 centros) indicaron que su servicio o unidad estaba acreditado según algún sistema de gestión de la calidad; diez de ellos según la norma ISO¹ y los dos restantes por la *Joint Commission*.²

El 27% de los encuestados tienen algún proceso acreditado por algún sistema de gestión de calidad juntamente con otro servicio, en el 75% de los cuáles con el servicio de Oncología Radioterápica.



Fig. 1. Distribución geográfica de las respuestas recibidas.

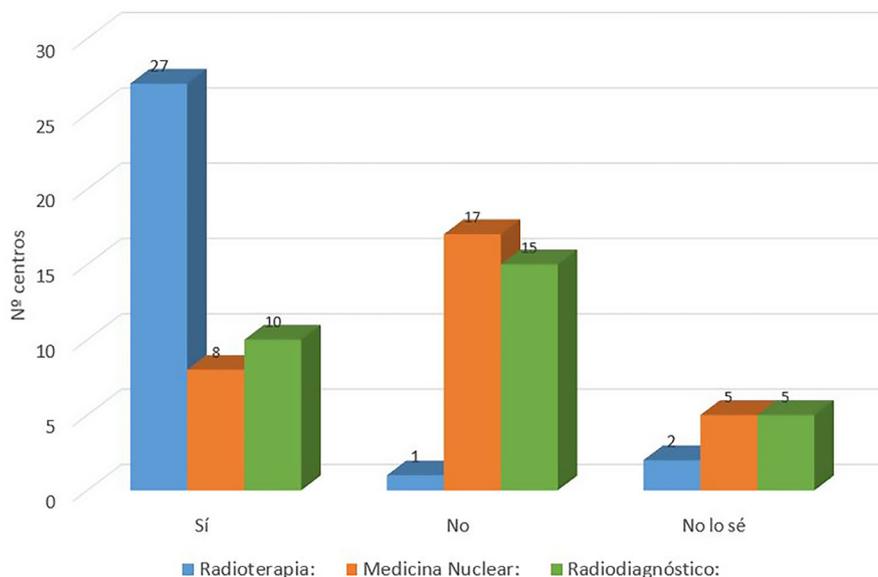


Fig. 2. Distribución de centros que tienen en su hospital alguna comisión de garantía de calidad en: radioterapia, medicina nuclear y radiodiagnóstico (pregunta 2.1).

En la figura 2 se muestra el número de centros que disponen de comisiones de garantía de calidad en las distintas áreas.

Observamos que el número de comisiones de garantía de calidad en radioterapia triplica a las de MN y RD. Se aprecia que algunos participantes desconocen si hay comisiones de garantía de calidad en sus centros.

En las figuras 3 y 4 se muestran los porcentajes de centros que disponen de protocolos escritos y actualizados para el control de calidad del equipamiento y

para realizar la dosimetría clínica del paciente en las áreas de RT, MN y RD respectivamente.

En este caso, entendemos como equipamiento: la instrumentación de medida, los sistemas de planificación, los equipos emisores de radiación o los dispositivos de reconstrucciones de imágenes. Las gráficas ponen de manifiesto que en el área de RT la protocolización de procedimientos es mucho mayor que en MN y RD. Adicionalmente, se aprecia que los procedimientos escritos relativos al control de calidad están altamente implementados con porcentajes del

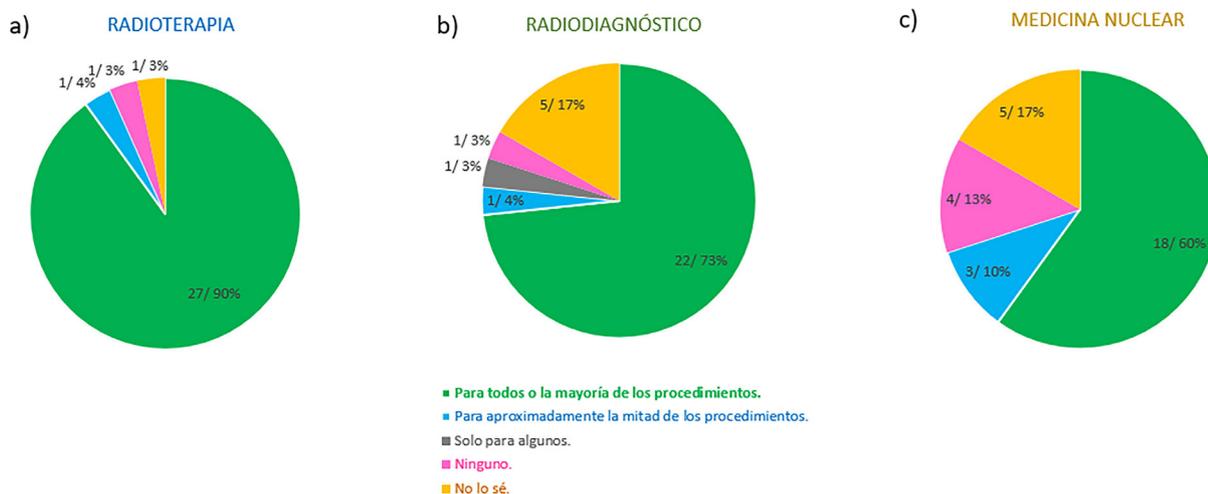


Fig. 3. Distribución de centros que disponen de protocolos escritos actualizados de control de calidad (equipos emisores de radiación, equipos generadores de imagen, instrumentación de medida, monitores, etc...) en: a) radioterapia (pregunta 2.4), b) radiodiagnóstico (pregunta 2.5) y c) medicina nuclear (pregunta 2.6).

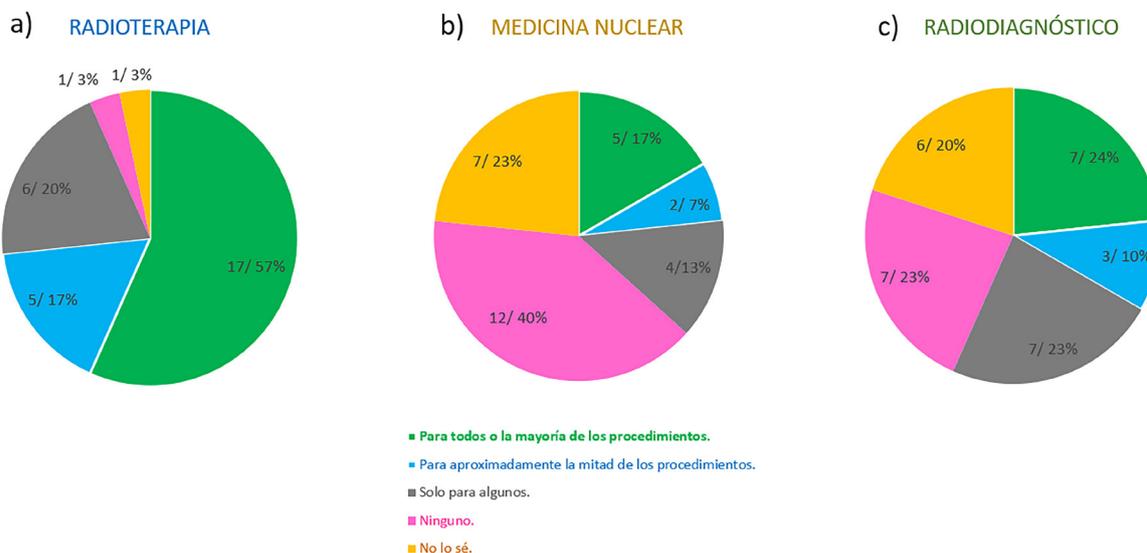


Fig. 4. Distribución de centros que disponen de protocolos escritos actualizados para realizar la dosimetría clínica del paciente en: a) radioterapia (pregunta 2.7), b) medicina nuclear (pregunta 2.8). Distribución de centros que disponen de protocolos escritos actualizados para realizar el estudio dosimétrico en pacientes sometidos a pruebas de radiodiagnóstico y/o técnicas intervencionistas con RX (pregunta 2.9).

90% en RT, 73% en RD y el 60% en MN. Sin embargo, la existencia de protocolos escritos en procedimientos de dosimetría clínica es bastante menor en las tres áreas siendo menos del 25% en RD y menos del 20% en MN. Aproximadamente un 20% de participantes desconocen si en RD y en MN hay protocolos escritos mientras que este porcentaje es menor al 5% en el área de RT.

Gestión de la seguridad

En un 77% de los centros encuestados existe una comisión o grupo de seguridad y en el 65% de ellos, el RFH está implicado en dicho grupo.

El número de centros donde existen grupos de SP específicos para el uso seguro de radiaciones ionizantes se muestra en la figura 5, donde se observa que un 37% de los centros tienen un grupo específico en RT, un 10% en RD y un 7% en MN. En el caso de RD y MN, alrededor del 20% de los encuestados desconocen si en sus centros existen este tipo de grupos.

Los grupos de seguridad específicos para el uso seguro de radiaciones ionizantes que no diferencian entre áreas de aplicación solo existen en dos de los centros encuestados.

Los grupos de SP están constituidos por especialistas médicos del área concreta y por especialistas en RFH. La presencia de los técnicos superiores y enfermería varía para cada área: en RT, el técnico superior en RT siempre forma parte de los grupos de SP mientras que el personal de enfermería forma parte en el 50% de los grupos; en MN, la participación del técnico

en imagen y la del personal de enfermería es del 50%; en RD, el técnico y enfermería participan por igual en 2 de los 3 centros con grupo de SP específico del área. Los jefes de servicio están en todos los grupos de MN y RD y en el 75% de los grupos de RT. Otros perfiles profesionales como representantes de la dirección, gestores de calidad y personal administrativo participan en menos del 50% de los grupos.

La periodicidad más común con la que se reúnen los grupos de seguridad específicos de RT es mensual, mientras que los grupos de RD y MN se reúnen semestralmente.

Sistema de notificación y aprendizaje de incidentes

La existencia de sistema de notificación y aprendizaje de incidentes de SP se representa en la figura 6 a) en función del tipo.

Observamos que los sistemas genéricos son los más extendidos y se utilizan en algo más del 50% de los centros; un 13% de los centros no disponen de sistema de notificación. Del 27% de los centros que manifestaron disponer de un sistema específico del servicio o unidad el 100% reportan incidentes en RT, un 50% también en MN y un 38% en las tres áreas (RT, MN y RD) (figura 6 b). Se reportan cuasi-incidentes en un 86% de los casos. La frecuencia anual con la que se reportan cuasi-incidentes se resume en la figura 7.

Cuando existe un grupo de seguridad, éste es el encargado del análisis de los incidentes en un 75% de los centros.

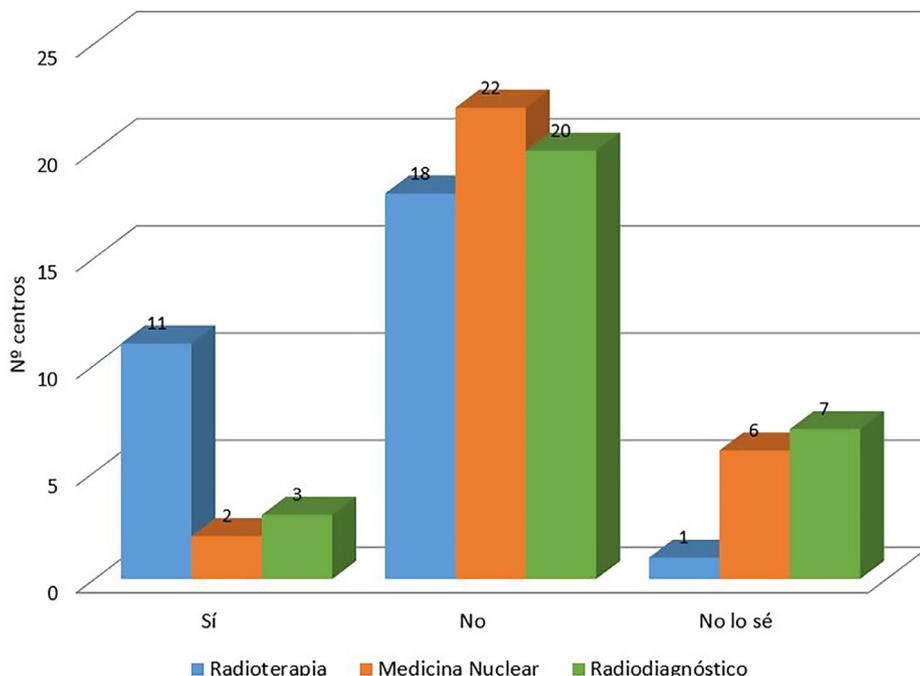


Fig. 5. Distribución de centros en los que existe un grupo de seguridad específico para el uso seguro de las radiaciones ionizantes (pregunta 3.2).

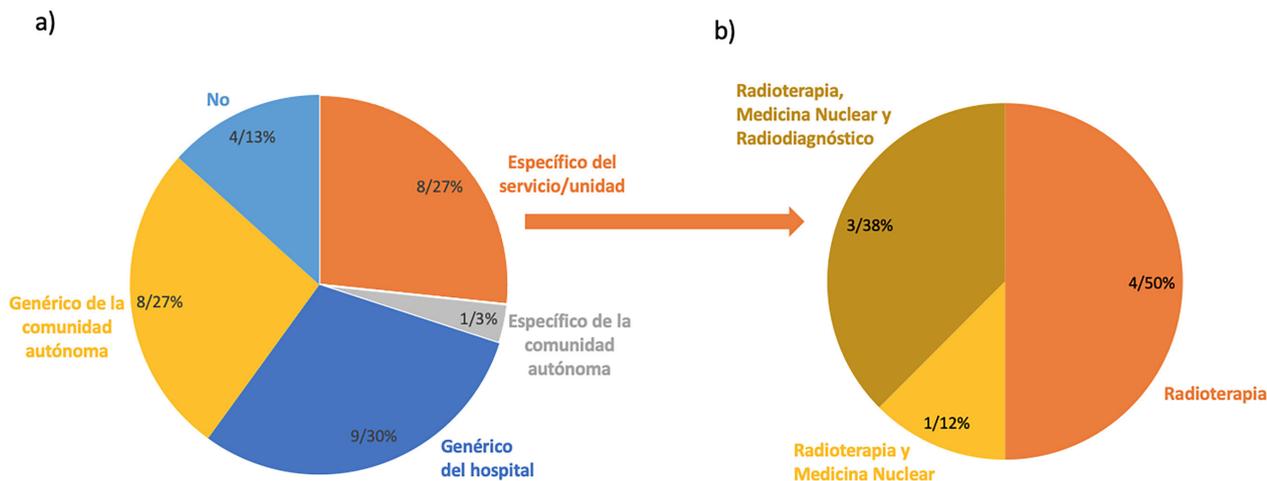


Fig. 6. a) Distribución de centros que dispone de un sistema de notificación y aprendizaje de incidentes (pregunta 4.1), b) Cuando existe un sistema de notificación de incidentes, distribución de centros en función de las áreas en las que reportan incidentes (pregunta 4.2).

Destacamos que el 87% de los encuestados considera que sería útil disponer de un sistema de notificación de incidentes específico de radiaciones ionizantes a nivel nacional. Ningún encuestado manifiesta que haya notificado incidentes en sistemas de notificación internacionales.

Análisis del riesgo

Se ha preguntado a los encuestados sobre la realización de análisis de riesgos y la metodología o herramientas empleadas para hacerlo. Más del 60% de los centros han llevado a cabo un análisis de ries-

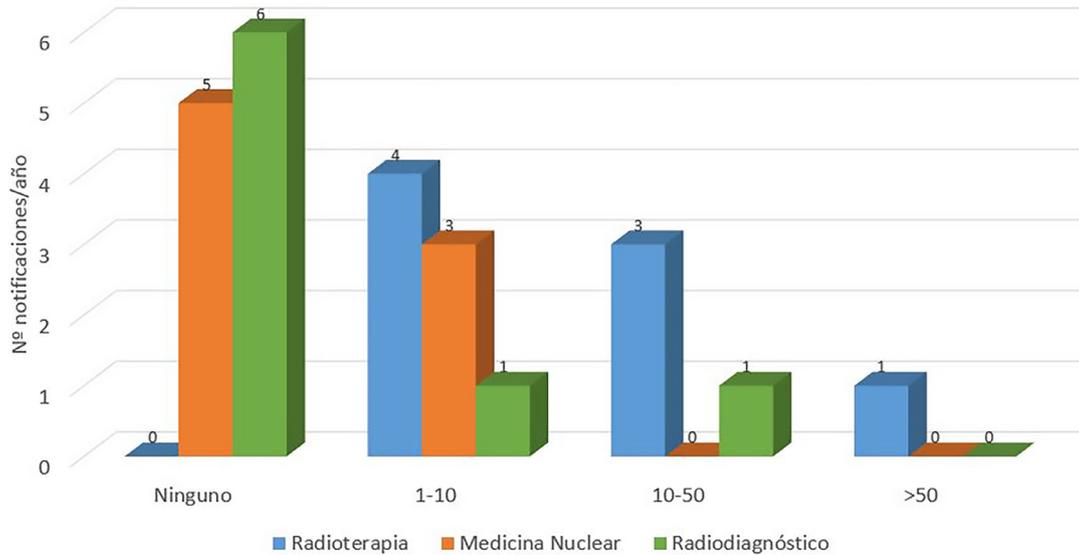


Fig. 7. Número de notificaciones de incidentes realizadas en el último año en los centros donde disponen de un sistema de notificación y aprendizaje de incidentes específico interno del servicio (pregunta 4.6).

gos en RT basándose mayoritariamente en el método de las matrices de riesgo empleando las herramientas MARR³ y/o MARRTA.^{4,5*} Un centro indica que ha realizado un análisis de riesgos en MN mediante el método de las matrices de riesgo mientras que otro ha utilizado el método AMFE para llevar a cabo el análisis de riesgos en RD. Un 15% de los participantes no saben si en RD y MN se han realizado análisis de riesgo.

Cultura de seguridad

En la figura 8 se muestran las áreas que los encuestados identifican como prioritarias para mejorar la seguridad del paciente. Fomentar la cultura de seguridad e implicar a los profesionales para que éstos tomen conciencia de los riesgos asociados a los procedimientos clínicos fueron considerados los principales retos a los que se enfrentan la mayoría de los centros. Más del 50% de participantes apuntan a la necesidad de incrementar los recursos destinados a SP, es decir, aumentar los medios humanos y materiales y el tiempo de dedicación a la SP; y también trabajar en aspectos de cultura de seguridad para que los profesionales no perciban los procedimientos de trabajo propios de la SP, análisis de incidentes o de riesgos, como una amenaza para ellos. Un 40% considera que se debe trabajar en la implementación de protocolos escritos

*SEPR - Lanzado el software MARRTA sobre aplicación de matrices de riesgos en técnicas avanzadas de radioterapia. <https://www.sepr.es/comunicacion/noticias/noticias-sepr/1184-lanzado-el-software-marrta-sobre-aplicacion-de-matrices-de-riesgos-en-tecnicas-avanzadas-de-radioterapia>

basados en guías y que la dirección de los centros debe implicarse más.

La respuesta sobre la formación en SP que han recibido los profesionales en los últimos dos años se

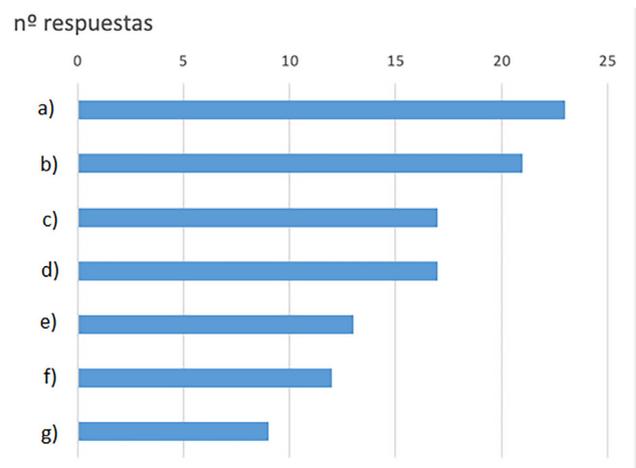


Fig. 8. Principales retos futuros que consideran los encuestados que podría acometer su centro para mejorar la seguridad del paciente (pregunta 6.1): a) Fomentar e incrementar la cultura de seguridad; b) Implicar a la mayoría de profesionales para contrarrestar la sensación, a veces, de que nuestros procedimientos son ya muy seguros; c) Incrementar el tiempo/recursos dedicados; d) Realizar labor docente para que los profesionales eviten sentirse cuestionados o amenazados.; e) Implementar y trabajar con protocolos/guías internacionales; f) Incrementar el apoyo de los órganos de dirección; g) Incrementar los conocimientos generales de la plantilla.

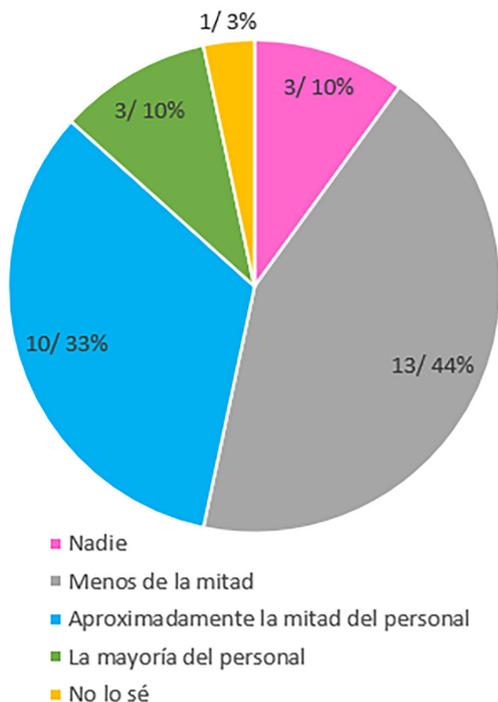


Fig. 9. Distribución de centros en los que alguna de las personas de su servicio ha realizado alguna formación específica de seguridad del paciente en los últimos dos años (pregunta 6.2).

muestra en la figura 9. Destacamos que aproximadamente en un 45% de los centros más del 50% del personal había recibido formación en SP. Sin embargo, en un 50% de los centros la mitad de los trabajadores no han recibido formación en SP.

Comentarios generales

Uno de los objetivos de esta encuesta era determinar los aspectos en los cuales la CSP podía contribuir a mejorar la SP. En la figura 10 se muestran las acciones en las que más participantes coincidieron; entre ellas destaca el desarrollo de herramientas y la elaboración de guías y protocolos que faciliten la gestión de SP, así como la realización de acciones formativas.

Finalmente, los encuestados destacaron los principales puntos fuertes y puntos débiles en materia de SP de sus servicios o unidades. Entre los principales puntos fuertes destacaron: la formación en SP, la protocolización de procedimientos, la revisión entre profesionales o “peer review”, o la existencia de un grupo de seguridad. Entre los puntos débiles se destacaron: la falta de tiempo y de recursos humanos, la falta de cultura de seguridad, la ausencia de registro de incidentes y la falta de implicación de algún estamento profesional.

4. Discusión

La tasa de respuesta de la encuesta es comparable a la de otras encuestas realizadas por la SEFM. La agrupación de las respuestas por centros nos ha permitido obtener datos de 30 centros hospitalarios, lo que estimamos supone una muestra de entre un 20 y un 25 % del total de centros en nuestro país. La distribución geográfica de las respuestas obtenidas en función de la población de las comunidades autónomas y la participación de hospitales con diferentes modelos de gestión y diferente tamaño, parecen indicar que no hay un sesgo significativo en las respuestas por estas

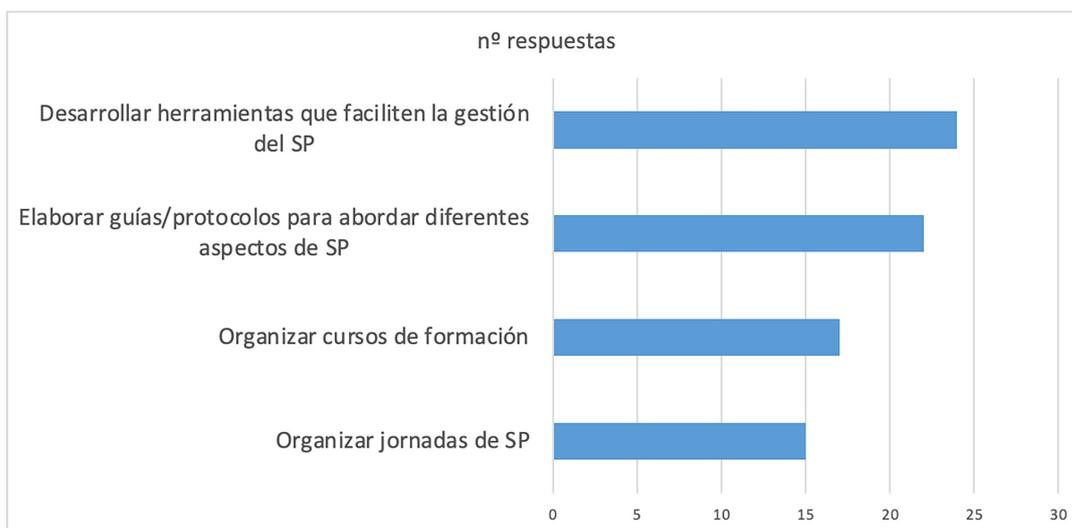


Fig. 10. Acciones que cree que puede realizar la CSP para ayudar a los servicios de Radiofísica a mejorar la seguridad del paciente (pregunta 7.3).

características. No obstante, consideramos plausible que exista un sesgo por falta de respuesta de aquellos centros con menor interés o menor cultura de SP; por lo que los resultados obtenidos podrían sobreestimar la implicación e iniciativas en materia de SP en las áreas en las que se utilizan radiaciones ionizantes en el ámbito sanitario en España.

Se observa que las comisiones de garantía de calidad están implantadas en el 90% de los servicios de RT; y alrededor del 30% en RD y MN. Esto es consecuente con la legislación vigente en el momento en que se llevó a cabo la encuesta. Probablemente, las comisiones de calidad en RT han impulsado las certificaciones de calidad por organismos externos en esta área. Esto también se refleja en la protocolización de procedimientos, tanto de control de calidad del equipamiento como de dosimetría clínica, donde los porcentajes de implementación son significativamente superiores en RT que en las áreas de MN y RD.

Observamos que la implicación en aspectos o medidas de gestión de calidad es más amplia que en cuestiones directamente relacionadas con la seguridad del paciente; por ejemplo, en RT, a pesar de que un 90% de los centros disponen de comisión de garantía de calidad, los grupos de SP específicos en RT solo están implementados en un 37% de estos. Esto se debe a que las medidas directas para mejorar la SP no toman relevancia hasta el año 2000 con la publicación del documento "To err is human";⁶ por eso en los reales decretos de calidad en MN, RT y RD, publicados en los años 1997, 1998 y 1999 respectivamente, el término "seguridad del paciente" no aparece. La actualización de la nueva legislación en calidad ya integra los aspectos de SP que requiere la normativa europea⁷ y además parece probable que los reales decretos pendientes de publicar, al igual que el real decreto de MN,⁸ incorporen el término "seguridad" en los propios títulos.

Es de esperar que en las áreas donde el número de pacientes que se atienden y el número de profesionales implicados son mayores sea donde se produzcan más incidentes y cuasi incidentes, aunque el factor de complejidad y de número de pasos en el proceso también tiene una influencia significativa. Sin embargo, en las respuestas observamos que se reportan más cuasi incidentes en RT que en MN y RD. Pensamos que esto es debido a distintos factores; por una parte, el hecho de que los incidentes en RT pueden tener consecuencias más graves para los pacientes hace que, en esta área, la percepción del riesgo esté más presente entre los profesionales y por eso las herramientas de gestión de la SP disponibles, como los sistemas de notificación de incidentes, están más implementadas; por otra parte, los sistemas de notificación y aprendizaje de incidentes más utilizados son los genéricos de la Comunidad Autónoma o de los hospitales. El hecho de

notificar a un nivel superior al del propio servicio y en un cuestionario no adaptado a las especialidades específicas puede desincentivar la notificación de aquellos incidentes menores o de menor impacto sobre el paciente y que son más esperables en procedimientos diagnósticos. De hecho, casi el 90% de participantes manifiestan que sería útil disponer de un sistema de notificación de incidentes específico de radiaciones ionizantes a nivel nacional. Otro factor que puede influir es la mayor integración del RFH en el proceso clínico de RT. Adicionalmente, el perfil profesional del RFH, aunque no tenga formación específica en SP, si está más familiarizado por su formación académica y formación especializada en aspectos de la evaluación del riesgo radiológico.

Prácticamente la totalidad de los análisis de riesgo realizados a nivel nacional se enmarcan dentro del área de RT. La metodología mayoritariamente utilizada en el análisis de riesgo ha sido el método de las matrices de riesgos, empleando las herramientas MARR y MARRTA. Parece evidente que el hecho de disponer de una aplicación informática gratuita, desarrollada para hacer el análisis de riesgos con una formación básica, sin ser un experto en SP, juntamente con la publicación de la normativa europea que hace obligatorio el análisis de riesgos en RT ha favorecido que más de la mitad de los centros participantes hayan llevado a cabo un análisis de riesgo prospectivo en RT. Probablemente, otro factor que puede haber sido decisivo es que el porcentaje de centros con comisiones de garantía de calidad en RT es casi el doble que el de los que cuentan con comisiones en MN y RD.

Aunque inicialmente la metodología de análisis de riesgos basada en matrices de riesgos fue ideada para aplicar en el ámbito de la RT,^{9,10,11} ya se ha utilizado con éxito en el análisis de procesos terapéuticos en medicina nuclear^{12,13,14} y puede ser una herramienta útil para dar cumplimiento a la obligatoriedad de llevar a cabo el análisis de riesgos en los tratamientos de medicina nuclear que establece el real decreto de calidad y seguridad en MN.

La participación del RFH en las comisiones parece esencial y así se ha recogido en el Real Decreto 673/2023,⁸ que establece los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de MN, que hace preceptiva la creación de la comisión de calidad y seguridad en MN y que un RFH forme parte de dicha comisión. Se espera que el real decreto que establezca los criterios de calidad y seguridad en RD también vaya en la misma línea. Pensamos que la nueva legislación impulsará la integración de los RFH en el proceso clínico en las áreas de MN y RD y esto contribuirá a la protocolización de procedimientos de medida y dosimetría a niveles similares a los de RT y también a la progresiva implementación de herramientas de gestión de la SP.

Anexo 1. Listado completo de las preguntas de la encuesta sobre seguridad del paciente.

ENCUESTA NACIONAL SOBRE CALIDAD Y SEGURIDAD DEL PACIENTE	
1. Datos identificativos	
1.1.	Nombre y apellidos
1.2.	Cargo
1.3.	Hospital
1.4.	Servicio/Unidad
1.5.	Titularidad público/privada
1.6.	Correo electrónico
2. Gestión de la calidad	
2.1.	¿Tiene su hospital alguna comisión de garantía de calidad?
2.2.	¿El Servicio/Unidad está acreditado según algún sistema de gestión de calidad (ISO, EFQM...)?
2.3.	¿Tiene algún proceso acreditado por algún sistema de gestión de calidad conjuntamente con otro servicio?
2.4.	¿Dispone de protocolos escritos actualizados de control de calidad de equipamiento (equipos emisores de radiación, instrumentación de medida, sistemas de planificación, etc) en radioterapia?
2.5.	¿Dispone de protocolos escritos actualizados de control de calidad (equipos emisores de radiación, instrumentación de medida, monitores, etc) en radiodiagnóstico?
2.6.	¿Dispone de protocolos escritos actualizados de control de calidad (equipos emisores de radiación, equipos generadores de imagen, instrumentación de medida, monitores, etc) en medicina nuclear?
2.7.	¿Dispone de protocolos escritos actualizados para realizar la dosimetría clínica del paciente en radioterapia?
2.8.	¿Dispone de protocolos escritos actualizados para realizar la dosimetría clínica del paciente en medicina nuclear?
2.9.	¿Dispone de protocolos escritos actualizados para realizar el estudio dosimétrico en pacientes sometidos a pruebas de radiodiagnóstico y/o técnicas intervencionistas con RX?
3. Gestión de la seguridad	
3.1.	En su centro, ¿existe una comisión o grupo de seguridad del paciente?
3.1.1.	En caso afirmativo, ¿está el radiofísico implicado en esa comisión o grupo de seguridad como miembro de la comisión, como referente de seguridad, ...?
3.2.	En su centro, ¿existe un grupo de seguridad específico para el uso seguro de las radiaciones ionizantes?
3.2.1.	¿Quién constituye el grupo de seguridad?
3.2.2.	¿Con qué frecuencia se reúne?
3.3.	El grupo de seguridad del paciente para el uso de radiaciones ionizantes depende de:
4. Sistema de notificación y aprendizaje de incidentes	
4.1.	¿Dispone de un sistema de notificación y aprendizaje de incidentes?
4.2.	En caso de disponer de un sistema específico interno del servicio, ¿en qué áreas reporta incidentes?
4.3.	En caso de disponer de un sistema de notificación y aprendizaje de incidentes específico interno del servicio, indique las funciones en cada área
4.4.	En caso de que exista un grupo de seguridad, ¿es esta la encargada del análisis de los incidentes?
4.5.	¿Se reportan cuasi-incidentes?
4.6.	En caso de disponer de un sistema de notificación y aprendizaje de incidentes específico interno del servicio, ¿cuál es el número de notificaciones en el último año?
4.7.	¿Cree que sería útil disponer de un sistema de notificación de incidentes específico de radiaciones ionizantes a nivel nacional?
4.8.	Si alguna vez ha notificado incidentes a alguna organización o sistema externo de notificación de incidentes, indique a cuál.

Anexo 1 (cont.). Listado completo de las preguntas de la encuesta sobre seguridad del paciente.

5. Análisis del riesgo

5.1. ¿Ha realizado en su institución algún análisis de riesgos? En caso afirmativo, indique qué herramienta/metodología ha utilizado:

6. Cultura de seguridad

6.1. ¿Cuáles son los principales retos futuros que considera que podría acometer su centro para mejorar la seguridad del paciente?

6.2. ¿Ha realizado alguna de las personas de su servicio alguna formación específica de seguridad del paciente en los últimos dos años?

7. Comentarios generales

7.1. Indique tres puntos fuertes de seguridad del paciente en su servicio

7.2. Indique tres puntos débiles de la seguridad del paciente en su servicio

7.3. ¿Qué acciones cree que puede realizar la CSP para ayudar a los servicios de Radiofísica a mejorar la seguridad del paciente?

7.4. Indique cualquier otro aspecto de seguridad del paciente que quiera comentar con la CSP:

Se ha puesto de manifiesto que en un 50% de los centros los profesionales no han recibido ningún tipo de formación en SP. Creemos que este es un aspecto donde las sociedades científicas pueden contribuir; de hecho, la SEFM ya ha impartido dos ediciones –2021 y 2022– del curso de SP en RT externa. Es obvio que este tipo de acciones formativas se deben ampliar en el ámbito de la MN y RD buscando la colaboración con las sociedades científicas de dichas áreas.

Entre los retos más destacados por los participantes más del 50% identifican aspectos relacionados con los profesionales, concretamente con la formación para fomentar la cultura de SP, los recursos humanos y tiempo de dedicación.

A lo largo de la encuesta se observa que el porcentaje de respuestas “no lo sé” siempre es más alto en las áreas de RD y MN que en RT. Esto pone de manifiesto que la integración de los RFH en RT es mayor que en RD y MN. La formación y la implicación en los procesos clínicos del RFH en RD y en MN debe ser un aspecto para reforzar en los servicios de Radiofísica y en las unidades docentes para poder dar respuesta al marco legislativo actual que va a potenciar la presencia del RFH en las comisiones de calidad y seguridad en MN y RD.

Las necesidades en materia de SP expresadas por los socios concuerdan con soluciones que la SEFM ya ha empezado a implantar como es la aplicación MARRTA para análisis de riesgo en RT desarrollada conjuntamente con otras sociedades relacionadas, la elaboración de guías como la guía que la SEFM está elaborando sobre recomendaciones para la organización y funcionamiento de grupos de trabajo de seguridad del paciente en áreas de uso de radiaciones ionizantes con fin terapéutico y/o diagnóstico. El desarrollo

de un sistema de notificación y aprendizaje específico para el ámbito de las radiaciones ionizantes es una necesidad apuntada por más del 90% de los participantes. Las ventajas de disponer de un sistema de notificación de incidentes específico en RT, juntamente con la dificultad para notificar incidentes en bases de datos nacionales e internacionales, es analizado por M. Beltran et al.¹⁵

5. Conclusiones

Las sociedades científicas implicadas en las distintas áreas de uso de las radiaciones ionizantes deben impulsar la cultura de SP; para ello es necesario trabajar conjuntamente fomentando la colaboración multidisciplinar, el desarrollo de herramientas y guías que faciliten el análisis de riesgos y el aprendizaje a través de la notificación y análisis de incidentes y la formación de los profesionales, no solamente en las herramientas específicas de gestión de la SP, sino también en aspectos culturales para que la SP se perciba como una mejora en la asistencia clínica integral. Con todo ello, es necesario tomar conciencia de que la mejora de la calidad asistencial y la SP conlleva una adecuación de los recursos humanos y técnicos existentes.

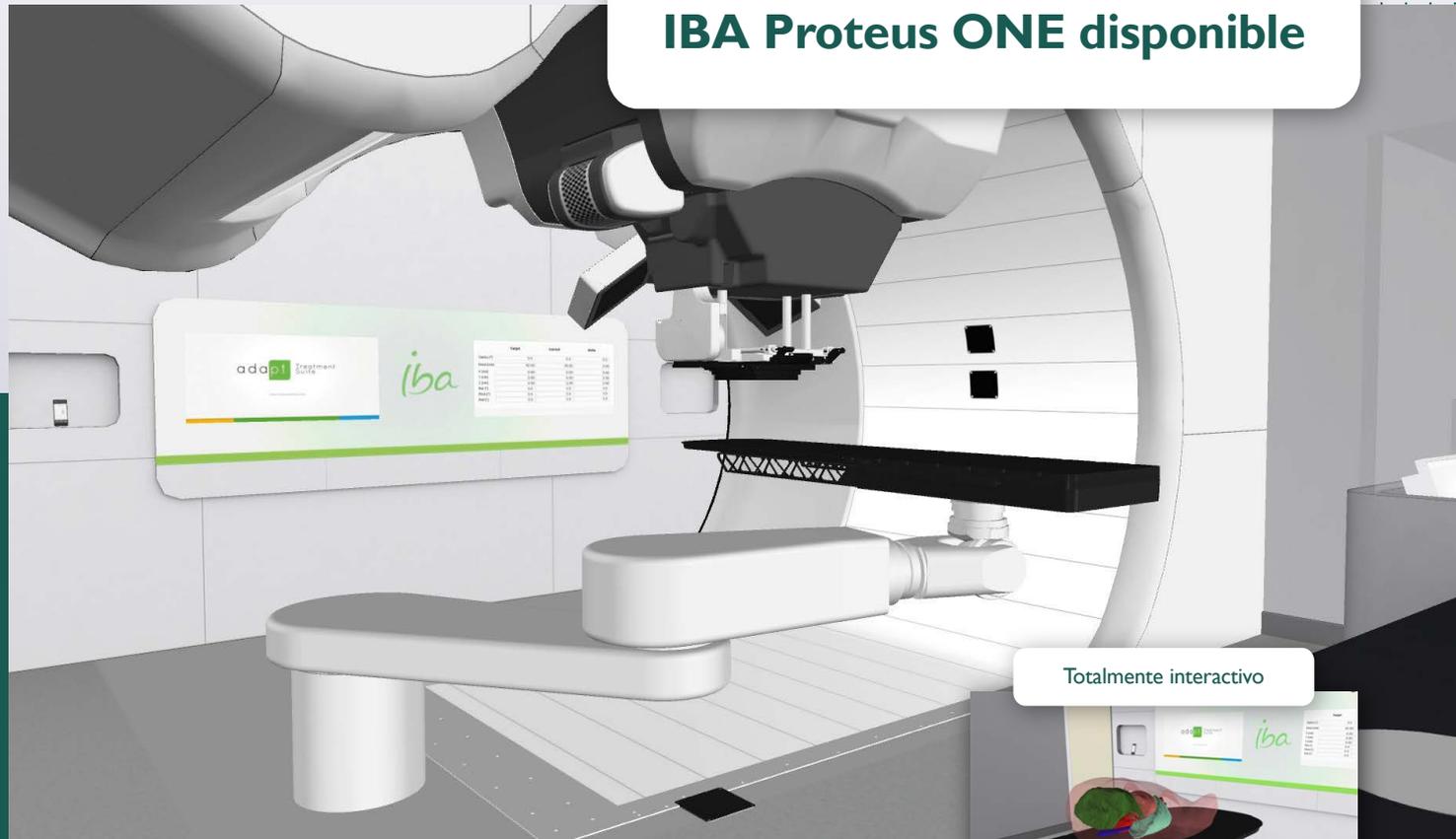
Referencias bibliográficas

1. ISO 9001:2015(es), Sistemas de gestión de la calidad — Requisitos.
2. Joint Commission International. Joint Commission International Accreditation Standards for Hospitals. 7th ed; 2021.

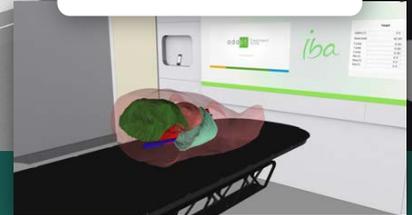
3. Crespo P, Delgado J, Hervás A, Prieto C, Mulas A, Ramírez M, et al. Guía para la aplicación de la metodología de matrices de riesgo en servicios de radioterapia. 2016.
4. Rot San Juan MJ, Prieto Martín C, Delgado Rodríguez JM, Sánchez Cayuela C, Vilanova Ciscar J, Pérez Mulas, et al. Proyecto MARRTA: Extensión de la metodología de matrices de riesgo en radioterapia externa a técnicas avanzadas. Libro de Resúmenes 7o Congreso Conjunto 23o SEFM - 19o SEPR On Line 31 mayo - 4 junio 2021. p. 908-9.
5. Rot San Juan MJ, Prieto Martín C, Vilanova Ciscar J, Pérez Mulas A, Sánchez Cayuela C, Ferreras Hernández E, et al. MARRTA: Modelo de riesgo mediante matrices de riesgo para técnicas avanzadas en radioterapia y software asociado. Libro de Resúmenes 8o Congreso Conjunto 24o SEFM - 19o SEPR Oviedo 23-26 mayo 2023. p. 1089-90.
6. Kohn LT, Corrigan JM, Donaldson MS, editores. To Err is Human: Building a Safer Health System. Washington (DC); 2000. DOI: 10.17226/9728.
7. EURATOM. DIRECTIVA 2013/59/EURATOM DEL CONSEJO de 5 de diciembre de 2013 por la que se establecen Normas de seguridad básicas para la protección contra los peligros derivados de la exposición a radiaciones ionizantes. Diario Oficial de la Unión Europea 2013 p. L13/1-73.
8. Ministerio de Sanidad. Real Decreto 673/2023, de 18 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de medicina nuclear. BOE 171: 103988-104001.
9. Pardo Masferrer J, Prieto Martín C, Ferrer Albiach C. Safety in radiation oncology: transposition of directive 2013/59/EURATOM in the Spanish Radiation Oncology Departments-recommendations for its adequate and effective application. Clin Transl Oncol Off Publ Fed Span Oncol Soc Natl Cancer Inst Mex 2020;22(11):2097-102. DOI: 10.1007/s12094-020-02359-x.
10. García Marcos R, Alarcia Noci M, Ruiz Galán G, Ayala Lázaro R, García Hernández MJ, Gómez Cores MS, et al. Análisis de riesgos en la aceptación y puesta en servicio de dos aceleradores Versa HD según el proyecto MARR. Libro de Resúmenes 7o Congreso Conjunto 23o SEFM - 19o SEPR On Line 31 mayo - 4 junio 2021. p. 914-5.
11. Delgado Rodríguez JM, Serrano Andreu J, Izquierdo Serrano J, Calvo Manuel F. Determinación del perfil de riesgo de una unidad de terapia con protones mediante la Matriz de Riesgo. Libro de Resúmenes 7o Congreso Conjunto 23o SEFM - 19o SEPR On Line 31 mayo - 4 junio 2021. p. 923.
12. Rot San Juan MJ, Delgado Rodríguez JM, Martínez Gómez LC, Gilarranz Moreno R, Tabuenca Mateo MJ, Hernández Martínez AC. Aplicación del método de las matrices de riesgo en tratamientos con microesferas de Y-90 Therasphere. Libro de resúmenes 5o congreso conjunto 21 SEFM/16 SEPR. 2017. p. 92-4.
13. Rot San Juan MJ, Martínez Gómez LC, Delgado Rodríguez JM, Gilarranz Moreno R, Hernández Martínez AC, Tabuenca Mateo MJ, et al. Evaluación de riesgos radiológicos en medicina nuclear: La metodología de matrices de riesgo. Rev Esp Med Nucl Imagen Mol 2017:2.
14. Rot San Juan MJ, Hernández Martínez AC, Martínez Gómez LC, Sarandeses Fernández P, Gómez Grande A, Gómez Grande P, et al. Evaluación de riesgos radiológicos en tratamientos de cáncer de tiroides con I-131 mediante la metodología de las matrices de riesgo. Rev Esp Med Nucl Imagen Mol 2018:238.
15. Beltran Vilagrasa M, Varó Curbelo A, Fa Asensio X, García Relancio D, Giralt López de Sagredo J. [Safety in radiationtherapy. Results after 9 years implementation of incidents reporting system]. J Healthc Qual Res 2020;35(3):173-81. DOI: 10.1016/j.jhqr.2020.01.009

Simulador de protonterapia VERT para formación

IBA Proteus ONE disponible



Totalmente interactivo



Modelos de administración de dosis



Comparación de distribución de dosis



Mejora el plan de estudios actual con tecnología punta.



Introduce las últimas técnicas clínicas sin necesidad de prácticas en clínica.



Compara los planes de tratamiento con protones y fotones.



Garantiza que los estudiantes reciban enseñanzas y competencias más actualizadas.



Póngase en la vanguardia de la enseñanza de radioterapia.

VERTUAL

Distribuido en España por:

APLICACIONES TECNOLÓGICAS | RADIATION PROTECTION & MEDICAL

Tel: (+34) 91 352 54 54 | atfísica@atfísica.com | www.atfísica.com

Guía para el control de calidad y seguridad en aceleradores lineales de uso clínico

Guide for quality control and safety in clinical use linear accelerators

Françoise Lliso Valverde^{1,*}, Manuel Vilches Pacheco², Miguel Martínez Albaladejo³, Pedro Almendral Manzano⁴, Eva Ambroa Rey⁵, Carlos Luis Ferrer Gracia⁶, Jaime Pérez-Alija Fernández⁷, Ricardo Tortosa Oliver^{8,9}

¹ Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitari i Politècnic La Fe, Valencia.

² Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Centro Médico de Asturias, Oviedo.

³ Servicio de Radiofísica. Hospital General Universitario Santa Lucía, Cartagena.

⁴ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario de Badajoz, Badajoz.

⁵ Unidad de Radiofísica. Consorci Sanitari de Terrasa (CST), Terrasa, Barcelona.

⁶ Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario La Paz, Madrid.

⁷ Servei de Radiofísica. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona.

⁸ Servicio de Radiofísica. Hospital IMED, Elche.

⁹ Servicio de Radiofísica. Hospital Francesc Borja, Gandía.

Fecha de Recepción: 11/02/2024 - Fecha de Aceptación: 15/03/2024

El objetivo principal de este documento es constituir una guía para el diseño del programa de control de calidad en aceleradores lineales (CCAL) con montaje isocéntrico que incorpore los enfoques del control estadístico de procesos (CEP) y del análisis de riesgos. A lo largo del texto se hace hincapié en que la guía no es prescriptiva y se anima a adaptarla a las necesidades específicas de cada centro.

Se presenta una breve descripción de las pruebas recomendadas. Se sugiere un conjunto de pruebas fundamentales y otras complementarias a las que se ha llegado teniendo en cuenta los resultados extraídos de una encuesta a los socios de la SEFM, así como las propuestas de otras sociedades científicas, los comentarios de los fabricantes, y el consenso de este grupo de trabajo. Se proporcionan recomendaciones de frecuencias y tolerancias para aceleradores representativos a título orientativo.

En los apéndices se abordan aspectos funcionales del acelerador lineal y su relación con las pruebas fundamentales del programa de CCAL y se proporciona un ejemplo práctico de CEP aplicado a la variable dosis absorbida por unidad de monitor. Asimismo, se insta a los fabricantes, proveedores de material dosimétrico y gestores a utilizar la guía como referencia para colaborar en el mantenimiento de los equipos al nivel óptimo de calidad y seguridad requeridos.

Palabras clave: Radioterapia, acelerador lineal, control de calidad, análisis de riesgos, control estadístico de procesos.

The main objective of this document has been to establish a guide for the design of the quality control program in linear accelerators (CCAL) with isocentric assembly, incorporating the approaches of statistical process control (CEP) and risk analysis. Throughout the text, it is emphasized that the guide is not prescriptive, and adaptation to the specific needs of each center is encouraged.

A brief description of the recommended tests is presented. A set of fundamental parameters and complementary ones are suggested, taking into account the results obtained from a survey of SEFM members, as well as proposals from other scientific societies, manufacturer comments, and consensus from this working group. Frequency and tolerance recommendations are provided for representative accelerators as a reference.

The appendices address functional aspects of the linear accelerator and its relationship with the fundamental tests of the CCAL program. Additionally, a practical example of CEP applied to the variable of absorbed dose per monitor unit is provided. Manufacturers, dosimetric material suppliers, and managers are also encouraged to use this guide as a reference to collaborate in maintaining equipment at the optimal level of quality and safety required.

Key words: Radiotherapy, linear accelerator, quality control, risk analysis, statistical process control.

*Correspondencia: francoiselliso@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.007>

Agradecimientos

Este grupo de trabajo quiere expresar su agradecimiento a la Junta Directiva de la Sociedad Española de Física Médica por la confianza depositada y el apoyo prestado, así como a la Comisión Científica por la revisión del documento.

El grupo quiere también dar las gracias a los miembros del grupo MARRTA por responder a nuestras dudas sobre la aplicación de esa metodología al control de calidad de aceleradores, y a las empresas Varian y Elekta por su ayuda.

Tabla de contenido

1. Introducción y objetivos	80
1.1. Exposición de motivos.....	80
1.2. Objetivos.....	80
1.3. Revisión bibliográfica y estado de la cuestión.....	80
1.4. Justificación del carácter del documento.....	81
1.5. Estructura de la guía.....	82
2. Análisis de riesgos aplicado al CCAL	83
2.1. Necesidad de utilizar el análisis de riesgos.....	83
2.2. Sistemas de gestión de riesgos.....	83
2.2.1. TG 100.....	83
2.2.2. Matrices de riesgo (MARR/MARRTA).....	84
2.2.3. Comparación MARR/MARRTA - TG 100.....	85
2.3. Postura de este grupo de trabajo.....	85
3. Control estadístico aplicado al CCAL	86
3.1. Aplicación al CCAL.....	86
3.2. Herramientas básicas.....	86
3.2.1. Gráficos de control.....	87
3.3. Necesidad de valorar la herramienta más adecuada para el caso particular.....	88
3.4. Herramientas para CEP.....	88
3.5. Implementación de un programa de CEP.....	88
3.5.1. Pasos a seguir.....	89
3.5.2. Evaluación de la capacidad del proceso.....	89
3.5.3. Seguimiento del estado de control del proceso.....	89
3.6. Ejemplos de aplicación.....	90
4. Resumen de recomendaciones generales	90
5. Pruebas recomendadas para aceleradores convencionales	91
5.1. Consideraciones generales.....	91
5.2. Pruebas dosimétricas.....	92
5.2.1. Constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor.....	92
5.2.2. Constancia del perfil del haz de radiación.....	92
5.2.3. Energía (factor de calidad).....	93
5.2.4. Proporcionalidad del sistema monitor.....	94
5.2.5. Estabilidad de la dosis absorbida por unidad de monitor con el giro del <i>gantry</i>	94

5.2.6. Estabilidad del perfil del haz con el giro del <i>gantry</i>	94
5.2.7. Constancia del sistema monitor con la tasa de dosis	94
5.2.8. Constancia del perfil del haz con la tasa de dosis.....	94
5.2.9. Constancia del factor de cuña y del perfil con cuña	95
5.2.10. Factor de campo.....	95
5.2.11. VMAT.....	95
5.2.12. <i>Gating</i>	96
5.3. Pruebas mecánicas y geométricas	96
5.3.1. Isocentro del haz de radiación para las distintas energías.....	96
5.3.2. Coincidencia del isocentro de radiación con el isocentro del sistema de guiado por imagen	97
5.3.3. Posicionamiento de mordazas.....	97
5.3.4. Alineación de láseres	97
5.3.5. Escalas lineales y angulares de mesa.....	98
5.3.6. Rotación isocéntrica de mesa	98
5.3.7. Escalas angulares de <i>gantry</i> y colimador	98
5.3.8. Coincidencia entre campo luminoso y de radiación.....	98
5.3.9. Indicador luminoso del eje (centrado de retícula)	99
5.3.10. Telémetro.....	99
5.3.11. Horizontalidad de la mesa bajo carga.....	99
5.4. Pruebas del colimador multilámina (MLC).....	99
5.4.1. Exactitud del posicionamiento de las láminas (comprobación rápida).....	99
5.4.2. Exactitud del posicionamiento de las láminas (comprobación exhaustiva).....	99
5.4.3. Constancia de la separación dosimétrica del MLC	100
5.5. Verificación de los sistemas de seguridad.....	100
5.5.1. Pulsadores de parada	100
5.5.2. Monitores audiovisuales	100
5.5.3. Monitor de dosis secundario o de respaldo	100
5.5.4. Sistemas anticolidión	100
5.5.5. Pruebas de seguridad de la puerta de tratamiento	101
5.5.6. Enclavamientos y anclaje de aplicadores.....	101
5.5.7. Sistema auxiliar para bajar la mesa de tratamiento.....	101
5.5.8. Indicadores luminosos/acústicos de radiación	101
5.6. Tolerancias y frecuencias recomendadas	101
6. Perspectivas.....	101
Apéndice A. Recomendaciones para los fabricantes.....	104
A.1. Fabricantes de aceleradores lineales.....	105
A.2. Fabricantes de detectores y equipos de control de calidad.....	105
Apéndice B. Aspectos funcionales del acelerador lineal y relación con las pruebas fundamentales del programa	107
B.1. Cañón de electrones.....	107
B.2. Generador de RF.....	107
B.3. Sistema de control del haz.....	107
B.4. Sistema de deflexión del haz	108

B.5. Cámaras de ionización monitoras	108
B.6. Influencia de los componentes básicos del ALE en las pruebas fundamentales.....	109
B.7. Verificaciones tras intervenciones	109
Apéndice C. Ejemplo de CEP aplicado a la dosis absorbida por unidad de monitor	110
C.1. Cómo calcular los límites de control superior e inferior y hacer un gráfico de control.....	110
Apéndice D. Glosario de términos y abreviaturas	111
Apéndice E. Comparación de recomendaciones sobre CCAL	113

1. Introducción y objetivos

1.1. Exposición de motivos

Transcurridos más de 10 años desde la publicación del protocolo “Control de calidad en aceleradores lineales para uso médico de la SEFM”,¹ era el momento de que la sociedad dispusiese de un documento actualizado, formándose a tal fin, a finales de 2020, el grupo de trabajo sobre control de calidad en aceleradores lineales (GTCCAL).

En esta última década se ha producido un gran desarrollo tecnológico de los aceleradores lineales utilizados en radioterapia, estos han incorporado las modalidades de haces sin filtro aplanador y presentan una gran mejora en sus prestaciones, con una notable precisión geométrica de todos sus elementos, así como estabilidad de su comportamiento tanto mecánico como dosimétrico. De la mano de estos avances, se ha generalizado el uso de técnicas como VMAT, SBRT o SRS, en las que la exigencia del sincronismo entre los diferentes parámetros dosimétricos, mecánicos y del colimador multilámina (MLC) se hace más indispensable si cabe. En este tiempo, en España en particular, se ha uniformizado en gran medida el equipamiento dedicado a la radioterapia externa, y en la actualidad muchos de los servicios están dotados con los aceleradores de última generación de los principales fabricantes, Elekta y Varian.

Una de las consecuencias derivadas de la complejidad creciente del proceso radioterápico es el enorme aumento del número de parámetros a considerar para su control. Se hace necesaria la incorporación de herramientas adecuadas que manejen esta información y permitan conocer en cada momento el comportamiento de todos los elementos. Estas herramientas las proporciona el control estadístico de procesos (CEP) cuya incorporación al control de calidad en aceleradores lineales (CCAL) va a permitir reducir la variabilidad y la mejora continua de la calidad del proceso de verificación.

Otro de los enfoques que es necesario considerar en el control de calidad en radioterapia lo introdujo la AAPM en uno de los documentos que más ha animado a reflexionar sobre los protocolos de garantía y de control de calidad, el TG 100,² publicado en 2016, que indicó la necesidad de utilizar el análisis de riesgos en la gestión de la calidad en radioterapia. Este informe de calidad surgió para ayudar a que los programas de garantía de calidad detectasen formas de mejorar la calidad y la seguridad del proceso radioterápico de manera más eficiente.

1.2. Objetivos

El objetivo principal de este grupo de trabajo ha sido elaborar una guía para el diseño del programa de control de calidad en aceleradores lineales con montaje isocéntrico que incorpore los enfoques del control estadístico de procesos y del análisis de riesgos.

1.3. Revisión bibliográfica y estado de la cuestión

Desde la aparición del protocolo de la SEFM sobre control de calidad en aceleradores lineales se han publicado varios informes y guías por parte de diferentes sociedades científicas.

En 2009, apareció el TG 142³ de la AAPM que era una versión actualizada del TG 40⁴ adecuada a la tecnología del momento e incorporó los nuevos elementos de los que estaban dotados los aceleradores, así como las técnicas utilizadas en la fecha de su publicación. A diferencia del TG 40, el TG 142 propuso una diferenciación de las tolerancias a aplicar en función de la técnica para la que se utilizaba el equipo. En 2018, el TG 265 publicó la guía práctica MPPG 8.a⁵ que ha sido la única recomendación de un grupo de trabajo que ha utilizado para su desarrollo el enfoque del TG 100, proponiendo algunos cambios de frecuencias respecto al TG 142. En octubre de 2023 se publicó una actualización de este documento, la

guía MPPG 8.b,⁶ que indica que el sistema de referencia primario al que referir los parámetros del CCAL, debe ser la información del modelado del acelerador en el sistema de planificación y en la que se modifican ligeramente algunas tolerancias (véase la tabla E.2). En 2021 se publicó el TG 198⁷ con el propósito de aportar ejemplos específicos de cómo realizar las pruebas recomendadas en el TG 142 y estimaciones de los recursos necesarios para completar estas pruebas. Este informe proporciona también ejemplos de formularios de control de calidad.

Otras sociedades de física médica también han actualizado sus anteriores protocolos de CCAL,⁸⁻¹² en particular, las sociedades holandesa y francesa han publicado sendos documentos^{11,12} dedicados específicamente al proceso de VMAT en los que se incluyen las pruebas concretas a aplicar al equipamiento para realizar esta técnica.

Entre todas estas publicaciones se aprecia una notable disparidad en las recomendaciones como puede verse en las Tablas E.1 y E.2 del apéndice E.

En cuanto a artículos científicos dedicados al CCAL, destacan dos publicaciones^{13,14} cuyo objetivo era optimizar el programa de controles tras aplicar la metodología de análisis modal de fallos y efectos (FMEA por sus siglas en inglés), una de las técnicas de análisis de riesgos más utilizada en todos los ámbitos, al conjunto de pruebas del TG 142. En ambos trabajos los autores hacen una serie de adaptaciones del TG 100, se pone de manifiesto la necesidad de disponer de un análisis cuantitativo para una evaluación de riesgos sólida y se concluye que la metodología FMEA resulta una herramienta útil para priorizar las verificaciones.

Respecto a la incorporación del CEP al CCAL hallamos en los trabajos de Pawlicki et al.¹⁵ y Binny et al.¹⁶ ejemplos de uso de esta herramienta para monitorizar la calibración, la simetría y la planitud del haz de fotones y electrones. También encontramos publicaciones en que el CEP se usa para investigar las variaciones de energía en los sistemas de tratamiento de tomoterapia helicoidal¹⁷ así como el rendimiento del colimador multilámina en aceleradores convencionales.¹⁸ Otros trabajos se han ocupado de diferentes aspectos de la garantía de calidad para los tratamientos, en localizaciones como próstata¹⁹⁻²¹ y cabeza y cuello^{22,23} y también para comparar los resultados obtenidos de técnicas como la IMRT o la VMAT.²⁴

Además, las nuevas modalidades de haces incorporadas, las técnicas utilizadas y la disponibilidad de equipamiento como el sistema electrónico de imagen portal o EPID (*Electronic Portal Imaging Device*) en el propio acelerador han propiciado que se revisen también algunas de las definiciones y variables utilizadas para monitorizar el comportamiento del acelerador.²⁵⁻³¹

Cabe mencionar por último que, a la fecha de redacción de la presente guía, se espera la publicación

en España de un nuevo Real Decreto por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia. En este documento podrían incluirse aspectos de control de calidad de aceleradores que difieran de las recomendaciones expresadas por este grupo. Debe quedar claro a los lectores que esta guía se atiene al plano estrictamente científico sin incluir consideraciones de tipo legal.

1.4. Justificación del carácter del documento

Como es conocido, el programa de aseguramiento de la calidad del equipamiento en radioterapia, en particular el de los aceleradores lineales, se apoya en diferentes procesos fundamentales: la aceptación, el establecimiento del estado de referencia inicial (ERI), la puesta en marcha clínica, el programa de control de calidad y el programa de mantenimiento. Esta guía está dedicada únicamente al programa de control de calidad y seguridad de lo que hemos denominado aceleradores convencionales, de montaje isocéntrico y haz extenso.

En este documento no se aborda la aceptación del acelerador, que hoy en día es un proceso regido por un documento de carácter contractual específico propuesto por el fabricante para evidenciar que las características del equipo se corresponden con las especificaciones de compra. Tampoco ha sido objeto del trabajo el reflejar la puesta en marcha clínica del acelerador lineal cuyo procedimiento depende de la propia unidad, del sistema de planificación y de las técnicas concretas que se vayan a implementar. Existen documentos de referencia para este proceso como p.ej. el TG 106 de la AAPM.³²

Por motivos similares, no se recogen los procedimientos concretos para el establecimiento del ERI, conjunto de valores que se suele adquirir coincidiendo con la puesta en marcha de los equipos o tras una intervención mayor, que constituye la línea de base para la comparación de las verificaciones periódicas.

Respecto a los métodos e instrumentos utilizados para el control de calidad (CC), cuya incertidumbre ha de ser adecuada, deben permitir discernir si el parámetro en cuestión ha sufrido una variación significativa o no. Esto es, conocer si el parámetro está dentro de la tolerancia, o si el modelado del equipo en el sistema de planificación sigue siendo válido para las condiciones actuales del acelerador. Se suelen utilizar dispositivos de medida que se pueden denominar secundarios o terciarios que tendrán que ser, además, eficientes para su uso rutinario.

La documentación de los procedimientos empleados en el CC es importante, favorece la sistematización y la eficiencia del desarrollo del programa y reduce los errores humanos e incertidumbres. Igualmente lo es el

registro de los resultados, que debe facilitar el análisis de estos.

Se ha decidido centrar esta guía en el control funcional y de seguridad del acelerador proponiendo para ello un conjunto de parámetros, que denominaremos fundamentales, monitorizados con una frecuencia alta y a los que se aplicará el CEP. Los controles de seguridad del acelerador también son esenciales y preceptivos en toda instalación, aunque no se les aplique un CEP como tal. Además, se propone la realización menos frecuente de otras verificaciones que complementan a las pruebas para el aseguramiento de la calidad del equipo, entre estas se encuentran las pruebas anuales que suponen una auditoria de la puesta en marcha clínica del acelerador. Estos controles, tanto los fundamentales como los complementarios, se referenciarán a los valores obtenidos en el estado de referencia inicial del equipo, momento en el que éste estaba en estado de control.*

Se sugiere a los lectores consultar publicaciones específicas para obtener información sobre las pruebas necesarias en otro tipo de aceleradores, como los de radiocirugía robótica,^{33,34} tomoterapia^{35,36} o aceleradores con resonancia magnética,³⁷ si bien muchas de las pruebas descritas en este documento también son aplicables a estos últimos. Así mismo, para la parte específica de control de calidad de los sistemas de imagen asociados a los aceleradores convencionales se remite al lector a la literatura reciente sobre el tema.³⁸⁻⁴⁰

Dado que es imposible establecer un conjunto de pruebas y periodicidades que resulte adecuado de manera universal, como veremos justificado en el desarrollo del texto, se ha decidido no dar a esta guía un carácter prescriptivo. Cada usuario, utilizando como base este documento, deberá definir su programa de CC atendiendo a las recomendaciones de los fabricantes, la estabilidad observada en las medidas de las diferentes variables y el posible impacto en los tratamientos dependiendo del uso clínico del acelerador. En general, para adaptar las frecuencias a cada escenario concreto, se comenzará con una frecuencia alta, que podrá reducirse cuando el CEP demuestre la estabilidad del comportamiento de la variable en cuestión, evaluando también las consecuencias en casos de variables cuyo fallo comporte una severidad alta. En esta evaluación de variación del perfil de riesgo, debe tenerse en cuenta no solamente el CC del acelerador lineal sino la combinación de todos los métodos de aseguramiento de calidad empleados como por ejemplo las verificaciones de planes.⁴¹

A título orientativo se incluyen unas tablas con recomendaciones de frecuencias y tolerancias, de aplica-

* El ERI del equipo deberá establecerse una vez comprobado mediante control estadístico que el equipo funciona de forma estable (estado de control).

ción a los aceleradores representativos del estado de la tecnología en estos momentos en nuestro país, que-remos recalcar que se trata de unas recomendaciones de mínimos. Los modelos de acelerador que pueden considerarse representativos de sus marcas son el TrueBeam® (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) y el Versa HD™ (Elekta AB, Stockholm, Sweden) según los colaboradores de los fabricantes consultados por el GTCCAL. Para la elaboración de esta propuesta de recomendaciones el grupo se ha basado en el análisis de riesgos apoyado por la encuesta realizada a los socios de la SEFM,⁴² la revisión de las recomendaciones de otras sociedades o publicaciones recientes, y en el consenso entre los miembros del grupo.

Por último, aunque esta guía esté destinada principalmente a los radiofísicos como responsables del control de calidad de los aceleradores, queremos animar a los fabricantes de aceleradores, de material dosimétrico, e incluso a los gestores a que la utilicen como referencia para comprender el uso del equipamiento y las pruebas necesarias para mantener los equipos al nivel mínimo de calidad y seguridad requeridos.

1.5. Estructura de la guía

La estructura de la guía se ha dividido en seis apartados principales incluida la introducción.

El segundo apartado aborda el análisis de riesgos. En él se detalla cuál ha sido la metodología empleada en la valoración y elección de las pruebas para el control de calidad. Al mismo tiempo, se exponen brevemente los resultados y conclusiones obtenidas en la encuesta que se pasó a las unidades de radiofísica.⁴²

El tercero aborda los aspectos del control estadístico aplicado a las pruebas del control de calidad en los aceleradores. En este punto se esbozan las herramientas básicas que se emplean y cómo elegir la más adecuada para la prueba que se está evaluando. También se dan algunas recomendaciones para la implementación de un programa CEP.

En el cuarto apartado se expone un breve resumen de las recomendaciones generales aportadas por este trabajo.

El siguiente apartado de la guía es un análisis pormenorizado de las pruebas recomendadas, con una breve descripción de estas, y una recomendación de las periodicidades de medida junto con tolerancias de acuerdo con la combinación de los resultados extraídos de la encuesta, las propuestas de las sociedades científicas, los comentarios de los fabricantes, y el consenso de este grupo de trabajo.

Finalmente, en el último apartado de la guía se incide en cuáles son las perspectivas de futuro respecto a los controles de calidad en los aceleradores.

A estos puntos principales se le han añadido cinco apéndices (A-E) que vienen a complementar la guía.

En el Apéndice A se exponen una serie de recomendaciones para los fabricantes de aceleradores lineales y para los fabricantes de equipos metrológicos y equipos de CC.

El Apéndice B aborda aspectos funcionales del acelerador lineal y su relación con las pruebas fundamentales del programa de CC.

En el Apéndice C se detalla un ejemplo práctico de CEP aplicado a la variable dosis (absorbida) por unidad de monitor.

Los términos y abreviaturas empleados en la guía se recogen en un glosario en el Apéndice D.

En el último apéndice se muestra, en formato de tabla, una comparación de las recomendaciones sobre el CCAL según los diferentes protocolos internacionales analizados por este grupo y las recomendaciones de esta guía.

2. Análisis de riesgos aplicado al CCAL

2.1. Necesidad de utilizar el análisis de riesgos

Diversos argumentos apoyan la necesidad de utilizar el análisis de riesgos en el diseño de los programas de garantía y control de calidad de aceleradores. A continuación, se recogen algunos de los más relevantes:

- La mayoría de los enfoques tradicionales se basan en programas de verificaciones con periodicidades y tolerancias fijas independientemente de los procesos en los que es utilizado el equipamiento y del estado de este. Esto resta eficacia y eficiencia para mantener el grado de calidad y de seguridad requeridos.
- Dado que muchos de los errores que se dan en radioterapia están relacionados con el uso inadecuado del equipamiento, es necesario que los programas de garantía y control de calidad contemplen todas las interacciones que se producen en los procesos y no solamente las características funcionales de los equipos.
- El incremento del número y complejidad de los métodos de tratamiento ha conllevado un aumento del tiempo que los radiofísicos hospitalarios deben dedicar a la implementación de los programas de control de calidad prescriptivos, pudiendo comprometer incluso el que puedan llevarse a cabo de forma completa y adecuada.
- Los programas de garantía y control de calidad prescriptivos presentan una vigencia limitada ya que la tecnología cambia cada día con mayor velocidad y

las guías se publican tras un consenso entre expertos, habitualmente años después de haberse implementado en la clínica la tecnología a la que hacen referencia.

Estos argumentos llevan a la conclusión de que es necesario priorizar las distintas pruebas en función del impacto clínico que pueda tener una desviación de la variable analizada, teniendo en cuenta la probabilidad de que esto suceda y la severidad de las consecuencias, es decir, atendiendo a una filosofía de análisis de riesgos. En la literatura se han propuesto distintos sistemas para realizar este análisis de manera estructurada.

2.2. Sistemas de gestión de riesgos

Existen diferentes sistemas para la gestión de los riesgos asociados a un proceso, pueden ser tanto reactivos como proactivos. Entre estos últimos, y de aplicación en radioterapia, destacan el introducido por el TG 100 de la AAPM, utilizado también en la guía MPPG 8.a⁵ del TG 265 de la AAPM y las matrices de riesgo (MARR) adoptadas por la IAEA y la SEFM.⁴³ Además, existen unas pocas publicaciones que han abordado la implementación del CCAL en base a los sistemas de gestión de riesgo.^{13,14} Aunque son conocidos, recogemos brevemente los aspectos fundamentales de los dos sistemas principales utilizados en nuestro ámbito a modo de recordatorio.

2.2.1. TG 100

De forma resumida, la metodología que propone el TG 100 consiste en:

- La elaboración de un mapa de procesos y subprocesos en el que se ilustra cómo están interrelacionados los diferentes elementos.
- El Análisis Modal de Fallos y Efectos (AMFE, FMEA en inglés) con el cual se identifican los modos potenciales de fallo para cada paso del proceso considerado, así como las causas de estos modos de fallo y su posible impacto en el desarrollo del proceso. Para cada modo de fallo se obtiene un índice de prioridad, *risk priority number (RPN)*, correspondiente al producto de tres indicadores que toman 10 valores posibles (entre 1 y 10). Estos indicadores se corresponden con la severidad del efecto del modo de fallo (*S*), la probabilidad de ocurrencia de éste (*O*) y la probabilidad de que no sea detectado o detectabilidad (*D*), siendo

$$RPN = S \cdot D \cdot O \quad (1)$$

- La elaboración del árbol de fallos, herramienta que complementa al FMEA, que muestra de una forma visual los fallos y sus causas, permitiendo introducir las medidas de control de calidad necesarias para detectarlos y/o evitarlos.
- El último paso, la determinación de las mejores medidas para evitar o disminuir los riesgos que se han identificado.

Para la estimación del *RPN* el TG 100 asume que no existe programa de garantía de calidad ni de control de calidad, bajo la justificación de que este supuesto es necesario para rediseñar por completo el programa de garantía o de control de calidad. Para identificar aquellos modos de fallo críticos que permitan utilizar los recursos de forma eficiente y eficaz la guía recomienda establecer dos grupos de modos de fallo, por un lado, aquellos con mayor índice *RPN*, por ejemplo, por encima del tercer cuartil, y por otro lado aquellos fallos con mayor severidad ($S > 8$) independientemente de su *RPN*.

Referente a los programas de CCAL, el TG 100 presenta unos supuestos prácticos a modo de guía para establecer la frecuencia y tolerancia óptimas a aplicar a las verificaciones de algunos parámetros de los aceleradores.

Para la constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor se detallan los pasos a seguir basados en supuestos simplificados. Se parte de la definición del objetivo global de la exactitud de la dosis total administrada a un paciente. Se presenta un ejercicio en el que se evalúa el número de fracciones que un tratamiento podría ser administrado con una determinada desviación del valor de referencia frente a la magnitud de esta desviación para no superar el objetivo de desviación establecido. El ejemplo ilustra como son necesarias verificaciones muy frecuentes del parámetro para que el objetivo global se mantenga en tratamientos con un número de fracciones reducido.

Se discuten además las frecuencias adecuadas para otros parámetros. Para los relacionados con la calidad del haz: energía, homogeneidad y simetría, la conclusión del TG 100 es que es más efectivo y eficiente, al tiempo que se verifica el factor de calibración del sistema monitor, adquirir los perfiles mayores obtenidos a poca profundidad y compararlos con los obtenidos en el ERI. Respecto a parámetros geométricos como la posición de las láminas, el informe discute el origen de posibles desviaciones llegando a la conclusión de que una verificación con frecuencia semanal podría conducir al objetivo global de desviación de dosis menor del 5%.

A la luz del TG 100 surgió el TG 265 cuyo objetivo era revisar los protocolos de control de calidad de aceleradores existentes y establecer una guía que permitiera detectar el mayor número de errores posible, publicando la guía práctica MPPG 8.a.⁵ revisada en la MPPG

8.b.⁶ Se usó la metodología FMEA para realizar un análisis de riesgos de las verificaciones incluidas en el TG 142 interpretando la metodología de la forma siguiente:

- El mapa de procesos se correspondía con los controles diarios, mensuales y anuales de los aceleradores.
- Los modos de fallo se asociaron a aquellos parámetros que podían afectar a la colocación del paciente, a la dosis administrada al mismo y a su seguridad.
- Cada parámetro se consideró un potencial modo de fallo, se categorizaron con arreglo a su probabilidad de ocurrencia, severidad y detectabilidad. Se utilizaron los valores de la tabla del TG 100 adaptando ligeramente las definiciones cualitativas de las categorías de severidad y detectabilidad para dotarlas de sentido. Para la ocurrencia se utilizó la experiencia de los participantes, para la detectabilidad se asumió que un parámetro en concreto no se verificaba y se evaluó si se podía detectar el fallo por otros medios. Por último, para la severidad se asumió el valor más probable de desviación (más allá de la tolerancia).
- La categorización final atendió tanto al *RPN* como al consenso en el seno de los miembros del grupo.

Una de las principales limitaciones que se achacan a la propuesta del TG 100 es la falta de datos cuantitativos sobre *O* y *D*, y por tanto la necesidad de acudir al consenso para establecer el índice *RPN*. Esta forma de categorizar hace que de hecho se introduzca indirectamente un factor de naturaleza retrospectiva y a menudo subjetiva ya que interviene la experiencia de las personas que categorizan los modos de fallo.

2.2.2. Matrices de riesgo (MARR/MARRTA)

El proyecto MARR,⁴³ matrices de riesgo en radioterapia, nació en el marco del Foro Sanitario de Protección Radiológica en el Medio Sanitario, foro en el que participó la SEFM. La introducción de este método semicuantitativo viene de la mano del CSN, implicado en la adaptación a la radioterapia de estas metodologías utilizadas en la industria nuclear.

Como base para el desarrollo de MARR se llevó a cabo un análisis probabilístico de seguridad (APS) de los tratamientos de radioterapia utilizando las herramientas de FMEA, árbol de fallos, etc. Se concluyó que el APS, por su complejidad, no podía ser utilizado en la práctica por cada servicio.

La matriz de riesgo es un método dedicado a determinar qué sucesos pueden resultar en un incidente dentro del proceso radioterápico, poniendo de manifiesto cuales son las áreas de mayor riesgo en las que se deben priorizar los esfuerzos. La metodología usada consiste en:

- La descripción del proceso.
- La definición de los daños o consecuencias.
- La identificación de los sucesos iniciadores y sus frecuencias.
- La determinación de las defensas y sus probabilidades de fallo.
- El cálculo del riesgo (R) siendo:

$$R = \text{Frec. fallo} \times \text{Prob. fallo medidas preventivas} \times \text{Magnitud del daño} \quad (2)$$

- Cada variable tiene asociados 4 niveles posibles y los resultados se agrupan también en 4 niveles de riesgo: muy alto, alto, medio y bajo.
- Para evaluar la aceptabilidad de los riesgos obtenidos y las acciones a adoptar se lleva a cabo un segundo análisis: en primer lugar, los sucesos de riesgo muy alto y alto; a continuación, los sucesos de riesgo medio y severidad alta o muy alta.

Tras el proyecto MARR, el grupo del proyecto MARRTA ha desarrollado en los últimos años un modelo y un software para la aplicación de matrices de riesgos en técnicas avanzadas en radioterapia.

2.2.3. Comparación MARR/MARRTA - TG 100

En cierta forma ambos enfoques utilizan como base las herramientas como FMEA, árbol de fallos, etc. En el enfoque TG 100 se asignan valores numéricos a las variables (O , D y S) y el índice de riesgo se obtiene multiplicándolas, mientras que en MARR/MARRTA las variables análogas se clasifican por niveles y se combinan mediante reglas cualitativas para obtener el nivel de riesgo. MARR/MARRTA incluye de forma explícita la presencia de defensas en la evaluación del riesgo, a diferencia del TG 100.

De ninguno de estos dos enfoques, el TG 100 y el proyecto MARR/MARRTA, se han derivado unas recomendaciones concretas para el establecimiento del control de calidad de los equipos, sino que queda a criterio de los usuarios el establecimiento del programa necesario de acuerdo con su equipamiento y con las técnicas a las que este se destine.

2.3. Postura de este grupo de trabajo

En la actualidad, es evidente que los programas de garantía de calidad en radioterapia deben incluir un enfoque prospectivo y utilizar una metodología que se apoye en el análisis de riesgos aplicada a cada centro de forma específica. Así, parece razonable que, en particular, los programas de control de calidad de los aceleradores también adopten esta base, pero esta no

es una labor sencilla para llevar a cabo en el ámbito de los servicios y unidades de radiofísica.

Queremos reseñar los motivos por los que este grupo no ha utilizado estrictamente la metodología propuesta por MARR/MARRTA. Conceptualmente, MARR/MARRTA contempla los controles periódicos de los equipos como defensas, para nuestro propósito se podría haber considerado la no realización de cada uno de estos controles y ver la modificación del perfil de riesgo del proceso ante los sucesos iniciadores derivados de desviaciones de los diferentes parámetros dosimétricos, geométricos o de seguridades, pero para ello se ha de partir de un programa de controles periódicos concreto. Otro de los motivos ha sido el que la severidad de las consecuencias derivadas de los fallos que pueden ser detectados por los programas de control de calidad es notablemente menor que las de los fallos ocurridos en otras fases del proceso radioterápico, por lo que no se podría utilizar directamente la escala establecida por MARR/MARRTA.

Para enfrentarse a la tarea encomendada por la SEFM este grupo de trabajo propuso una encuesta a los servicios y unidades de radiofísica con objeto de obtener una orientación, una referencia contra la que calibrar sus propias valoraciones de riesgo. Para ello, se consultó sobre los modos de control, periodicidad, niveles de acción y las características de riesgo (O , S y D) para diez variables de control de amplia aceptación de uso muy extendido y se incluyó también una pregunta para que se evaluara la prioridad de otros 29 indicadores habituales.

Para evaluar la importancia de cada parámetro, el grupo apostó en un primer intento por la utilización de una metodología cuantitativa que pudiera implementarse de forma sencilla sin necesidad de un software específico y que permitiera la comparación directa con los resultados publicados en la literatura sobre control de calidad de aceleradores. Lo cierto es que tanto el análisis de los resultados de la encuesta a los socios como la evaluación interna de los índices de prioridad de riesgo por parte del grupo han puesto de manifiesto que la categorización de las verificaciones comprendidas en el CCAL no es trivial. Con los datos de que disponen los servicios y unidades de radiofísica sobre las frecuencias de fallo, las consecuencias que una determinada desviación podría tener en la calidad o seguridad y la probabilidad de no detección de un determinado fallo, el análisis de riesgos no es suficiente para establecer un programa de control de calidad en aceleradores lineales.

Una de las conclusiones principales obtenidas de la variabilidad de los resultados de la encuesta⁴² es la dificultad que entraña proponer unas recomendaciones que sean adecuadas para todas las situaciones y equipos, por lo que este grupo entiende que cada usuario deberá establecer sus propios valores de frecuencias

y tolerancias. Con objeto de proporcionar al menos unas recomendaciones actualizadas sobre el contenido mínimo esencial de un programa de control de calidad tipo se han elegido unos escenarios representativos de equipamiento y técnicas de tratamiento en el momento actual en nuestro país, y en el apartado 5 se sugerirán algunos valores a título orientativo que podrán servir como punto de partida.

3. Control estadístico aplicado al CCAL

3.1. Aplicación al CCAL

Tradicionalmente, en los protocolos publicados sobre control de calidad en aceleradores,^{1,3} el papel principal del radiofísico consistía en verificar que los valores de un determinado parámetro se encontraran dentro de los límites establecidos por el mismo documento.

En esta guía se propone el uso del CEP como una herramienta fundamental para el control y la mejora continua de la funcionalidad del acelerador, que permitirá monitorizar las variables significativas del proceso, detectar desviaciones y anticipar así posibles problemas, ayudando en la toma de decisiones.^{15,44}

La clave de cualquier control de calidad reside en saber diferenciar cuando la variación de un proceso es debida a causas comunes y cuando dicha variación se puede asignar a una causa particular y, por tanto, es posible corregirla. Además de las fuentes de variabilidad asociadas al acelerador se deben tener en cuenta tanto las que provienen del equipamiento de medida como las debidas a cualquier factor humano. Para ambos casos, existe una variabilidad propia inherente asociada al equipamiento de medida, así como a la persona que realiza la misma; reducir el impacto de dicha variabilidad (por ejemplo, cambiando dicho equipamiento) tendrá una consecuencia directa sobre la mejora del control de calidad. Si la incertidumbre asociada al equipamiento de medida es demasiado grande, la variabilidad observada que tenga la variable que se mide con dicho equipamiento puede comprometer el control de calidad, al provocar la observación de valores que se encuentren fuera de las especificaciones o tolerancias asignadas.

El CEP tiene sentido en una cultura de la calidad, si se encamina a la identificación, aprendizaje, adaptación e incorporación de las mejores prácticas disponibles:

- Cuando se tiene la necesidad de mejorar a través del perfeccionamiento de determinados procesos clave sean de producción técnica o de atención.

- Cuando se requiere alcanzar ciertos estándares que obligan un nivel de mayor exigencia en materia de calidad de la atención y seguridad intrahospitalaria.
- Cuando es necesario compararnos con un nivel de mucha mayor exigencia en materia de calidad y/o desempeño.

El CEP no es una “receta de cocina” que brinde resultados automáticamente y por igual para todos. La elección de la mejor herramienta disponible dependerá de la total claridad del objetivo que se persigue y los recursos disponibles. En la publicación de Ravendraan et al.⁴⁵ encontramos una revisión de la utilización del CEP en control de calidad en radioterapia y las principales herramientas utilizadas en cada aplicación.

3.2. Herramientas básicas

Las variables de un proceso, que caracterizan su estado funcional (por ejemplo, las de un acelerador), no son constantes y presentan variabilidad. Detectar las causas especiales de variación nos ayuda a identificar si algo fuera de lo normal está pasando y poder reaccionar ante ello sin que se convierta en un problema mayor. Un proceso estará bajo control cuando la variación observada sea la esperada (debida a causas comunes o aceptadas de variabilidad) y no se atribuya a la acción de ninguna causa particular, estando tanto la media como la desviación típica de la muestra dentro de los límites esperados.

Para saber si un proceso permanece en estado de control, el usuario determinará unos límites, que se llamarán límites de control, dentro de los cuales debe encontrarse el valor del parámetro para el que se realiza la medida. Los límites de control especifican el rango dentro del cual consideramos que el proceso se mantiene inalterado, fluctuando simplemente como consecuencia de la variabilidad esperada del propio proceso.

Los límites de control superior e inferior se calculan principalmente en función de la desviación estándar y la media del proceso. Sin embargo, los métodos específicos y los valores utilizados pueden variar según el tipo de gráfico de control y los objetivos de control de calidad (véase el apéndice C para un ejemplo particular).

Aparte de los límites de control, hay que tener en cuenta otro tipo de límites: la tolerancia. La tolerancia se define como la desviación máxima admisible, a partir de la cual se requiere una acción correctiva. La importancia de la tolerancia reside en que normalmente está asociada con un probable impacto clínico. La tolerancia se puede establecer de manera universal, obteniéndose bien de la evidencia publicada en las

guías y protocolos bien de las necesidades establecidas en la legislación de cada país. Cuando el valor de la tolerancia no ha sido establecido en las recomendaciones o guías siempre se puede estimar localmente apoyándose en la experiencia propia de cada centro.

Las denominaciones introducidas en esta guía no coinciden con la terminología que se encuentra en algunas publicaciones sobre control de calidad en radioterapia; en las que se llama a veces *tolerancia* a los límites de control –véase, por ejemplo, el TG 218 de la AAPM⁴⁶– y *nivel de acción* a lo que aquí nosotros llamamos tolerancia, ajustándonos a la terminología más habitual en el CEP.⁴⁷

Además, el control estadístico de procesos nos da una idea de la capacidad de cada proceso concreto, definida como la aptitud de ese proceso para respetar la tolerancia establecida.

En el supuesto de que la anchura del intervalo de tolerancia sea menor que el de los límites de control, nuestro control estadístico, aun siendo capaz de controlar adecuadamente el proceso, producirá de manera natural valores fuera de las especificaciones o tolerancias. Por tanto, será necesario determinar si esta variabilidad corresponde al comportamiento del acelerador o está asociada al proceso de medida, en cuyo caso necesitará ser modificado (por ejemplo, cambiando el equipo de medida, entrenando al personal adecuadamente, redefiniendo el proceso de adquisición de los valores, etc.).

3.2.1. Gráficos de control

Una de las herramientas habituales del CEP es el gráfico de control, una representación gráfica de ciertas estadísticas descriptivas para mediciones cuantitativas específicas del proceso en cuestión; sirve, además, para identificar variaciones aleatorias y sistemáticas basadas en la media del proceso y permite observar tendencias indicativas de cómo pueden variar los datos en cada período evaluado. Estas estadísticas descriptivas se muestran en el gráfico de control en comparación con sus distribuciones de muestreo "bajo control". Un límite de control superior (LCS) e inferior (LCI) en un gráfico de control derivado de CEP muestran el rango del proceso calculado en base a la variabilidad del conjunto de medidas (en gráficos de medias) o de muestras aisladas (en un muestreo único), las medidas fuera de estos límites indican que el proceso está fuera de control (véase la Figura 1). En el apéndice C se muestra el cálculo de los límites de control para un caso particular.

Los gráficos de control indican visualmente si un proceso está o no bajo control. La elección de un tipo incorrecto de gráfico de control puede resultar en falsos negativos porque el gráfico puede no ser lo suficientemente sensible para el proceso en cuestión. Es por ello por lo que la selección de un gráfico de control apropiado es muy importante; de lo contrario, se pueden obtener límites de control inexactos para los datos.

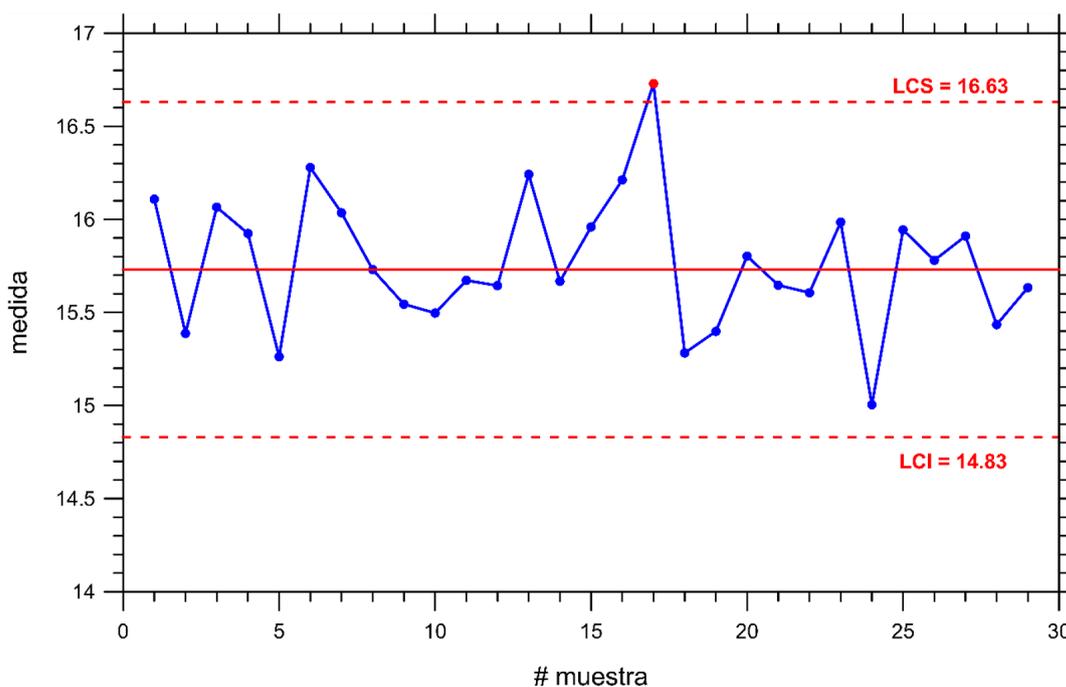


Fig. 1. Ejemplo de un gráfico de control y límites de control superior e inferior.

Existen diferentes tipos de gráficos de control⁴⁸ y la selección del más adecuado depende del tipo de datos.

Normalmente se componen de una línea central que representa el valor medio de una variable y de dos líneas adicionales, una superior y otra inferior, que dan cuenta de los límites de control. En términos generales, cuando se obtienen valores que están fuera de los límites de control del gráfico, se considera que la variabilidad del proceso es debida a una causa asignable.

3.3. Necesidad de valorar la herramienta más adecuada para el caso particular

El CEP es una herramienta analítica poderosa para tomar decisiones, monitorizar procesos, lograr estabilidad y reducir variabilidad. Entre los usos más comunes se puede encontrar la monitorización de los resultados del control de calidad del equipamiento,^{18,20,50,51} así como la de los resultados del control de calidad específico del paciente.^{21,24,52-56} Por otro lado, para el control de pacientes en el área clínica, el CEP posibilita rastrear cambios en la reproducibilidad del posicionamiento del paciente y además, distinguir entre cambios aleatorios o sistemáticos,^{17,22,57-60} permitiendo identificar la causa principal de estos cambios para eliminarla o prevenir dichos errores.

Para el control de calidad de los aceleradores son de interés aquellos gráficos de control que permitan monitorizar, de manera eficaz, el valor y la variación de los parámetros que hemos seleccionado para analizar el correcto funcionamiento de nuestro acelerador. Cada valor medido puede estar sometido tanto a variaciones temporales bruscas (por ejemplo, un cambio repentino del 2% en la dosis), como a variaciones más lentas y menos apreciables de un día para otro (ese mismo cambio del 2%, pero a lo largo de 6 meses). Sin pretender ser exhaustivos, en esta guía, proponemos tres tipos de gráficos de control que permiten controlar el proceso, dos de ellos centrados en el análisis de variaciones más bruscas y, un tercero, disponible para analizar las variaciones más lentas y progresivas.

- Gráfico de medias (gráfica \bar{X}): pone en evidencia las derivas rápidas entre el valor esperado y el valor medido.
- Gráfico de rangos (gráfica R): al igual que el anterior, sirve para analizar los cambios bruscos de valor, midiendo la diferencia entre los valores de medidas consecutivas. Permite una valoración de la dispersión del proceso.
- Gráfico de media móvil de ponderación exponencial (EWMA, por sus siglas en inglés): este gráfico lo utilizamos para detectar pequeñas variaciones en la media del proceso, minimizando la influencia que puedan tener los cambios bruscos de valores.

Para aquellos casos en los que las medidas se realizan de manera individual y no en forma de subgrupos, la gráfica \bar{X} y gráfica- R se suelen combinar en el gráfico de Shewart individual (gráfica- I). En el Apéndice C se presenta un ejemplo de aplicación de la gráfica- I para la variación de la dosis por unidad de monitor.

Las fórmulas matemáticas utilizadas para crear las gráficas de control asumen que la distribución de valores sigue una distribución gaussiana (normal). La normalidad de los datos puede verificarse mediante test estadísticos adaptados para tal finalidad, como pueden ser los de Shapiro-Wilk o Kolmogorov-Smirnov. Cuanto más se alejen los datos de la normalidad, menos precisas serán las conclusiones que podamos extraer del análisis de estas gráficas. Para aquellos casos en los que la distribución se aleje mucho de una distribución normal, se recomienda realizar una transformación de los datos para obtener una distribución normal.

3.4. Herramientas para CEP

Hoy en día no existe, que conozcamos, ningún sistema integrado que permita realizar el CEP en una unidad o servicio de radiofísica, y, por tanto, los datos deben ser exportados y analizados de manera independiente en otro software distinto al de la recogida de medidas.

La mayoría de las herramientas de análisis de CEP se pueden implementar mediante programación muy básica o mediante el uso de hojas de cálculo. No obstante, lo deseable sería la incorporación de herramientas de CEP a los softwares comerciales para su uso en radioterapia.

3.5. Implementación de un programa de CEP

La puesta en marcha de un programa de control estadístico para un proceso implica dos etapas:

- En la 1ª etapa se recogen medidas durante un período de tiempo con el proceso controlado. En esta etapa se establece tanto la media del proceso como sus límites de control.
- En la 2ª etapa, si el proceso está ajustado, las nuevas observaciones que van surgiendo del proceso se representan y se controlan verificando que estén dentro de los límites de control y no produzcan patrones no aleatorios (por ejemplo, siete medidas seguidas por debajo de la media). El control estadístico de procesos a través de sus herramientas de control no sólo evalúa, sino que también proporciona una advertencia a tiempo sobre los problemas que pueden llegar a tener una gran repercusión.

3.5.1. Pasos a seguir

Para llevar a cabo un control estadístico de procesos se debe:

1. Identificar el proceso que se quiere estudiar, por ejemplo, el indicador de la dosis por unidad de monitor para una energía, el valor gamma de verificaciones dosimétricas, etc.
2. Determinar los atributos de medida del proceso: ¿qué datos son necesarios para llevar a cabo el estudio? Por ejemplo, en el caso del indicador de la dosis por unidad de monitor, sería necesario recoger los datos de las medidas diarias de esa energía.
3. Determinar el tipo de muestreo a realizar: frecuencias, muestra aislada, media...
4. Determinar el método de medida de los atributos escogidos: hay que tener en cuenta la variación en los resultados de la medida debido al equipo utilizado.
5. Recopilar los datos y trazar el gráfico CEP: seleccionar un gráfico de control en base al tipo de datos que tenemos. Por ejemplo, para el indicador de la dosis por unidad de monitor se seleccionaría un gráfico de medias móviles o de muestras aisladas. Analizar la variación natural de los atributos y calcular los límites de control.
6. Monitorizar la variación del proceso: mediante el gráfico de control analizar si algún punto está fuera del control y el patrón que siguen los datos. Identificar las posibles causas asignables y abordar el problema.

3.5.2. Evaluación de la capacidad del proceso

En lo que sigue se explica cómo medir la capacidad de un proceso. La pregunta que se quiere responder es la siguiente: ¿es el proceso apto para producir resultados dentro del intervalo de los límites de tolerancia establecidos? Se utilizarán para ello tres indicadores de capacidad: C_p , C_{pk} y C_{pm} (supondremos que el proceso sigue una distribución normal). El indicador C_p evalúa si la dispersión del proceso se encuentra dentro de los límites de tolerancia especificados, C_{pk} informa también sobre si el proceso está o no centrado y C_{pm} tiene en cuenta, además, la proximidad al valor objetivo.

$$C_p = \frac{TS - TI}{6\sigma} \tag{3}$$

$$C_{pk} = \text{Min} \left\{ \frac{(TS - \mu)}{3\sigma}, \frac{(\mu - TI)}{3\sigma} \right\} \tag{4}$$

$$C_{pm} = C_p / \sqrt{1 + \left(\frac{\mu - T}{\sigma} \right)^2} \tag{5}$$

siendo μ la media poblacional, σ la desviación típica, TS y TI los valores de tolerancia superior e inferior respectivamente y T es el valor objetivo.

Para un valor $C_p = 1$ (la dispersión es idéntica a los límites de tolerancia) y $C_{pk} < 1$ (el proceso está descentrado), tendremos una situación en la que, de manera natural, se obtendrán valores fuera de los límites de tolerancia. El indicador C_{pm} , además, tiene en cuenta si la media de los valores está o no alejada del valor objetivo; es decir, para situaciones en las que tengamos $C_p > 1$ y $C_{pk} > 1$, pero con un $C_{pm} < 1$, no necesariamente se observarían valores fuera de los límites de tolerancia, pero la media estará sistemáticamente alejada del valor objetivo.

Se considera que un proceso es capaz cuando estos tres valores estén por encima de 1 (en ese caso se esperaría que menos del 0.27 % de los valores estén fuera de la tolerancia).

3.5.3. Seguimiento del estado de control del proceso

Una vez que está asegurado que el proceso es capaz, se establecerán los gráficos de control que permitirán seguir el comportamiento de uno o varios indicadores a lo largo del tiempo. Estos gráficos se construyen con una línea central y dos límites de control calculados como se ha indicado en el subapartado 3.2.1. La indicación más clara de que el proceso está fuera de control es que alguno de los puntos

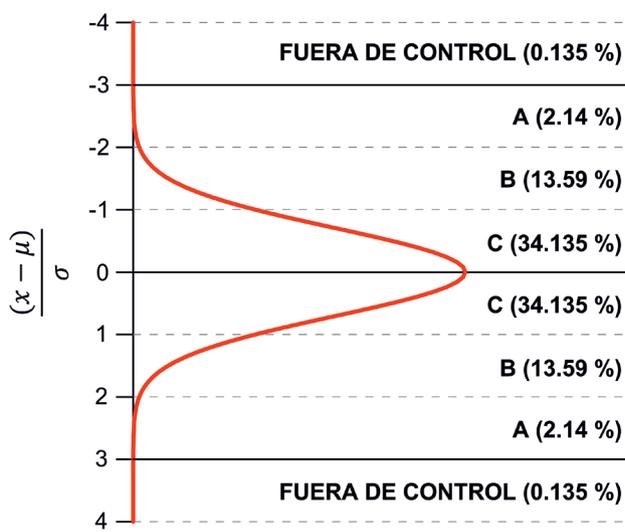


Fig. 2. Distribución de los puntos procedentes de una distribución normal.

esté fuera de los límites. Además, el aspecto de los gráficos puede indicar anomalías en el proceso. Si se divide el gráfico en zonas A, B y C (véase la Fig. 2), el porcentaje de puntos contenidos en cada una de ellas deberá acercarse sensiblemente al área relativa de la campana de Gauss cubierta por cada una de ellas.

En la Tabla 1 se incluyen algunas reglas utilizadas frecuentemente para analizar el gráfico de medias y establecer si el proceso se encuentra fuera de control. En la columna de la derecha se indica la probabilidad de que se diera esta circunstancia en el caso de un proceso normal, centrado (lo que daría lugar a una decisión errónea).

3.6. Ejemplos de aplicación

Estos son algunos de los ejemplos de publicaciones sobre aplicación del CEP en el ámbito de la radioterapia:

- Control estadístico para control de calidad (artículo seminal de Pawlicki et. al).¹⁵
- Monitorización de haces de electrones usando CEP.^{50,51}

- Evaluación del comportamiento de un MLC mediante CEP.⁶¹
- Control estadístico de procesos en la verificación dosimétrica de la IMRT.^{21,46}
- Monitorización de los cambios anatómicos de pacientes usando CEP.²³
- Monitorización de la estabilidad del proceso de colocación de pacientes en un tratamiento de radioterapia.⁵⁹

4. Resumen de recomendaciones generales

1. Equipamiento utilizado en el programa de CCAL

- a. El equipamiento utilizado debe poder detectar variaciones significativas de los diferentes parámetros objeto del programa. La incertidumbre de la medida, combinación de la incertidumbre del equipamiento y del método de medida, debe ser apropiada.
- b. Se debe conocer el funcionamiento tanto del equipamiento dosimétrico como de los programas de análisis asociados, en particular sus limitaciones.

Tabla 1. Reglas utilizadas para analizar el gráfico de medias y establecer si el proceso se encuentra o no fuera de control.

Descripción de la regla	Probabilidad
Un punto está fuera de los límites de control.	0.27%
De tres puntos consecutivos, dos o más están en la misma zona A.	0.15%
Dos puntos consecutivos están en la misma zona A.	0.05%
Racha de cinco puntos en la que cuatro están en la misma zona A o B.	0.27%
Racha de cuatro puntos consecutivos que están en la misma zona A o B.	0.06%
Racha de siete puntos consecutivos por encima de la línea central.	0.78%
Racha de seis puntos consecutivos por encima de la línea central.	1.56%
Racha de ocho puntos consecutivos por encima de la línea central.	0.39%
Racha de seis puntos consecutivos se presentan de manera monótona creciente.	0.14%
De diez puntos consecutivos, existe una racha de 8 que se presentan de manera monótona creciente.	0.07%
De nueve puntos consecutivos, existe una racha de 8 que se presentan de manera monótona creciente.	0.02%
De nueve puntos consecutivos, existe una racha de 7 que se presentan de manera monótona creciente.	0.42%
Dados dos puntos consecutivos, el segundo está al menos cuatro desviaciones típicas por encima del primero (por ejemplo, el primero está en la zona A inferior y el segundo en la B o A superior).	0.23%
Racha de quince puntos en la zona C.	0.30%

- c. Es frecuente el uso de más de un equipo para la verificación de un mismo parámetro, por lo que se deberá establecer la correlación adecuada entre todo el equipamiento utilizado.
- d. Existen algunas herramientas específicas de control de calidad propias del fabricante del acelerador que presentan la ventaja de monitorizar un gran número de parámetros fundamentales de forma muy eficiente. Cuando se utilicen estas herramientas su funcionamiento ha de ser bien conocido y sus resultados se deben haber trazado mediante sistemas independientes previamente a su uso.

2. Control estadístico del proceso

- a. Es aconsejable tener un sistema de registro unificado de todos los resultados del CCAL que esté lo más automatizado posible.
- b. Debe realizarse un seguimiento del programa de CCAL mediante el control estadístico de procesos. Esto permitirá asegurar que los límites de control están por debajo de las tolerancias impuestas y evidenciar tendencias temporales de las variaciones o valores anómalos fuera de los límites de control.

3. Análisis de riesgos

Cuando sea necesario introducir una modificación en el programa de CC establecido, es aconsejable hacer una evaluación de la variación del perfil de riesgo que esta supone para el proceso, principalmente el posible incremento de la no detectabilidad de algún modo de fallo.

4. Frecuencia de las verificaciones

En general, deberá elegirse la frecuencia de verificación mayor del rango recomendado. Esta se podrá reducir atendiendo a la estabilidad observada en las medidas de cada variable, la detectabilidad por medio de otros métodos y el posible impacto en los tratamientos dependiendo del uso clínico del acelerador.

5. Pruebas recomendadas para aceleradores convencionales

5.1. Consideraciones generales

Aunque los principios expuestos en los apartados anteriores son aplicables a cualquier acelerador de uso clínico, este apartado se centra en las pruebas

recomendadas para aceleradores lineales convencionales. La descripción de las pruebas se ha dividido en cuatro bloques para facilitar la consulta: dosimétricas (sistema monitor y dosimetría relativa), geométricas (características mecánicas y geometría del haz de radiación), MLC y sistemas de seguridad. Para el control de los sistemas de imagen asociados al acelerador se remite al lector a la literatura reciente sobre el tema,³⁸⁻⁴⁰ asumiendo que, si se utilizan como sistema de medida para algunas de las pruebas aquí descritas, deben haberse verificado las escalas y otras características de la imagen que puedan influir en el resultado de estas medidas.

En aceleradores que puedan producir haces de fotones con y sin filtro aplanador, cuando se indique que un parámetro debe verificarse para las distintas energías, a efectos de control de calidad se considerará que los haces sin filtro tienen energía distinta de los haces con filtro aunque tengan el mismo megavoltaje nominal o incluso el mismo índice de calidad, ya que algunos parámetros dosimétricos y geométricos pueden ser correctos en el haz filtrado y no serlo en el haz sin filtro, o viceversa.

Las frecuencias de verificación indicadas son orientativas y deben considerarse tan solo como punto de partida para el establecimiento de los programas de control de calidad, ya que es imposible establecer un conjunto de pruebas y periodicidades que resulte adecuado de manera universal. Deberán adaptarse atendiendo a las recomendaciones de los fabricantes, la estabilidad observada en las medidas de cada variable y el posible impacto en los tratamientos dependiendo del uso clínico del acelerador. Por este motivo, en algunas pruebas no se ha recomendado una frecuencia concreta, sino el rango en el que debería estar a criterio del grupo de trabajo, estableciendo tres niveles que denominaremos pruebas fundamentales o de frecuencia alta (diaria-semanal), pruebas complementarias de frecuencia intermedia (mensual-trimestral) y baja (semestral-anual). En el apartado 5.6 se resumen en forma de tabla las frecuencias de verificación y tolerancias recomendadas para cada prueba.

De acuerdo con lo expuesto en el apartado 3, en esta guía las tolerancias se entienden como requisitos mínimos deseables, pero en muchos casos será posible (y en tal caso preferible) mantener las desviaciones entre límites de control más estrechos, establecidos localmente sobre una base estadística. Si se supera la tolerancia, la desviación debería investigarse de forma inmediata y, en caso de confirmarse, emprender acciones correctivas o valorar restricciones de uso del equipo en función del posible impacto clínico. No es objeto de esta guía pormenorizar qué acciones correctivas concretas adoptar.

5.2. Pruebas dosimétricas

5.2.1. Constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor[†]

El objetivo de la prueba es verificar la constancia de la dosis por unidad de monitor (dosis/UM) en el centro del haz en unas condiciones de irradiación fijas. Se recomienda medir diariamente al ser una de las variables con mayor índice de prioridad en los análisis de riesgo aplicados al control de calidad de aceleradores^{5,13,14} y hacer control estadístico de las medidas diarias.

En aceleradores multienergéticos inicialmente es recomendable medir cada día todas las energías, y una vez se tengan suficientes datos para evaluar la estabilidad de esta variable podría considerarse reducir la frecuencia, por ejemplo, verificando diariamente aquellas energías que vayan a utilizarse ese día, y el resto como mínimo una vez por semana. Esta estrategia debe venir avalada por un análisis de riesgos "in situ" que indique que es aceptable teniendo en cuenta tanto la ocurrencia del posible fallo como la severidad. Para estas verificaciones de frecuencia alta se usará preferentemente un equipo que permita medir de forma simultánea otras características del haz, y periódicamente se debe verificar de manera independiente con otro equipo, con una frecuencia entre mensual y trimestral dependiendo de la estabilidad observada en las medidas más frecuentes. La dosis absorbida en agua en condiciones de referencia se verificará utilizando el conjunto cámara-electrómetro con mejor calidad metrológica disponible con frecuencia semestral-anual.

5.2.2. Constancia del perfil del haz de radiación

El objetivo será garantizar que los perfiles de dosis (razón de dosis fuera de eje) no cambian respecto a los que sirvieron de base para modelar los haces en el sistema de planificación de tratamientos. Se recomienda medir diariamente junto con la constancia de dosis/UM para un campo de aproximadamente 20 cm × 20 cm (o el mayor disponible en caso de no poder alcanzar ese tamaño) y hacer control estadístico.

Inicialmente es recomendable medir diariamente para todas las energías, y una vez se tengan datos para evaluar la estabilidad de los resultados podría considerarse reducir la frecuencia alternando energías cada día, verificando cada una como mínimo una vez por semana, siempre que, como hemos indicado en el

[†] En ocasiones se denomina factor de salida, pero este grupo no aconseja esa denominación porque podría confundirse con *output factor*, que en inglés tiene otro significado y sería equivalente al factor de campo empleado en español.

apartado anterior, un análisis de riesgos indique que esta estrategia es aceptable. Para estas verificaciones de alta frecuencia es suficiente medir en el centro del campo y en cuatro puntos simétricos respecto al centro situados en cada uno de los semiejes principales en posiciones que coincidan aproximadamente con el 80% del tamaño de campo. Periódicamente se medirá de forma independiente con otro equipo y con resolución suficiente para poder detectar diferencias en la zona de penumbra o en el centrado del haz, con frecuencia entre mensual y trimestral dependiendo de la estabilidad observada y de la resolución que permita el equipo diario. Anualmente se recomienda una medida de perfiles en agua para varios tamaños de campo cubriendo el rango de uso clínico.

Tradicionalmente la constancia del perfil se ha evaluado principalmente mediante la simetría y el *flatness* (uniformidad, homogeneidad, o planitud). Estos parámetros son apropiados para las pruebas de aceptación, pero tienen algunos inconvenientes como variables de control de calidad, por lo que varias sociedades científicas^{3,5,7,8,10} proponen en su lugar evaluar la desviación del perfil en posiciones fijas, comparando con el valor del perfil de referencia en los mismos puntos. Algunas razones que motivan este cambio son las siguientes:

- La uniformidad y la simetría no tienen significado clínico y no dan información directa sobre la diferencia entre dosis administrada y planificada ni siquiera para campos simples.
- La existencia de múltiples definiciones de uniformidad y simetría es una fuente potencial de confusión y dificulta la comparación de resultados entre distintos centros y aceleradores.
- Algunas definiciones de simetría no informan sobre el sentido de la asimetría, pudiendo ocultar ciertas desviaciones en los gráficos de control.
- Los cambios de simetría pueden afectar a la uniformidad definida a partir de la dosis máxima y mínima dentro de la zona interna del haz, por lo que estas dos variables no dan información totalmente independiente. Además, en haces con filtro aplanador, la uniformidad definida de ese modo no tiene una correlación robusta con los cambios simétricos en la altura de los hombros del perfil, ya que dependiendo de la profundidad de medida puede aumentar o disminuir como respuesta a un mismo cambio en el haz²⁵ y por tanto también puede ser insensible a estos cambios a profundidades intermedias.

Este grupo secunda la recomendación de evaluar la constancia del perfil preferentemente mediante las desviaciones de la razón de dosis fuera de eje (dosis normalizada al centro del campo) respecto al perfil de

referencia, en una serie de posiciones fijas. Para el control estadístico de las medidas más frecuentes se recomienda usar cuatro puntos simétricos respecto al centro situados aproximadamente en el 80% del tamaño del campo en los ejes longitudinal y transversal,[‡] teniendo por tanto dos variables de control por cada eje.

No obstante, si el equipamiento de medida no facilita estas desviaciones, es aceptable controlar la constancia del perfil mediante la uniformidad y simetría. En ese caso:

- Si el *software* lo permite, debe usarse una definición de simetría que informe sobre el sentido de la asimetría mediante un signo.
- Si el *software* lo permite, es preferible utilizar como parámetro de uniformidad el promedio de las razones de dosis fuera de eje a cierta distancia del centro, p. ej. en puntos situados en el 80% del tamaño de campo en los ejes principales,²⁵ o el equivalente en los ejes diagonales, denominado *diagonal normalized flatness*.²⁹ Comparados con definiciones clásicas de uniformidad, estos parámetros son más independientes de la simetría y en haces de fotones sus variaciones están mejor correlacionadas con las variaciones de energía.
- Independientemente del parámetro que se utilice para controlar la uniformidad, debe evaluarse su variación respecto al valor de referencia. Al evaluarlo de forma relativa no es imprescindible utilizar parámetros distintos para haces con y sin filtro.

En medidas con equipos de alta resolución espacial en las que se obtenga un perfil completo incluyendo zona de penumbra y especialmente en campos pequeños, la comparación con el perfil de referencia podrá hacerse mediante índice gamma unidimensional, con tolerancias que sean coherentes con las aceptadas para el control de calidad del planificador.

Al medir el perfil con una matriz de detectores acumulando la dosis para cierto número de unidades de monitor, se obtiene un perfil promediado en el tiempo, pero algunos problemas relacionados con las cámaras de ionización del acelerador o con el sistema de centrado del haz de electrones pueden hacer que el perfil instantáneo no sea constante, presentando desviaciones importantes durante los primeros segundos de irradiación o en forma de oscilaciones mantenidas en el tiempo. Estas desviaciones podrían no detectarse en una medida de dosis acumulada si el tiempo de integración es suficientemente largo, por lo

[‡] Se recomienda el 80% del tamaño de campo para las posiciones de control por motivos de estandarización, pero si el equipamiento no lo permite, pueden ser aceptables otras posiciones entre el 60% y el 90% del tamaño de campo. Así mismo, si hay varios detectores en este rango, se puede usar como variable de control la desviación máxima en cada semieje.

que para las energías que se utilicen en tratamientos modulados es preferible utilizar un número de UM que dé lugar a un disparo cuya duración no supere unos 10-15 segundos. Así mismo, es aconsejable verificar periódicamente el perfil en tiempo real si se dispone de equipamiento que permita muestrearlo de forma continua durante la irradiación, o alternativamente medir el perfil acumulado para distintas UM. Una falta de repetibilidad en las medidas rutinarias de constancia del perfil también podría ser un síntoma de este tipo de problemas.

5.2.3. Energía (factor de calidad)

El objetivo de esta verificación es asegurar la constancia de la calidad del haz respecto a la que se determinó durante el establecimiento del ERI. Para propósitos de constancia está extendido el control de la calidad (caracterización espectral) del haz mediante el cociente de dos valores de ionización obtenidos a dos profundidades diferentes en un maniquí y en unas condiciones de irradiación determinadas. Denominamos factor de calidad del haz a la razón entre este cociente en un momento dado y su valor de referencia establecido en el estado de control, expresado como porcentaje.

Para los haces de fotones, en las recomendaciones se observa una gran disparidad en la frecuencia de verificación propuesta, quizás justificado porque algunos autores valoren que un cambio en esta variable se pondría de manifiesto en la variación de otras características del haz como el perfil^{25,26,29} y otros den más valor a la posible severidad de las consecuencias ante un cambio en la energía. Algunos protocolos internacionales⁸⁻¹⁰ recomiendan realizar una verificación mensual de constancia a dos profundidades, pero los informes de la AAPM^{3,7} indican que se verifique anualmente en condiciones de referencia, y esto mismo se deduce de las publicaciones basadas en el TG 100 de la AAPM^{13,14} en los que este factor presenta un índice de prioridad de riesgo muy bajo.

Muchos dispositivos de verificación diaria del haz proporcionan un parámetro relacionado con el factor de calidad sin necesidad de hacer medidas adicionales permitiendo llevar a cabo un control estadístico del parámetro, con frecuencia diaria o semanal. La guía de práctica MPPG8.b⁶ recomienda revisar mensualmente estos valores.

Respecto a los haces de electrones la mayoría de protocolos^{5,7,8,10} mencionados recomiendan una verificación mensual del factor de calidad empleando dos profundidades clínicamente relevantes sin especificar cuales, salvo el informe de IPEM⁹ que recomienda una periodicidad trimestral y especifica que se debe evaluar la discrepancia en milímetros para profundidades

comprendidas entre el 30% y el 80% de la curva de rendimiento de dosis.

Este grupo recomienda medir esta variable utilizando algún método eficiente, como el basado en las medidas de perfiles,²⁵ en las medidas proporcionadas por los dispositivos de verificaciones diarias⁶² o los descritos por Gao et al.⁶³ o Speight et al.⁶⁴ consistentes en añadir cuñas sobre los perfiles diagonales del haz.

A pesar de que la variación de la calidad del haz es muy improbable y lo es también el que un cambio en la energía no fuese detectado por la variación de parámetros fundamentales como el perfil o la dosis absorbida por unidad de monitor, dada la severidad que este implicaría, la recomendación de esta guía es llevar una verificación de frecuencia intermedia del factor de calidad tanto para haces de fotones como de electrones utilizando algún método eficiente como los mencionados anteriormente.

5.2.4. Proporcionalidad del sistema monitor

El objetivo de esta prueba es verificar la proporcionalidad que existe entre el número de unidades monitor impartidas y la dosis absorbida medida en unas condiciones de irradiación dadas.

La hipótesis de una respuesta lineal es esencial en la práctica diaria. Un sistema monitor no lineal implicaría la introducción de factores de corrección en los sistemas de planificación comerciales.

Existen distintos métodos válidos para verificar la proporcionalidad del sistema monitor del haz. Uno de ellos podría ser evaluar el cociente Dosis/UM y ver que se mantiene constante en el rango de unidades monitor utilizado clínicamente (p.ej. 2, 5, 10, 500, 1000 UM).

La frecuencia de verificación recomendada por este grupo es anual, tal como sugieren la mayoría de los protocolos.^{5,7-10}

5.2.5. Estabilidad de la dosis absorbida por unidad de monitor con el giro del gantry

Con esta prueba se establece la independencia del factor de calibración del sistema monitor con el giro del gantry para todas las energías que se utilicen en la práctica clínica. Para ello es imprescindible que las condiciones de medida sean idénticas para cada posición del gantry. Se deberán realizar las medidas como mínimo para los ángulos de 0°, 90°, 270° y en haces de fotones también a 180°. Se evaluarán las diferencias con respecto a los valores obtenidos para el ángulo de referencia (habitualmente 0°) durante la puesta en marcha del acelerador. Esta prueba tiene una recomendación de frecuencia anual.

5.2.6. Estabilidad del perfil del haz con el giro del gantry

Con esta prueba se establece la independencia del perfil del haz con el giro del gantry para todas las energías que se utilicen en la práctica clínica. Para ello es imprescindible que las condiciones de medida sean idénticas para cada posición del gantry. Se elegirá un campo de al menos 20 cm × 20 cm (o el mayor que permitan las condiciones y los dispositivos de medida en el caso de no poder alcanzar ese tamaño). Los perfiles del haz deberán medirse como mínimo para los ángulos 0°, 90°, 270° y para haces de fotones también a 180°. Se evaluarán las diferencias en el perfil respecto a la medida de base realizada en el ángulo de referencia. Esta prueba tiene una recomendación de frecuencia anual.

5.2.7. Constancia del sistema monitor con la tasa de dosis

Las tasas de dosis pueden variar significativamente en las opciones de tratamiento de los aceleradores modernos, en especial para VMAT. Por lo tanto, es importante verificar la constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor para distintas tasas de dosis para un rango representativo de tasas de dosis utilizado clínicamente.

Se recomienda proceder con tres de las tasas usadas en VMAT por cada energía de fotones (por ejemplo, con la tasa máxima, una intermedia y otra tasa baja o mínima en el caso de saberse), comparándose las medidas con las de tasa estándar o en su defecto, máxima.

La frecuencia de verificación recomendada por el grupo se encuentra en el intervalo semestral-anual como sugieren la mayoría de protocolos.^{5,7-10}

5.2.8. Constancia del perfil del haz con la tasa de dosis

Se trata de asegurar la constancia del perfil del haz de un campo de referencia con respecto a cambios en la tasa de dosis del acelerador.

Se recomienda usar una matriz de detectores (1D o 2D) siguiendo las condiciones de medida propuestas en la prueba 5.2.2 de esta guía. Las mediciones se realizarán con tres de las tasas usadas en VMAT por cada energía de fotones (por ejemplo, con la tasa máxima, una intermedia, y una baja o mínima) y se compararán con la medida obtenida con la tasa de referencia. Análogamente, es aconsejable verificar periódicamente el perfil en tiempo real para las tasas mínima y máxima.

Dado que VMAT utiliza con frecuencia tasas de dosis más bajas que las nominales, es aconsejable prestar atención a los arranques de los perfiles a tasas de dosis bajas para evitar efectos indeseados de estabilidad del haz que sobre todo pueden afectar a la simetría del haz.^{11,65}

Esta prueba solo se contempla de forma periódica en la recomendación de la IPEM,⁹ en la que se recomienda una periodicidad anual. La frecuencia recomendada por el grupo se encuentra en el intervalo semestral-anual.

5.2.9. Constancia del factor de cuña y del perfil con cuña

Para una cuña motorizada el objetivo de esta prueba es comprobar que la cuña se coloca correctamente en el haz comprobando, por ejemplo, la constancia de la dosis por unidad de monitor en el eje central para una energía. En el caso de las cuñas dinámicas se trata de comprobar esto último como mínimo para el ángulo de cuña mayor y las dos orientaciones.

Para las pruebas de verificación del factor de cuña se recomienda el dispositivo de medida diario usado en la constancia de la dosis por unidad de monitor.

Con relación a la verificación de la constancia del perfil con cuña dinámica, se deberían realizar medidas para ambas orientaciones de la cuña. Se recomienda comparar desviaciones de la razón de dosis fuera de eje (normalizadas al centro) en posiciones fijas (aproximadamente en el 80% del tamaño de campo) con respecto los datos de referencia (como se describe en la prueba 5.2.2), y si no fuera posible, calcular el ángulo de cuña y compararlo con el valor nominal.¹

Se recomienda una frecuencia de verificación diaria para el factor de cuña en cuñas motorizadas y semanal, o incluso diaria (si se tienen habitualmente tratamientos con cuña, debido a su falta de detectabilidad) en cuñas dinámicas. Anualmente se deberían verificar los factores de cuña para todos los ángulos modelados en uso clínico y en los cuatro ángulos cardinales del *gantry* para asegurarse de que los efectos de la gravedad son insignificantes.^{9,10} Además, anualmente se debería verificar la constancia de los perfiles en cuñas dinámicas^{5,7-10} como mínimo para la cuña de ángulo máximo.^{9,10}

5.2.10. Factor de campo

Es difícil que alguna causa pueda producir una modificación de los factores de campo sin producir otros efectos perceptibles.¹ No obstante, el interés de verificar su constancia recae en que, para campos pequeños, son bastante sensibles a los cambios en

la calibración de la mordaza o del colimador MLC, así como al tamaño/posición del punto focal y, por ende, es un buen método para detectar cambios en el funcionamiento del acelerador.⁹

Los valores medidos se deben contrastar con los datos de referencia. Para cada energía de fotones y electrones, deben verificarse al menos el tamaño de campo mínimo usado clínicamente, uno intermedio entre éste y el de referencia y un tamaño de campo máximo (por ejemplo, en fotones: 2×2 , 4×4 , 10×10 y $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$). Es recomendable que estas medidas incluyan tanto campos definidos por las mordazas como por las láminas del MLC en la medida de lo posible.⁹ Los detectores apropiados deben de ser capaces de obtener mediciones precisas para campos pequeños, tales como microcámaras de ionización, diodos o diamantes,⁶⁶ en condiciones de medida idénticas a las del modelado del acelerador. La periodicidad recomendada por los protocolos internacionales se encuentra en el intervalo semestral-anual^{5,7-10} y este es el rango recomendado por este grupo.

5.2.11. VMAT

El objetivo de esta prueba es verificar que los tratamientos de VMAT administrados por el acelerador superan, de forma sistemática y constante, el criterio de control de calidad establecido por el centro.

En las recomendaciones se observa una gran variedad de pruebas propuestas para el CC de VMAT, que incluyen tanto verificaciones específicas de la unidad de tratamiento, con el fin de asegurar la precisión dosimétrica y sincronización de las distintas variables implicadas en la técnica,^{5,8,9,11,65} como verificaciones de planes de tratamiento.^{7,8} Por la confianza que se tiene en la técnica actualmente y racionalizando los recursos disponibles, el grupo se ha inclinado por recomendar estas últimas.

Se recomienda realizar un análisis gamma y registrar las desviaciones de las tasas de paso relativas a las de referencia, para una muestra de planes en la que varíen los parámetros dinámicos del haz (tasa de dosis, velocidad del *gantry*, posición y velocidad de las láminas del MLC) abarcando todas las energías utilizadas en VMAT.

Con periodicidad mensual, se debe verificar dosimétricamente un conjunto de planes, siempre los mismos, representativos de la práctica clínica, incluidos aquellos que se consideren más modulados, como sugiere el informe de la AAPM,⁷ documento en el que pueden encontrarse indicaciones de la tolerancia a aplicar. Con esta verificación se puede comprobar, además, la constancia de la similitud entre aceleradores dosimétricamente equivalentes. Se trata de evaluar la constancia de una verificación global que involucra además del acelerador, al sistema de planificación y al dispositivo

de medida. En caso de excederse el valor de tolerancia, deberán aislarse las posibles causas por separado.

Mensualmente también es recomendable verificar que no hay desviaciones significativas cuando un tratamiento es interrumpido y reiniciado con respecto a cuándo no lo es. Otros protocolos proponen una periodicidad anual para esto último.^{7,9,11}

5.2.12. *Gating*

Cuando se publicó el informe acerca del control de calidad de aceleradores lineales para uso médico TG 142 en 2009, el *gating* respiratorio se consideraba una técnica emergente, con lo que se pensaba que los controles de calidad para esta técnica deberían ir evolucionando junto con el desarrollo de la misma, haciendo referencia al informe del TG 76⁶⁷ publicado en 2006. En este informe, se incluyen varias configuraciones y técnicas para la implementación del *gating* respiratorio, así como recomendaciones de CC específicas según la tecnología utilizada. Se debe tener en cuenta que hoy en día existen numerosas opciones a la hora de realizar el control de los tratamientos mediante la monitorización de la respiración, sin embargo, tal como señala el TG 142, todas estas técnicas requieren fundamentalmente la sincronización del haz de radiación con el ciclo respiratorio del paciente.

La caracterización del haz de radiación bajo condiciones de *gating* respiratorio se realiza durante la puesta en marcha de esta modalidad. Para comprobar la localización del volumen y la precisión del tratamiento con *gating* respiratorio, se recomiendan maniqués dinámicos que simulan el movimiento de los órganos con la respiración.

Se asume la propuesta del TG 142, que plantea un control de calidad mensual para la constancia de dosis por unidad de monitor y pruebas funcionales relativas al control de la amplitud y de la fase, el sistema de monitorización de la respiración en la sala, y al encendido del *gating*.

Aualmente deberían comprobarse la constancia de la energía del haz y la precisión temporal de la fase/amplitud respecto del valor esperado, asumiendo que el objeto se mueve a una velocidad no mayor de 20 mm/s.

Adicionalmente se pueden realizar controles específicos de la técnica que se emplee o de la localización del tratamiento, tales como la calibración de los sensores de la fase y la amplitud de la respiración o los sistemas ópticos de localización superficial, verificando que su desempeño no cambia significativamente con el tiempo. Una descripción más detallada de cómo realizar estos controles de calidad se puede consultar en el reporte de la AAPM TG 198 acerca de la implementación del TG 142.

La SEFM publicó en 2017 las recomendaciones sobre puesta en marcha y uso clínico de radioterapia estereotáctica extracraneal (SBRT)⁶⁸ donde se describe con detalle el CC del acelerador lineal de electrones (ALE) para irradiaciones en movimiento, separando los controles de *gating* basado en marcadores, en espirometría y en sistemas ópticos por infrarrojos. Este documento se complementa con el informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre radioterapia guiada por superficie (SGRT)⁶⁹ en el que se describen las diferentes técnicas de SGRT existentes junto con las pruebas de puesta en funcionamiento recomendadas.

5.3. Pruebas mecánicas y geométricas

5.3.1. Isocentro del haz de radiación para las distintas energías

En la práctica, el isocentro de radiación consiste en un pequeño volumen definido por la intersección del eje de radiación en todas las orientaciones de *gantry* y colimador, que puede ser diferente para cada energía.⁷ Su extensión se puede caracterizar por el diámetro máximo de este elipsoide expresado en unidades de longitud (mm). Se pueden utilizar las pruebas denominadas “de estrella”[§] para la evaluación de cada eje por separado, aunque debe tenerse en cuenta que la desviación longitudinal debida al cabeceo del *gantry* es difícil de evaluar con este tipo de prueba (podría hacerse mediante dos estrellas de colimador con *gantry* 0 y 180 en una misma película, usando diferentes secuencias angulares). La determinación de forma simultánea se realiza mediante la prueba de Winston-Lutz⁷⁰ siendo esta prueba la indicada como de elección para el uso de técnicas estereotácticas. En la prueba de Winston-Lutz el campo de radiación debe definirse mediante el mismo sistema de colimación utilizado clínicamente incluyendo además la evaluación del giro de mesa. La disponibilidad de EPID facilita la adquisición y posterior análisis de resultados como viene descrito por varios autores.^{27,71}

Ante un resultado anómalo en esta verificación debe acudir a verificar cada uno de los ejes mecánicos para aislar el origen del problema.

Este es un parámetro fundamental en la precisión de la administración de los tratamientos que no está contemplado por los sistemas de planificación y cuya determinación basada en múltiples imágenes planares no es directa si no se dispone de un programa de análisis adecuado. Algunos sistemas de verificación integrados en el acelerador permiten la evaluación de las

§ El haz estrecho utilizado en este tipo de pruebas se definirá preferiblemente mediante el MLC.^{6,7}

dimensiones del isocentro de radiación de una forma muy eficiente y el control estadístico de su variación.

En el caso de utilizar técnicas estereotácticas de fracción única se recomienda realizar la prueba de Winston-Lutz el día de la administración de estos tratamientos.^{5,9} Cuando además se administren tratamientos de metástasis múltiples con un sólo isocentro algunos autores recomiendan hacer un Winston-Lutz fuera de eje.⁷²

Cuando en un centro esté extendido el uso de técnicas como la SBRT o SRS este grupo recomienda la realización de una verificación tipo Winston-Lutz con una frecuencia al menos semanal. En caso de montar colimadores adicionales (conos, microMLC) deberá verificarse este parámetro previamente a cada tratamiento.

5.3.2. Coincidencia del isocentro de radiación con el isocentro del sistema de guiado por imagen

Actualmente todos los aceleradores llevan incorporados sistemas para el guiado del tratamiento basados en imágenes planares o volumétricas obtenidas con kV o MV, estando muy extendido el uso a diario de estos sistemas.

Es habitual que la correlación del sistema de coordenadas del sistema de imagen con el de la unidad de tratamiento se realice mediante un proceso de calibración por software siendo crucial la coincidencia de ambos sistemas de coordenadas, para todas las energías de MV.

El objeto de esta prueba es verificar que se mantiene la distancia entre el isocentro de radiación y el de imagen dentro de los valores de tolerancia.

Esta verificación se incorporó a algunos informes sobre CCAL^{3,7} y en los últimos años con el auge del uso de la IGRT está contemplada en los protocolos específicos de guiado por imagen.^{38,40,73}

Se recomienda para esta prueba una frecuencia diaria cuando la IGRT es el método utilizado para la colocación de los pacientes, especialmente si el equipo se utiliza en técnicas estereotácticas. Esta verificación diaria se puede hacer comprobando la coincidencia de isocentro de imagen con un subrogado del isocentro de radiación (p.ej. los láseres)⁴⁰ aunque se recomienda hacer una comparación más directa usando imágenes de MV al menos semanalmente y previa a SRS.

5.3.3. Posicionamiento de mordazas

La verificación del posicionamiento de las mordazas se realizará con frecuencia alta, preferiblemente diaria, utilizando un campo cuadrado. También debe

verificarse el posicionamiento en múltiples configuraciones en todo el rango clínico de movimiento con frecuencia intermedia (mensual-trimestral).^{6,7}

Idealmente, esta verificación se debe realizar utilizando el campo de radiación, mediante EPID, película radiocrómica u otro dispositivo, pero puede ser una verificación visual con el campo luminoso, siempre que se haya verificado la coincidencia entre el campo de luz y el de radiación.

La importancia de un error en la posición de las mordazas dependerá de varios factores, principalmente de si se utilizan clínicamente solo para reducir la transmisión fuera de los límites del campo definido por el MLC o si por el contrario intervienen de forma más activa en la conformación o modulación del haz. La correcta calibración de las mordazas es especialmente importante si se utilizan en uniones de campos, especialmente hemicampos, y para colimar campos pequeños (en este último caso pudieran influir en el factor de campo incluso aunque se utilice un colimador terciario). Así pues, las tolerancias deberán adaptarse en función del papel que jueguen las mordazas en cada acelerador.

5.3.4. Alineación de láseres

En el caso de los aceleradores lineales de brazo en C, en las salas de tratamiento el isocentro se localiza mediante unos planos láser, dos laterales (vertical y horizontal) y uno sagital o cenital en algunos casos anclados en las paredes del búnker que proyectan unas líneas con unos espesores muy finos ($\leq 1\text{mm}$). Los láseres deben solaparse en el isocentro, superponerse con la retícula que se proyecta con la luz de campo y además coincidir con el isocentro del sistema de imagen.⁶ Puede resultar de ayuda realizar unas marcas exteriores donde se proyecten los láseres en el momento de instalación del equipo. Se ha observado que en algunos aceleradores el cabeceo del *gantry* por gravedad inclina ligeramente el eje de rotación del cabezal en dirección longitudinal para ángulos de *gantry* próximos a $0^\circ/180^\circ$, traduciéndose en una desviación de la proyección de la retícula respecto al isocentro (promedio para todos los ángulos de *gantry*): en estos casos, si de desean ajustar los láseres laterales utilizando la retícula, será preferible hacerlo con el *gantry* a $90^\circ/270^\circ$.

En el caso de aceleradores en anillo como es el Halcyon® (Varian-Siemens), el sistema de láseres está situado fuera del anillo debiendo estar alineados con el "isocentro virtual". Para este equipo deberá verificarse, con ayuda del sistema de imagen, que al aplicar el desplazamiento automático de la mesa la posición alcanzada coincide con el isocentro de tratamiento.⁷⁴

Este grupo recomienda que diariamente de forma visual se verifique la correcta alineación de los láseres tal como sugieren la mayor parte de los protocolos.^{1,3,5,7,9,10,75}

5.3.5. Escalas lineales y angulares de mesa

El objetivo de esta prueba es asegurar la correcta correspondencia entre las posiciones lineales y angulares de la mesa mostradas en el puesto de control, la sala de tratamiento y la posición real.

En las escalas lineales deben verificarse al menos los desplazamientos relativos en las distintas direcciones en el rango utilizado clínicamente, pero en función del flujo de trabajo que se utilice para el posicionamiento de los pacientes deberá determinarse si es necesario verificar también las posiciones absolutas de mesa, o su coincidencia entre distintos aceleradores en caso de que un mismo tratamiento pueda realizarse en distintas unidades.

En mesas con giro isocéntrico debe comprobarse que la escala angular sea correcta en el rango utilizado clínicamente. En caso de que el giro isocéntrico no se utilice en los tratamientos, deberá comprobarse al menos que en el origen de la escala el movimiento longitudinal de la mesa es paralelo al eje de rotación del *gantry*.

En mesas que puedan corregir rotaciones en las tres direcciones del espacio deben verificarse todos los grados de libertad rotacionales. Una forma de hacerlo es colocar sobre la mesa un maniquí rotado y aplicar las correcciones con el procedimiento utilizado clínicamente: obtener una imagen del maniquí con el sistema de IGRT, comparar con imágenes de referencia del maniquí sin rotar y aplicar las correcciones determinadas mediante el sistema de imagen. Una vez aplicadas las correcciones, su error se puede evaluar adquiriendo una segunda imagen y comparando de nuevo con la de referencia, o por otros medios independientes del sistema de imagen (p.ej. mediante los láseres de la sala y nivel digital) aunque en este caso se estarían evaluando de forma conjunta el sistema de imagen y los movimientos de mesa. En esta prueba se puede verificar simultáneamente la corrección de las traslaciones en un rango limitado.

No hay unanimidad entre los distintos protocolos estudiados en cuanto a la frecuencia recomendada para verificar las escalas de mesa, que varía entre mensual y diaria. Este grupo recomienda verificar de forma completa con frecuencia intermedia (mensual-trimestral) y hacer una verificación del posicionamiento mediante IGRT y movimientos automáticos de mesa semanal o diaria en función del tipo de tratamientos que se realicen. Esta verificación de alta frecuencia, incluida también en todas las recomendaciones sobre

IGRT, podría omitirse o espaciarse en el tiempo únicamente si el flujo de trabajo clínico incluye la adquisición sistemática de una segunda imagen de verificación una vez aplicadas las correcciones de mesa.

5.3.6. Rotación isocéntrica de mesa

El control de la rotación isocéntrica de la mesa de tratamiento es de gran importancia en aceleradores que se utilizan para tratamientos con haces no coplanares y especialmente en radiocirugía. En estos casos lo más conveniente es realizar la prueba de Winston-Lutz para asegurar que la mesa cumple las tolerancias establecidas. En otros casos suele ser suficiente realizar esta prueba observando la desviación de la proyección de la retícula al girar la mesa, con una frecuencia baja.

5.3.7. Escalas angulares de *gantry* y colimador

La exactitud de las escalas angulares es especialmente importante en tratamientos estereotácticos en los que haya volúmenes blanco distanciados del isocentro. Para la verificación de estas escalas en los aceleradores en anillo se puede utilizar película radiocrómica o métodos basados en la obtención de imágenes.⁷⁴ La mayoría de las recomendaciones publicadas sugieren verificar mensualmente las escalas angulares del *gantry* y del cabezal para los cuatro ángulos cardinales,^{5,7,75} y se ha observado de forma anecdótica que en algunos aceleradores el ángulo de *gantry* puede tener un error próximo a 2° sin que sea detectado por el *interlock* correspondiente.[¶] Este grupo recomienda verificar estas escalas con periodicidad mensual.

5.3.8. Coincidencia entre campo luminoso y de radiación

La importancia del campo luminoso ha disminuido en la actualidad por el uso generalizado de la IGRT y técnicas de tratamiento con intensidad modulada en las que no hay uniones de campo en el sentido clásico. De hecho, actualmente existen aceleradores que no están dotados de ninguno de los indicadores ópticos del campo: luz de campo, retícula ni telémetro. No obstante, el campo luminoso sigue teniendo utilidad para tratamientos con haces de electrones, en algunos tratamientos clásicos con haces de fotones y para la realización de pruebas de control de calidad, si bien

¶ M.A. Suero Rodrigo, Hospital Universitario de Cáceres, comunicación personal, 2021.

es preferible que en la medida de lo posible éstas se basen en el campo de radiación.

La coincidencia entre el campo luminoso y el de radiación se puede verificar mediante película o EPID y marcadores radiopacos situados en el borde del campo luminoso. El radiofísico debe decidir la frecuencia de verificación en función del uso que se haga de la luz de campo, debiendo comprobarse, en casos de uso frecuente del campo luminoso, con periodicidad intermedia y como mínimo tras intervenciones en el cabezal que puedan afectar a cualquier componente del sistema óptico.

5.3.9. Indicador luminoso del eje (centrado de retícula)

La retícula o cruceta es el indicador luminoso del eje del haz, su centro debe coincidir con el eje de rotación del colimador y cada uno de sus ejes con el cero de apertura de la mordaza o banco de láminas correspondiente. La verificación tiene por objeto comprobar esta alineación.

La mayoría de las recomendaciones indican que esta prueba se realice con periodicidad mensual salvo el documento de la IPEM⁹ que indica que se realice a diario y para varios ángulos de *gantry*.

En la actualidad, dado el uso extendido de la IGRT para la colocación de la mayoría de los pacientes, las consecuencias de una inexactitud en el centrado de la retícula son menos relevantes,⁵ pero en aceleradores dotados de campo luminoso su exactitud puede seguir jugando un papel importante en la realización de medidas o en el posicionamiento del paciente en algunos tratamientos.

Este grupo recomienda realizar una verificación mensual de este parámetro.

5.3.10. Telémetro

El telémetro es un indicador luminoso que proyecta una escala ajustada para indicar la distancia nominal entre la fuente y la superficie en un plano perpendicular al eje del haz. En la actualidad se utiliza fundamentalmente para la colocación de los maniqués empleados en dosimetría, aunque para este propósito se pueden utilizar los láseres, y en la administración de tratamientos no isocéntricos como por ejemplo en haces de electrones. Su papel es secundario en la colocación de la mayoría de los pacientes ya que está ampliamente instaurada la utilización de IGRT.

La mayor parte de las recomendaciones vigentes siguen indicando la verificación con frecuencia diaria de la indicación del telémetro a la distancia de referencia y mensual para múltiples distancias.

De acuerdo con la indicación de la guía de la AAPM,⁵ este grupo entiende que la frecuencia de verificación del telémetro la debe establecer cada centro de acuerdo con su práctica clínica.

5.3.11. Horizontalidad de la mesa bajo carga

Esta prueba trata de comprobar si se mantiene la horizontalidad de la mesa cuando tiene carga sobre ella. Se puede disponer una o varias cargas de distinto peso para verificar que no existen zonas de deflexión en todo el rango clínico de movimiento de la mesa.

La periodicidad recomendada para esta prueba es anual en la mayoría de protocolos,^{7,10,73} este grupo recomienda también su realización con frecuencia baja.

5.4. Pruebas del colimador multilámina (MLC)

5.4.1. Exactitud del posicionamiento de las láminas (comprobación rápida)

El objetivo de esta prueba es comprobar la exactitud y repetibilidad del posicionamiento de las láminas usando uno o varios campos predefinidos proyectados en el isocentro. Se debe verificar que cada lámina se posiciona dentro del rango aceptable. En caso de utilizar un método visual, se puede evaluar su sensibilidad introduciendo una desviación conocida en la posición de algunas láminas. Esto facilitará poder evaluar visualmente la magnitud de los posibles errores de posición, comparando con las láminas que están desviadas intencionadamente.

Este grupo recomienda hacer esta verificación con frecuencia alta y preferiblemente mediante un método cuantitativo.

5.4.2. Exactitud del posicionamiento de las láminas (comprobación exhaustiva)

Se deben realizar pruebas que verifiquen la exactitud y repetibilidad de la posición de las láminas para las condiciones utilizadas en el rango clínico. Tanto para evaluar el modo estático como el dinámico del MLC se pueden llevar a cabo pruebas tipo *Picket Fence* o similar (AAPM TG 142) usando películas o el sistema EPID, preferiblemente realizando una evaluación cuantitativa. Existen numerosas publicaciones que abordan este tipo de pruebas⁷⁶⁻⁷⁹ y los fabricantes proporcionan conjuntos de secuencias para este propósito. De forma aislada o conjuntamente deben realizarse:

- Pruebas a diferentes ángulos de *gantry* (con *gantry* fijo) para aislar cualquier error de posición inducido por la gravedad.
- Pruebas que aseguren el sincronismo de la exactitud y velocidad del MLC con los otros parámetros variables que intervienen en los tratamientos modulados, la velocidad del brazo y la variación de la tasa de dosis. Se pueden utilizar planes proporcionados por los fabricantes o utilizar planes de VMAT bien establecidos como se indica en el subapartado 5.2.11.

Estas verificaciones deben llevarse a cabo con una frecuencia intermedia.

5.4.3. Constancia de la separación dosimétrica del MLC

La separación o *gap* dosimétrico de las láminas del MLC (*DLG* para Varian o *leaf offset* para Elekta) es un parámetro que tiene gran importancia en los planificadores modernos en el cálculo de los tratamientos dinámicos. Una forma sencilla de verificar la constancia de este parámetro es por ejemplo midiendo la dosis con una ventana deslizante estrecha que genere un campo uniforme⁸⁰ o mediante la prueba *Dynamic chair* para los aceleradores Varian⁷⁶ o la prueba *Four L* para los aceleradores Elekta.⁸¹

La repetición periódica de esta prueba se recomienda en los informes de las sociedades canadiense, francesa y de los Países Bajos. La recomendación de este grupo es realizar una verificación anual de este parámetro en condiciones equivalentes a las del modo de acelerador, máxime si en la prueba de posicionamiento de las láminas vía *Picket Fence* o similar no se incluye el análisis de la altura o dosis relativa de los picos del patrón.

5.5. Verificación de los sistemas de seguridad

5.5.1. Pulsadores de parada

Los pulsadores de parada de emergencia deben ser verificados periódicamente para comprobar su correcto funcionamiento, tanto los botones de parada que detienen los movimientos y la radiación, pero no la alimentación del sistema, como los que apagan toda la alimentación, incluida la mesa de tratamiento motorizada, ante cualquier situación de emergencia.

Puede haber diferencia entre distintos tipos de aceleradores en el impacto que tiene sobre el propio equipo una parada de emergencia. Algunos aceleradores digitales incluyen la posibilidad de verificar la

actuación del mecanismo en modo servicio sin interrumpir la alimentación del acelerador.

Atendiendo a esto y a la gran disparidad entre las recomendaciones, este grupo recomienda una verificación diaria del pulsador de parada del haz desde la consola y una comprobación con frecuencia intermedia del resto de pulsadores, pudiéndose aprovechar las paradas por mantenimiento preventivo.

5.5.2. Monitores audiovisuales

La funcionalidad de los sistemas de monitorización audiovisual del paciente debe ser revisada diariamente. Se debe comprobar que tanto el audio como el vídeo funcionan correctamente.

5.5.3. Monitor de dosis secundario o de respaldo

Periódicamente debe verificarse la indicación del monitor secundario de dosis (UM2), comprobando que la diferencia con el primario y la dosis/UM2 están en tolerancia. En algunos aceleradores la diferencia entre contadores puede depender de la energía, por lo que debe verificarse para cada una, por ejemplo, aprovechando la verificación mensual-trimestral del sistema monitor mencionada en 5.2.1. En aceleradores que tienen, además, un módulo de visualización de las unidades de monitor con batería propia para mostrar las unidades administradas en caso de fallo de alimentación, su indicación debe coincidir con la del monitor primario (salvo error de redondeo inferior a 1 UM).

5.5.4. Sistemas anticolidión

Todos los fabricantes de aceleradores incorporan algún tipo de sistema anticolidión en sus equipos, ya sean de tipo mecánico (anillo en el cabezal), sensores ópticos, etc. Estos sistemas activan *interlocks* que detienen el equipo si este está en movimiento o emitiendo radiación. Estos sistemas son fundamentales para asegurar la integridad del paciente en todo momento, para garantizar el mantenimiento de un isocentro adecuado y para evitar colisiones entre las partes móviles del acelerador y la mesa, que pueden conllevar reparaciones costosas.

La verificación de estos sistemas debe realizarse de forma periódica en entornos controlados que no supongan ningún daño mecánico o electrónico. Los protocolos analizados^{1,5,7,9,10,75} no son unánimes en establecer una frecuencia al respecto, que oscila entre anual y diaria. Este grupo recomienda que las verificaciones se realicen con frecuencia alta.

5.5.5. Pruebas de seguridad de la puerta de tratamiento

La puerta de acceso al búnker de tratamiento es el principal sistema de seguridad radiológica de la sala. Lleva incorporado un conjunto de señales acústicas y luminosas que indican en qué momento hay emisión de radiación. Los aceleradores incorporan un enclavamiento para asegurar que la puerta está correctamente cerrada antes de iniciar una irradiación.

Las pruebas de seguridad de la puerta de tratamiento se pueden dividir en dos tipos: mecánicas y radiológicas. Las pruebas mecánicas deben garantizar que exista un sistema de apertura manual cuando haya una caída de tensión y un mecanismo de emergencia que evite colisiones tanto con personas como con objetos. Respecto a las pruebas radiológicas, la puerta debe incorporar un sistema que imposibilite la activación del haz de radiación cuando está abierta. Los protocolos analizados no son concluyentes en cuanto a la frecuencia de verificación. Este grupo considera adecuado que las pruebas de seguridad mecánica de la puerta se realicen con frecuencia baja y la prueba radiológica con frecuencia intermedia.

5.5.6. Enclavamientos y anclaje de aplicadores

Se trata de comprobar que los aplicadores se fijan de tal modo que no pueden soltarse accidentalmente. Verificar que las seguridades de colisión funcionan correctamente. Esta prueba tiene una recomendación de frecuencia mensual.

5.5.7. Sistema auxiliar para bajar la mesa de tratamiento

Se debe verificar la funcionalidad de cualquier equipamiento existente para bajar la mesa de tratamiento en caso de fallo eléctrico. Esta prueba tiene una recomendación de frecuencia intermedia.

5.5.8. Indicadores luminosos/acústicos de radiación

Se comprobará que los indicadores de radiación luminosos son visibles y los acústicos audibles durante la irradiación. La prueba tiene una recomendación de frecuencia mensual.

5.6. Tolerancias y frecuencias recomendadas

En las tablas 2 y 3 se resumen las tolerancias y frecuencias de verificación sugeridas por este grupo en el caso típico de un acelerador que se utilice para IMRT/VMAT incluyendo tratamientos estereotácticos fraccionados, ordenadas por tipo de parámetro evaluado y por bloque de frecuencia: alta (diaria-semanal), intermedia (mensual-trimestral) y baja (semestral-anual).

6. Perspectivas

Esta guía ha hecho hincapié en la importancia de incorporar, en el control de calidad, herramientas como el CEP para monitorizar el funcionamiento de los aceleradores y detectar posibles desviaciones. A pesar de que este documento ofrece recomendaciones de periodicidades anuales para algunas pruebas, se considera que éstas sirven más bien como guía general para revisar las pruebas de aceptación y tolerancias ofrecidas por el fabricante durante la adquisición del equipo⁷ que como control sobre el funcionamiento del acelerador. Se estima que, cada vez más, el CEP se irá incorporando a las rutinas de control de calidad ya que su uso permite a los físicos médicos dedicar de manera más eficiente el tiempo destinado al control de calidad de los aceleradores, evitando actuar cuando el acelerador está operando correctamente y la desviación es producto del azar, y actuando cuando existe un problema a pesar de que los valores se encuentren dentro de las especificaciones y tolerancias establecidas.¹⁵ Sin embargo, para poder hacer efectiva la incorporación de esta herramienta en la práctica diaria, es necesario que los fabricantes de equipamiento de control de calidad la incorporen en los programas de análisis de medidas que comercialicen.

Uno de los elementos fundamentales para diseñar un plan eficiente de control de calidad es el análisis de riesgos, utilizando herramientas como las matrices de riesgo o el FMEA. Este análisis permite, por un lado, priorizar los controles que se deben realizar a cada tipo de acelerador y, por otro, establecer un CC en el que se ha reducido la variabilidad subjetiva a la hora de asignar la importancia de las pruebas. Este método ha sido aplicado recogiendo datos de varios centros mediante encuestas,¹³ y se concluye que el modo FMEA es una herramienta útil para priorizar los CC del ALE, teniendo en cuenta el equipo específico y la práctica clínica. Parecidas conclusiones han sido obtenidas en otros trabajos⁸² al aplicar FMEA para tratamientos de IMRT cuando el ALE opera al límite de las tolerancias establecidas en las recomendaciones de la AAPM TG 40⁴ y TG 142, incluyendo en su trabajo a numerosos centros. Para identificar los modos de fallo y las tendencias temporales de los

Tabla 2. Pruebas ordenadas por tipo de verificación.

Tipo de Prueba	Apdo.	Prueba	Frecuencia	Tolerancia
Pruebas dosimétricas				
	5.2.1	Constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor	Alta Intermedia (equipo independiente) Baja (condiciones de referencia en agua)	2 % 2 % 1 %
	5.2.2	Constancia del perfil del haz de radiación	Alta Intermedia (equipo independiente)	2 % dentro del 80 % del tamaño de campo (respecto ERI)
	5.2.3	Energía (factor de calidad)	Intermedia	2 % (fotones), 2 mm en R50 (electrones)
	5.2.4	Proporcionalidad del sistema monitor del haz con UM	Baja	1 % (a partir de 5 UM)
	5.2.5	Estabilidad de dosis/UM con el giro del gantry	Baja	1 % respecto gantry 0°
	5.2.6	Estabilidad del perfil del haz con el giro del gantry	Baja	2 % respecto gantry 0°
	5.2.7	Constancia del sistema monitor con la tasa de dosis	Baja	1 % respecto tasa de referencia
	5.2.8	Constancia del perfil del haz con la tasa de dosis	Baja	2 % respecto tasa de referencia
	5.2.9	Constancia del factor de curva y del perfil con curva	Alta (un ángulo) Baja (todos los ángulos y energías)	2 %
	5.2.10	Factores de campo	Baja	2 % para campos de lado entre 1-4 cm, 1 % para campos mayores
	5.2.11	VMAT	Intermedia	a establecer por el radiofísico
	5.2.12	Gating	Intermedia (sistema monitor) Baja (energía, retardo temporal)	Dosis/UM (detector estático): 1% del valor sin gating Otras pruebas: según necesidades clínicas
Pruebas mecánicas y geométricas				
	5.3.1	Isocentro del haz de radiación	Alta	2.0 mm (diámetro del elipsoide)
	5.3.2	Coincidencia entre isocentro de imagen y de radiación	Alta	1.0 mm (módulo del vector)
	5.3.3	Posicionamiento de mordazas	Alta (un campo) Intermedia (rango clínico)	1-2 mm dependiendo de influencia en planes clínicos ^(a)
	5.3.4	Alineación de láseres	Alta	1 mm
	5.3.5	Posicionamiento IGRT y movimientos automáticos de mesa	Alta	1.5 mm
	5.3.5	Escalas lineales/angulares de mesa (verificación completa)	Intermedia	1.0 mm /0.5°
	5.3.6	Rotación isocéntrica de mesa	Baja	1.5 mm (desviación máxima respecto 0°)
	5.3.7	Escalas angulares de gantry y colimador	Intermedia	0.5°
	5.3.8	Coincidencia campo luminoso-radiación	Según uso	Según uso
	5.3.9	Indicador luminoso del eje (centrado de retícula)	Intermedia	1.0 mm (diámetro del círculo descrito a nivel de isocentro)
	5.3.10	Telemetro	Según uso	2 mm
	5.3.11	Horizontalidad de mesa bajo carga	Baja	1°
Pruebas del MLC				
	5.4.1	Posicionamiento de MLC (verificación rápida)	Alta	1.0 mm (láminas individuales), 0.5 mm (media del banco) ^(a)
	5.4.2	Posicionamiento de MLC (verificación exhaustiva)	Intermedia	
	5.4.3	Constancia de la separación dosimétrica del MLC	Baja	Según anchura mínima de aperturas usadas clínicamente
Seguridades				
	5.5.1	Pulsadores de parada	Intermedia	Funcional
	5.5.2	Monitores audiovisuales	Alta	Funcional
	5.5.3	Monitor de dosis secundario o de respaldo	Intermedia	Diferencia de contadores: 1 % (o 1 UM para UM<100)
	5.5.4	Sistemas anticollisión	Alta	Funcional
	5.5.5	Enclavamiento radiológico de puerta	Intermedia	Funcional
	5.5.5	Puerta blindada (parada de emergencia, apertura manual)	Baja	Funcional
	5.5.6	Enclavamientos y anclaje de aplicadores	Intermedia	Funcional
	5.5.7	Sistema auxiliar para bajar la mesa de tratamiento	Intermedia	Funcional
	5.5.8	Indicadores luminosos/acústicos de radiación	Intermedia	Funcional

(a) Las tolerancias para MLC y mordazas se refieren a la desviación a nivel de isocentro respecto al ERI modelado en el planificador.

Tabla 3. Pruebas ordenadas por frecuencia.

Frecuencia	Prueba	Apdo.	Tolerancia	
ALTA	Constancia de dosis absorbida por unidad de monitor	5.2.1	2% respecto ERI	
	Constancia del perfil del haz de radiación	5.2.2	2% respecto ERI en zona interna	
	Verificación del factor de curva (un ángulo)	5.2.9	2% respecto ERI	
	Isocentro del haz de radiación	5.3.1	2.0 mm (diámetro máximo del elipsoide)	
	Coincidencia entre isocentros de radiación y de imagen	5.3.2	1.0 mm (módulo del vector)	
	Posicionamiento de mordazas (un solo campo)	5.3.3	1-2 mm dependiendo de su influencia en planes clínicos ^(a)	
	Alineación de láseres	5.3.4	1 mm	
	Posicionamiento con IGRT y movimientos automáticos de mesa	5.3.5	1.5 mm	
	Posicionamiento de MLC (verificación rápida)	5.4.1	1.0 mm (láminas individuales), 0.5 mm (media del banco) ^(a)	
	Monitores audiovisuales	5.5.2	Funcional	
	Sistemas anticollisión	5.5.4	Funcional	
	INTERMEDIA	Constancia de dosis/UM con equipo independiente del utilizado con frecuencia alta	5.2.1	2% respecto ERI
		Constancia del perfil con equipo independiente del utilizado con frecuencia alta	5.2.2	2% dentro del 80% del tamaño de campo (respecto ERI)
		Energía (factor de calidad)	5.2.3	2% (fotones), 2 mm en R50 (electrones)
		VMAT	5.2.11	A establecer por radiofísico
		Gating (sistema monitor, detector fijo)	5.2.12	1% del valor sin gating
		Posicionamiento de mordazas (rango clínico)	5.3.3	1-2 mm dependiendo de influencia en planes clínicos ^(a)
		Escalas lineales/angulares de mesa (verificación completa)	5.3.5	1.0 mm / 0.5°
		Escalas angulares de gantry y colimador	5.3.7	0.5°
		Indicador luminoso del eje (centrado de retícula)	5.3.9	1.0 mm (diámetro del círculo descrito a nivel de isocentro)
		Posicionamiento de MLC (verificación exhaustiva)	5.4.2	1.0 mm (láminas individuales), 0.5 mm (media del banco) ^(a)
		Pulsadores de parada	5.5.1	Funcional
		Monitor de dosis secundario o de respaldo	5.5.3	diferencia de contadores: 1% (o 1 UM para UJM<100)
		Enclavamiento radiológico de puerta	5.5.5	Funcional
		Enclavamientos y andaje de aplicadores	5.5.6	Funcional
		Sistema auxiliar para bajar la mesa de tratamiento	5.5.7	Funcional
		Indicadores luminosos/acústicos de radiación	5.5.8	Funcional
BAJA		Constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor (medida en condiciones de referencia)	5.2.1	1% respecto ERI
		Proporcionalidad del sistema monitor del haz con UM	5.2.4	1% (a partir de 5 UM)
	Estabilidad de la dosis absorbida por unidad de monitor con el giro del gantry	5.2.5	1% respecto gantry 0°	
	Estabilidad del perfil del haz con el giro del gantry	5.2.6	2% respecto gantry 0°	
	Constancia del sistema monitor con la tasa de dosis	5.2.7	1% respecto tasa de referencia	
	Constancia del perfil del haz con la tasa de dosis	5.2.8	1% (excluyendo penumbra) respecto tasa de referencia	
	Constancia del factor de curva y del perfil con curva (verificación completa)	5.2.9	2% respecto ERI	
	Factores de campo	5.2.10	2% para campos de lado entre 1-4 cm, 1% para campos mayores	
	Gating respiratorio (distribución de dosis, retardo temporal)	5.2.12	Según necesidades clínicas	
	Rotación isocéntrica de mesa	5.3.6	1.5 mm (desviación máxima respecto 0)	
	Coincidencia campo luminoso-radiación	5.3.8	Según uso	
	Telémetro	5.3.10	2 mm	
Horizontalidad de mesa bajo carga	5.3.11	1°		
Constancia de la separación dosimétrica del MLC	5.4.3	Según anchura mínima de las aperturas utilizadas clínicamente		
Pruebas de seguridad de la puerta blindada (parada de emergencia, apertura manual)	5.5.5	Funcional		

(a) Las tolerancias para MLC y mordazas se refieren a la desviación a nivel de isocentro respecto al ERI modelado en el planificador.

datos automáticamente se pueden utilizar los registros de mantenimiento generados por los ALE.⁸³ De esta manera, los modos de fallo de los ALE pueden identificarse y categorizarse cuantitativamente. Uno de los principales problemas con esta metodología es la alta variabilidad encontrada en la asignación de los valores adjudicados a cada registro. Dichas discrepancias podrían minimizarse si, por un lado, se contase con bases de datos estructuradas en las que se pudieran reportar los fallos de nuestros aceleradores y, por otro, los fabricantes de los aceleradores facilitaran los datos de fallos y enclavamientos que poseen sobre sus propios aceleradores. Se considera que tanto reportar los fallos de los aceleradores como una colaboración más estrecha con los fabricantes supondría un claro beneficio en el CCAL.

Se han propuesto diferentes métodos para el CC que utilizan como instrumentos de medida los propios sistemas de imagen del acelerador.⁸⁴ Estos dispositivos permiten medir y analizar en poco tiempo los principales parámetros del acelerador. Algunos fabricantes ya han incorporado en sus plataformas métodos propios que controlan los principales parámetros del acelerador con una frecuencia diaria.⁸⁵ Pearson et al.⁸⁵ han comprobado que la herramienta automática de Varian, *Machine Performance Check* (MPC), es un método con una sensibilidad comparable a los métodos de CCAL tradicionales para realizar comprobaciones mecánicas y del haz de radiación, excepto para dosimetría absoluta. Asimismo, se ha desarrollado un sistema de CC predictivo del ALE basado en los datos proporcionados por MPC,⁸⁶ utilizando el CEP y el modelo de previsión de media móvil integrada autorregresiva junto con las tolerancias indicadas en el documento TG 142. A fecha de elaboración de esta guía, está en desarrollo el documento del TG 330 de la AAPM acerca del control de calidad de los aceleradores lineales basado en el EPID.

Algunos autores han descrito la utilización de una base de datos de control de calidad centralizada para incrementar la eficiencia. El uso de una base de datos centralizada es útil y puede mejorar la eficacia y la eficiencia de la gestión de la garantía de calidad en una gran institución.⁸⁷ Además, la recopilación de datos coherente y su almacenamiento adecuado permiten obtener información de alta calidad para el análisis FMEA de acuerdo con el TG 100. Por ello, este grupo plantea la conveniencia de que las sociedades científicas como la SEFM mantuvieran una base de datos a este respecto entre todos los centros que quisieran adherirse a esta iniciativa.

El uso de cámaras de transmisión también ofrece oportunidades en el campo de CC de los ALE. Algunos autores han desarrollado protocolos para el control de la tasa de dosis y la linealidad del sistema monitor basado en el uso de este tipo de cámaras,⁸⁸ así como

para el control de la constancia del factor de calibración con el giro del brazo⁸⁹. Precisamente en cuanto a la constancia del factor de calibración con el giro del brazo estas cámaras de transmisión están demostrando ser especialmente útiles para evaluar, por ejemplo, las variaciones de la constancia de la dosis con el ángulo de *gantry*.⁹⁰

Estos últimos años el campo de la medicina ha visto cómo se incorporaban a su ámbito las herramientas de inteligencia artificial (IA) desarrolladas en otros campos.⁹¹ Dentro del CCAL su aplicación es, de momento, anecdótica,⁹² pero parece lógico pensar que viviremos un desarrollo de estas herramientas durante los próximos años.

Debido a las mejoras en la potencia de cálculo y la cantidad de datos digitales disponibles, la IA es un excelente candidato para apoyar diferentes actividades de la oncología radioterápica⁹³ por su capacidad de “aprender” (sintetizar nuevos conocimientos) a partir del histórico de los datos clínicos (una vasta fuente de conocimiento existente) e imitar el razonamiento humano en procesos de toma de decisiones.⁹⁴ A fecha de elaboración de esta guía, la IA y en particular el aprendizaje automático, o *Machine Learning* (ML), se muestran como soluciones prometedoras para eliminar o reducir la carga de trabajo del control de calidad específico del paciente y se empiezan a utilizar también para el CCAL de las unidades de tratamiento, en particular para analizar los resultados de los dispositivos de imagen.⁹⁵ Las redes neuronales han probado su eficacia en la predicción de las tendencias y variaciones de los aceleradores en función de los valores obtenidos durante las medidas diarias, permitiendo realizar un mantenimiento preventivo de los equipos. En este sentido, Chan et al.⁹⁶ han utilizado 5 años de resultados de mediciones diarias dosimétricas para desarrollar una red neuronal artificial (RNA) que predice las tendencias futuras del rendimiento dosimétrico del ALE y detecta posibles eventos anómalos.

Apéndice A – Recomendaciones para los fabricantes

El GTCCAL es consciente de que algunas recomendaciones recogidas en esta guía pueden ser difíciles de cumplir sin la colaboración de la industria y considera necesario hacer llegar tanto a los fabricantes de aceleradores como a los de equipos de dosimetría y control de calidad una serie de sugerencias (algunas de las cuales ya han sido implementadas por algunos fabricantes) para contribuir a la mejora de sus productos y del control de calidad en las unidades de radioterapia.

Así mismo, recomendamos que las características y funcionalidades mencionadas en este apéndice se tengan en cuenta por los servicios y unidades de radio-

física en los procesos de selección de equipamiento como características deseables o a valorar.

A.1. Fabricantes de aceleradores lineales

- Aunque tras una reparación o mantenimiento preventivo el radiofísico será el responsable de decidir las verificaciones a realizar antes de reanudar los tratamientos a partir de la información proporcionada en cada caso por el servicio técnico, para las intervenciones periódicas y reparaciones más típicas sería útil disponer de dicha información por escrito y con antelación, de forma que los radiofísicos puedan establecer protocolos en sus centros para verificar que dichas intervenciones no alteran los parámetros de referencia del acelerador o que se mantienen dentro de las tolerancias establecidas por el fabricante.

Recomendación 1

Los fabricantes o su servicio técnico deberían suministrar con antelación a los usuarios documentación que indique de forma clara qué variables pueden verse afectadas tras las distintas reparaciones típicas o trabajos de mantenimiento en el acelerador.

- Algunos fabricantes de aceleradores ofrecen *software* que automatiza distintas pruebas geométricas y dosimétricas utilizando los sistemas de imagen del equipo. Aunque deberían contrastarse siempre con sistemas independientes, estos sistemas de verificación automática son bienvenidos ya que pueden ser de gran ayuda para mejorar la eficiencia de los procedimientos de control de calidad siempre que ofrezcan información cuantitativa de las variables medidas y permitan analizar su evolución. No obstante, independientemente de que el acelerador incorpore o no estos sistemas, es necesario que las imágenes de MV y kV puedan exportarse en formatos estándar como DICOM o TIFF para su análisis en *software* independiente, y no consideramos buena práctica la encriptación de parte de la información para dificultar la extracción de datos de interés dosimétrico. También sería útil que en sistemas de imagen de MV que permitan adquisición en modo cine pudieran exportarse cada una de las imágenes de la secuencia.

Recomendación 2

Los fabricantes de aceleradores deben facilitar la exportación en formato DICOM o TIFF de las imágenes adquiridas por los sistemas de imagen de MV y kV, incluidas las series obtenidas en modo cine.

- Dado que la mayor parte de los tratamientos en aceleradores modernos se realizan con IMRT dinámica o VMAT, sería especialmente valioso disponer de herramientas para evaluar de forma rápida el comportamiento de las láminas del MLC en modo dinámico, incluidos los pares de láminas más alejados del isocentro.

Recomendación 3

En futuras versiones de sus sistemas de control de calidad, los fabricantes de aceleradores deberían proporcionar a los usuarios herramientas automáticas que permitan verificar el comportamiento de todas las láminas del MLC en modo dinámico, independientemente de los sistemas internos de control del acelerador.

- Con el auge de las técnicas estereotácticas (SBRT o SRS) e IGRT en los últimos años, y dado que la posición del centro del haz para distintos ángulos de *gantry* depende de factores mecánicos y de factores dependientes de la energía (sistemas de centrado y control del haz), sería útil poder evaluar de forma rápida las dimensiones del isocentro del haz de radiación y verificar la coincidencia con el isocentro de imagen 2D/3D para todas las energías de MV usadas clínicamente.

Recomendación 4

En futuras versiones de sus sistemas de control de calidad, los fabricantes de aceleradores deberían facilitar herramientas automáticas que permitieran realizar la verificación del isocentro del haz de radiación y su coincidencia con el isocentro de imagen para todas las energías de MV usadas clínicamente.

A.2. Fabricantes de detectores y equipos de control de calidad

- Tradicionalmente la constancia del perfil del haz de radiación se ha evaluado principalmente mediante parámetros de simetría y uniformidad, pero esto presenta algunos problemas y varias sociedades científicas (AAPM, SGSMP, COMP) proponen evaluar en su lugar las desviaciones de la razón de dosis fuera de eje (perfil normalizado al centro del campo) en una serie de posiciones fijas, comparando con el perfil de referencia en los mismos puntos.

Recomendación 1

Los fabricantes deberían incluir la desviación de las razones de dosis fuera de eje entre los parámetros suministrados por los equipos de control de calidad, preferentemente de forma que el usuario pueda elegir en qué posiciones se evalúan estas desviaciones a efectos de control estadístico.

- Recomendamos que los equipos de control diario y de análisis de perfiles incluyan entre los parámetros calculados el promedio de la razón de dosis fuera de eje en puntos equidistantes del centro situados en el 80% del tamaño de campo o en posiciones definidas por el usuario, en los ejes principales o diagonales. Este promedio puede utilizarse para detectar cambios simétricos en la forma del perfil, que en los haces de fotones suelen estar relacionados con cambios en la energía.

Recomendación 2

Entre los parámetros de análisis de perfiles disponibles en el software de los equipos de medida debería incluirse el promedio de la razón de dosis fuera de eje en puntos equidistantes del centro situados en el 80% del tamaño de campo o en posiciones definidas por el usuario.

- Aunque se recomiende usar la desviación de la razón de dosis fuera de eje para controlar la constancia del perfil, los parámetros de simetría y uniformidad (*flatness* o *unflatness*) son apropiados para pruebas de aceptación y pueden ser útiles para los fabricantes de aceleradores o su servicio técnico, por lo que es deseable que por el momento sigan disponibles en el *software* de los equipos de medida. No obstante, entre las definiciones de simetría debería incluirse alguna que informe del sentido de la asimetría. Para esto, la definición más sencilla, implementada ya por algunos fabricantes, es la diferencia máxima entre el valor del perfil en puntos simétricos respecto al centro, sin prescindir del signo (tomaría un valor nulo en un perfil totalmente simétrico y valores positivos o negativos dependiendo del sentido de la asimetría).

Recomendación 3

El *software* de los equipos de medida de perfiles y control de calidad debería incluir una definición de simetría con signo para dar información sobre el sentido de la asimetría.

- Muchos equipos de control diario incorporan uno o varios detectores bajo filtros para dar una indi-

cación de la energía (factor de calidad) a partir del cociente de medidas a dos profundidades, pero en algunos equipos la disposición de estos detectores o de los filtros no es simétrica y esta medida se ve influenciada por cambios en la simetría del haz, lo que dificulta su interpretación. El diseño de estos equipos debería evitar o al menos minimizar este efecto.

Recomendación 4

El diseño de los equipos de control diario que incluyan medida de la energía debería evitar el efecto de la asimetría del perfil en esta medida.

- Para el control diario de los haces de fotones es habitual utilizar un tamaño de campo de 20 cm × 20 cm, siendo un compromiso razonable entre sensibilidad a cambios en el perfil y conveniencia práctica. Por tanto, por motivos de estandarización y eficiencia, todos los parámetros que mida el equipo deberían poder obtenerse con un campo de 20 cm × 20 cm, no siendo eficiente tener que usar un tamaño distinto para determinar alguno de los parámetros como sugiere algún fabricante. Para haces de electrones es adecuado el mismo tamaño de campo, aunque su uso se ha reducido y algunos centros sólo utilizan clínicamente aplicadores de menor tamaño, por lo que en estos casos sería deseable tener la opción de efectuar el control de los haces de electrones con un campo menor.

Recomendación 5

En los equipos de control de calidad diario todos los parámetros deberían poder determinarse usando un campo de 20 cm × 20 cm, aunque para haces de electrones sería práctico tener la opción de usar un campo menor en caso de no utilizar clínicamente aplicadores de ese tamaño.

- El software de algunos equipos comerciales para control de calidad está diseñado de forma que los valores de referencia para los diferentes parámetros del haz se establecen mediante una sola medida seleccionada como "medida de referencia". Consideramos que el software debería permitir utilizar como referencia el promedio de varias medidas seleccionadas por el usuario, y no necesariamente una única medida. Así mismo, es muy deseable que el software incorpore herramientas que permitan establecer límites de control basados en el análisis estadístico del histórico de medidas.

Recomendación 6

El software proporcionado por los fabricantes debería incorporar herramientas que permitan hacer el análisis estadístico del histórico de medidas y establecer límites de control y valores de referencia a partir de un subgrupo de medidas.

- Debido a derivas, reparaciones o sustituciones de los equipos de control de calidad, puede ser necesario adquirir nuevos valores de referencia para un dispositivo de medida (o efectuar una nueva normalización de las lecturas en la terminología de algunos equipos) sin que las características del haz en ese momento coincidan exactamente con sus valores óptimos o con el estado de referencia inicial del acelerador. El *software* de los equipos de control de calidad debería prever esta circunstancia facilitando que se puedan establecer valores de referencia de forma manual, aunque no se correspondan exactamente con los parámetros del haz en una medida concreta.

Recomendación 7

El *software* de los equipos de control de calidad debería permitir la introducción manual de los valores de referencia, con objeto de tener en cuenta posibles desviaciones en los parámetros del haz al establecer las referencias específicas para un equipo de medida.

Apéndice B – Aspectos funcionales del acelerador lineal y relación con las pruebas fundamentales del programa

En un acelerador lineal que haya sido instalado de forma correcta, se tendrá una tasa de dosis máxima cuando sus variables se ajusten de manera óptima. Cualquier desviación de la configuración original podría, por lo tanto, dar lugar a una caída de la tasa de dosis, además de cambios más específicos en el haz.⁹

Dentro de los principales componentes funcionales de un acelerador lineal encontramos el cañón de electrones, el generador de RF (magnetron o klistron más piloto de RF), el sistema de control del haz (sistema de control de centrado y solenoides de enfoque), el sistema de deflexión del haz, el sistema de control automático de frecuencia y la cadena dosimétrica.⁹⁷

B.1. Cañón de electrones

Las variaciones en el cañón de electrones pueden alterar el número de electrones inyectados en el

acelerador y la energía de estos, la cual puede hacer variar la posición de su fuente efectiva. Por ejemplo, un aumento de la temperatura del filamento conducirá a un mayor número de electrones. Esto implica que, para una potencia de RF dada, la aceleración de los electrones (o energía final del haz) disminuya de forma lineal, fenómeno conocido como *beam loading*.⁹⁷

Por otra parte, un cambio en la posición de la fuente efectiva de electrones puede dar lugar a que su trayectoria se desvíe de la trayectoria central. Los subsecuentes cambios en el perfil dependerán del tipo de sistema de deflexión del haz.

B.2. Generador de RF

Cambios en la fuente de RF alterarán la energía absorbida por los electrones y, por lo tanto, la homogeneidad y posiblemente la simetría del haz. El espectro puede verse afectado por el envejecimiento o recambio de la fuente (magnetron, klistron más piloto de RF). La sintonización incorrecta (sistema de control automático de frecuencia) de la fuente típicamente causa problemas de homogeneidad del haz.

B.3. Sistema de control del haz

B.3.1. Sistema de control de centrado

Los dispositivos relativos al control de entrada intentan confinar el haz de electrones en el centro de la estructura aceleradora. Errores en estos elementos pueden dar lugar a problemas de simetría, pero como los electrones tienden a seguir una trayectoria en espiral (debido al solenoide de enfoque), el cambio en el plano de simetría puede variar con respecto al cambio en el sistema de control, esto es, un cambio en la corriente de control transversal puede alterar la simetría en un plano diagonal o incluso radial.

El sistema de control de salida, al igual que el sistema de entrada, actúa para conseguir una salida centrada al alinear el haz de salida con el centro del sistema de desviación del haz y, por lo tanto, con el blanco y con el cono homogeneizador. Puede tener un gran efecto en la simetría y homogeneidad, y también puede causar cambios en la posición del haz de salida y tasa de dosis absorbida. El control de salida generalmente es controlado por un sistema de retroalimentación o servo que monitoriza la simetría del haz. Fallos en los servos pueden forzar cambios en las corrientes de control aplicadas.

Cabe mencionar que estos dispositivos pueden variar su posición debido a algún fallo mecánico, cuando el brazo del acelerador gira. Por tanto, es

importante verificar que la forma de los perfiles no varía con la posición del brazo.

B.3.2. Solenoides de enfoque

Los solenoides de enfoque retienen el haz de electrones en el centro de la sección aceleradora contrarrestando la fuerza repulsiva que sufren los electrones entre ellos. Variaciones en este subsistema pueden hacer que la forma y tamaño del punto focal cambien y provoquen cambios en la tasa de dosis. Los errores graves originados en la dirección o enfoque pueden ocasionar que el haz dañe y perfora la estructura aceleradora, lo que sería un fallo catastrófico al aumentar la radiación de fuga y degradar el vacío de su interior.

B.4. Sistema de deflexión del haz

Los sistemas de deflexión del haz no están diseñados de igual modo en todos los aceleradores. Las características varían en función del tipo. Actualmente, los sistemas de desviación tipo *slalom* (Elekta) y los que desvían el haz 270° (Varian) están diseñados para minimizar los cambios en posición, ángulo y energía del haz emergente, cuando varía la energía del haz entrante, lo que es una ventaja. Sin embargo, puede haber cambios notables en la tasa de dosis y en la homogeneidad del haz. De hecho, el principal efecto que un cambio de energía tiene en el perfil de fotones de los aceleradores actuales es una variación de la altura de los hombros en el perfil del haz (menor energía aumenta la altura, mayor energía disminuye la altura).

En haces convencionales con filtro aplanador, las variaciones de la homogeneidad o simetría son debidas a cambios en la relación entre la forma y posición del perfil del haz sin filtrar, la forma y posición del filtro aplanador y el ángulo de incidencia del haz sobre el filtro.

B.5. Cámaras de ionización monitoras

Las cámaras de ionización tienen varias funciones y son usadas en aceleradores para monitorizar y controlar las dosis administradas además de la homogeneidad y simetría del haz. De acuerdo con el diseño se clasifican en cámaras abiertas al aire (con corrección automática de presión y temperatura como hace Elekta) o selladas (Varian).

Existe un sistema dual de control, es decir, hay dos cámaras monitoras que recogen la carga que les llega y cuya lectura debe coincidir en un determinado valor, dependiendo del diseño del acelerador, para que éste

permita la irradiación. Cada una de estas cámaras a su vez, está formada por varios sectores, analizando cada uno de ellos una parte del haz y cuyas lecturas dan información del perfil del haz (simetría y homogeneidad) y por tanto interrumpen la irradiación cuando los valores de los correspondientes índices se encuentran fuera de la tolerancia preestablecida.

Las cámaras cerradas tienen la ventaja de no verse afectadas en principio por variaciones ambientales de la temperatura, presión y humedad atmosférica. Sin embargo, puede haber variaciones de sensibilidad con el tiempo debido a la pérdida de estanqueidad (que puede dar lugar a una variación de la sensibilidad dependiente de la temperatura y presión, en cuyo caso sería útil verificar la correlación con la corrección por temperatura y presión) o a cambios en la composición y densidad del gas de llenado.⁹⁸ En algunos modelos de aceleradores Varian se ha reportado una caída en la sensibilidad de las cámaras dependiente de las unidades de monitor (UM) totales disparadas desde su instalación debido al agotamiento del oxígeno, y que puede alcanzar un valor total cercano al 12%.⁹⁹⁻¹⁰³ Esta deriva es rápida para nuevas cámaras y luego se ralentiza a medida que el oxígeno se agota hasta estabilizarse. Otro efecto indeseado declarado en algunas cámaras de ionización envejecidas de la misma firma (con más de 5 millones de UM referenciadas en el isocentro) es la asimetría de los perfiles en el inicio del haz, que momentáneamente puede llegar al 8% y luego caer a valores normales en pocos segundos¹⁰⁴. Aunque esto puede ocurrir para todas las energías y tasas de dosis, es más pronunciado para altas energías y bajas tasas de dosis. De nuevo, es el radiofísico hospitalario quién debe garantizar que se verifican periódicamente la constancia de la dosis por unidad de monitor y del perfil del haz para detectar y corregir posibles derivas, y en casos defectuosos, impulsar el reemplazo de las cámaras monitoras del acelerador.

Con respecto a las cámaras abiertas, se usan los sensores de temperatura y presión para corregir automáticamente los cambios en la sensibilidad debido a la variación de la densidad atmosférica. Se debe tener en cuenta que posibles cambios en estos sensores afectarán la calibración de la cámara de ionización, luego cualquier verificación de la calibración debería incluir la revisión de la calibración de estos sensores si fuera posible en la práctica.

Para cualquier cámara monitora es posible que los electrodos causen problemas. Si se observara cualquier inestabilidad del haz, tanto las cámaras como los cables y circuitería asociada deberían ser considerados como posibles causas del problema.

B.6. Influencia de los componentes básicos del ALE en las pruebas fundamentales

La Tabla B.1 recoge de forma orientativa la influencia de los componentes básicos del acelerador lineal en las variables asociadas a las pruebas fundamentales del programa de calidad sin incluir seguridades del acelerador.^{9,105-107} La mayoría afectarán al factor de calibración del sistema monitor.

Pruebas fundamentales del programa

- P1: Constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor
- P2a: Constancia del perfil del haz de radiación: uniformidad del haz
- P2b: Constancia del perfil del haz de radiación: simetría del haz
- P3: Constancia del factor de cuña (un ángulo de cuña)
- P4: Isocentro del haz de radiación para las distintas energías (SRS y SBRT)
- P5: Coincidencia del isocentro de radiación con el isocentro del sistema IGRT
- P6: Exactitud del posicionamiento de las láminas (comprobación rápida)
- P7: Posicionamiento de mordazas

- P8: Alineación de láseres
- P9: Posicionamiento mediante IGRT y movimientos automáticos de mesa

B.7. Verificaciones tras intervenciones

Una componente importante en un programa de control de calidad de radioterapia es identificar las pruebas de verificación necesarias después de las intervenciones más típicas del servicio técnico o del ajuste de los parámetros del acelerador antes de su uso clínico. En este sentido, se recomienda que cada centro tenga escrito el protocolo de actuación ante diferentes intervenciones en un acelerador para asegurarse de que sus parámetros no hayan cambiado de forma intencionada o inadvertida. Por regla general, las pruebas implicadas deberán ser elegidas cuidadosamente para cubrir todos los posibles riesgos sin repetir completamente todo el control de calidad. Además, hay que tener en cuenta que las actividades de mantenimiento pueden presentar un riesgo si la reparación no es acertada o afecta a otro aspecto del funcionamiento del acelerador.

Pueden ser de ayuda los documentos donde los fabricantes proporcionan directrices para la realización de diversos controles de calidad del haz después de la finalización de diferentes tareas de reparación o ajustes en el acelerador^{106,107} teniendo el servicio téc-

Tabla B.1. Influencia de los componentes básicos del ALE en las pruebas fundamentales.

Componente básico del ALE*	Variable posiblemente afectada
Cañón de electrones	P1; P2a; P2b; P4; P5 (dependiendo del sistema de deflexión del haz)
Generador de RF Magnetron, klistron + piloto de RF	P1; P2a
Sistema de control del haz Sistema de control de centrado (1R,1T) <Buncher radial, Buncher Transversal> (2R,2T) <Posición radial, Posición Transversal>	P2b (en ambos ejes) P2a; P2b; P4; P5
Solenoides de enfoque	P1; P2a; P2b; P4; P5
Sistema de deflexión del haz	P1; P2a; P2b; P4; P5
Cámaras de ionización monitoras	P1; P2a; P2b; P4; P5
Mordazas/diafragmas	P3; P4; P5; P7
Cuña	P3
MLC	P4; P5; P6
Mesa de tratamiento	P9
Sistema láser	P8

*Se han usado paréntesis () para los parámetros Elekta, y corchetes triangulares < > para los equivalentes Varian.

nico la obligación de indicar las posibles implicaciones después de una intervención. Cabe recordar en todo momento que, el radiofísico es el responsable último de todas las pruebas de control de calidad y acepta la responsabilidad de realizar las verificaciones necesarias antes de reanudar los tratamientos de pacientes.

Apéndice C – Ejemplo de CEP aplicado a la dosis absorbida por unidad de monitor

C.1. Cómo calcular los límites de control superior e inferior y hacer un gráfico de control

Los pasos a seguir para aplicar el CEP sobre esta variable son los siguientes:

1. Identificar el proceso que se quiere estudiar: en este caso la variación de la dosis por unidad de monitor de un acelerador lineal de electrones para la energía de 6 MV (Varian TrueBeam).
2. Determinar los atributos de medida del proceso: se necesita el valor diario de la dosis por unidad de monitor de la energía de 6 MV.
3. Determinar el tipo de muestreo a realizar: en este caso el tipo de muestreo consiste en muestras aisladas realizadas de manera diaria a lo largo de un año.
4. Determinar el método de medida de los atributos escogidos: la medida se recoge mediante el dispositivo de medida diario (en este caso el Daily QA™ 3 de Sun Nuclear).
5. Recopilar los datos y seleccionar el gráfico de control: en la siguiente tabla (véase la Tabla C.1) se muestra un ejemplo de los datos seleccionados durante un período en el cual la medida se consideró estable (1 mes).

Tabla C.1. Muestra de los datos recogidos.

	Fecha	Valor recogido (cGy)
1	02/08/2021	-0.55
2	03/08/2021	-0.05
3	04/08/2021	-0.04
4	05/08/2021	-0.01
5	06/08/2021	-0.21
...
21	30/08/2021	0.38

El valor recogido por el equipo de medida diario refleja la diferencia del valor medido con respecto a la medida de referencia en cGy.

Debido a que los datos utilizados en este ejemplo son fruto de medidas individuales, el uso del gráfico de control de individuos de Shewhart (gráfica de rango móvil/individual o gráfica I), es el más apropiado.⁴⁴ Todos los puntos de datos se organizan en orden cronológico.

6. Analizar la variación natural de los atributos: se deben calcular los límites de control superior (LCS) e inferior (LCI). Las medidas deberían estar distribuidas de forma equitativa por encima y por debajo de la línea central. La línea central se define como:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x \quad (6)$$

donde n es el número total de medidas y x cada medida individual.

Para establecer los límites LCS y LCI se debe seleccionar un período de tiempo en el que se considere estable la medida recogida. En este ejemplo se ha seleccionado el período de un mes natural (véase la Tabla C.1). A partir de los datos recogidos durante este periodo se calculan estos límites. LCS y LCI se definen de la siguiente manera:^{15,46}

$$LCS = \bar{x} + 2.660 \cdot \overline{mR} \quad (7)$$

$$LCI = \bar{x} - 2.660 \cdot \overline{mR} \quad (8)$$

donde \overline{mR} es el rango móvil,

$$\overline{mR} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=2}^n |x_i - x_{i-1}| \quad (9)$$

Usando los datos mostrados en la Tabla C.1 y las fórmulas anteriores, se obtienen los LCS y LCI :

$$\overline{mR} = 0.1665$$

$$LCS = 0.4429$$

$$LCI = -0.4429$$

Una vez calculados estos límites ya se puede obtener la gráfica de control y se procede a monitorizar la variación del proceso añadiendo el resto de las medidas al gráfico (véase la Fig. C.1).

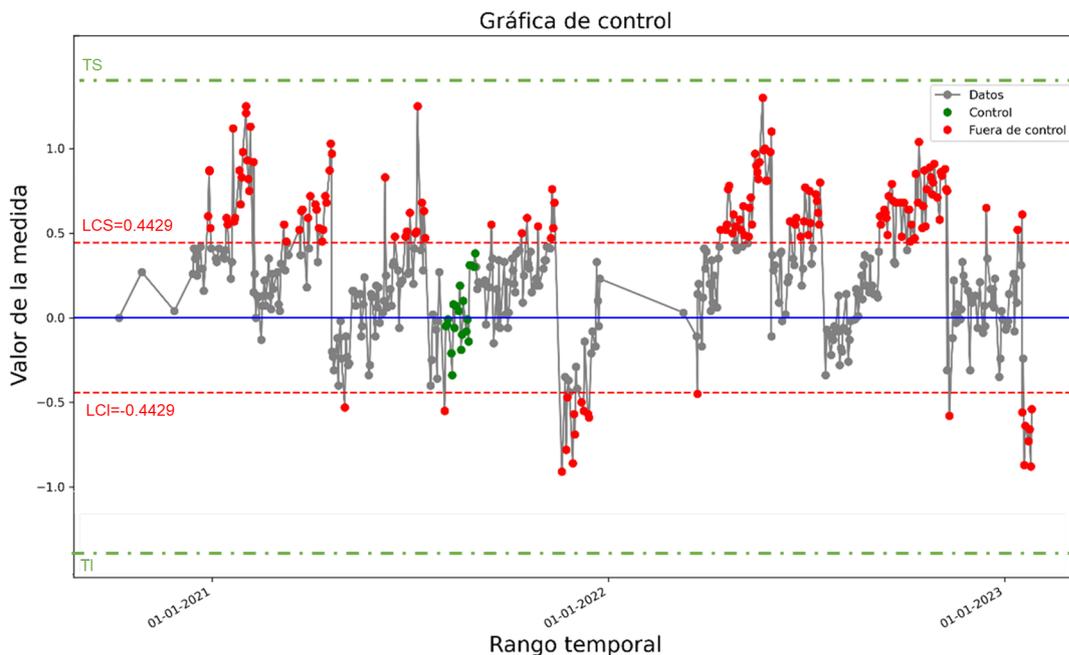


Fig. C.1. Gráfica de control de la desviación del factor de salida de un acelerador Varian TrueBeam medido con el sistema de medida Daily QA3 de Sun Nuclear. Se muestran los límites de control y los límites de tolerancia.

7. Monitorizar la variación del proceso: mediante la gráfica de control se puede analizar si algún punto está fuera del control y el patrón que siguen los datos. En la Figura C.1 se pueden ver en color verde los datos elegidos para el cálculo de los límites de control superior e inferior y, en color rojo aquellos datos que se encuentran fuera de control. Además, el gráfico nos ayuda a visualizar la tendencia de los datos a lo largo del tiempo. En este caso concreto, a pesar de que la variación se encuentra dentro de los márgenes de tolerancia, gracias al CEP podemos apreciar que dicha variación no es la consecuencia de una variación aleatoria y que lo más probable es que se deban buscar las causas específicas que la están ocasionando. La gráfica muestra una situación que puede darse en el control de calidad, la aparición de derivas sistemáticas (drift) que obligan a la recalibración periódica del proceso. Existen técnicas estadísticas de control que pueden ayudarnos en estos casos a cuantificar y modelizar esa deriva y a decidir, con la mayor objetividad y eficiencia, en qué momento y en qué cuantía se debe realizar esta recalibración.¹⁰⁸

Apéndice D – Glosario de términos y abreviaturas

- **ALE:** Acelerador Lineal de Electrones.
- **Acelerador lineal de tipo convencional:** Acelerador de electrones capaz de generar haces de fotones y/o electrones de energías entre 4 y 25 MeV, con montaje isocéntrico y campo de radiación extenso, con o sin mesa isocéntrica. Quedan excluidos de esta definición los sistemas robotizados específicos para radiocirugía y los sistemas de tomoterapia.
- **Capacidad:** Es el grado de aptitud que tiene un proceso para cumplir con las especificaciones técnicas deseadas.
- **CC:** Control de calidad.
- **CCAL:** Control de calidad de aceleradores lineales.
- **CEP:** Control estadístico de procesos. Aplicación de herramientas estadísticas para monitorizar la variación de un proceso, detectar variaciones y anticipar posibles problemas de calidad.
- **Cuña dinámica:** Método que permite obtener campos de radiación con un gradiente en la fluencia energética mediante el desplazamiento progresivo de una de las mandíbulas mientras se emite el haz.
- **Cuña motorizada:** Es una pieza angulada de plomo o acero que se coloca en el haz para generar un gradiente en la tasa de fluencia energética de la

radiación. Está motorizada, integrada en el cabezal de la unidad de tratamiento.

- **Detectabilidad (D):** Referido a un indicador de calidad, la posibilidad de que, en ausencia de un programa de control de calidad del equipo, la superación del nivel de acción para este indicador sea detectada por otros medios, por ejemplo, mediante las medidas de verificación previa de un tratamiento particular, los sistemas de seguridad del equipo, o la realización de los tratamientos.
- **DLG:** Del inglés *Dosimetric Leaf Gap*. Separación o gap dosimétrico de las láminas del MLC.
- **Enclavamientos (“interlocks”):** Cadena de vigilancia encargada de mantener dentro de unos niveles de tolerancia, fijados previamente, las distintas variables y sistemas sobre las que se sustenta el funcionamiento correcto de la unidad.
- **ERI:** Estado de referencia inicial.
- **FMEA:** Análisis modal de fallos y efectos (por sus siglas en inglés). Es un procedimiento que permite identificar fallos en procesos, así como evaluar y clasificar de manera objetiva sus efectos, causas y elementos de identificación, para de esta forma, evitar su ocurrencia y tener un método documentado de prevención.
- **Gantry:** Estructura del acelerador que puede girar alrededor del paciente, donde se aloja el cabezal de radiación. Puede tener forma de brazo o de anillo.
- **Gating:** Técnica de control respiratorio en las que el haz de radiación sólo se activa en una parte del ciclo respiratorio.
- **IA:** Inteligencia artificial.
- **IGRT:** Radioterapia Guiada por la Imagen.
- **IMRT:** Radioterapia de Intensidad Modulada.
- **Isocentro de radiación:** Volumen definido por la intersección del eje de radiación en todas las orientaciones de *gantry* y colimador, que puede ser diferente para cada energía.
- **LC:** Límite de control. Especifica el rango dentro del cual consideramos que un proceso se mantiene inalterado, fluctuando simplemente como consecuencia de la variabilidad esperada del propio proceso.
- **LCI:** Límite de control inferior.
- **LCS:** Límite de control superior.
- **ML:** Aprendizaje automático (*machine learning* en inglés). Disciplina del campo de la Inteligencia Artificial, que permite desarrollar algoritmos con el fin de llevar a cabo tareas sin instrucciones explícitas.
- **Ocurrencia (O):** Índice que valora la probabilidad de que ocurra una causa particular y resulte en un modo de fallo.
- **Razón de dosis fuera de eje:** Cociente entre la dosis en un punto del haz y la dosis en el eje central a la misma profundidad. En inglés *off-axis ratio* (OAR).
- **RPN:** El número de prioridad de riesgo (*risk priority number*), es el producto de multiplicar la severidad (S), la ocurrencia (O) y la probabilidad de no detección (D) y permite priorizar los modos de fallos y sus causas.
- **SBRT:** Radioterapia estereotáctica extracraneal.
- **Severidad (S):** Valora el nivel de las consecuencias de la desviación de un parámetro de la magnitud indicada si no es detectado o corregido.
- **SRS:** Radiocirugía estereotáctica.
- **Tolerancia:** Límites de los valores de desviación de un indicador, respecto a su valor de referencia, que se asocian a un deterioro inaceptable en el funcionamiento del equipo que exige el inicio de una acción correctiva por parte del servicio técnico.
- **VMAT:** Arcoterapia Volumétrica de Intensidad Modulada.

Apéndice E – Comparación de recomendaciones sobre CCAL

Tabla E.1. Resumen de las frecuencias de verificación recomendadas en aceleradores lineales convencionales por diferentes protocolos.

Tipo de Prueba	SEFM ¹ (2009)	SGSMP 11 ¹⁰ (2014)	NCS 9/22/24 ^{11,80} (1996- 2015)	COMP ⁸ (2018)	IPEM 81 ⁹ (2018)	TG 1987 (2021)	MPPG 8.b ⁶ (2023)	Esta guía
Pruebas dosimétricas								
Constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor (verificación rápida)	S (D una calidad de RX y e-)	D	S	D	D	D	D	Alta (Intermedia equipo indep)
Simetría del haz	D	M	M	M*	M (RX) 3M (e-)	M*	D*	Alta* (Intermedia equipo indep)
Homogeneidad del haz	D	M	M	M*	M (RX) 3M (e-)	M*	D*	Alta* (Intermedia equipo indep)
Energía (factor de calidad)	D (RX) S (e-)	M	A	M	M (RX) 3M (e-)	A (RX) M (e-)	D	Intermedia
Linealidad del sistema monitor del haz	M	A	A	A	A	A	A	Baja
Estabilidad de la dosis absorbida por unidad de monitor con el giro del gantry	6M	A	---	A	3M	A	A	Baja
Estabilidad de la simetría del haz con el giro del gantry	M/A	---	---	A*	A	A*	A*	Baja*
Estabilidad de la homogeneidad del haz con el giro del gantry	M/A	---	---	A*	A	A*	A*	Baja*
Estabilidad del factor de calidad con el giro del gantry	M (RX) 6M (e-)	---	---	---	A	---	---	---
Constancia del sistema monitor con la tasa de dosis	M	A/tras inicio	S	A	6M	A	A	Baja
Constancia del perfil del haz con la tasa de dosis	---	---	AC	---	A	---	---	Baja
Constancia del factor de cuña/perfil con cuña	S/6M	D (dir), M (motor)/M	3M/---	D/A	M (dir), 3M (motor)/ A	M (D funcional) /A	D/A	Alta (un ángulo) Baja (todos los ángulos y energías)
Factor de campo	6M	A	---	A	A	A	A (campos pequeños)	Baja
VMAT	---	---	---	M	3M	M/A	M	Intermedia
Gating respiratorio	---	---	---	---	---	M/A	---	Intermedia (dosis/UM) Baja (calidad y, retardo)

Tabla E.1. (cont.) Resumen de las frecuencias de verificación recomendadas en aceleradores lineales convencionales por diferentes protocolos.

Pruebas mecánicas y geométricas									
Isocentros de radiación (Winston Lutz)	M	A	A	A	6M	M	A	M	Alta
Coincidencia de isocentros de radiación y de sistema IGRT	M	---	---	---	M (SRT)	D	---	D	Alta
Posicionamiento de mordazas	D (1 tc) M (rc)	D (1 tc) M/A (rc)	---	D (1 tc), M (rc)	D (1 tc) M (rc) 3M (uniones)	D (1 tc) M (rc)	D (1 tc) M (rc)	D (1 tc) M (rc)	Alta (un campo) Intermedia (rc)
Alineación de láseres	D	D	M	D	D	D	D	D	Alta
Escalas lineales/angulares de mesa	M	M	A	M	D	M	M	M	Intermedia
Rotación isocéntrica de mesa	A (M en SRT)	M	---	M	A	A	A	M	Baja
Ángulo de gantry y de colimador	M	M	6M	M	M	M	M	M	Intermedia
Coincidencia campo luminoso/radiación	M	M	---	M	3M	M	M	A	Según uso
Indicador luminoso del eje (centrado de retícula)	M	M	---	M	D	M	M	M	Intermedia
Indicador de distancia (telémetro)	M	M	---	D	M	D	D	D (en iso) M (en otros)	Según uso
Horizontalidad de mesa bajo carga	M	A	---	A	---	A	A	---	Baja
Pruebas del IMLC									
Posicionamiento del IMLC en modo estático	M	M	M	D (1 tc)	D (1 tc)	S	S	S	Alta
Posicionamiento del IMLC en modo dinámico	---	---	AC	M	M (PF)	M	M	S	Intermedia
Transmisión inter/intra-lámina	A	A	AC+modelado	A	3M	A	A	---	---
Seguridades									
Pulsadores de parada de emergencia	S	M (1/mes)	A	M	M	---	M	---	Intermedia
Monitores audiovisuales	D	D	---	---	D	D	D	D	Alta
Sistemas anticollisión	D	M	M	D	S	M	D (1/día)	D (1/día)	Alta
Pruebas mecánicas de la puerta de tratamiento	---	A	---	---	---	D	A	A	Baja
Enclavamiento radiológico de la puerta de tratamiento	D	D	3M	D	D	D	D	D	Intermedia
Enclavamientos y anclaje de aplicadores de electrones	D	M	A	---	M	A	A	A	Intermedia
Indicadores luminosos/acústicos de radiación	D	D	3M	D/3M	3M	D	D/A	D/A	Intermedia
Sistema auxiliar para bajar la mesa de tratamiento	---	M	---	---	---	---	---	---	Intermedia
Monitor de dosis secundario o de respaldo	D	M	---	D	---	M	---	---	Intermedia

D: Diaria; S: Semanal; M: Mensual; 6M: Trimestral; A: Anual; TI: Tras Intervención; AC: Aceptación; ---: No incluido; Alta: Diaria-Semanal; Intermedia: Mensual-Trimestral; Baja: Semestral-Anual; e-: Electrones; SRT: Radioterapia Estereotáctica; dm: Cufas dinámicas; mot: Cufas motorizadas; rc: Tamaño de campo; tc: Rango clínico; Δ: Correcciones en los desplazamientos 6d mediante IGRT y movimientos automáticos de mesa; PF: Picket Fence; indep: Independiente.

* Las verificaciones de los parámetros de simetría y homogeneidad quedan reemplazadas por la verificación de la constancia del perfil del haz de radiación en las recomendaciones referidas.

Tabla E.2. Resumen de las tolerancias recomendadas en aceleradores lineales convencionales por diferentes protocolos.

Prueba	SEFM ¹ (2009)	SGSMP 11 ¹⁰ (2014)	NCS 9/22/24 ^{11,80} (1996-2015)	COMP ⁸ (2018)	IPEM 81 ⁹ (2018)	TG 198 ⁷ (2021)	MPPG 8.b ⁵ (2023)	Esta guía
Pruebas dosimétricas								
Constancia de la dosis absorbida por unidad de monitor	2%	3% D 2% M/1% A	2%	3%	3%	3% D 2% M	3% D 2% M	2%
Simetría del haz	2-3%	3% M 2% A de ERI	3% de área plana	3% de ERI	2%	1% desy perfil	2% desy perfil	2% de ERI en zona interna
Homogeneidad del haz	2-3% (RX) 3% (e-)	3% M 2% de ERI/A	3% de ERI	3% de ERI	2% de ERI	1% desy perfil	2% desy perfil	2% de ERI en zona interna
Energía (factor de calidad)	2% (RX) 2 mm R50 (e-)	1% (RX) 1 mm (e-)	2%	---	1% (RX) 2 mm (e-)	1% (RX) 2 mm (e-)	1% (RX) 2 mm R50 (e-)	2% (RX) 2 mm R50 (e-)
Linealidad del sistema monitor del haz	R ² >0.999 a/b <0.005 UM	1%	1%	2% / 2 UM	1%	5%/2% (>4 UM)	2%	1% (≥5 UM)
Estabilidad de la dosis absorbida por unidad de monitor con el giro del gantry	1%	1%	0.5%	2%	2%	1% gantry 0°	1% gantry 0°	1% gantry 0°
Estabilidad de la simetría del haz con el giro del gantry	2%	2% de ERI	2%	2%	2%	---	1% gantry 0°	2% gantry 0°
Estabilidad de la homogeneidad del haz con el giro del gantry	2%	2% de ERI	2%	2%	2% de ERI	---	1% gantry 0°	2% gantry 0°
Estabilidad del factor de calidad con el giro del gantry	2%	---	---	---	1%	---	---	---
Constancia del sistema monitor con la tasa de dosis	2%	1%	0.5%	---	1%	2%	2%	1% tasa de referencia
Constancia del perfil del haz con la tasa de dosis	---	---	2%	---	2%	---	---	2% tasa de referencia
Constancia del factor de cuñal/perfil con cuña	2%/3%	1%/2%	2%/---	3%/2%	2% (din), 3% (motor)/2%	2%/2% OAR	2%/2% OAR del SP	2%
Factor de campo	2%	1%	---	2%	2%	1% en RX (2% si tc<4cm o e-)	2% del SP	2% si tc > 1 cm (1% si tc > 4 cm)
VNAT	---	---	Por planes de tratamiento	---	2% en dosis 1% tras parada	2% en y; 0.5% tras parada	2% de dosis del SP	A establecer por el radiofísico
Gating respiratorio	---	---	---	---	---	2% (en dosis y calidad); 100 ms (retardo)	---	1% valor normal (en dosis/UM); Otras pruebas por necesidades

Tabla E.2. (cont.) Resumen de las tolerancias recomendadas en aceleradores lineales convencionales por diferentes protocolos.

Pruebas mecánicas y geométricas									
Isocentros de radiación (Winston Lutz)	2 mm (Φ) (1 mm SRT)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ) (1.4 mm SRT)	2 mm (Φ) (1 mm SRT)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)
Coincidencia de isocentros de radiación y de sistema IGRT	2 mm (prueba mecánica 2d)	---	2 mm (Φ)	---	---	2 mm (módulo vector) (1 mm SRT)	---	---	1 mm (módulo vector)
Posicionamiento de mordazas	2 mm (t<20 cm en iso)/1%	2 mm	2 mm	2 mm	2 mm (uniones 20%)	2 mm (IMRT) 1 mm (SRT)	2 mm (ó 2% factor campo)	2 mm	1-2 mm
Alineación de láseres	1 mm	1 mm	2 mm	2 mm	2 mm (0.5 mm SRT)	2 mm (1 mm IMRT, <1 mm SRT)	2 mm	2 mm	1 mm
Escalas lineales/angulares de mesa	1mm/0.5°	2 mm/0.5°	2 mm	2 mm	2 mm/1° (1 mm/0.5° SRT)	2 mm/1° (1 mm/0.5° SRT)	2mm y 1° Rel: 1 mm (10 cm) y 0.5° (3°); Δ≤1mm/0.5°	2 mm (Φ)	1 mm/0.5° (Δ≤ 1.5 mm)
Rotación isocéntrica de mesa	1.5 mm	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ) (1 mm SRT)	1 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	1.5 mm (respecto 0°)
Ángulo de gantry y de colimador	0.5°	0.5°	1°	1°	0.5°	1°	1°	1°	0.5°
Coincidencia campo luminoso/radiación	2 mm	2 mm	2 mm ó 1%	2 mm	2 mm (1 mm SRT)	2 mm	2 mm	2 mm	Según uso
Indicador luminoso del eje (centrado de retícula)	1.5 mm	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	2 mm (Φ)	1 mm (Φ)
Indicador de distancia (telémetro)	2 mm	2 mm	2 mm	2 mm	2 mm	2mm	2 mm	2 mm	2 mm
Horizontalidad de mesa bajo carga	1° (0.5/30 cm)	2 mm	2 mm	---	5 mm/0.5%	2 mm	---	---	1°
Pruebas del MLC									
Posicionamiento del MLC en modo estático	1 mm 3DCRT 0.5 mm IMRT	1 mm	1 mm (pref <0.5 mm)	2 mm	1 mm	2 mm (1 mm IMRT)	0.5 mm	2 mm	1 mm (láminas individuales) 0.5 mm (media del banco)
Posicionamiento del MLC en modo dinámico	0.2 mm IMRT	---	1 mm (pref <0.5 mm)	1 mm	1 mm	1 mm	0.5 mm	0.5 mm	1 mm (láminas individuales) 0.5 mm (media del banco)
Transmisión inter/intra-lámina	5%/2%	5% (inter)	Datos del fabricante	3%/3%	5%/2%	0.5% de ERI	---	---	---

Referencias

- Pinza C, Lliso F. Control de calidad en aceleradores lineales de uso clínico; 2009.
- Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys*. 2016;43(7):4209-4262. doi:10.1118/1.4947547
- Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2009;36(9Part1):4197-4212. doi:10.1118/1.3190392
- Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys*. 1994;21(4):581-618. doi:10.1118/1.597316
- Smith K, Balter P, Duhon J, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(4):23-39. doi:10.1002/acm2.12080
- Krauss RF, Balik S, Cirino ET, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.b: Linear accelerator performance tests. *J Appl Clin Med Phys*. Published online 2023:e14160-92. doi:10.1002/acm2.14160
- Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2021;48(10):e830-e885. doi:10.1002/mp.14992
- Kirkby C, Ghasroddashti E, Angers CP, Zeng G, Barnett E. COMP report: CPQR technical quality control guideline for medical linear accelerators and multileaf collimators. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(2):22-28. doi:10.1002/acm2.12236
- Patel I. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy Report 81. En: *IPEM Report 81*, 2nd edition; 2018.
- SGSMP. Rec no 11: Quality Control of Medical Electron Accelerators; 2014.
- Mans A, Schuring D, Arends MP, et al. NCS report 24: Code of practice for the quality assurance and control for volumetric modulated arc therapy. *Phys Med Biol*. 2016;61(19):7221-7235. doi:10.1088/0031-9155/61/19/7221
- Dumas J-L, Auzac G, Brune K, Legrand C, Llagostera C. Rapport S.F.M.P. no34: Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle; 2018.
- Bonfantini F, Giandini T, Meroni S, et al. Application of failure mode and effects analysis to optimization of linac quality controls protocol. *Med Phys*. 2019;46(6):2541-2555. doi:10.1002/mp.13538
- O'Daniel JC, Yin FF. Quantitative Approach to Failure Mode and Effect Analysis for Linear Accelerator Quality Assurance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2017;98(1):56-62. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.01.035
- Pawlicki T, Whitaker M, Boyer AL. Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Med Phys*. 2005;32(9):2777-2786. doi:10.1118/1.2001209
- Binny D, Aland T, Archibald Heeren BR, Trapp J V., Kairn T, Crowe SB. A multi institutional evaluation of machine performance check system on treatment beam output and symmetry using statistical process control. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(3):71-80. doi:10.1002/acm2.12547
- Binny D, Lancaster CM, Byrne M, Kairn T, V. Trapp J, Crowe SB. Tomotherapy treatment site specific planning using statistical process control. *Phys Medica*. 2018;53:32-39. doi:10.1016/j.ejmp.2018.08.003
- Létourneau D, Wang A, Amin MN, et al. Multileaf collimator performance monitoring and improvement using semiautomated quality control testing and statistical process control. *Med Phys*. 2014;41(12):121713. doi:10.1118/1.4901520
- Barfield G, Burton EW, Stoddart J, Metwaly M, Cawley MG. Quality assurance of gating response times for surface guided motion management treatment delivery using an electronic portal imaging detector. *Phys Med Biol*. 2019;64(12):125023. doi:10.1088/1361-6560/ab205a
- Sanghangthum T, Suriyapee S, Srisatit S, Pawlicki T. Retrospective analysis of linear accelerator output constancy checks using process control techniques. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(1):147-160. doi:10.1120/jacmp.v14i1.4032
- Breen SL, Moseley DJ, Zhang B, Sharpe MB. Statistical process control for IMRT dosimetric verification. *Med Phys*. 2008;35(10):4417-4425. doi:10.1118/1.2975144
- Moore SJ, Herst PM, Louwe RJW. Review of the patient positioning reproducibility in head-and-neck radiotherapy using Statistical Process Control. *Radiother Oncol*. 2018;127(2):183-189. doi:10.1016/j.radonc.2018.01.006
- Lowther NJ, Hamilton DA, Kim H, Evans JM, Marsh SH, Louwe RJW. Monitoring anatomical changes of individual patients using statistical process control during head-and-neck radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2019;9:21-27. doi:10.1016/j.phro.2018.12.004
- Gérard K, Grandhaye J, Marchesi V, Kafrouni H, Husson F, Aletti P. A comprehensive analysis of the IMRT dose delivery process using statistical process control (SPC). *Med Phys*. 2009;36(4):1275-1285. doi:10.1118/1.3089793
- Gao S, Balter PA, Rose M, Simon WE. A comparison of methods for monitoring photon beam energy constancy. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(6):242-253. doi:10.1120/jacmp.v17i6.6454
- Gao S, Chetvertkov MA, Cai B, et al. Beam energy metrics for the acceptance and quality assurance of Halcyon linear accelerator. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;22(7):121-127. doi:10.1002/acm2.13281
- Létourneau D, Keller H, Becker N, Amin MN, Norrlinger B, Jaffray DA. Quality control methods for linear accelerator radiation and mechanical axes alignment. *Med Phys*. 2018;45(6):2388-2398. doi:10.1002/mp.12910
- Afzalifar A, Mowlavi AA, Mohammadi M. Performance of a linear accelerator couch positioning quality control task using an electronic portal imaging device. *Radiol Phys Technol*. 2020;13(2):195-200. doi:10.1007/s12194-020-00557-4
- Goodall S, Harding N, Simpson J, Alexander L, Morgan S. Clinical implementation of photon beam flatness measurements to verify beam quality. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(6):340-345. doi:10.1120/jacmp.v16i6.5752
- Fogliata A, Garcia R, Knöös T, et al. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy. *Med Phys*. 2012;39(10):6455-6464. doi:10.1118/1.4754799
- Fogliata A, Fleckenstein J, Schneider F, et al. Flattening filter free beams from TrueBeam and Versa HD units: Evaluation of the parameters for quality assurance. *Med Phys*. 2015;43(1):205-212. doi:10.1118/1.4938060

32. Das IJ, Cheng C, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys.* 2008;35(9):4186-4215. doi:10.1118/1.2969070
33. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. *Med Phys.* 2011;38(6Part1):2914-2936. doi:10.1118/1.3579139
34. Vandervoort E, Patrocinio H, Chow T, Soisson E, Nadeau DB. COMP Report: CPQR technical quality control guidelines for CyberKnife® Technology. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(2):29-34. doi:10.1002/acm2.12263
35. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148a). *Med Phys.* 2010;37(9):4817-4853. doi:10.1118/1.3462971
36. V. Althof, Ost B De, Reynaert N, Schubert K, Sterpin E, Kamer JB van de. NCS Report 27: Quality Assurance for Tomotherapy Systems; 2017.
37. Roberts DA, Sandin C, Vesanen PT, et al. Machine QA for the Elekta Unity system: A Report from the Elekta MR-linac consortium. *Med Phys.* 2021;48(5):e67-e85. doi:10.1002/mp.14764
38. Lizuain Arroyo M, Capuz Suárez A, Delgado Rodríguez J, et al. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT); 2013.
39. Remeijer P, Deurloo K, Eenink M, et al. NCS Report 32: Quality assurance of cone-beam CT; 2019. doi:10.25030/ncs-032
40. McCullough SP, Alkhatib H, Antes KJ, et al. AAPM Medical Physicist Practice Guideline 2.b.: Commissioning and quality assurance of X ray based image guided radiotherapy systems. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22(9):73-81. doi:10.1002/acm2.13346
41. O'Daniel JC, Giles W, Cui Y, Adamson J. A structured FMEA approach to optimizing combinations of plan specific quality assurance techniques for IMRT and VMAT QA. *Med Phys.* 2023;50(9):5387-5397. doi:10.1002/mp.16630
42. Martínez Albaladejo M, Vilches Pacheco M, Almendral Manzano P, et al. Diseño y resultados de la encuesta sobre control de calidad de aceleradores lineales. *Rev Física Médica.* 2023;24(1):63-87. doi:10.37004/sefm/2023.24.1.005
43. Proyecto MARR (Matrices de riesgo en radioterapia). Published online 2016. <http://www.sefm.es/new/download/1.-MARR-Documento-MARR.pdf>
44. Bayart D. Walter Andrew Shewhart, Economic control of quality of manufactured product (1931). En: *Landmark Writings in Western Mathematics 1640-1940.* Elsevier; 2005:926-935. doi:10.1016/B978-044450871-3/50153-4
45. Raveendran V, R GR, Anjana PT, Bhasi S, Ranjith CP. *Physica Medica* Moving towards process-based radiotherapy quality assurance using statistical process control. *Phys Medica.* 2023;112:102651. doi:10.1016/j.ejmp.2023.102651
46. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys.* 2018;45(4):e53-e83. doi:10.1002/mp.12810
47. Oakland JO and R. *Statistical Process Control.* Seventh ed. (Oakland RJ, ed.). Taylor & Francis; 2019.
48. Ziegel E, Wheeler D CD. *Understanding Statistical Process Control.* *Technometrics.* 1993;35(1):101-102. doi:10.1080/00401706.1993.10485025
49. Besterfield DH. *Quality Control.* Prentice Hall; 1990.
50. López-Tarjuelo J, Luquero-Llopis N, García-Mollá R, et al. Statistical process control for electron beam monitoring. *Phys Medica.* 2015;31(5):493-500. doi:10.1016/j.ejmp.2015.05.006
51. de la Vega JM, Martínez-Luna RJ, Guirado D, Vilches M, Lallena AM. Statistical control of the spectral quality index in electron beams. *Radiother Oncol.* 2012;102(3):406-411. doi:10.1016/j.radonc.2011.08.010
52. Nordström F, af Wetterstedt S, Johnsson S, Ceberg C, Bäck SÅJ. Control chart analysis of data from a multi-center monitor unit verification study. *Radiother Oncol.* 2012;102(3):364-370. doi:10.1016/j.radonc.2011.11.016
53. Pawlicki T, Yoo S, Court LE, et al. Process control analysis of IMRT QA: implications for clinical trials. *Phys Med Biol.* 2008;53(18):5193-5205. doi:10.1088/0031-9155/53/18/023
54. Zhang H, Lu W, Cui H, Li Y, Yi X. Assessment of Statistical Process Control Based DVH Action Levels for Systematic Multi-Leaf Collimator Errors in Cervical Cancer RapidArc Plans. *Front Oncol.* 2022;12. doi:10.3389/fonc.2022.862635
55. Xiao Q, Bai S, Li G, et al. Statistical process control and process capability analysis for non normal volumetric modulated arc therapy patient specific quality assurance processes. *Med Phys.* 2020;47(10):4694-4702. doi:10.1002/mp.14399
56. Bellec J, Delaby N, Jouyaux F, et al. Plan delivery quality assurance for CyberKnife: Statistical process control analysis of 350 film-based patient-specific QAs. *Phys Medica.* 2017;39:50-58. doi:10.1016/j.ejmp.2017.06.016
57. Wang H, Xue J, Chen T, et al. Adaptive radiotherapy based on statistical process control for oropharyngeal cancer. *J Appl Clin Med Phys.* 2020;21(9):171-177. doi:10.1002/acm2.12993
58. Lowther NJ, Hamilton DA, Kim H, Evans JM, Marsh SH, Louwe RJW. Monitoring anatomical changes of individual patients using statistical process control during head-and-neck radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2019;9:21-27. doi:10.1016/j.phro.2018.12.004
59. Govindarajan R, Lluoguera E, Melero A, et al. El control estadístico de proceso puede ayudar a prevenir los errores de tratamiento sin aumentar los costes en radioterapia. *Rev Calid Asist.* 2010;25(5):281-290. doi:10.1016/j.cali.2010.04.004
60. Fuangrod T, Greer PB, Simpson J, Zwan BJ, Middleton RH. A method for evaluating treatment quality using in vivo EPID dosimetry and statistical process control in radiation therapy. *Int J Health Care Qual Assur.* 2017;30(2):90-102. doi:10.1108/IJHCQA-03-2016-0028
61. Meyers SM, Balderson MJ, Létourneau D. Evaluation of Elekta Agility multi-leaf collimator performance using statistical process control tools. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(7):100-108. doi:10.1002/acm2.12660

62. De la Vega JM, Ruiz-Arrebola S, Tornero-López AM, et al. A method to relate StarTrack® measurements to R50 variations in clinical linacs. *Phys Medica*. 2014;30(7):827-832. doi:10.1016/j.ejmp.2014.03.007
63. Gao S, Chetvertkov MA, Simon WE, Sadeghi A, Balter PA. Monitoring linear accelerators electron beam energy constancy with a 2D ionization chamber array and double-wedge phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(1):18-25. doi:10.1002/acm2.12751
64. Speight RJ, Esmail A, Weston SJ. Quality assurance of electron and photon beam energy using the BQ-Check phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2011;12(2):239-244. doi:10.1120/jacmp.v12i2.3366
65. Bedford JL, Warrington AP. Commissioning of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol*. 2009;73(2):537-545. doi:10.1016/j.ijrobp.2008.08.055
66. Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS 483, the IAEA–AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. *Med Phys*. 2018;45(11). doi:10.1002/mp.13208
67. Paul J. Keall. The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology Report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*. 2006;33:3874-390. <https://dx.doi.org/10.1118/1.2349696>
68. Fernández Letón P, Baños Capilla C, Bea Gilabert J, et al. Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT). *Rev Física Médica*. 2017;18(2):77-142.
69. Rodríguez Romero R, Zucca Aparicio D, De la Casa de Julián MÁ, et al. Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT): Procedimientos recomendados para la aceptación y puesta en funcionamiento. *Rev Física Médica*. 2022;23(1):45-80. doi:10.37004/sefm/2022.23.1.003
70. Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol*. 1988;14(2):373-381. doi:10.1016/0360-3016(88)90446-4
71. Du W, Johnson JL, Jiang W, Kudchadker RJ. On the selection of gantry and collimator angles for isocenter localization using Winston Lutz tests. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(1):167-178. doi:10.1120/jacmp.v17i1.5792
72. Pudsey LMM, Biasi G, Ralston A, Rosenfeld A, Poder J. Detection of rotational errors in single-isocenter multiple-target radiosurgery: Is a routine off-axis Winston–Lutz test necessary? *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23(9). doi:10.1002/acm2.13665
73. Bissonnette J-P. COMP report: CPQR technical quality control guidelines for accelerator-integrated cone-beam systems for verification imaging. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(3):9-12. doi:10.1002/acm2.12302
74. Netherton T, Li Y, Gao S, et al. Experience in commissioning the halcyon linac. *Med Phys*. 2019;46(10):4304-4313. doi:10.1002/mp.13723
75. Kirkby C, Ghasroddashti E, Angers CP, Zeng G, Barnett E. COMP report: CPQR technical quality control guideline for medical linear accelerators and multileaf collimators. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(2):22-28. doi:10.1002/acm2.12236
76. Van Esch A, Depuydt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol*. 2004;71(2):223-234. doi:10.1016/j.radonc.2004.02.018
77. Yang Y, Xing L. Quantitative measurement of MLC leaf displacements using an electronic portal image device. *Phys Med Biol*. 2004;49(8):1521-1533. doi:10.1088/0031-9155/49/8/010
78. Richart J, Pujades MC, Perez-Calatayud J, et al. QA of dynamic MLC based on EPID portal dosimetry. *Phys Medica*. 2012;28(3):262-268. doi:10.1016/j.ejmp.2011.06.046
79. Christophides D, Davies A, Fleckney M. Automatic detection of MLC relative position errors for VMAT using the EPID-based picket fence test. *Phys Med Biol*. 2016;61(23):8340-8359. doi:10.1088/0031-9155/61/23/8340
80. Van der Wal E, Wiersma J, Ausma AH, et al. NCS Report 22: Code of practice for the quality assurance and control for intensity modulated radiotherapy; 2013. doi:10.25030/ncs-022
81. Kinsella P, Shields L, McCavana P, McClean B, Langan B. Determination of MLC model parameters for Monaco using commercial diode arrays. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(4):37-47. doi:10.1120/jacmp.v17i4.6190
82. Faught JT, Balter PA, Johnson JL, et al. An FMEA evaluation of intensity modulated radiation therapy dose delivery failures at tolerance criteria levels. *Med Phys*. 2017;44(11):5575-5583. doi:10.1002/mp.12551
83. Yun H, Carlone M, Liu Z. Topic modeling of maintenance logs for linac failure modes and trends identification. *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23(1). doi:10.1002/acm2.13477
84. Ma Y, Wang X, Mai R, et al. An electronic portal image device (EPID) based multiplatform rapid daily LINAC QA tool. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;22(1):45-58. doi:10.1002/acm2.13055
85. Pearson M, Eaton D, Greener T. Long term experience of MPC across multiple TrueBeam linacs: MPC concordance with conventional QC and sensitivity to real world faults. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(8):224-235. doi:10.1002/acm2.12950
86. Puyati W, Khawne A, Barnes M, Zwan B, Greer P, Fuangrod T. Predictive quality assurance of a linear accelerator based on the machine performance check application using statistical process control and ARIMA forecast modeling. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(8):73-82. doi:10.1002/acm2.12917
87. Tang G, LoSasso T, Chan M, Hunt M. Impact of a Centralized Database System on Radiation Therapy Quality Assurance Management at a Large Health Care Network: 5 Years' Experience. *Pract Radiat Oncol*. 2022;12(5):e434-e441. doi:10.1016/j.prro.2022.03.003
88. Li T, Wu QJ, Matzen T, Yin F, O'Daniel JC. Diode based transmission detector for IMRT delivery monitoring: a validation study. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(5):235-244. doi:10.1120/jacmp.v17i5.6204
89. Choi DH, Kim JS, Ahn WS, Ahn S. Feasibility Study on Dosimetric Verification and Annual Quality Assurance Using a Transmission-Type Chamber. *SSRN Electron J*. Published online 2021. doi:10.2139/ssrn.3969903

90. Miura H, Takeichi F, Enosaki T, Yamada K, Ozawa S, Nagata Y. Feasibility of output quality assurance considering gantry angle using "Stealth Chamber". *Polish J Med Phys Eng.* 2021;27(4):299-302. doi:10.2478/pjmpe-2021-0035
91. Kalet AM, Luk SMH, Phillips MH. Radiation Therapy Quality Assurance Tasks and Tools: The Many Roles of Machine Learning. *Med Phys.* 2020;47(5):e168-e177. doi:10.1002/mp.13445
92. Ma M, Liu C, Wei R, Liang B, Dai J. Predicting machine's performance record using the stacked long short-term memory (LSTM) neural networks. *J Appl Clin Med Phys.* 2022;23(3). doi:10.1002/acm2.13558
93. Brouwer CL. Artificial Intelligence: Methods and Applications in Radiotherapy. *Semin Radiat Oncol.* 2022;32(4):303-448.
94. Luk SMH, Ford EC, Phillips MH, Kalet AM. Improving the Quality of Care in Radiation Oncology using Artificial Intelligence. *Clin Oncol.* 2022;34(2):89-98. doi:10.1016/j.clon.2021.11.011
95. Simon L, Robert C, Meyer P. Artificial intelligence for quality assurance in radiotherapy. *Cancer/Radiothérapie.* 2021;25(6-7):623-626. doi:10.1016/j.canrad.2021.06.012
96. Chan MF, Witztum A, Valdes G. Integration of AI and Machine Learning in Radiotherapy QA. *Front Artif Intell.* 2020;3(September):1-8. doi:10.3389/frai.2020.577620
97. Karzmark C.J., Nunan C.S., Tanabe E. *Medical Electron Accelerators.* McGraw-Hill, Incorporated, Health Professions Division 1993, ed.; 1993.
98. Lizuain Arroyo MC, Brosed Serreta A. *Fundamentos de Física Médica. Volumen 3. Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad.* ADI, ed.; 2012.
99. Grattan MWD, Hounsell AR. Analysis of output trends from Varian 2100C/D and 600C/D accelerators. *Phys Med Biol.* 2011;56(1):N11-N19. doi:10.1088/0031-9155/56/1/N02
100. Glide-Hurst C, Bellon M, Foster R, et al. Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study. *Med Phys.* 2013;40(3):031719. doi:10.1118/1.4790563
101. Luketina IA, Greig L. Linear accelerator output variability. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2004;27(3):155-159. doi:10.1007/BF03178676
102. Kapanen M, Tenhunen M, Hämäläinen T, Sipilä P, Parkkinen R, Järvinen H. Analysis of quality control data of eight modern radiotherapy linear accelerators: the short- and long-term behaviours of the outputs and the reproducibility of quality control measurements. *Phys Med Biol.* 2006;51(14):3581-3592. doi:10.1088/0031-9155/51/14/020
103. Cetnar AJ, DiCostanzo DJ. The lifetime of a linac monitor unit ion chamber. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22(12):108-114. doi:10.1002/acm2.13463
104. Purwar A, Johnsen S, Potter R. Performance characteristics of Kapton sealed ion chambers; 2016.
105. Zubia K. *Beam Quality Guidelines for High Energy Clinac Systems;* 2019. <https://my.varian.com>.
106. *Medical Systems V. Beam Quality Guidelines for TrueBeam/TrueBeam STx/EDGE/VitalBeam;* 2018. <https://my.varian.com>.
107. Taylor J, Ruggieri L. *Directrices de calidad del haz en Halcyon;* 2019. <http://my.varian.com>.
108. Friebe T, Haber R. Detection of signal drifts by different control charts. En: *IFAC Proceedings Volumes. Vol 42. IFAC;* 2009:432-437. doi:10.3182/20090921-3-TR-3005.00076

Guía para el control de calidad y seguridad de los sistemas de planificación y planes de tratamiento de radioterapia externa

Guide for quality control and safety of external radiotherapy planning systems and treatment plans

Alejandro García Romero^{1,*}, Montserrat Baeza Trujillo², Antonio Teijeiro García³, Francisco Clemente Gutiérrez⁴, Daniel Morera Cano⁵, Víctor Hernández Masgrau⁶

¹ Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa de Zaragoza.

² Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla.

³ Hospital Do Meixoeiro de Vigo.

⁴ Complejo Hospitalario de Toledo.

⁵ Hospital Univeritario Son Espases, Palma de Mallorca.

⁶ Hospital Sant Joan de Reus, IISPV.

Fecha de Recepción: 11/02/2024 - Fecha de Aceptación: 15/03/2024

El contenido del documento refleja las recomendaciones de la SEFM para el control de calidad y uso seguro de los sistemas de planificación de radioterapia externa. Se hace una exposición inicial de los motivos, consideraciones generales y principales novedades a tener en cuenta en los sistemas de planificación actuales, para pasar a analizar detalladamente la caracterización de las unidades de tratamiento y los parámetros que hay que tener en cuenta en el modelado de las mismas, haciendo especial hincapié en aquellos que tienen que ver con el colimador multilámina. En el documento se distinguen tres secciones diferentes que tratan de abarcar todo aquello que influye en que el producto del sistema de planificación, el plan de tratamiento, tenga la mejor calidad y seguridad asociada: control de calidad del sistema de planificación, garantía de calidad del proceso de planificación y verificación de planes de tratamiento, todo ello siempre manteniendo la visión que proporciona el análisis de riesgos asociado.

El programa de control de calidad se establece en tres pasos: estado de referencia inicial, controles periódicos y controles tras actualizaciones. Añadido a esto, se analiza el proceso de planificación y cómo garantizar la calidad en el mismo por medio de procesos globales (auditorías y pruebas end-to-end), evaluación de planes y sistematización relacionada con la protocolización y las soluciones de clase. Por último, se describen las herramientas de verificación de planes y sus limitaciones, las métricas asociadas así como las estrategias de verificación posibles. Todo el documento culmina con un último capítulo que resume todas las recomendaciones basándose en lo expuesto y concreta las tolerancias a utilizar en cada etapa.

Palabras clave: Sistema de planificación de tratamientos, verificación de planes, garantía de calidad, estado de referencia inicial, auditorías, test end-to-end.

The content of the document reflects the recommendations of the SEFM for the quality control and safe use of external radiotherapy treatment planning systems. An initial exposition is presented regarding the reasons, general considerations, and main updates to be taken into account in current planning systems before proceeding to analyze in detail the characterization of treatment units and the parameters to consider in their modeling, with special emphasis on those related to the multileaf collimator.

The document is divided into three distinct sections aimed at comprehensively covering all aspects influencing the quality and safety of the treatment planning system product, the treatment plan. These sections encompass quality control of the planning system, quality assurance of the planning process, and treatment plan verification, all while maintaining the perspective provided by the associated risk analysis.

*Correspondencia: agarciarom@salud.aragon.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.008>

The quality control program is established in three steps: initial reference state, periodic checks, and checks after updates. In addition to this, the planning process is analyzed, ensuring its quality through global processes such as audits and end-to-end tests, plan evaluation, and systematization related to standardization and class solutions. Finally, the document describes plan verification tools and their limitations, associated metrics, and potential verification strategies. The entire document concludes with a final chapter summarizing all recommendations based on the exposition and specifying tolerances to be used at each stage.

Key words: Treatment planning system, plan verification, quality assurance, initial reference state, audits, end-to-end tests.

Tabla de contenido

1. Alcance y objetivos	125
2. Consideraciones generales y principales novedades en los TPS	126
2.1. Algoritmos de cálculo	126
2.2. Proceso de optimización	127
2.3. Automatización en el proceso de segmentación y planificación	128
2.4. Incertidumbres y tolerancias en los sistemas de planificación	130
3. Caracterización de las unidades de tratamiento	132
3.1. Modelado de los haces de radiación y del paciente	132
3.2. Modelado del MLC	134
4. Control de calidad de los sistemas de planificación y análisis de riesgos	136
4.1. Estado de referencia inicial	136
4.2. Controles periódicos	143
4.3. Pruebas tras actualización de <i>software</i>	143
4.4. Análisis de riesgos asociados al sistema de planificación	144
5. Garantía de calidad en el proceso de planificación	145
5.1. Puesta en marcha de técnicas de tratamiento: auditorías y verificaciones end-to-end (E2E)	145
5.2. Evaluación de los planes de tratamiento	146
5.3. Protocolización y soluciones de clase	149
6. Verificación de planes de tratamiento	150
6.1. Métricas de verificación de planes de tratamiento	151
6.2. Sistemas de verificación de planes de tratamiento	152
6.3. Limitaciones, puesta en marcha y control de calidad de los sistemas de verificación	154
6.4. Estrategias en la verificación de planes de tratamiento	158
6.5. Relación entre la verificación de planes y controles periódicos de la unidad de tratamiento	159
7. Resumen de recomendaciones	160
7.1. Recursos mínimos necesarios	160
7.2. Caracterización y modelado las unidades de tratamiento	160
7.3. Control de calidad del sistema de planificación	162
7.4. Control de calidad del proceso de planificación	165
7.5. Verificación de planes de tratamiento	168
7.6. Resumen de tolerancias para la verificación del sistema de planificación y de planes de tratamiento ...	170
8. Referencias	171

1. Alcance y objetivo

En nuestro país, desde 1998, existe legislación referente a los criterios de calidad en radioterapia (RD 1566/1998).¹ En ella, entre otros aspectos asociados a la calidad en radioterapia, se establecen, determinados parámetros a verificar en la aceptación, estado de referencia inicial y control periódico de los sistemas de planificación de tratamiento de radioterapia (TPS) externa y de braquiterapia. Estos aspectos y la puesta en marcha para uso clínico de los sistemas de planificación de tratamiento de radioterapia, así como de los equipos de medida y del sistema de registro, verificación y gestión de los tratamientos, son responsabilidad específica del radiofísico hospitalario. También es responsabilidad del radiofísico el establecimiento y ejecución de los programas de control de calidad de los mismos.² Cada unidad asistencial de radioterapia debe tener un programa de garantía de calidad y seguridad donde, entre otros apartados, se particularicen los procedimientos y pruebas de control de acuerdo con las recomendaciones de protocolos y guías aceptados por sociedades científicas como las que este documento contiene. En 2005, la sociedad española de física médica (SEFM) completó un documento/protocolo sobre control de calidad de los sistemas de planificación en radioterapia externa y braquiterapia,³ que resultó un extenso compendio de pruebas sobre todos los actores implicados en un sistema de planificación, desde el *hardware* hasta la transferencia de datos, incluyendo una comprobación exhaustiva de los algoritmos de cálculo. Desde entonces, el progreso de la tecnología ha dejado desactualizadas tanto las pruebas propuestas en ¹ como en ³, que, si bien siguen siendo referencias útiles, no tienen en cuenta que la práctica clínica de los radiofísicos hospitalarios referente a los TPS ha cambiado, centrándose más en una verificación específica de los planes de tratamiento y en un análisis de procesos bajo el concepto de extremo a extremo o de principio a fin (“end-to-end” o E2E). Estos procesos están relacionados también con los controles de calidad de los aceleradores lineales. En muchas ocasiones el TPS ya no es una estación separada sobre la que actuar de manera independiente, sino que participa activamente en un proceso global que muchas veces es “sin papeles”, y que se retroalimenta de la información que proviene de la comprobación en máquina e incluso de la que proviene de la puesta en tratamiento de los pacientes y de la evaluación de las sesiones que se van administrando. Los radiofísicos hospitalarios actúan de manera heterogénea en el análisis de todos estos procesos; por ello, es útil disponer de un documento de consenso que se pueda utilizar como referencia.

En este contexto son necesarias recomendaciones para afrontar los procesos de control de calidad en los

sistemas de planificación y en la verificación de planes de tratamiento, que permitan concentrar los recursos humanos en aquello que es más relevante, que pueda suponer un riesgo y comprometer el tratamiento del paciente. El propósito de este documento es indicar dónde y cómo concentrar los esfuerzos y qué pruebas o métricas utilizar tanto en la evaluación del cálculo de la distribución de dosis y de las herramientas del TPS como en la verificación de los planes que se generan, indicando qué es necesario tener en cuenta para la puesta en marcha, así como el contenido y frecuencia de las pruebas posteriores. Dadas las diferencias en cuanto al flujo de trabajo y sistemas empleados, se ha decidido mantener áreas como la braquiterapia, la radioterapia intraoperatoria y la radioterapia con haces de protones fuera del ámbito de estas recomendaciones. En cuanto a sistemas con acelerador lineal en geometrías diferentes al brazo en C (Tomoterapia® y su evolución Radixact®, Halcyon®, Cyberknife®, etc.), lo que se menciona en el presente documento es válido en lo referente a la verificación del TPS, si bien alguno de estos sistemas puede requerir pruebas adicionales más específicas o poseer ciertas peculiaridades de configuración de las unidades de tratamiento.

Es también propósito del presente documento conectar la verificación del sistema de planificación con la verificación de planes clínicos, así como recomendar métricas y frecuencias para las verificaciones de planes. También se proporcionan recomendaciones sobre el equipamiento mínimo para llevar a cabo las tareas de verificación del sistema de planificación y de los planes de tratamiento.

El documento está estructurado en varios apartados, comenzando por una descripción breve de los TPS en la actualidad y de los parámetros más importantes para el modelado de las unidades de tratamiento, pasando posteriormente a describir qué pruebas de control de calidad son recomendables, desde su puesta en marcha hasta las pruebas periódicas. Se ha incluido un apartado sobre el control de calidad del proceso de planificación, debido a la importancia que tiene y a su impacto sobre las características de los planes generados. A continuación, se aborda la verificación de planes de tratamiento, describiendo los sistemas que se utilizan y sus limitaciones, así como el control de calidad de los equipos y las métricas de verificación recomendadas. Por último, se resumen las recomendaciones que se desprenden de todo lo expuesto y que pretenden reflejar lo que entendemos por una buena práctica actual en cuanto al uso y control de los TPS, teniendo en cuenta el continuo desarrollo de sistemas y la necesidad de revisión periódica de este tipo de recomendaciones.

A la fecha de publicación de la presente guía se espera la publicación de un nuevo Real Decreto por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad

de las unidades asistenciales de radioterapia. En este documento podrían incluirse aspectos de garantía de calidad de los sistemas de planificación o de la verificación de planes de tratamiento que en algún caso podrían diferir de las recomendaciones expresadas en este documento. Debe quedar claro a los lectores que esta guía se atiene al plano estrictamente científico sin incluir consideraciones de tipo legal.

2. Consideraciones generales y principales novedades en los TPS

La evolución histórica de los sistemas de planificación en radioterapia externa, así como una descripción completa de los algoritmos de cálculo, puede encontrarse en otros documentos de la SEFM, como por ejemplo el volumen 4 de la colección Fundamentos de Física Médica.⁴ En este apartado se presenta una actualización en algoritmos de cálculo, una descripción de los procesos de optimización, una introducción a la automatización de los procesos de planificación y contorno y, por último, una descripción de las incertidumbres y tolerancias asociadas al proceso de planificación.

2.1. Algoritmos de cálculo

Los algoritmos de cálculo de dosis en el paciente que se utilizan en la actualidad son los basados en el modelo de convolución-superposición,⁵ los basados en métodos de Monte Carlo (MC)^{6,7} y los algoritmos deterministas que resuelven directamente la ecuación de transporte de Boltzmann.⁸

Knoos et al.⁹ clasificaron los algoritmos basados en modelos en tipo “a” y “b”, según cómo simulan el transporte lateral de electrones y abordan la corrección por heterogeneidad; las principales diferencias entre ellos, por tanto, se producen en medios no homogéneos. Los algoritmos de tipo “a” no modelan el transporte lateral de electrones. Ejemplos de sistemas de planificación que han usado esta clase de algoritmos son Eclipse™ (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) con el algoritmo de tipo PBC (*Pencil Beam Convolution*), Oncentra® MasterPlan (PBC), CMS XiO (convolución) o Brainlab iPlan (PBC, Brainlab, Munich, Germany). En el momento presente estos algoritmos tienen un uso muy reducido y la mayoría de los sistemas han incorporado algoritmos más avanzados.

Los algoritmos de tipo “b” tienen en cuenta los efectos de las heterogeneidades en el transporte lateral de electrones con mayor exactitud, como el algoritmo CCC (*Collapsed Cone Convolution*) empleado en los sistemas de planificación Pinnacle (Philips Inc., Amsterdam, Netherlands), Oncentra® MasterPlan

(Nucletron, Inc., Columbia, MD, USA), CMS XiO (Superposition, Elekta AB, Stockholm, Sweden), RayStation® (RaySearch Laboratories AB, Stockholm, Sweden) o Accuray Precision® (Accuray, Sunnyvale, CA). Debido a la relativa velocidad y exactitud de cálculo tanto en medios homogéneos como heterogéneos, los algoritmos de convolución-superposición han reemplazado en gran medida a los de tipo “a” para haces de fotones.

Algunos algoritmos se consideran intermedios entre el tipo “a” y tipo “b”, como el AAA (Analytical Anisotropic Algorithm, VMS, PA, CA), que está basado en una convolución tipo PBC y que además tiene en cuenta el transporte de electrones en la dirección lateral mediante una aproximación.

A los algoritmos que modelan explícitamente el transporte lateral de electrones, como MC o los deterministas basados en la ecuación de transporte de Boltzmann, se les ha clasificado como tipo “c”.¹⁰ Se trata de algoritmos más avanzados que presentan aún mayor exactitud de cálculo en medios heterogéneos, sean tejidos biológicos o materiales implantados de alta densidad.

Los códigos MC modernos de transporte de electrones y fotones relevantes en física médica se basan en la técnica de historia condensada propuesta por Berger (1963),¹¹ que agiliza la simulación electrónica en el medio, debido a que es la más costosa computacionalmente. Primero se simula el paso del haz de radiación a través del cabezal del acelerador hasta antes de llegar al paciente y después se simula la deposición de energía y el transporte en el paciente. Los sistemas de planificación comerciales actuales sólo calculan por MC este último paso en el paciente, ya que el transporte en el cabezal suele tratarse como un modelo analítico multifuente. Aunque MC es un algoritmo considerado muy exacto y potente, tiene sus limitaciones y también puede incurrir en errores en aplicaciones clínicas.^{12,13} Además, hay que considerar la incertidumbre estadística, que es proporcional a la inversa de la raíz cuadrada del número de historias generadas. Aunque los tiempos de cálculo prolongados asociados con la simulación de MC dificultaron su implementación comercial frente a los algoritmos de *pencil beam* o de convolución/superposición, hoy en día su uso está bastante extendido. Todos ellos aplican técnicas de reducción de varianza dentro de diversas estrategias para la aceleración del cálculo en paciente y sigue habiendo mucho interés en incrementar su velocidad de cálculo,¹⁴ por lo que se espera que superen a sus predecesores. Para el cálculo de electrones se emplean códigos como VMC++, una reimplementación en C++ de VMC, y XVMC¹⁵ para fotones, siendo la familia de códigos VMC la más ampliamente utilizada en TPS. Ejemplos de sistemas de planificación que usan MC son Oncentra® MasterPlan y Eclipse™ para

electrones (algoritmo eMC), iPlan, Monaco® (Elekta AB, Stockholm, Sweden) para fotones y RayStation® para fotones y electrones. Dedicados a radiocirugía estereotáctica (SRS), encontramos el TPS Elements Multiple Brain Mets SRS (MBM) (Brainlab, Munich, Germany) y también Accuray Precision®. También existen aceleradores que integran una resonancia magnética (RM), como los modelos MRIdian® linac (ViewRay Technologies, Inc, Ohio, USA) y Elekta Unity (Elekta AB, Stockholm, Sweden). En estos casos el cálculo de la dosis absorbida necesita tener en cuenta la interacción de los electrones secundarios con el campo magnético, por lo que habitualmente se usan sistemas de planificación con algoritmos de MC.¹⁶

Respecto a los algoritmos deterministas que simulan todos los procesos físicos basándose en la ecuación de transporte de Boltzmann y la resuelven mediante métodos numéricos, encontramos comercialmente el Acuros XB (AXB) en Eclipse™. Este algoritmo es mucho más rápido que los algoritmos de MC y de exactitud comparable.^{8,17}

Algunos de estos algoritmos especifican la dosis absorbida de distinta manera. Los algoritmos analíticos históricamente han calculado “dosis agua”, en la que todos los tejidos se consideran como agua de distinta densidad. Los algoritmos de MC, en cambio, calculan de manera habitual en “dosis medio” y hay algoritmos deterministas (AXB) que pueden reportar tanto dosis en vóxeles de agua rodeada de medio (Dw,m) como dosis en vóxeles de medio rodeado de medio (Dm,m). Existen argumentos a favor y en contra de documentar la dosis usando cada una de estas dos magnitudes,^{18–25} pero el uso de dosis de Dm,m cuenta cada vez con un mayor consenso.^{26,27} También es importante tener en cuenta las inconsistencias entre estas magnitudes en medios heterogéneos y sus potenciales implicaciones clínicas.^{28–31}

Según la encuesta realizada por la SEFM en 2021,³² los algoritmos más empleados en España son AXB (29.7%) y AAA (26.8%), debido al uso muy extendido del sistema de planificación Eclipse™. Le siguen de cerca el algoritmo tipo CCC (24.2%) y, por último, MC (13.2%). La elección del algoritmo se relaciona con las técnicas de tratamiento aplicadas en cada centro. Así, en los tratamientos de SRS o radioterapia corporal estereotáctica (SBRT), donde los volúmenes son pequeños, o en los casos de lesiones pulmonares o cercanas a hueso, para reducir la incertidumbre se constata que los usuarios emplean algoritmos más exactos, como son los algoritmos tipo “b” o tipo “c”.

Para mejorar su rapidez, tanto en el cálculo como en la automatización, los TPS comerciales usan como procesador las tarjetas gráficas, con la técnica denominada *General Purpose Computation on Graphics Processing Units* (GPGPU) que, por su gran capaci-

dad de cálculo y su reducido tamaño y coste, se han convertido en una plataforma alternativa a los CPU convencionales y *clusters*.³³

Los TPS habitualmente calculan la dosis en medios heterogéneos empleando como base el conjunto de imágenes de TC que se realiza al paciente, pero actualmente también pueden usarse como base del cálculo las imágenes de *Cone-Beam Computed Tomography* (CBCT) e incluso de RM. De hecho, cada vez se está haciendo un uso más extensivo de la RM, no sólo para solventar la limitación en la discriminación de tejidos blandos sino para obtener información funcional. La imagen de RM no proporciona información de la densidad electrónica necesaria para el cálculo de la dosis absorbida, por lo que habitualmente se registra con la imagen de TC. Como alternativa, también puede usarse la RM en radioterapia como una modalidad única, sin necesidad de realizar una TC ni registrar distintos modos de imagen. Para ello, a partir de la RM se obtiene una TC virtual, llamada pseudo-TC (psTC), TC-sintética o TC-sustituta (sTC). Esta pseudo-TC puede conseguirse mediante diferentes métodos, como son el método de densidad aparente (*Bulk Density Method*, BDM), el método basado en atlas (*Atlas Based Method*, ABM) y el método basado en vóxeles (*Voxel Method Based*, VMB).³⁴

2.2. Proceso de optimización

En las técnicas de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) o de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT), además, se usan algoritmos de optimización (o de planificación inversa). Estos algoritmos son bastante sofisticados y a veces incluyen aspectos biológicos de la respuesta de los tejidos, como probabilidades de complicaciones y de muerte celular.

El proceso habitual de planificación en técnicas moduladas consiste en la selección inicial de una serie de incidencias del haz de radiación sobre el paciente (campos/arcs), y una prescripción de dosis. A diferencia de la radioterapia convencional, el campo o arco de tratamiento no necesariamente irradia todo el volumen blanco en cada punto de control, sino que éste se irradia parcialmente, como parte de un proceso de optimización de la dosis en el volumen blanco minimizando la dosis en tejidos adyacentes. Posteriormente, una vez alcanzada una solución, se procede con el cálculo final de la distribución de dosis. En caso de que los resultados no sean los deseados, es posible reiniciar de nuevo la optimización con modificaciones hasta obtener un plan adecuado.^{35,36}

Durante el proceso de optimización, la prescripción define los objetivos del tratamiento, pudiendo ser expresada en términos de funciones objetivo y restricciones, que pueden modelarse en base a pará-

metros y cantidades físicas o biológicas. Las primeras, parámetros dosimétricos en sí mismos, pueden ser definidas sobre el volumen blanco o sobre órganos de riesgo (dosis máxima, mínima, media, valores concretos del histograma dosis-volumen (HDV), etc.). Las funciones objetivo y restricciones biológicas están más directamente relacionadas con el resultado del tratamiento, permitiendo su predicción y entre ellas se pueden incluir funciones para la probabilidad de control tumoral, la probabilidad de control tumoral sin complicaciones, la dosis uniforme equivalente, la dosis uniforme equivalente generalizada y la probabilidad de complicación en tejido sano (TCP, UTCP, EUD, gEUD, NTCP respectivamente). Estas funciones intentan minimizar la NTCP y maximizar el resto en el caso de las funciones objetivo, y a la inversa para las restricciones de dosis. Al igual que en el escenario anterior, se observan ventajas e inconvenientes en su aplicación. Por un lado, permiten predecir, y potencialmente mejorar, el resultado del tratamiento. Por otro lado, los parámetros empleados en dichos modelos biológicos poseen un alto grado de incertidumbre, que puede impactar directamente en el resultado de la optimización, poniendo incluso en cuestión la conveniencia de su aplicación.^{37,38}

Existen varias estrategias para el proceso de optimización. En las técnicas de IMRT con haces fijos suelen emplearse alguna de las siguientes:

- *Optimización basada en minihaces (beamlets)*: antes de la optimización, cada haz se divide en pequeños *beamlets* y se calcula la distribución de dosis que proporciona cada uno de ellos. Posteriormente se calculan las posibles distribuciones de dosis totales en base a los pesos definidos para cada *beamlet*, produciendo un mapa de fluencia optimizado para cada incidencia. Este plan no está preparado para su administración, puesto que es necesario trasladar la fluencia teórica optimizada a un conjunto de aperturas determinadas con el colimador multilámina (MLC) que la unidad de tratamiento pueda administrar mediante un algoritmo de secuenciación. Los requisitos para realizar este proceso de secuenciación vienen marcados, en gran medida, por las restricciones del MLC. Esta aproximación conlleva una serie de limitaciones, como por ejemplo un número de UM elevado (tiempos de tratamiento prolongados) y una cierta degradación en la generación de la fluencia óptima.
- *Optimización de apertura directa (DAO)*: en esta modalidad, las aperturas del MLC y los pesos se optimizan directamente y de manera simultánea. La implementación de las restricciones del MLC se aplica desde el primer momento en el proceso, lo que permite controlar de una forma más directa las

aperturas. Con ello, se alcanzan planes modulados altamente conformados con un número menor de aperturas, mejorando la eficiencia en las UM y tiempos de tratamiento, constituyendo la vía habitual para la optimización en tratamientos de VMAT.

Para la optimización de los mapas de fluencia previamente definidos, así como de la secuenciación, se pueden seguir diversas aproximaciones. El proceso es complejo, debido al elevado número de variables involucradas, así como la modelización de las funciones de coste y las distintas restricciones. Entre las distintas alternativas se encuentran las siguientes:

- Deterministas: como la programación lineal y no lineal, o técnicas iterativas.
- Estocásticas: *simulated annealing*, algoritmos genéticos o *tabu search*.

La aproximación realizada por el software empleado influirá en aspectos tales como la robustez de la técnica, su flexibilidad o rapidez y su eficiencia.

En las técnicas de arcoterapia (VMAT), el problema de optimización representa un verdadero desafío por su complejidad, ya que se optimizan no solo las posiciones de MLC, sino también la velocidad de giro del brazo y la tasa de dosis. En VMAT suele emplearse la DAO, puesto que permite incorporar todas las variables a tener en cuenta durante la optimización directamente. Es necesario considerar tanto la velocidad máxima de movimiento de láminas como la velocidad máxima de giro de brazo.³⁶

Como resultado, al final de la optimización obtenemos una secuencia de segmentos para cada haz en un tratamiento de IMRT de brazo estático, o bien una secuencia de arcos en un tratamiento de VMAT. El sistema de planificación procede a calcular la dosis depositada en cada vóxel de la TC del tratamiento partiendo de esos haces o arcos, dado que la optimización utiliza un cálculo más rápido, pero menos exacto de la distribución de dosis. La exactitud de los algoritmos de cálculo es crítica en tejidos heterogéneos, donde es importante una buena modelización del transporte de radiación.³⁹ Por otra parte, la implementación de estas técnicas moduladas implica el cálculo de dosis en campos muy pequeños para lo cual el modelado del haz en el TPS es crítico en dichos tamaños de campo.⁴⁰

2.3. Automatización en el proceso de segmentación y planificación

Los TPS van evolucionando, incorporando opciones de automatización que permiten una mayor eficiencia y estandarización de los procesos, ayudan a

reducir la variabilidad entre usuarios y evitan errores en la introducción manual de parámetros.

En lo que respecta al tratamiento de la imagen, los sistemas de planificación incluyen herramientas que permiten la delimitación de contornos (GTV y órganos de riesgo) de manera automática, la propagación de estos entre series de imágenes en los TC-4D y formas de registro, rígido o deformable, entre varias modalidades de imagen (TC, RM, PET, SPECT). Existen numerosos métodos de segmentación automática de imágenes médicas. Los sistemas actuales incorporan métodos basados en conocimiento *a priori*, donde se hace uso de información conocida previamente del órgano o elemento a segmentar. Los más usados son la segmentación automática basada en modelos y en atlas. En el método basado en modelos (*Model-Based Segmentation* o MBS) se utilizan modelos estadísticos de apariencia o forma. Los resultados de la segmentación final se restringen a formas plausibles descritas por estos modelos. Hay una fase de entrenamiento en la que las variaciones características de forma o apariencia de las estructuras de interés se aprenden a partir de un conjunto extendido de imágenes con una delineación correcta de las mismas. La forma anatómica correcta puede representarse de manera compacta usando marcadores, redes de superficie, campos vectoriales en combinación con intensidades de vóxel o análisis de componentes principales. En la fase de segmentación de la nueva imagen, se encuentra cuál es el mejor modelo que ajusta las estructuras de interés con objeto de obtener el resultado final. En la segmentación basada en atlas, se aplica conocimiento previo utilizando una imagen de referencia (atlas) en la cual las estructuras de interés están ya segmentadas. La segmentación de las estructuras en la nueva imagen o imagen de test se obtiene encontrando la transformación óptima entre la imagen del atlas y la imagen test.⁴¹

Por otro lado, las aplicaciones de *Machine Learning* y *Deep Learning* en radioterapia están teniendo una aplicación clínica importante, particularmente en la automatización de la segmentación o contorno de estructuras y en la planificación y optimización de los planes de tratamiento.⁴²⁻⁴⁴

Respecto a las herramientas de planificación automática cabe destacar RapidPlan, Auto-Planning (AP), *Multicriteria Optimization Algorithm* (algoritmo MCO) y Erasmus-iCycle. Las soluciones comerciales mencionadas usan diferentes estrategias de planificación automática⁴⁵ y de optimización:

- *Knowledge-based Planning (KBP)*. Los algoritmos basados en el aprendizaje permiten “entrenar” al TPS con una serie de pacientes previos con una patología y geometría parecidas y una misma prescripción para obtener una planificación adecuada

de manera automática. En algunos casos puede ser conveniente una re-optimización para mejorar la planificación resultante.⁴⁶

- *Algoritmo MCO*. La optimización multicriterio permite generar una serie de soluciones óptimas según el criterio prescrito, de modo que el sistema de planificación permite explorar el equilibrio óptimo entre distintos objetivos definidos para el tratamiento. Frente al planteamiento iterativo inicial, este proceso resulta mucho más eficiente en cuanto a tiempo de cálculo.^{36,39,47-49}
- *Protocol-based Automatic Iterative Optimisation (PB-AIO)*. La técnica usa, basándose en una serie de planes previos, una optimización por frentes de Pareto que permite la optimización automática.⁵⁰
- Otros algoritmos adicionales basados en inteligencia artificial (IA) y *Machine Learning*.^{43,51}

Por otra parte, algunos sistemas son capaces de realizar radioterapia adaptativa (ART) *online*. Estos sistemas permiten, gracias a la automatización de la definición de volúmenes y planificación, adaptar la planificación previa en cada sesión de tratamiento teniendo en cuenta la anatomía del paciente en el momento del tratamiento. Los avances recientes en la investigación de la automatización sugieren que pronto se podrá convertir en una práctica estándar en radioterapia.⁵² De hecho, en radioterapia adaptativa online el factor tiempo es determinante y sólo mediante la automatización se puede cumplir con las exigencias de esta técnica. Los aceleradores que integran RM como los MRIdian® linac (ViewRay Technologies, Inc, Ohio, USA) y Elekta Unity (Elekta) disponen de flujos de planificación y optimización automatizados, así como el acelerador Ethos™ Therapy (Varian Medical Systems, Inc), que utiliza herramientas de inteligencia artificial para acelerar el proceso adaptativo. Durante todo este proceso el paciente se mantiene en la mesa de tratamiento, por lo que el tiempo es esencial, y por ello se requiere de algoritmos de segmentación automática muy rápidos. El grupo de trabajo 132 de la AAPM realizó una revisión actualizada sobre los enfoques y soluciones para el registro de imágenes y fusión en radioterapia, tanto rígido como deformable. El documento proporciona recomendaciones para la garantía de calidad y controles de calidad de los procesos clínicos.⁵³ Asimismo, el grupo de trabajo sobre ART de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) ha presentado un informe describiendo los principios de esta técnica ART, así como los elementos necesarios para su implementación y la validación de los algoritmos involucrados.⁵⁴

2.4. Incertidumbres y tolerancias en los sistemas de planificación

En el proceso radioterápico no existe ningún cálculo o medida, incluido el cálculo de dosis, que sea perfecto. Todos los procesos tienen una incertidumbre asociada y es importante identificar y entender las incertidumbres asociadas a la determinación de las dosis absorbidas en los tejidos.

La exactitud global en la dosis de radiación administrada a pacientes se entiende como el grado de coincidencia existente entre el valor calculado y la dosis impartida realmente al paciente. Con respecto al valor requerido en radioterapia, ya en 1976 la ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) recomendó un valor global del 5%. Análisis posteriores más detallados de las incertidumbres asociadas a todo el proceso radioterápico, mostraron que se requiere un valor de exactitud en torno al 2%-3% en el cálculo de dosis, para conseguir esa exactitud del 5% en la dosis administrada a pacientes.^{55,56} Por tanto, en la práctica, esta recomendación significa que el radiofísico hospitalario responsable deberá asegurar que el sistema de planificación proporciona un cálculo de dosis con una incertidumbre asociada lo menor posible y, a ser posible, inferior al 2%-3% recomendado. Dependiendo de la complejidad dosimétrica del cálculo dentro de las recomendaciones más empleadas, Van Dyk⁵⁷ distinguió que se podría conseguir un valor de exactitud en torno al 2% para situaciones menos complejas, y un 3%-4% para situaciones de una complejidad más alta, como por ejemplo regiones con un alto gradiente de dosis.

En 1999, Ahnesjo y Aspradakis,⁵⁸ realizaron una estimación de las incertidumbres típicas en las distintas etapas del proceso radioterápico, y de las que se podrían esperar en el futuro, junto con una estimación de las incertidumbres típicas globales en función de la incertidumbre asociada al cálculo de dosis absorbida (tabla 1).

A partir de los valores de la tabla 1 se observa cómo para conseguir una incertidumbre global alrededor del 5% es necesario conseguir una incertidumbre en el cálculo de dosis absorbida entre un 2%-3%. Para futuros desarrollos, si se mejorara hasta un 1% la exactitud en el cálculo de dosis, la incertidumbre típica global disminuiría hasta valores inferiores al 3%.

En el ámbito de la radioterapia, las medidas, en general, están sujetas a incertidumbres de tipo A y de tipo B. No obstante, los cálculos de dosis realizados por los sistemas de planificación con algoritmos analíticos únicamente tienen incertidumbres de tipo B. Esto es así porque al realizar repetidamente un cálculo de dosis en un punto el mismo cálculo de dosis dará exactamente el mismo resultado para ese punto, asumiendo que los parámetros de cálculo son exactamente iguales. En el caso en el que el cálculo de dosis esté basado en un método estadístico, como cálculos MC, los cálculos de dosis por parte de los TPS también estarán sujetos a incertidumbres de tipo A.

Según los resultados de la encuesta realizada por parte de este grupo de trabajo en 2021,³² en torno al 60% de las planificaciones de tratamientos de radioterapia realizadas en España empleaban una técnica de intensidad modulada, con una tendencia clara al alza debido a la sustitución de equipamiento. Los criterios

Tabla 1. Incertidumbres asociadas a distintas etapas del proceso radioterápico. En la última fila se indican varios ejemplos de valores de incertidumbre total para distintas incertidumbres en el cálculo de la dosis absorbida (fila inmediatamente superior). La incertidumbre típica global se calcula combinando cuadráticamente las incertidumbres correspondientes a cada apartado.

	Técnica actual U(D)% $k = 1$	Futuros desarrollos U(D)% $k = 1$
Dosis absorbida en punto de calibración	2.0	1.0
Incertidumbre adicional en otros puntos	1.1	0.5
Estabilidad UM	1.0	0.5
Planitud haz	1.5	0.8
Datos anatómicos paciente	1.5	1.0
Colocación haz/paciente	2.5	1.6
Proceso global excepto cálculo	4.1	2.4
Cálculo dosis absorbida	1.0 2.0 3.0 4.0 5.0	0.5 1.0 2.0 3.0 4.0
Incertidumbre típica global	4.2 4.6 5.1 5.7 6.5	2.4 2.6 3.1 3.8 4.7

Tomada de Ahnesjo y Aspradakis⁵⁸

de tolerancia para el control de calidad específico para este tipo de tratamientos no están perfectamente definidos debido a las grandes variaciones no sólo entre las diferentes planificaciones con IMRT, sino también entre las diferentes unidades de tratamiento y equipos de medida. Las posibles fuentes de incertidumbre, presentes en todos los tratamientos, pero más influyentes en los planes modulados, provienen de la corrección de heterogeneidades, la resolución de la rejilla de cálculo de dosis, el efecto tongue-and-groove del MLC, la transmisión en las láminas y colimador, la forma del final de las láminas en el MLC, la penumbra de las láminas y colimador, los factores de campo en el caso de campos pequeños, la radiación dispersa del cabezal del acelerador y los perfiles fuera de eje.⁵⁹

Por tanto, no basta con que el algoritmo de cálculo calcule con la exactitud requerida, sino que se necesitan tanto modelos óptimos de haz como de MLC (apartado 3) para poder reducir las incertidumbres asociadas al proceso de planificación. Por otra parte, los sistemas de verificación de los planes tienen sus propias incertidumbres asociadas y también procedimientos de evaluación que según los parámetros usados en el análisis dan diferentes resultados, como, por ejemplo, el índice gamma, tan ampliamente utilizado. Esto genera limitaciones a la hora de clasificar los planes entre aquellos que son viables y aquellos que no lo son, por lo que es necesario evaluar la sensibilidad y especificidad de los sistemas clasificadores (apartado 6.3.1).

Al considerar las tolerancias a aplicar sobre los resultados que proporcionan los TPS hay que tener en cuenta que el empleo de un valor de tolerancia dependerá de la incertidumbre asociada a los datos de referencia, pero también dependerá de la aplicación específica. Por ejemplo, en el caso de tratamientos SRS/SBRT, se puede emplear una tolerancia más restrictiva en la exactitud geométrica, que viene condicionada por el mayor gradiente que generamos en la distribución, la conformidad que deseamos y el pequeño volumen.

En el documento TRS-430⁶⁰ se realiza un análisis detallado de las tolerancias en el cálculo de dosis por parte de los TPS. Se establece que para la definición de tolerancias se debe considerar que:

- Existen diferencias entre las medidas y los cálculos de dosis.
- Estas diferencias son dependientes de la geometría del paciente y de localización dentro del haz de radiación.
- No se pueden establecer criterios simples de aceptabilidad y tolerancias. La exactitud de los cálculos de dosis depende del algoritmo de cálculo, la región dentro del haz de radiación, y la localización dentro de la anatomía del paciente (hueso, músculo, tejido

pulmonar, etc.). Se deben analizar las desviaciones teniendo en cuenta tanto la exactitud de los algoritmos de cálculo de dosis como la situación clínica concreta (por ejemplo, tipo de tratamiento, zona del haz de radiación y anatomía del paciente).

- Para comparar cálculos de dosis y medidas se debe tener en cuenta la desviación estadística. Aunque se pueda asignar una tolerancia concreta para puntos individuales, la decisión global de aceptación no tiene por qué depender de que todos los puntos analizados cumplan esta tolerancia. Por ejemplo, puede considerarse aceptable que un pequeño porcentaje de puntos dentro de un volumen de interés incumpla un criterio de tolerancia del 2% siempre que el 95% de los puntos dentro del volumen de interés cumpla la tolerancia del 2%.

En 2005 la SEFM³ estableció una serie de tolerancias asociadas a las pruebas que se diseñaron para el sistema de planificación considerando tanto *hardware* como *software*. Para establecer continuidad entre lo que se propone en el presente documento y el trabajo mencionado, en la tabla 5 de las recomendaciones (apartado 7) se resumen las diferencias en cuanto a pruebas y tolerancias. La comparación está basada en la clasificación de pruebas realizada en 2005 de manera que se pueda entender cómo se reemplazan aquellas pruebas y tolerancias por el nuevo esquema propuesto. El fundamento para dichos cambios se encuentra a lo largo del documento.

Con el enfoque actual aplicable a los TPS, y dentro del ámbito del presente documento, existen tres niveles diferentes para aplicar tolerancias en el control de calidad global del proceso de generación y verificación de planes. La razón para ello es que las medidas que se realizan en las unidades de tratamiento no solo se limitan a la puesta en marcha del TPS, sino también al control de calidad periódico, a la puesta en marcha de técnicas moduladas y a la verificación de planes. Los diferentes niveles son:

- Comparación entre cálculos y medidas de referencia y casos sencillos distintos a los de referencia que pueden medirse con un sistema analizador de haces. En este caso puede tomarse como referencia la definición de tolerancias en el Booklet N°7 de la ESTRO,⁶¹ o publicaciones más recientes,^{62,63} teniendo en cuenta que los criterios son distintos según la publicación. Un criterio actualizado sería aplicar criterios gamma en la comparación entre curvas medidas y calculadas, más estrictos para la reproducción de los datos de referencia o casos simples y más relajados en casos complejos o con presencia de heterogeneidades; por ejemplo, un análisis gamma 1D 2%/2mm GLOBAL para campos simples y 5%/2mm GLOBAL para casos más

complejos, con una tasa de paso del 95% para aceptar la comparación y sin aplicar un umbral determinado.⁶² Se define un caso complejo como aquel en el que cambian dos o más parámetros con respecto a la situación medida para un campo de referencia, por ejemplo, fuera de eje y con una cuña física.⁶³ La normalización debe hacerse en un punto donde se haya determinado la dosis absorbida, o bien en el máximo en el eje central de haz. En el caso de medidas puntuales de dosis en maniquí para la verificación de técnicas sencillas,⁶⁴ las tolerancias a aplicar varían también siguiendo un criterio similar conforme aumenta la complejidad del campo.

- Puesta en marcha de técnicas de tratamiento modulado, verificaciones periódicas tipo E2E y tras cambio de *software*. En este caso suelen emplearse maniqués con dispositivos de medida asociados que permitan evaluar una dosis absorbida en uno o múltiples puntos. En el apartado 5.1 se definen este tipo de verificaciones y en el apartado 7.3.2 se establecen recomendaciones con respecto a las tolerancias a aplicar.
- Verificación de planes de tratamiento. Todo el apartado 6 está dedicado a estas verificaciones. Para las tolerancias en este caso se ha adoptado el enfoque que proporciona el documento del TG-218 de la AAPM. En el apartado 7.5 se definen las tolerancias a aplicar.

Todas estas medidas se pueden comparar con un cálculo hecho en las mismas condiciones por el TPS. Tanto la medida como el cálculo tienen una incertidumbre asociada que debe ser tenida en cuenta y analizada con objeto de explicar las posibles diferencias que se obtengan entre ambos.

3. Caracterización de las unidades de tratamiento

La caracterización del haz de radiación es fundamental para la exactitud de los cálculos del TPS. Este apartado se ha separado del apartado de puesta en marcha del TPS (apartado 4.1) porque no siempre que se caracteriza una nueva unidad de tratamiento se instala o renueva el TPS. La caracterización se debe realizar para cada energía y para cada algoritmo de cálculo y el proceso a seguir depende del TPS, pudiéndose dividir en tres grandes pasos: la determinación de los datos para caracterizar el haz de radiación, el proceso de modelado del haz y la validación. El MLC merece un apartado propio, ya que se modela en muchos casos independientemente o como un accesorio añadido a la unidad, y además tiene una gran importancia en tratamientos modulados.

En el caso de que el mismo centro disponga de unidades de tratamiento equivalentes a nivel mecánico y dosimétrico, se pueden configurar ambas con los mismos datos. No obstante, es importante verificar que las unidades son realmente equivalentes, más allá de las especificaciones del vendedor, y realizar las verificaciones en cada una de ellas de manera independiente.⁶⁵

La exactitud del modelo de haz se ve afectada no sólo por las medidas dosimétricas usadas, sino también por las limitaciones inherentes a los modelos y algoritmos de cálculo del TPS. Por tanto, el radiofísico debe tener un buen conocimiento de los modelos y algoritmos usados y realizar las medidas y verificaciones necesarias intentando lograr la mayor concordancia posible entre los cálculos y las medidas.

3.1. Modelado de los haces de radiación y del paciente

3.1.1. Adquisición de los datos de caracterización

Antes de realizar las medidas para el TPS, la unidad de tratamiento debe pasar por un proceso de ajuste de parámetros y aceptación. El radiofísico debe seguir las recomendaciones del fabricante del TPS para la adquisición de los datos que se van a introducir en el sistema o bien a enviar para su validación. Al mismo tiempo que se realizan estas medidas, se pueden adquirir medidas adicionales que serán usadas posteriormente en la verificación. Sobre la adquisición de medidas para tratamientos convencionales existe amplia documentación.^{3,60,64,66-70} Las medidas se basan en un conjunto de perfiles (*crossplane*, *inplane* y diagonales) y porcentajes de dosis en profundidad (PDD), para diferentes tamaños de campo y profundidades, normalmente a distancia fuente superficie fija. Además, se requiere de medidas absolutas de dosis puntuales y factores de campo (OF). Para considerar el MLC y otros modificadores como cuñas hay que realizar medidas específicas. En el caso de haces de electrones la mayor parte de las consideraciones expresadas en este apartado siguen siendo válidas. El modelo de la fuente de radiación suele tener parámetros configurables en la mayor parte de sistemas y tiene influencia sobre la dosis en superficie, los perfiles y los OF.

El conjunto de medidas debe realizarse para cada energía y para cada modificador. En el caso de cuñas dinámicas, la fluencia se calcula a partir de la cuña de 60° mediante la tabla segmentada de tratamiento (*Golden Segmented Treatment Tables*).⁷¹ También hay modelos de aceleradores que usan cuñas físicas denominadas motorizadas que se encuentran dentro

del cabezal. En ambos casos el haz se compone de una parte sin cuña y otra con cuña física o generada con las mordazas que da lugar a distintos ángulos en función de las necesidades de modulación del haz. Por tanto, para validar el modelo del TPS se debe verificar el resultado para una muestra representativa de los ángulos de cuñas disponibles y para cada energía. Habitualmente las cuñas son consideradas y caracterizadas como un nuevo haz.

Respecto al equipo para la realización de las medidas dosimétricas basadas en un sistema analizador de haces, características como la velocidad de escaneo, tamaño del detector, ruido, dependencias con la orientación del detector, procesamiento de datos, etc., deben ser adecuadas al propósito de la medida y a la exactitud y precisión que se desea obtener. Se debe conocer además el punto efectivo de medida y utilizarlo correctamente en los casos en los que es necesario.⁶³ Además, la calidad de los datos y su extensión más allá del tamaño de campo radiológico a la profundidad de medida es verificada en algunos casos por el TPS en la importación. La medida de campos pequeños cobra particular interés debido a su dificultad y a la mayor exigencia para los detectores.^{40,72} El documento AAPM TG 106⁶⁶ hace hincapié en la importancia del procedimiento de medida y además proporciona información general sobre cómo deben ser las características de los detectores. En Geurts et al.⁶³ se muestra un resumen de la idoneidad de los detectores y del equipamiento requerido.

Para algunas unidades de tratamiento y sistemas de planificación existen datos de referencia, bien conseguidos a través de los resultados publicados por auditorías (IROC-H technical report 2016) o como los *Reference Beam Data* proporcionados directamente por algún fabricante u otras publicaciones.⁷³ Esto permite una comparación y verificación adicional de los datos a introducir en el TPS, evitando posibles errores.

3.1.2. Modelado de los haces de radiación

El proceso de configuración varía según cada fabricante y modelo de TPS, pudiéndose clasificar en alguno de los siguientes bloques:

- El usuario realiza las medidas dosimétricas y ajusta los parámetros configurables del TPS a partir de sus datos experimentales. Esto es así, por ejemplo, para los sistemas de planificación Eclipse™, Pinnacle o RayStation®.
- El usuario mide y envía las medidas al fabricante del TPS, quien realiza el modelado del haz o incluso comprueba si esos datos se ajustan a un modelo genérico ya existente. Posteriormente el usuario puede realizar ajustes y cambiarlo, como con los

sistemas de planificación Monaco® y Oncentra® Masterplan.

- El modelo virtual del acelerador viene completamente configurado de fábrica y no permiten que el usuario lo modifique, como los sistemas TomoTherapy® o Radixact®, cuyo modelo viene ya predefinido en el sistema de planificación Accuray Precision®, o el acelerador Halcyon® en el sistema de planificación Eclipse™.

En ocasiones pueden existir opciones intermedias en función de las particularidades de cada centro.

En caso de que el usuario sea quien configure el haz, en primer lugar, se deben introducir los parámetros físicos relativos a la geometría del acelerador y los rangos de operación permitidos para cada parámetro de la unidad de tratamiento (mordazas, colimador, MLC, mesa de tratamiento, ángulos de colimación y brazo, tasa de radiación, etc.). Los parámetros geométricos del acelerador vienen proporcionados por el fabricante e incluyen la descripción del cabezal del acelerador, aplicadores o modificadores. El detalle de los datos requeridos depende de cada TPS en concreto.

Posteriormente se introducen los parámetros dosimétricos del haz (PDD, perfiles, diagonales, OF, dosis puntuales, etc.) tal como se especifica en la documentación proporcionada por el fabricante, que debe incluir información clara sobre los procedimientos para transferir datos relacionados con el haz y otros datos necesarios al sistema. Los sistemas analizadores de haces usados para realizar medidas habitualmente permiten exportar a varios formatos para cumplir con los requerimientos del TPS. Algunos TPS comprueban determinados aspectos de los datos importados (ruido, inicio y fin de la adquisición de perfiles con margen suficiente con respecto al tamaño de campo, etc.), pero la calidad de los datos medidos debe comprobarse porque pueden introducir errores sistemáticos en el cálculo de distribuciones de dosis. Los datos por introducir tienen que ser comprobados en cuanto a tendencia con respecto a la energía y tamaño de campo. Las curvas deben tener la forma esperada y deben analizarse de acuerdo con: presencia o no de filtro aplanador, simetría, dosis superficie, divergencia, etc. Del mismo modo, el fabricante debe proporcionar documentación acerca de las características de los datos que requiere. Si las unidades vienen configuradas por el fabricante, éste debe proporcionar detalles sobre qué datos usa y en qué condiciones están medidos.

Una vez introducidos los datos geométricos y dosimétricos en el TPS, habitualmente se sigue un método iterativo para ajustar los parámetros del modelo. En estos casos el TPS proporciona las herramientas para realizar este autoajuste de forma automática y

el usuario puede validar el resultado o realizar ajustes manualmente. Cuanto mayor sea la similitud entre los cálculos a partir del modelo y las medidas experimentales, mayor será la exactitud de la dosis calculada. Los TPS suelen incorporar también herramientas de evaluación y comparación que ayudan a la validación del modelo, que pueden utilizarse en primera instancia antes de proceder al cálculo en maniqués con objeto de comparar con medidas.

3.1.3. Modelo del paciente

Además de validar el haz de radiación configurado, para calcular las dosis en medios heterogéneos y sobre imágenes de TC es necesario introducir en el TPS una o varias curvas que permitan asignar densidades electrónicas o másicas a los números CT (conocidos también como unidades Hounsfield (UH)) obtenidos, bien sea la curva estándar o una curva calibrada específicamente para las condiciones y técnicas de TC con las que se obtengan las imágenes.⁶³ Se debe comprobar que la curva asigna valores realistas para todas las densidades que se van a usar en la práctica clínica y, en caso contrario (por ejemplo, en curvas no extendidas), determinar acciones para complementar la falta de información.

3.1.4. Verificaciones y validación del modelado del haz y del paciente

Independientemente de quien realice el ajuste o modelado, el radiofísico es el responsable de la aceptación del modelado del haz, por lo que en cualquier caso se debe verificar este modelo, usando para ello medidas adicionales y casos clínicos relevantes.^{63,64,74}

En general, primero se debe determinar la bondad del ajuste entre el modelo y el haz de radiación sobre distribuciones de dosis en un medio homogéneo, por tanto, inicialmente se comparan cálculos y medidas en condiciones similares a las de referencia (análogas a los datos introducidos). Algunos sistemas de planificación tienen un módulo de comprobación dentro de la configuración de las unidades de tratamiento, pero es conveniente calcular con los algoritmos que se ponen en marcha en un maniquí de agua y comprobar que se reproducen los datos medidos.

Posteriormente se comprueba el cálculo de dosis absorbida y UM para conformaciones o geometrías más exigentes distintas a las de referencia: campos asimétricos, distinta DFS, campo conformado, incidencia oblicua, etc. Independientemente de que se midan perfiles o curvas en profundidad, será necesario utilizar un detector adecuado para obtener también dosis absorbida en puntos para unas UM dadas. La

comprobación de UM es importante y necesaria, más aún si tenemos en cuenta que en algunos sistemas el cálculo de UM constituye un módulo aparte. La cámara de ionización puede ser irradiada en condiciones de referencia de tal manera que la lectura en las condiciones de medida pueda ser trazada a la dosis absorbida. De este modo se minimizan incertidumbres en las diferencias entre cálculos y medidas.

A continuación, se debe validar el modelado en presencia de heterogeneidades, con objeto de comprobar los algoritmos de cálculo y que las tablas de densidad electrónica o másica frente a números CT introducidas son correctas (ver 4.1.2). Para ello pueden realizarse medidas tras heterogeneidad de alta y baja densidad empleando maniqués y detectores apropiados.⁶³ Se puede usar el cociente de dosis medidas encima y debajo de medio heterogéneos en el centro del haz de radiación, por ejemplo, con maniqués de láminas de diferente densidades⁷⁵ o en otros maniqués comerciales con posibilidad de insertar estos detectores.⁶⁴ Para medidas realizadas en zonas de equilibrio electrónico, la discrepancia entre el cociente medido y el calculado con el TPS debería ser inferior al 3%.⁶³ Con respecto a los campos pequeños, el fabricante puede o no especificar que se introduzcan campos por debajo de 3 cm × 3 cm en el modelado del haz ya que no siempre es obligatorio introducirlos explícitamente para que este tipo de campos se calculen.⁷⁶ Independientemente de esto, si se van a usar técnicas de campo pequeño es necesario comprobar cómo el TPS reproduce las medidas para este tipo de campos (por ejemplo 0.5 cm × 0.5 cm, 1 cm × 1 cm o 1.5 cm × 1.5 cm), configurados tanto con las mordazas como con el MLC. Las medidas a comprobar pueden incluir PDD, perfiles y factores campo.⁴⁰

En el caso de haces de electrones, con un uso actual no muy frecuente de en torno al 3% según la encuesta de la SEFM,³² hay que tener especial cuidado con el uso clínico que se les va a dar y considerar si se han realizado las medidas de comprobación que cubren los casos que vayan a emplearse en la práctica. Como norma general, deben ser evaluadas las incidencias oblicuas, los cambios de distancia fuente-superficie (DFS) y el uso de insertos de pequeño diámetro.

3.2. Modelado del MLC

3.2.1. Configuración del modelo de MLC

La mayoría de los aceleradores modernos incluyen un MLC para conformar y modular la intensidad de los campos de tratamiento de radioterapia. El modelo del

MLC en el TPS es fundamental para la exactitud de los cálculos, especialmente en planes de IMRT o VMAT.

El MLC se modeliza mediante distintos parámetros de configuración que caracterizan la transmisión del MLC, la fluencia en el extremo de las láminas (*leaf tip*) y en sus lados (*tongue-and-groove*). Distintos TPS usan diferentes parámetros de configuración del MLC, y el grado de sofisticación del modelo depende del TPS, así como el número de parámetros ajustables por el usuario. En la práctica muchos TPS usan parámetros de configuración similares.

Los fabricantes de TPS recomiendan distintos métodos para la determinación de los parámetros de configuración del MLC, que incluyen desde medidas con cámara de ionización hasta perfiles de dosis o medidas con imágenes planares.⁷⁷⁻⁸¹ De todos modos, debido a la importancia del modelado del MLC, a menudo se realiza un ajuste empírico de los parámetros del modelo de MLC^{82,83} para maximizar la concordancia entre los cálculos del TPS y las medidas. Para ello se recomienda basarse en planes clínicos de distintas características y prestar especial atención a los planes de IMRT/VMAT con un alto nivel de modulación, ya que son más sensibles a cambios en estos parámetros. Las medidas pueden ser diversas; en ocasiones se usan matrices de detectores diseñadas para verificaciones de planes de IMRT/VMAT, pero la medida de dosis con cámaras de ionización es muy recomendable.⁸⁴

A pesar de estos esfuerzos y del gran número de publicaciones sobre el tema, existe una gran variabilidad en los parámetros de MLC usados, como se muestra en Glenn et. al.,⁸⁵ que evaluaron los parámetros de configuración del MLC de 642 centros con diversos TPS. Los autores reportaron una gran dispersión en dichos valores y propusieron como valores de referencia los promedios de la distribución de los valores obtenidos para cada modelo de MLC en cada TPS. Asimismo, evaluaron el impacto de estas variaciones en una serie de planes de IMRT/VMAT y mostraron que el parámetro más crítico es aquél más directamente relacionado con el posicionamiento de las láminas (*dosimetric leaf gap* (DLG), *leaf offset*, *offset* o similar), llegando las variaciones observadas en estos parámetros a producir diferencias de hasta un 5-7% en la dosis media que reciben los volúmenes blanco (PTV).⁸⁵ Estas diferencias son mucho más altas que las típicamente causadas por incertidumbres en otros parámetros como porcentajes de dosis en profundidad, perfiles de dosis o factores de campo, hecho que demuestra la importancia del modelado del MLC.

La gran dispersión en los parámetros encontrada se puede explicar por varias razones, como son la falta de sensibilidad de los métodos utilizados,⁸⁶⁻⁸⁸ la complejidad de configurar parámetros que son inter-dependientes,^{81,89} la necesidad de compensa-

ciones⁸⁹⁻⁹¹ y la falta de estandarización del proceso de modelado.⁹²

Las limitaciones de estos modelos y las compensaciones empleadas restringen su rango de aplicabilidad, por lo que algunos investigadores han recomendado usar distintos modelos de MLC (configurando distintas máquinas o algoritmos en el TPS) en función de las características del plan de tratamiento, por ejemplo, para volúmenes de tratamiento pequeños.⁹³⁻⁹⁵ Así y todo, es preferible disponer de un único modelo de MLC que proporcione buenos resultados para las diversas técnicas y situaciones usadas en la práctica clínica.

El ajuste empírico de los parámetros de configuración en base a medidas o resultados de verificaciones pre-tratamiento es una tarea compleja y laboriosa debido a la interdependencia ya mencionada de los parámetros. Se ha propuesto la determinación de estos parámetros a partir de dosis promedio medidas con una cámara de ionización⁹² a partir de campos de “ventana deslizante” asíncronos (con una cierta separación entre láminas adyacentes).⁹⁶ Este método ha sido recomendado por sociedades internacionales como la AAPM⁶³ y la NCS,⁶² posibilitando la estandarización del proceso de configuración del MLC⁹² y el análisis de sus limitaciones,^{89,91} por lo que puede contribuir a homogeneizar los modelos de MLC implementados en los TPS, así como mejorar la exactitud de los cálculos en planes de IMRT/VMAT.^{62,63} También se recomienda la comparación de parámetros de la configuración de MLC con valores publicados⁸⁵ o con valores de otros centros con el mismo equipamiento.

El caso de unidades de tratamiento “gemelas”, caracterizadas como unidades equivalentes en el TPS, merece una consideración especial. En estos casos es conveniente que los MLC de los aceleradores sean lo más parecidos posibles y realizar, si es posible, una calibración específica de su posicionamiento. En algunos modelos, por ejemplo, en los MLC Millennium y HD120 (Varian Medical Systems), se puede usar el parámetro *gap*, disponible en el modo servicio de las unidades de tratamiento, para ajustar la separación entre láminas opuestas en el acelerador. El valor de este parámetro *gap* afecta directamente al *Dosimetric Leaf Gap* (DLG) medido, por lo que permite igualar los valores de DLG medidos en distintas unidades de tratamiento. Esto facilita poder tener un mismo modelo del MLC y el uso de “máquinas equivalentes” en el TPS. En el caso del colimador Agility (Elekta), también se puede realizar una calibración mecánica del MLC que se hace coincidir con el modelo virtual que utiliza el TPS.

3.2.2. Validación del modelo de MLC

Disponer de un conjunto de medidas fiables es fundamental para evaluar y validar el modelo de MLC y los cálculos del TPS. Estas medidas deben incluir planes representativos de las distintas técnicas de IMRT/VMAT usadas, así como diversas localizaciones, tamaños de volumen blanco y grados de modulación de los planes de tratamiento (especialmente planes altamente modulados). El grado de modulación se puede estimar mediante métricas de complejidad específicas^{97,98} o bien, de forma más aproximada, mediante el número de unidades de monitor (UM) por Gy o comparándolo con planes similares (misma localización, técnica, energía, y unidad de tratamiento).

Se recomienda usar distintos equipos de medida para la evaluación y validación del modelo de MLC. Por ejemplo, se puede usar un equipo que proporcione información de la distribución de dosis (como una matriz de detectores) y una cámara de ionización preferiblemente de pequeño tamaño para minimizar la influencia de los gradientes de dosis y con la que se pueda medir en un maniquí. Se recomienda medir el plan de tratamiento “integral”, manteniendo las angulaciones del plan clínico (método compuesto real o *true composite*) en lugar de verificaciones parciales de cada campo.⁹⁹ Para estas medidas es importante verificar la calibración en dosis del acelerador y del equipo de medida; por ejemplo, midiendo también el campo de referencia con el mismo equipo de medida y comparándolo con el cálculo del TPS en el mismo maniquí.⁶³ También se pueden usar los campos de “ventana deslizante” y una cámara de ionización tipo Farmer como método universal para la evaluación de modelos de MLC.¹⁰⁰ En definitiva, de lo que se trata es de hacer una verificación más exhaustiva de los planes iniciales que se van a calcular con el nuevo TPS, de tal modo que puedan detectarse errores sistemáticos que pudieran no ser detectados con la verificación rutinaria de planes.

Estos conjuntos de medidas se pueden usar tanto para la validación del modelo de MLC en el TPS como para acabar de ajustar su configuración. Con este fin, es importante evaluar detenidamente si existe alguna desviación sistemática entre las dosis calculadas y las dosis medidas. En caso de desviación sistemática, se puede modificar el parámetro más directamente relacionado con el posicionamiento de las láminas (DLG, *leaf offset*, *offset* o similar) para mejorar el acuerdo entre cálculos y medidas.^{101,102} Esto se puede realizar variando empíricamente este parámetro (por ejemplo, en pasos de 0.1 mm o 0.2 mm) y evaluando la coincidencia entre las dosis previamente medidas y los nuevos cálculos.

Para esta evaluación y ajuste final de la configuración del MLC es conveniente usar métricas adecua-

das y criterios de evaluación estrictos. En el caso del índice gamma, aparte del criterio que se use en la práctica clínica (por ejemplo 3% global/2 mm),⁹⁹ se recomienda usar otro criterio más estricto (por ejemplo 2% global/1 mm, aunque comporte una tasa de paso menor) para poder detectar discrepancias menores y poder mejorar la coincidencia entre cálculos y medidas para la puesta en marcha y configuración del MLC. También es conveniente comparar los resultados obtenidos con resultados de otros centros y con valores de guías internacionales.^{74,82,99}

4. Control de calidad de los sistemas de planificación y análisis de riesgos

Recogiendo las ideas presentes en la legislación¹ y protocolos tanto previos³ como actuales^{62,63} este grupo de trabajo considera que un programa de control de calidad para un TPS debe contener tres conjuntos de pruebas desde el punto de vista del seguimiento temporal a lo largo de su vida útil: estado de referencia inicial, controles periódicos y controles tras cambio de *software*. A continuación, se incluye un apartado para cada uno de estos conjuntos de prueba, así como un apartado final sobre el análisis de riesgo asociado a los TPS.

4.1. Estado de referencia inicial

El estado de referencia inicial de un sistema de planificación puede definirse como un conjunto de variables y parámetros relevantes cuya distribución debe conocerse en los casos que sea posible (a través de su media y desviación estándar, por ejemplo), más una colección de resultados obtenidos a partir de ellos que permiten asegurar que dicho sistema va a permitir diseñar y calcular de manera correcta los planes de tratamiento de las técnicas que están disponibles en el centro o que se pongan en marcha. En el Real Decreto sobre criterios de calidad en radioterapia¹ se mencionaban aspectos de programación, de equipos y de dosimetría como pruebas referidas al sistema de planificación. Posteriormente, el protocolo español de control de calidad en sistemas de planificación³ establecía una división más exhaustiva y se centraba en cada uno de los aspectos de los sistemas de planificación modernos, detallando una lista de pruebas, tolerancias y periodicidades.

Las diferencias entre “aceptación” y “estado de referencia inicial” son claras: para la aceptación de los equipos, la empresa suministradora realiza, en presencia del especialista en radiofísica y del responsable designado en el programa de garantía de calidad, las pruebas necesarias para comprobar el cumplimiento

de las características y normas de funcionamiento expresadas en las especificaciones de compra, las características técnicas ofertadas por el suministrador y las normas legales vigentes al respecto. Una vez que el equipamiento haya sido aceptado, se establece el estado de referencia inicial, de acuerdo con las pruebas y tolerancias que se especifican en un anexo del Real Decreto o en guías actualizadas en materia de garantía de calidad de sistemas de planificación. Este estado de referencia inicial debe servir para poder comprobar periódicamente la estabilidad del equipo, a lo largo de su vida útil, o hasta que se establezca un nuevo estado de referencia con el que se comparan los controles periódicos sucesivos. Según el criterio de este grupo de trabajo, el estado de referencia inicial debe contener la información que permita asegurar que el TPS va a cumplir con los objetivos deseados y en su establecimiento debe utilizarse el equipamiento propio del centro.

Por ello, se recomienda plasmar los datos introducidos y los resultados obtenidos en la evaluación del estado de referencia inicial en un **informe detallado** dividido en apartados referentes a cada aspecto del sistema de planificación. El contenido concreto de dicho informe puede depender de las particularidades de cada centro. En la tabla 3 del apartado 7.3.1 se presenta un compendio de la información que se considera relevante y que debería quedar reflejada en el informe, dividida por apartados.

La necesidad de cubrir los aspectos que se indican en la tabla 3 enlaza directamente con un equipamiento mínimo necesario para realizar las pruebas correspondientes. Esto incluye cámaras de ionización de tamaño adecuado, detectores para distribuciones relativas con las características adecuadas, sistemas analizadores de haces, maniqués con y sin heterogeneidades y con posibilidad de insertar detectores en ellos y utilidades de *software* que faciliten el proceso de comparación de datos. Un resumen con el material recomendado se muestra en el apartado 7.1.

El estado de referencia quedaría reflejado en un documento revisable y dotado de los anexos necesarios para cubrir los aspectos mencionados en la tabla 3. En los siguientes subapartados de este apartado 4.1 se exponen las motivaciones para recoger en el estado de referencia los contenidos de la tabla.

Ese informe de estado de referencia inicial debe ser revisado cada vez que se produzcan cambios en el sistema de planificación que afecten a alguno de los apartados contenidos en él, y debe generarse un anexo necesario que permita evaluar la modificación del comportamiento inicial del sistema.

En varios de los aspectos contenidos en el estado de referencia inicial y tal como queda reflejado en la tabla 3, cabe la posibilidad de comenzar un programa de verificación E2E que incluya el sistema de plani-

ficación que se referencia y que permita comprobar diversos aspectos del proceso de planificación con el uso de maniqués y detectores apropiados.

4.1.1. Sistema informático

El equipamiento que acompaña la instalación de un TPS puede tener configuraciones muy diferentes de *hardware* y *software* y debe estar recogido y documentado en el informe de estado de referencia. Se puede realizar una descripción del *hardware*, así como de las licencias disponibles, y es importante determinar cuántos usuarios pueden realizar simultáneamente una tarea, ya que de ello puede condicionar el flujo de trabajo cuando el sistema esté a pleno rendimiento. Los usuarios deben definirse y clasificarse con respecto a los derechos que tienen en el sistema, estableciéndose los permisos que correspondan a cada grupo de acuerdo con las necesidades y roles de los profesionales que lo usan. Del mismo modo, conocer la estructura de la base de datos es importante. Como se ha mencionado, algunos sistemas comparten la base de datos con el sistema de información oncológica, mientras que otros pueden necesitar de tareas de exportación manuales o automáticas a otros actores implicados (otros TPS, sistemas de verificación de planes, SRV, etc.). Por tanto, es importante documentar el flujo de información y la relación con esos otros sistemas, configurándose los filtros necesarios y aquellas opciones que permitan un trasvase de información libre de duplicidades y errores.

De acuerdo con esto, y para extraer la información necesaria, el fabricante debe proporcionar los manuales completos, el *DICOM Conformance Statement* del sistema (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) y un listado de *hardware* y licencias disponibles acordes con la instalación realizada en el centro. Para entornos distribuidos entre varios centros esta organización cobra más importancia, ya que la capacidad de acceder al sistema y realizar las tareas necesarias puede verse comprometida. Además, la seguridad asociada a la definición de unidades de tratamiento y usuarios también debe ser comprobada.

4.1.2. Modelado de los sistemas de imagen y registro de imagen

El cálculo de la dosis de los TPS basados en TC depende del correcto mapeo entre los números Hounsfield y las densidades electrónicas o másicas (Saw et al. 2005). Los TPS permiten especificar la curva de conversión de UH a densidades electrónicas y másicas, que depende del escáner y del protocolo de adquisición, y deben calibrarse para las densidades

clínicamente relevantes (al menos desde aire 0.001 g/cm³ hasta densidades óseas 1.9 g/cm³). También se debe prestar especial atención a la validación de densidades más altas, como las del oro o titanio, por su posible desviación respecto a la curva estándar y por ser ampliamente empleados en implantes o prótesis.

En el caso de disponer de sistemas que generen una TC virtual (por ejemplo, equipos de resonancia magnética con protocolos y *software* adecuados) también es necesario asegurar que dichos protocolos asignan correctamente la densidad electrónica y másica para materiales conocidos. Estos procedimientos suelen estar incluidos en la puesta en marcha de las unidades de resonancia magnética utilizadas en la planificación de tratamientos de radioterapia.

En la definición de contornos, además de los sistemas TC, en ocasiones se incluyen otros modos de imagen, como los de PET/TC o de RM, que aportan información para la segmentación de GTV y OAR en localizaciones como cabeza y cuello, pulmón, tumores ginecológicos etc., o en localizaciones con presencia de adenopatías. Es necesario evaluar qué información es la que va a generar el modelo de paciente sobre el que el sistema de planificación va a realizar el cálculo. Los modos de imagen adicionales que contribuyen en este proceso deben registrarse generalmente sobre la TC que sirve de base a la planificación. Este registro se basa en un proceso iterativo de optimización en el que los parámetros de la transformación se van modificando de acuerdo con el resultado de una métrica de similitud entre ambos conjuntos de imágenes.^{53,103} Los algoritmos de registro habitualmente permiten seleccionar qué métrica de similitud se emplea, en ocasiones desde una capa superior en la que la interacción con el usuario es más intuitiva: selección de tipo de tejido a registrar, volúmenes de interés, uso de estructuras segmentadas, etc.

El fabricante debe proporcionar información detallada sobre su algoritmo de registro para que el usuario pueda realizar un uso adecuado del mismo.^{53,54} El proceso de registro de imágenes conlleva incertidumbres que se deben evaluar y considerar, ya que éstas pueden tener un impacto importante en el tratamiento de los pacientes. Con respecto al registro deformable, la SEFM ha publicado recientemente un informe del grupo de trabajo sobre radioterapia adaptativa donde se describe el uso de este tipo de registro y las validaciones necesarias.⁵⁴

De acuerdo con estos documentos, los aspectos principales a verificar en el estado de referencia inicial en lo referente a los sistemas de imagen empleados y al registro entre modalidades son:

- Conectividad entre dispositivos de imagen y sistema de planificación. Asumiendo que la comunicación siempre utiliza el estándar DICOM, es útil

registrar y difundir los parámetros de las transacciones entre ambos sistemas.

- Transferencia de datos: coherencia de escalas, tamaños, orientaciones y coordenadas entre sistemas de imagen y sistema de planificación, pudiendo evaluarse dentro de pruebas E2E realizadas con maniqués físicos.
- Curvas de calibración del número CT frente a densidad electrónica y frente a densidad másica. Para ello se utilizarán maniqués adecuados que permitan construir estas curvas de calibración con materiales similares a los del cuerpo humano. Se deben también conocer las limitaciones para la determinación de densidades en materiales con Z alto y tener en cuenta la dependencia de las curvas con el kVp.
- En caso de aplicarse filtros de post procesamiento de imagen o de reducción de artefactos, se comprobará la validez de la curva de calibración o se determinará una nueva curva.
- En los sistemas TC que puedan generar un FOV (*Field of View*) extendido (eFOV) reconstruido a partir de datos parciales, verificar igualmente la exactitud de los números CT, así como la distorsión de la imagen o artefactos que suelen producirse en la periferia del FOV
- En el caso de disponer de sistemas que generen una TC virtual (por ejemplo, equipos de resonancia magnética con protocolos y *software* adecuados) también es necesario asegurar que dichos protocolos asignan correctamente la densidad electrónica y másica para materiales conocidos. Estos procedimientos suelen estar incluidos en la puesta en marcha de las unidades de resonancia magnética utilizadas en radioterapia.
- Exactitud del registro rígido sobre maniqués digitales.
- Exactitud del registro deformable sobre maniqués digitales.
- Verificación de algunos casos clínicos reales que incluyan integridad de datos y distintas orientaciones y tamaños de la imagen. Dentro del apartado de verificación de algoritmos también se propone la verificación de casos clínicos para las técnicas a poner en marcha. Es recomendable disponer de un maniqué con heterogeneidades para incluir posibles errores en la calibración de las curvas de densidad-número CT en este tipo de verificaciones.

Como se indica, las pruebas se pueden realizar sobre maniqués digitales o físicos compatibles con las modalidades de imagen a registrar. Estas pruebas pueden ser dosimétricas, basadas en marcas o basadas en aplicaciones informáticas específicas, que permiten introducir cambios conocidos en una imagen para valorar el registro rígido y deformable. Los mani-

quies pueden ser de realización propia o adquiridos. El TG 132 ha desarrollado sus propios maniqués digitales y muestra una serie de pruebas realizadas sobre ellos y sus tolerancias.⁵³

En el caso de la resonancia magnética, un aspecto importante son los artefactos debidos a las heterogeneidades de campo magnético y a la susceptibilidad magnética del tejido, que pueden dar lugar a la incorrecta localización de estructuras y tumores en el sistema de planificación. Las series empleadas en radioterapia deben ser validadas en casos clínicos.

Para determinar la exactitud de los algoritmos de registro existen multitud de métricas: distancia entre puntos (*target registration error*, TRE), distancia media entre contornos (*mean distance to agreement*, MDA), coeficiente de similitud Dice (*Dice similarity coefficient*, DSC), determinante del jacobiano, consistencia inversa.

No obstante, en la práctica clínica no es posible realizar una validación cuantitativa para cada paciente. En estos casos el usuario debe realizar una verificación cualitativa, que consiste básicamente en la visualización de la imagen registrada y aplicar diferentes métodos para comparar las dos series de imágenes, como el uso de pantallas divididas, la comparación de estructuras contorneadas en una de las series y superpuestas en la otra, la visualización con el cursor vinculado (*side-by-side*) sobre ambas imágenes, o el resalte de diferencias de imágenes con colores si el registro es intramodal.

En cuanto al registro deformable, cabe destacar que está cada vez más integrado en los sistemas de planificación y actualmente se emplea además para la propagación de dosis en radioterapia adaptativa. La validación de este uso es un tema de reciente preocupación y requiere de métricas y consideraciones adicionales^{53,54,104} que no han sido consideradas en el presente documento.

4.1.3. Delimitación de volúmenes y estructuras de soporte

En el establecimiento del estado de referencia inicial del sistema de planificación debe asegurarse la correspondencia entre el paciente real y el paciente virtual que genera la adquisición de imagen y la subsiguiente segmentación. Esta correspondencia se establece a través de la diferencia entre los volúmenes y dimensiones esperadas y los obtenidos tras el contorneo. Es importante validar la reconstrucción de volúmenes, teniendo en cuenta que siempre hay discrepancia entre diversos sistemas a la hora de generar un volumen, ya que no hay una manera unívoca de hacerlo a partir de planos, que es lo que contienen las estructuras "RTSTRUCT" que maneja el sistema

de planificación. Esto implica que los HDV generados por sistemas distintos no son idénticos, por lo que en el establecimiento del estado de referencia inicial es importante reflejar si los volúmenes se reconstruyen de manera adecuada. El objetivo de estas verificaciones no es solo comprobar que el sistema de planificación realiza correctamente la reconstrucción, sino que localmente no se está introduciendo ningún problema de escala o distorsión y que las interpolaciones y extrapolaciones son aceptables. También es necesario comprobar la expansión de volúmenes, la interpolación, el álgebra de contornos y la interpolación de estructuras que se bifurcan, ya que cada TPS puede tener distintas soluciones ante un mismo problema de generación de volúmenes 3D.

En este punto, por tanto, es útil disponer de maniqués con dimensiones y formas conocidas y, si es posible, que sean similares a un paciente real. Dado que el volumen es conocido, también pueden hacerse comprobaciones rápidas sobre los HDV y evaluar dosis máximas y mínimas. Si las técnicas de adquisición incluyen la dimensión temporal (movimiento), también es recomendable el uso de maniqués con accesorios que permitan el movimiento del maniquí globalmente o de alguna estructura en su interior.

Como se ha mencionado al comienzo de este apartado, dado que el proceso de validación del cálculo para determinadas técnicas (IMRT, VMAT, SRS y SBRT) puede incluir el concepto E2E, la validación del contorneo y segmentación puede hacerse de manera simultánea a este tipo de procesos, quedando este apartado y el siguiente fusionados desde el punto de vista práctico.

Las tolerancias en este tipo de pruebas deben adaptarse a las características de los volúmenes que se están evaluando, al tipo de extrapolación e interpolación que realiza el *software*, a la resolución en la adquisición de imagen e incluso al tipo de tratamientos que se quieren impartir con el TPS, por lo que no es fácil establecer unos valores universales.

Mención aparte merece la cuestión de las estructuras de soporte y cómo las tiene en cuenta el sistema de planificación.¹⁰⁵ Tanto la mesa de tratamiento como los apoyos y fijaciones interfieren con los haces de tratamiento en muchas ocasiones y requieren un modelado adecuado en el sistema. De lo contrario, se convierten en una fuente de error sistemático sobre la dosis impartida a los pacientes. Es necesario, por tanto, comprender cómo se modela cada elemento y asegurarse de que el modelo que se aplica se corresponde con la realidad, teniendo especial cuidado con la variedad de posiciones y ángulos en la que los dispositivos de apoyo pueden colocarse. Muchos usuarios utilizan el recurso de incluir estos elementos dentro del contorno externo ("*body*") para hacer un modelado individualizado para cada paciente.

En cualquier caso, sería necesario comprobar con medidas reales de atenuación que el modelo funciona correctamente. Esto es importante porque en muchas ocasiones la verificación de planes en maniqués de control de calidad no incluye los elementos de fijación de pacientes, por lo que no vuelve a comprobarse su modelado más allá del estado de referencia inicial o hasta la adquisición de nuevos elementos que deben ser verificados.

La recomendación es, por tanto, preparar planes específicos con la imagen de un maniquí donde colocar una cámara de ionización y en la que intervengan los elementos a estudiar. Dichos planes contendrán haces que deben atravesar preferentemente las estructuras para poder establecer la diferencia entre una dosis esperada en un punto y la medida realizada.

Durante la última década han surgido numerosas implementaciones de sistemas de contorno automático. El objetivo de estos es reducir las incertidumbres y el tiempo asociado al contorno de los órganos de riesgo (variación interobservador y carga de trabajo). Es importante tener en cuenta que es necesario revisar los volúmenes delimitados por sistemas automáticos y editarlos manualmente en caso de considerarse necesario.^{106,107} Desde el punto de vista del tipo de algoritmo, actualmente los algoritmos de contorno automático se pueden clasificar en dos categorías: algoritmos basados en atlas o en modelos de “*deep learning*”. Ambos tipos de algoritmos se encuentran con mayores limitaciones al delinear estructuras blandas con menor diferenciación en la imagen de TC, aunque existen ya publicaciones que identifican mejoras con las técnicas de “*deep learning*”.^{107,108} La delineación automática en el caso de las estructuras patológicas tiene una mayor complejidad y continúa en desarrollo.

La puesta en marcha y revisión de este tipo de algoritmos debe incluir la evaluación de la calidad del autocontorno y debe implicar a los profesionales que evalúan dicha calidad (técnicos de radioterapia e imagen, radiofísicos y oncólogos radioterápicos). Si el algoritmo requiere de la entrada de una serie de casos modelo o “*expertos*”, esta implicación es aún más necesaria.

4.1.4. Definición de unidades de tratamiento en el TPS

La definición de la unidad de tratamiento en el TPS requiere una cuidadosa introducción y comprobación de datos, estableciéndose la variación permitida para todos los parámetros de la unidad así como su rango de operación.⁶² La definición de las unidades se puede dividir en tres aspectos diferentes:

- *Sistema de coordenadas y consistencia con la unidad real.* Habitualmente la norma IEC 61217 (2011) se toma como estándar en este tipo de definiciones. En cualquier caso, debe comprobarse que los parámetros en el TPS (mesa, colimador, brazo, etc.) coinciden en valores y sentido con la unidad de tratamiento física instalada. Del mismo modo, el sistema de coordenadas del paciente debe ser coherente con estas definiciones. El documento NCS 2022⁶² recomienda una tabla de comprobación que puede resultar útil como referencia.
- *Límites de operación de la unidad.* La unidad virtual debe quedar configurada en el TPS de modo que no se pueda exportar un plan a la unidad física que requiera parámetros fuera de sus límites de operación (brazo, colimador, mesa, MU, MU/deg, MU/min, velocidad de láminas, etc.).
- *Modelos de colisión.* El TPS puede incorporar modelos predictivos de colisión, pero también se pueden desarrollar modelos paralelos externos, por ejemplo, basado en *scripts*. Las colisiones se pueden producir con los elementos de la unidad (brazo, colimador, mesa, dispositivos de imagen), pero también con el propio paciente y con los sistemas de inmovilización, por lo que el desarrollo de modelos que tengan en cuenta el mayor número de posibilidades es altamente recomendable.

4.1.5. Algoritmos de cálculo y modelado del haz de radiación

Existe una amplia bibliografía acerca de la comprobación de los algoritmos de cálculo y el modelado de las unidades en el sistema, desde el cálculo de haces de radioterapia conformada,^{3,57,58,60,64,109-111} pasando por técnicas de intensidad modulada^{74,80,83,87,96,112,113} y publicaciones recientes que actualizan las anteriores.^{62,63,81,82,91,92,102,114} Los algoritmos de cálculo deben estar documentados por el fabricante por medio de un manual donde se describa como se calcula la dosis absorbida en el paciente. El usuario debe tener documentado cómo funcionan los algoritmos y cuáles son sus limitaciones en cuanto a exactitud, para poderlo tener en cuenta en aquellos casos clínicos en los que puedan ponerse en juego dichas limitaciones. Además, se trata de comprobar si los cálculos con las unidades modeladas en el centro tienen coherencia interna y externa. Este concepto dual es importante, ya que por un lado debemos asegurar que se reproducen los datos que se han medido y por otro que situaciones distintas a las introducidas, particularmente en técnicas complejas, se calculan correctamente. Siguiendo lo expuesto detalladamente

en los apartados 3.1 y 3.2, la secuencia recomendada es la siguiente:

- Adquisición de los datos de caracterización y modelado de la unidad.
- Comprobación de que con el modelado se reproducen los datos de referencia. Tener en cuenta que una cuña física puede modelarse como una nueva calidad del haz.
- Comprobación de que se reproducen condiciones distintas a las de referencia incluyendo cuñas dinámicas, así como casos complejos y heterogeneidades.
- En caso de que sea necesario, comprobación del comportamiento del algoritmo en campos pequeños. Los campos pequeños pueden ser objeto de un anexo específico dentro del estado de referencia inicial del TPS.
- Comprobación de técnicas de tratamiento (3DCRT, IMRT, VMAT): Tal como se indica en el apartado 3.2, si la puesta en marcha del TPS incluye un modelado específico del MLC es necesario aplicar lo expuesto para la validación del modelo.
- Establecer mallas de cálculo adecuadas para cada tipo de tratamiento y comprobar el efecto de la malla de cálculo en los HDV.⁶² Tratamientos como SRS o SBRT exigen más resolución en el cálculo y también en la definición de contornos.

4.1.6. Optimización

Como se ha mencionado previamente, el 60% de los planes hoy en día son modulados, y por tanto provienen de algún tipo de optimización. Este porcentaje se espera además que vaya creciendo con la sustitución de equipamiento. Los procesos de optimización deben ser, por tanto, comprendidos por los usuarios, de modo que la elección de parámetros sea lo más eficiente posible y se obtengan resultados que cumplan los objetivos clínicos sin aumentar la complejidad del plan ni forzar las capacidades técnicas de las unidades de tratamiento.

En la puesta en marcha del TPS, los aspectos de optimización son en ocasiones pasados por alto, dado que suelen ser algoritmos a los que se tiene poco acceso y que funcionan en ocasiones de manera poco intuitiva. En el apartado 5 del presente documento se introducen los recursos necesarios para evaluar la calidad de los planes de IMRT o VMAT fruto de la optimización. Este trabajo es progresivo, no necesariamente inicial, e incluye revisión estadística y de procedimiento de los planes que se elaboran con el TPS. En el establecimiento del estado de referencia inicial, es necesario focalizarse en la comprensión de los algoritmos de optimización y en la puesta en marcha de los

tratamientos tal como se describe en el apartado 5. Al instalar un nuevo sistema es conveniente comparar los resultados obtenidos con el optimizador con otros algoritmos o algoritmos anteriores, otros sistemas de planificación si se dispone de ellos o con valores publicados.⁷⁴ Los resultados obtenidos para una serie de planes permiten caracterizar el estado de referencia inicial y sirven de base para futuras actualizaciones y para la implementación de nuevos algoritmos de optimización.

4.1.7. Registros electrónicos y sistema de registro y verificación de tratamientos

Dentro de la tendencia actual de integración de la información en oncología radioterápica, y de acuerdo con recomendaciones recientes,¹¹⁵ podemos definir diversos actores involucrados en la gestión electrónica del proceso radioterápico:

- RO-EMR (*radiation oncology electronic medical record*). Registro médico electrónico en oncología radioterápica. Incluye todas las facetas de trazabilidad y seguimiento electrónico, entre ellas: prescripción, planificación de tratamiento, documentación (consentimientos, informes de control de calidad, informes clínicos...), vías clínicas (flujo del proceso radioterápico), listas de tareas, facturación, etc.
- H-EMR (*hospital electronic medical record*). Registro médico electrónico hospitalario.
- R&V system (*record and verify system*). Sistema de registro y verificación (SRV), que envía y registra los datos de tratamiento hacia y desde las unidades de tratamiento.
- OIS (*oncology information system*). Sistema de información oncológica. Abarca tanto el RO-EMR como el SRV.

Para el intercambio electrónico y correcto entendimiento entre los diferentes actores implicados en el proceso, se han definido estándares, como el DICOM para las imágenes y el HL7 para otros datos médicos. El estándar DICOM se incorporó en 1982 en radiología (Bidgood 1992) y para radioterapia se añadieron progresivamente nuevos objetos y extensiones creando DICOM-RT.^{116,117} DICOM es la base para la correcta implantación de los sistemas PACS (*picture archiving and communication systems*), permitiendo la operatividad entre subsistemas de diferentes fabricantes y la comunicación a lo largo de todo el proceso radioterápico, desde la simulación hasta la administración del tratamiento, siempre y cuando se cumplan los requisitos de interoperabilidad. Para solventar estos problemas de interoperabilidad son destacables los

esfuerzos de IHE-RO (*integrating the healthcare enterprise – radiation oncology*) desde 2004.

La interacción del TPS con los actores implicados puede ser diversa. En algunos casos el sistema de información oncológica comparte la misma base de datos que el TPS y los planes de tratamiento son un elemento más al que se accede también en las unidades de tratamiento y en el SRV. En otros casos el TPS funciona como un sistema aislado y es necesaria la exportación de planes, estructuras, matrices de dosis e imágenes hacia el SRV. En 2013 la IAEA estableció que el proceso de aceptación y puesta en marcha del SRV es tan importante como el del TPS.¹¹⁸ De un modo u otro, en el SRV se realizan transacciones con el TPS, se introduce información relevante para el tratamiento y se siguen los tratamientos impartidos en las unidades de tratamiento. Precisamente, al existir transferencia de datos es cuando problemas de incompatibilidad o de comunicación entre sistemas pueden dar lugar a errores. Cualquier análisis de riesgos debe cubrir el establecimiento de sucesos iniciadores, barreras y consecuencias incluyendo también el ámbito del SRV. Este tipo de análisis está más allá del objetivo del presente documento.

Aunque menos elaborado que en el caso de los TPS, los SRV tienen también un proceso de aceptación y puesta en marcha asociado que debe incidir en los siguientes aspectos:

- Establecer barreras cuando se combinan entradas manuales y automáticas. Los procesos deben quedar bien determinados y, en caso de introducción manual de datos, deben existir procedimientos escritos y formación adecuada de todo el personal implicado para reducir el riesgo de malinterpretaciones. Todo automatismo que tienda a reducir la probabilidad de fallo humano debe ser implementado de manera preferente.
- Revisar los procedimientos cuando se actualiza el *software* y cuando se ponen en marcha nuevas técnicas de tratamiento. Aun sin problemas en los datos de los planes a tratar, siguen existiendo posibles errores que dependen de la manipulación del SRV y de la interacción con las unidades de tratamiento: tratar pacientes equivocados, localizaciones equivocadas o con cronogramas o programaciones equivocadas.
- La parametrización inicial es importante también en el SRV y debe ser coherente con la del TPS (en algunos casos es coincidente): definición de unidades de tratamiento, usuarios y privilegios, así como tablas de tolerancia. Este conjunto de parámetros puede estar en una o varias tablas y debe ser coherente con la unidad de tratamiento y el sistema de planificación. Una descripción genérica de este conjunto sería:

- Tablas de tolerancia para la desviación máxima permitida entre los parámetros reales y los esperados, a definir en función de la técnica.
- Escala de la máquina (IEC, etc.)
- Límites de operación de las unidades de tratamiento: Mordazas y MLC, ángulos de colimador y brazo, desplazamientos de los dispositivos de imagen, desplazamientos y rotaciones de la mesa de tratamiento, unidades de monitor mínima y máxima según técnica.
- Técnicas de tratamiento: arcoterapia, intensidad modulada, estática,...
- Configuración de ranuras: accesorios, aplicadores, cuñas.
- Permisos en función del rol del usuario.
- Plantillas de imagen: kVCBCT, kVplanar, etc.

Los SRV tienen una base de datos asociada con una estructura determinada. Por un lado, está el paciente con todos sus datos demográficos y de diagnóstico. Cuando se comienza una etapa de tratamiento, hay que indicar el curso al que corresponde, del cual cuelgan uno o varios planes, cada uno de ellos con una prescripción y sus correspondientes campos de tratamiento. Establecer una sistemática para esta estructura y una nomenclatura para los planes también es parte del proceso de puesta en marcha del SRV y del TPS.¹¹⁹ Escoger la manera más adecuada de gestionar y etiquetar la información en el SRV tienen influencia en la eficiencia y minimización de errores en el proceso radioterápico (apartado 5.3).

La ampliación de las capacidades de internet a distancia con gran volumen de transferencia de datos ha dado lugar a la posibilidad de trabajar con entornos distribuidos para el TPS y para el OIS. Los entornos distribuidos se basan en un servidor central que gestiona el flujo de trabajo del tratamiento radioterápico de varios centros de oncología radioterápica. Ello permite la optimización del número de licencias y facilita la visualización e intercambio de pacientes entre centros. La introducción de esta tecnología lleva a desafíos de tipo técnico, clínico y legal.

En estos entornos distribuidos se usa el mismo TPS en diferentes centros, aunque los algoritmos estén configurados y optimizados para cada centro; por tanto, el servicio de radiofísica de cada centro será responsable del modelado y pruebas periódicas de su TPS y SRV. Al implantar un sistema distribuido es importante definir claramente las responsabilidades en cada parte del sistema en base a la legislación¹ y las recomendaciones sobre seguridad en pacientes de oncología radioterápica.^{120,121}

4.2. Controles periódicos

El aumento de la complejidad en las técnicas de tratamiento hace más complicado detectar posibles errores en los cálculos dosimétricos de los tratamientos de radioterapia, ya que en planes de IMRT/ VMAT la relación entre el número de UM y la dosis por sesión no es simple y depende del grado de modulación. Por este motivo la exactitud y fiabilidad de los sistemas de planificación y otros subsistemas que participan en este proceso es fundamental, así como sus respectivos controles de calidad periódicos.

El objetivo de los controles de calidad periódicos es identificar si alguno de los subsistemas que participan en el proceso de radioterapia se desvía de la línea base que se estableció durante la aceptación o puesta en marcha del sistema (estado de referencia inicial). Los principales aspectos de estos controles de calidad periódico deberían incluir:¹²²

- Confirmar la integridad de los datos que se emplean en el cálculo de dosis y las UM. Comprobar la exactitud e integridad del sistema de planificación de tratamientos.
- Verificar el correcto funcionamiento de todos los subsistemas empleados en el proceso de planificación en radioterapia.¹²³

Para poder evaluar el proceso completo y, por tanto, cada uno de los subsistemas empleados, es muy útil la realización de pruebas tipo E2E (ver apartado 5.1) y la recomendación del presente documento es que se implementen. Las razones para ello son que reproducir las mismas actividades que se llevan a cabo en un paciente real permite condensar en una verificación rápida todas las pruebas independientes que supondrían un mayor empleo de recursos y dan información sobre la importancia clínica de las desviaciones acumuladas durante el proceso al incluir la medida de la dosis absorbida.

En lo referente a los sistemas de imagen y al registro de imagen, y tal como se ha indicado en 4.1.3, la realización de las pruebas E2E debe permitir evaluar periódicamente la transferencia de datos, la orientación del paciente, el tamaño de la imagen, la integridad de los datos e importación, la propagación de contornos, así como la exactitud del registro rígido y del registro deformable. En el caso de que se tengan implementadas técnicas con control respiratorio, se debe incluir el movimiento en este tipo de verificaciones, tanto en la adquisición de imagen como en el tratamiento del maniquí.

Para las pruebas E2E se recomienda una periodicidad anual.

En el siguiente apartado (4.3) se especifican los subsistemas que participan en el flujo de trabajo, así

como los aspectos más relevantes que deben verificarse en cada uno de ellos. Estas pruebas no se han de realizar periódicamente sino tras una actualización del *software* que puede ser parcial, es decir, de cualquiera de los subsistemas (CT o MRI, herramientas o algoritmo de contorno, reconstrucción, TPS, SRV, etc.).

4.3. Pruebas tras actualización de *software*

Cuando se produce un cambio de *software* del TPS, del sistema de registro y verificación, de la base de datos o su gestor, la evaluación de las repercusiones de dicho cambio debe gestionarse desde el servicio de radiofísica. Aunque el servicio de informática del hospital esté involucrado, la verificación de cualquier modificación de dicho sistema es responsabilidad del radiofísico. Las nuevas funcionalidades o modificaciones del TPS o el sistema de registro y verificación se incluirán como anexos al informe de estado de referencia inicial.

A lo largo del periodo en el que está implantado un TPS junto a los equipos adyacentes que intervienen en el flujo de tratamientos de radioterapia se realizan actualizaciones de *software* (y *hardware* en algunos casos) que pueden afectar al tratamiento de los pacientes. Esto es cada vez más evidente debido a la progresiva integración del SRV con el TPS, que en muchas ocasiones incluso comparten la misma base de datos. Es necesario por parte del fabricante o suministrador del equipo una documentación detallada de los cambios realizados en la nueva versión y en que afectan al flujo de trabajo. Es importante que toda modificación que conlleve una pérdida de funcionalidad sea notificada por el fabricante.

Las actualizaciones pueden ser solo de un subsistema, en cuyo caso solo habría que verificar dicho subsistema y su interconectividad con el resto, o bien una actualización más amplia que aplique a todo el sistema.¹²³ El fabricante deberá detallar al servicio de radiofísica los cambios que se van a realizar y su posible implicación clínica con el objetivo de discriminar qué aspectos son aquellos que hay que verificar.

De acuerdo con Siochi et al.¹²³ el control de calidad sugerido tras el cambio de versión del TPS o del SRV o alguno de sus subsistemas depende del aspecto que se vea involucrado:

- Transferencia del sistema de simulación al TPS. Se ha de verificar que la TC de simulación con el centro de la imagen/isocentro correctamente marcado, junto con toda la información adicional para la planificación, sean correctamente transferidas (por ejemplo, los contornos, en caso de que se transfieran).
- Cálculo en el TPS. Se ha de verificar que el cambio de versión de los módulos del TPS que afectan al

cálculo no introduce modificaciones en el mismo. Para ello se recalcularán planes anteriormente calculados con el algoritmo previo a la actualización y se compararán las UM calculadas y el HDV. También pueden realizarse de nuevo los cálculos que permitieron evaluar la validez del modelado de las unidades y la puesta en marcha de técnicas de tratamiento, con objeto de compararlas con las medidas iniciales. En el caso de recálculo tras cambios en el algoritmo sobre conjuntos de imagen previos o de referencia los cálculos repetidos no debería diferir más de un 1%/1mm, en caso contrario hay que repetir el proceso de puesta en marcha.⁶³

- La actualización de algoritmos de optimización es más difícil de evaluar porque el producto del algoritmo es un plan modulado y complejo. Dado que dichas actualizaciones pueden suponer cambios significativos en la calidad de los planes debe valorarse si se siguen obteniendo resultados aceptables. Una manera de hacerlo es, por ejemplo, comparar con planes de referencia que puedan reevaluarse con un nuevo algoritmo optimizador o una nueva versión de este.
- Transferencia del TPS al SRV/OIS. Es necesario verificar la correcta transferencia de todos los parámetros calculados por el TPS (información de los haces de tratamiento, TC de simulación, etc.).
- Transferencia del SRV al acelerador. Se han de comparar los parámetros almacenados en el sistema de registro y verificación (haces, energía, número de UM, conformación del haz, etc.) con los parámetros que se usan para irradiar el tratamiento en el acelerador.
- Trasfusión o modificación de la base de datos o de su sistema gestor, se verificarán los pacientes en tratamiento y que se mantienen los mismos parámetros de irradiación.
- Muchos de los errores que se dan en radioterapia están relacionados con el uso inadecuado de los sistemas de planificación.¹²⁵⁻¹²⁸
- La configuración de las unidades de tratamiento en el TPS afecta a todos los pacientes planificados con el mismo. Existen parámetros y ajustes clave dentro del estado de referencia inicial que determinan el cálculo para todos o gran parte de los planes que va a producir el sistema por lo que los errores en esta configuración son potencialmente graves.
- Los programas de garantía y control de calidad prescriptivos presentan una vigencia limitada ya que la tecnología cambia cada día con mayor velocidad y las guías se publican tras un consenso entre expertos, habitualmente años después de haberse implementado en la clínica la tecnología a la que hacen referencia.
- La falta de protocolos y homogeneización en nomenclatura y procedimiento puede conducir a errores en la realización del tratamiento debido a ambigüedades, dobles interpretaciones o confusión respecto al significado de los términos y acrónimos empleados. Añadido a esto siempre existen casos especiales o diferencias entre el modelo virtual de unidad de tratamiento que se utiliza en el TPS y la unidad real que comprometan la seguridad de un determinado plan.

Como se indica en el apartado 4.1, durante la puesta en marcha de un TPS y del SRV/OIS es conveniente establecer un control de calidad completo y unas pruebas E2E para verificar de la misma forma en cada cambio de versión que afecta uno o ambos sistemas.¹²⁴

4.4. Análisis de riesgos asociados al sistema de planificación

Diversos argumentos apoyan la necesidad de utilizar el análisis de riesgos en el diseño de los programas de garantía y control de calidad de los sistemas de planificación. A continuación, se recogen algunos de los más relevantes:

Estos argumentos llevan a la conclusión de que es necesario priorizar las distintas pruebas y los esfuerzos a realizar en función del impacto clínico que pueda tener un error determinado, teniendo en cuenta la probabilidad de que esto suceda y la severidad de las consecuencias, es decir, atendiendo a una filosofía de análisis de riesgos. En la literatura se han propuesto distintos sistemas para realizar este análisis de manera estructurada. En el documento "Guía para el control de calidad y seguridad en aceleradores lineales", que la SEFM publica de manera paralela a esta guía, se describen aspectos claves de los dos sistemas de gestión de riesgos que son más utilizados en radioterapia: el introducido por el TG 100 de la AAPM¹²⁰ y las matrices de riesgo (MARR) adoptadas por la IAEA y la SEFM.¹²⁹

En la actualidad, es evidente que los programas de garantía de calidad en radioterapia deben incluir un enfoque prospectivo y utilizar una metodología que se apoye en el análisis de riesgos aplicada a cada centro de forma específica. Así, parece razonable que, en particular, los programas de control de calidad de los TPS también adopten esta base.

En lo concerniente al presente documento, los apartados 3 y 4 contienen tanto la caracterización de las unidades de tratamiento como el establecimiento del estado de referencia inicial del TPS, momentos cruciales en los cuales se puede dar lugar a sucesos iniciadores dentro de un programa de gestión del riesgo.

Los procedimientos y equipamientos descritos en los siguientes apartados 5 y 6 actúan precisamente como barreras que pueden detectar problemas en el producto final de un TPS, que es un plan viable y adecuado a la prescripción realizada por el oncólogo.

El TPS actúa como una pieza más en el engranaje que conduce al tratamiento de un paciente, y por ello un análisis de las posibles causas de fallo asociadas y su repercusión es indispensable dentro del proceso global de gestión del riesgo en radioterapia. Como es lógico, el análisis se extiende a todas las etapas involucradas en el proceso, también las asociadas al proceso de planificación descrito en el siguiente apartado.

5. Garantía de calidad en el proceso de planificación

En general, los sistemas de planificación se ajustan y se verifican para una serie de técnicas de tratamiento y de características de los planes clínicos. Por este motivo es importante verificar el sistema de planificación para las distintas modalidades de administración y configuraciones usadas en la práctica clínica, así como verificar que las características de los planes de tratamiento que se generan están dentro del rango en el que los sistemas se han verificado. Esta situación es particularmente relevante si no se realizan verificaciones pre-tratamiento de todos los planes de IMRT/VMAT, ya que en ese caso podríamos tener planes con altos niveles de modulación o de complejidad que se alejen de nuestro entorno de operación seguro.

Asimismo, también es fundamental verificar la calidad de los planes de tratamiento, entendiendo dicha calidad como el grado de adecuación o idoneidad de los planes generados a los objetivos clínicos definidos en cada caso. El propósito del presente apartado es describir el conjunto de estas verificaciones, al que nos referimos como “garantía de calidad en el proceso de planificación”.

5.1. Puesta en marcha de técnicas de tratamiento: auditorías y verificaciones end-to-end (E2E)

Los aceleradores lineales empleados actualmente para la administración de tratamientos de radioterapia permiten la administración de técnicas de tratamiento moduladas (IMRT/VMAT) con cierto grado de complejidad y que en algunos casos incluyen el manejo del movimiento intrafracción del paciente. Estos tratamientos requieren una mayor precisión dosimétrica y geométrica, por lo que los controles de calidad, así como una buena comprensión de todos los procesos asociados, son cruciales para asegurar la correcta

deposición de dosis en el paciente. Se han desarrollado múltiples recomendaciones para la puesta en marcha de tales técnicas de tratamiento,^{83,130–132} que incluyen tanto la puesta en marcha del sistema de planificación, como la completa implementación clínica de las distintas técnicas. Entre tales recomendaciones, y con el fin de proporcionar confianza en el proceso completo de tratamiento, más allá de las metodologías habituales de control de calidad individualizado en cada paciente, se encuentran las auditorías y las pruebas E2E mencionadas previamente. A continuación, se exponen brevemente ambos conceptos, dirigidos a proporcionar confianza en el proceso completo de tratamiento, así como la relación entre ellos.

Las auditorías dosimétricas constituyen una herramienta importante en la verificación del modelado del TPS y de la administración del tratamiento, estando orientadas fundamentalmente a prestar soporte a la puesta en marcha de nuevas técnicas de tratamiento.^{133–140} Existen múltiples iniciativas en el marco de las auditorías dosimétricas, entre las que se pueden destacar las de la IAEA,¹⁴¹ EORTC,^{142,143} IROC (previamente, RPC),^{144,145} RTTQA^{140,146} o JCOG.¹⁴⁷ Entre los procedimientos empleados, destacan la auditoría postal, así como visitas presenciales (*on-site*). La aproximación ideal para este tipo de auditorías debe ser multifuncional, con el objetivo de asegurar la eficiencia del proceso.¹⁴⁸

Las auditorías dosimétricas basadas en maniqués someten a los mismos al proceso completo de radioterapia,^{149–154} desde la obtención de imágenes para la delimitación de volúmenes, hasta la prescripción y generación de planes de tratamiento sobre distintos objetivos en dichos volúmenes, realizando medidas con dosímetros de forma puntual (TLD, OSLD o alanina), distribuciones 3D con gel u otros detectores como, por ejemplo, películas radiocrómicas.¹⁴⁸ Por tanto, esta modalidad está basada en pruebas E2E. Las auditorías dosimétricas basadas en maniqués pueden ser realizadas empleando equipamiento local o externo. Estas últimas tienen la ventaja de ser independientes del equipamiento empleado en cada centro, por lo que aumentan la homogeneidad de sus resultados, y facilitan la intercomparación entre centros.

Existen, no obstante, métodos sin maniqués para la realización de auditorías dosimétricas. Estos métodos emplean medidas de fluencia (mediante EPID,^{155–159} detector de transmisión^{160–163} o análisis de *log files* sin la presencia de maniqué^{164,165}). Los dos primeros suelen emplearse habitualmente de forma conjunta con sistemas basados en maniqués, complementando la información ofrecida por los mismos, aunque adolecen de ciertas limitaciones, fundamentalmente en lo referido a la calibración e incertidumbre ofrecida por dichos sistemas. La gran cantidad de información

obtenida del análisis de *log files* podría permitir incorporarlo en distintos aspectos y etapas de los procesos de auditorías dosimétricas, desde verificaciones independientes, a control estadístico y capacidad predictiva sobre la administración de los tratamientos, lo que facilitaría la detección temprana de errores, así como las intercomparaciones entre centros. No obstante, hay ciertos aspectos opacos en la generación de estos datos, así como en su fiabilidad e incertidumbres, lo que constituye una limitación del propio proceso.

Las auditorías en radioterapia se han mostrado como una herramienta potente respecto de la calidad y seguridad en la administración de tratamientos. Permiten identificar errores de impacto sobre los pacientes, como por ejemplo errores en la dosimetría de referencia. Asimismo, juegan un papel importante a la hora de implementar nuevas técnicas de manera segura, proporcionando información sobre desviaciones que, de otra forma, serían prácticamente indetectables.^{135,141,166,167} A nivel local, en un único centro, permiten la incorporación segura de nuevas técnicas.^{124,153,168-171} A nivel multicéntrico, permiten la visualización de problemas que no serían de fácil identificación con otras técnicas, aumentando la calidad y eficiencia de los tratamientos.

Existen distintos tipos de auditorías, desde contrastar únicamente la medida de dosis por UM en condiciones de referencia hasta la implementación de técnicas avanzadas.^{40,132,172-174} El aumento de la complejidad en los tratamientos hace que las aplicaciones sean menos intuitivas, aumentando el riesgo potencial de errores. Por ello, se debe fomentar la implementación de técnicas de auditoría de acceso general, tanto las basadas en EPID,¹⁵⁵ como en medidas de distribuciones de dosis en maniquí^{175,176} o en la toma de datos de *log files*.¹⁴⁸

Aunque ya se ha introducido el concepto, se amplía a continuación el marco de las pruebas E2E. Un tratamiento complejo de radioterapia se compone de una serie de secuencias, etapas o eventos (tabla 4), desde la adquisición de un estudio de imagen hasta la propia administración del tratamiento en la unidad, interconectados y relacionados entre sí, lo que dificulta aplicar procesos de control de calidad a cada una de las fases debido a la multiplicidad de procedimientos y el gasto de recursos. Por ello, puede resultar más ventajoso evaluar de forma regular en la clínica el proceso completo de un tratamiento de radioterapia mediante las pruebas E2E. Estas pruebas permiten comprobar si todos los componentes en el proceso de tratamiento funcionan de forma tal que la dosis deseada de radiación es administrada de forma precisa en la localización espacial prevista,¹⁷⁷ contemplando el proceso de radioterapia desde una perspectiva holística, en lugar de chequear individualmente cada uno de los componentes de dicho proceso. Se puede decir,

por tanto, que el control de calidad basado en pruebas E2E constituye una metodología de auditoría que verifica que la dosis de radiación deseada se administre en la localización requerida.

Las pruebas E2E se emplean habitualmente dentro de los programas de auditoría dosimétrica externa para valorar la validación de una nueva técnica o procedimiento, pero también se han recomendado como parte de la puesta en marcha de los sistemas de planificación.^{60,82} Si tales pruebas fallan, se requiere un análisis riguroso del proceso de tratamiento para localizar la razón del fallo.

Existen varias razones que llevan a la incorporación de las pruebas E2E a los programas de garantía de calidad en radioterapia. Por un lado, impactan de forma directa en la seguridad del paciente, puesto que permiten evaluar la exactitud en la administración del tratamiento. Además, al constituirse en un proceso de auditoría, proporcionan el fundamento para acreditarse en programas de investigación y ensayos clínicos multicéntricos. Estas perspectivas no deben ser contempladas de forma separada, sino como distintos puntos de vista de una misma realidad. Las técnicas complejas requieren en su introducción de un mayor esfuerzo dedicado a asegurar la seguridad, precisión y consistencia en la administración de los tratamientos asociados, puesto que se estima que la posibilidad de error a la hora de impartir dichos tratamientos es mayor si el programa de control de calidad no se adapta adecuadamente a tal complejidad. En este sentido, las pruebas E2E permiten verificar el proceso completo reemplazando al paciente real por un sustituto, detectando así posibles errores a lo largo de toda la cadena de tratamiento.

Como se ha visto, los dos conceptos se encuentran interrelacionados y pueden confluir: el proceso de auditoría a menudo se basa en pruebas E2E,^{87,134,152,154,166,174,178,179} que permiten evaluar toda la cadena de tratamiento.

Mención aparte merecen determinado tipo de técnicas que son específicas y que requieren consideraciones especiales: técnicas de sincronización respiratoria, volúmenes largos como los craneo-espinales, isocentros múltiples y campos adyacentes. Deben considerarse con cuidado y deben tener un conjunto de verificaciones diseñadas para ellos.⁶³ Es importante que el radiofísico tenga criterio para discernir cuándo una técnica determinada es distinta de las que se encuentran puestas en marcha y, por tanto, requiere de comprobaciones adicionales.

5.2. Evaluación de los planes de tratamiento

La evaluación de planes de tratamiento es una parte fundamental del proceso de radioterapia y viene

determinada por las características de los planes con los que se tratarán los pacientes. Para ello, se debe estimar la *calidad* de los planes de tratamiento, pero el concepto de calidad engloba diversas características que son difíciles de cuantificar y medir.

La calidad de un plan de tratamiento se ha definido como la idoneidad de la distribución de dosis impartida que se puede esperar razonablemente.¹⁸⁰ Esto depende de muchos aspectos, empezando por la puesta en marcha del TPS e incluyendo la caracterización y modelado de todos los equipos y haces de radiación involucrados y una buena comprensión y uso adecuado de los modelos y algoritmos usados y sus limitaciones. Dicha calidad requiere rigurosos controles de calidad de todo el proceso de planificación y está también ligada con la exactitud en la impartición del plan y los resultados de las verificaciones de los planes de tratamiento.¹⁸¹

Además, la calidad de un plan de tratamiento se estima habitualmente a partir de la dosis calculada por un TPS en una situación “nominal”, pero la distribución de dosis impartida a un paciente no coincide exactamente con la distribución de dosis calculada debido a incertidumbres en el cálculo y en la impartición del tratamiento. Por ello, la calidad de un plan depende también de su robustez y complejidad y es necesario tener estos aspectos en cuenta en la evaluación de los planes de tratamiento.¹⁸⁰

5.2.1. Distribución de dosis nominal

La prescripción de un tratamiento típicamente se basa en una serie de objetivos o restricciones referentes a histogramas dosis-volumen (HDV) de estructuras delimitadas (órganos blanco y órganos de riesgo) y estos se evalúan habitualmente mediante la distribución de dosis calculada en la TC de planificación, que denominamos distribución de dosis “nominal”. Es deseable que la prescripción incorpore una priorización de los objetivos y restricciones para estandarizar la toma de decisiones. Aparte de cumplir estos objetivos y restricciones, el plan de tratamiento debe maximizar la cobertura de los órganos blanco y minimizar la dosis en órganos de riesgo para reducir el riesgo de toxicidad y facilitar potenciales reirradiaciones.¹⁸²

Una importante limitación de los HDV es que resumen la información de la distribución de dosis en una métrica 2D (dosis-volumen), lo que produce una pérdida de información de su distribución espacial. Por este motivo, la ICRU-83 recomienda una inspección visual de la distribución de dosis corte por corte para una mejor evaluación del plan e identificación de posibles mejoras.¹⁸³

Una alternativa al empleo de puntos discretos de un HDV es el uso de TCP y NTCP, que se pueden cal-

cular a partir de modelos radiobiológicos. Estos parámetros proporcionan información sobre el impacto clínico, pero es importante conocer las incertidumbres y limitaciones de los modelos que se usen, así como validarlos localmente.^{37,184}

Se han propuesto índices derivados de los HDV para cuantificar aspectos de la distribución de dosis como su conformidad, homogeneidad y gradiente. Los índices de conformidad describen cómo una cierta curva de isodosis calculada (próxima a la dosis de prescripción) coincide con el volumen blanco (habitualmente el PTV), por ejemplo, mediante el cociente de volumen de una cierta isodosis calculada y el volumen blanco.¹⁸³ Estos índices se han criticado por no tener en cuenta la cobertura del PTV, por lo que también se han definido índices que combinan conformidad y cobertura, como por ejemplo el índice de conformidad de Paddick.¹⁸⁵ Los índices de homogeneidad cuantifican la dispersión de dosis en el PTV y se pueden determinar a partir de cocientes de dos o más puntos del HDV, como por ejemplo D2% frente a D98% o a partir de la desviación estándar de la distribución de dosis.¹⁸⁵ Los índices de gradiente proporcionan información sobre la disminución de dosis fuera del PTV, por ejemplo, comparando el volumen de isodosis del 50% y del 100% u otras métricas parecidas.¹⁸³ Existen diversas definiciones para estos índices y es importante entender las limitaciones de cada una de ellas y establecer bien su rango de valores aceptables. Estos índices son prácticos para estandarizar y realizar comparaciones mediante parámetros objetivos, pero en caso de conflicto es conveniente priorizar las dosis en órganos de riesgo sobre estos índices debido a su mayor relevancia clínica.

También se han propuesto índices combinados para cuantificar la calidad global de una distribución de dosis,^{151,186-189} denominados métricas o índices de calidad del plan. Estos índices globales son útiles para la toma de decisiones y algunos de ellos se han implementado en herramientas comerciales.^{190,191} No obstante, no está claro qué parámetros considerar para calcular estos índices ni la importancia relativa de cada parámetro, por lo que estos índices presentan limitaciones importantes, especialmente al comparar distintos pacientes y técnicas de tratamiento. La calidad global de una distribución de dosis debería asociarse a resultados clínicos, pero éstos dependen de muchos factores y su evaluación es compleja. Por ello, habitualmente se optimizan múltiples parámetros de manera independiente y es necesario valorar los casos de incumplimiento de manera individualizada. En estos casos la solución adoptada acostumbra a ser un compromiso entre los objetivos y restricciones en conflicto, pero estas decisiones deberían basarse en criterios clínicos.

5.2.2. Evaluación de la robustez

La distribución de dosis impartida al paciente tiene una serie de incertidumbres debidas, por ejemplo, a cambios en su posición, en su anatomía o a movimientos durante el tratamiento. Tradicionalmente estas incertidumbres se han tenido en cuenta mediante el uso de márgenes aplicados a volúmenes blanco^{192,193} y órganos de riesgo¹⁹⁴ para obtener unos volúmenes mayores (PTV y PRV) que ayuden a garantizar una buena cobertura del CTV y una buena protección de los órganos de riesgo. No obstante, esta aproximación basada en márgenes presenta diversas limitaciones, como el hecho de no tener en cuenta los gradientes de la distribución de dosis o de asumir que la distribución de dosis es invariable respecto a los cambios (aproximación de “nube de dosis estática”).^{195–197}

Una alternativa al uso de márgenes es la “optimización robusta”, que consiste en abordar estas incertidumbres considerando los posibles errores de manera explícita en el TPS.¹⁹⁸ Para ello se consideran distintos “escenarios” que representan diversos cambios anatómicos o geométricos que se pueden producir durante el curso de tratamiento. Estos escenarios se pueden representar, por ejemplo, mediante:

- Modificaciones del isocentro del plan o de los números Hounsfield en un mismo TC.
- Uso de otras imágenes de TC.
- Utilización de una TC 4D que describa los movimientos del paciente.

Esta información puede entonces incluirse en el proceso de optimización, optimizando así la distribución de dosis en los diversos escenarios considerados. Las estrategias más habituales en optimización robusta son:

- Optimizar el peor escenario posible, minimizando así la desviación máxima (aproximación “minimax”).
- Optimizar la distribución de dosis en una situación más realista, que combine los diferentes escenarios considerados, asignándole a cada uno un cierto peso o probabilidad de ocurrencia (aproximación “probabilística”).

Se ha demostrado que la optimización robusta permite mejorar la cobertura de los volúmenes blanco clínicos (CTV) y reducir la dosis a los órganos de riesgo, por lo que constituye una estrategia muy prometedora.¹⁹⁸ Esto es especialmente relevante en casos en los que la aproximación de ‘nube estática’ (o invariabilidad de la distribución de dosis en coordenadas de la sala de tratamiento) no se cumpla, como ocurre

especialmente en presencia de altas heterogeneidades y en radioterapia con protones.

El análisis de la robustez de un plan de tratamiento se puede realizar independientemente de si se ha obtenido el plan mediante optimización robusta o en un único escenario nominal. Los TPS cada vez incorporan más herramientas para este análisis, que consisten en calcular la distribución de dosis en distintos escenarios, lo que permite evaluar la distribución de dosis en cada uno de ellos. De este modo, la robustez del plan dependerá de cuánto varía la distribución de dosis en cada escenario o de hasta qué punto la distribución de dosis empeora en alguno de los escenarios. También es importante entender que la robustez frente a heterogeneidades de tejidos depende del algoritmo de cálculo de dosis y de si se usa dosis medio o dosis agua.²⁹

Los TPS cada vez incorporan más herramientas de optimización robusta, pero también se puede aumentar la robustez de un plan de manera manual, por ejemplo:

- Creando uniones de campos en las que las fluencias de los campos varíen de manera suave y progresiva.¹⁹⁹
- Añadiendo fluencia en campos dinámicos en zonas cercanas a la piel mediante herramientas de *skin flash*^{200,201} o técnicas de bolus virtual^{201,202} para mejorar la cobertura del CTV en caso de cambios en el posicionamiento del paciente o de movimientos intrafracción.
- Asignando densidades manualmente durante el proceso de optimización para evitar gradientes en la fluencia administrada debidos a heterogeneidades en los tejidos. Esto puede ser conveniente en algunos casos en los que el CTV esté rodeado de grandes heterogeneidades, por ejemplo, pulmón.^{203,204}
- Disminuyendo el grado de modulación de intensidad cuando haya movimientos respiratorios/cardíacos o, en general, riesgo de movimientos intrafracción (ver siguiente apartado).

5.2.3. Evaluación de la complejidad

En las técnicas de IMRT y VMAT se modulan diversos parámetros del plan, lo cual produce en una mayor complejidad de los planes de tratamiento. Esta mayor complejidad comporta mayores incertidumbres en el cálculo y la impartición del plan de tratamiento comparado con planes no modulados. La complejidad de un plan se puede entender como una estimación del grado de estas incertidumbres, que depende de los parámetros que conforman el plan de tratamiento.^{149,205}

Han sido propuestas múltiples métricas de complejidad que describen distintos aspectos del plan, como la modulación de la apertura de los campos,^{206,207} el tamaño e irregularidad de los segmentos,^{205,206,208-210} la distancia recorrida por las láminas del MLC²¹¹ y la modulación de la tasa de dosis y de la velocidad de rotación en técnicas de arcoterapia.^{212,213} Estas métricas hacen referencia a incertidumbres introducidas en el cálculo de dosis, en la impartición del tratamiento o en ambas etapas del proceso.

Un cierto nivel de complejidad en los planes puede ser necesario para conseguir una distribución de dosis aceptable, pero en muchos casos los optimizadores de los TPS introducen una complejidad innecesaria en los planes, de modo que se pueden conseguir distribuciones de dosis muy parecidas con planes más sencillos y robustos.^{29,208,214} Además, un alto nivel de complejidad puede comprometer la exactitud del cálculo y tratamiento de los pacientes. Esto se debe a las incertidumbres debidas a limitaciones de los algoritmos de cálculo, modelado del haz y del MLC, así como a la sensibilidad de la distribución de dosis administrada a variaciones en los parámetros de la unidad de tratamiento, a cambios en la geometría del paciente (p. ej. movimientos respiratorios) o al riesgo de movimientos intrafracción en ciertas localizaciones). Por este motivo es conveniente reducir la complejidad de los planes de tratamiento en la medida de lo posible y usar planes de alta complejidad sólo cuando sea necesario. Los sistemas de planificación incorporan herramientas específicas para reducir la complejidad de los planes en el proceso de optimización, por ejemplo, limitando la mínima separación entre láminas opuestas, el área mínima de segmentos, el máximo número de segmentos, etc., tal y como se describe en los manuales de usuario correspondientes. Además, la mayoría de TPS también permiten reducir la complejidad de un plan concreto durante el proceso de optimización, sea limitando las UM del plan o mediante herramientas específicas.²¹⁵

Las métricas de complejidad también son útiles para la verificación de los planes de tratamiento porque los planes más simples requieren menos verificaciones que aquellos planes más complejos.^{97,98} Por ello, la AAPM recomienda cuantificar el grado de modulación de los planes⁷⁴ y adaptar las tolerancias y criterios de aceptabilidad aplicados en función de su nivel de complejidad.⁹⁹ Muchos estudios han reportado correlaciones entre los índices de complejidad y los resultados de las verificaciones de planes de tratamiento,²⁰⁷⁻²¹¹ pero estas correlaciones no son universales ni han sido significativas en estudios multicéntricos,²¹⁶ probablemente debido a los múltiples factores influyentes. Estas correlaciones, en caso de existir, se pueden usar para definir umbrales y evitar discrepancias importantes, así como para analizar

detalladamente las causas que las producen y promover la mejora continua.

Una limitación de las métricas de complejidad es la falta de consenso sobre qué índices usar, si bien muchos de ellos están correlacionados y se pueden usar varios índices para evaluar distintas fuentes de complejidad.²¹⁷ Otra limitación es la falta de herramientas en los TPS para realizar este análisis. Se puede usar el número de unidades de monitor dividido por la dosis prescrita como un primer indicador de complejidad, pero hay que tener presente que este parámetro depende de aspectos como la calibración de la unidad de tratamiento, características anatómicas (profundidad de tratamiento y densidades) y de otros factores como la energía y el tamaño de campo. También se pueden usar programas externos o implementar scripts en el TPS, pero en general hay una necesidad de mejores herramientas en los TPS para gestionar la complejidad de los planes de tratamiento de radioterapia.²¹⁸

En conclusión, se recomienda estimar el grado de modulación y complejidad de los planes de tratamiento e intentar reducir la complejidad de los planes clínicos. Esto se puede conseguir en muchos sistemas disminuyendo las UM del plan durante el proceso de optimización y con herramientas específicas implementadas en cada TPS. En general este análisis se puede realizar de manera aproximada mediante el número de UM/Gy y el análisis visual del tamaño e irregularidad de las aperturas de los campos de tratamiento, pero es preferible disponer de herramientas que proporcionen resultados cuantitativos. Idealmente se deberían evaluar varias métricas de complejidad centradas en distintos aspectos del plan y prestar especial atención a las métricas que se correlacionen mejor con los resultados de verificaciones pre-tratamiento de cada centro. También es recomendable cuantificar y monitorizar la complejidad de los planes clínicos y tener en cuenta este nivel de complejidad para decidir las verificaciones que se requieren en cada caso.

5.3. Protocolización y soluciones de clase

La estandarización es uno de los fundamentos de la mejora continua y la calidad, por lo que es importante protocolizar al máximo los procedimientos y criterios usados en las distintas etapas del proceso radioterápico:

- Delimitación de volúmenes: guías de delimitación de volúmenes, márgenes aplicados y estandarización de nombres mediante plantillas.
- Prescripción del tratamiento: dosis prescrita, objetivos y restricciones de dosis, tanto a volúmenes blanco como a tejidos sanos y órganos de riesgo.

Se recomienda especificar el criterio de normalización y una priorización de los objetivos y restricciones para estandarizar la toma de decisiones en caso de conflictos en los objetivos dosimétricos.

- Planificación: configuración de los campos (técnica de tratamiento, número de campos, parámetros de los campos de tratamiento, etc.), parámetros y estrategia de optimización (restricciones, objetivos, volúmenes auxiliares), cálculo de dosis (algoritmo, resolución espacial, resolución angular y otros parámetros específicos de cada sistema y algoritmo) y criterios de evaluación del plan (índices de dosis, análisis de complejidad y robustez).
- Verificaciones pre-tratamiento: controles a realizar en cada caso (según la localización, técnica y complejidad del plan), procedimiento de realización de las medidas, análisis de resultado, criterios de aceptabilidad (niveles de tolerancia y acción), monitorización de los resultados.
- Otras etapas del proceso posteriores, como el tratamiento del paciente y el seguimiento de su evolución y toxicidades asociadas.

Planificar de manera protocolizada mejora la estandarización de los planes de tratamiento y se conoce como trabajar con 'soluciones de clase'. Las soluciones de clase se definen para cada localización y permiten reducir la variabilidad en los planes de tratamiento, aumentando la calidad y eficiencia del proceso de planificación.^{219,220} Esto es particularmente importante en técnicas como IMRT/VMAT, donde hay más grados de libertad y estos parámetros pueden tener un impacto significativo en la calidad del plan y en los resultados de las verificaciones pre-tratamiento.⁸³

Uno de los aspectos fundamentales de una solución de clase es que los planes de tratamiento que pertenecen a dicha solución de clase tengan unas características similares. Protocolizar el proceso de planificación facilita esta consistencia, pero los planes obtenidos mediante sistemas de optimización (planificación inversa) pueden tener diferentes características debido a la variabilidad anatómica entre pacientes y al propio proceso de optimización. En concreto, el tamaño, forma y posición de los tumores y órganos de riesgo varía en cada caso, afectando al proceso de optimización y a las características finales del plan de tratamiento.

En consecuencia, se recomienda definir un rango de características para cada solución de clase y verificar que las características de los planes obtenidos están dentro del rango establecido. Estas características dependen del equipamiento y técnica usados en cada caso; por ejemplo, en VMAT pueden incluir el tamaño de los campos y segmentos usados, variaciones en la tasa de dosis y en la velocidad de giro de brazo o el grado de modulación y complejidad del

plan. En caso de no disponerse de herramientas específicas, el grado de modulación y complejidad de los planes se puede estimar mediante el número total de UM del plan por unidad de dosis absorbida prescrita. Se puede, por ejemplo, identificar un cierto rango de UM/Gy de manera que la mayoría de los planes de tratamiento queden dentro de este rango y considerar el resto de los planes como no pertenecientes a dicha solución de clase.⁸³

Una gran ventaja de trabajar con soluciones de clase es que facilita la reducción de verificaciones pre-tratamiento y, en consecuencia, una disminución de la carga de trabajo. Al garantizar una consistencia en las características de los planes y que los parámetros de los planes estén dentro del rango definido para cada solución de clase, se reduce la necesidad de medir todos los planes de tratamiento. En este caso, recomendamos medir algunos planes de cada solución de clase de manera periódica, en línea con referencias internacionales.^{221,222} En el apartado 6.4 se profundiza en este concepto.

Las distintas plataformas de planificación automática existentes facilitan la protocolización del proceso de planificación y el trabajo con soluciones de clase.⁴⁶ No obstante, en caso de trabajar con estas herramientas es importante verificar que:

- La anatomía del paciente es similar a las anatomías consideradas en la solución de clase. En caso contrario, la calidad del plan podría verse comprometida.
- Las características del plan de tratamiento obtenido se encuentran dentro del rango establecido para cada solución de clase. Debe controlarse, como mínimo, el número de UM por unidad de dosis prescrita (UM/Gy), para controlar y monitorizar el grado de modulación de los planes clínicos. Adicionalmente se recomienda controlar el tamaño de los segmentos usados y otros aspectos de la complejidad de los planes, ya que las herramientas de optimización y de planificación automática pueden aumentar dicha complejidad de manera inadvertida e incluso sistemática.^{223,224}

6. Verificación de planes de tratamiento

Como ya se ha indicado en los apartados anteriores, los tratamientos de IMRT o VMAT son optimizados utilizando algoritmos para obtener la dosis de prescripción en los PTV y dosis tan bajas como sean posible en los OAR. Para ello se utilizan una serie de campos complejos en los que se varía en cada punto de control la posición de las láminas y, en el caso de VMAT, también la tasa de dosis y la velocidad de giro del brazo. Verificar la dosis predicha por el TPS

con este tipo de técnicas es algo que ha preocupado desde el inicio de los tratamientos de IMRT. Hoy en día estas verificaciones se dividen en verificaciones pre-tratamiento y verificaciones durante el tratamiento, siendo muy extenso el tipo y variedad de sistemas de verificación. De manera genérica puede decirse que se trata de comparar la predicción del sistema de planificación con una estimación obtenida a partir de algún tipo de medición o cálculo independiente. Estas estimaciones están sujetas a sus propias incertidumbres y las comparaciones utilizan métricas que determinan el cumplimiento de la verificación de acuerdo con un cierto criterio de aceptabilidad. Los sistemas de verificación deben ser a su vez objeto de un programa de control de calidad y no debe perderse de vista que es la combinación de varios sistemas la que permite tener una capacidad real de detección de planes no aceptables. Como se deduce de lo expuesto, un sistema de verificación está compuesto por un *software* que trata los datos del TPS y de verificación y, eventualmente, por un *hardware* asociado que proporciona los datos que se denominan “medidos”. Ambos aspectos, *software* y *hardware*, deben ser objeto de atención, teniendo en cuenta además que no siempre es necesaria la realización de medidas experimentales para realizar una verificación.

6.1. Métricas de verificación de planes de tratamiento

Como se ha indicado en el apartado anterior, las distribuciones de dosis suelen estar representadas como matrices de puntos, definidos por una localización y un valor de dosis. La resolución de las distribuciones es un factor importante a la hora de realizar comparaciones, aplicándose, en muchos casos, interpolaciones.

Habitualmente, existen dos distribuciones a comparar, siendo una de ellas la de referencia y la otra la evaluada. La distribución de referencia será preferentemente la medida o calculada por un sistema redundante, ya que la que se pretende evaluar es la del TPS. Es necesario además asegurar que el proceso de remuestreo y evaluación de las métricas no introduce desviaciones sistemáticas en la verificación. El proceso de comparación de las distribuciones es una parte importante del flujo de trabajo clínico habitual, y debe evaluarse el grado de acuerdo entre ambas considerando además la relevancia clínica de las discrepancias encontradas. Tal relevancia involucra no solo a los valores de dosis, sino a su gradiente y a las posibles incertidumbres espaciales, por lo que es importante conocer el impacto de ambas sobre los resultados de tales comparaciones. Un importante punto a tener en cuenta es que las diferencias entre las distribuciones

medidas y calculadas con frecuencia se evalúan en un maniquí con una geometría distinta a la del paciente, hecho que dificulta el análisis del posible impacto clínico de las discrepancias observadas. El criterio ideal respecto de la dosis o la distancia debería depender de la región u órgano irradiado, pero si únicamente disponemos de distribuciones sobre maniqués, es habitual asumir criterios de aceptación fijos. De entre las métricas que se emplean, podemos destacar las siguientes:

- *Diferencias en dosis*: es la métrica más sencilla, determinando simplemente la diferencia en dosis entre dos puntos en la misma localización en cada una de las distribuciones a comparar. Si la resolución de ambas distribuciones no es la misma, se requerirá interpolación. Esta métrica resulta adecuada en zonas de bajo gradiente, y es representativa de discrepancias entre ambas distribuciones independientemente de posibles incertidumbres espaciales. No obstante, no es adecuada para regiones con gradientes pronunciados, en los que la exactitud espacial es crítica.
- *DTA*: concepto introducido por Van Dyk et al.,⁵⁷ basado en la idea de que la distancia entre dos distribuciones debe ser el criterio de aceptación válido en regiones de alto gradiente. Con el criterio de Harms,²²⁵ la DTA para un punto en la distribución de referencia es la localización del punto en la distribución a evaluar con el mismo valor de dosis que en la distribución de referencia. Al contrario que la anterior, esta métrica es adecuada en zonas de alto gradiente, pero no en zonas de bajo gradiente, donde pequeñas diferencias en dosis pueden quedar magnificadas en distancia.
- *Índice gamma*: esta métrica combina los dos criterios anteriores.^{226,227} La comparación de distribuciones de dosis adquiere un punto de vista geométrico, y evalúa el desplazamiento entre ambas en el espacio distancia-dosis asignando criterios de tolerancia tanto en diferencia de dosis como en distancia. Valores de índice gamma entre 0 y 1 indican que la comparación supera la prueba según la tolerancia establecida, mientras que valores por encima de 1 indican fallo. Su principal beneficio es que resulta adecuada en zonas tanto de bajo gradiente como de alto gradiente.
- *Otras alternativas*: método de compensación del gradiente,²²⁸ prueba NAT,²²⁹ método propuesto por Bakai et al.,²³⁰ índice de similitud estructural.²³¹

Dado el alto grado de implantación del índice gamma, en el presente documento se quieren destacar algunos aspectos importantes que pueden afectar a su exactitud y aplicación:

- La normalización juega un papel relevante en la interpretación de los resultados. Se conoce como **normalización global** el hecho de establecer el criterio de diferencia en dosis con respecto al máximo de dosis o a la prescripción de dosis, empleándose el mismo valor para normalizar todas las diferencias evaluadas. Se conoce como **normalización local** el uso de diferencias de dosis locales para cada punto comparado, o sea diferencias normalizadas con respecto a la dosis de referencia en cada punto. La normalización local posee la ventaja de evaluar, con el mismo grado de importancia diferencias relativas en zonas de volumen blanco y en órganos de riesgo, pero puede resultar demasiado exigente en zonas de baja dosis. Por esta razón en las recomendaciones que se pueden encontrar en el apartado 7 se indica siempre normalización global, sin perjuicio de que se pueda usar normalización local en la investigación de los casos que lo requieran, como por ejemplo cuando existen varios volúmenes blanco concomitantes con diferentes dosis totales prescritas.
- La resolución espacial posee un impacto directo sobre la comparación de distribuciones de dosis, y está directamente relacionada con la interpolación que es necesario aplicar.²³² Este problema es especialmente importante en las zonas de alto gradiente. Cuando se comparan distribuciones calculadas con el TPS con respecto a distribuciones medidas es conveniente asegurarse de que la resolución del cálculo es mayor que la de la medida, y si en algún caso esto no es posible hay que cerciorarse de que la interpolación y remuestreo que se realiza del cálculo no introduce artefactos en la comparación.
- La interpretación de la relación entre un fallo en la prueba gamma y su impacto clínico no es directa, por lo que examinar los resultados de la prueba gamma con distintos criterios puede ayudar al usuario a entender las fuentes de error y su impacto. Además de explorar la tasa de paso de la prueba gamma, otros parámetros obtenidos en dicha prueba, como el histograma gamma, el valor de la gamma promedio, la localización de los puntos que fallan, etc. pueden ser evaluados e incluidos como parte del análisis, todo ello sin perjuicio del uso de otros criterios adicionales.

Múltiples estudios han evidenciado una falta de correlación entre los resultados del control de calidad y errores clínicamente relevantes. Esto confirma la falta de capacidad de las métricas empleadas habitualmente en el control de calidad individualizado basado en medidas.²³³ Es necesario, por tanto, el desarrollo de métricas con relevancia clínica (basadas en HDV, dosis en anatomía de paciente, parámetros radiobiológicos, etc.)^{86,234–236}

6.2. Sistemas de verificación de planes de tratamiento

La complejidad y el número de parámetros que influyen en un tratamiento de IMRT o VMAT lleva a tener que realizar un exhaustivo control de los parámetros mecánicos y dosimétricos de la unidad de tratamiento (apartado 6.4). Además de este tipo de control periódico, también existe la posibilidad de realizar verificaciones pre-tratamiento de los planes,^{233,237–239} en la que se estima la incertidumbre del plan de tratamiento. Dicha incertidumbre tiene origen en las limitaciones de cálculo de sistema de planificación (campos pequeños, presencia de heterogeneidades, etc.) y en la incertidumbre durante la irradiación del tratamiento.^{240,241} Existen diferentes sistemas para verificar los planes, que se describen a continuación.

6.2.1. Sistemas basados en medidas

Desde los comienzos del tratamiento con IMRT/VMAT habitualmente se ha usado como método de verificación una cámara de ionización combinada con una película, que inicialmente era radiográfica y posteriormente radiocrómica.^{73,226,238} La cámara de ionización se recomienda para regiones de bajo gradiente de dosis y el volumen mínimo de la cámara está limitado por el ruido.²³⁸ La dosimetría con película en cambio, muestra una excelente resolución espacial pero tiene limitaciones y una mayor incertidumbre en la determinación de la dosis.²⁴²

La introducción de sistemas de matriz 2D (diodos, cámaras, cámaras líquidas, dispositivos tipo EPID) permite la determinación rápida y sencilla de la fluencia del haz y, a partir de ella, de la dosis sobre un maniquí, pero hay que tener en cuenta la posición del brazo con respecto a los detectores o irradiar todo el tratamiento con el haz perpendicular al plano 2D. La determinación de la validez del plan para tratamiento se hace usando métricas como el criterio gamma,^{226,234,240,243–245} que cuantifica las diferencias de dosis y la distancia entre isodosis calculadas y medidas. Estos sistemas se han de validar comparando diferentes sistemas de medida²⁴⁶ y estableciendo criterios de aceptabilidad en base a la incertidumbre del sistema y a la experiencia clínica. Cabe destacar también que con ellos se comprueba principalmente la capacidad de la unidad de tratamiento de administrar la distribución de dosis y la del sistema de planificación para calcular la distribución en un medio homogéneos y geometría simple, pero no se verifica la coincidencia entre las distribuciones de dosis medida y calculada en la geometría y anatomía heterogénea del paciente. Por otro lado, en algunos casos se administra el tratamiento usando una copia del plan clínico,

con lo que tampoco se verifica el mismo plan con el que se va a tratar al paciente.

6.2.2. Sistemas basados en cálculos independientes

Estos sistemas se basan en un cálculo independiente de la dosis del plan, que se realiza tomando los haces o arcos calculados por el TPS en la TC del paciente y se compara la matriz de dosis del sistema de planificación con la obtenida por el cálculo independiente o paralelo. Dicha comparación se puede realizar mediante el índice gamma para toda la matriz de dosis o por volúmenes, y también comparando los HDV obtenidos por ambos sistemas en estructuras clínicamente significativas. Con esta verificación obtendremos las diferencias entre el plan calculado por el sistema de planificación y el cálculo independiente, que es especialmente necesaria en campos pequeños, muy elongados o en estructuras con heterogeneidades. El programa de cálculo independiente ha de estar modelado y aceptado con respecto a medidas del propio centro para establecer su incertidumbre de cálculo.^{59,247-251}

Estos sistemas redundantes permiten verificar los cálculos de dosis para todos los planes, pero no incluyen las incertidumbres asociadas al proceso de irradiación en la unidad de tratamiento, por lo que no permiten verificar el tratamiento realmente impartido; por ello, no proporcionan la misma información que un sistema basado en medidas experimentales y no pueden considerarse equivalentes o sustitutorios. Muchos de estos sistemas de cálculo independiente también permiten la incorporación de los *log files* generados por la unidad durante el tratamiento y la evaluación del posicionamiento y cambios anatómicos del paciente mediante la comparativa del CBCT con la TC de simulación.²⁵²

6.2.3. Sistemas híbridos

Se ha constatado que hay poca correlación entre el índice gamma y la diferencia de dosis en zonas anatómicas de interés, por lo que se han introducido sistemas híbridos de comparación en 3D^{233,236} que facilitan la evaluación de las diferencias desde el punto de vista de su relevancia clínica. Los sistemas híbridos se basan en la realización de medidas que permiten obtener una reconstrucción posterior de una matriz de dosis 3D mediante algoritmos de cálculo.^{246,247,251,253} Generalmente usan una matriz de medida 2D/3D con diferentes tipos de geometría. A partir de la medida y teniendo en cuenta la dirección de la radiación incidente se reconstruye una matriz de dosis 3D “medida” bien sea en maniquí o en la propia TC de planificación.

Existen diferentes enfoques para proyectar o retroproyectar la medida, desde obtener una fluencia reconstruida²⁵³ que se lanza sobre el paciente hasta perturbar el cálculo 3D del TPS por las diferencias encontradas en la medida.^{239,254,255} Esa matriz reconstruida se compara con la predicha por el sistema de planificación (gamma 3D de la matriz total o por volúmenes de interés). Estos sistemas además permiten comparar los HDV obtenidos con los previstos por el TPS, que es un método recomendado en estos casos para completar la evaluación del planes,²⁴¹ dado que aporta una información más directamente relacionada con el posible impacto clínico que la comparación gamma.^{251,256,257} De manera adicional, estos sistemas permiten realizar un cálculo redundante 3D del plan transferido a partir de los datos que proporciona el TPS.

No obstante, al tratarse de un sistema que involucra cálculos, las unidades de tratamiento deben ser modeladas correctamente también en el sistema de verificación. Hay que tener en cuenta que en estos sistemas híbridos la distribución de dosis se obtiene usando tanto medidas como cálculos, y que cada uno de estos procesos tienen una incertidumbre asociada; por ello, la incertidumbre total en la distribución de dosis obtenida tendrá más contribuciones y, en general, puede ser mayor.

6.2.4. Sistemas de verificación durante el tratamiento

En este apartado conviene distinguir entre sistemas que analizan la señal o los parámetros que sólo dependen de la unidad de tratamiento de aquellos que obtienen información dependiente del paciente y que permiten estimar la dosis absorbida en su interior.

Tanto la evaluación de los *log files* que generan las unidades de tratamiento como el análisis de la señal que se recoge a la salida del cabezal con un detector de transmisión permiten estimar las incertidumbres asociadas a los parámetros de tratamiento durante la irradiación del paciente. Los sistemas basados en *log files* toman los valores reales los parámetros que registra la unidad durante el tratamiento (posición MLC, posición del brazo, tasa de dosis, etc.) y recalculan el plan sobre la TC inicial o el CBCT con dichos valores en cada fracción. La comparación de estas dos distribuciones de dosis 3D (TPS vs *log files*) puede evaluarse con el índice gamma 3D o con diferencias de dosis entre los HDV de PTV y OAR. Los sistemas basados en cámaras de transmisión recogen y analizan la señal a la salida del cabezal de la unidad de tratamiento y la comparan con la señal predicha para analizar desviaciones durante el tratamiento.^{160,258}

Por otro lado, la dosimetría *in vivo* se define como una medida de radiación que se adquiere durante el

tratamiento de un paciente y que contiene información acerca de la dosis absorbida en el mismo.²⁵⁷ La idea de realizar algún tipo de medida mientras el paciente se está tratando ha sido ampliamente desarrollada a lo largo de la historia de la radioterapia, principalmente con sistemas de dosimetría *in vivo* basados en diodos.^{259,260} En la actualidad, el desarrollo de la dosimetría portal o EPID ha permitido implementar clínicamente la dosimetría *in vivo* a partir de los mapas 2D de transmisión que recogen estos detectores planares incorporados en la mayoría de los aceleradores actuales, permitiendo la agilización y automatización del proceso.¹⁵⁶ La verificación mediante EPID es rápida dado que es un sistema totalmente integrado en los aceleradores y rápido de usar y hay muchas publicaciones respecto a este sistema y sus limitaciones.^{99,246,250,256,261}

Un sistema de dosimetría *in vivo* debe ser sensible a errores en el tratamiento debidos a fallos en el equipo, a errores en los cálculos de dosis, a errores en el posicionamiento y a cambios en la anatomía del paciente, así como en los accesorios usados.²⁶² Por tanto, para la radioterapia adaptativa y con objeto de evitar errores a lo largo del tratamiento de un paciente, la dosimetría *in vivo* se convierte en una herramienta imprescindible. Añadido a esto, bajo ciertas premisas y teniendo en cuenta las recomendaciones futuras, el desarrollo de la tecnología y la optimización de recursos, es posible plantear un esquema para pacientes con un número suficiente de fracciones en el que la verificación pretratamiento basada en medidas se suprima, incorporándose la verificación del plan dentro de la verificación *in vivo* habitual del tratamiento.²⁶³

6.3. Limitaciones, puesta en marcha y control de calidad de los sistemas de verificación

Los resultados obtenidos con los sistemas de verificación de tratamientos dependen de su buena configuración y funcionamiento. Las auditorías externas evalúan periódicamente la capacidad de los centros para impartir las dosis prescritas y en repetidas ocasiones se han encontrado discrepancias entre la evaluación externa^{87,176} y los resultados de la verificación de los planes auditados en el centro, lo que sugiere que en algunos casos el sistema de verificación no cumple con el propósito para el que se está utilizando. Por ello, es fundamental realizar un adecuado proceso de puesta en marcha de estos sistemas, conocer bien sus limitaciones e implantar controles de calidad que aseguren su fiabilidad y correcto funcionamiento en el tiempo. También se menciona en este apartado la posibilidad de utilizar modelos predictivos que permitan reducir el número de verificaciones.

6.3.1. Limitaciones, sensibilidad y especificidad de los sistemas de verificación

El proceso de verificación de planes es conceptualmente muy similar al proceso diagnóstico habitual en medicina. Disponemos de un sistema clasificador, más o menos complejo, que puede basarse en una sola métrica y un solo equipo o que puede ser una mezcla de varias métricas y equipos. El objetivo consiste en evaluar, mediante el sistema clasificador, si los planes generados por el sistema de planificación pueden ser aceptados desde el punto de vista clínico, correspondiendo la decisión última a una persona, el radiofísico (o también el oncólogo radioterápico responsable, debidamente informado), que se encarga de decidir si a su juicio el plan puede aceptarse o no. Esta aceptación clínica debe ser el objetivo primordial del proceso.

Dada la dicotomía entre aceptación y rechazo, tenemos una variable discreta binaria y un estimador que permite decidir qué planes se consideran aceptables (resultado "negativo") y qué planes incumplen el criterio de aceptación (resultado "positivo"). En general, se dice que un sistema clasificador se caracteriza por una sensibilidad y una especificidad.

La sensibilidad nos indica la capacidad de nuestro estimador para señalar como casos positivos los planes realmente no aceptables. Es decir, la sensibilidad caracteriza la capacidad del sistema para detectar los planes que no son viables.

La especificidad nos indica la capacidad de nuestro estimador para dar como casos negativos los planes realmente aceptables. Es decir, la especificidad caracteriza la capacidad del sistema para detectar los planes que son viables.

Los términos "verdadero positivo", "verdadero negativo", "falso positivo" y "falso negativo" se refieren al resultado de una métrica que se extrae de la comparación que realiza el sistema clasificador. Un plan caracterizado como "verdadero positivo" significa que no era viable y que ha sido detectado como tal, "falso positivo" significa que el plan era viable pero que el sistema lo etiqueta como no viable, "verdadero negativo" implica que el plan ha sido clasificado como aceptable y realmente lo es, y "falso negativo" significa que un plan inviable ha sido considerado viable por el clasificador. De este modo, si una prueba tiene una sensibilidad del 98% y una especificidad del 92% quiere decir que su tasa de falsos negativos es de un 2% y la de falsos positivos es de un 8%.

Todo sistema clasificador tiene por tanto una sensibilidad y una especificidad asociadas, pero establecerlas es complejo debido a que, para una muestra dada de planes, desconocemos cuáles son verdaderos positivos y verdaderos negativos. Si suponemos conocida esa distribución de verdaderos, el sistema clasificador siempre genera, salvo que sea perfecto, falsos positivos

y falsos negativos, suponiendo los primeros un descenso en la especificidad del sistema y los segundos un descenso de su sensibilidad. Las curvas operador-receptor (ROC) suelen ser el método mediante el cual se determina el punto de corte óptimo. A modo de ejemplo, si para una medida con cámara establecemos el punto de corte en un 1% en valor absoluto de desviación, obtendremos muchos positivos, entre ellos los verdaderos, pero seguramente un gran número de falsos positivos, lo que nos dará una sensibilidad cercana a 1 pero una baja especificidad. Si, por el contrario, establecemos el punto de corte en un 10% en valor absoluto, seguramente no se obtenga ningún positivo y tendremos una sensibilidad cercana a 0 y una especificidad cercana a 1. La curva ROC nos ayuda a discernir qué punto de corte puede ser el más adecuado para obtener una sensibilidad y especificidad clínicamente adecuadas. Este “umbral de decisión” o “punto de corte” se define como el punto en el cual el sistema tendrá mejor rendimiento, aquel donde el balance entre sensibilidad y especificidad es óptimo (ver figura 1). El inconveniente es que se necesita conocer a priori la distribución de verdaderos, algo que en principio solo es posible si disponemos de un clasificador absoluto, o bien si forzamos los planes de manera intencionada para que contengan una muestra significativa y lo más

amplia posible de errores intencionados. Descripciones de los conceptos de sensibilidad, especificidad y curvas ROC pueden ser encontradas en la literatura²⁶⁴⁻²⁶⁶ y su aplicación en la verificación de planes de radioterapia también ha sido explorada.^{84,112,236,267}

Como ejemplo, en la figura 1 se presentan dos curvas ROC. En el eje de ordenadas está la sensibilidad y en el de abscisas 1 menos la especificidad (ambas cantidades entre 0 y 1). La curva ROC de un clasificador perfecto tiene un área bajo la curva (AUC) igual a 1. Por contra, una línea diagonal a 45° con AUC=0.5 representa un clasificador que clasifica los planes de manera completamente aleatoria. AUC es una métrica útil para determinar la capacidad del clasificador sobre un rango completo de valores de corte. Cada valor de corte empleado define un punto de la curva. AUC también representa la probabilidad de que escogido un plan aceptable y otro no aceptable totalmente al azar, el sistema clasifique peor el inaceptable que el aceptable.

Dónde situar el balance entre falsos positivos y falsos negativos no es un asunto trivial, ya que no suponen lo mismo desde el punto de vista operativo. Un exceso de falsos positivos supone gasto de tiempo y recursos mientras que un exceso de falsos negativos supone detrimento en la calidad de los tratamientos, con potencial impacto clínico. Es intención de este grupo de trabajo remarcar que la ausencia de positivos en un centro puede estar enmascarando un problema en el sistema clasificador y debe ser investigada, del mismo modo que un exceso de positivos podría tener su origen en la incertidumbre o la poca especificidad del sistema clasificador para el tipo de planes analizado. Como ejemplo de lo primero imaginemos una matriz planar con resolución limitada sobre la que se irradia un plan completo de IMRT en posición estática sobre la mesa con todos los haces colapsados a 0 grados de brazo. Supongamos que sólo se utiliza ese sistema para la verificación, algo ya desaconsejado,⁹⁹ y se hace un análisis gamma 3%/3mm relativo al máximo del mapa, un valor que se suele usar en este tipo de análisis. En esas condiciones podemos tener desviaciones significativas en dosis por unidad de monitor o en posiciones de láminas del MLC que no generarían positivos si no se complementan con otras medidas adicionales. Este tipo de sistema tiende a clasificarlo todo como aceptable o negativo. Como ejemplo extremo de lo segundo, aunque un sistema de planificación esté perfectamente modelado para radiocirugía, si medimos los planes en dosis absorbida con una cámara de volumen excesivo (a la cual le pueda afectar el fuerte gradiente de dosis) tendremos un alto número de positivos y seguramente muchos de ellos sean falsos. Por tanto, el correcto diseño del proceso de verificación en función del tipo de plan y con los medios materiales necesarios para poder aumentar tanto su especificidad como sensibilidad es recomendable. Al realizar este análisis hay que

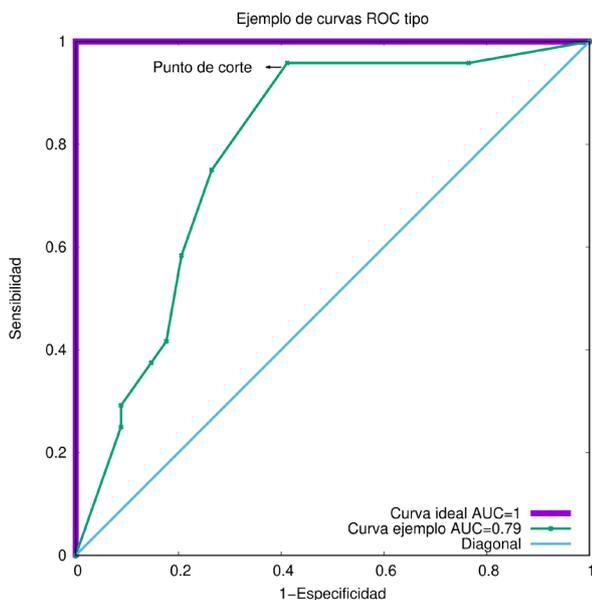


Fig. 1. El eje vertical muestra la sensibilidad mientras que el horizontal muestra 1-especificidad. La línea más gruesa morada a la izquierda y arriba muestra la curva correspondiente a un clasificador perfecto mientras que la línea verde muestra una curva ROC realista. Sobre ella está indicado el punto óptimo del clasificador, que corresponderá a un valor de la métrica más adecuado para clasificar. El punto de corte se toma con frecuencia como el que está a más distancia de la diagonal. La línea diagonal es la que corresponde a un clasificador totalmente aleatorio. AUC es el área bajo la curva.

tener en cuenta la incertidumbre asociada al sistema clasificador.

Como ya se ha comentado, la AAPM⁹⁹ publicó unas recomendaciones acerca de límites de tolerancia y metodologías para la verificación de planes de IMRT. En ellas se establecen una serie de recomendaciones útiles basadas en la experiencia de los componentes del grupo de trabajo, así como en datos publicados. En este caso entienden el proceso de verificación como un proceso estadístico que puede estar bajo control o fuera de control debido al componente humano y a la complejidad de los planes, pero evitan hablar de positivos o negativos. Su propuesta es establecer tolerancias y límites de acción basados en dicho proceso. La tolerancia se aplicaría al control del proceso mientras que el límite de acción (más amplio presumiblemente) se aplicaría a aquello que puede tener impacto clínico. Los niveles de acción a su vez se clasifican en locales (dependientes de la experiencia y el equipamiento del centro) y universales, aceptados por consenso de expertos y extrapolables entre centros (por ejemplo, 90% de porcentaje mínimo de puntos que cumplan el criterio gamma 3% global y 2 mm). Para establecer los niveles locales es necesario analizar estadísticamente un número de verificaciones para el que existen distintas estimaciones en función de la experiencia y existencia de soluciones de clase previas.⁸³ En este documento tomaremos típicamente un mínimo de 20 como valor razonable y asequible. El proceso está fuera de control cuando una de las verificaciones está fuera de los límites del cuadro de control establecido, y la tolerancia se determina a partir de dichos límites. Por tanto, se monitoriza el proceso y se retroalimenta, no pudiendo considerarse estable hasta que esté dentro de control. Consideran además como buena práctica establecer diferentes tolerancias en función de la complejidad de la técnica, algo que se refleja también con frecuencia en la bibliografía.²⁶⁸⁻²⁷¹ Una consecuencia de dicha retroalimentación podría ser modificar o adquirir nuevo equipamiento o mejorar el entrenamiento del personal.

El documento que proviene del TG-218 de la AAPM no proporciona recomendaciones acerca de medidas con sistemas redundantes ni acerca de la sensibilidad y especificidad de un sistema clasificador, de tal manera que, si se ha cometido algún error en el proceso de puesta en marcha de este, podría no detectarse nunca. Si el sistema, por ejemplo, no identifica correctamente casos positivos, esto sólo sería revelado con algún tipo de auditoría paralela con un sistema independiente.^{127,145} Tampoco se menciona específicamente que el sistema puede introducir una incertidumbre añadida cuando procesa la señal de la que parte. Un ejemplo típico son los modelos de deconvolución de la señal, que no son válidos bajo todas las circunstancias; por ejemplo, cuando medimos campos pequeños que involucran pocos detectores y éstos tienen un volumen

que no permite considerarlos puntuales. Otro puede ser, por ejemplo, un algoritmo de detección de la posición real del MLC en una imagen de EPID. En general, el sobreprocesado de la señal que genera la distribución que se va a comparar finalmente con la producida por el sistema de planificación puede aumentar la incertidumbre del resultado. Esto puede conducir finalmente a una obtención de falsos positivos que generen desconfianza en el sistema clasificador. También se puede inducir cierta idea de que es necesario ajustar los parámetros configurables del sistema para conseguir que los planes que nos da como positivos dejen de serlo, lo que evidentemente comporta un riesgo y puede hacer disminuir la sensibilidad del sistema.

Es opinión de este grupo de trabajo que aplicar control estadístico de procesos a los resultados de las verificaciones de planes puede ser útil para definir mejor cuando el proceso está bajo control y reducir su variabilidad, pero también es importante evaluar la especificidad y sensibilidad de los sistemas clasificadores usados, para identificar sus limitaciones y garantizar que cumplen el objetivo para el que se usan.

En las recomendaciones expresadas en el apartado 7 se ha querido expresar que es necesario evaluar el efecto de las incertidumbres involucradas a la evaluación que hacen los sistemas de verificación. Si la incertidumbre puede comprometer la evaluación que realiza el sistema hay que tratar de mejorar el procedimiento que se sigue o seleccionar un equipo más adecuado. En casos excepcionales y bien valorados pueden expandirse las tolerancias a niveles de acción, realizando un adecuado control estadístico y teniendo en cuenta que la situación ideal es evaluar la sensibilidad y especificidad de cada sistema clasificador, introduciendo errores forzados en unos cuantos planes evaluados. Es útil también disponer de algún sistema redundante que confirme los positivos y ayude durante el proceso de puesta en marcha del sistema clasificador.

6.3.2. Puesta en marcha de los sistemas de verificación

En primera instancia, para la puesta en marcha de un sistema de verificación de planes hay que basarse en la documentación del equipo y seguir las recomendaciones del fabricante.

La mayoría de los sistemas de verificación requieren una calibración en dosis, que puede ser dependiente de la energía y algunos sistemas permiten también una calibración de uniformidad, en la que se aplican correcciones individuales a cada detector. Una vez calibrado el equipo, es importante medir el campo de referencia con el sistema de verificación para comprobar que la lectura del equipo corregida por el output diario de la unidad de tratamiento coincide con la predicción del

TPS en el mismo equipo. Para ello se puede seguir el mismo proceso que para las verificaciones de campos clínicos de IMRT/VMAT: medir el campo de referencia y analizar las discrepancias encontradas para evitar errores sistemáticos en las verificaciones de tratamientos debidos a la calibración del propio equipo de medida.

También es importante evaluar, mediante campos simples, el buen funcionamiento del equipo en el rango de características usado en la práctica clínica:

- Respuesta en energía (al cambiar energía y en las curvas de rendimiento en profundidad).
- Independencia con la tasa de dosis (UM/min).
- Linealidad con la dosis (UM).
- Uniformidad y simetría.
- Dependencia angular.
- Tamaños de campo.

Además, durante la puesta en marcha del sistema de verificación también hay que evaluar los resultados obtenidos para planes de IMRT/VMAT clínicos y es conveniente comprobar la capacidad del sistema para identificar "verdaderos positivos", por ejemplo, mediante la introducción de errores forzados en algunos planes y usando el TPS para evaluar el impacto de cada error introducido. Durante la puesta en marcha hay que decidir también el procedimiento de medida a seguir, los criterios de evaluación usados (criterios de dosis y distancia asociados al índice gamma, umbrales de dosis, etc.) y los niveles de tolerancia y acción, sea mediante estudios de sensibilidad y especificidad, mediante técnicas estadísticas de control de procesos o mediante niveles universales.

Por último, hay que tener en cuenta que el sistema de medida habitualmente consta tanto de una parte de *hardware* (el propio "equipo") como de *software*, especialmente los programas usados en el análisis de los resultados. Es fundamental tener una buena comprensión de los algoritmos utilizados por estos programas, así como de sus posibles limitaciones, para poder optimizar el funcionamiento global del sistema y evaluar correctamente los resultados obtenidos.^{154,272,273}

Tras la puesta en marcha del sistema de verificación se realizará un informe, que debe incluir los resultados obtenidos o la ubicación de los datos correspondientes, de modo que queden disponibles como futura referencia.

6.3.3. Controles de calidad de los sistemas de verificación

Como control de calidad se recomienda verificar periódicamente la calibración del equipo y la estabilidad global del sistema de verificación. La verificación

periódica de la calibración del equipo se debe adecuar a sus características, pero en general se recomienda verificar la calibración del equipo en cada sesión de medida, al menos para aquellas energías usadas en los planes verificados. En concreto, el TG-218⁹⁹ recomienda realizar una calibración frente a la dosis de referencia del acelerador cada vez que se realicen medidas pre-tratamiento, de tal modo que sea posible trazar en las verificaciones pretratamiento la desviaciones en el factor de calibración.

La estabilidad global del sistema de medida se puede comprobar midiendo periódicamente una selección fija de planes clínicos de IMRT/VMAT. Esta selección debe incluir las diversas técnicas de intensidad modulada utilizadas en la práctica clínica y planes de tratamiento de distintas localizaciones (por ejemplo, un plan de próstata y un plan de cabeza y cuello). La periodicidad recomendada para estos controles de estabilidad es mensual. Con esta medida se asegura controlar las variaciones propias que pudieran tener las unidades de tratamiento y los sistemas de verificación, aislándose así la variabilidad debida a las características de los planes de tratamiento.

En caso de planificar mediante el uso de soluciones de clase, también se ha recomendado la medida periódica de planes representativos de cada solución de clase (ver apartado 5.3). Estas verificaciones se pueden aprovechar también como control de calidad del equipo de medida, por lo que no serían necesarias medidas adicionales.

Los resultados de estos controles periódicos se pueden usar, junto con la monitorización de los resultados obtenidos en todas las verificaciones de planes clínicos, para controlar la estabilidad de todos los sistemas que intervienen en el proceso (principalmente la unidad de tratamiento y el propio sistema de verificación). Además, al usar siempre los mismos planes se evita la variabilidad debida a las distintas características de planes de tratamiento, facilitando un mejor control de la estabilidad del sistema y la aplicación de herramientas de control estadístico de procesos. También se pueden usar estos resultados para evaluar el impacto de cambios introducidos en el proceso, como por ejemplo el cambio o actualización de los sistemas involucrados.

En caso de detectarse un empeoramiento de los resultados obtenidos, sea por un cambio abrupto o por una deriva gradual, se debe realizar un estudio en profundidad para identificar las causas de dicho empeoramiento y poder solucionarlo, así como controlarlo mejor en el futuro. Para ello, se recomienda verificar la calibración dosimétrica del equipo de medida y de la unidad de tratamiento, la repetición de las pruebas de puesta en marcha del sistema de medida, y el análisis detallado de los resultados de controles de calidad de la unidad de tratamiento.

6.3.4. Modelos predictivos

Como se ha comentado en 5.3, las soluciones de clase son una herramienta útil que, con una estrategia adecuada, puede permitir una reducción de las medidas pre-tratamiento. No obstante, también se podría conseguir el mismo objetivo usando modelos predictivos para la verificación de planes. Estos modelos pueden ser simples (por ejemplo usando una o unas pocas métricas de complejidad del plan de tratamiento) o modelos más complejos, aún en desarrollo, basados en inteligencia artificial,²⁷⁴ que incluyan un gran número de características, como múltiples parámetros de los planes de tratamiento y métricas de complejidad,^{275,276} información de *log files*^{277,278} o incluso resultados de controles de calidad.²⁷⁹ Estos modelos pueden usarse para predecir la tasa de paso gamma²⁸⁰⁻²⁸² o directamente como sistema clasificador.²⁸³⁻²⁸⁵

En caso de usar modelos predictivos, es igualmente necesario cuantificar su especificidad y sensibilidad. En concreto, es importante que tengan una alta sensibilidad para que identifiquen correctamente los planes no aceptables.²⁷⁵ Para ello, hay que comprobar que los planes no aceptables (por ejemplo, de muy alta complejidad) son correctamente identificados por el modelo predictivo. Estos modelos deben considerarse dependientes de cada centro y por ello deberían desarrollarse localmente o validarse exhaustivamente antes de su aplicación.^{276,286} Los modelos también pueden ser dependientes de la unidad de tratamiento y del TPS. En consecuencia, se debería evaluar el modelo en las distintas unidades de tratamiento usadas, así como verificar su validez tras una actualización o cambio de TPS. La validez del modelo viene condicionada por los casos usados para entrenarlo, por lo que se debe tener precaución y no aplicar el modelo a casos distintos de los usados en su entreno y validación. Como consecuencia, se recomienda realizar verificaciones basadas en medidas de todos aquellos planes de tratamiento cuyas características difieran de las usadas habitualmente en la práctica clínica.

6.4. Estrategias en la verificación de planes de tratamiento

Resulta imprescindible poner en marcha una estrategia para la verificación de planes de tratamiento que permita garantizar la máxima seguridad y calidad de los tratamientos y que a la vez sea eficiente.

Es recomendable realizar un cálculo independiente de la distribución de dosis⁵⁹ de todos los planes de tratamiento. En el pasado se usaba el término “verificación independiente de las UM”, pero actualmente hay múltiples programas que permiten realizar un cálculo independiente de la distribución 3D de dosis y la

comparación con la distribución de dosis calculada por el TPS, que aportan más información que una simple “verificación de UM”. Estos sistemas de cálculo independiente modernos permiten calcular histogramas en las estructuras delineadas, facilitando el análisis de las diferencias con el TPS y la evaluación de sus posibles implicaciones clínicas.

Para planes con modulación de intensidad (IMRT/VMAT), así como para tratamientos estereotácticos y ciertas técnicas especiales, se recomienda realizar verificaciones pre-tratamiento basadas en medidas experimentales. No obstante, existe cierto debate en torno a la obligatoriedad de verificar experimentalmente todos los planes con modulación de intensidad debido a la falta de sensibilidad de las verificaciones pre-tratamiento y al creciente uso de estas técnicas, que en muchos centros ya constituyen un estándar de tratamiento.^{32,87} Además, en algunos centros ya se usa la radioterapia adaptativa *online* o en tiempo real, en la que los tratamientos se reoptimizan y calculan una vez el paciente está en posición de tratamiento,²⁸⁷ no siendo factible en estos casos la realización de medidas experimentales pre-tratamiento.

La opinión de este grupo de trabajo es que, en caso de trabajar con soluciones de clase para estandarizar la planificación e impartición de los tratamientos y tener amplia experiencia con buenos resultados en verificaciones de planes de IMRT/VMAT, se puede dejar de realizar verificaciones pre-tratamiento de forma sistemática de todos los planes de IMRT/VMAT. Esto requiere un estudio detallado que se debe realizar en cada centro, en el que se evalúe la caracterización de las soluciones de clase (ver apartado 5.3), así como la exactitud y estabilidad de cada solución de clase.

Para dejar de realizar medidas pre-tratamiento de todos los planes de IMRT/VMAT consideramos imprescindible:

- Definir y caracterizar las distintas soluciones de clase de manera exhaustiva, incluyendo el análisis de los parámetros de los planes de tratamiento y de su nivel de modulación o complejidad.
- Disponer de un registro histórico de buenos resultados de verificaciones pre-tratamiento para cada una de las soluciones de clase, cumpliéndose en todos los casos los criterios de aceptabilidad. Un número mínimo de verificaciones puede ser 20 o 30 planes de cada solución de clase y todas ellas deberían considerarse aceptables.
- Verificar la pertenencia de los planes de tratamiento a una solución de clase, evaluando que los parámetros de cada plan y su nivel de modulación y complejidad se corresponden con aquellos de su solución de clase.

- Verificar periódicamente algún plan de tratamiento de cada solución de clase mediante medidas experimentales.

Con respecto a las verificaciones periódicas de las soluciones de clase, algunas guías han recomendado la verificación periódica con medidas (por ejemplo, cada 3 meses) de planes de pacientes aleatorios de manera que se comprueben todas las soluciones de clase en uso.^{221,222} La recomendación de nuestro grupo de trabajo es verificar todas las soluciones de clase mensualmente. Se pueden, por ejemplo, medir dos planes de cada solución de clase mensualmente, un plan correspondiente a un caso clínico aleatorio y otro correspondiente a un plan de tratamiento fijo. De todos modos, consideramos que cada centro puede ajustar ligeramente el número y frecuencia concretos de las verificaciones de cada solución de clase teniendo en cuenta la cantidad y características de dichas soluciones de clase, así como las particularidades logísticas y de equipamiento de cada centro particular.

Hay que tener en cuenta que las medidas pre-tratamiento permiten verificar la capacidad de la unidad de tratamiento de impartir el tratamiento de la manera planificada solo en un momento puntual, así como verificar la exactitud de los cálculos del TPS únicamente en las condiciones de medida (habitualmente, en un maniquí estático y homogéneo). Por este motivo cada vez existen más posibilidades de realizar verificaciones durante el tratamiento de los pacientes. Estas verificaciones pueden usarse para verificar todas las sesiones de tratamiento, y permiten, potencialmente, verificar otros elementos fundamentales para el tratamiento, como son el posicionamiento y modelado del paciente y de los dispositivos de inmovilización usados. Este es el caso de la dosimetría *in vivo* con dosimetría portal o EPID (ver apartado 6.2.4).

Nuestra recomendación es, en caso de disponerse del equipamiento necesario, realizar verificaciones de todas las sesiones de los tratamientos de radioterapia. Estas verificaciones deberían, idealmente, contener suficiente información para comprobar la distribución de dosis impartida al paciente²⁵⁶ pero, aunque no sea así, también pueden aportar información complementaria importante. Varios programas de cálculo independiente modernos permiten, por ejemplo, el análisis de *log files* generados durante el tratamiento y la verificación de imágenes CBCT del paciente; estas verificaciones, aunque no contengan estrictamente información del paciente “durante” el tratamiento, sí que permiten la verificación de aspectos clínicamente relevantes de los tratamientos de radioterapia y son altamente automatizables.

La realización de verificaciones durante el tratamiento proporciona, en consecuencia, información

relevante que también puede reducir la necesidad de las verificaciones pre-tratamiento. Realizar dosimetría *in vivo* de todas las sesiones de tratamiento, por ejemplo, puede ayudar a justificar una reducción en las medidas pre-tratamiento requeridas. No obstante, es importante entender que estos sistemas de verificación tienen habitualmente distintas limitaciones e incertidumbres, por lo que en general es recomendable usarlos de manera combinada y complementaria.

Por último, es importante que la estrategia de verificación implementada esté claramente documentada, así como descrita o referenciada en el programa de garantía de calidad.

6.5. Relación entre la verificación de planes y controles periódicos de la unidad de tratamiento

Tal como se ha indicado en el presente documento, la capacidad de la unidad de tratamiento para impartir el plan de tratamiento previsto, así como el estado de esta, son dos de los factores que pueden influir en las discrepancias encontradas en las verificaciones pre-tratamiento. El algoritmo de cálculo, la incertidumbre añadida por los sistemas clasificadores y el modelado en el TPS de las unidades, especialmente el modelado del MLC, son otros componentes que influyen en esas discrepancias. Por tanto, los controles de calidad periódicos de la unidad de tratamiento influyen necesariamente en la confianza que se tiene en mantener esas discrepancias en un nivel satisfactorio. El caso más evidente son las técnicas de radioterapia conformada que no usan motor de optimización, donde por regla general se confía plenamente en la capacidad de la máquina para impartir el plan, siempre que las desviaciones de los controles de calidad periódicos se mantengan por debajo del nivel de acción. En estos casos existe un consenso amplio sobre que una verificación independiente del cálculo de dosis es suficiente para garantizar que el plan se imparta con la exactitud esperada.

En cuanto a los planes producidos mediante un optimizador y que tienen un número considerable de puntos de control, es evidente que el control de calidad de la unidad también puede jugar un papel importante a la hora de establecer rutinas optimizadas de verificación de planes. Detrás de las recomendaciones del apartado 7.5 está implícito el mantenimiento de un programa de calidad de la unidad que garantice que los parámetros importantes son comprobados periódicamente en situaciones similares a las de tratamiento. Para ello existen multitud de pruebas que analizan el comportamiento de la unidad en lo que respecta a este tipo de parámetros: verificación del coeficiente de calibración del sistema monitor (constancia dosis/UM),

invarianza del sistema monitor con la tasa de dosis, pruebas de sincronización de las variables implicadas en VMAT: velocidad de láminas, velocidad del brazo y tasa de dosis, pruebas estáticas y dinámicas de posicionamiento del MLC en el rango clínico (*picket fence* por ejemplo), así como otras pruebas similares. Esta es una de las razones que nos permiten afirmar que conjuntos de planes con características similares se van a comportar de manera semejante en la verificación y que no es necesario verificar todos los planes con medidas, siempre con el requisito previo de una adecuada monitorización y control estadístico. De hecho, sólo aquellos planes que llevan a situaciones de estrés a la unidad de tratamiento, con características fuera de los límites habitualmente comprobados, serían merecedores de una atención pre-tratamiento basada en medidas. Esto sólo es alcanzable una vez asegurada la suficiente exactitud de los algoritmos usados, la correcta configuración de las unidades de tratamiento en el sistema de planificación para los tratamientos en uso y un exhaustivo control del proceso. Un ejemplo de esto es la reducción de verificaciones propuesta a través del uso de soluciones de clase, y la verificación periódica de solo un representante de la clase, que en definitiva pasa a ser parte de la verificación de la unidad de tratamiento.

7. Resumen de recomendaciones

Todas las secciones previas han sido dedicadas a la descripción de las etapas y diversos aspectos que conducen a la producción satisfactoria de un plan de tratamiento en unidades de radioterapia externa: modelado correcto de las unidades de tratamiento, control de calidad del TPS, control de calidad del proceso de planificación y por último verificación de los planes de tratamiento. En este apartado resumimos las recomendaciones principales del grupo de trabajo. Para encontrar las referencias en las que se basan, así como donde ampliar información al respecto es necesario acudir a los apartados previos de este documento, por lo que se muestra el apartado referenciado con número en muchas de las recomendaciones.

7.1. Recursos mínimos necesarios

En este apartado se pretende presentar un conjunto mínimo de equipamiento que sería deseable dentro de cada uno de los pasos que se han definido en el proceso: control de calidad del sistema de planificación, control de calidad del proceso de planificación y verificación de los planes de tratamiento. En la tabla 2 se presenta un resumen del equipamiento, documentación y herramientas propuestas para llevar a cabo un

programa de control de calidad adecuado de cada una de estas etapas.

Todos los sistemas y equipos de medida empleados deben ser verificados periódicamente, siendo necesaria la calibración periódica de aquellos en los que sea aplicable. Es necesario también tener en cuenta las limitaciones de los sistemas de detección y su rango de aplicabilidad.

7.2. Caracterización y modelado las unidades de tratamiento

Recomendaciones para la determinación de los datos para caracterizar los haces de radiación

- Utilizar detectores adecuados para medir los datos que se utilizarán en la caracterización (3.1.1).
- Verificar cuidadosamente los requisitos que han de cumplir los datos a introducir en el sistema de planificación: resolución, extensión más allá del tamaño de campo nominal, suavizado y simetrización, intervalos de validez, etc. (3.1.1).
- Prestar especial atención a las unidades, especialmente en el establecimiento de la dosis de referencia por unidad de monitor en el sistema de planificación.

Recomendaciones para el proceso de modelado de los haces, curvas de conversión de UH a densidad electrónica /másica y su validación

Para las energías en uso:

- Comprobar que los datos introducidos en el TPS son compatibles con datos de referencia del fabricante o comparar con datos existentes en el centro, en otros centros o en la bibliografía (3.1.1).
- Verificar que los parámetros introducidos se corresponden con la geometría, escalas y rango permitido de la unidad de tratamiento (4.1.4).
- Realizar una comprobación inicial del ajuste del modelo de la unidad de tratamiento, sea manualmente o mediante las herramientas incorporadas en el propio TPS (3.1.4).

Una vez modeladas las unidades de tratamiento:

- Comprobar las curvas de PDD y perfiles en las situaciones de referencia y también en condiciones distintas a la de referencia, utilizando casos que puedan ser medidos con el sistema analizador de haces: distinta DFS a la usada en la caracterización, uso de elementos de conformación (MLC),

Tabla 2. Equipamiento mínimo necesario para cubrir el control de calidad del sistema de planificación y la verificación de planes de tratamiento.

Etapa del proceso	Subproceso	Recursos mínimos	Observaciones
Control de calidad del sistema de planificación.	Estado de referencia inicial.	Sistema analizador de haces. Detectores adecuados para medir perfiles y PDD. Detectores que permitan determinar dosis absorbida en el sistema analizador de haces. Conjunto cámara-electrómetro trazado a laboratorio primario o secundario. Maniquí con heterogeneidades de densidad conocida. Matriz 2D de detectores para la medida de planos de dosis.	Los sistemas de medida usados deben tener unas buenas características: resolución espacial, respuesta en energía e independencia de la tasa de dosis. Las cámaras de ionización para medir perfiles o PDD deben tener un volumen inferior a 0.15 cm ³ . En el caso del uso de diodos se usarán los apropiados según tamaño de campo.
	Controles periódicos y tras cambio de software.	Maniquí para E2E, apropiado para las técnicas en marcha. Detectores que permitan determinar dosis absorbida en el interior del maniquí.	En particular se cotejarán las diferencias entre los resultados obtenidos con los sistemas de verificación habituales y la medida específica del E2E.
Control de calidad del proceso de planificación.	Puesta en marcha de técnicas de tratamiento.	Maniquí para E2E, apropiado para las técnicas que se desea poner en marcha. Detectores que permitan determinar dosis absorbida en el interior del maniquí.	Nótese que deben ponerse en marcha simultáneamente las herramientas especificadas en verificación de planes de tratamiento.
	Evaluación de la complejidad y robustez de los planes de tratamiento.	Herramientas o protocolos para estimar y controlar la complejidad de los planes y aumentar su robustez. Herramientas de perturbación del plan.	Es importante evaluar la modulación del plan con parámetros sencillos de extraer, como las UM por Gy, e intentar aumentar la robustez de los planes.
	Protocolización y soluciones de clase.	Protocolos de dosimetría clínica consensuados y caracterización de soluciones de clase.	En caso de usarse soluciones de clase para reducir la variabilidad entre planes de tratamiento, hay que caracterizar dichas soluciones y controlar que los planes clínicos pertenecen a ellas (usando las herramientas de evaluación de planes de tratamiento que cada centro decida).
Verificación de planes de tratamiento.	Verificación pre-tratamiento.	Maniquí que permita determinar la dosis absorbida en un punto para planes clínicos Sistema de verificación pre-tratamiento: método compuesto real (matrices de detectores 2D o 3D). En caso de que no se midan todos los planes de IMRT/VMAT, herramientas para trabajar con soluciones de clase. Sistema independiente de cálculo de dosis.	Asegurar la coincidencia con resultados obtenidos mediante medidas externas de dosis absorbida en un maniquí. Los sistemas de verificación deben de estimar la dosis a partir de medidas en un número de puntos suficiente y deben seguir una metodología que permita verificar el mismo plan con el que se va a tratar al paciente.

oblicuidad, tamaños de campo asimétricos, cuñas dinámicas o físicas, etc. Aprovechar estas medidas para comprobar también la dosis en puntos discretos comparando la dosis calculada por el sistema de planificación con la dosis medida. La dosis medida se puede obtener como medida relativa a una medida de referencia hecha el mismo día para corregir por el “output” diario del acelerador y reducir las incertidumbres asociadas (3.1.4) (4.1.5).

- Valorar la necesidad de comprobación y subsecuentemente hacer las comprobaciones pertinentes en casos de campo o apertura pequeña en función de las técnicas a poner en marcha (3.1.4).
- En el caso de que se haya caracterizado una nueva curva de conversión de UH a densidades electrónica y másica, comprobar que los valores son correctos, realizando medidas usando campos sencillos en maniquís con regiones de distinta densidad (3.1.3)(4.1.2).
- Utilizar para las comparaciones un análisis gamma 1D 2%/2mm GLOBAL para campos simples y 5%/2mm GLOBAL para campos más complejos, con una tasa de paso del 95% y sin umbral para aceptar la comparación. La normalización debe hacerse en un punto donde se haya medido dosis absorbida (3.1.4)(2.4).

Recomendaciones para la configuración y validación del modelo de MLC en el TPS (3.2)

- Determinar los valores de los parámetros de configuración del MLC siguiendo el proceso recomendado por el fabricante del TPS. Se recomienda usar también otro procedimiento alternativo y evaluar la consistencia de los datos obtenidos (3.2.1).
- Comparar los valores de los parámetros de configuración obtenidos con valores publicados y/o valores promedio de estudios multicéntricos y revisar cuidadosamente cualquier desviación importante (3.2.1).
- Usar distintos equipos de medida para la evaluación y el comisionado del MLC, como por ejemplo una matriz de detectores y una cámara de ionización. Como verificación, es importante evaluar el campo de referencia medido con el mismo equipo de medida frente al cálculo en el TPS (3.2.1).
- Las medidas se deben realizar para una colección de planes de IMRT/VMAT representativos, que cubran las técnicas y el rango de características de los planes usados en la práctica clínica.
- Se recomienda realizar la evaluación con criterios estrictos, por ejemplo, un índice gamma 2%/1mm. Es importante identificar cualquier desviación sistemática de dosis, sea con matrices de detectores o con cámara de ionización y validarla con distintos equipos de medida (3.2.2).

- En caso de encontrar desviaciones sistemáticas de dosis, modificar el parámetro de configuración más relacionado con el posicionamiento de las láminas (DLG, *leaf offset*, *offset* o similar) para mejorar el acuerdo global entre cálculos y medidas (3.2.2).

7.3. Control de calidad del sistema de planificación

El programa de control de calidad que se recomienda para un TPS está basado en el establecimiento de un estado de referencia inicial, controles periódicos y controles tras cambios de *software*.

7.3.1. Estado de referencia inicial

Para el establecimiento del estado de referencia inicial se recomienda realizar un informe que permita documentar que los planes calculados por el TPS puesto en marcha van a ser calculados de manera adecuada. Para este informe se propone un modelo de estructura genérica (tabla 3). Los apartados propuestos pretenden recoger todos los aspectos relacionados con la calidad de los planes a calcular por el sistema y su necesidad debe ser revisada cuidadosamente. De manera orientativa, los apartados que se deben incluir son una descripción del equipamiento, la configuración de los sistemas de imagen, la delimitación de volúmenes, el registro de imagen, la definición y comprobación de las estructuras de soporte (mesa de tratamiento, apoyos), una descripción de los algoritmos de cálculo a utilizar, la definición de las unidades de tratamiento, datos acerca del modelado de los haces, la evaluación inicial del modelado, la comprobación de las técnicas de tratamiento a poner en marcha y la relación del TPS con el OIS/SRV. De manera natural, todas estas tareas se realizan al poner en marcha un TPS, pero dejarlas ordenadas y documentadas permite verificar que no se ha pasado nada por alto y dejar un registro claro de los datos iniciales para volver a ellos posteriormente. Las medidas realizadas en la evaluación del modelado y la puesta en marcha de técnicas deben conservar trazabilidad a la dosis absorbida. Debe analizarse si las comprobaciones realizadas cubren los casos clínicos, también en el caso de haces de electrones.

Redactar un informe de este tipo es útil incluso aunque el TPS esté puesto en marcha previamente, ya que permite recopilar de manera sistematizada la información relevante para su uso.

Tabla 3. Descripción de la estructura genérica propuesta del informe de estado de referencia inicial y documentos y equipamiento asociado a cada apartado. Entre paréntesis aparece el apartado del presente documento donde se puede ampliar la información.

Apartado	Subapartados	Documentación, equipamiento usado y resultados obtenidos
Sistema informático. (4.1.1)	Descripción del <i>hardware</i> . Licencias disponibles. Estructura de la base de datos. Flujo de información y relación con otros actores.	Manuales completos. <i>DICOM Conformance Statement</i> . Listado de <i>hardware</i> y licencias.
Modelado de los sistemas de imagen. (4.1.2)	Curvas de calibración de la TC: densidad másica/electrónica frente a número CT. Conectividad. Escalas y sistemas de coordenadas. Filtros de postprocesado.	Maniquí con densidades/composición conocidas. Pruebas E2E.
Registro de imagen. (4.1.2)	Registro rígido. Registro deformable.	Maniqués digitales con distintas modalidades de imagen. Opcionalmente maniqués físicos. Resultados de las pruebas realizadas con indicación de la exactitud del registro.
Delimitación de volúmenes. (4.1.3)		Maniquí con volúmenes conocidos. Pruebas E2E. Comparación de distancias y volúmenes esperados con los medidos.
Estructuras de soporte. (4.1.3)	Apoyos e inmovilizadores. Mesa.	Maniquí para insertar cámara de ionización. Comparativa entre medida y cálculo de la atenuación producida por los elementos en situaciones clínicas.
Definición de las unidades de tratamiento. (4.1.4)	Sistema de coordenadas y consistencia con la unidad real. Límites de operación de la unidad y límites de validez dosimétrica. Modelos de colisión.	Documentación actualizada TPS y unidad de tratamiento.
Algoritmos de cálculo	Algoritmos de cálculo. (4.1.5) Algoritmos de optimización.(4.1.6)	Manuales de los sistemas de cálculo. Configuración de las opciones de cálculo y optimización: – Resoluciones adecuadas: matriz de cálculo, puntos de control, fluencia. – Opciones del optimizador y secuenciador Comprensión de los algoritmos.
Modelado del haz	Datos dosimétricos introducidos (3.1) Configuración de MLC (3.2)	Descripción del material de dosimetría usado: – Sistema analizador de haces. – Detectores con la resolución adecuada. Procedimientos adecuados para la obtención de los parámetros del MLC.

Tabla 3 (cont). Descripción de la estructura genérica propuesta del informe de estado de referencia inicial y documentos y equipamiento asociado a cada apartado. Entre paréntesis aparece el apartado del presente documento donde se puede ampliar la información.

Apartado	Subapartados	Documentación, equipamiento usado y resultados obtenidos
Evaluación inicial del modelado (3.1)	Comprobación de los datos de referencia o comparación con datos existentes. Comprobación de dosis en puntos. Comprobación de PDD y perfiles en situaciones distintas a la de referencia. Campos pequeños.	Comparativa entre cálculos y medidas en la unidad de tratamiento con el material de dosimetría apropiado. – Dosis absorbida en puntos con sistema analizador de haces. – PDD, perfiles, factores campo. Comparativa con datos de referencia de otros centros/fabricante.
Comprobación del cálculo de la dosis en las técnicas utilizadas por el departamento. (4.1.5)	VMAT/IMRT. SRS/SBRT. Técnicas de monitorización de la respiración.	Maniqués con heterogeneidad e insertos para detectores. Imprescindibles medidas de dosis absorbida con cámara de ionización. Sistemas de verificación de planes. Pruebas E2E, establecimiento de las pruebas periódicas. Auditorías externas.
Registros electrónicos y sistema de registro y verificación. (4.1.7)	Procesos de entrada de datos. Parametrización.	Manuales. Coherencia con la parametrización del TPS.

7.3.2. Pruebas periódicas

En el caso de los controles periódicos se ha optado por recomendar un sistema basado en pruebas E2E que aglutinen diferentes aspectos a comprobar en una prueba sencilla y global, que comienza con la adquisición de imagen de un maniquí y termina con la determinación de la dosis absorbida en el interior de este (con, por ejemplo, cámara de ionización, película o matrices de detectores). Si bien las pruebas E2E involucran aspectos más amplios que los mencionados en el propósito de este documento, TPS y sistemas de verificación están incluidos en su evaluación, lo que permite una investigación relacionada con ellos en caso de que la prueba no resulta satisfactoria. La periodicidad recomendada para este tipo de pruebas es anual y debe cubrir las diferentes técnicas en uso, lo que implica una prueba E2E distinta para SRS, para VMAT genérica o para planes que utilicen sincronización con la respiración. Para la dosis en el centro del PTV, la tolerancia en la desviación entre la medida y lo esperado según el TPS puede establecerse en el 3%. Dada la conveniencia del uso de películas para el tipo de maniquís que se usan en E2E, merece la pena hacer alguna consideración con respecto a valores del índice gamma en caso de que sean empleadas, siguiendo también lo

expresado en 6.3. Debido a la mayor incertidumbre en el uso de la dosimetría con película radiocrómica y en el proceso global, los criterios de evaluación habituales pueden relajarse, siendo un valor de referencia para el criterio gamma un 5%/3mm global o incluso 7%/4mm, con tasas de paso del 95% y un umbral del 10% de la dosis prescrita, como en las auditorías de IROC.²⁸⁸ De manera genérica pueden tomarse como referencia los valores expresados en 7.5.1. En definitiva, la tolerancia de una prueba E2E debe tener en cuenta las incertidumbres asociadas que, en general, dependerán de las características de la prueba E2E (por ejemplo, de la técnica, maniquí y sistema dosimétrico usado).

A lo largo del texto se han referenciado diversos ejemplos sobre cómo generar las pruebas E2E (4.2) (5.1). La descripción genérica del proceso puede verse en la tabla 4.

7.3.3. Pruebas tras cambio de *software*

Para las pruebas tras cambio de *software* se trata de incidir en aquellos aspectos del estado de referencia inicial que puedan verse modificados repitiendo las pruebas que sean necesarias en función de las características del cambio descritas por el fabricante,

Tabla 4. Descripción genérica de las etapas de una prueba E2E.

Etapa del proceso E2E	Elementos que se verifican
Adquisición de imágenes.	Sistemas de adquisición de imágenes (CT, MRI, PET, CBCT, etc.). Herramientas de registro.
Contorneo de volúmenes de tratamiento y órganos de riesgo.	Herramientas de contorneo. Sistemas de segmentación automática.
Planificación	Cálculo de la distribución de dosis y UM con diferentes técnicas (3DCRT, IMRT, VMAT, SRS).
Transferencia del plan.	Transferencia de parámetros del sistema de planificación a la unidad de tratamiento.
Posicionamiento del paciente.	Sistemas de posicionamiento (infrarrojos, láseres).
IGRT.	Sistemas de imagen (CBCT, kVplanar), RT adaptativa.
Irradiación de un plan clínico en maniquí.	Correspondencia entre la dosis calculada en el TPS y una medida realizada con detectores apropiados en el maniquí.

al que debe exigirse un informe detallado. Las nuevas funcionalidades o modificaciones del TPS se incluirán como anexos al informe del estado de referencia inicial. Como se indica en el punto 4.3, si la actualización lo requiere se recalcularán planes con la nueva versión y se compararán con la versión antigua evaluando la discrepancia, por lo que es útil disponer de planes de referencia que se puedan evaluar periódicamente. Si es posible se utilizará una tolerancia asociada a la comparación gamma entre el cálculo previo y el nuevo con un criterio 1%/1mm, una tasa de paso del 95% y un umbral del 10%. Se hará especial hincapié en la integridad y transferencia de datos entre los actores implicados.

7.3.4. Comparativa con recomendaciones previas de la SEFM

Tal como se ha indicado previamente, en este apartado se proporciona una tabla comparativa (tabla

5) entre las recomendaciones del protocolo nacional de control de calidad de sistemas de planificación de 2005 y recomendaciones del presente documento. La principal diferencia estriba en una apuesta por los procesos globales de verificación y en la asunción de que la mayor parte de los planes a calcular hoy en día son ya modulados, cobrando una importancia fundamental la configuración correcta de los parámetros que caracterizan el MLC.

7.4. Control de calidad del proceso de planificación

7.4.1. Puesta en marcha de técnicas de tratamiento: verificaciones E2E y auditorías dosimétricas

La puesta en marcha de un sistema de planificación no implica solo al propio sistema, sino que debe

Tabla 5. Esquema comparativo entre las recomendaciones SEFM de 2005 y las actuales, partiendo de la clasificación de apartados del documento de 2005. El objetivo de este esquema es clarificar los cambios y sustituir el compendio de pruebas del documento antiguo por aquellas recomendadas hoy en día.

Apartado	SEFM 2005	Cambios 2024
SI-Sistema informático.	Tolerancias funcionales en cuanto a funcionamiento del equipamiento, milimétricas en cuanto a escalas en los periféricos y en niveles de gris en el monitor.	Se suprimen pruebas a los periféricos. Se trata de documentar el sistema y conocer sus funcionalidades, pero no se establecen tolerancias específicas

Tabla 5 (cont.). Esquema comparativo entre las recomendaciones SEFM de 2005 y las actuales, partiendo de la clasificación de apartados del documento de 2005. El objetivo de este esquema es clarificar los cambios y sustituir el compendio de pruebas del documento antiguo por aquellas recomendadas hoy en día.

Apartado	SEFM 2005	Cambios 2024
DM-Diseño y modelización de unidades de tratamiento y haces de radiación.	Descripción exhaustiva de tolerancias y pruebas en cada una de las posibilidades de configuración.	<p>Se aboga por asegurar una correcta modelización de la unidad con:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Comparación con datos de referencia del fabricante u otros centros. - Medidas de dosis absorbida en puntos (comprobación del cálculo de UM) y distribuciones de dosis de campos sencillos con sistema analizador de haces. - Comprobación del cálculo en maniquís heterogéneos. - Verificación de planes clínicos, tanto con medidas puntuales de dosis absorbida como de la distribución de dosis (2D/3D) mediante los sistemas de verificación de planes de tratamiento comerciales existentes. <p>Se suprimen pruebas relacionadas con bloques de conformación de cerrobend en haces de fotones.</p>
DA-Adquisición de datos anatómicos.	Descripción exhaustiva de tolerancias y pruebas para transferencia de imágenes, densidad electrónica, contorneo, registro de imagen, herramientas de automargen y reconstrucción 3D.	<p>Establecimiento de las curvas de conversión de UH a densidad electrónica/másica.</p> <p>Diseño adecuado de estructuras de soporte.</p> <p>Los otros aspectos (dimensiones, volúmenes, HDV) quedan incluidos dentro de un programa de verificación E2E con referencia inicial.</p>
DOH-Cálculo de haces en teleterapia.	<p>Pruebas específicas para cada modificación posible básica de los haces.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Haces rectangulares. - Campos asimétricos. - Variación DFS. - Superficies irregulares. - Heterogeneidades. - Moduladores del haz. - Campos irregulares. - Suma de campos. - Matriz de cálculo. - Zum. - Herramientas de análisis de dosis absorbida. - Pesos. - Normalización, prescripción y cálculo de UM. - Histogramas dosis-volumen. - Cálculo de parámetros radiobiológicos. <p>Evaluaciones basadas en estadísticas de puntos en los casos en los que procede.</p>	<p>Tanto las nuevas verificaciones propuestas del apartado DM como las del DA garantizan una comprobación indirecta de las pruebas de este apartado. Se deberán emplear maniqués apropiados y acordes con las técnicas que se desean poner en marcha, por ejemplo:</p> <ul style="list-style-type: none"> - IMRT/VMAT. - SRS/SBRT. - Control respiratorio. <p>Nuevas tolerancias para la comparación entre cálculos y medida, basadas en índice gamma.</p>
PTYR-Presentación y transferencia de resultados.	RDR, impresión de datos (tolerancias milimétricas) y funcionamiento de la red.	Comprobación de la transferencia de datos al SRV.

aplicar a todo proceso de radioterapia considerando todo el flujo de trabajo desde la adquisición de imágenes hasta la irradiación del paciente. El establecimiento de pruebas E2E es importante para la verificación de dicho flujo de trabajo e investiga simultáneamente la exactitud en el cálculo, la correcta irradiación de los planes y la consistencia del flujo de trabajo en todo el proceso multidisciplinar (tabla 4). Se recomienda del mismo modo la realización de pruebas E2E en la puesta en marcha de técnicas especiales (SBRT, SRS, etc.) y, en general, en la puesta en marcha de técnicas moduladas (5.1).

También es importante definir adecuadamente la malla de cálculo necesaria para cada tipo de tratamiento. SBRT y SRS exigen una resolución espacial mayor para el cálculo, recomendándose tamaños de entre 1 y 1.5 mm frente a los 2-3 mm que se pueden utilizar en otras técnicas con menores requerimientos geométricos.

Además, se recomienda participar y fomentar la participación en auditorías dosimétricas externas, tanto de los haces en condiciones de referencia como tipo E2E. El propio centro puede realizar anualmente auditorías dosimétricas (sean externas o internas) de las distintas técnicas en marcha mediante pruebas E2E, tal como también se expresa en 7.3.2.

7.4.2. Evaluación de los planes de tratamiento

La evaluación de planes de tratamiento es un proceso complejo y debe estar lo más protocolizado y estandarizado posible. Habitualmente se utilizan múltiples criterios para la evaluación de planes de tratamiento y es necesario valorar cada caso de una manera individualizada, pero en general se pueden seguir las siguientes recomendaciones (5.2):

- Verificar que se cumplen los objetivos y restricciones indicados en la prescripción del tratamiento.
- Aparte de cumplir estos objetivos y restricciones, el plan de tratamiento debe maximizar la cobertura de los órganos blanco y minimizar la dosis en órganos de riesgo para reducir el riesgo de toxicidad y facilitar potenciales reirradiaciones.
- Cuantificar de manera estandarizada aspectos de la distribución de dosis como su conformidad, homogeneidad y gradiente, por ejemplo, mediante índices derivados de los HDV.
- Realizar una inspección visual de la distribución espacial de dosis corte por corte para una evaluación más completa e identificar posibles limitaciones y mejoras del plan.
- Evaluar la robustez del plan, sea con herramientas específicas del TPS o estimándola de manera aproximada a partir de las características del plan

e intentar mejorarla cuando sea posible. La robustez se puede mejorar manualmente, por ejemplo, añadiendo fluencia en campos dinámicos en zonas cercanas a la piel mediante herramientas de *skin flash* o bolus virtual, creando uniones de campo con fluencias que varíen de manera progresiva, o reduciendo la modulación de los planes para limitar el riesgo y el impacto de movimientos intrafracción. En caso de estar disponibles, también se puede mejorar la robustez mediante optimización robusta o herramientas automáticas implementadas en el TPS.

- Estimar el grado de modulación y complejidad de los planes de IMRT/VMAT e intentar reducirlos en la medida de lo posible. Esta estimación se puede realizar de manera cuantitativa mediante métricas de complejidad o, en su ausencia, mediante el cociente UM/Gy y a una inspección visual de las aperturas de MLC. La complejidad de los planes se puede reducir durante el proceso de optimización disminuyendo sus UM o mediante herramientas dedicadas disponibles durante la optimización.
- Monitorizar las características y complejidad de los planes clínicos para identificar valores atípicos y tener en cuenta estos parámetros para decidir las verificaciones requeridas en cada caso.

7.4.3. Protocolización y soluciones de clase

En la planificación de tratamientos se recomienda la máxima estandarización de los planes mediante la caracterización y el uso de soluciones de clase siempre que sea posible.

Protocolizar el proceso de planificación facilita la consistencia y reduce la variabilidad, pero los planes obtenidos mediante planificación inversa pueden tener diferentes características debido a la variabilidad anatómica entre pacientes, a las características de cada caso y al propio proceso de optimización. Por ello se recomienda (5.3):

- Estandarizar el contorno, la nomenclatura de las estructuras, configuración de haces de tratamiento y objetivos de optimización. Es recomendable el uso de protocolos con objeto de reducir la variabilidad entre usuarios.
- Definir soluciones de clase como planes de tratamiento estándar para patologías concretas con una geometría y anatomía similares. Cada solución de clase se debe caracterizar estableciendo un cierto rango de características que los planes que pertenecen a dicha solución de clase deben cumplir. Estas características pueden incluir, por ejemplo, la disposición y tamaño de los haces de tratamiento y el grado de modulación o complejidad del plan.

- Durante el proceso de planificación, verificar que las características de los planes de tratamiento se encuentran dentro del rango establecido para cada solución de clase. En tratamientos de intensidad modulada se recomienda controlar el tamaño de los segmentos usados y la complejidad del plan. Para ello se pueden usar métricas específicas o, como requerimiento mínimo, el cociente UM/cGy y la inspección visual de las aperturas de los campos.

7.5. Verificación de planes de tratamiento

Tal como se ha indicado a lo largo del presente documento, los sistemas que verifican planes de tratamiento son sistemas clasificadores que están sujetos a sus propias incertidumbres, que tienen un rango apropiado de utilización y que, usados de manera combinada, pueden aumentar su capacidad de detección de verdaderos positivos. Históricamente, se han verificado con medidas pre-tratamiento todos los planes de IMRT/VMAT; sin embargo, actualmente hay que tener en cuenta las limitaciones de este tipo de verificaciones: solo evalúan una sesión previa al tratamiento del paciente, en ocasiones con una copia del plan de tratamiento, no están centradas en los errores más habituales, generan carga de trabajo, en ocasiones tienen falta de sensibilidad y/o especificidad, se solapan con la dosimetría *in vivo* y, por último, no son compatibles con el flujo de trabajo habitual en radioterapia adaptativa *on-line*.

Las recomendaciones están divididas en los siguientes aspectos: la puesta en marcha de sistemas de verificación, normas para la verificación rutinaria de planes, la organización y alcance de las verificaciones de planes de tratamiento y, por último, el control de calidad de los sistemas de verificación de planes.

7.5.1. Puesta en marcha de las verificaciones de planes

- Los equipos usados para las verificaciones pre-tratamiento deben seguir un proceso de puesta en marcha y controles de calidad adecuados (6.3.2).
- En la puesta en marcha del sistema se debe decidir el protocolo a seguir en la verificación y el análisis de resultados, incluyendo los indicadores, parámetros y tolerancias usados. Las tolerancias, así como los indicadores usados, pueden ser (6.3.1):
 - (i) Universales, por ejemplo, un 95% de porcentaje mínimo de puntos que cumplan el criterio gamma 3% global y 2 mm con un umbral del 10%, pudiéndose usar para SRS/SBRT un criterio distinto, por ejemplo, 3% global y 1 mm con la misma tasa de paso y umbral.

- (ii) Basados en el histórico de resultados y en el control estadístico de procesos, que permite modificar las tolerancias usadas, adaptándolas a los resultados obtenidos en cada caso.
- (iii) Optimizados localmente en base a un análisis de la sensibilidad y especificidad del sistema de verificación. Igual que en i), en tratamientos de SBRT/SRS, en los que se requiere una mayor exactitud geométrica, se puede ser más exigente en el criterio de distancia del índice gamma.

En los casos ii y iii se recomienda usar valores publicados o parecidos a los usados en otros centros que usen equipos similares. Estos límites específicos no pueden ser significativamente menos restrictivos que los valores universales. En caso de serlo, se deberían tomar acciones correctoras para mejorar estos resultados⁹⁹ y sería recomendable usar equipos con una incertidumbre menor.

- Durante la puesta en marcha de las verificaciones pre-tratamiento, se recomienda comprobar que el sistema de verificación es capaz de clasificar correctamente planes que no son aceptables y determinar la magnitud de los errores dosimétricos que se pueden detectar con fiabilidad. Un método para evaluarlo es la introducción de errores controlados (6.3.1).
- Es importante conocer las herramientas y algoritmos implementados en el programa de análisis del sistema de verificación, así como sus limitaciones, para poder optimizar el protocolo a seguir e interpretar correctamente los resultados obtenidos (6.3).
- Al poner en marcha una nueva unidad o técnica de tratamiento se recomienda usar, si es posible, más de un sistema de verificación para contrastar y complementar los resultados del sistema principal (6.3.1).

7.5.2. Realización de verificaciones de planes

- Al realizar medidas pre-tratamiento, se debe medir con el sistema de verificación un campo de referencia con la periodicidad que se estime conveniente, para comprobar que el sistema de verificación reproduce la predicción del TPS para ese campo. Esta periodicidad puede ser incluso diaria, para así poder controlar el *output* diario del acelerador y la calibración del propio sistema de medida. En caso necesario, recalibrar el sistema de verificación o aplicar un factor de corrección, que será dependiente de la unidad de tratamiento y de la energía usada (6.3.3).

- Es importante realizar las verificaciones pre-tratamiento en modo “absoluto” y no “relativo”, con un procedimiento que permita identificar posibles desviaciones en el factor de calibración del acelerador (Gy/MU) (6.3.3).
- En el caso de usar el índice gamma, se recomienda evaluar no sólo el porcentaje de puntos con $\gamma < 1$, sino también otras métricas como el valor promedio del índice gamma, su valor máximo, la distribución espacial de los puntos que fallan, diferencias locales de dosis, etc. (6.1).
- Durante el proceso de evaluación de las verificaciones pre-tratamiento se desaconseja la aplicación habitual de desplazamientos para maximizar la coincidencia entre los resultados obtenidos y los esperados. Este tipo de correcciones podrían enmascarar errores reales y, en consecuencia, deben usarse únicamente de manera puntual para investigar posibles causas de resultados anómalos (6.3.1).
- Se recomienda medir el plan de tratamiento *integral* usando las angulaciones del plan clínico (método compuesto real o *true composite*) en lugar de verificaciones individuales de cada campo o que superpongan todos los campos o puntos de control (6.3.1).
- En caso de incumplirse las tolerancias establecidas, intentar evaluar el impacto clínico de las discrepancias para decidir si el plan se puede considerar aceptable. Adicionalmente, se recomienda recoger y estudiar los casos con discrepancias relevantes para intentar comprender las causas de dichas diferencias y las limitaciones de cada sistema (6.1)(6.2.1)(6.3.1).

7.5.3. Organización y alcance de las verificaciones pre-tratamiento

- Realizar un cálculo independiente de la dosis en el paciente para todos los planes de tratamiento. Este cálculo debe, preferiblemente, incluir la distribución espacial de dosis y no sólo unos pocos puntos (4.1.5)(6.2.3)(6.2.4).
- Realizar medidas pre-tratamiento de todos los planes de IMRT/VMAT, así como de todos los tratamientos estereotácticos y técnicas especiales, adaptando el tipo de medidas pre-tratamiento a la complejidad y riesgo de cada caso (5.3)(6.4). En caso de reducir las medidas pre-tratamiento para evitar la necesidad de verificar experimentalmente todos los planes de IMRT/VMAT, consideramos imprescindible (6.4):
 1. Planificar mediante soluciones de clase y caracterizar las características de los planes de tratamiento de manera exhaustiva, incluyendo el

análisis de los parámetros de los planes y de su nivel de modulación o complejidad. Estas soluciones de clase deben ser específicas para cada localización y técnica y deben tener en cuenta la geometría del caso, la configuración de los haces y los parámetros y complejidad del plan de tratamiento (5.3).

2. Disponer de un registro histórico de buenos resultados de verificaciones pre-tratamiento para cada una de las soluciones de clase, cumpliéndose en todos los casos los criterios de aceptabilidad. Se recomienda un número mínimo de 20 verificaciones pre-tratamiento por solución de clase.
3. Verificar la pertenencia de los planes de tratamiento generados a su correspondiente solución de clase, evaluando que los parámetros de cada plan y su nivel de modulación y complejidad se corresponden con aquellos de la solución de clase. Si las características del plan de IMRT/VMAT son distintas de las definidas en la solución de clase correspondiente, se recomienda verificar ese plan con medidas pre-tratamiento (5.3)(6.4).
4. Realizar el cálculo independiente de todos los planes que no se verifiquen experimentalmente (ya recomendado anteriormente en general).
5. Verificar mensualmente algún plan de tratamiento de cada solución de clase mediante medidas experimentales.

Otras recomendaciones generales son:

- En caso de disponer del equipamiento necesario, realizar verificaciones del tratamiento durante todas las sesiones de tratamiento de todos los pacientes. Idealmente, dicha verificación debería permitir verificar la deposición de la dosis en el paciente (dosimetría *in vivo*). De no ser posible, intentar usar sistemas que contengan el máximo de información posible; por ejemplo, que dependan del posicionamiento y modelado del paciente (6.2.4 y 6.4).
- Realización periódica de medidas de verificación pre-tratamiento para una colección fija de planes de IMRT/VMAT para comprobar la estabilidad del proceso. Esta colección de planes debería incluir planes representativos de la práctica clínica, por ejemplo, de las distintas soluciones de clase definidas. Para estas medidas se recomienda una periodicidad mensual, pero se puede repartir la medida de los distintos planes a lo largo del mes (6.4).
- Monitorizar los resultados de las verificaciones pre-tratamiento para verificar que el proceso está bajo control, así como para identificar cambios y posibles derivas (6.3).

7.5.4. Control de calidad de los sistemas de verificación de planes

- En la puesta en marcha del sistema, verificar sus características (respuesta angular, en energía y con la tasa de dosis, linealidad, etc.) mediante campos simples y evaluar también los resultados obtenidos en planes clínicos (6.3.2).
- En la puesta en marcha se decidirá el procedimiento de medida y evaluación a seguir, incluyendo criterios de evaluación y niveles de tolerancia y de acción (6.3.2).
- Tras la puesta en marcha, se emitirá un informe que contenga o referencie los principales resultados obtenidos, y que servirá como futura referencia (6.3.2).
- Es fundamental realizar una comprobación periódica de la calibración dosimétrica del equipo de verificación. Para ello se puede exportar el campo de referencia del sistema de planificación (para cada energía) y medirlo mediante el mismo proceso que se sigue para verificar los planes clínicos. En general, es conveniente realizar esta comprobación cada vez que se use el equipo (6.3.3).

- Controlar la estabilidad en el tiempo de estos sistemas midiendo una selección fija de planes clínicos de IMRT/VMAT con una periodicidad mensual (6.3.3).
- En caso de empeoramiento en los resultados de los controles de estabilidad periódicos, realizar un análisis para identificar la causa y poder solucionarlo. Para ello se recomienda verificar la calibración dosimétrica del equipo de medida y de la unidad de tratamiento, la repetición de las pruebas de puesta en marcha del sistema de medida, y el análisis detallado de los resultados de controles de calidad de la unidad de tratamiento (6.3.3).

7.6. Resumen de tolerancias para la verificación del sistema de planificación y de planes de tratamiento

En el apartado 2.4 se han mencionado los tres niveles que se consideran en el presente documento para la aplicación de tolerancias, tanto para la verificación del TPS como para la verificación de los planes generados con él. En la tabla 6 se presentan los valores

Tabla 6. Resumen de tolerancias en la verificación del TPS y de los planes de tratamiento. Hay que tener en cuenta que el nivel de acción a aplicar debe tener en cuenta la significación clínica de las desviaciones encontradas.

Nivel de aplicación de la tolerancia	Tipo de prueba	Valores recomendados
I	Comprobación de curvas de campos de referencia o sencillos.	Gamma 2%/2mm global con tasa de paso 95% y sin umbral de dosis
	Comprobación de curvas de campos complejos y con heterogeneidades.	Gamma 5%/2mm global con tasa de paso 95% y sin umbral de dosis.
II	Pruebas periódicas E2E. Puesta en marcha de técnicas. Pruebas tras cambio de <i>software</i> .	3% global en diferencia de dosis en PTV/OAR medidas con cámara. Mismos criterios que verificación de planes de tratamiento para distribuciones medidas con sistemas de verificación, tener en cuenta incertidumbre del sistema. En pruebas E2E gamma global 5%/3mm ó 7%/4mm según incertidumbre de los detectores (tasa de paso 95% y umbral 10%). Gamma 1%/1 mm global con tasa de paso 95% y umbral del 10% para el recálculo de planes tras cambios en el algoritmo y/o modelado de las unidades.
III	Verificación de planes de tratamiento.	Opción a) Tolerancias universales. a.1) VMAT/IMRT Gamma 3%/2mm global con tasa de paso 95% y umbral 10%. a.2) SRS/SBRT Gamma 3%/1mm global con tasa de paso 95% y umbral 10%. Opción b) Basados en el histórico de resultados y en el control estadístico del proceso. Opción c) Basados en un estudio de sensibilidad y especificidad del sistema de verificación.

recomendados. Las comparaciones entre cálculos y medidas o cálculos independientes pueden referirse a un punto, a matrices 2D o a matrices 3D. En la normalización global se tomará como 100% el máximo en el eje en campos individuales estáticos y una dosis representativa del plan para planes de tratamiento. Para comparación en puntos y matrices de dosis 2D y 3D, la distribución de referencia será la medida (o la del cálculo independiente). En general, es importante verificar que la interpolación y remuestreo usados durante el análisis no introducen artefactos en la comparación.

Agradecimientos

Este grupo de trabajo quiere agradecer la confianza depositada por la junta directiva de la SEFM, en especial a su presidente, Damián Guirado, por su apoyo y revisión del documento. También a los miembros de la comisión científica que han revisado el documento con paciencia y detenimiento: Pablo Carrasco, Nuria Jornet, Josep Puxeu y Cristian Candela. También a Françoise Lliso por su revisión y sintonía a la hora de homogeneizar y mantener comunicación con el grupo de trabajo de control de calidad de aceleradores lineales. Por último, a Mónica Ortiz por su inicial dedicación al grupo de trabajo.

8. Referencias

- del ESTADO BO. REAL DECRETO, 1566/1998, 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Boletín Of del Estado. 1998;29383-29395. [papers2://publication/uuid/099423F4-7378-45A5-AE99-CD26B6AABEA3](https://publicacion/uuid/099423F4-7378-45A5-AE99-CD26B6AABEA3).
- Ministerio de Sanidad. Real Decreto 601/2019, de 18 de octubre, sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. Boletín Of del estado. 2019;262:120840-120856.
- Millan-Cebrian E, Garcia-Vicente F, Delgado-Rodríguez JM. Protocolo de Control de Calidad de Sistemas de Planificación En Radioterapia y Braquiterapia. (SEFM, ed.). SEFM; 2005.
- Delgado-Rodríguez JM, García-Romero A, Millán Cebrián E, García Vicente F. Fundamentos de Física Médica: Volumen 4. Dosimetría Clínica, Algoritmos de Cálculo y Sistemas de Planificación y Control de Calidad. 1st ed. (SEFM, ed.). ADI Servicios Editoriales; 2013.
- Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol*. 1999;44:R99-R115.
- Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys Med Biol*. 1991;36(7):861-920. doi:10.1088/0031-9155/36/7/001
- Curran B, Cygler JE, Demarco JJ, et al. Report of the AAPM Task Group No . 105 : Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Organization*. 2007;(105):4818-4853. doi:10.1118/1.2795842
- Vassiliev ON, Wareing T a, 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):581-598. doi:10.1088/0031-9155/55/3/002
- Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol*. 2006;51(22):5785-5807. doi:10.1088/0031-9155/51/22/005
- Ojala J, Kapanen M, Sipilä P, Hyödynmaa S. The accuracy of Acuros XB algorithm for radiation beams traversing a metallic hip implant — comparison with measurements and Monte Carlo calculations. 2014;15(5):162-176.
- Berger M. *Methods in Computational Physics*. (Alder B, Fernbach S, Rotenberg M, eds.). Academic Press; 1963.
- Huang JY, Dunkerley D, Smilowitz JB. Evaluation of a commercial Monte Carlo dose calculation algorithm for electron treatment planning. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(6):184-193. doi:10.1002/acm.2.12622
- Ma CMC, Chetty IJ, Deng J, et al. Beam modeling and beam model commissioning for Monte Carlo dose calculation-based radiation therapy treatment planning: Report of AAPM Task Group 157. *Med Phys*. 2020;47(1):e1-e18. doi:<https://doi.org/10.1002/mp.13898>
- Adam DP, Liu T, Caracappa PF, Bednarz BP, Xu XG. New capabilities of the Monte Carlo dose engine ARCHER-RT: Clinical validation of the Varian TrueBeam machine for VMAT external beam radiotherapy. *Med Phys*. 2020;47(6):2537-2549. doi:10.1002/mp.14143
- Fippel M. Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm. *Med Phys*. 1999;26(8):1466-1475. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10501045>.
- Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, Lagendijk JJW. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons. *Phys Med Biol*. 2005;50(7):1363-1376. doi:10.1088/0031-9155/50/7/002
- 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):2651-2664. doi:10.1118/1.3582690
- Siebers J V, Keall PJ, Nahum AE, Mohan R. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Phys Med Biol*. 2000;45(4):983-995. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10795986>.
- Ma C, Li J. Dose specification for radiation therapy : dose to water or dose to medium ? 2011;56:3073-3089. doi:10.1088/0031-9155/56/10/012
- ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams. *J ICRU*. 2014;14(2):1-5. doi:10.1093/jicru/ndx013
- Andreo P. Dose to “water-like” media or dose to tissue in MV photons radiotherapy treatment planning: still a

- matter of debate. *Phys Med Biol.* 2015;60(1):309-337. doi:10.1088/0031-9155/60/1/309
22. Gladstone DJ, Kry SF, Xiao Y, Chetty IJ. Dose Specification for NRG Radiation Therapy Trials. *Int J Radiat Oncol.* 2016;95(5):1344-1345. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2016.03.044
 23. Kry SF, Feygelman V, Balter P, et al. AAPM Task Group 329 Reference dose specification for dose calculations: Dose-to-water or dose-to-muscle? *Med Phys.* 2019;47(3):e52-e64.
 24. Al-Hallaq HA, Chmura SJ, Salama JK, et al. Benchmark Credentialing Results for NRG-BR001: The First National Cancer Institute-Sponsored Trial of Stereotactic Body Radiation Therapy for Multiple Metastases. *Int J Radiat Oncol.* 2017;97(1):155-163. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2016.09.030
 25. Fernández-Varea JM, Carrasco P, Panettieri V, Brualla L. Monte Carlo based water/medium stopping-power ratios for various ICRP and ICRU tissues. *Phys Med Biol.* 2007;52(21):6475-6483. doi:10.1088/0031-9155/52/21/009
 26. Younes T, Chauvin M, Delbaere A, et al. Towards the standardization of the absorbed dose report mode in high energy photon beams. *Phys Med Biol.* 2021;66(4):45009. doi:10.1088/1361-6560/abd22c
 27. Kry SF, Lye J, Clark CH, et al. Report dose-to-medium in clinical trials where available; a consensus from the Global Harmonisation Group to maximize consistency. *Radiother Oncol.* 2021;159:106-111. doi:10.1016/j.radonc.2021.03.006
 28. Muñoz-Montplet C, Marruecos J, Buxó M, et al. Dosimetric impact of Acuros XB dose-to-water and dose-to-medium reporting modes on VMAT planning for head and neck cancer. *Phys Medica.* 2018;55:107-115. doi:https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.10.024
 29. Jurado-Bruggeman D, Muñoz-Montplet C, Hernandez V, Saez J, Fuentes-Raspall R. Impact of the dose quantity used in MV photon optimization on dose distribution, robustness, and complexity. *Med Phys.* 2022;49(1):648-665. doi:https://doi.org/10.1002/mp.15389
 30. Draeger E, Sawant A, Johnstone C, et al. A Dose of Reality: How 20 Years of Incomplete Physics and Dosimetry Reporting in Radiobiology Studies May Have Contributed to the Reproducibility Crisis. *Int J Radiat Oncol.* 2020;106(2):243-252. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.06.2545
 31. García Riñón D, Ferrer Gracia C, Huertas Martínez C, Sánchez López R, Sáez Beltrán M. Comparación de dosis absorbida en agua y dosis absorbida en medio en tratamientos de próstata y cabeza y cuello. Análisis con diferentes tamaños de rejilla y curvas de calibración CT. *Rev Física Médica.* 2022;23(1):11-26. doi:10.37004/sefm/2022.23.1.001
 32. Romero AG, Masgrau VH, García AT, Gutiérrez FC, Cano DM. Resultados de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre el control de calidad de los sistemas de planificación de tratamientos en el ámbito de haces de fotones y electrones de radioterapia externa Results of the SEFM 's national survey o. *Rev Física Médica.* 2021;22(2):55-66.
 33. Jia X, Ziegenhein P, Jiang SB. GPU-based high-performance computing for radiation therapy. *Phys Med Biol.* 2014;59(4):R151-82. doi:10.1088/0031-9155/59/4/R151
 34. Edmund JM, Nyholm T. A review of substitute CT generation for MRI-only radiation therapy. *Radiat Oncol.* 2017;12(1):1-15. doi:10.1186/s13014-016-0747-y
 35. Craft D, Mcquaid D, Wala J, Chen W, Salari E, Bortfeld T. Multicriteria VMAT optimization. *Med Phys.* 2014;686(2012). doi:10.1118/1.3675601
 36. Unkelbach J, Bortfeld T, Craft D, et al. Optimization approaches to volumetric modulated arc therapy planning Optimization approaches to volumetric modulated arc therapy planning. *Med Phys.* 2015;1367. doi:10.1118/1.4908224
 37. AAPM Task Group 166 TPC. The Use and QA of Biologically Related Models for Treatment Planning Report of AAPM Task Group 166.; 2012.
 38. Fogliata A, Thompson S, Stravato A, Tomatis S, Scorsetti M, Cozzi L. On the gEUD biological optimization objective for organs at risk in Photon Optimizer of Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;(October 2017):106-114. doi:10.1002/acm2.12224
 39. Vanetti E, Nicolini G, Nord J, et al. On the role of the optimization algorithm of RapidArc ® volumetric modulated arc therapy on plan quality and efficiency On the role of the optimization algorithm of RapidArc V volumetric modulated arc therapy on plan quality and efficiency. *Med Phys.* 2014;5844(2011). doi:10.1118/1.3641866
 40. 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). http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483_web.pdf.
 41. Sharp G, Fritscher KD, Pekar V, et al. Vision 20/20: Perspectives on automated image segmentation for radiotherapy. *Med Phys.* 2014;41(5):1-13. doi:10.1118/1.4871620
 42. Fu Y, Zhang H, Morris ED, et al. Artificial Intelligence in Radiation Therapy. *IEEE Trans Radiat Plasma Med Sci.* 2022;6(2):158-181.
 43. Wang C, Zhu X, Hong JC, Zheng D. Artificial Intelligence in Radiotherapy Treatment Planning: Present and Future. *Technol Cancer Res Treat.* 2019;18:1-11. doi:10.1177/1533033819873922
 44. Liu X, Li K, Yang R, Geng L. Review of Deep Learning Based Automatic Segmentation for Lung Cancer Radiotherapy Basis of Deep Learning. *Front Oncol.* 2021;11(July):1-16. doi:10.3389/fonc.2021.717039
 45. Hussein M, Heijmen BJM, Verellen D, Nisbet A. Automation in intensity modulated radiotherapy treatment planning — a review of recent innovations. *Br J Radiol.* 2018;91(July).
 46. Hussein M, Heijmen BJM, Verellen D, Nisbet A. Automation in intensity modulated radiotherapy treatment planning—a review of recent innovations. *Br J Radiol.* 2018;91(1092). doi:10.1259/bjr.20180270
 47. Craft D, Wala J, Chen W, Salari E, Bortfeld T. Multicriteria VMAT optimization. *Med Phys.* 2012;39(2):686-696. doi:10.1118/1.3675601
 48. Liu H, Sintay B, Pearman K, et al. Comparison of the progressive resolution optimizer and photon optimi-

- zer in VMAT optimization for stereotactic treatments. *J Appl Clin Med Phys* 2018;(April):155-162. doi:10.1002/acm2.12355
49. Yan H, Dai J, Li Y. A fast optimization approach for treatment planning of volumetric modulated arc therapy. *Radiat Oncol*. 2018;1-13.
 50. Wheeler PA, Chu M, Holmes R, et al. Utilisation of Pareto navigation techniques to calibrate a fully automated radiotherapy treatment planning solution. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2019;10(April):41-48. doi:10.1016/j.phro.2019.04.005
 51. Hrinivich WT, Lee J. Artificial intelligence-based radiotherapy machine parameter optimization using reinforcement learning. *Med Phys*. 2020;47(12):6140-6150. doi:https://doi.org/10.1002/mp.14544
 52. Moore KL. Automated Radiotherapy Treatment Planning. *Semin Radiat Oncol*. 2019;29(3):209-218. doi:https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2019.02.003
 53. Brock KK, Mutic S, McNutt TR, Li H, Kessler ML. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132: Report. *Med Phys*. 2017;44(7):e43-e76. doi:10.1002/mp.12256
 54. García-Mollá R, Sánchez Rubio P, Bonaque Alandí J, Carrasco Herrera MA, Lliso Valverde F. Implementación y uso clínico de la radioterapia adaptativa. Informe del grupo de trabajo de radioterapia adaptativa de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). *Rev Física Médica*. 2021;22(1):123-166. doi:10.37004/sefm/2021.22.1.004
 55. Dutreix A. When and how can we improve precision in radiotherapy? *Radiother Oncol J Eur Soc Ther Radiol Oncol*. 1984;2(4):275-292. doi:10.1016/s0167-8140(84)80070-5
 56. Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A. What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother Oncol J Eur Soc Ther Radiol Oncol*. 1987;8(3):237-252. doi:10.1016/s0167-8140(87)80247-5
 57. Dyk J Van, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1993;26(2):261-273. doi:10.1016/0360-3016(93)90206-B
 58. Ahnesjö a, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol*. 1999;44(11):R99-155. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10588277>.
 59. Zhu TC, Stathakis S, Clark JR, et al. Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation-based dose/MU verification for IMRT. *Med Phys*. 2021;48(10):e808-e829. doi:https://doi.org/10.1002/mp.15069
 60. Andreo P, Izewska J, Shortt K, Vatnitsky S. IAEA Technical Reports Series No. 430: Commissioning And Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer. IAEA TECDOC 430. 2004:281.
 61. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C. *Estro Booklet No7. Quality Assurance of Treatment Planning Systems.*; 2008.
 62. D. Schuring, Westendorp H, Bijl E van der, et al. Quality Assurance of Treatment Planning Systems Practical guideline for verification of installations and updates of treatment. *NCS reports*. 2022;(July). doi:10.25030/ncs-035
 63. Geurts MW, Jacqmin DJ, Mihailidis DN, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5. b: Commissioning and QA of treatment planning dose calculations — Megavoltage photon and electron beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2022. doi:10.1002/acm2.13641
 64. International Atomic Energy Agency IAEA. IAEA-TECDOC-1583. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems : Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. 2008.
 65. Ghazal M, Södergren L, Westermark M, Söderström J, Pommer I Tobias. Dosimetric and mechanical equivalency of Varian TrueBeam linear accelerators beam-matching, DLG and jaw calibration, energy-matching. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21:43-53. doi:10.1002/acm2.13058
 66. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys*. 2008;35(9):4186-4215. doi:10.1118/1.2969070
 67. Chen S, Yi BY, Yang X, Xu H, Prado KL, D'Souza WD. Optimizing the MLC model parameters for IMRT in the RayStation treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(5):322-332. doi:10.1120/jacmp.v16i5.5548
 68. Georg D, Heukelom S, Venselaar J. Formalisms for MU calculations, ESTRO booklet 3 versus NCS report 12. *Radiother Oncol*. 2001;60(3):319-328. doi:10.1016/S0167-8140(01)00348-6
 69. Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol*. 2008;89(3):338-346. doi:10.1016/j.radonc.2008.07.007
 70. Bruinvis IAD, Keus RB, Lenglet WJM, et al. Quality assurance of 3-D treatment planning systems for external photon and electron beams. *Ned Comm voor Stralingsdosimetrie*. 2005;15(March):1-31.
 71. Liu C, Li Z, Palta JR. Characterizing output for the Varian enhanced dynamic wedge field. *Med Phys*. 1998;25(1):64-70. doi:10.1118/1.598161
 72. Das IJ, Francescon P, Moran JM, et al. Report of AAPM Task Group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. *Med Phys*. 2021;48(10):e886-e921. doi:10.1002/mp.15030
 73. Chang Z, Wu Q, Adamson J, et al. Commissioning and dosimetric characteristics of TrueBeam system: composite data of three TrueBeam machines. *Med Phys*. 2012;39(11):6981-7018. doi:10.1118/1.4762682
 74. Ezzell G a., Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys*. 2009;36(11):5359. doi:10.1118/1.3238104
 75. Carrasco P, Jornet N, Duch M a., et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med Phys*. 2004;31(10):2899. doi:10.1118/1.1788932
 76. Fogliata A, Lobefalo F, Reggiori G, et al. Evaluation of the dose calculation accuracy for small fields defined by jaw or MLC for AAA and Acuros XB algorithms. *Med Phys*. 2016;43(10):5685-5694. doi:10.1118/1.4963219

77. Williams MJ, Metcalfe P. Verification of a rounded leaf-end MLC model used in a radiotherapy treatment planning system. *Phys Med Biol.* 2006;51(4):N65-78. doi:10.1088/0031-9155/51/4/N03
78. Mzenda B, Mugabe K V., Sims R, Godwin G, Loria D. Modeling and dosimetric performance evaluation of the RayStation treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(5):29-46. doi:10.1120/jacmp.v15i5.4787
79. Young LA, Yang F, Cao N, Meyer J. Rounded leaf end modeling in Pinnacle VMAT treatment planning for fixed jaw linacs. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(6):149-162. doi:10.1120/jacmp.v17i6.6343
80. Kinsella P, Shields L, McCavana P, McClean B, Langan B. Determination of MLC model parameters for Monaco using commercial diode arrays. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(4):37-47. doi:10.1120/jacmp.v17i4.6190
81. Snyder M, Halford R, Knill C, et al. Modeling the Agility MLC in the Monaco treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(3):190-202. doi:10.1120/jacmp.v17i3.6044
82. Smilowitz JB, Das IJ, Feygelman V, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(1):6166.
83. Mans A, Schuring D, Arends MP, et al. The NCS code of practice for the quality assurance and control for volumetric modulated arc therapy. *Phys Med Biol.* 2016;61(19):7221-7235. doi:10.1088/0031-9155/61/19/7221
84. McKenzie EM, Balter P a, Stingo FC, Jones J, Followill DS, Kry SF. Toward optimizing patient-specific IMRT QA techniques in the accurate detection of dosimetrically acceptable and unacceptable patient plans. *Med Phys.* 2014;41(12):121702. doi:10.1118/1.4899177
85. Glenn MC, Peterson CB, Howell RM, Followill DS, Pollard-Larkin JM, Kry SF. Sensitivity of IROC phantom performance to radiotherapy treatment planning system beam modeling parameters based on community-driven data. *Med Phys.* 2020. doi:10.1002/mp.14396
86. Nelms BE, Chan MF, Jarry G, et al. Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels. *Med Phys.* 2013;40(11):111722. doi:10.1118/1.4826166
87. Kry SF, Molineu A, Kerns J, et al. Institutional patient-specific intensity-modulated radiation therapy quality assurance does not predict unacceptable plan delivery as measured by IROC Houston's head and neck phantom. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;90(5):1195-1201. doi:10.1016/j.ijrobp.2014.08.334.Institutional
88. Koger B, Price R, Wang D, Toomeh D, Geneser S, Ford E. Impact of the MLC leaf-tip model in a commercial TPS: Dose calculation limitations and IROC-H phantom failures. *J Appl Clin Med Phys.* 2020;21(2):82-88. doi:10.1002/acm2.12819
89. Vieilleveigne L, Khamphan C, Saez J, Hernandez V. On the need for tuning the dosimetric leaf gap for stereotactic treatment plans in the Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;(May):68-77. doi:10.1002/acm2.12656
90. Hernandez V, Saez J, Angerud A, et al. Dosimetric leaf gap and leaf trailing effect in a double-stacked multileaf collimator. *Med Phys.* 2021;48(7):3413-3424. doi:10.1002/mp.14914
91. Hernandez V, Angerud A, Bogaert E, et al. Challenges in modeling the Agility multileaf collimator in treatment planning systems and current needs for improvement. *Med Phys.* 2022;49(12):7404-7416. doi:https://doi.org/10.1002/mp.16016
92. Saez J, Hernandez V, Goossens J, De Kerf G, Verellen D. A novel procedure for determining the optimal: MLC configuration parameters in treatment planning systems based on measurements with a Farmer chamber. *Phys Med Biol.* 2020;65(15). doi:10.1088/1361-6560/ab8cd5
93. Kielar KN, Mok E, Hsu A, Wang L, Luxton G. Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: Rounded leaf effect of the high definition MLC. *Med Phys.* 2012;39(10):6360-6371. doi:10.1118/1.4752444
94. Kim J, Han JS, Hsia AT, Li S, Xu Z, Ryu S. Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation errors for high definition multi-leaf collimators in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2018;5(September 2017):31-36. doi:10.1016/j.phro.2018.01.003
95. Yao W, Farr JB. Determining the optimal dosimetric leaf gap setting for rounded leaf-end multileaf collimator systems by simple test fields. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(4):65-77. doi:10.1120/jacmp.v16i4.5321
96. Hernandez V, Vera-Sánchez JA, Vieilleveigne L, Saez J. Commissioning of the tongue-and-groove modelling in treatment planning systems: From static fields to VMAT treatments. *Phys Med Biol.* 2017;62(16):6688-6707. doi:10.1088/1361-6560/aa7b1a
97. Antoine M, Ralite F, Soustiel C, et al. Use of metrics to quantify IMRT and VMAT treatment plan complexity: A systematic review and perspectives. *Phys Medica.* 2019;64. doi:10.1016/j.ejmp.2019.05.024
98. Chiavassa S, Bessieres I, Edouard M, Mathot M, Moignier A. Complexity metrics for IMRT and VMAT plans: A review of current literature and applications. *Br J Radiol.* 2019;92(1102). doi:10.1259/bjr.20190270
99. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys.* 2018;45(4):e53-e83. doi:10.1002/mp.12810
100. Saez J, Bar-Deroma R, Bogaert E, et al. Universal evaluation of MLC models in treatment planning systems based on a common set of dynamic tests. *Radiother Oncol.* 2023;186:109775. doi:10.1016/j.radonc.2023.109775
101. Saini A, Tichacek C, Johansson W, et al. Unlocking a closed system: dosimetric commissioning of a ring gantry linear accelerator in a multivendor environment. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22(2):21-34. doi:10.1002/acm2.13116
102. Passal V, Barreau M, Tiplica T, Dufreneix S. Optimizing the effective spot size and the dosimetric leaf gap of the AcurosXB algorithm for VMAT treatment planning. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22(6):154-161. doi:10.1002/acm2.13256
103. Hill DL, Batchelor PG, Holden M, Hawkes DJ. Medical image registration. *Phys Med Biol.* 2001;46(3):R1-45. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11277237.

104. Hussein M, Akintonde A, McClelland J, Speight R, Clark CH. Clinical use, challenges, and barriers to implementation of deformable image registration in radiotherapy – the need for guidance and QA tools. *Br J Radiol.* 2021;94(1122). doi:10.1259/bjr.20210001
105. Olch AJ, Gerig L, Li H, Mihaylov I, Morgan A. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: Report of AAPM Task Group 176. *Med Phys.* 2014;41(6). doi:10.1118/1.4876299
106. Chen W, Wang C, Zhan W, et al. A comparative study of auto-contouring softwares in delineation of organs at risk in lung cancer and rectal cancer. *Sci Rep.* 2021;11(1):1-8. doi:10.1038/s41598-021-02330-y
107. Zabel WJ, Conway JL, Gladwish A, et al. Clinical Evaluation of Deep Learning and Atlas-Based Auto-Contouring of Bladder and Rectum for Prostate Radiation Therapy. *Pract Radiat Oncol.* 2021;11(1):e80-e89. doi:10.1016/j.PRRO.2020.05.013
108. Wong J, Huang V, Wells D, et al. Implementation of deep learning-based auto-segmentation for radiotherapy planning structures: a workflow study at two cancer centers. *Radiat Oncol.* 2021;16(1):1-10. doi:10.1186/s13014-021-01831-4
109. Boyd R a., Hogstrom KR, Antolak J a., Shiu AS. A measured data set for evaluating electron-beam dose algorithms. *Med Phys.* 2001;28(6):950. doi:10.1118/1.1374245
110. Ding GX, Cygler JE, Zhang GG, Yu MK. Evaluation of a commercial three-dimensional electron beam treatment planning system. *Med Phys.* 1999;26(12):2571-2580. doi:10.1118/1.598795
111. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol.* 2001;60(2):191-201. doi:10.1016/S0167-8140(01)00377-2
112. Koger B, Price R, Wang D, Toomeh D, Geneser S, Ford E. Impact of the MLC leaf-tip model in a commercial TPS: Dose calculation limitations and IROC-H phantom failures. *J Appl Clin Med Phys.* 2020. doi:10.1002/acm2.12819
113. van Elmpt WJC, Nijsten SMJJG, Dekker AL a. J, Mijnheer BJ, Lambin P. Treatment verification in the presence of inhomogeneities using EPID-based three-dimensional dose reconstruction. *Med Phys.* 2007;34(7):2816. doi:10.1118/1.2742778
114. Vieilleigne L, Khamphan C, Saez J, Hernandez V. On the need for tuning the dosimetric leaf gap for stereotactic treatment plans in the Eclipse treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(7):68-77. doi:10.1002/acm2.12656
115. Mechalakos JG, Dieterich S, Fong de los Santos LE, et al. Electronic charting of radiation therapy planning and treatment: Report of Task Group 262. *Med Phys.* 2021;48(11):e927-e968. doi:10.1002/mp.15116
116. Medical Imaging and Technology Alliance. Supplement 11: Radiotherapy Objects DICOM-RT. DICOM-RT Suppl. 1997;(June).
117. Medical Imaging and Technology Alliance. Supplement 29: Radiotherapy Treatment Records and Radiotherapy Media Extensions. DICOM-RT Suppl. 1999;(May):1-7.
118. IAEA. Record and Verify Systems for Radiation Treatment of Cancer: Acceptance Testing, Commissioning and Quality Control. *Heal Rep Ser.* 2013;7:39. http://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1607_web.pdf.
119. AAPM Task Group 263. Standardizing Nomenclatures in Radiation Oncology: The Report of AAPM Task Group 263.; 2018. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_263.pdf.
120. Huq MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al. The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys.* 2016;43(33):4078-3874. doi:10.1118/1.2349696
121. Little MP, Wakeford R, Tawn EJ, Bouffler SD, Berrington de Gonzalez A. Risks associated with low doses and low dose rates of ionizing radiation: why linearity may be (almost) the best we can do. *Radiology.* 2009;251(1):6-12. doi:10.1148/radiol.2511081686
122. Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. AAPM TG 53. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys.* 1998;25(10):1773-1829.
123. Siochi RA, Balter P, Bloch CD, et al. Report of Task Group 201 of the American Association of Physicists in Medicine: Quality management of external beam therapy data transfer. *Med Phys.* 2021. doi:10.1002/mp.14868
124. Lehmann J, Alves A, Dunn L, et al. Dosimetric end-to-end tests in a national audit of 3D conformal radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2018;6(October 2017):5-11. doi:10.1016/j.phro.2018.03.006
125. Yeung TK, Bortolotto K, Cosby S, Hoar M, Lederer E. Quality assurance in radiotherapy: evaluation of errors and incidents recorded over a 10 year period. *Radiother Oncol.* 2005;74(3):283-291. doi:https://doi.org/10.1016/j.radonc.2004.12.003
126. Oh Y, Shin DO, Kim J, et al. Proposal on Guideline for Quality Assurance of Radiation Treatment Planning System. *Prog Med Phys.* 2017;28(4):197. doi:10.14316/pmp.2017.28.4.197
127. Kerns JR, Stingo F, Followill DS, Howell RM, Melancon A, Kry SF. Treatment Planning System Calculation Errors Are Present in Most Imaging and Radiation Oncology Core-Houston Phantom Failures. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2017;98(5):1197-1203. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.03.049
128. Derreumaux S, Etard C, Huet C, et al. Lessons from recent accidents in radiation therapy in France. *Radiat Prot Dosimetry.* 2008;131(1):130-135. doi:10.1093/rpd/ncn235
129. Proyecto MARR (Matrices de riesgo en radioterapia). 2016. <http://www.sefm.es/new/download/1.-MARR-Documento-MARR.pdf>.
130. Ezzell G a., Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys.* 2003;30(8):2089. doi:10.1118/1.1591194
131. Mijnheer B GD. Guidelines for the verification of IMRT. Physics for Clinical Radiotherapy. Bookl no 9 Brussels ESTRO. 2008.
132. Palmer AL, Nash D, Kearton JR, Jafari SM, Muscat S. A multicentre “end to end” dosimetry audit of motion management (4DCT-defined motion envelope) in radiotherapy. *Radiother Oncol J Eur Soc Ther Radiol Oncol.* 2017;125(3):453-458. doi:10.1016/j.radonc.2017.09.033

133. Chow JCL, Grigorov GN. Surface dosimetry for oblique tangential photon beams: A Monte Carlo simulation study. *Med Phys*. 2008;35(1):70. doi:10.1118/1.2818956
134. Kry SF, Bednarz B, Howell RM, et al. AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy. *Med Phys*. 2017. doi:10.1002/mp.12462
135. Thwaites D. Accuracy required and achievable in radiotherapy dosimetry: Have modern technology and techniques changed our views? *J Phys Conf Ser*. 2013;444(1). doi:10.1088/1742-6596/444/1/012006
136. Ibbott GS, Thwaites DI. Audits for advanced treatment dosimetry. *J Phys Conf Ser*. 2015;573(1). doi:10.1088/1742-6596/573/1/012002
137. Gershkevitch E, Pesznyak C, Petrovic B, et al. Dosimetric inter-institutional comparison in European radiotherapy centres: Results of IAEA supported treatment planning system audit. *Acta Oncol (Madr)*. 2014;53(5):628-636. doi:10.3109/0284186X.2013.840742
138. Melidis C, Bosch WR, Izewska J, et al. Global harmonization of quality assurance naming conventions in radiation therapy clinical trials. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2014;90(5):1242-1249. doi:10.1016/j.ijrobp.2014.08.348
139. Kron T, Haworth A, Williams I. Dosimetry for audit and clinical trials: Challenges and requirements. *J Phys Conf Ser*. 2013;444(1). doi:10.1088/1742-6596/444/1/012014
140. Lee J, Mayles HMO, Baker C, Jafari S, Distefano G, Clark C. UK SABR Consortium Lung Dosimetry Audit; relative dosimetry results. *Radiother Oncol*. 2015;115:95-96. doi:10.1016/S0167-8140(15)40152-5
141. Izewska J, Wesolowska P, Azangwe G, et al. Testing the methodology for dosimetry audit of heterogeneity corrections and small MLC-shaped fields: Results of IAEA multicenter studies. *Acta Oncol (Madr)*. 2016;55(7):909-916. doi:10.3109/0284186X.2016.1139180
142. Weber DC, Poortmans PMP, Hurkmans CW, Aird E, Gulyban A, Fairchild A. Quality assurance for prospective EORTC radiation oncology trials: the challenges of advanced technology in a multicenter international setting. *Radiother Oncol J Eur Soc Ther Radiol Oncol*. 2011;100(1):150-156. doi:10.1016/j.radonc.2011.05.073
143. Weber DC, Vallet V, Molineu A, et al. IMRT Credentialing for Prospective Trials Using Institutional Virtual Phantoms: Results of a Joint European Organization for the Research and Treatment of Cancer and Radiological Physics Center Project.; 2014. doi:10.1186/1748-717X-9-123
144. Alvarez P, Molineu A, Lowenstein J, Taylor P, Kry S, Followill D. SU-F-T-485: Independent Remote Audits for TG51 NonCompliant Photon Beams Performed by the IROC Houston QA Center. *Med Phys*. 2016;43(6Part20):3574. doi:https://doi.org/10.1118/1.4956670
145. Kry SF, Dromgoole L, Alvarez P, et al. Radiotherapy deficiencies identified during on-site dosimetry visits by the IROC HoustonQA Center. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2017;99(5):1094-1100. doi:10.1016/j.ijrobp.2017.08.013
146. Miles E, Venables K. Radiotherapy quality assurance: facilitation of radiotherapy research and implementation of technology. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2012;24(10):710-712. doi:10.1016/j.clon.2012.06.006
147. Ishikura S, Ito Y, Hiraoka M. JCOG Radiation Therapy Study Group: history and achievements. *Jpn J Clin Oncol*. 2011;41(11):1241-1243. doi:10.1093/jcco/hyr126
148. Pasler M, Hernandez V, Jornet N, Clark CH. Novel methodologies for dosimetry audits: Adapting to advanced radiotherapy techniques. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2018;5(September 2017):76-84. doi:10.1016/j.phro.2018.03.002
149. McGarry CK, Agnew CE, Hussein M, et al. The role of complexity metrics in a multi-institutional dosimetry audit of VMAT. *Br J Radiol*. 2016;89(1057). doi:10.1259/bjr.20150445
150. Tsang Y, Ciurlionis L, Clark C, Venables K, On UK. Development of a novel treatment planning test for credentialing rotational intensity-modulated radio-therapy techniques in the UK. *Br J Radiol*. 2013;86. doi:10.1259/bjr.20120315
151. Jornet N, Carrasco P, Beltrán M, et al. Multicentre validation of IMRT pre-treatment verification: comparison of in-house and external audit. *Radiother Oncol*. 2014;112(3):381-388. doi:10.1016/j.radonc.2014.06.016
152. Clark CH, Hussein M, Tsang Y, et al. A multi-institutional dosimetry audit of rotational intensity-modulated radiotherapy. *Radiother Oncol*. 2014;113(2):272-278. doi:10.1016/J.RADONC.2014.11.015
153. Jurado-Bruggeman D, Hernández V, Sáez J, et al. Multi-centre audit of VMAT planning and pre-treatment verification. *Radiother Oncol*. 2017;124(2):302-310. doi:10.1016/j.radonc.2017.05.019
154. Hussein M, Tsang Y, Thomas RAS, et al. A methodology for dosimetry audit of rotational radiotherapy using a commercial detector array. *Radiother Oncol J Eur Soc Ther Radiol Oncol*. 2013;108(1):78-85. doi:10.1016/j.radonc.2013.05.027
155. Spreeuw H, Rozendaal R, Olaciregui-ruiz I, Mans A, Mijnheer B, Herk M Van. Online 3D EPID-based dose verification : proof of concept. *Med Phys*. 2016;43(7):1-13. doi:10.1118/1.4952729
156. Olaciregui-Ruiz I, Rozendaal R, Mijnheer B, van Herk M, Mans a. Automatic in vivo portal dosimetry of all treatments. *Phys Med Biol*. 2013;58(22):8253-8264. doi:10.1088/0031-9155/58/22/8253
157. Woodruff HC, Fuangrod T, Van Uytven E, et al. First Experience With Real-Time EPID-Based Delivery Verification During IMRT and VMAT Sessions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2015;93(3):516-522. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.07.2271
158. Fuangrod T, Greer PB, Woodruff HC, et al. Investigation of a real-time EPID-based patient dose monitoring safety system using site-specific control limits. *Radiat Oncol*. 2016. doi:10.1186/s13014-016-0682-y
159. Passarge M, Fix MK, Manser P, Stampanoni MFM, Siebers J V. A Swiss cheese error detection method for real-time EPID-based quality assurance and error prevention. *Med Phys*. 2017;44(4):1212-1223. doi:10.1002/mp.12142
160. Thoecking J, Fleckenstein J, Sekar Y, et al. Patient-specific online dose verification based on transmission detector measurements. *Radiother Oncol J Eur Soc Ther Radiol Oncol*. 2016;119(2):351-356. doi:10.1016/j.radonc.2016.04.003
161. Hoffman D, Chung E, Hess I Clayton, Stern R, Benedict S. Characterization and evaluation of an integrated qua-

- lity monitoring system for online quality assurance of external beam radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18:40-48. doi:10.1002/acm2.12014
162. Islam MK, Norrlinger BD, Smale JR, et al. An integral quality monitoring system for real-time verification of intensity modulated radiation therapy. *Med Phys*. 2009;36(12):5420-5428. doi:10.1118/1.3250859
 163. Pasler M, Michel K, Marrazzo L, et al. Error detection capability of a novel transmission detector: a validation study for online VMAT monitoring. *Phys Med Biol*. 2017;62(18):7440-7450. doi:10.1088/1361-6560/aa7dc7
 164. Boylan CJ, Aitkenhead AH, Rowbottom CG, Mackay RI. Simulation of realistic linac motion improves the accuracy of a Monte Carlo based VMAT plan QA system. *Radiother Oncol J Eur Soc Ther Radiol Oncol*. 2013;109(3):377-383. doi:10.1016/j.radonc.2013.08.046
 165. Kerns JR, Childress N, Kry SF. A Multi-Institution Evaluation of MLC Log Files and Performance in IMRT Delivery.; *Radiat Oncol*. 2014. doi:10.1186/1748-717X-9-176
 166. Clark CH, Ga Aird E, Bolton S, et al. Radiotherapy dosimetry audit: Three decades of improving standards and accuracy in UK clinical practice and trials. *Br J Radiol*. 2015;88(1055). doi:10.1259/bjr.20150251
 167. Followill DS, Evans DR, Cherry C, et al. Design, development, and implementation of the radiological physics center's pelvis and thorax anthropomorphic quality assurance phantoms. *Med Phys*. 2007;34(6):2070-2076. doi:10.1118/1.2737158
 168. Distefano G, Lee J, Jafari S, et al. A national dosimetry audit for stereotactic ablative radiotherapy in lung. *Radiother Oncol*. 2017;122(3):406-410. doi:10.1016/j.radonc.2016.12.016
 169. Lambrecht M, Melidis C, Sonke J-J, et al. Lungtech, a phase II EORTC trial of SBRT for centrally located lung tumours-a clinical physics perspective. *Radiat Oncol*. 2016. doi:10.1186/s13014-015-0567-5
 170. Clark CH, Hurkmans CW, Kry SF. The role of dosimetry audit in lung SBRT multi-centre clinical trials. *Phys medica*. 2017;44:171-176. doi:10.1016/j.ejmp.2017.04.003
 171. Molineu A, Hernandez N, Nguyen T, Ibbott G, Followill D. Credentialing results from IMRT irradiations of an anthropomorphic head and neck phantom. *Med Phys*. 2013;40(2):1-8. doi:10.1118/1.4773309
 172. Lechner W, Wesolowska P, Azangwe G, et al. A multi-national audit of small field output factors calculated by treatment planning systems used in radiotherapy. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2018;5(February):58-63. doi:10.1016/j.phro.2018.02.005
 173. Followill DS, Kry SF, Qin L, et al. The Radiological Physics Center's standard dataset for small field size output factors *J Appl Clin Med Phys*. Vol 13.; 2012. doi:10.1120/jacmp.v13i5.3962
 174. Kerns JR, Followill DS, Lowenstein J, et al. Agreement Between Institutional Measurements and Treatment Planning System Calculations for Basic Dosimetric Parameters as Measured by the Imaging and Radiation Oncology Core-Houston HHS Public Access. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2016;95(5):1527-1534. doi:10.1016/j.ijrobp.2016.03.035
 175. Kry SF. Beyond auditing : What we have learned from phantom credentialing for clinical trials. 2014.
 176. Seravalli E, Houweling AC, Van Battum L, et al. Auditing local methods for quality assurance in radiotherapy using the same set of predefined treatment plans. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2018;5(September 2017):19-25. doi:10.1016/j.phro.2018.01.002
 177. Followill DS, Clark CH, Kron T. *Clinical 3D Dosimetry in Modern Radiation Therapy*. 1st ed. CRC Press; 2017.
 178. Pulliam KB, Huang JY, Howell RM, et al. Comparison of 2D and 3D gamma analyses. *Med Phys*. 2014;41(2):021710. doi:10.1118/1.4860195
 179. Ibbott GS. QA in radiation therapy: The RPC perspective. *J Phys Conf Ser*. 2010;250:1-7. doi:10.1088/1742-6596/250/1/012001
 180. Hernandez V, Hansen CR, Widesott L, et al. What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans. *Radiother Oncol*. 2020;153(xxx):26-33. doi:10.1016/j.radonc.2020.09.038
 181. Hansen CR, Hussein M, Bernchou U, Zukauskaitė R, Thwaites D. Plan quality in radiotherapy treatment planning - Review of the factors and challenges. *J Med Imaging Radiat Oncol*. 2022;66(2):267-278. doi:10.1111/1754-9485.13374
 182. Dionisi F, Fiorica F, D'Angelo E, et al. Organs at risk's tolerance and dose limits for head and neck cancer re-irradiation: A literature review. *Oral Oncol*. 2019;98:35-47. doi:10.1016/j.oraloncology.2019.08.017
 183. DeLuca PM, Seltzer SM. ICRU Report 83. *ICRU Rep* 83. 2008;8(2):1-98. doi:10.1093/jicru/ndn032
 184. Hansen CR, Friborg J, Jensen K, et al. NTCP model validation method for DAHANCA patient selection of protons versus photons in head and neck cancer radiotherapy. *Acta Oncol (Madr)*. 2019;58(10):1410-1415. doi:10.1080/0284186X.2019.1654129
 185. Wilke L, Andratschke N, Guckenberger M, et al. ICRU report 91 on prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams. *Strahlentherapie und Onkol*. 195(3):193-198. http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:51000335.
 186. Akpati H, Kim C, Kim B, Park T, Meek A. Unified Dosimetry Index (UDI): A Figure of Merit for Ranking Treatment Plans; *J Appl Clin Med Phys*, Vol 9.; 2008. doi:10.1120/jacmp.v9i3.2803
 187. Ruan D, Shao W, Demarco J, et al. Evolving treatment plan quality criteria from institution-specific experience. *Med Phys*. 2012;39(5):2708-2712. doi:10.1118/1.4704497
 188. Ventura T, Do M, Lopes C, Ferreira BC, Khouri L. ScienceDirect SPIDERplan: A tool to support decision-making in radiation therapy treatment plan assessment. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2016. doi:10.1016/j.rpor.2016.07.002
 189. Mambretti M, Romanò C, Marvaso G, et al. A global Unified Dosimetry Index (gUDI) to evaluate simultaneous integrated boost radiotherapy plans in prostate cancer. *Radiother Oncol* . 2018;128(2):315-320. doi:10.1016/j.radonc.2018.06.002
 190. Nelms BE, Robinson G, Markham J, et al. Variation in external beam treatment plan quality: An inter-institutional study of planners and planning systems. *Pract Radiat Oncol*. 2012;2(4):296-305. doi:10.1016/j.ppro.2011.11.012

191. Ahmed S, Nelms B, Gintz D, et al. A method for a priori estimation of best feasible DVH for organs-at-risk: Validation for head and neck VMAT planning. *Med Phys.* 2017;44(10):5486-5497. doi:10.1002/mp.12500
192. Stroom JC, de Boer HCJ, Huizenga H, Visser AG. Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1999;43(4):905-919. doi:10.1016/S0360-3016(98)00468-4
193. van Herk M, Remeijer P, Rasch C, Lebesque J V. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;47(4):1121-1135. doi:10.1016/S0360-3016(00)00518-6
194. Liu PZY, Reggiori G, Lobefalo F, et al. Small field correction factors for the IBA Razor. *Phys Medica.* 2016;32(8):1025-1029. doi:10.1016/j.ejmp.2016.07.004
195. McKenzie A, van Herk M, Mijnheer B. Margins for geometric uncertainty around organs at risk in radiotherapy. *Radiother Oncol.* 2002;62(3):299-307. doi:10.1016/S0167-8140(02)00015-4
196. Stroom JC, Heijmen BJM. Limitations of the planning organ at risk volume (PRV) concept. *Int J Radiat Oncol.* 2006;66(1):279-286. doi:https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2006.05.009
197. Sterpin E. Potential pitfalls of the PTV concept in dose-to-medium planning optimization. *Phys Medica.* 2016;32(9):1103-1110. doi:10.1016/j.ejmp.2016.08.009
198. Unkelbach J, Alber M, Bangert M, et al. Robust radiotherapy planning. *Phys Med Biol.* 2018;63(22):22TR02. doi:10.1088/1361-6560/aae659
199. Hong L, Alektiar K, Chui C, et al. IMRT of large fields: whole-abdomen irradiation. *Int J Radiat Oncol.* 2002;54(1):278-289. doi:https://doi.org/10.1016/S0360-3016(02)02921-8
200. Evans PM, Donovan EM, Partridge M, et al. The delivery of intensity modulated radiotherapy to the breast using multiple static fields. *Radiother Oncol.* 2000;57(1):79-89. doi:10.1016/s0167-8140(00)00263-2
201. Sankar A, Velmurugan J. Different intensity extension methods and their impact on entrance dose in breast radiotherapy: A study. *J Med Phys.* 2009;34(4):200-205. doi:10.4103/0971-6203.56079
202. Lizondo M, Latorre-Musoll A, Ribas M, et al. Pseudo skin flash on VMAT in breast radiotherapy: Optimization of virtual bolus thickness and HU values. *Phys medica.* 2019;63:56-62. doi:10.1016/j.ejmp.2019.05.010
203. Wiant D, Vanderstraeten C, Maurer J, Pursley J, Terrell J, Sintay BJ. On the validity of density overrides for VMAT lung SBRT planning. *Med Phys.* 2014;41(8):81707. doi:10.1118/1.4887778
204. Healy GEA, Marsh SH, Cousins AT. The dosimetric effect of electron density overrides in 3DCRT Lung SBRT for a range of lung tumor dimensions. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(6):79-87. doi:10.1002/acm2.12446
205. Crowe SB, Kairn T, Middlebrook N, et al. Examination of the properties of IMRT and VMAT beams and evaluation against pre-treatment quality assurance results. *Phys Med Biol.* 2015;60(6):2587-2601. doi:10.1088/0031-9155/60/6/2587
206. Du W, Cho SH, Zhang X, Hoffman KE, Kudchadker RJ. Quantification of beam complexity in intensity-modulated radiation therapy treatment plans. *Med Phys.* 2014;41(2):021716. doi:10.1118/1.4861821
207. McNiven AL, Sharpe MB, Purdie TG. A new metric for assessing IMRT modulation complexity and plan deliverability. *Med Phys.* 2010;37(2):505-515. doi:10.1118/1.3276775
208. Younge KC, Matuszak MM, Moran JM, Mcshan DL, Fraass BA. Penalization of aperture complexity in inversely planned volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2012;39(11):7160-7170.
209. Götstedt J, Hauer AK, Bäck A. Complexity metric as a complement to measurement based IMRT/VMAT patient-specific QA. *J Phys Conf Ser.* 2015;573(1):6-10. doi:10.1088/1742-6596/573/1/012016
210. Kairn T, Crowe SB, Kenny J, Knight RT, Trapp J V. Predicting the likelihood of QA failure using treatment plan accuracy metrics. *J Phys Conf Ser.* 2014;489(1). doi:10.1088/1742-6596/489/1/012051
211. Masi L, Doro R, Favuzza V, Cipressi S, Livi L. Impact of plan parameters on the dosimetric accuracy of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2013;40(7). doi:10.1118/1.4810969
212. Park JM, Park S-Y, Kim H. Modulation index for VMAT considering both mechanical and dose calculation uncertainties. *Phys Med Biol.* 2015;60(18):7101-7125. doi:10.1088/0031-9155/60/18/7101
213. Min Park J, Park SY, Kim H, Ho Kim J, Carlson J, Ye SJ. Modulation indices for volumetric modulated arc therapy. *Phys Med Biol.* 2014;59(23):7315-7340. doi:10.1088/0031-9155/59/23/7315
214. Craft D, Süß P, Bortfeld T. The tradeoff between treatment plan quality and required number of monitor units in intensity-modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;67(5):1596-1605. doi:10.1016/j.ijrobp.2006.11.034
215. Scaggion A, Fusella M, Agnello G, et al. Limiting treatment plan complexity by applying a novel commercial tool. *J Appl Clin Med Phys.* 2020;21(8):27-34. doi:https://doi.org/10.1002/acm2.12908
216. Glenn MC, Hernandez V, Saez J, Followill DS, Howell RM. Treatment plan complexity does not predict IROC Houston anthropomorphic head and neck phantom performance. *Phys Med Biol.* 2018. 17;63(20):205015. doi: 10.1088/1361-6560/aae29e
217. Hernandez V, Vera-Sánchez JA, Vieilleigne L, Khamphan C, Saez J. A new method for modelling the tongue-and-groove in treatment planning systems. *Phys Med Biol.* 2018;63(24). doi:10.1088/1361-6560/aaf098
218. Kamperis E, Kodona C, Hatzioannou K, Giannouzakos V. Complexity in Radiation Therapy: It's Complicated. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2020;106(1):182-184. doi:10.1016/j.ijrobp.2019.09.003
219. Khoo VS, Bedford JL, Webb S, Dearnaley DP. Class solutions for conformal external beam prostate radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;55(4):1109-1120. doi:10.1016/s0360-3016(02)04393-6
220. Weksberg DC, Palmer MB, Vu KN, et al. Generalizable class solutions for treatment planning of spinal stereotactic body radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012;84(3):847-853. doi:10.1016/j.ijrobp.2011.12.060

221. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Subcommittee VMAT QA. Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Volumetric Modulated Arc Therapy. NCS Report 24. 2015;(February):65.
222. Commissie N, Stralingsdosimetrie V. Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated Radiotherapy Disclaimer regarding NCS reports. 2013;(June).
223. Babier A, Boutilier JJ, Sharpe MB, McNiven AL, Chan TCY. Inverse optimization of objective function weights for treatment planning using clinical dose-volume histograms. *Phys Med Biol*. 2018;63(10):105004. doi:10.1088/1361-6560/aabd14
224. Gallio E, Giglioli FR, Girardi A, et al. Evaluation of a commercial automatic treatment planning system for liver stereotactic body radiation therapy treatments. *Phys Medica*. 2018;46(March):153-159. doi:10.1016/j.ejmp.2018.01.016
225. Harms WBS, Low DA, Wong JW, Purdy JA. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med Phys*. 1998;25(10):1830-1836. doi:10.1118/1.598363
226. Low D a, Harms WB, Mutic S, Purdy J a. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25(5):656-661. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9608475>.
227. Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol*. 2002;62(3):309-319. doi:10.1016/s0167-8140(01)00497-2
228. Moran JM, Radawski J, Fraass BA. A gradient analysis tool for IMRT QA. *J Appl Clin Med Phys*. 2005:62-73.
229. Childress NL, Rosen II. The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003;56(5):1464-1479. doi:10.1016/s0360-3016(03)00430-9
230. Bakai A, Alber M, Nüsslin F. A revision of the gamma-evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys Med Biol*. 2003;48(21):3543-3553. doi:10.1088/0031-9155/48/21/006
231. Peng J, Shi C, Laugeman E, et al. Implementation of the structural SIMilarity (SSIM) index as a quantitative evaluation tool for dose distribution error detection. *Med Phys*. 2020;47(4):1907-1919. doi:10.1002/mp.14010
232. Ju T, Simpson T, Deasy JO, Low DA. Geometric interpretation of the gamma dose distribution comparison technique: interpolation-free calculation. *Med Phys*. 2008;35(3):879-887. doi:10.1118/1.2836952
233. Nelms BE, Zhen H, Tomé W a. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys*. 2011;38(2):1037. doi:10.1118/1.3544657
234. Zhen H, Nelms BE, Tome W a. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pre-treatment dose QA. *Med Phys*. 2011;38(10):5477-5489. doi:10.1118/1.3633904
235. Gutiérrez FC, Vara CP. Validación de un sistema de control de calidad pre-tratamiento 3D en técnicas volumétricas basado en matrices bidimensionales de detectores. *Revista de física médica*. 2015;16(1):11-32.
236. Garcia-Romero A, Hernandez-Vitoria A, Millan-Cebrian E, Alba-Escorihuela V, Serrano-Zabaleta S, Ortega-Pardina P. On the new metrics for IMRT QA verification. *Med Phys*. 2016;43(11):6058-6071. doi:10.1118/1.4964796
237. Vicini F a, Martinez A, Hanks G, et al. An interinstitutional and interspecialty comparison of treatment outcome data for patients with prostate carcinoma based on predefined prognostic categories and minimum follow-up. *Cancer*. 2002;95(10):2126-2135. doi:10.1002/cncr.10919
238. Leybovich LB, Sethi A, Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Med Phys*. 2003;30(2):119-123. doi:10.1118/1.1536161
239. Carrasco P, Jornet N, Latorre A, Eudaldo T, Ruiz A, Ribas M. 3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification. *Med Phys*. 2012;39(8):5040-5049. doi:10.1118/1.4736949
240. Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;72(2):575-581. doi:10.1016/j.ijrobp.2008.05.060
241. Szczurek L, Juszkat RI, Szczurek J, Turek I, Sosnowski P. Pre-treatment 2D and 3D dosimetric verification of volumetric arc therapy. A correlation study between gamma index passing rate and clinical dose volume histogram. *PLoS One*. 2019. doi:10.1371/journal.pone.0221086
242. Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao S-T, Grams MP, et al. Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry: An Update to TG-55. *Med Phys*. 2020;47(12):5986-6025. doi:https://doi.org/10.1002/mp.14497
243. Maraghechi B, Davis J, Mitchell N, et al. The sensitivity of gamma index analysis to detect multileaf collimator (MLC) positioning errors using Varian TrueBeam EPID and ArcCHECK for patient-specific prostate volumetric-modulated arc therapy (VMAT) quality assurance. *J Radiother Pract*. 2018;17(1):66-77. doi:10.1017/S1460396917000425
244. Chae S-M, Lee GW, Son SH. The effect of multileaf collimator leaf width on the radiosurgery planning for spine lesion treatment in terms of the modulated techniques and target complexity. *Radiat Oncol*. 2014;9(1):72. doi:10.1186/1748-717X-9-72
245. Woon W, Ravindran PB, Ekanayake P, Vikraman S, Lim YYF, Khalid J. A study on the effect of detector resolution on gamma index passing rate for VMAT and IMRT QA. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(2):230-248. doi:10.1002/acm2.12285
246. Bresciani S, Poli M, Miranti A, et al. Comparison of two different EPID-based solutions performing pretreatment quality assurance: 2D portal dosimetry versus 3D forward projection method. *Phys Medica*. 2018;52(June):65-71. doi:10.1016/j.ejmp.2018.06.005
247. Chaswal V, Weldon M, Gupta N, Chakravarti A, Rong Y. Commissioning and comprehensive evaluation of the ArcCHECK cylindrical diode array for VMAT pretreatment delivery QA. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15(4):212-225. doi:10.1120/jacmp.v15i4.4832
248. Fontenot JD. Evaluation of a novel secondary check tool for intensity-modulated radiotherapy treatment planning. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15(5):207-215.

249. Clemente-Gutiérrez F, Pérez-Vara C. Dosimetric validation and clinical implementation of two 3D dose verification systems for quality assurance in volumetric-modulated arc therapy techniques. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(2):198-217. doi:10.1120/jacmp.v16i2.5190
250. Greer PB. 3D EPID based dosimetry for pre-treatment verification of VMAT - Methods and challenges. *J Phys Conf Ser*. 2013;444(1). doi:10.1088/1742-6596/444/1/012010
251. Alani S, Schlocker A, Honig N. Statistical Process Control for VMAT Pre-Treatment Verification QA Using ArcCHECK and Mobius3D. *Med Phys*. Vol 42.; 2015. doi:10.1118/1.4923932
252. Han C, Yi J, Zhu K, et al. Cross verification of independent dose recalculation, log files based, and phantom measurement-based pretreatment quality assurance for volumetric modulated arc therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(11):98-104. doi:10.1002/acm2.13036
253. Boggula R, Lorenz F, Mueller L, et al. Experimental validation of a commercial 3D dose verification system for intensity-modulated arc therapies. *Phys Med Biol*. 2010;55(19):5619-5633. doi:10.1088/0031-9155/55/19/001
254. Bakhtiari M, Parniani A, Lerma F, et al. Evaluation of a software system for estimating planned dose error in patients, based on planar IMRT QA measurements. *Radiol Oncol*. 2014;48(1):87-93. doi:10.2478/raon-2013-0042
255. Bedford JL, Lee YK, Wai P, South CP, Warrington AP. Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Biol*. 2009;54(9):N167-76. doi:10.1088/0031-9155/54/9/N04
256. Podesta M, Persoon LCGG, Verhaegen F. A novel time dependent gamma evaluation function for dynamic 2D and 3D dose distributions. *Phys Med Biol*. 2014;59(20):5973-5985. doi:10.1088/0031-9155/59/20/5973
257. Alharthi T, Pogson EM, Arumugam S, Holloway L, Thwaites D. Pre-treatment verification of lung SBRT VMAT plans with delivery errors: Toward a better understanding of the gamma index analysis. *Phys Medica*. 2018;49:119-128. doi:10.1016/j.EJMP.2018.04.005
258. Petrucci E, Radici L, Borca VC, Ferrario S, Paolini M, Pasquino M. Delta(4) Discover transmission detector: A comprehensive characterization for in-vivo VMAT monitoring. *Phys medica*. 2021;85:15-23. doi:10.1016/j.ejmp.2021.04.017
259. Colussi VC, Beddar AS, Kinsella TJ, Sibata CH. In vivo dosimetry using a single diode for megavoltage photon beam radiotherapy: implementation and response characterization. *J Appl Clin Med Phys*. 2001;2(4):210-218. doi:10.1120/jacmp.v2i4.2598
260. Jornet N, Ribas M, Eudaldo T. In vivo dosimetry: Intercomparison between p-type based and n-type based diodes for the 16–25 MV energy range. *Med Phys*. 2000;27(6):1287-1293. doi:https://doi.org/10.1118/1.599013
261. Ghafarian M, Price M, Morales-Paliza M. Comparison of pretreatment VMAT quality assurance with the integral quality monitor (IQM) and electronic portal imaging device (EPID) EPID, IQM, pretreatment VMAT QA. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;22(3):166-175. doi:10.1002/acm2.13201
262. Olaciregui-Ruiz I, Beddar S, Greer P, et al. In vivo dosimetry in external beam photon radiotherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2020;15(March):108-116. doi:10.1016/j.phro.2020.08.003
263. Bossuyt E, Weytjens R, Nevens D, Vos S De, Verellen D. Evaluation of automated pre-treatment and transit in-vivo dosimetry in radiotherapy using empirically determined parameters. *Phys Imaging Radiat Oncol*. 2020;16(November):113-129.
264. Fawcett T. An introduction to ROC analysis. *Pattern Recognit Lett*. 2006;27(8):861-874. doi:https://doi.org/10.1016/j.patrec.2005.10.010
265. Brown CD, Davis HT. Receiver operating characteristics curves and related decision measures: A tutorial. *Chemom Intell Lab Syst*. 2006;80(1):24-38. doi:https://doi.org/10.1016/j.chemolab.2005.05.004
266. Zweig MH, Campbell G. Receiver-operating characteristic (ROC) plots: a fundamental evaluation tool in clinical medicine. *Clin Chem*. 1993;39(4):561-577.
267. Carlone M, Cruje C, Rangel A, McCabe R, Nielsen M, MacPherson M. ROC analysis in patient specific quality assurance. *Med Phys*. 2013;40(4):1-7. doi:10.1118/1.4795757
268. Shen Z, Tan X, Li S, et al. Correlation between the γ passing rates of IMRT plans and the volumes of air cavities and bony structures in head and neck cancer. *Radiat Oncol*. 2021;16(1):1-8. doi:10.1186/s13014-021-01861-y
269. Kim J in, Park SY, Kim HJ, Kim JH, Ye SJ, Park JM. The sensitivity of gamma-index method to the positioning errors of high-definition MLC in patient-specific VMAT QA for SBRT. *Radiat Oncol*. 2014;9(1):1-12. doi:10.1186/1748-717X-9-167
270. Kim JI, Kim JH, Park JM. Gamma analysis with a gamma criterion of 2%/1 mm for stereotactic ablative radiotherapy delivered with volumetric modulated arc therapy technique: A single institution experience. *Oncotarget*. 2017;8(44):76076-76084. doi:10.18632/oncotarget.18530
271. Schmitt D, Blanck O, Gauer T, et al. Technological quality requirements for stereotactic radiotherapy: Expert review group consensus from the DGMP Working Group for Physics and Technology in Stereotactic Radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkol*. 2020;196(5):421-443. doi:10.1007/s00066-020-01583-2
272. Agnew CE, McGarry CK. A tool to include gamma analysis software into a quality assurance program. *Radiother Oncol*. 2016;118(3):568-573. doi:10.1016/j.radonc.2015.11.034
273. Hussein M, Clementel E, Eaton DJ, et al. A virtual dosimetry audit - Towards transferability of gamma index analysis between clinical trial QA groups. *Radiother Oncol*. 2017;125(3):398-404. doi:10.1016/j.radonc.2017.10.012
274. Chan MF, Witztum A, Valdes G. Integration of AI and Machine Learning in Radiotherapy QA. *Front Artif Intell*. 2020;3(September):1-8. doi:10.3389/frai.2020.577620
275. Li J, Wang L, Zhang X, et al. Machine Learning for Patient-Specific Quality Assurance of VMAT: Prediction

- and Classification Accuracy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2019;105(4):893-902. doi:10.1016/j.ijrobp.2019.07.049
276. Valdes G, Scheuermann R, Hung CY, Olszanski A, Bellerive M, Solberg TD. A mathematical framework for virtual IMRT QA using machine learning. *Med Phys*. 2016;43(7):4323. doi:10.1118/1.4953835
277. Cilla S, Viola P, Romano C, et al. Prediction and classification of VMAT dosimetric accuracy using plan complexity and log-files analysis. *Phys medica*. 2022;103:76-88. doi:10.1016/j.ejmp.2022.10.004
278. Viola P, Romano C, Craus M, et al. Prediction of VMAT delivery accuracy using plan modulation complexity score and log-files analysis. *Biomed Phys Eng Express*. 2022;8(5):55020. doi:10.1088/2057-1976/ac82c6
279. Granville DA, Sutherland JG, Belec JG, Russa DJ La. Predicting VMAT patient-specific QA results using a support vector classifier trained on treatment plan characteristics and linac QC metrics. *Phys Med Biol*. 2019;64(January).
280. Interian Y, Rideout V, Kearney VP, et al. Deep nets vs expert designed features in medical physics: An IMRT QA case study. *Med Phys*. 2018;45(6):2672-2680. doi:https://doi.org/10.1002/mp.12890
281. Tomori S, Kadoya N, Kajikawa T, et al. Systematic method for a deep learning-based prediction model for gamma evaluation in patient-specific quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys*. 2021;48(3):1003-1018. doi:https://doi.org/10.1002/mp.14682
282. Lam D, Zhang X, Li H, et al. Predicting gamma passing rates for portal dosimetry-based IMRT QA using machine learning. *Med Phys*. 2019;46(10):4666-4675. doi:https://doi.org/10.1002/mp.13752
283. Wang L, Li J, Zhang S, et al. Multi-task autoencoder based classification-regression model for patient-specific VMAT QA. *Phys Med Biol*. 2020;65(23):235023. doi:10.1088/1361-6560/abb31c
284. Hirashima H, Ono T, Nakamura M, et al. Improvement of prediction and classification performance for gamma passing rate by using plan complexity and dosiomics features. *Radiother Oncol*. 2020;153:250-257. doi:10.1016/j.radonc.2020.07.031
285. Huang Y, Pi Y, Ma K, et al. Virtual Patient-Specific Quality Assurance of IMRT Using UNet++: Classification, Gamma Passing Rates Prediction, and Dose Difference Prediction. *Front Oncol*. 2021;11. doi:10.3389/fonc.2021.700343
286. Lambri N, Hernandez V, Sáez J, et al. Multicentric evaluation of a machine learning model to streamline the radiotherapy patient specific quality assurance process. *Phys medica*. 2023;110:102593. doi:10.1016/j.ejmp.2023.102593
287. Qiu Z, Olberg S, den Hertog D, Ajdari A, Bortfeld T, Pursley J. Online adaptive planning methods for intensity-modulated radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2023;68(10). doi:10.1088/1361-6560/acccb2
288. Carson ME, Molineu A, Taylor PA, Followill DS, Stingo FC, Kry SF. Examining credentialing criteria and poor performance indicators for IROC Houston's anthropomorphic head and neck phantom. *Med Phys*. 2016;43(12):6491-6496. doi:10.1118/1.4967344

Acrónimos y abreviaturas

- 3DCRT: Radioterapia conformada 3D.
- AAA: *Analytical Anisotropic Algorithm*. Algoritmo Anisotrópico Analítico.
- AAPM: *The American Association of Physicists in Medicine*. Sociedad Americana de Físicos en Medicina.
- ART: *Adaptive Radiotherapy*. Radioterapia Adaptativa.
- CBCT: *Cone-beam computed tomography*. Tomografía Computarizada de Haz Cónico.
- CCC: *Collapsed Cone Convolution*. Convolución de Cono Colapsado.
- CTV: *Clinical Target Volume*. Volumen Blanco Clínico.
- DICOM: *Digital Imaging and Communications in Medicine*. Imagen Digital y Comunicaciones en Medicina.
- DFS: Distancia fuente superficie.
- DLG: *Dosimetric Leaf Gap*. Separación dosimétrica del MLC.
- DTA: *Distance to Agreement*. Distancia hasta el Acuerdo.
- E2E: *End-to-end*, prueba de principio a fin.
- EORTC: *European Organisation for Research and Treatment of Cancer*. Organización europea para la investigación y tratamiento del cáncer.
- EPID: *Electronic Portal Imaging Device*. Dispositivo Electrónico de Imagen Portal.
- EUD: *Equivalent Uniform Dose*. Dosis Uniforme Equivalente.
- eFOV: *Extended field of view*. Campo de Visualización Extendido.
- FOV: *Field of view*. Campo de Visualización
- gEUD: *Generalized Equivalent Uniform Dose*. Dosis Uniforme Equivalente Generalizada.
- HDV: Histograma Dosis-Volumen.

- H-EMR: *Hospital-Electronic Medical Record*. Registro médico electrónico hospitalario.
- IAEA: *International Atomic Energy Agency*. Organismo internacional de energía atómica.
- IROC: *Imaging and Radiation Oncology Core*. Centro para la Imagen y Oncología Radioterápica.
- ICRU: *International Commission on Radiation Units and measurements*. Comisión Internacional de Unidades y medidas de Radiación.
- IGRT: *Image Guided Radiotherapy*. Radioterapia Guiada por la Imagen.
- IMRT: *Intensity Modulated Radiotherapy*. Radioterapia de Intensidad Modulada.
- JCOG: *Japan Clinical Oncology Group*. Grupo de Oncología Clínica de Japón.
- MC: Monte Carlo.
- MCOA: *Multi Criteria Optimization Algorithm*. Algoritmo de Optimización Multi-criterio
- MLC: *Multileaf collimator*. Colimador multilámina.
- NTCP: *Normal Tissue Complication Probability*. Probabilidad de Complicación en Tejido Sano.
- OAR: *Organ at Risk*. Órgano de Riesgo.
- OIS: *Oncology Information System*. Sistema de Información Oncológica.
- OF: *Output Factor*. Factor de Campo.
- OSLD: *Optical Stimulated Luminiscense Dosimeter*. Dosímetro de Luminiscencia Ópticamente Estimulada.
- PBC: *Pencil Beam Convolution*. Convolución de Haz Píncel.
- PDD: *Percentage Depth Dose*. Porcentaje de Dosis en Profundidad.
- PET: *Positron Emission Tomography*. Tomografía por Emisión de Positrones.
- PRV: *Planning Risk Volume*. Volumen de Planificación del Órgano de Riesgo.
- PTV: *Planning target volume*. Volumen blanco de planificación.
- RO-EMR: *Radiation Oncology-Electronic Medical Record*. Registro Médico Electrónico en Oncología Radioterápica.
- RM: Resonancia Magnética.
- RTTQA: *Radiation Therapy Trials Quality Assurance*. Aseguramiento de la Calidad de los Ensayos Clínicos de Radioterapia de Reino Unido.
- SEFM: Sociedad Española de Física Médica.
- SBRT: *Stereotactical Body Radiation Therapy*. Radioterapia estereotáctica corporal.
- SPECT: *Single Photon Emission Computed Tomography*. Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único.
- SRS: *Stereotactical Radiosurgery*. Radiocirugía Estereotáctica.
- SRV: *Record and Verify System*. Sistema de Registro y Verificación.
- TAR: *Tissue-To-Air Ratio*. Razón Tejido-Aire.
- TC: Tomografía Computarizada.
- TCP: *Tumor Control Probability*. Probabilidad de Control Tumoral.
- TLD: *Thermoluminiscent Dosimeter*. Dosímetro de Termoluminiscencia.
- TPS: *Treatment Planning System*. Sistema de planificación de tratamientos.
- UH: Unidades Hounsfield.
- UM: Unidades de Monitor.
- UTCP: *Uncomplicated Tumor Control Probability*. Probabilidad de Control Tumoral sin Complicación.
- VMAT: *Volumetric Modulated Arc Therapy*. Arcoterapia volumétrica modulada.



Revisión de Artículos

Julia Garayoa Roca*

Comité de Redacción.

Estimados compañeros,

En este número de la revista contamos con 5 reseñas de artículos publicados en revistas de reconocido prestigio que abordan temas de gran actualidad en Física Médica. Contamos con una contribución del ámbito de la dosimetría en Medicina Nuclear en tratamientos de radioembolización transarterial, tres contribuciones relacionadas con la protonterapia, y finalmente una que aborda el control de calidad en TC incluyendo la evaluación de métricas radiómicas.

Carlos Huesa nos habla de su artículo recientemente publicado en *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, en el que presenta un modelo computacional que simula la distribución de las microesferas en la vasculatura hepática en los tratamientos de radioembolización hepática, permitiendo predecir la dosis absorbida en los tumores en este tipo de tratamientos. Quiero provechar esta oportunidad para felicitar a Carlos ya que este trabajo fue premiado con el reconocimiento “Best in Physics (Therapy)” en el último congreso de la AAPM.

David Viar nos habla en su reseña de las ventajas del uso de los CT de doble energía en la planificación de tratamientos de radioterapia, y nos comenta el método de calibración que propone en su artículo recientemente publicado en *Physics in Medicine & Biology*, basado en el uso de los mapas de descomposición de materiales.

Juan Pardo, en su reseña, nos comenta el artículo que ha publicado en *Medical Physics*, en el que han presentado una metodología para analizar la dependencia de la RBE (Relative Biological Effectiveness) con el fraccionamiento en tratamientos de protonterapia, y cómo sería esta dependencia para el caso del cáncer de próstata.

Jesús Rojo, que desarrolla su labor en Países Bajos, nos cuenta en su reseña cómo se aborda allí la selección de pacientes con cáncer de cabeza y cuello para ser tratados con protonterapia, que se basa en un modelo que compara dos planes de tratamiento con fotones vs protones. Nos explica la métrica que han propuesto en su artículo publicado en *Radiotherapy and Oncology* para comparar las dosis absorbidas en el CTV en ambos tipos de tratamiento, y que además tiene en cuenta el impacto de errores asociados al posicionamiento del paciente y rango del protón.

Finalmente, Juan Daniel Saborido ha compartido con nosotros algunos detalles del programa de control de calidad de imagen de TC que presenta en su trabajo publicado en *Physica Medica*, desarrollado en código abierto e independiente del fabricante del equipo y del maniquí empleado. El programa propuesto resulta de especial interés ya que, además de las métricas convencionales de calidad de imagen, también incluye otras de radiómica, algo que resultará básico en el control de calidad de los equipos si se generaliza el uso de esta tecnología.

Me despido agradeciendo a los autores, que con su colaboración han hecho posible esta sección, el tiempo personal que han dedicado a la elaboración de las reseñas. Espero que os resulten interesantes.

Un afectuoso saludo.

* Correspondencia
Email: garayoa.julia@gmail.com



MIDOS: a novel stochastic model towards a treatment planning system for microsphere dosimetry in liver tumors

Huesa-Berral C, Withrow JD, Dawson RJ, Beekman C, Bolch WE, Paganetti H, Wehrenberg-Klee E, Bertolet A
Eur J Nucl Med Mol Imaging (2023).

Carlos Huesa-Berral

Bertolet-Lab, Physics Division, Department of Radiation Oncology. Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School.
<https://doi.org/10.1007/s00259-023-06567-9>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

El carcinoma hepatocelular representa aproximadamente el 90% de todos los tumores de hígado. Hoy en día, la única solución curativa para pacientes diagnosticados con este cáncer es la extirpación quirúrgica, aunque esta opción suele estar limitada a un reducido número de pacientes. Para los pacientes que no pueden recibir esta opción hay varias alternativas, entre las que se encuentra la radioembolización. Estos tratamientos consisten en inyectar microesferas radioactivas a través de la arteria hepática mediante el uso de un microcatéter, con un doble objetivo: embolizar la vasculatura tumoral para cortar el suministro de nutrientes al tumor; y emitir radiación para eliminar las células tumorales. Estudios recientes y ensayos clínicos están apuntando a la eficacia de estos tratamientos si se realiza una planificación dosimétrica personalizada, optimizando la dosis en el tumor y minimizando la toxicidad en el tejido sano. Sin embargo, los métodos que se utilizan hoy en día en la clínica están lejos de poder ofrecer este enfoque. La motivación para realizar este estudio ha sido, precisamente, abordar esta necesidad clínica desarrollando un modelo computacional.

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

Los principales retos los encontramos en las características propias de un tratamiento de radioembolización. Es un campo multidisciplinar donde interaccionan, a grandes rasgos, la medicina nuclear, la biología, y la hemodinámica. Estos tratamientos los realiza un radiólogo/a intervencionista. Esta persona es la encargada de inyectar las microesferas por la arteria hepática del paciente. Luego, la distribución espacial de estas microesferas en el hígado depende de características hemodinámicas (punto de inyección, cantidad de microesferas/ml, etc.) y de la propia vasculatura del tumor. Hay tumores que son más favorables que otros para almacenar o captar microesferas. Finalmente, las microesferas emiten radiación, por lo que una caracterización de la dosis depositada en el tumor y tejido sano es un requisito imprescindible para evaluar la respuesta del paciente. Encajar todos estos factores en un modelo ha sido la mayor dificultad que hemos encontrado.

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

El hallazgo más importante es que hemos conseguido diseñar una herramienta predictiva, que es flexible adoptando distintos escenarios clínicos que se contemplan en tratamientos de radioembolización. El modelo es capaz de cuantificar la actividad en el/los tumor/es y en el tejido sano, a partir de la cantidad de actividad y tipo de microesfera inyectada, el día de tratamiento seleccionado para tener en cuenta el decaimiento radioactivo y el punto de inyección.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En general, hemos sentado las bases de un modelo que facilita el diseño de tratamientos de radioembolización de una forma robusta y optimizada, que es un paso clave para maximizar el beneficio de esta terapia. En la actual versión, el modelo utiliza unos fantomas computacionales. Los siguientes pasos consisten en calibrar esta herramienta utilizando datos retrospectivos de pacientes. Esto nos permitiría analizar las propiedades del tumor a partir de imágenes de SPECT-CT pre y post tratamiento. Además, estamos trabajando para reemplazar los fantomas por vasculatura real de pacientes. Esto abriría la puerta a tener un sistema de planificación de tratamientos personalizado para cada paciente.



Material decomposition maps based calibration of dual energy CT scanners for proton therapy planning: a phantom study

Viar-Hernández D, Vera-Sánchez JA, Schmidt-Santiago L, Rodríguez-Vila B, Lorenzo-Villanueva I, Canals-de-Las-Casas E, Castro-Novais J, María Pérez-Moreno J, Cerrón-Campoo F, Malpica N, Torrado-Carvajal A, Mazal A
Phys Med Biol. 2024 Feb 9;69(4).

David Viar Hernández

Universidad Rey Juan Carlos, Medical Image Analysis and Biometry Laboratory, Madrid, Spain.
<https://doi.org/10.1088/1361-6560/ad2015>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Nuestro estudio surge del proyecto conjunto de investigación ADAPT-AI, desarrollado por el Centro de Protonterapia Quironsalud y la Universidad Rey Juan Carlos. Si bien la radioterapia de protones ofrece una alta precisión en la irradiación tumoral, existen incertidumbres que la afectan, como la incertidumbre de rango, cuya principal fuente reside en la calibración del escáner utilizado para la simulación de tratamientos.

En este contexto, los estudios de tomografía computarizada monoenergética (SECT) requieren una calibración estequiométrica para su aplicación clínica. No obstante, la incertidumbre asociada a la calibración del CT sigue siendo una de las principales fuentes de incertidumbre de rango. La tomografía computarizada de doble energía (DECT) presenta una oportunidad para reducir esta incertidumbre. Sin embargo, las variaciones tecnológicas entre los diferentes fabricantes de escáneres DECT exigen distintos modelos y algoritmos de calibración adaptados a la información proporcionada por cada escáner. Por lo tanto, los diferentes escáneres DECT requieren una calibración individualizada para optimizar su aplicación en la terapia de protones.

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

Uno de los principales desafíos del estudio es trabajar con imágenes no estándar como los mapas de descomposición de materiales. Además, se deben considerar diversos factores como las diferencias en la electrónica y en los espectros de rayos X utilizados. Los métodos de calibración buscan precisamente contrarrestar estas variaciones y proporcionar las mejores estimaciones de magnitudes físicas (como la densidad electrónica) a pesar de estas diferencias.

Si bien la SECT con calibración estequiométrica sigue siendo el método estándar en la terapia de protones, presenta limitaciones. Los métodos de calibración DECT existentes se han desarrollado únicamente para escáneres DECT que utilizan imágenes HU, pero no abarcan aquellos que funcionan con mapas de descomposición de materiales (MD). Además, estos métodos previos no siempre logran un ajuste fino para ciertos materiales y podrían beneficiarse de la información física contenida en los mapas MD.

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

El estudio presenta un método de calibración innovador y único para escáneres DECT con mapas MD. A diferencia de otros métodos que se basan en imágenes monocromáticas virtuales (VMI), este enfoque utiliza directamente mapas MD, específicamente de yodo y agua. Los investigadores sostienen que este enfoque basado en mapas MD podría mejorar significativamente la precisión y la confiabilidad en la determinación de las propiedades físicas relevantes para la planificación de la terapia de protones. En una comparación directa, el nuevo método demostró una exactitud similar a otros métodos previos, con un aumento en la precisión.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Este estudio representa un avance significativo en la calibración de escáneres DECT con mapas MD para radioterapia. La mayor exactitud en la diferenciación de tejidos, especialmente en aquellos complejos, podría reducir considerablemente las

incertidumbres en la planificación de la terapia. Estas mejoras abren la puerta a tratamientos de protonterapia más seguros y eficaces, permitiendo aprovechar al máximo las ventajas de esta forma de radioterapia tan precisa.



Variation of the relative biological effectiveness with fractionation in proton therapy: Analysis of prostate cancer response

Pardo-Montero J, Pombar M, Gómez-Caamaño A, Giordanengo S, González-Crespo I

Med Phys 2023 Nov;50(11):7304-7312.

Juan Pardo Montero

Grupo de Física Médica y Biomatemáticas, Instituto de Investigación Sanitaria de Santiago de Compostela (IDIS). Servicio de Radiofísica y P.R., Complejo Hospitalario Universitario de Santiago (CHUS).

<https://doi.10.1002/mp.16783>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La protonterapia lleva muchos años usándose para tratar distintos tipos de cáncer. Es sabido que el efecto radiobiológico de los haces de protones es mayor que el de los haces de fotones usados habitualmente en radioterapia, una diferencia que se modela con el denominado RBE (Relative Biological Effectiveness). Se sabe que el RBE depende de varios factores, como la LET de la radiación o la dosis absorbida. Sin embargo, a pesar de estas dependencias, a nivel clínico se emplea un valor fijo de $RBE = 1,1$.

Un efecto menos estudiado es la posible dependencia del RBE con el fraccionamiento, que sin embargo puede ser importante desde un punto de vista clínico ya que en protonterapia, como en radioterapia convencional, se emplean distintos tipos de fraccionamiento incluyendo hipofraccionamientos. Esto nos llevó a plantearnos un análisis de este efecto, partiendo de la experiencia previa del grupo en modelado radiobiológico.

La llegada de la protonterapia a España y la posibilidad de establecer una línea de investigación estable en este campo en colaboración con investigadores con gran experiencia en él (como el INFN italiano) también fue una motivación importante para este trabajo. El poder pasar unos meses trabajando con gente de tanta valía y en una ciudad tan maravillosa como Turín supuso otra gran motivación.

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

El principal reto en este tipo de investigaciones es la revisión detallada de la literatura para obtener datos para el posterior análisis, lo que resulta un trabajo laborioso pero de gran importancia.

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

Hemos demostrado usando técnicas de modelado que es esperable una disminución del RBE cuando aumentamos la dosis por fracción, y hemos presentado un método para analizar datos clínicos de control tumoral frente a dosis/fraccionamiento y obtener el valor del RBE. Más importante aún puede ser que en un análisis preliminar de datos de respuesta de cáncer de próstata a protonterapia hemos observado una reducción del RBE con la dosis por fracción, aunque este efecto debería ser confirmado en un análisis más exhaustivo de bases de datos más extensas.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Nuestro trabajo pretende presentar una metodología que ayude a analizar la respuesta de tumores a protonterapia. Cada vez hay más datos clínicos disponibles de dosis/respuesta en protonterapia. A medida que se vayan analizando más y más datos de respuesta de tumores a protonterapia (incluyendo no sólo los efectos de fraccionamiento investigados en este trabajo) es posible que se llegue a redefinir el valor de $RBE = 1,1$ y por tanto las dosis administradas en protonterapia.



PTV-based VMAT vs. robust IMPT for head-and-neck cancer: A probabilistic uncertainty analysis of clinical plan evaluation with the Dutch model-based selection

Rojo-Santiago J, Korevaar E, Perkó Z, Both S, Habraken SJM, Hoogeman MS
Radiother Oncol. 2023 Sep;186:109729.

Jesús Rojo Santiago

Erasmus MC Cancer Institute, University Medical Center Rotterdam, Departamento de radioterapia, Países Bajos. Departamento de Física Médica & Informática, HollandPTC, Delft, Países Bajos.

<https://doi.org/10.1016/j.radonc.2023.109729>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En los Países Bajos, los pacientes con cáncer de cabeza y cuello (HNC) son seleccionados para recibir protonterapia en base a una evaluación de las probabilidades de desarrollar toxicidades secundarias (NTCP) durante el tratamiento. Para cada paciente, un plan de tratamiento con fotones (VMAT) y con protones (IMPT) es comparado. Sin embargo, estos planes de tratamiento (VMAT y IMPT) son creados y evaluados utilizando distintos sistemas de optimización y planificación, en los que errores en el posicionamiento del paciente o rango del protón pueden alterar de forma diferente la dosis liberada en el volumen blanco clínico (CTV). Los objetivos de este estudio son: (i) derivar parámetros para poder evaluar de forma coherente la dosis en el CTV, consistentes con los parámetros de evaluación utilizados en IMPT y VMAT; (ii) evaluar la consistencia entre la planificación de fotones (VMAT) y protones (IMPT) en términos de dosis liberada en el CTV y (iii) evaluar la robustez de la dosis recibida por órganos de riesgo y el impacto de estos errores en el NTCP.

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

El principal reto fue determinar un parámetro dosimétrico común en el CTV que fuera consistente con ambos parámetros de evaluación utilizados en VMAT (evaluación en el PTV) y en protones (evaluación en la distribución "voxel-wise minimum"). Para solventar este problema, utilizamos la "Expansion del Polinomio del Caos" (PCE). PCE nos permite crear un modelo de dosis analítico más rápido e igual de preciso que el planificador. De esta forma, podemos simular y calcular distribuciones de dosis en 100.000 escenarios por paciente y determinar estadísticas a nivel poblacional y distribuciones de parámetros relevantes del histograma de dosis-volumen (DVH) por paciente. Gracias a esto, pudimos derivar un parámetro dosimétrico probabilístico (distribución del D99.8%) que sirva para evaluar la adecuada dosis liberada en CTV y además pudimos evaluar el impacto de errores en el tratamiento la dosis liberada en el CTV y en los órganos de riesgo.

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

En primer lugar, hemos determinado una métrica probabilística y universal para poder comparar de forma justa la adecuada dosis liberada en el CTV (distribución del D99.8%) para ambas modalidades (VMAT y IMPT). Además, gracias a la simulación y calculo de dosis en 100.000 escenarios por paciente, pudimos evaluar el impacto de errores en rango del protón y en el posicionamiento del paciente de forma probabilística en la dosis liberada en el CTV y en órganos de riesgo, así como en probabilidades de control del tumor (TCP) y NTCP.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

A pesar de las diferencias entre ambas modalidades (PTV para VMAT vs. Distribución voxel-wise minimum para IMPT), ambas modalidades son consistentes a la hora de liberar la dosis adecuada en el CTV, y, por tanto, en el TCP. El impacto de errores durante el tratamiento en el NTCP es moderado, lo que significa que el protocolo holandés de selección de pacientes para protonterapia es robusto ante estos errores.



Free automatic software for quality assurance of computed tomography calibration, edges and radiomics metrics reproducibility

Saborido-Moral JD, Fernández-Patón M, Tejedor-Aguilar N, Cristian-Marín A, Torres-Espallardo I, Campayo-Esteban JM, Pérez-Galatayud J, Baltas D, Martí-Bonmatí L, Carles M

Phys Med. 2023 Oct;114:103153.

Juan Daniel Saborido-Moral

La Fe Health Research Institute, Biomedical Imaging Research Group (GIBI230-PREBI) and Imaging La Fe Node at Distributed Network for Biomedical Imaging (ReDIB) Unique Scientific and Technical Infrastructures (ICTS), 46026 Valencia, Spain.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.103153>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La aplicación rutinaria de protocolos de control de calidad es necesaria para evaluar el rendimiento, la calidad de la imagen y la robustez de diferentes métricas en equipos de TC. Con este fin, muchos fabricantes proporcionan softwares comerciales propietarios para la realización de controles de calidad. Sin embargo, estos suelen requerir de la utilización de fantomas específicos y las métricas que usan en muchos casos son bastante elementales y alejadas de ser clínicamente relevantes. Además, al ser software cerrado no permiten adaptar o añadir métricas que puedan resultar de interés al usuario. A raíz de lo anterior se han publicado diferentes propuestas de softwares de código abierto para control de calidad, pero muchas de ellas no evalúan la reproducibilidad de las métricas extraídas, ni la caracterización de bordes de tejidos ni características de radiómica, además de requerir de la utilización de un fantoma específico. De todo lo anteriormente expuesto surgió nuestro interés en la realización de un programa desarrollado completamente en Python y de código abierto que fuera capaz de ejecutar automáticamente el control de calidad en múltiples fantomas a partir de segmentaciones de referencia y que evaluara la reproducibilidad de las métricas de calibración, de caracterización de bordes y de características de radiómica.

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

Uno de los principales retos fue lograr automatizar el proceso de análisis de las imágenes, de manera que no requiriera segmentaciones dedicadas por parte del usuario cada vez que se quisiera analizar nuevas imágenes y que además funcionara con múltiples fantomas. Para ello se eligió la implementación de registros rígidos. El procedimiento para conseguirlo consiste en que la primera vez que se utiliza un fantoma se toman imágenes de referencia y, a partir de estas, se realizan las segmentaciones de referencia. Una vez hecho este proceso, ya no sería necesario volver a realizar segmentaciones cuando se utilizara ese fantoma, ya que las imágenes de referencia se registran a las nuevas imágenes que se deseen analizar. A partir de este registro se obtiene la matriz de transformación que posteriormente se aplica a las segmentaciones de referencia, consiguiendo de esta manera automatizar el proceso.

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

Como prueba de concepto, se realizó el estudio de la reproducibilidad de las métricas en diferentes equipos de TC, con diferentes protocolos, diferentes posiciones del fantoma y en diferentes hospitales. Para ello se utilizaron dos fantomas distintos. Se dividió el estudio de la reproducibilidad en análisis de la variabilidad de las métricas y de su comparabilidad. En cuanto a la variabilidad, la mayoría de las métricas analizadas siguieron una distribución normal (88% en calibración, 63% en caracterización de bordes y 82% en características de radiómica). Los resultados de comparabilidad difieren según la métrica analizada. Las métricas de calibración resultaron siempre comparables. Las diferencias no significativas en las curvas de calibración de diferentes hospitales (7%) se tradujeron en un Índice Gamma G(1mm, 1%, >99%) comparable. En cuanto a caracterización de bordes, las métricas de contraste fueron igualmente comparables, no así las de rango de caída. Por último, el porcentaje de características de radiómica comparables para diferente protocolo, posición del fantoma y sistema fueron 59%, 78% y 54%, respectivamente.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Se ha conseguido asentar las bases del software y a partir de ahí realizar una análisis donde, partiendo de un gran número de métricas que el programa es capaz de extraer, obtener las más robustas y, analizando los resultados, proponer diferentes rutinas de control de calidad en equipos de TC. Sin embargo, las repercusiones del software son aún limitadas teniendo en cuenta que aún requiere de un desarrollo en cuanto a la facilidad de manejo y esperamos en próximas versiones se pueda incluir una interfaz de usuario en el programa que facilite su implementación.

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

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



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

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

PHILIPS
sense and simplicity





Reseñas de tesis doctorales

Diego García Pinto*

Comité de Redacción.

En este número contamos con las tesis de Jorge Roser Martínez y Óscar Rodríguez Ballesteros defendidas en el año 2023.

Jorge nos presenta en su trabajo titulado *“Improving Image Quality in a multi-plane Compton Telescope for Hadron Therapy Monitoring”* diferentes técnicas para mejorar la calidad de las imágenes obtenidas con cámaras Compton. El trabajo es una combinación de estudios analíticos de distintos modelos y su verificación con MACACO, la cámara Compton desarrollada por el grupo IRIS del IFIC.

Oscar en su tesis *“Implementation of computational techniques to study protein synthesis and folding”* aborda el proceso de síntesis de las proteínas mediante la dinámica molecular. Con el fin de describir este complejo problema han realizado simulaciones de canales iónicos en varios puntos de su síntesis que les han permitido explicar diferentes comportamientos observados experimentalmente.

Aprovecho para dar la enhorabuena a los nuevos doctores y doctoras que han defendido la tesis en este último periodo. Como en los números anteriores os invito a todos y a todas a que os animéis a incluir vuestro trabajo y darlo a conocer en nuestra revista.

Un saludo a tod@s.

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



Improving Image Quality in a multi-plane Compton Telescope for Hadron Therapy Monitoring

Autor: Jorge Roser Martínez

Directores: Gabriela Llosá Llácer, José Francisco Oliver Guillén

Lectura: 10/07/2023. Universidad de Valencia.

Enlace a la tesis completa: <https://roderic.uv.es/items/6a31e713-bc08-4d6d-b266-b8b598412250>

Esta disertación explora diferentes técnicas para mejorar la calidad de las imágenes obtenidas con cámaras Compton. Tal mejora es una de las necesidades principales que obstaculizan la aplicación de cámaras Compton como herramientas para la verificación en tiempo real de terapia hadrónica, a través de la obtención de imágenes de distribuciones espaciales de emisión rápida de rayos gamma emitidos como subproductos de las interacciones de estos hadrones en el paciente. Esta aplicación presenta importantes dificultades, pues requiere medir rayos gamma de energías relativamente altas emitidos en un rango de energías amplio y junto a otras partículas no deseadas. Además, la cámara Compton debe soportar tasas de emisión muy altas durante tiempos de detección cortos. A cambio de tales dificultades, las potenciales ventajas de desarrollar un método de verificación del rango en tiempo real son prometedoras, pues éste permitiría explotar los beneficios dosimétricos de la terapia hadrónica frente a la más convencional radioterapia, mejorando así la calidad de vida de los pacientes tratados con este tipo de terapia.

Los modelos analíticos, estrategias de recuperación y modificaciones de los algoritmos de reconstrucción propuestos en esta disertación han sido evaluados experimentalmente con MACACO, la cámara Compton en desarrollo en el grupo IRIS del IFIC (Valencia, España) con el propósito principal de actuar como una herramienta para la verificación del rango en tiempo real en terapia hadrónica. Como prototipo, MACACO ha sido sometido a una evolución continua, que ha permitido la obtención de imágenes de distribuciones de rayos gamma en escenarios de complejidad creciente. Sin embargo, el prototipo no ha alcanzado todavía el rendimiento necesario para su aplicación clínica. Un paso importante en esta dirección es el completo aprovechamiento de las capacidades del prototipo para la obtención de la mejor imagen final posible, lo cual constituye un tema central en esta disertación. Con este fin, se ha desarrollado un modelo de la Matriz del Sistema y de la sensibilidad que permite la obtención de la imagen con eventos de tres interacciones, y se han implementado modificaciones sobre los modelos ya existentes en el grupo para integrar los diferentes

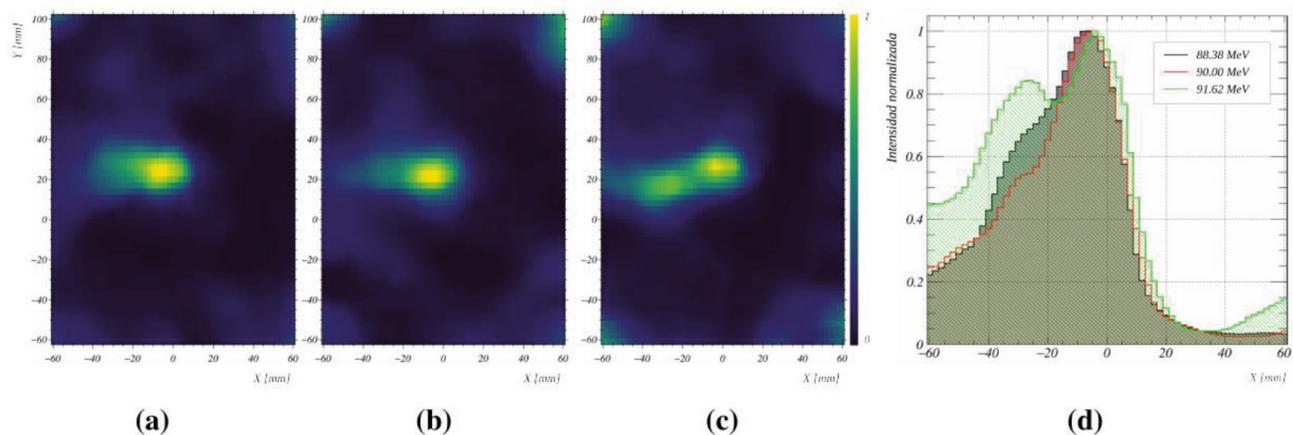
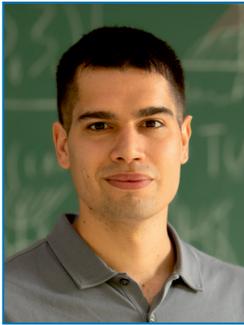


Fig. 1. Secciones XY extraídas de las imágenes cuadrimensionales en ($E = 4.44$ MeV, $Z = 0$ mm) tras sumar cinco secciones vecinas en cada sentido de la dirección Z, obtenidas con los datos experimentales de la irradiación de un maniquí de RW3 con protones de (a) 88.38 MeV, (b) 90.00 MeV, (c) 91.62 MeV. (d) Tres perfiles en X superpuestos, extraídos de las anteriores secciones en $Y = -24$ mm. Los eventos con deposiciones de energía menores a 300 keV en cualquier detector fueron eliminados como paso previo a la reconstrucción de la imagen.

canales de información disponibles en MACACO o para mejorar su exactitud. Además, se ha propuesto una modificación del algoritmo de reconstrucción de la imagen para integrar estos canales de información en un único proceso de reconstrucción. Como resultado, se ha encontrado una mejora notable en la calidad y robustez de las imágenes obtenidas. Con todas las

mejoras propuestas, el prototipo ha demostrado ser capaz de detectar experimentalmente desplazamientos del rango de hasta 2 mm en maniqués irradiados con haces de protones para energías clínicas, lo cual supone una mejora relevante respecto a los resultados obtenidos hasta la fecha.



Implementation of computational techniques to study protein synthesis and folding

Autor: Óscar Rodríguez Ballesteros

Directores: Aritz Leonardo Liceranzu, Aitor Bergara Jauregui

Lectura: 30/03/2023. Universidad del País Vasco/Euskal Herriko Unibertsitatea.

Enlace a la tesis completa: <https://addi.ehu.es/handle/10810/61353>

La síntesis y el plegamiento de los canales iónicos es un campo que está experimentando una revolución, gracias a las últimas estructuras resueltas mediante Cryo-EM y el modelado computacional. La motivación de este trabajo fue el comportamiento de la mutación W344R del canal KCNQ2, para la que estudios recientes sugieren que tiene un efecto en el plegamiento cotraduccional, pero que parece no afectar al canal

en experimentos *in vitro*.¹ Además, la posición 344 se encuentra en el dominio de unión a la calmodulina.

Gracias a un análisis computacional mediante dinámica molecular,² se encontraron dos conformaciones diferentes para la arginina mutante, las cuales podrían explicar los diferentes comportamientos observados experimentalmente (Fig 1). Estas simulaciones se hicieron para la región de la mutación en ausencia de

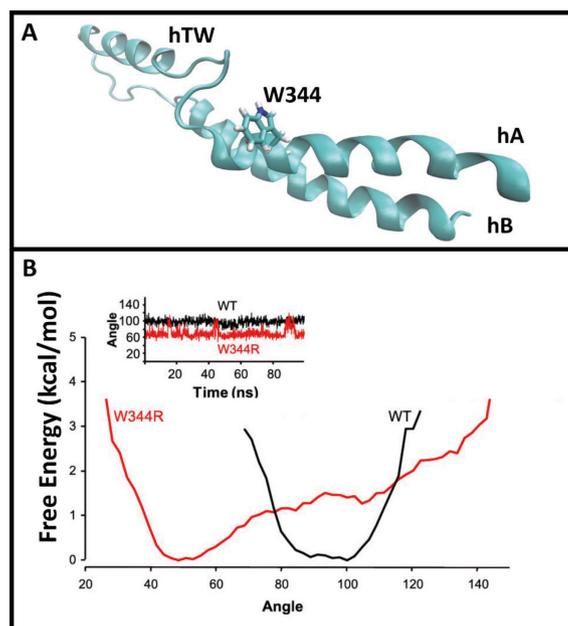


Fig. 1. A, región del canal KCNQ2 simulada en agua, situando los dominios de interés en el análisis y la posición W344. B, resultados del ángulo de la posición 344 respecto a la hélice hA. En pequeño se muestra un ejemplo de la evolución temporal del ángulo.

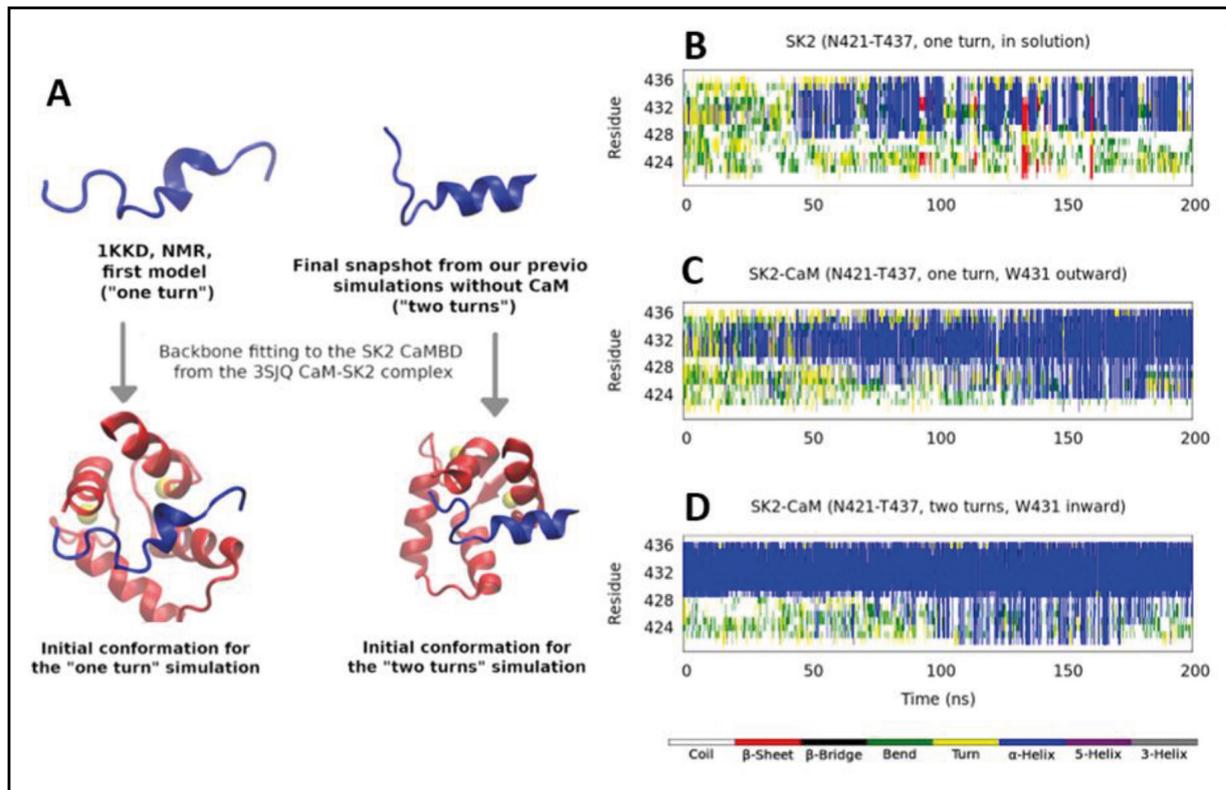


Fig. 2. A, esquema de las simulaciones para los constructos basados en el SK2 "one turn" (experimental), y "two turn" (obtenido mediante simulaciones). B-D, estructura secundaria obtenida, de acuerdo con la definición DSSP de la región del canal SK2 en agua en ausencia de calmodulina (B) y para "one turn" (C) y "two turns" (D) en presencia de calmodulina.

calmodulina, que representaría un estado del canal durante su síntesis previo a la unión con calmodulina.

Sin embargo, recientes estudios sugieren que la calmodulina, aparte de ser crucial en el funcionamiento de los canales modulando su funcionamiento, también juega un papel fundamental en el plegamiento cotraduccional. Por tanto, se estudió cómo el canal SK2 muestra contenido helicoidal en la región de unión a calmodulina cuando está inmerso en agua, de acuerdo con la bibliografía (PDB ID: 1KKD). Además, al poner esa conformación en presencia de la calmodulina, se observa cómo se induce la formación de alfa-hélice en el canal SK2.³ Estos resultados sugieren

un proceso que mezcla los dos mecanismos propuestos para el reconocimiento de la calmodulina hacia sus dianas, esto es, selección de conformaciones que presenten contenido helicoidal seguido de la inducción de la estructura secundaria.

1. Paolo Ambrosino et al. (2015). *Biochim Biophys Acta*; 1852(9):1856-66. <https://doi.org/10.1016/j.bbadis.2015.06.012>.
2. Janire Urrutia et al. (2021) *BMC Biol* 19, 109 (2021). <https://doi.org/10.1186/s12915-021-01040-1>
3. Rafael Ramis et al. (2023). *Journal of Biological Chemistry*, 299(2): 102850 <https://doi.org/10.1016/j.jbc.2022.102850>

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.

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

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	
-------	--	-------	--

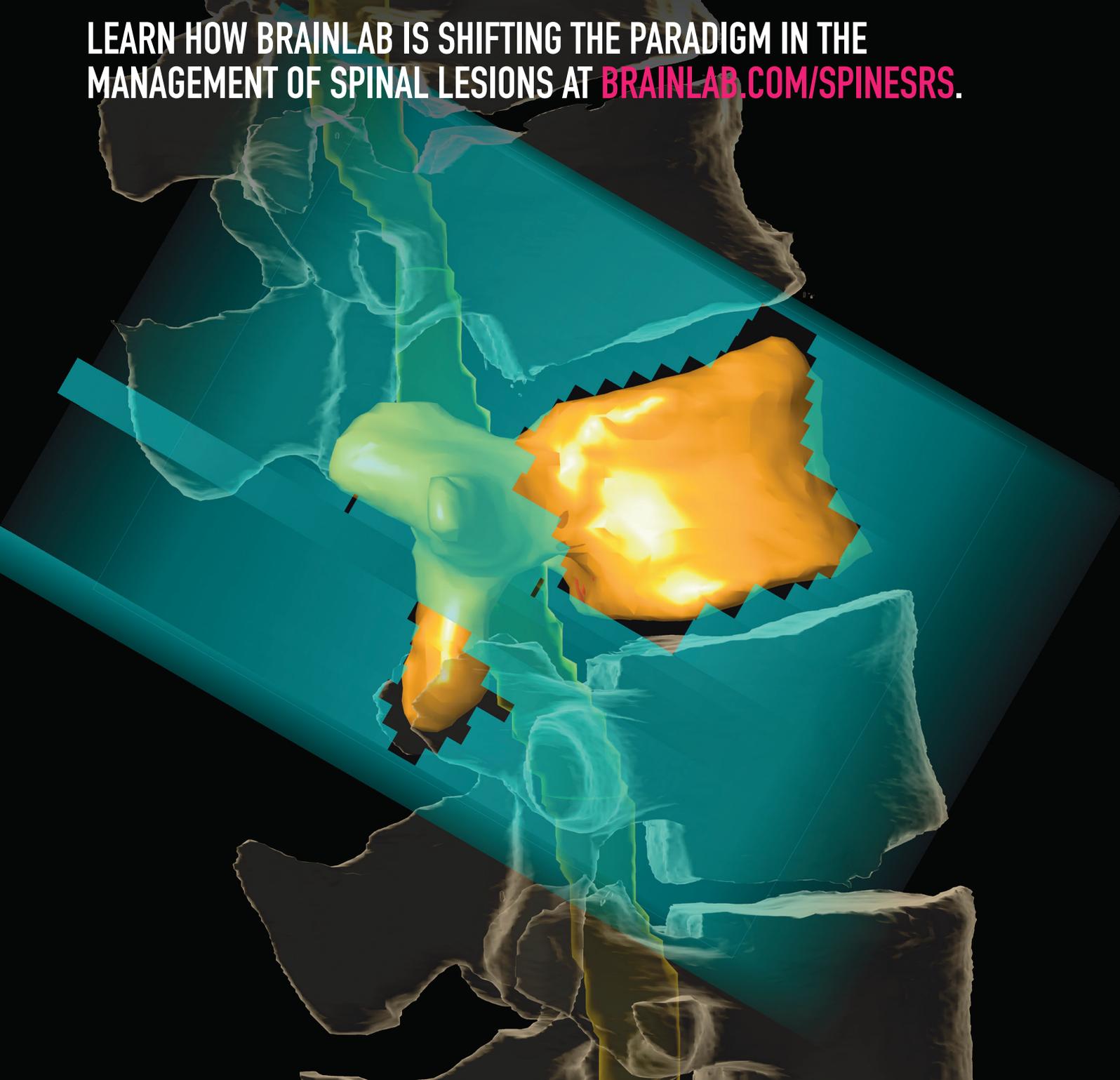
DOMICILIACIÓN BANCARIA	
IMPORTE ANUAL GENERAL:	60 EUROS
IMPORTE ANUAL RESIDENTES:	30 EUROS (Presentar justificante residencia)
AUTORIZO EL CARGO DE LOS RECIBOS QUE PRESENTE LA SEFM	
CÓDIGO ENTIDAD	<input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/>
CODIGO OFICINA	<input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/> <input type="text"/>
DIGITO DE CONTROL	<input type="text"/> <input type="text"/>
Nº DE CUENTA	<input type="text"/>

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:

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

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



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



Índice

Editorial	11
Artículos científicos	
Análisis estadístico local de la sgrt para tratamientos de mama. Decisiones basadas en la experiencia <i>Fernando Pizarro Trigo, María Luisa Martín Albina, Juan Morillas Ruiz, Lara Núñez Martínez, Javier Sánchez Jiménez</i>	13
Comisionado de un MR-linac Elekta Unity <i>Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, David García Riñón, Marcos Martínez Sánchez, Giorgia Yang, Miguel Barroso Miranda, Moisés Sáez Beltrán</i>	21
Validación de imágenes generadas a partir de imágenes tomográficas de haz cónico usando redes neuronales de aprendizaje profundo para radioterapia adaptativa <i>Manuel Llorente Manso, Sandra Vilela Serrano, Carlos Ferrer Gracia, Natalia Carballo González</i>	41
Control de calidad para PET/RM basado en maniqués experimentales con evaluación de factores de degradación por movimiento respiratorio <i>Carmen Salvador-Ribés, África Almendros-Riaza, Consuelo Olivas, María del Pilar Morcillo-Toledo, Irene Torres-Espallardo, Sonia Ginés-Cárdenas, Pilar Bello, Moisés Sáez-Beltrán, Luís Martí-Bonmatí, Montserrat Carles</i>	51
Nota técnica	
Caracterización física de fotorresistencias como dosímetros en radioterapia <i>Juan Román-Raya, Isidoro Ruiz-García, Catalina de los Ángeles Rodríguez-Cano, Miguel Ángel Carvajal, Damián Guirado</i>	61
Informes	
Análisis de la encuesta de la Sociedad Española de Física Médica sobre Seguridad del Paciente <i>María Pinto Monedero, Agustín Santos Serra, Pablo Saldaña Gutiérrez, María José Rot San Juan, Cristina Moreno Saiz, Núria Jornet i Sala, Carlos Prieto Martín, Mercè Beltran Vilagrasa</i>	65
Guía para el control de calidad y seguridad en aceleradores lineales de uso clínico <i>Françoise Lliso Valverde, Manuel Vilches Pacheco, Miguel Martínez Albaladejo, Pedro Almendral Manzano, Eva Ambroa Rey, Carlos Luis Ferrer Gracia, Jaime Pérez-Alija Fernández, Ricardo Tortosa Oliver</i>	77
Guía para el control de calidad y seguridad de los sistemas de planificación y planes de tratamiento de radioterapia externa <i>Alejandro García Romero, Montserrat Baeza Trujillo, Antonio Teijeiro García, Francisco Clemente Gutiérrez, Daniel Morera Cano, Víctor Hernández Masgrau</i>	123
Revisión de artículos	183
Reseñas de tesis doctorales	191

