

ISSN 1576-6632

revista de

FÍSICA MÉDICA

num.
1

vol.
23

año
2022

publicación oficial de la sefm
bajo el auspicio de la efomp



**Sociedad Española
de Física Médica**



Reducción de dosis

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

DoseRite[™]



www.revistadefisicamedica.es

Director

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

Editora

Ruth Rodríguez Romero
Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda

Editores asociados

Julio Almansa López
Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada

Diego García Pinto
Universidad Complutense de Madrid. Madrid

Luis Isaac Ramos
Clínica Universitaria de Navarra. Pamplona

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

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

María Carmen Pujades Claumarchirant
Centro Nacional de Dosimetría. Valencia

Francisco Clemente Gutierrez
Complejo Hospitalario de Toledo

Julia Garayoa Roca
Hospital Universitario Fundación Jiménez Díaz. Madrid

Jesús Cortés Rodicio
Hospital Universitario de Álava. Vitoria

Ignasi Méndez Carot
Institute of Oncology Ljubljana. Eslovenia

Silvia Fernández Cerezo
Hospital Universitario Central de Asturias. Oviedo

Daniel Zucca Aparicio
Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid

Vocal de la SEFM

Víctor Hernández Masgrau
Hospital Universitari Sant Joan de Reus

Comisión científica

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

Edita:



www.auladoc.com

Periodicidad de publicación: Semestral (mayo y noviembre)

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

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

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

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

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



Junta Directiva de la SEFM

Presidente

Damián Guirado Llorente

Vicepresidente

Agustín Santos Serra

Secretaria

María Coca Huertas

Tesorera

Teresa García Martínez

Vocales

Víctor Hernández Masgrau

Manuel Vilches Pacheco

Ana María Tornero López

Naia Pereda Barroeta

Comisión deontológica e institucional

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
Carlos Montes Fuentes
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

Presidenta

Cristina Picón Olmos
comision_docencia@sefm.es

Rafael Colmenares Fernández
Antonio Otal Palacín
Naia Pereda Barroeta

Comisión de seguridad del paciente

Presidenta

Mercè Beltrán Vilagrassa

Agustín Santos Serra
Núria Jornet Sala
Cristina Moreno Saiz
María Pinto Monedero
Carlos Prieto Martín
M^a José Rot San Juan
Pablo Saldaña Gutiérrez

Representantes

Miembros de IOMP

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

Representantes en la EFOMP

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

Representantes en ESTRO

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

Representante en el Colegio Oficial de Físicos

María Luisa Chapel Gómez, *Complejo Hospitalario de Toledo*

Representante en IHE

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

Representantes

Representante en la UNE

Raquel Barquero Sanz, *Hospital Clínico Universitario Valladolid*

Daniel Fernández Molina, *Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla*

Oliver Díaz Montesdeoca, *Departamento de Matemáticas e Informática, Universidad de Barcelona*

Representantes en el Foro Sanitario

Conjunto CSN – SEFM - SEPR

Miembros (por parte de la SEFM):

Agustín Santos Serra, *Hospital Provincial de Castelló. Castellón*

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

Teresa García Martínez, *Hospital Universitario Dr. Peset. Valencia*



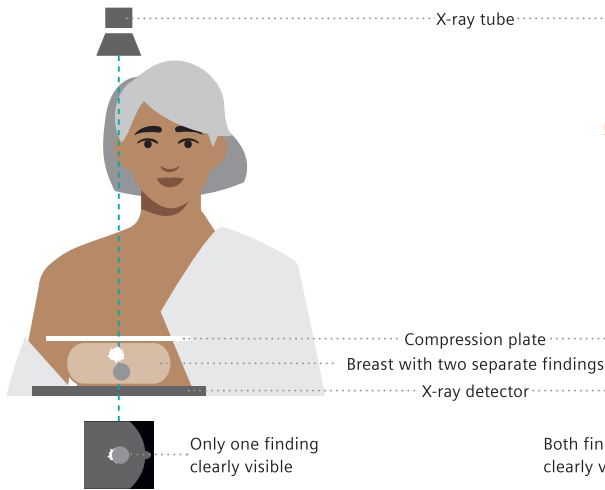
Breast Care. Early detection is key.

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.

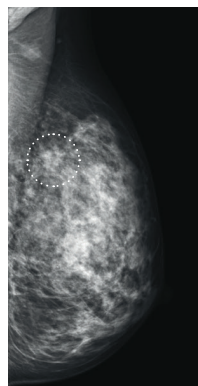
The latest state-of-the-art technologies are united in our new MAMMOMAT Revelation. It enables the standard 2D breast scans as well as 3D imaging of the breast using tomosynthesis technology.

Breast care. Because we care.

2D mammography

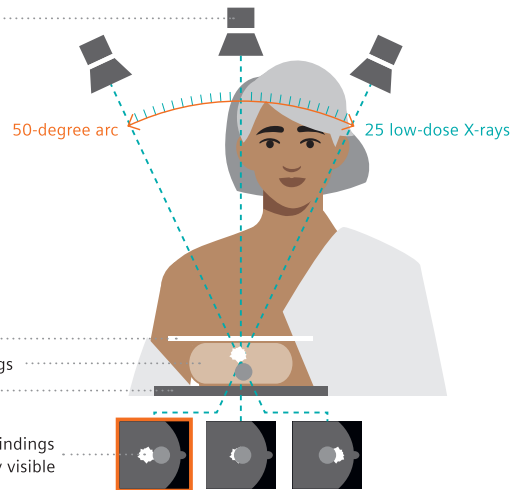


In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.

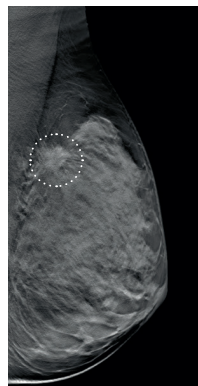


Finding is hard to see on 2D mammography scan

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>Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada</i> Ricardo Abdón Tortosa Olivar, <i>IMED Hospitales. Elche</i> Eva Ambroa Rey, <i>Consorci Sanitari de Terrassa. Barcelona</i> Pedro Almendral Manzano, <i>Hospital Universitario de Badajoz</i> Carlos Luis Ferrer Gracia, <i>Hospital Universitario La Paz. Madrid</i>

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

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

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

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

7. 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
Hospital Regional Universitario de Málaga
 Rafael Guerrero Alcalde
Hospital Universitario Clínico San Cecilio de Granada

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

Coordinadora María Luisa Chapel Gómez
Complejo Hospitalario de Toledo

Secretario José Manuel Ordiales Solís
Hospital Universitario de Cáceres

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

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

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



Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
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 <i>David García Riñón, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Raúl Sánchez López, Moisés Sáez Beltrán</i>	11
Estudio piloto de una auditoría postal dosimétrica para radioterapia en condiciones de referencia <i>M^ª Carmen Pujades-Claumarchirant, Cristian Candela-Juan, Laura Oliver-Cañamás, Ángela Soriano-Cruz, Juan José Rovira-Escutia, Facundo Ballester-Pallarés</i>	27
Informes	
Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT): Procedimientos recomendados para la aceptación y puesta en funcionamiento <i>Ruth Rodríguez Romero, Daniel Zucca Aparicio, Miguel Ángel de la Casa de Julián, Víctor Díaz Pascual, Iago González Vecín, Olivia Jordi Ollero, Benigno Barbés Fernández</i>	35
Revisión de artículos	83
Reseñas de tesis doctorales	93

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

Editorial

Ve la luz este primer número de 2022 tras momentos difíciles por el escaso número de artículos recibidos, que comprometía nuestra publicación periódica. La campaña realizada entre las Unidades Docentes y la promoción para que se publiquen los trabajos presentados en el Congreso parece que van dando poco a poco sus frutos. En esta tarea hemos contado con el firme compromiso de la Junta Directiva que está proponiendo una batería de medidas que seguro ayudará a dar un nuevo impulso a mantener el número y calidad de los trabajos. Esto es necesario y fundamental para los próximos pasos que queremos dar en el reconocimiento de nuestra revista.

Todo esto demuestra lo que muchas veces hemos mencionado y nos gustaría repetir, aun a riesgo de ser reiterativo. Esto es que la revista debe ser un compromiso de todos, no solo de los que tenemos alguna responsabilidad en el Comité de Redacción, Junta Directiva o grupos de trabajo, sino también de todos y cada uno de los socios bien sea mediante la aportación de trabajos o animando y colaborando para que compañeros cercanos den el paso de redactar y enviar los suyos. Solo de esta manera podemos mantener y aumentar el valor de este órgano de comunicación científica que hemos decidido tener en nuestra Sociedad. El volumen de trabajos presentados en cada uno de nuestros congresos es la muestra de que hay número y calidad suficiente en nuestro entorno para sostener una publicación como la que os presentamos periódicamente.

Desde el Comité de Redacción nos gustaría que consideraraís estas líneas como una muestra de agradecimiento y ánimo a vuestra colaboración ya que creemos firmemente en este proyecto compartido.

Entrando ya de lleno en el contenido de este nuevo número, os traemos un par de artículos junto con el Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM de Radioterapia Guiada por Superficie, completado todo ello con nuestras habituales secciones de revisión de artículos y reseña de tesis.

El primero de los trabajos nos sumerge en la discusión del cálculo de dosis ante los nuevos algoritmos que, basados en Monte Carlo, permiten ser más precisos al reproducir de una manera más real el transporte y la deposición de la energía en los diferentes medios frente a la situación más tradicional en que se consideraba el medio agua con ciertas correcciones para

medios de densidades diferentes. El trabajo profundiza en dos de las localizaciones más habituales para analizar estas diferencias junto con otros parámetros que también pueden influir en los resultados como son el tamaño de rejilla y la calibración del TC utilizado. Las conclusiones mostradas son suficientemente interesantes desde el punto de vista clínico práctico, por lo que es de lectura obligada para realizar una adecuada individualización de los tratamientos.

El segundo de los trabajos, también en el área de la Radioterapia, presenta un aspecto básico para garantizar la calidad del trabajo en el área de dosimetría como es la auditoría o intercomparación independiente de la dosis de referencia en los diferentes centros. La investigación se presenta como un estudio piloto que muestra unos buenos resultados y comparables con los de nuestro entorno más cercano. Debemos acostumbrarnos a participar y solicitar iniciativas de este tipo que certifiquen que las prácticas en cada uno de los centros son correctas.

Como decíamos, junto a estos artículos originales, aparece ya la publicación definitiva (disponible con anterioridad en la web de la revista como Avance de Publicación) del Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie. Las conclusiones del trabajo en cuanto al análisis de los sistemas, las propuestas para la aceptación y puesta en funcionamiento de los mismos, así como sus recomendaciones prácticas para medidas y uso de maniquíes, ofrecen una herramienta útil y básica para todos los profesionales. La disponibilidad de esta herramienta para el posicionamiento y tratamiento de los pacientes es cada vez mayor, por lo que disponer de un documento de referencia para su uso y puesta en marcha será de gran ayuda para todos los radiofísicos. Aprovechamos, por tanto, para felicitar a los miembros de este grupo por tan extenso y detallado trabajo que han elaborado para beneficio de todos.

Todo este material se completa, como siempre, con nuestras dos secciones. Por un lado, la reseña de tesis recoge cuatro tesis recientemente presentadas que abordan distintos temas de nuestra especialidad, como la Radiómica, la Radiobiología, la exactitud en el cálculo de dosis y las incertidumbres geométricas en el proceso radioterápico. Seguro que la lectura de estas reseñas nos abrirá a nuevas ideas y proyectos

de investigación. Gracias Diego por esta recopilación siempre tan interesante.

En la sección de revisión de artículos damos la bienvenida a Mari Carmen Pujades como nueva responsable de su elaboración y agradecemos a Paco Clemente el tiempo dedicado hasta ahora a esta sección y su disponibilidad para hacer este “traspaso”. En este número

son siete los artículos revisados con variada temática de manera que hay para cubrir el interés de los socios más allá del área a la que cada uno se dedique.

Este es, pues, el contenido de este número, fruto del trabajo de autores, editores y revisores, a los que agradecemos su trabajo, y que confiamos que sea del agrado de todos.

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

Comparison of absorbed dose to water and absorbed dose to medium in prostate and head and neck treatments. Analysis with different grid sizes and CT calibration curves

David García Riñón, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Raúl Sánchez López
Moisés Sáez Beltrán

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

Fecha de Recepción: 05/10/2021 - Fecha de Aceptación: 04/02/2022

Se analizan las diferencias entre distribuciones de dosis calculadas con $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en el planificador Monaco para tratamientos de próstata y cabeza y cuello. Se realiza una división de órganos en forma de capas de diferentes espesores para evaluar la influencia del tamaño de rejilla de cálculo (3 mm y 1 mm) y se estudia cómo afecta la curva de calibración CT a la dosis calculada. Los resultados muestran una variación, $\frac{D_{w,m} - D_{m,m}}{D_{w,m}}$, de dosis media de 0.1%-0.3% en recto y vejiga, aproximadamente 1% en canal medular y cavidad oral, 3% en cabezas femorales y 7% en mandíbula. El cubrimiento del PTV es superior en $D_{w,m}$ un 0.04%, 1.22% para próstata y un 0.92%, 5.8% en cabeza y cuello (V95%, V100% respectivamente). Diferencias en cabeza y cuello en cobertura al PTV, según su grado de solapamiento con hueso, son suficientemente importantes para que la elección del medio de absorción afecte al control tumoral. Las variaciones de dosis entre regiones de diferentes densidades son superiores con el tamaño de rejilla de 1mm, mostrando una mayor sensibilidad a la interfase. La variación con la curva de calibración CT solo es apreciable (0.38%) en órganos de densidad muy diferente a la del agua.

Palabras clave: Dosis absorbida en agua y dosis absorbida en medio, Monte Carlo, TPS Monaco, interfase.

Differences between the dose distributions calculated with $D_{w,m}$ and $D_{m,m}$ on the Monaco planner for treatments of prostate and neck and head are analyzed. A division of organs in the form of layers of different thicknesses is performed to evaluate the influence of the calculation grid size (3mm and 1mm). Study of how affect the curve of calibration CT to calculated doses is made. The results show a variation, $\frac{D_{w,m} - D_{m,m}}{D_{w,m}}$, mean doses of 0.1%-0.3% on rectum and bladder, around 1% on spinal cord and oral cavity, 3% on femoral heads and 7% on jawbone. The coverage of PTV is superior in $D_{w,m}$ in a 0.04%, 1.22% for prostate and 0.92%, 5.8% in head and neck (V95%, V100% respectively). Differences in head and neck regarding coverage of PTV, according his grade of overlap with bone, are important enough for the choice of absorption medium to affect tumour control. Dose variations between regions of different densities are superior with 1mm size grid, showing a higher sensibility to the interface. The variation with the CT calibration curve is only appreciable (0.38%) in organs with a density very different from that of water.

Key words: Absorber dose to medium and absorber dose to water, Monte Carlo, TPS Monaco, interface.

*Correspondencia: dgrinon@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.001>

Introducción

Uno de los temas de discusión actuales en radioterapia se centra en la inconsistencia en el cálculo de dosis dependiendo del medio de transporte (m.t) y del medio de deposición o absorción (m.a) elegidos al utilizar los diferentes tipos de algoritmos comerciales incluidos en los programas de planificación de tratamientos (TPS).¹

Los algoritmos convencionales (p.e 3DCRT, *pencil beam*, superposición/convolución) calculan la dosis considerando el medio en términos de composición agua con diferentes densidades electrónicas dependiendo del material que constituye el paciente. Es decir, tanto el m.t como el m.a para el cálculo de dosis se consideran agua. Esto ha sido definido como reportar la dosis transportada y depositada en agua ($D_{w,w}$).¹

Por otra parte, TPS basados en algoritmos de Monte Carlo (Cyberknife, iPlan, RayStation o Monaco) realizan el cálculo de dosis mediante la simulación de trayectorias de las partículas generadas por la radiación inicial obteniendo una matriz tridimensional de energía que se convierte en dosis para cada voxel dependiendo de la densidad electrónica y composición del medio con el que interactúan y cuyo valor se obtiene a partir de las unidades CT. Esto hace que tanto su m.t como su m.a sean medio. Por tanto, estos algoritmos calculan la dosis de manera inherente en medio, lo que se denomina $D_{m,m}$.²

Actualmente, este segundo tipo de algoritmos se consideran más apropiados para el cálculo de dosis en los tratamientos de radioterapia, debido a su exactitud en el cálculo en tejidos heterogéneos³ y a que la mejora de los equipos informáticos permite su uso con una velocidad de cálculo apta para su uso clínico.⁴ Estos algoritmos poseen la capacidad de simular el transporte de radiación de fotones secundarios dispersos, permitiendo un cálculo de la distribución de dosis más precisa, especialmente en el caso de haces estrechos en presencia de medios de baja densidad.⁵⁻⁷

Tradicionalmente, la elección del cálculo de dosis se ha llevado a cabo considerando agua como m.a y m.t. ($D_{w,w}$). Esta elección es debida fundamentalmente a que los protocolos de calibración de las unidades de tratamiento se llevan a cabo en agua,⁸ a que los comisionados de los planificadores se realizan con pruebas en maniqués de agua,⁹ al hecho de que los ensayos clínicos se han realizado con estudios reportados en dosis en agua, y a que la tecnología existente no poseía una potencia de cálculo suficiente para obtener un resultado por un método determinista en un tiempo razonable. Esta suposición de que el cuerpo humano es agua (con densidad electrónica del medio) es una buena primera aproximación ya que la mayoría de tejidos tienen propiedades respecto a la absorción

de dosis similares al agua.^{10,11} Esto ha llevado a buscar una forma para conseguir determinar la dosis en agua en TPS que siguen algoritmos Montecarlo, en vez de emplear $D_{m,m}$, que es el cálculo inherente a este tipo de algoritmos, motivándose un intenso debate de como calcular la dosis en estos TPS.¹²

La conversión de agua a medio en este tipo de algoritmos se realiza mediante la razón de los poderes de frenado sobre la fluencia de electrones secundarios (1). Este método de conversión se basa en el descrito por Siebers et al.,¹³ que al aplicar una teoría de cavidades de Bragg Gray simplifica la expresión a la razón de poderes de frenado. Se llama a esta forma de indicar la dosis como $D_{w,m}$, donde el m.a es agua y el m.t es medio.

$$\frac{D_w}{D_m} = S_m^w = \frac{\int \varphi_w(E) \left(\frac{\xi}{\rho}\right)_w dE}{\int \varphi_m(E) \left(\frac{\xi}{\rho}\right)_m dE} \quad (1)$$

Numerosos estudios han analizado las diferencias entre el cálculo de dosis de $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ para diferentes tipos de tejido. Se considera que variaciones mayores del 7% en el valor de la dosis absorbida son clínicamente detectables¹⁴ y varios estudios han mostrado que variaciones del 5% en la dosis pueden llevar a variaciones en las complicaciones del tejido sano de un 20%-30% y a cambios en el control tumoral del 10%-20% si la dosis prescrita cae en la región más inclinada de la curva dosis-efecto.^{15,16} Por lo tanto, esta diferencia en el cálculo de dosis puede ocasionar cambios de prescripción de los tratamientos^{12,17} y hace que su elección sea un tema relevante en los tratamientos de radioterapia.

En tejidos con densidad cercana al agua como el músculo la elección del cálculo de dosis apenas influye dado que para fotones de megavoltaje $D_{m,m}$ es inferior a $D_{w,w}$ en torno al 0.7%-1.4%¹⁸ y a $D_{w,m}$ en torno a 1%-1.4%.¹⁹ En el caso de tejido pulmonar debido al aumento de la dispersión lateral se encuentra que la dosis mínima al calcular en $D_{m,m}$ es inferior en torno al 3.88% frente a $D_{w,m}$, lo que conlleva a una disminución de la cobertura.²⁰ Sin embargo para tejidos con densidad hueso y estructuras rodeadas de hueso denso la diferencia llega hasta valores un 10% inferiores en $D_{m,m}$ frente a $D_{w,m}$.²¹

El objetivo de este estudio es analizar las diferencias de dosis entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en tratamientos de cabeza y cuello y de próstata, evaluar el efecto del tamaño de la rejilla de cálculo en la dosis calculada en la interfase entre distintas densidades y cómo afecta la elección de la curva de calibración CT de densidad electrónica-HU al cálculo de dosis entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$.

Material y métodos

Para este estudio se utiliza un TPS Monaco* versión 5.11.03 (Elekta AB, Estocolmo, Suecia) que usa un algoritmo Montecarlo XVMC, desarrollado a partir de las investigaciones de Flippel et al.²²⁻²⁶ Este algoritmo utiliza un sistema multicapa que genera historias de partículas que abarcan desde una partícula inicial hasta varias generaciones de electrones y fotones secundarios y que interactúan según cuatro interacciones (Compton, Rayleigh, creación de pares y fotoeléctrica) cuya probabilidad de ocurrencia depende de la sección eficaz diferencial para cada densidad, composición del medio y energías dadas, siendo la interacción Compton la predominante para el rango de energías de megavoltaje y número atómico de los tejidos del cuerpo humano. Este proceso se detiene cuando la partícula posee una energía por debajo de un umbral o si las partículas han abandonado la región de interés.

El proceso de obtención de la sección eficaz total Compton es el siguiente. La curva de calibración CT, incluida en el TPS, asocia valores de unidades Hounsfield a valores de densidad electrónica. De estos valores de densidad electrónica el TPS obtiene los valores de densidad de masa que corresponden a una sección eficaz total Compton determinada. Tal correspondencia se obtiene por medio de la ecuación (2)*, donde $f_c(\rho)$ es una función de ajuste obtenida en el análisis realizado por la ICRU 46.²⁷ Esta función de ajuste permite obtener la sección eficaz total Compton para un continuo de valores de densidad de masa. Aunque la forma de obtener las secciones eficaces de los datos de la ICRU 46²⁷ es a partir de la densidad (aproximación que el documento acepta como válida para los tejidos del cuerpo humano), esta es obtenida a partir de la densidad electrónica de la curva de calibración CT, por lo que la composición del medio es tenida en cuenta.

$$\sigma_c(\rho, E) = \frac{\rho}{\rho_w} f_c(\rho) \sigma_c^w(E) \quad (2)$$

La diferencia de dosis absorbida entre dos medios distintos, como expresa el teorema de Fano,²⁸ no se da por la diferencia de densidad de los medios sino fundamentalmente por la diferencia de coeficientes másicos de absorción energéticos de cada medio (que dependen de la sección eficaz de interacción) y en menor medida por la razón de poderes de frenado entre ambos medios. Puesto que la densidad electrónica (y por tanto la densidad) de los tejidos se mantiene constante en $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$, los coeficientes

másicos de absorción energéticos son idénticos y el cambio de dosis absorbida se produce, como se ha mencionado, por la razón de poderes de frenado. En medios de densidad de cercanía al agua la conversión por razones de frenado es cercana a la conversión por coeficientes másicos de absorción. Sin embargo, en los casos de tejidos con densidad muy alejada del agua, como el hueso, no existe correspondencia total entre la razón de poderes de frenado de Bragg Gray, con la que se produce el cambio a $D_{w,m}$, y la función de ajuste (coeficientes másicos de absorción energéticos), con la que se calcula $D_{m,m}$. Esto se expresa en el estudio realizado por Reynaert et al.²⁹ en el que para regiones de densidad hueso la razón de poderes de frenado de agua a hueso es un 6% mayor que el dado por los coeficientes másicos de absorción energético para una energía nominal de fotones de 6 MV. Esto se debe a que la resolución de los voxels, que como mínimo es de 1 mm, es superior al rango de los electrones secundarios en hueso (0.5 mm) por lo que un tratamiento de cavidades pequeñas como el de Bragg Gray sobreestima la conversión de dosis. En un estudio realizado por Ma et al.¹⁷ se llegó a determinar que la variación entre la $D_{w,w}$ de los algoritmos convencionales difiere en torno a un 4% de $D_{m,m}$ calculado por Montecarlo, pero hasta un 11% con la $D_{w,m}$, por lo que recomienda utilizar $D_{m,m}$. La razón de la discrepancia entre $D_{w,w}$ y $D_{w,m}$ es debida a que $D_{w,m}$ se obtiene a partir de $D_{m,m}$ por una razón de poderes de frenado, en lugar de por una razón de coeficientes de absorción energéticos.

Para reducir el tiempo de cálculo el TPS Monaco utiliza historias condensadas y métodos de reducción de varianza,²⁶ como *photon splitting* (para minimizar el número de fotones que no entran dentro del campo), *russian roulette* (rechazo de rango: rechazar energías por encima o debajo de un valor determinado) o repetición de la historia de electrones.

El sistema multicapa del XVMC tiene 3 fases. El primero, *Virtual fluence model*³⁰⁻³¹ donde se genera una fuente de fotones con distribuciones gaussianas cuyo origen es el target y que tiene en cuenta la radiación electrónica y los fotones secundarios generados por elementos fijos del cabezal como el filtro aplanador. De aquí los fotones pasan a la segunda capa denominada *Full MC geometry simulation* donde se produce la modulación del haz (mandíbulas, láminas) y cuyos valores son obtenidos en el comisionado. Por último, se realiza la fase del *Patient Dose Computation*, en la que la radiación impartida es simulada sobre la geometría del paciente basándose en los poderes de frenado y en los coeficientes de atenuación (obtenidos del análisis del ICRU 46²⁷).

En cuanto al proceso de cálculo en el TPS Monaco, este consta de dos fases. En una primera fase define las estructuras y divide el rango del giro del gantry en un número fijo de sectores. Por medio de cálculo *pen*

* Monaco Dose Calculation Technical Reference. In. St. Louis, MO: Elekta, 2014.

Tabla 1. Prescripciones de los tratamientos y parámetros de cálculo.

Próstata							
Número de PTV	Casos	Prescripción (Gy)	Arco	Nº de vueltas	Puntos de control	Incertidumbre de cálculo	Mínimo segmento permitido
3	1	72.4; 59.4; 53.7	Completo	2	180; 200	1%	(0.5; 1) cm ²
2	3	(72.4; 59.4)					
1	6	y (68.2; 52.7) 68.2; 60 y 55					
Cabeza y cuello							
Número de PTV	Casos	Prescripción (Gy)	Arco	Nº de vueltas	Puntos de control	Incertidumbre de cálculo	Mínimo segmento permitido
4	1	69.96; 60; 59.4; 54.12	Semicompleto Inicio: 210° Final: 150°	2-3	180	1%	(0.5; 0.6) cm ²
3	7	69.96; 59.4; 54.12					
2	1	60; 54.12					
1	1	70					

cil beam se obtiene la dosis y se optimiza la fluencia de cada sector variando el segmentado y sus pesos hasta conseguir las restricciones de dosis impuesta a cada estructura. En la segunda fase se determinan las trayectorias de las láminas y las posiciones del brazo convirtiendo la fluencia de la fase 1 en múltiples puntos de control. Finalmente se inicia el cálculo de Montecarlo haciendo una nueva optimización en los pesos del segmentado según los objetivos establecidos.

Se han analizado 20 pacientes, de ellos 10 son tratamientos de próstatas y 10 son de cabeza cuello, cuyas prescripciones y parámetros de cálculo se muestran en la tabla 1. Todos los tratamientos se han planificado con arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) para fotones de energía nominal de 6 MV. El espesor de corte es de 3mm para tratamientos de próstata y 2 mm o 3 mm para los tratamientos de cabeza y cuello. Ninguna estructura ha requerido forzar su densidad, es decir, no ha sido necesario modificar el valor original de densidad electrónica dado por la imagen del TC, dado que los volúmenes con densidad equivalente a aire en el interior del recto y el intestino se encuentran fuera de la zona de tratamiento o son pequeños.

Todos los tratamientos han sido optimizados utilizando $D_{w,m}$ y se han recalculado para $D_{m,m}$ manteniendo el segmentado, por lo que los únicos parámetros modificados han sido la elección del m.a en el cálculo de dosis, el tamaño de rejilla de cálculo (3 mm y 1 mm) y las curvas de calibración CT (mostradas en la tabla 2).

Se ha comparado la variación con la siguiente expresión, ecuación (3)

$$VarDX(\%) = \frac{DX_{w,m} - DX_{m,m}}{DX_{w,m}} * 100 \quad (3)$$

correspondiendo DX a la dosis $D2$ (dosis del 2% de volumen), $D98$ (dosis del 98% de volumen), $D50$ (dosis del 50% de volumen) o DM (dosis media) entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ de cada estructura para tamaño de rejilla 3 mm y 1 mm y para dos curvas de calibración distintas.

Se han estudiado las diferencias entre los valores de V95% (volumen que recibe el 95% de dosis prescrita), V100% (volumen que recibe el 100% de la dosis prescrita) y V107% (volumen que recibe el 107% de la dosis prescrita) entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ para los PTV de cada paciente, tanto en los tratamientos de próstata como en los de cabeza y cuello. En los PTV de cabeza y cuello se ha optado por separarlos en objetivos primarios (69.96 Gy y 66 Gy) y secundarios (59.4 Gy y 54.1 Gy).

Para los tejidos sanos se ha realizado un estudio del gradiente de la dosis desde la superficie del órgano hasta su interior, para lo que se hacen 5 anillos en forma de capas. Estas capas parten a 0.5 mm fuera de la superficie adentrándose las siguientes capas en el órgano y tienen un espesor de 0.5 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm y 5 mm. Para la creación de estas estructuras se ha utilizado la herramienta del TPS '3D auto margin' que utiliza expansiones booleanas. El tamaño, sobre todo de los dos primeros anillos, es menor que la resolución del TC por lo que se producen solapamientos de estos con la superficie del órgano en algunos cortes.

Se representan y comparan las variaciones de dosis media $VarDM(\%)$ en cada anillo para cada tamaño de rejilla de cálculo con la densidad electrónica asociada a cada anillo. Esto tiene como objetivo observar que tamaño de rejilla obtiene una mayor correlación entre la dosis calculada y la densidad electrónica en zonas de heterogeneidad.

Tabla 2. Valores de las curvas de calibración CT1 y CT2, Unidades Hounsfield o Unidades CT (CT) y densidad electrónica asociada (ED). Interpolación de valores de referencia y diferencia porcentual entre los valores interpolados de las dos curvas de calibración.

Curvas de calibración				Interpolación			Diferencia (%)
CT1		CT2			CT1	CT2	$\frac{ED(CT1) - ED(CT2)}{ED(CT1)}$
CT	ED	CT	ED	CT	ED	ED	
-993	0.01	-1000	0.01	-500	0.458	0.515	-12.392
-768	0.19	-848	0.19	-100	0.920	0.927	-0.833
-468	0.49	-524	0.49	-50	0.973	0.974	-0.154
-74	0.95	-78	0.95	0	1.005	1.000	0.536
-42	0.98	-43	0.98	10	1.013	1.010	0.351
-7	1	0	1	30	1.028	1.029	-0.011
45	1.04	42	1.04	50	1.047	1.048	-0.082
52	1.05	52	1.05	100	1.069	1.066	0.288
226	1.12	259	1.12	280	1.142	1.127	1.281
913	1.51	992	1.51	400	1.219	1.195	1.949
4800	3.36	4800	3.36	750	1.417	1.381	2.556
7500	6.74			1000	1.551	1.514	2.418

Con el fin de valorar como afecta cada tamaño de rejilla en zonas de heterogeneidad a cada medio de absorción por separado se utiliza una expresión ligeramente diferente a $VarDx(\%)$ y a la que llamaremos $RejDM(\%)$ definida por la siguiente expresión, ecuación (4):

$$RejDM(\%) = \frac{DM(3 \text{ mm}) - DM(1 \text{ mm})}{DM(3 \text{ mm})} * 100 \quad (4)$$

Esta expresión difiere en $VarDM(\%)$ en que en ella el medio de absorción, $D_{m,w}$ o $D_{m,m}$, es siempre el mismo.

Resultados

Variaciones por el medio de absorción

En las tablas 3 y 4 se muestran las variaciones obtenidas. Se observa que entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ las variaciones de DM son en torno al 3% [2.27% - 3.91%] para las cabezas femorales y hasta un 7% [5.91%- 7.85%] para la mandíbula. Las variaciones para $D2$, $D98$ y $D50$ son similares a estos valores, exceptuando $D2$ en la mandíbula que está por debajo del 6% [4.29% - 6.61%]. Para órganos con densidad cercana al agua y alejados de hueso como son el recto, vejiga y los PTV de la próstata, la variación es prácticamente nula,

con variaciones de DM de 0.3% [0% - 0.69%] para el recto y 0.1% [(-0.12%) - 0.5%] para la vejiga y los PTV [(-0.63%) - 0.59%]. En cambio, en órganos con densidad cercana al agua y rodeados o insertos en órganos de densidad hueso como son la cavidad oral, el canal medular, el tronco y los PTV de cabeza y cuello, la variación se encuentra en torno al 0.7%-1% para DM , $D2$ y $D50$, alcanzándose valores del 2% en $D98$ para los PTV. Se ha observado que el intestino delgado es el único órgano que muestra una variación negativa, llegando hasta el -0.73 % [(-1.47%) - 0.54%], por lo que $D_{m,m}$ sobredosifica respecto a $D_{w,w}$.

Es de señalar que para la variación de DM el valor superior e inferior del rango se corresponde con los pacientes con mayor y menor densidad electrónica de cada órgano respectivamente. Además, se ha obtenido un coeficiente de correlación entre las variaciones de DM y la media de densidad electrónica de 0.98 para la rejilla 3 mm y 0.99 para 1 mm.

El análisis de V95%, V100% y V107% (fig. 1) ha mostrado que no existe una diferencia significativa en el caso de los volúmenes objetivo del tratamiento de próstata, obteniendo una desviación en promedio ($D_{w,m} - D_{m,m}$) del V95% = 0.04 [(-0.37)-0.72], V100% = 1.22 [(-0.41)-4.67] y V107% = -0.76 [(-2.66)-0.5]. Ninguna disminución del V95% al variar el medio de absorción a $D_{m,m}$ ha sobrepasado el límite de cubrimiento mínimo del V95% = 95%. Los valores altos del V107% en algunos PTV se deben a que están dentro de objetivos de mayor prescripción,

Tabla 3. Variaciones porcentuales $VarDx(\%)$, con su desviación estadística, utilizando la aproximación de Bessel, de $D2$, $D98$, $D50$ y DM para cada estructura estudiada en los tratamientos de próstata. Todo ello para los diferentes tamaños de rejilla y las dos curvas de calibración CT. Densidad electrónica media y la media de la desviación de la densidad electrónica para cada estructura.

Próstata			$VarD2(\%)$	$VarD98(\%)$	$VarD50(\%)$	$VarDM(\%)$	Media densidad electrónica	Media de la desviación de densidad electrónica
Cabeza femoral izquierda	CT1	Rejilla 3 mm	3.20 ± 0.60	3.37 ± 1.23	3.00 ± 0.71	3.11 ± 0.50	1.153 ± 0.029	0.116 ± 0.014
		Rejilla 1 mm	3.35 ± 0.67	3.54 ± 0.83	3.05 ± 0.79	3.13 ± 0.45		
	CT2	Rejilla 3 mm	2.93 ± 0.58	3.24 ± 0.75	2.70 ± 0.64	2.81 ± 0.39	1.145 ± 0.027	0.107 ± 0.014
Cabeza femoral derecha	CT1	Rejilla 3 mm	2.91 ± 0.37	3.37 ± 1.33	2.95 ± 0.64	3.05 ± 0.50	1.149 ± 0.035	0.128 ± 0.021
		Rejilla 1 mm	2.98 ± 0.42	3.58 ± 0.92	2.99 ± 0.65	3.08 ± 0.43		
	CT2	Rejilla 3 mm	2.61 ± 0.42	2.95 ± 1.09	2.76 ± 0.54	2.75 ± 0.38	1.131 ± 0.030	0.118 ± 0.020
Recto	CT1	Rejilla 3 mm	0.43 ± 0.27	0.54 ± 0.86	0.28 ± 0.24	0.27 ± 0.20	1.011 ± 0.305	0.057 ± 0.034
		Rejilla 1 mm	0.51 ± 0.24	0.29 ± 0.18	0.28 ± 0.17	0.35 ± 0.16		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.43 ± 0.23	0.27 ± 0.20	0.23 ± 0.15	0.29 ± 0.15	1.011 ± 0.305	0.054 ± 0.032
Vejiga	CT1	Rejilla 3 mm	0.05 ± 0.17	0.08 ± 0.94	0.18 ± 0.36	0.12 ± 0.20	1.009 ± 0.304	0.010 ± 0.002
		Rejilla 1 mm	0.10 ± 0.08	0.07 ± 0.06	0.12 ± 0.11	0.08 ± 0.08		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.05 ± 0.06	0.01 ± 0.06	0.05 ± 0.08	0.05 ± 0.06	1.006 ± 0.303	0.011 ± 0.003
Intestino delgado	CT1	Rejilla 3 mm	-0.57 ± 0.86	-0.88 ± 0.54	-0.59 ± 0.63	-0.73 ± 0.63	0.931 ± 0.284	0.152 ± 0.074
		Rejilla 1 mm	-0.22 ± 0.62	-0.49 ± 0.43	-0.57 ± 0.34	-0.53 ± 0.41		
	CT2	Rejilla 3 mm	-0.23 ± 0.59	-0.57 ± 0.42	-0.62 ± 0.29	-0.48 ± 0.36	0.942 ± 0.287	0.145 ± 0.072
PTV	CT1	Rejilla 3 mm	-0.19 ± 0.32	0.27 ± 0.90	0.13 ± 0.32	0.09 ± 0.34	1.000 ± 0.251	0.053 ± 0.016
		Rejilla 1 mm	-0.26 ± 0.30	0.31 ± 0.92	0.05 ± 0.30	0.03 ± 0.33		
	CT2	Rejilla 3 mm	-0.28 ± 0.26	0.20 ± 0.78	0.06 ± 0.21	0.04 ± 0.31	1.000 ± 0.241	0.049 ± 0.015

tanto en los tratamientos de próstata como en los de cabeza y cuello.

Los resultados de los objetivos para los PTV en cabeza y cuello si son importantes, sobre todo en los primarios. Se han encontrado diferencias del V95% en promedio ($D_{w,m} - D_{m,m}$) de 1.83 [0–7.16], V100% = 10.53 [4.32–24] y V107% = 1.19 [(-0.22)–10.38]. Dos de los volúmenes objetivos han disminuido lo suficiente al variar el medio de absorción a $D_{m,m}$ como para no alcanzar el límite inferior del V95% = 95%. Las pérdidas de cobertura alcanzan valores de 24%, 16% y 13%. En los objetivos secundarios aunque las diferencias no son tan grandes, siguen siendo importantes, con variaciones del V95% = 0.33 [0–1.17]; V100% = 2.72 [0.42–12.8] y V107% = 2 [(-1.91)–7]. No se encuentra ningún caso en que $D_{m,m}$ rebase el límite del V95% = 95%.

Variaciones por el tamaño de rejilla

La comparación de la variación de dosis entre tamaños de rejilla de cálculo en el CT1 se muestra en la

fig. 2. La tendencia en los órganos de densidad hueso es aumentar la variación de la DM para el tamaño de rejilla de 1mm, especialmente en la mandíbula, siendo la diferencia de la variación de DM superior un 0.43% [0.29% – 0.62%] en el tamaño de rejilla de 1mm respecto al de 3mm. Esto también ocurre en órganos que pueden contener aire, como son el caso del intestino y el recto con variación superiores para la rejilla de 1mm en la DM de 0.2% [(-0.27%) – 0.88%] para el intestino y de 0.08% [(-0.13%) – 0.23%] para el recto. En cuanto a la mayoría del resto de órganos de densidad cercana al agua se ha obtenido una disparidad de resultados, resultando una variación mayor para 3 mm en DM y una mayor para 1 mm en $D2$. El canal medular muestra en especial valores de variación superiores en 3mm, siendo la variación de $DM = 0.17\%$ [0% – 0.4%] y $D2 = 0.3\%$ [(-0.14% – 1.32%)].

El análisis de la interfase se muestra en la fig. 3, fig. 4 y la tabla 5. En la fig. 3 se observa que en las cabezas femorales y la mandíbula la rejilla de cálculo de tamaño 1 mm muestra una variación de DM menor respecto a la de 3mm en los anillos mas cercanos en la interfase (0.5 mm-superficie y superficie-0.5 mm),

Tabla 4. Variaciones porcentuales $VarDx(\%)$, con su desviación estadística, utilizando la aproximación de Bessel, de $D2$, $D98$, $D50$ y DM para cada estructura estudiada en los tratamientos de próstata. Todo ello para los diferentes tamaños de rejilla y las dos curvas de calibración CT. Densidad electrónica media y la media de la desviación de la densidad electrónica para cada estructura.

Cabeza y cuello			$VarD2$ (%)	$VarD98$ (%)	$VarD50$ (%)	$VarDM$ (%)	Media densidad electrónica	Media de la desviación de densidad electrónica
Mandíbula	CT1	Rejilla 3 mm	5.43 ± 0.61	6.89 ± 1.15	6.77 ± 0.40	6.58 ± 0.55	1.436 ± 0.435	0.230 ± 0.031
		Rejilla 1 mm	5.86 ± 0.51	7.42 ± 1.19	7.23 ± 0.48	7.01 ± 0.57		
	CT2	Rejilla 3 mm	5.05 ± 0.55	6.63 ± 1.13	6.44 ± 0.43	6.20 ± 0.54	1.407 ± 0.426	0.223 ± 0.033
Cavidad oral	CT1	Rejilla 3 mm	0.76 ± 0.56	1.29 ± 1.28	1.10 ± 0.40	1.01 ± 0.39	0.997 ± 0.305	0.202 ± 0.135
		Rejilla 1 mm	0.91 ± 0.43	1.65 ± 1.60	1.12 ± 0.53	1.04 ± 0.44		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.76 ± 0.44	1.28 ± 1.33	1.04 ± 0.49	0.95 ± 0.39	0.998 ± 0.305	0.194 ± 0.139
Canal medular	CT1	Rejilla 3 mm	0.96 ± 0.73	-0.34 ± 2.26	0.73 ± 1.48	0.93 ± 0.27	1.031 ± 0.311	0.034 ± 0.008
		Rejilla 1 mm	0.65 ± 0.34	0.64 ± 0.43	0.60 ± 0.37	0.76 ± 0.16		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.84 ± 0.46	0.83 ± 0.57	0.73 ± 0.34	0.90 ± 0.19	1.031 ± 0.311	0.033 ± 0.006
Tronco	CT1	Rejilla 3 mm	0.59 ± 0.44	0.20 ± 1.42	0.72 ± 1.04	0.76 ± 0.23	1.036 ± 0.312	0.018 ± 0.025
		Rejilla 1 mm	0.64 ± 0.28	0.61 ± 0.18	0.72 ± 0.19	0.74 ± 0.08		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.74 ± 0.17	0.62 ± 0.14	0.86 ± 0.14	0.75 ± 0.07	1.036 ± 0.312	0.010 ± 0.020
PTV	CT1	Rejilla 3 mm	0.54 ± 0.37	2.08 ± 1.71	0.80 ± 0.36	0.94 ± 0.38	1.027 ± 0.193	0.167 ± 0.046
		Rejilla 1 mm	0.57 ± 0.32	2.20 ± 1.92	0.76 ± 0.33	0.92 ± 0.36		
	CT2	Rejilla 3 mm	0.48 ± 0.31	1.93 ± 1.68	0.73 ± 0.32	0.86 ± 0.35	1.026 ± 0.192	0.160 ± 0.045

volviéndose superior en los anillos de (0.5-1.5) mm y (1.5-3.5) mm. En cambio en el canal medular la variación de DM que corresponde al tamaño de rejilla de 1 mm siempre es menor que para 3 mm. Se dan los siguientes coeficientes de correlación entre la variación de DM en cada anillo y la densidad electrónica de cada anillo. Para la cabeza femoral izquierda (3 mm = 0.87, 1 mm = 0.88), cabeza femoral derecha (3 mm = 0.84, 1 mm = 0.91), mandíbula (3 mm = 0.92, 1 mm = 0.94) y médula (3 mm = 0.94, 1 mm = 0.83).

Otra forma de evaluar cómo afecta a la interfase el tamaño de rejilla se muestra en la tabla 5. Cuanto mayor sea la diferencia de la variación de DM entre el anillo superior e inferior, mayor heterogeneidad de densidad existirá entre ambos. Las variaciones en las cabezas femorales y la mandíbula del paso del primer al segundo anillo (superficie), del paso del segundo anillo al tercero (zona cortical) y del 4 anillo al quinto (zona trabecular) son siempre superiores con el tamaño de rejilla de 1 mm. En cambio en el canal medular las diferencias con el paso de los anillos son muy similares entre el tamaño de 3 mm y de 1 mm.

Con el fin de estudiar cómo influye el tamaño de rejilla de cálculo a $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ por separado se estudia la comparación de DM de cada anillo entre el tamaño de rejilla de 3 mm y el de 1mm en cada medio de absorción $RejDM(\%)$. Se puede observar (fig. 4) que

es contraria en las cabezas femorales y la mandíbula. Mientras que en $D_{w,m}$ la dosis fuera de la superficie es mayor para el tamaño de rejilla de 3 mm, volviéndose menor frente a 1 mm conforme se adentra en el órgano; para $D_{m,m}$ la dosis es mayor utilizando la rejilla de tamaño de 1 mm fuera de la superficie, volviéndose menor frente al tamaño de rejilla de 3 mm conforme se adentra en el órgano. Además se muestra que esta discrepancia entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ es superior en la mandíbula. Las variaciones en los dos tamaños de rejilla de cálculo en el canal medular aunque siguen la misma tendencia, tienen valores mayores con la rejilla de 3 mm, sobre todo en los anillos cerca de la interfase del órgano.

Variaciones por la curva de calibración CT

Como observamos en la fig. 5 la variación de DM entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ para el tamaño de rejilla de 3mm es en general inferior para la curva de calibración CT2, siendo más prominente en órganos de densidad hueso. La mandíbula muestra una diferencia en la variación de la DM igual a 0.38% [0.32% – 0.50%] superior en la curva de calibración CT1 y las cabezas femorales una diferencia de variaciones de la DM del 0.3% [0.07% – 0.68%]. El tronco y el intestino delgado son las únicas estructuras que presentan una variación mayor para el

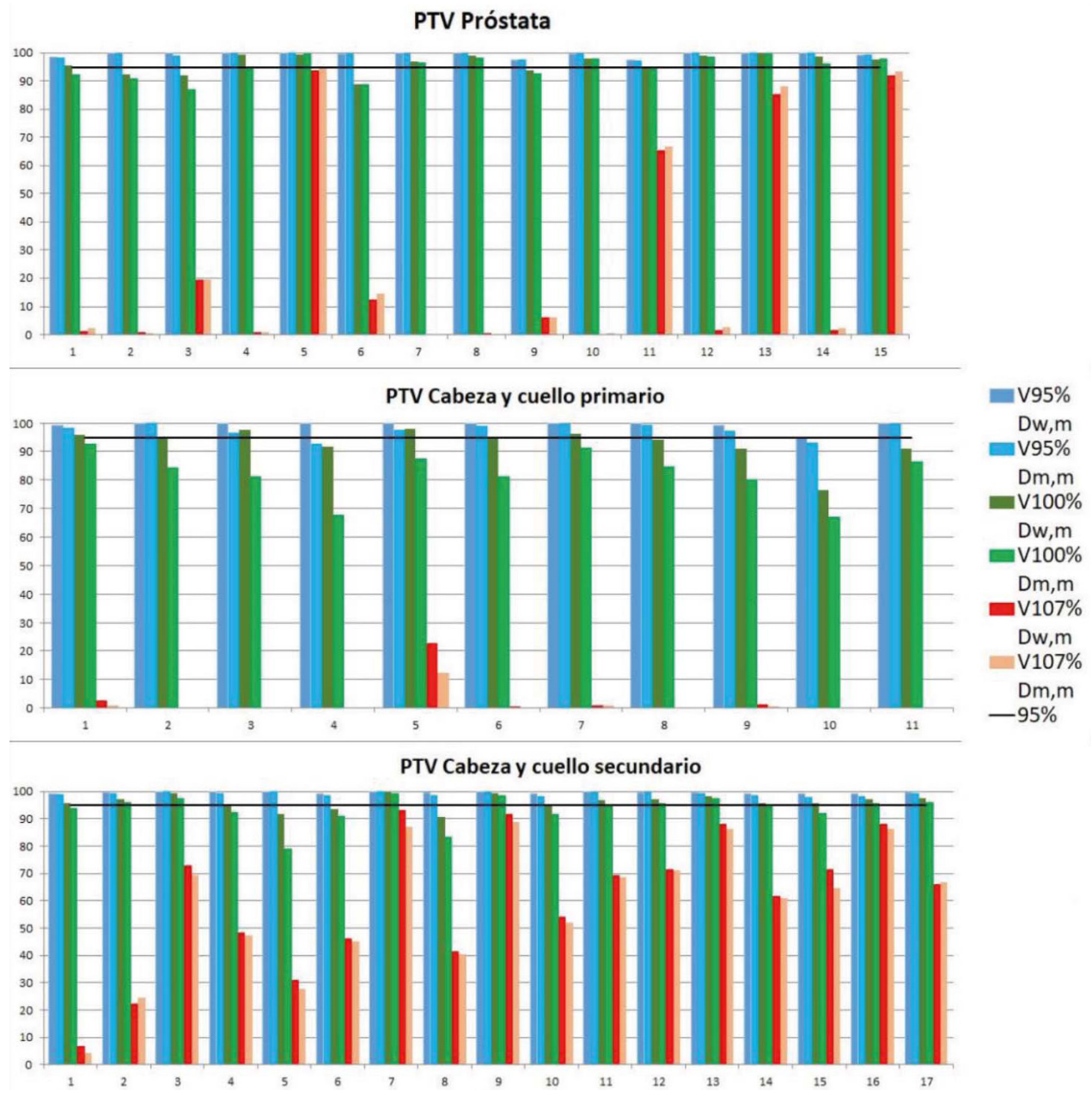


Fig. 1. Representación de V95%, V100% y V107% para los objetivos de próstata y los objetivos de cabeza y cuello para cada paciente utilizando el tamaño de rejilla de cálculo de 3 mm y la curva de calibración del CT1. Los objetivos de cabeza y cuello se han dividido en primarios (69.96 Gy y 66 Gy) y secundarios (59.4 Gy y 54.12 Gy).

CT2, siendo la única significativa para DM la diferencia de variación del intestino con un valor de 0.25% [(-0.27%) – 0.81%] superior con CT2.

Discusión

En la actualidad el debate acerca de cuál es la manera más adecuada de calcular la dosis, si $D_{w,m}$ o $D_{m,m}$, en TPS que utilizan algoritmos basados en cálculo por MonteCarlo, es un tema relevante en

radioterapia, existiendo fuertes argumentos para cada uno de ellos.¹²

$D_{m,m}$ representa con mayor precisión la composición del tejido, sin embargo los ensayos clínicos y los índices biológicos (TCP, NTCP, etc.) son dados en términos de $D_{w,w}$. Por ello para poder determinar que elección, si $D_{m,m}$ o $D_{w,m}$, es más adecuada se debería debatir y concluir si calcular la dosis en $D_{m,m}$ modifica las prescripciones de los tratamientos y sus conclusiones obtenidas y valorar si la correspondencia entre $D_{w,w}$ y $D_{w,m}$ es suficientemente precisa.

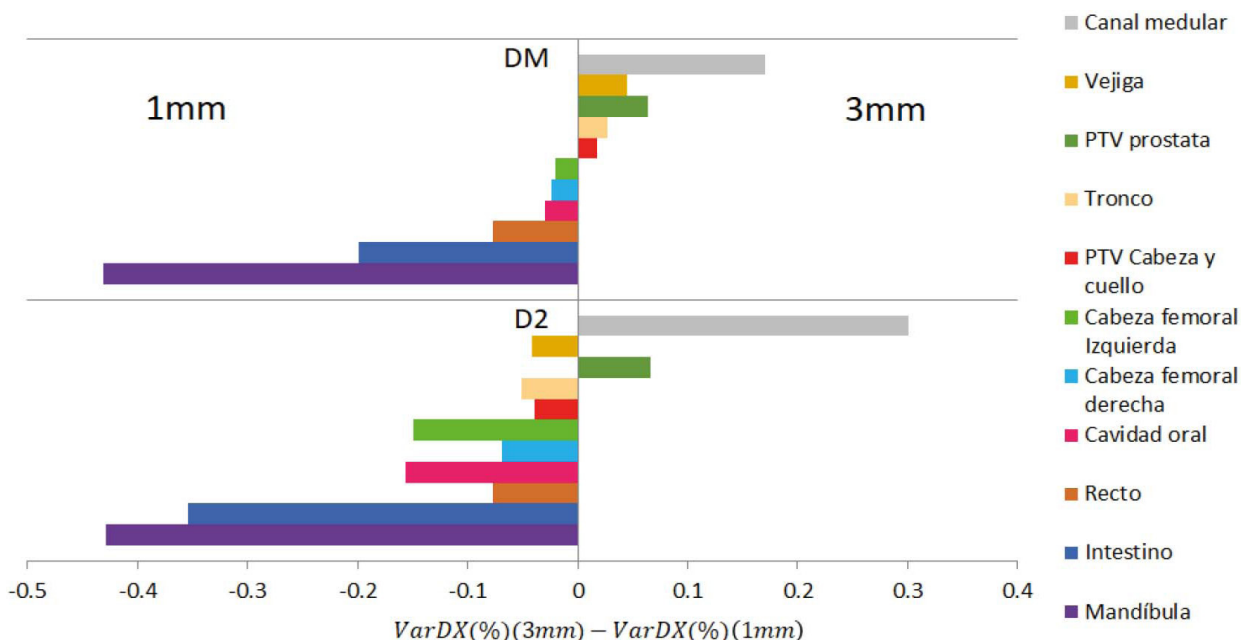


Fig. 2. Diferencia de las variaciones porcentuales de *DM* y *D2* entre el tamaño de rejilla de 3 mm y el de 1 mm, $VarDX\%(3\text{ mm}) - VarDX\%(1\text{ mm})$, para cada estructura utilizando la curva de calibración CT1. El panel derecho muestra las estructuras en las que la $VarDX\%$ de 3 mm es superior a $VarDX\%$ de 1 mm y el izquierdo al contrario.

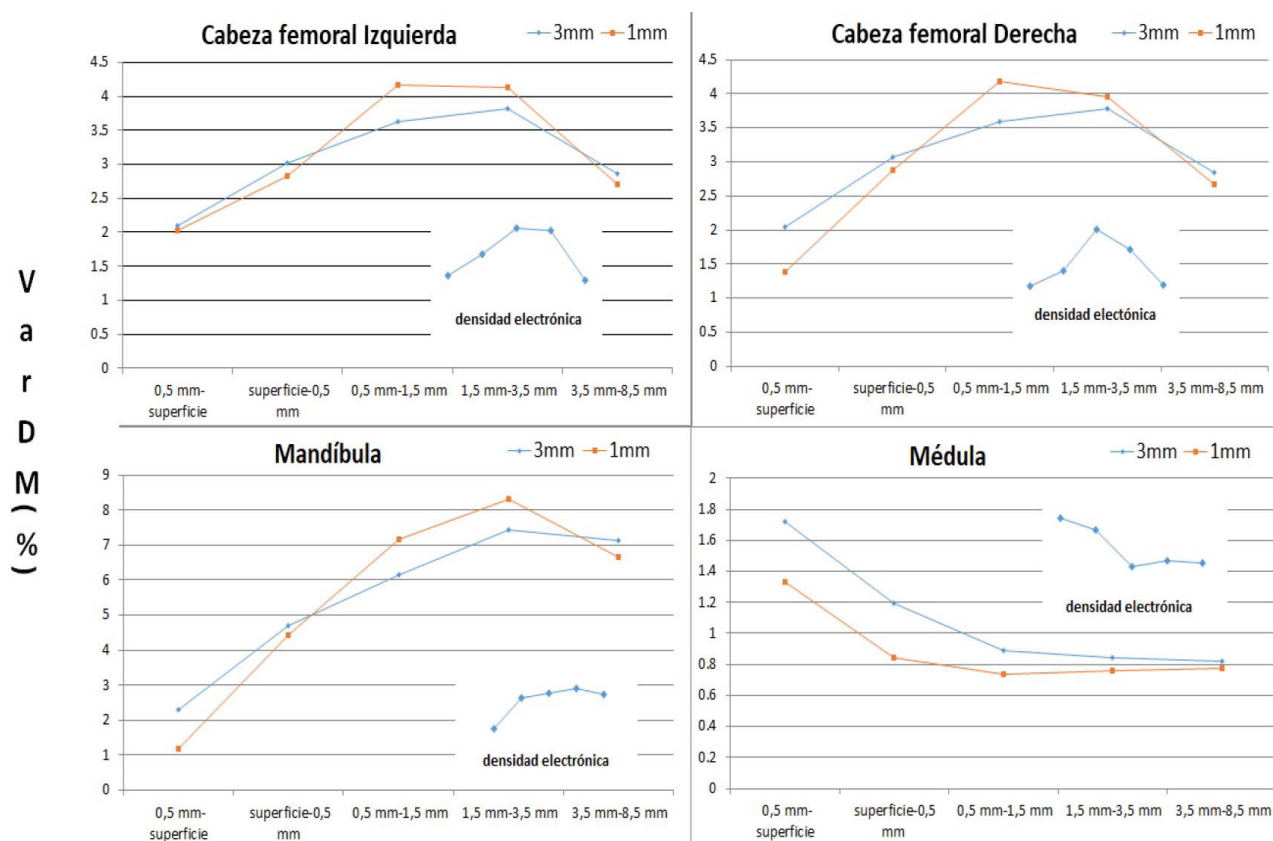


Fig. 3. Representación de $VarDM\%$ en cada anillo para los tamaños de rejilla de 3 mm y 1 mm. En el interior de la gráfica se muestra la representación de la densidad electrónica de cada anillo.

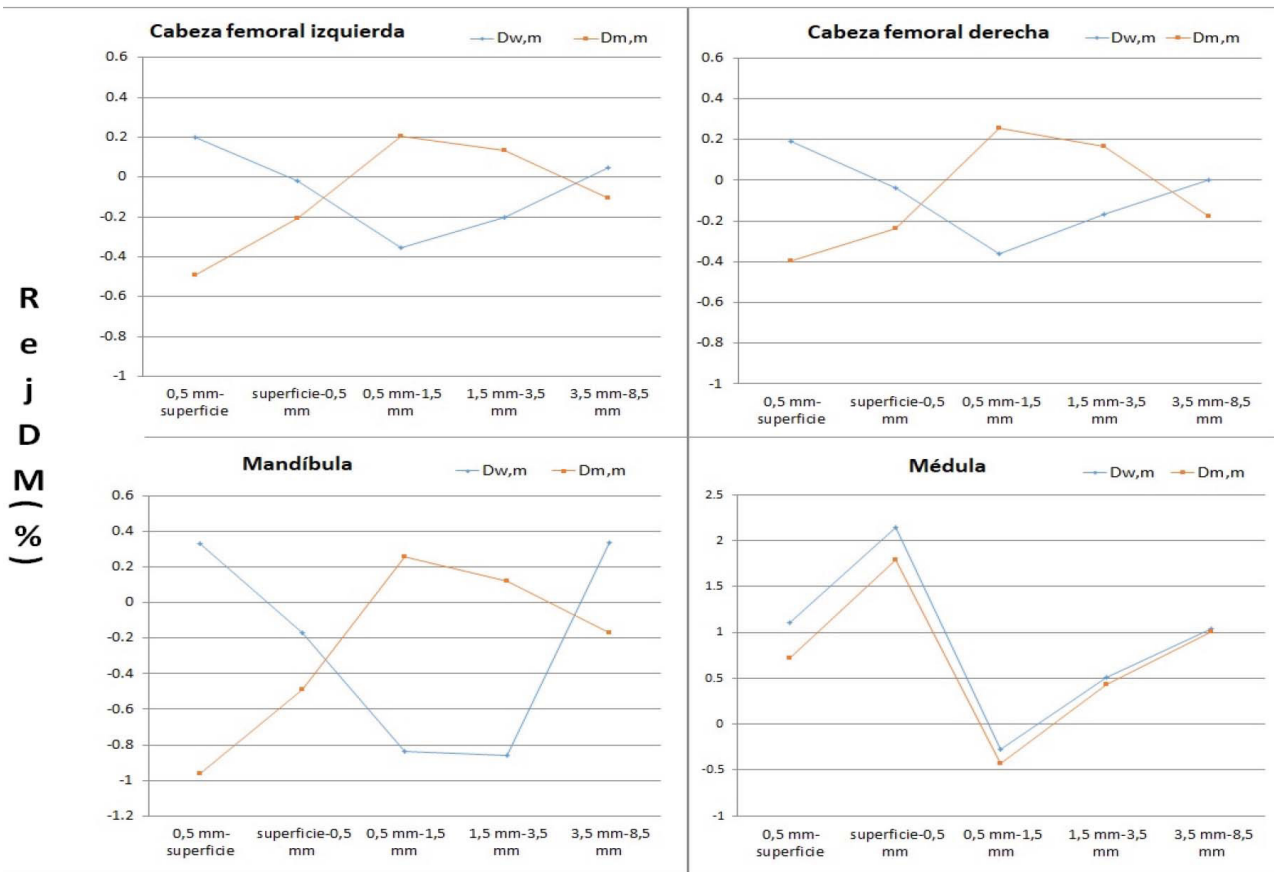


Fig. 4. Representación de $VarDM(\%)$ en cada anillo para los tamaños de rejilla de 3 mm y 1 mm. En el interior de la gráfica se muestra la representación de la densidad electrónica de cada anillo.

Repercusión por la elección del medio de absorción

Como muestran los resultados obtenidos, la diferencia entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ reside sobre todo en zonas de densidad muy diferente a la del agua. Estos valores son compatibles con el estudio de Gopal³² en tratamientos de cabeza y cuello, realizados en el mismo planificador Monaco, donde las variaciones de DM en los PTV no superan el 1%. Sin embargo, los valores de D_2 y D_{98} difieren a los obtenidos en el análisis realizado por Dogan et al.³³ utilizando el TPS Pinnacle (Philips Medical Systems, Fitchburg, WI, USA) con código de MonteCarlo integrado (EGS4) y que muestran una variación máxima de D_2 del 5.8% y de D_{98} hasta un 2.9% para los PTV en tratamientos de cabeza y cuello y un rango de un 4.2%-6.2% en la variación de DM para las cabezas femorales en tratamientos de próstata.

En este estudio se ha encontrado una infradosificación de $D_{w,m}$ en el caso del intestino en torno al -0.7%. Este valor puede deberse a no haber forzado el aire que se encuentra en él. En el caso de densidad hueso las diferencias son lo suficientemente importantes como para plantearse un cambio en las

restricciones de dosis para estos órganos si se elige calcular en $D_{m,m}$, sobre todo en cuanto estos tienen una alta densidad homogénea de hueso (como la mandíbula). De esta manera el debate se centra en tres situaciones: órganos de densidad hueso, tumores que solapan o penetran en hueso y tumores u órganos rodeados de hueso.

En los tratamientos de próstata los resultados muestran una discrepancia prácticamente nula para los órganos estudiados, exceptuando las cabezas femorales. Sin embargo, esta diferencia resulta menor que la generada por la incertidumbre producida al convertir a $D_{m,w}$ en regiones de hueso por un método de cavidades de Bragg Gray respecto a $D_{w,w}$ ¹⁷ y también menor que la discrepancia producida entre $D_{m,m}$ y $D_{w,m}$ para otros TPS.³³ Además la cobertura aumenta calculando en $D_{w,m}$, aunque esta variación es inferior a la que se considera en cuanto a afectación del control tumoral.¹⁵

Para el caso de tratamientos de cabeza y cuello las variaciones entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ son más relevantes. Se ha encontrado pérdidas del cubrimiento del PTV respecto al valor del $V_{95\%} = 95\%$ en algunos pacientes al calcular la dosis en $D_{m,m}$, así como una disminución de cobertura ($V_{100\%}$) con valores que llegan hasta el

Tabla 5. Diferencia de las variaciones porcentuales de *DM* (*VarDM*(%)) entre el anillo superior y el anillo inferior, $VarDM(\%)(\text{anillo superior}) - VarDM(\%)(\text{anillo inferior})$, para los dos tamaños de rejilla de cálculo.

	Diferencia de <i>VarDM</i> (%) entre el anillo superior e inferior			
	(0.5mm-sup)-(sup-0.5mm)	(0.5-1.5)mm-(sup-0.5mm)	(1.5-3.5)mm-(0.5-1.5)mm	(3.5-8.5)mm-(1.5-3.5)mm
Cabeza femoral Izq.				
Rejilla 3 mm	0.92 ± 0.22	0.61 ± 0.29	0.19 ± 0.23	-0.96 ± 0.35
Rejilla 1 mm	1.41 ± 0.35	1.32 ± 0.34	-0.02 ± 0.32	-1.43 ± 0.46
Cabeza femoral Der.				
Rejilla 3 mm	1.02 ± 0.31	0.52 ± 0.17	0.20 ± 0.19	-0.95 ± 0.22
Rejilla 1 mm	1.41 ± 0.28	1.31 ± 0.32	-0.24 ± 0.41	-1.29 ± 0.55
Mandíbula				
Rejilla 3 mm	2.26 ± 0.24	1.43 ± 0.29	1.30 ± 0.34	-0.24 ± 0.64
Rejilla 1 mm	3.23 ± 0.45	2.75 ± 0.28	1.18 ± 0.63	-1.66 ± 0.78
Canal Medular				
Rejilla 3 mm	-0.52 ± 0.20	-0.31 ± 0.15	-0.05 ± 0.07	-0.02 ± 0.16
Rejilla 1 mm	-0.49 ± 0.23	-0.10 ± 0.08	0.02 ± 0.04	0.01 ± 0.05

24% en los PTV primarios. Esta pérdida de cobertura y del V95% se dan, como se muestra en la fig. 6, en la intersección con la mandíbula.

La cuestión de que elección de método de cálculo es más adecuada en estas regiones de tumor solapa-

dos con hueso es objeto de debate. Keall¹² refiere que estas células tumorales al tener densidad más cercana al agua son sobredosificadas al calcular la dosis en $D_{m,m}$. En el mismo sentido Walters et al.³⁴ refiere que biológicamente es más adecuado el cálculo en $D_{w,m}$ en

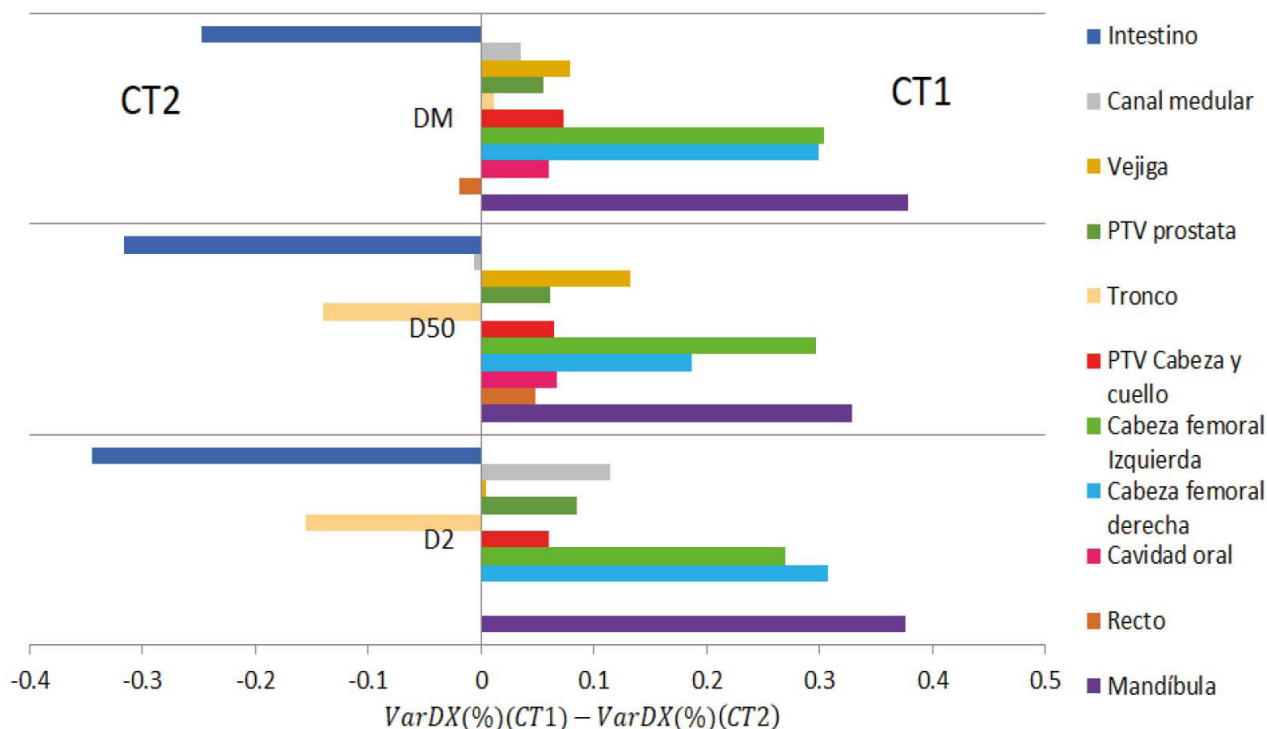


Fig. 5. Diferencia de las variaciones porcentuales de *DM*, *D50* y *D2* entre la curva de calibración CT1 y CT2, $VarDx(\%)(CT1) - VarDx(\%)(CT2)$, utilizando el tamaño de rejilla de cálculo de 3 mm. El panel derecho muestra las estructuras en las que la *VarDx*(%) de la curva CT1 es superior a *VarDx*(%) de la curva CT2 y el izquierdo al contrario.

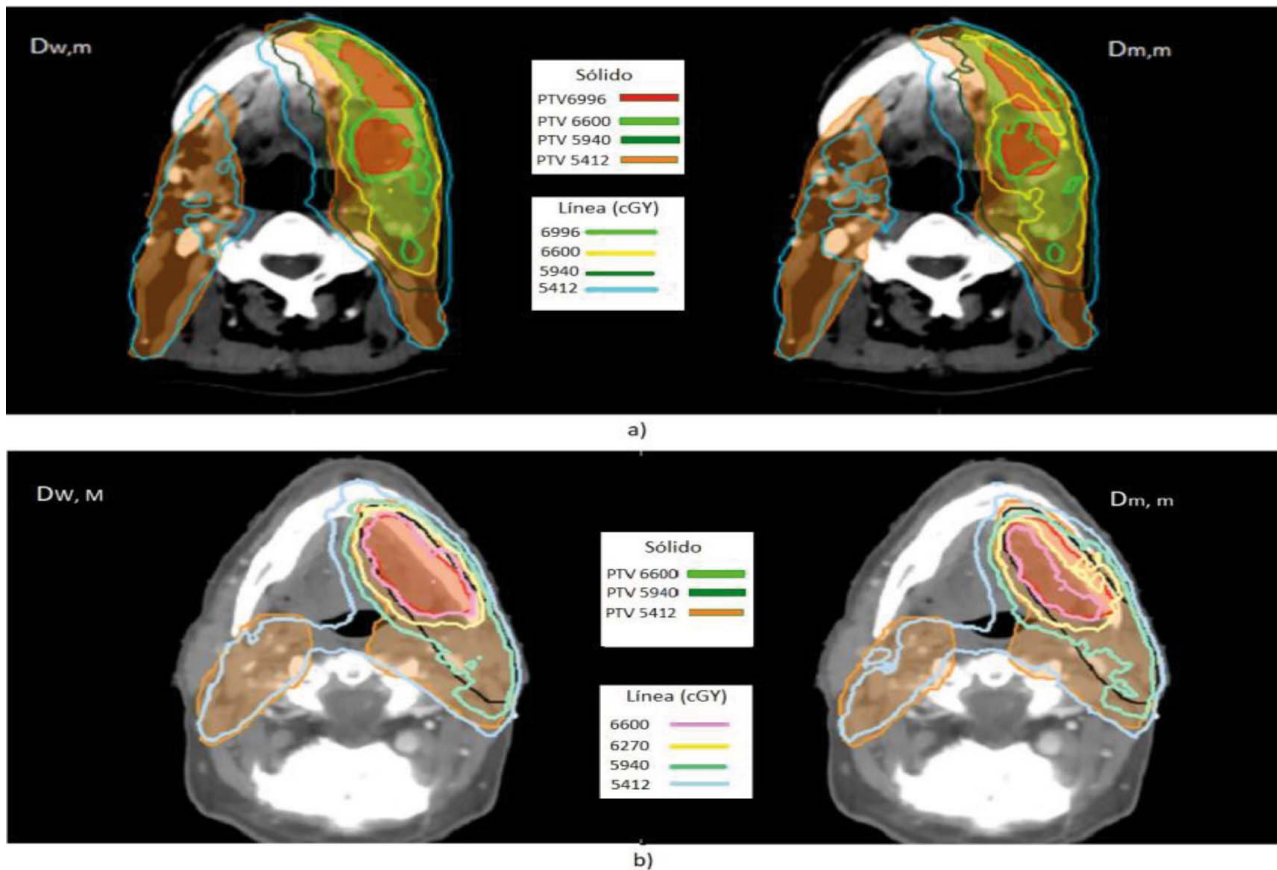


Fig. 6. a) Distribución de isodosis de los PTV de 66 Gy (variación V95% = 7.16%; V100% = 24%); 66 Gy (variación V95% = 2.46; V100% = 10.5); 59.4 Gy (variación V95% = 0.03%; V100% = 0.42) y 54.2 Gy (variación V95% = 0.84%; V100% = 7.03%. b) Distribución de isodosis de los PTV de 66 Gy (variación V95% = 3.43%. V100% = 16.32%); 59.4 Gy (variación V95% = 0%; V100% = 12.8%) y 54.12Gy (variación V95% = 0.43, V100% = 2.78%).

órganos de densidad hueso ya que las células radio-sensibles de estos, como los osteocitos en la mandíbula, tienen densidad más cercana al agua. Chetty et al.¹⁰ sugiere utilizar $D_{w,m}$ para órganos rodeados de hueso como la médula, a la espera de mejorar la resolución de los TC, basándose en que $D_{m,m}$ sobredosisifica la dosis calculada para el órgano lo que puede ser más perjudicial clínicamente.

En el otro sentido Ma et al.¹⁷ sugiere que el cambio del cálculo de dosis no afecta a los resultados obtenidos por los ensayos clínicos y que la elección del cálculo de dosis en $D_{m,m}$ estima en mayor medida el control tumoral.

Tratamiento de la interfase según el tamaño de rejilla

A pesar de que la resolución del TC en nuestro análisis es en la mayoría de los casos de 3 mm, la elección del tamaño de la rejilla de cálculo de 1 mm indica una mejor evaluación de las heterogeneidades en la interfase tejido-hueso (fig. 7). Esta utilización de rejilla de 1 mm aumenta en gran medida el tiempo de cálculo

por lo que se debe ponderar si los beneficios obtenidos de esta diferencia son lo suficientemente beneficiosos respecto al aumento del tiempo de cálculo.

Esta forma de evaluar mejor la heterogeneidad se observa en las diferencias de variaciones del cálculo de dosis media entre anillos, tanto en la zona de interfase tejido-hueso (paso de primer anillo al segundo) en los órganos de densidad hueso, como en el paso de la zona cortical del hueso a la zona trabecular³⁵ (paso del cuarto al quinto anillo), donde las diferencias son mayores utilizando una rejilla de 1 mm, por lo que el paso de tejido-hueso cortical y hueso cortical-hueso trabecular muestra una mayor sensibilidad para este tamaño. De igual forma la variación del anillo fuera de la superficie (primer anillo) es menor en el tamaño de rejilla de 1 mm, algo más acorde a encontrarse en zona de tejido. Todo ello concuerda con la mayor correlación entre la variación del cálculo de dosis entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ de cada anillo con la densidad electrónica de cada uno de estos.

En cambio, en el canal medular se encuentra una discrepancia. Si bien es cierto que el valor de la variación de D_2 entre tamaños de rejilla y la desviación estándar es menor para el tamaño de rejilla de 1mm

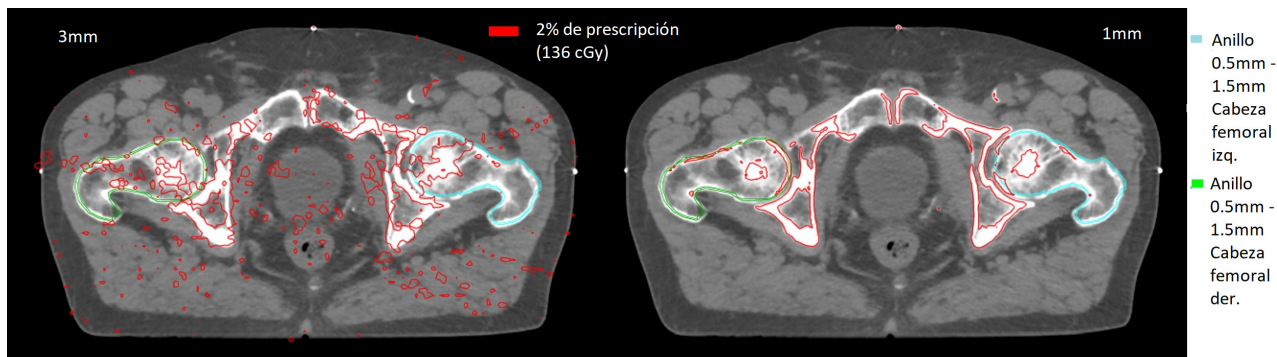


Fig. 7. Representación de la isodosis de 136 cGy (2% de la prescripción) en la diferencia de dosis entre las planificaciones realizadas en $D_{w,m}$ y en $D_{m,m}$ para rejilla de 3 mm (izquierda) y rejilla de 1 mm (derecha). Las estructuras verde y azul corresponden a los anillos 0.5 mm-1.5 mm de las cabezas femorales.

encontramos una menor correlación de esta variación con la densidad electrónica. La gran incertidumbre encontrada en la variación de la médula puede deberse a la variabilidad de su contorneo entre cada paciente, y esta es menor para la rejilla de 1 mm por lo que aparentemente minimiza esta incertidumbre. Esto se observa en la fig. 8 donde la rejilla de cálculo de tamaño 1 mm suaviza el valor de dosis media respecto al tamaño de 3 mm en los dos primeros anillos, que son los más cercanos a la región de hueso.

La cuestión de cómo afecta el tamaño de rejilla de cálculo a $D_{w,m}$ y a $D_{m,m}$ por separado muestra (fig. 4) que en zonas de heterogeneidad tejido-hueso la comparación de dosis absorbida media calculada para diferentes tamaños de rejilla es ligeramente diferente entre ambos medios de absorción. Estos resultados necesitarían de un análisis más profundo.

Una explicación de estos resultados se puede dar por una diferencia en la fluencia de electrones secundarios en esas regiones. El hecho de que para $D_{w,m}$ en anillos interiores la dosis media sea superior para el tamaño de rejilla de 1 mm puede ser indicativo de una disminución del rango de los electrones secundarios respecto a $D_{m,m}$ donde la dosis media es superior utilizando el tamaño de rejilla de 3 mm. Fuera de la superficie, donde la dosis media es superior en $D_{w,m}$ utilizando la rejilla de 3 mm, ocurre al contrario. Esto podría estar relacionado con diferencias en los electrones dispersados en esa región respecto a $D_{m,m}$ y que la cercanía de la densidad del medio respecto al agua no afecte al rango de los electrones secundarios de la misma manera que en anillos interiores.

Otro factor que podría influenciar estos resultados es la diferencia en el promediado de densidades elec-

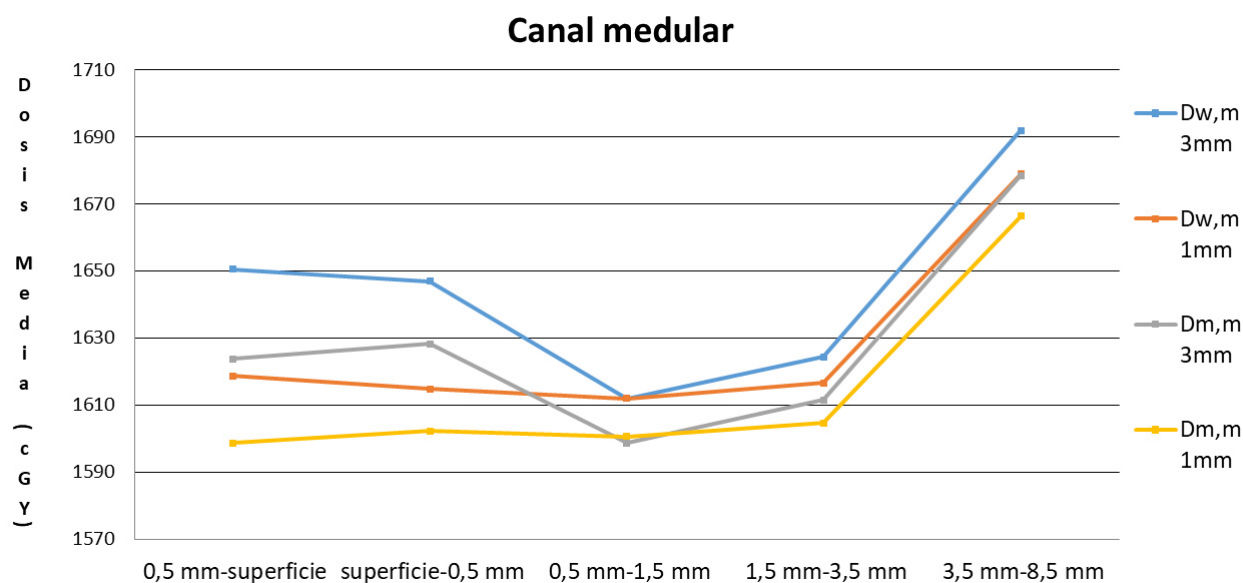


Fig. 8. Representación de la dosis media (cGy) de cada anillo del canal medular para $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en tamaños de rejilla de cálculo de 3 mm y 1 mm.

trónicas entre el tamaño de rejilla de 3 mm respecto al de 1 mm. Es decir, de forma simplificada podemos suponer que el anillo de 0.5 mm-superficie con un tamaño de rejilla de 3 mm contiene más cantidad de hueso respecto a tejido que con el tamaño de 1 mm. De la misma forma en el interior, el anillo de 0.5 mm-1.5 mm contiene más tejido respecto a hueso utilizando el tamaño de rejilla de 3 mm que al usar el tamaño de 1 mm. A esto hay que añadir la sobrestimación por la razón de poderes de frenado de la teoría de Bragg Gray en regiones de hueso para $D_{w,m}$. Si observamos los valores de coeficientes másicos de atenuación obtenidos en el análisis realizado por ICRU 46²⁷ (valores utilizados en el cálculo de dosis en $D_{m,m}$) vemos que para una energía de fotones de 2 MV (energía promedio del espectro de una energía nominal de 6 MV) el valor en tejido es de $2.59 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$ y en hueso mandibular de $2.44 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$. Esto quiere decir que en $D_{m,m}$ para las mismas condiciones se absorbe más dosis en tejido que en hueso para este rango de energía. Sin embargo en $D_{w,m}$, al obtenerse multiplicando por la razón de poderes de frenado (1.04 para la densidad del hueso mandibular) ocurre lo contrario, en las mismas condiciones se absorbe más dosis en hueso que en tejido. La suma de estos factores explicaría porque en el anillo 0.5 mm-superficie la dosis es mayor en $D_{w,m}$ utilizando la rejilla de tamaño de 3 mm y mayor en $D_{m,m}$ utilizando el tamaño de rejilla de 1 mm. Y de la misma manera, lo opuesto en el anillo interno 0.5 mm-1.5 mm y porque la diferencia de dosis entre 3 mm y 1 mm es mayor para la mandíbula que para las cabezas femorales, puesto que la razón de poderes de frenado en regiones de hueso es creciente con la densidad.

Repercusión por la elección de la curva de calibración CT

La elección de diferentes curvas de calibración tiene mayor impacto en las zonas alejadas del valor de densidad asignado al agua, algo lógico pues las curvas de calibración se centran en la densidad agua, al ser la densidad mayoritaria en un paciente. Un artículo reciente,³⁶ muestra una metodología diferente para homogeneizar las curvas de calibración CT en regiones con densidad alejada del agua. El hecho de que el intestino sea prácticamente el único órgano que presenta una variación entre las curvas de calibración mayor para el CT1 podría deberse a no haber forzado el aire que contiene, algo que estaría en consonancia con ser el único órgano que queda infradosificado en $D_{w,m}$ respecto a $D_{m,m}$. Esta variación no es lo suficientemente significativa como para pensar en que sea un factor relevante.

Conclusiones

Dados los resultados presentados en este estudio, obtenidos en un TPS Monaco que utiliza un algoritmo Montecarlo, en el caso de tratamientos de próstata, las variaciones de dosis absorbida entre $D_{w,m}$ y $D_{m,m}$ en los PTV son lo suficientemente pequeñas como para no tener que afectar a los resultados obtenidos por los ensayos clínicos. La máxima variación en estos tratamientos se da en las cabezas femorales, pero la densidad media de estas no es lo suficientemente grande como para que la variación en el cálculo de dosis supere la incertidumbre de compatibilidad entre la dosis calculada en $D_{w,w}$ y en $D_{w,m}$. Para homogeneizar las diferencias en diferentes curvas de calibración se debe forzar el aire tanto en intestino, como en el recto. Los beneficios de utilizar un tamaño de rejilla menor no son relevantes en ninguna región, por lo que teniendo en cuenta el aumento del tiempo de cálculo, esta elección no se ve favorecida.

El caso de tratamientos de cabeza y cuello presenta más incertidumbres. Si bien es cierto que la $D_{m,m}$ puede sobredosificar zonas de tumores (agua) incrustadas en hueso y células radiosensibles de hueso con densidad cercana al agua, las pérdidas de cobertura al calcular en $D_{w,m}$ son lo suficientemente importantes y heterogéneas como para considerar la elección de $D_{m,m}$ a fin de obtener un mejor control tumoral. Esto llevaría a una revisión de la prescripción en ciertos tipos de neoplasias incluidas en hueso. La elección de una rejilla de menor tamaño evalúa mejor las heterogeneidades, lo que es especialmente importante en un órgano crítico como la médula, aunque aumente sustancialmente el tiempo de cálculo. Por ello se debe tener especial cuidado en el contorno de este órgano, mejorar la resolución de los TC para minimizar el promediado de densidades de los TPS y su calibración en zonas de densidad muy diferente a la del agua, para que el cálculo de dosis de $D_{m,m}$ sea cada vez más adecuado.

Bibliografía

1. Kry SF, Lye J, Clark CH, Andratschke N, Dimitriadis A, Followill D, et al. Report dose-to-medium in clinical trials where available; a consensus from the Global Harmonisation Group to maximize consistency. *Radiother Oncol.* 2021;159:106–11. DOI:10.1016/j.radonc.2021.03.006
2. Menzel H-G. ICRU Report No 91. Treatment Planning Algorithms. *J Int Comm Radiat Units Meas.* 2014; 14(2):65-75. DOI:10.1093/jicru/ndx014
3. Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, et al. AAPM Radiation Therapy Task Group n° 65. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Report n° 85. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 2004. ISBN 1-888340-47-9

4. Cygler JE, Daskalov GM, Chan GH, Ding GX. Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning. *Med Phys.* 2003;31(1):142–53. DOI:10.1118/1.1633105
5. Mackie TR, el-Khatib E, Battista J, Scrimger J, Van Dyk J, Cunningham JR. Lung dose corrections for 6MV and 15MV x rays. *Med Phys.* 1985;12(3):327–32. DOI:10.1118/1.595691
6. Fogliata A, Cozzi L. Dose calculation algorithm accuracy for small fields in non-homogeneous media: the lung SBRT case. *Phys Med.* 2017; 44:157-162. DOI:10.1016/j.ejmp.2016.11.104
7. Pokhrel D, McClinton C, Sood S, Badkul R, Saleh H, Jiang H, et al. Monte Carlo evaluation of tissue heterogeneities corrections in the treatment of head and neck cancer patients using stereotactic radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(2):258–70. DOI:10.1120/jacmp.v17i2.6055
8. Huq MS, Andreo P, Song H. Comparison of the IAEA TRS-398 and AAPM TG-51 absorbed dose to water protocols in the dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Phys Med Biol.* 2001;46(11):2985–3006. DOI:10.1088/0031-9155/46/11/315
9. Andreo P, et al. Technical report series No. 430: commissioning and quality assurance of computerised planning system for radiation treatment of cancer. IAEA, Vienna.2004. ISBN 92-0-105304-5
10. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, 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: AAPM Task Group Report No. 105: Monte Carlo-based treatment planning. *Med Phys.* 2007;34(12):4818–53. DOI:10.1118/1.2795842
11. Ma CM, Pawlicki T, Jiang SB, Li JS, Deng J, Mok E, et al. Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system. *Phys Med Biol.* 2000;45(9):2483–95. DOI:10.1088/0031-9155/45/9/303
12. Liu HH, Keall P. Dm rather than Dw should be used in Monte Carlo treatment planning. Against the proposition. *Med Phys* 2002; 29(5):922-924. DOI:10.1118/1.1473137
13. Siebers JV, 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):983–95. DOI:10.1088/0031-9155/45/4/313
14. Dutreix A. When and how can we improve precision in radiotherapy?. *Radiother. Oncol.* 1984; 2(4):275–92. DOI:10.1016/S0167-8140(84)80070-5
15. Stewart JG, Jackson AW. The steepness of the dose response curve both for tumor cure and normal tissue injury. *Laryngoscope.* 1975; 85(7):1107–1111. DOI:10.1288/00005537-197507000-00001
16. Goitein M, Busse J. Immobilization error: Some theoretical considerations. *Radiology.* 1975; 117(2):407–412. DOI:10.1148/117.2.407
17. Ma CM, Li J. Dose Specification for Radiation Therapy: dose to Water or dose to Medium? *Phys Med Biol.* 2011; 56(10):3073-3090. DOI:10.1088/0031-9155/56/10/012
18. Kry SF, Feygelman V, Balter P, Knöös T, Charlie Ma C-M, Snyder M, et al. AAPM Task Group 329: Reference dose specification for dose calculations: Dose-to-water or dose-to-muscle? *Med Phys.* 2020;47(3):e52–64. DOI:10.1002/mp.13995
19. Kan MWK, Leung LHT, So RWK, Yu PKN. Experimental verification of the Acuros XB and AAA dose calculation adjacent to heterogeneous media for IMRT and RapidArc of nasopharyngeal carcinoma: Verification of AXB adjacent to heterogeneous media. *Med Phys.* 2013;40(3):031714. DOI:10.1118/1.4792308
20. Cabanas ML, Yan C, Lalonde RJ, Heron DE, Huq MS. Which dose specification should be used for NRG radiation therapy trials: Dose-to-medium or dose-to-water? *Pract Radiat Oncol.* 2020;10(2):e103–10. Disponible en: DOI:10.1016/j.pro.2019.08.008
21. Ma CM, Mok E, Kapur A, Pawlicki T, Findley D, Brain S, et al. Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys.* 1999;26(10):2133–43. DOI:10.1118/1.598729
22. Fippel M. Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm. *Med Phys.* 1999; 26(8):1466-1475. DOI:10.1118/1.598676
23. Fippel M. Efficient particle transport simulation through beam modulating devices for Monte Carlo treatment planning. *Med Phys.* 2004; 31(5):1235-1242. DOI:10.1118/1.1710734
24. Fippel M, Haryanto F, Dohm O, Nüsslin F, Kriesen S. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation. *Med Phys.* 2003;30(3):301–11. DOI:10.1118/1.1543152
25. Fippel M, Kawrakow I, Friedrich K. Electron beam dose calculations with the VMC algorithm and the verification data of the NCI working group. *Phys Med Biol.* 1997;42(3):501–20. DOI:10.1088/0031-9155/42/3/005
26. Fippel M, Laub W, Huber B, Nüsslin F. Experimental investigation of a fast Monte Carlo photon beam dose calculation algorithm. *Phys Med Biol.* 1999;44(12):3039–54. DOI:10.1088/0031-9155/44/12/313
27. White DR, Griffith RV, Wilson IJ. ICRU Report No 46. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. *J Int Comm Radiat Units Meas.* 1992; 24(1). DOI:10.1093/jicru/os24.1.Report46
28. Fano U. Note on the Bragg-Gray cavity principle for measuring energy dissipation. *Radiat Res.* 1954; 1(3):237–240. DOI:10.2307/3570368
29. Reynaert N, Crop F, Sterpin E, Kawrakow I, Palmans H. On the conversion of dose to bone to dose to water in radiotherapy treatment planning systems. *Phys Imaging Radiat Oncol.* 2018;5:26–30. DOI:10.1016/j.phro.2018.01.004
30. Sikora M, Dohm O, Alber M. A virtual photon source model of an Elekta linear accelerator with integrated mini MLC for Monte Carlo based IMRT dose calculation. *Phys Med Biol.* 2007;52(15):4449–63. DOI: 10.1088/0031-9155/52/15/006
31. Sikora M, Alber M. A virtual source model of electron contamination of a therapeutic photon beam. *Phys Med Biol.* 2009; 54(24):7329–7344. DOI:10.1088/0031-9155/54/24/006
32. Gopal SK, Dash PC. Dose-to-medium vs. dose-to-water: Dosimetric evaluation of head and neck VMAT cases using

- Monaco treatment planning system. *Int J Cancer Ther Oncol.* 2016; 4(4):4416. DOI:10.14319/ijcto.44.16
33. Dogan N, Siebers JV, Keall PJ. Clinical comparison of head and neck and prostate IMRT plans using absorbed dose to medium and absorbed dose to water. *Phys Med Biol.* 2006;51(19):4967–80. DOI:10.1088/0031-9155/51/19/015
 34. Walters BRB, Kramer R, Kawrakow I. Dose to medium versus dose to water as an estimator of dose to sensitive skeletal tissue. *Phys Med Biol.* 2010;55(16):4535–46. DOI:10.1088/0031-9155/55/16/S08
 35. Matsuura T, Tokutomi K, Sasaki M, Katafuchi M, Mizumachi E, Sato H. Distinct characteristics of mandibular bone collagen relative to long bone collagen: relevance to clinical dentistry. *Biomed Res Int.* 2014;2014:769414. DOI:10.1155/2014/769414
 36. Radojčić DS, Casar B, Rajlić D, Kolacio MS, Mendez I, Obajdin N, et al. Experimental validation of Monte Carlo based treatment planning system in bone density equivalent media. *Radiol Oncol.* 2020;54(4):495–504. DOI: 10.2478/raon-2020-0051

Estudio piloto de una auditoría postal dosimétrica para radioterapia en condiciones de referencia

Pilot study of a postal dosimetric audit for radiotherapy in reference conditions

M^a Carmen Pujades-Claumarchirant^{1,*}, Cristian Candela-Juan¹, Laura Oliver-Cañamás¹, Ángela Soriano-Cruz¹, Juan José Rovira-Escutia¹, Facundo Ballester-Pallarés²

¹ Centro Nacional de Dosimetría. Instituto Nacional de Gestión Sanitaria. Avda. Campanar 21. 46009 Valencia (Valencia).

² Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear - IRIMED. Universidad de Valencia. Dr. Moliner, 50. 46100 Burjassot (Valencia).

Fecha de Recepción: 22/02/2022 - Fecha de Aceptación: 23/03/2022

En 2019 el Centro Nacional de Dosimetría organizó un estudio piloto de auditoría dosimétrica postal para centros de radioterapia. La auditoría consistió en una verificación de la calibración de haces de fotones de megavoltaje en condiciones de referencia, para lo cual se emplearon dosímetros de luminiscencia estimulada ópticamente (OSL) colocados en un maniquí de agua. Se auditaron 48 haces de energías: 6, 10 y 15 MV con filtro aplanador, y 6 y 10 MV sin filtro aplanador (FFF). Se consideraron aceptables las diferencias entre la dosis absorbida declarada por el centro auditado y la medida por el centro auditor inferiores al 5%.

La media de las diferencias entre la dosis declarada y la medida fue del 0.8%, estando comprendidas entre el -0.9% y el +1.9%. La incertidumbre en la medida de la dosis fue del 1.6% ($k = 1$). No se obtuvieron resultados fuera del límite de aceptación.

De este estudio se concluye que el método propuesto para auditar haces de fotones de uso en radioterapia es viable y los resultados obtenidos para los diferentes centros auditados son inferiores al límite de aceptación. La incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida es similar a la de otras organizaciones que ofrecen este servicio.

Palabras clave: Auditoría postal, dosimetría, garantía de calidad, OSL, radioterapia.

In 2019 a pilot study for postal dosimetry audits in radiotherapy centers was performed by the "Centro Nacional de Dosimetría". The audit consisted in a verification of the calibration of megavoltage photon beams in reference conditions, for which optically stimulated luminescence (OSL) dosimeters placed in a water phantom were used. Forty-eight radiation beams were audited, with energies: 6, 10 and 15 MV with flattening filter and 6 and 10 MV flattening filter free (FFF). A difference between the declared absorbed dose and the measured dose below 5% was considered acceptable.

The mean difference between the declared and measured doses was 0.8%, ranging from -0.9% to +1.9%. The uncertainty in the dose measurement was 1.6% ($k = 1$). No results above the acceptance limit were observed.

From this study it is concluded that the proposed method to audit radiotherapy photon beams is viable and the results obtained for the different audited centers are below the acceptance limit. The uncertainty in the determination of the absorbed dose is similar to that of other organizations that offer this service.

Key words: Postal audit, dosimetry, quality assurance, OSL, radiotherapy.

Introducción

Los programas integrales de garantía de calidad en radioterapia incluyen el control regular de calidad de

los equipos, la dosimetría de los haces, la revisión de los procedimientos de planificación de tratamientos y su verificación.¹⁻³ Se diseñan, principalmente, con el objetivo de que los pacientes reciban el tratamiento

*Correspondencia: auditoriapostal.cnd@ingesa.sanidad.gob.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.002>

prescrito correctamente. Una de las herramientas para conseguir este objetivo es la auditoría. Las auditorías más completas abarcan todo el proceso radioterápico (auditoría clínica integral) e incluyen aspectos relacionados con la organización, la infraestructura y tanto la práctica clínica como la radiofísica. Las auditorías clínicas sirven para armonizar la práctica en radioterapia. Una parte fundamental dentro de estas auditorías clínicas es la auditoría dosimétrica que se focaliza en aspectos de la dosimetría. En particular las auditorías dosimétricas garantizan que la dosis administrada coincide con la calculada y por tanto, permiten detectar errores en la calibración o cálculo de la dosis en los centros participantes. Cualquier programa de garantía de calidad debería incluir una auditoría realizada por un organismo externo independiente. Por ello, las normas básicas de seguridad internacionales^{1,4} exigen que los centros establezcan programas integrales de garantía de calidad para la exposición médica, incluida la auditoría externa.

En el campo de la radioterapia son de especial relevancia las auditorías dosimétricas, puesto que ayudan a detectar problemas en la dosimetría y brindan apoyo en su corrección.⁵ Mediante estos ejercicios, se pueden detectar errores en la aplicación del código de práctica o protocolo utilizado para la determinación de la dosis absorbida, los procedimientos para el cálculo de las unidades de monitor, la calibración de los equipos de dosimetría, la determinación de las distancias o los tamaños de campo, entre otros.^{6,7} Además, aportan fiabilidad y confianza en la dosimetría del paciente y en la aplicación de los protocolos.

Las auditorías dosimétricas son un requisito de numerosos ensayos clínicos para acreditar a los centros participantes, e incluso, en algunos países, éstas se realizan en respuesta a la normativa vigente.

Existen distintos niveles de auditorías dosimétricas externas. El nivel más básico es la auditoría en condiciones de referencia. Consiste en una verificación de la calibración del haz para un tamaño de campo de 10 cm × 10 cm a una profundidad de 5 cm ó 10 cm en agua. Detectar una desviación a este nivel permite poder corregir un error sistemático que se arrastrará tanto a los tratamientos, como a otros niveles superiores de auditoría.

Las auditorías se pueden realizar *in situ* o en modo remoto. En la visita *in situ* es el auditor quien se desplaza a la institución y se suelen utilizar cámaras de ionización (Farmer, microcámaras, etc.).⁸ En el modo remoto se suelen enviar dosímetros pasivos por correo postal, el personal de la institución los irradia en las condiciones acordadas y, posteriormente, los devuelve para su lectura. El resultado del ejercicio es la comparación de la dosis medida con la declarada por la institución. Para mantener la trazabilidad de las auditorías remotas, la calibración de los detectores empleados

está basada en una calibración cruzada con cámaras de ionización trazables a su vez a laboratorios de dosimetría secundarios o primarios (SSDLs o PSDLs).

Para las auditorías remotas el dosímetro termoluminiscente (TLD) en forma de polvo ha sido el dosímetro más utilizado hasta el momento por los principales laboratorios de dosimetría que ofrecen el servicio de auditoría postal.⁹⁻¹⁴ Sin embargo, en los últimos años se han empezado a utilizar dosímetros luminiscentes por estimulación óptica (OSL),^{9,10} radiofotoluminiscentes,¹⁵ de alanina¹⁶ y película radiocrómica. Algunos de estos centros combinan medidas de dosímetros luminiscentes con películas radiocrómicas.¹⁵

Con los sistemas dosimétricos basados en luminiscencia se pueden conseguir incertidumbres típicas en la medida de la dosis absorbida en agua del orden del 1% al 3% ($k = 1$).^{11,17}

Actualmente, hay una variedad de organizaciones y grupos nacionales e internacionales que han desarrollado diversos tipos y niveles de auditorías de dosimetría en radioterapia.¹⁸⁻²¹ El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) ha establecido una base de datos, *Dosimetry Audit Networks* (DAN),²² que agrupa a los centros que organizan auditorías en radioterapia en todo el mundo. Todos los centros del DAN proporcionan auditorías dosimétricas básicas en las condiciones de referencia y algunos además realizan auditorías en otras condiciones o niveles más avanzados con geometrías más complejas.

El Centro Nacional de Dosimetría (CND) trabaja desde el año 2017 en el proyecto de liderar la creación de un grupo de auditoría dosimétrica reconocido a nivel nacional encargado de realizar auditorías externas de calidad basadas en dosimetría postal para radioterapia, hasta la fecha inexistente en nuestro país. Es por ello que, en el año 2019 el CND organizó un estudio piloto de auditoría dosimétrica en condiciones de referencia para centros de radioterapia nacionales.

El propósito del estudio piloto de auditoría dosimétrica postal fue comprobar el funcionamiento de la metodología propuesta por el CND para auditar haces de megavoltaje de uso en radioterapia, ver su viabilidad y recabar información de retorno de los participantes. En este trabajo, se describe en qué consistió el estudio y se presentan los resultados obtenidos.

Material y métodos

La auditoría consistió en una verificación de la calibración de haces de fotones de megavoltaje de los aceleradores empleados en radioterapia donde se pudieran adoptar las condiciones de referencia de tamaño de campo de 10 cm × 10 cm a una profundidad de 10 cm en agua y distancia fuente superficie (DFS) o distancia fuente isocentro (DFI) de 100 cm. El

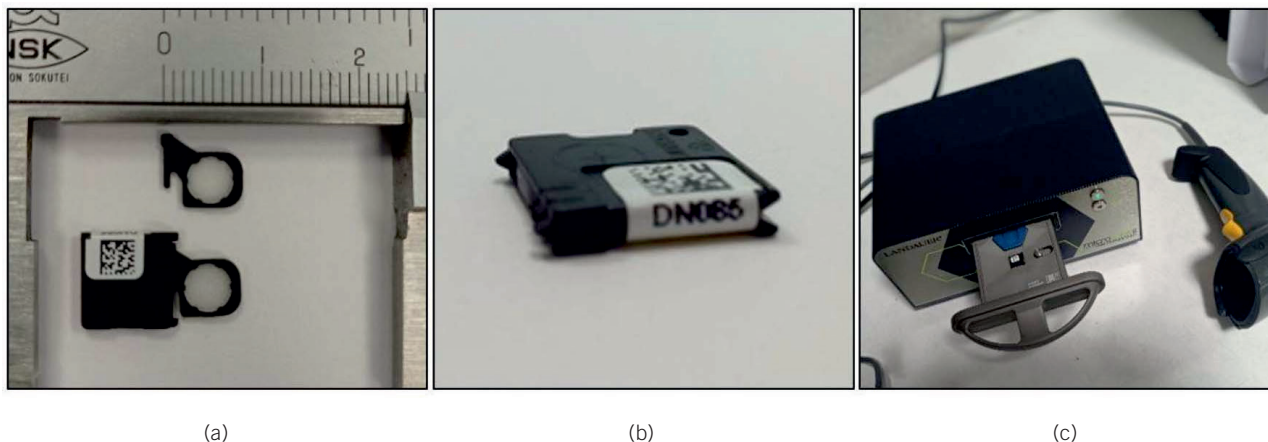


Fig. 1. Sistema dosimétrico utilizado. (a) Dosímetro OSL modelo nanoDot (Landauer) en la que se muestra el material sensible y las dimensiones del dosímetro. (b) Vista del dosímetro en la que se puede ver el grosor del *cassette*, los códigos identificativos y la posición del centro del material sensible grabado en la superficie del *cassette*. (c) Lector microSTAR ii (Landauer).

ejercicio no estaba diseñado para los haces empleados en radiocirugía, haces de electrones, fuentes de braquiterapia o rayos X de ortovoltaje. La magnitud de interés fue la dosis absorbida en agua.

Se emplearon dosímetros OSL modelo nanoDot (Landauer Inc.) (fig. 1). El dosímetro nanoDot consta de un único elemento sensible con forma cilíndrica de óxido de aluminio dopado con carbono ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) de diámetro 5 mm y espesor 0.15 mm que se encuentra en un *cassette* de dimensiones $10 \times 10 \times 2 \text{ mm}^3$. Cada dosímetro está identificado mediante un código alfa-numérico y el equivalente código de barras bidimensional (QR). Para la lectura de los dosímetros se utilizó el sistema dosimétrico microSTAR ii (Landauer Inc.) versión 1.0.5018.15489, el cual utiliza un LED

pulsado de alta potencia para inducir la luminiscencia del material sensible.

Se utilizó un lote compuesto por un total de 200 dosímetros nanoDot pertenecientes al mismo lote de producción. La caracterización del lote de dosímetros contempló la determinación del factor de sensibilidad individual. Para ello, se determinó el factor de sensibilidad individual respecto a la media del lote realizando irradiaciones del lote completo.

Para la realización del ejercicio de auditoría, los participantes realizaron la irradiación de los dosímetros en un maniquí de agua. Para conseguir la impermeabilidad de los dosímetros, estos se colocaron en un inserto cilíndrico de PMMA compatible con la mayoría de soportes comerciales para cámaras tipo Roos (fig. 2).



Fig. 2. (a) Colocación del dosímetro en el inserto cilíndrico de PMMA. (b) Colocación del inserto en el soporte de cámara tipo Roos. El punto de la cara superior del inserto indica el centro del material sensible del dosímetro. La línea negra del lateral indica la profundidad efectiva del material sensible del dosímetro.

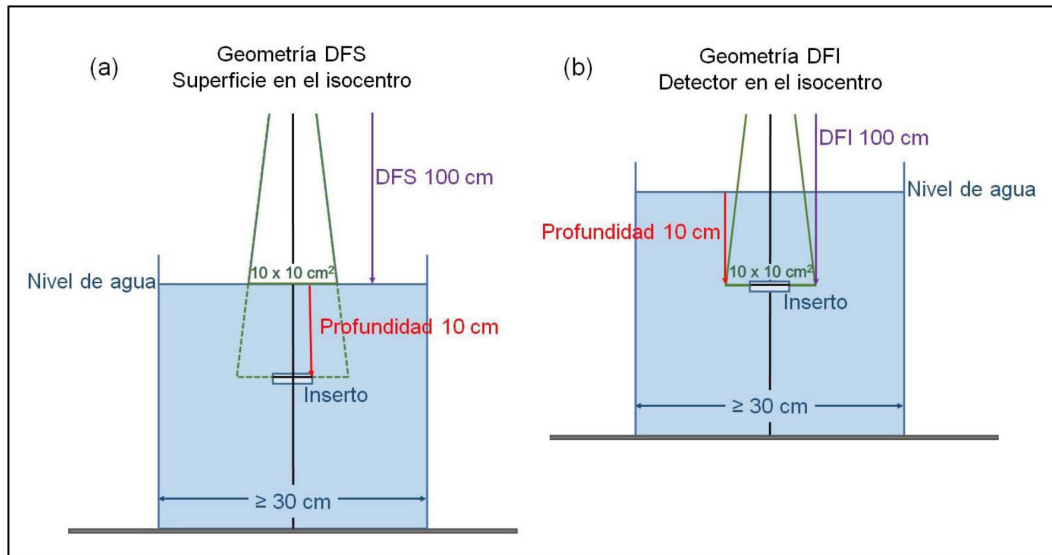


Fig. 3. Configuración de las dos geometrías alternativas para la irradiación. Se muestra el maniquí de agua y el inserto donde se aloja el dosímetro. La línea negra del inserto indica la posición del centro del material sensible del dosímetro. (a) Geometría con la superficie del agua en el isocentro (DFS). (b) Geometría con el centro del material sensible en el isocentro (DFI).

El ejercicio se realizó simultáneamente en 14 hospitales nacionales y 1 laboratorio de metrología de radiaciones. Se auditaron un total de 48 haces de radiación, de energías: 6 MV (15 haces), 10 MV (7 haces) y 15 MV (7 haces) con filtro aplanador, y sin filtro 6FFF (10 haces) y 10FFF (9 haces). A los participantes se les requirió una irradiación de 2 Gy en la profundidad de referencia, donde se ubicaba el centro del material sensible del dosímetro, pudiendo elegir la geometría DFS o DFI (fig. 3).

El material necesario para realizar el ejercicio consistió en dos dosímetros por cada haz auditado, tres dosímetros para medida de fondo, dos dosímetros de reserva por si era necesario repetir alguna irradiación, un inserto para colocar el dosímetro, y una hoja para la toma de datos y la declaración de la dosis administrada, de forma que el conjunto se pudo enviar fácilmente por vía postal. Todos los centros utilizaron el maniquí de agua y el soporte de cámara tipo Roos de su propia institución, excepto un centro que solicitó el soporte al CND.

Se acordó con los centros el periodo en el que se debía realizar la irradiación. Durante ese periodo, el CND también irradió dosímetros de referencia en el SSDL *Radiation Physics Laboratory* (RPL) de la Universidad de Santiago de Compostela para ser utilizados en la obtención del coeficiente de calibración del sistema dosimétrico. El coeficiente de calibración del sistema relaciona la señal del dosímetro con la magnitud de interés, en nuestro caso la dosis absorbida en agua. El coeficiente de calibración se determinó para la sesión de lectura irradiando una muestra de 6 dosímetros en el RPL y leyéndolos en la misma sesión

en la que se leyeron los dosímetros de los participantes del estudio. El RPL empleó un haz de Cobalto-60 (AECL Theratron 780) con un tamaño de campo (definido a 80 cm de la fuente) de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$. Los dosímetros se dispusieron embebidos en una plancha de PMMA de 2 mm de espesor, a su vez situada entre planchas de material equivalente a agua RW3.

Las energías de los haces de los participantes son diferentes a la energía de calibración del sistema (Cobalto-60). A su vez, los detectores OSL presentan una dependencia energética que llega a ser del orden del 4% para la energía de 15 MV respecto a la de calibración. Por ello, se caracterizó el factor de corrección por dependencia energética de los dosímetros en función de la calidad del haz según su $\text{TPR}_{(20,10)}$. A los participantes se les solicitó que indicasen el $\text{TPR}_{(20,10)}$ de los haces auditados en la hoja de toma de datos y este valor se utilizó para determinar el factor de corrección por dependencia energética particular de cada haz auditado.

Los dosímetros, una vez irradiados en los centros participantes, fueron devueltos al CND por vía postal, donde se leyeron. La lectura se realizó siguiendo un procedimiento interno basado en la metodología de las recomendaciones de la AAPM TG-191¹⁰ sobre el uso clínico de dosímetros luminiscentes. Se aplicaron correcciones a la lectura por sensibilidad individual, pérdida de señal por lectura, pérdida de señal con el tiempo, falta de linealidad en la respuesta con la dosis y dependencia con la energía.

Se emitieron informes individuales para cada centro participante con los resultados del ensayo y se consideraron aceptables las diferencias entre la dosis

declarada por el centro auditado y la medida por el centro auditor, el CND, inferiores al 5%, valor generalmente utilizado en las auditorías en condiciones de referencia.^{6,7,12,14}

También se realizó una encuesta a los participantes para conocer la participación previa en este tipo de auditorías y el interés en la participación en otros tipos de auditorías dosimétricas más específicas tipo *end-to-end* para radioterapia de intensidad modulada (IMRT), de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT), de campos pequeños para radiocirugía estereotáctica (SBRT/SRS) y auditorías para braquiterapia de alta tasa de dosis.

Por otro lado, dentro de las actividades que se realizan en el CND para mejorar la calidad de este servicio se encuentran la participación en las pruebas tipo ciego que organiza el Laboratorio de Dosimetría del

OIEA (DOL, Seibersdorf, Austria) y la intercomparación con otros laboratorios que ofrecen servicios de auditoría dosimétrica postal, como la intercomparación realizada con el Physikalisch-Technische Werkstätten (PTW).

Resultados

De los 15 aceleradores de radioterapia que participaron, se auditaron un total de 48 haces de fotones. Para cada haz, se ha evaluado la media de la diferencia entre la dosis absorbida en agua declarada y la medida.

En la fig. 4, se muestran los resultados de cada participante y un diagrama de cajas con los resultados clasificados según las energías de los haces del

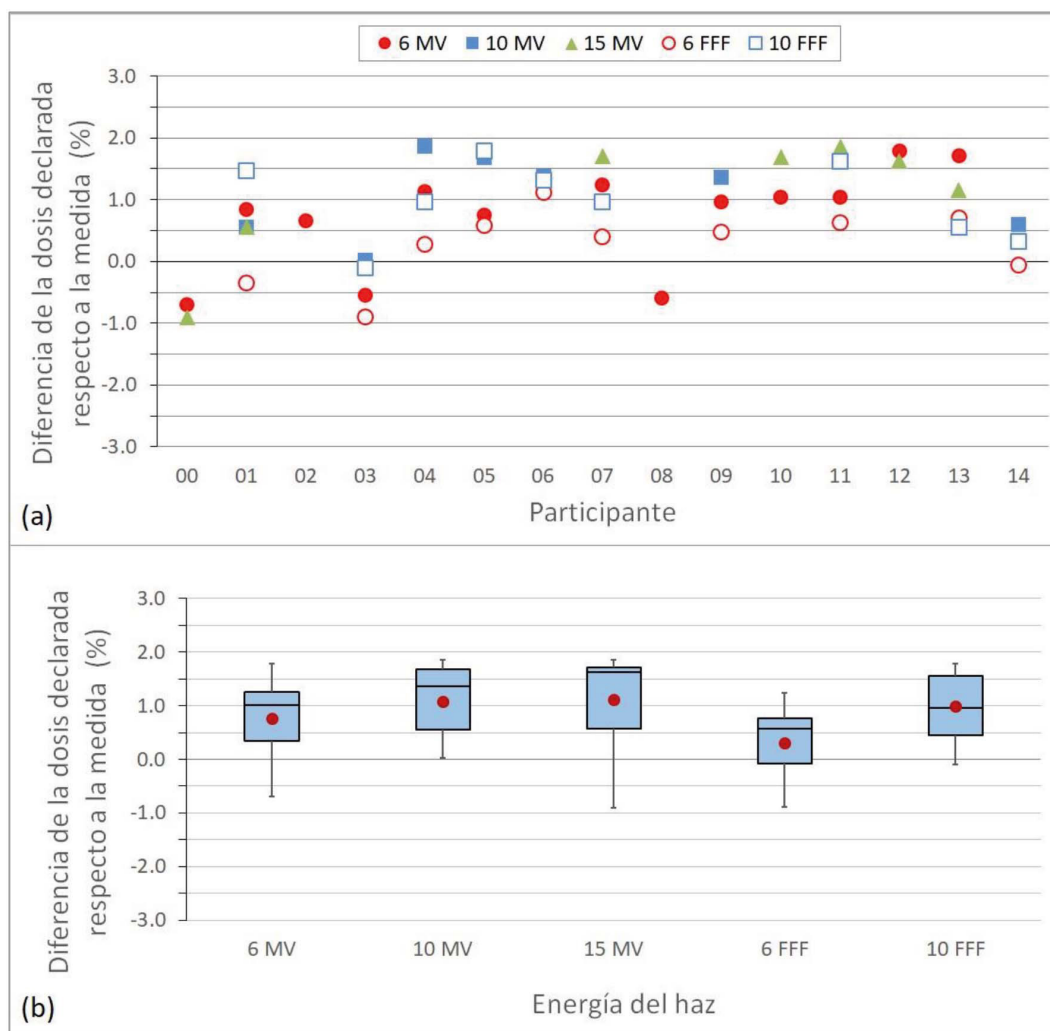


Fig. 4. Diferencia entre la dosis declarada por la institución participante en el estudio y la dosis medida por el CND. La incertidumbre en la medida de la dosis que proporcionó el CND fue del 1.6% ($k = 1$). (a) Resultados por participantes. A cada participante se le asignó un código para mantener el anonimato de los resultados. (b) Diagrama de cajas con los resultados clasificados en función de la energía del haz utilizado. En color rojo se indica el valor medio.

Tabla 1. Ejemplo de las componentes de la incertidumbre para uno de los haces de 15 MV del estudio.

Componente de la incertidumbre	Incertidumbre ($k = 1$)/%	
	Tipo A	Tipo B
Calibración dosimétrica del sistema	0.50	0.75
Lectura del dosímetro (incluyendo pérdida de señal por lectura) - 15 lecturas	0.09	
Factor de sensibilidad individual	0.50	
Factor de corrección por falta de linealidad	0.17	
Factor de corrección por dependencia energética	1.10	
Factor de corrección por pérdida de señal a medio plazo (fading)	0.02	
Factor de corrección del soporte	0.40	
Incertidumbre estándar combinada ($k = 1$)	1.60	

estudio. La media de las diferencias entre la dosis declarada por los centros participantes y la medida por el CND fue del 0.8%, estando comprendidas entre el -0.9% y el +1.9%.

El cálculo de la incertidumbre se realizó de forma individual para cada uno de los haces auditados e incluyó las componentes de incertidumbre asociadas a la calibración del sistema dosimétrico, a la lectura y a los factores de corrección aplicados. Se obtuvieron valores de la incertidumbre combinada estándar entre 1.2 y 1.6% ($k = 1$). El mayor valor de incertidumbre se obtuvo para los haces de 15 MV, para los que la calidad es muy diferente de la de calibración, siendo muy relevante la incertidumbre del factor de corrección por dependencia energética. Para estos haces, la incertidumbre resultó ser de 1.6% ($k = 1$) y ésta fue la incertidumbre que se reportó en los informes para todos los haces del estudio. En la Tabla 1 se muestra un ejemplo de las componentes de la incertidumbre para uno de los haces de 15 MV del estudio.

También para los haces de 15 MV se observaron las mayores diferencias entre la dosis declarada y la medida.

No se obtuvieron resultados fuera del límite de aceptación del 5%. Todos los participantes indicaron que, a pesar de que no era un requisito en sí del ejercicio, adicionalmente habían determinado experimentalmente la dosis absorbida en agua en la posición del dosímetro, de acuerdo con su protocolo normal de dosimetría, a través de medidas con cámara de ionización para tenerlo en cuenta en la declaración de la dosis administrada.

Discusión

En este estudio no se han encontrado diferencias entre la dosis declarada y la medida que superen el

valor de tolerancia establecido, del 5%. Este valor es el generalmente utilizado por otros grupos de auditoría en este tipo de ejercicio, pero en nuestro caso, con la incertidumbre reportada se puede llegar a esperar que los resultados óptimos estén dentro del 3%. En el estudio de *Kry et al.*,⁶ se analizaron retrospectivamente los resultados de cuatro grandes grupos de auditoría y se concluyó que la tasa de resultados fuera de tolerancia era del 0.63%, siendo una parte importante de los resultados fuera de tolerancia los asociados a haces de electrones.

La experiencia de otros grupos de auditoría es que la participación periódica en estos ejercicios ayuda a detectar y corregir errores asociados a problemas en los equipos de medida o en la configuración de los mismos, fallos en el seguimiento del protocolo de calibración, errores en las hojas de cálculo o errores al aplicar factores de corrección, entre otros.⁶ Además, no solo se detectan errores la primera vez que se audita un equipo, sino también en las auditorías de seguimiento. Por ello, organizaciones como la OIEA recomiendan que se auditen todos los haces cuando se pone en marcha un nuevo acelerador y que se siga haciendo periódicamente después (preferiblemente de forma anual).

Entre las incidencias reportadas en este estudio, varios centros hicieron uso de los dosímetros de reserva por errores humanos en el montaje del ejercicio que fueron detectados por los propios participantes, tales como la selección de tamaño de campo incorrecto o una profundidad del dosímetro en agua incorrecta. En un caso se descartó el ejercicio en uno de los haces de un participante porque se concluyó que había habido un error humano durante la irradiación de los dosímetros. Se llegó a esta conclusión al obtener una lectura de fondo en uno de los dosímetros que debería haber sido irradiado y una lectura con el doble de lo esperado en el otro dosímetro del mismo haz. En este caso el CND programó una repetición del ejercicio.

Respecto a los comentarios de los participantes obtenidos en la encuesta, se concluyó que solamente la tercera parte de los equipos auditados sí que había participado en alguna ocasión en algún ejercicio de auditoría dosimétrica. El 100% de los encuestados mostraron interés en participar en auditorías más específicas tipo *end-to-end* para IMRT y VMAT, y de campos pequeños para SBRT y SRS. El 40% de los centros participantes en este estudio sí que habían participado alguna vez en alguna auditoría tipo *end-to-end* y solo uno lo había hecho para campos pequeños. Todos los encuestados que disponían de braquiterapia de alta tasa de dosis mostraron interés en participar en auditorías específicas para esta modalidad y solo dos habían realizado una auditoría de este tipo. Queda por tanto la labor de impulsar este tipo de prácticas y fomentar la participación entre los profesionales.

Conclusiones

De este estudio se concluye que el método propuesto por el CND para auditar haces de fotones de megavoltaje de uso en radioterapia en condiciones de referencia es viable, que la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida es aceptable y similar a la de otras organizaciones internacionales que ofrecen este tipo de servicio, y que la diferencia entre la dosis absorbida y la dosis declarada por los hospitales participantes para los haces auditados es inferior al límite de aceptación.

Agradecimientos

El CND agradece la participación voluntaria en este estudio de los servicios/unidades de radiofísica de los centros:

- Complejo Hospitalario de Navarra
- Fundación Instituto Valenciano de Oncología
- Hospital Campus de la Salud/San Cecilio
- Hospital Clínico San Carlos
- Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa
- Hospital Clínico Universitario Virgen de la Arrixaca
- Hospital de la Santa Creu i Sant Pau
- Hospital Universitario Basurto
- Hospital Universitario La Paz
- Hospital Universitario La Princesa
- Hospital Universitario Ntra. Sra. de la Candelaria
- Hospital Universitario Puerta de Hierro
- Hospital Universitario Ramón y Cajal
- Hospital Universitario y Politécnico La Fe
- Laboratorio *Radiation Physics Laboratory* (RPL) de la Universidad de Santiago de Compostela

Bibliografía

1. Organismo Internacional de la Energía Atómica. IAEA TECDOC No. 1151 Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Viena, 2000. ISSN 1011-4289.
2. Belletti S, Dutreix A, Garavaglia G, Gfirtner H, Haywood J, Jessen KA, et al. Quality assurance in radiotherapy: the importance of medical physics staffing levels. Recommendations from an ESTRO/EFOMP joint task group. *Radiother Oncol.* 1996;41(1):89-94. [https://doi.org/10.1016/s0167-8140\(96\)91799-5](https://doi.org/10.1016/s0167-8140(96)91799-5)
3. Kouloulis VE. Quality assurance in radiotherapy. *Eur J Cancer.* 200;39(4):415-22. [https://doi.org/10.1016/s0959-8049\(02\)00461-6](https://doi.org/10.1016/s0959-8049(02)00461-6)
4. 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, y se derogan las Directivas 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom y 2003/122/Euratom. Diario Oficial de la Unión Europea. 2013.
5. Organismo Internacional de la Energía Atómica. Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO). Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement. Viena, 2007. ISBN 92-0-103707-4.
6. Kry SF, Peterson CB, Howell RM, Izewska J, Lye J, Clark CH, et al. Remote beam output audits: A global assessment of results out of tolerance. *Phys and Im Rad Oncol.* 2018;7:39-44. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2018.08.005>
7. Izewska J, Bokulic T, Kazantsev P, Wesolowska P, van der Merwe D. 50 Years of the IAEA/WHO postal dose audit programme for radiotherapy: what can we learn from 13756 results? *Acta Oncologica.* 2020;59:459-502. <https://doi.org/10.1080/0284186X.2020.1723162>
8. Organismo Internacional de la Energía Atómica. Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO) IAEA-TECDOC-1543. On-site Visits to Radiotherapy Centres: Medical Physics Procedures. Viena, 2007. ISBN 92-0-102607-2.
9. Alvarez P, Kry SF, Stingo F, Followill D. TLD and OSLD dosimetry systems for remote audits of radiotherapy external beam calibration. *Radiat Meas.* 2017;106:412-5. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2017.01.005>
10. Kry SF, Alvarez P, Cygler JE, DeWerd LA, Howell RM, Meeks S. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. *Med Phys.* 2019;47:19-51. <https://doi.org/10.1002/mp.13839>
11. Wesolowska PE, Cole A, Santos T, Bokulic T, Kazantsev P, Izewska J. Characterization of three solid state dosimetry systems for use in high energy photon dosimetry audits in radiotherapy. *Rad Meas.* 2017;106:556-62. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2017.04.017>
12. Izewska J, Andreo P. The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals. *Radiat and Oncol.* 2000;54:65-72. [https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(99\)00164-4](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(99)00164-4)
13. Derreumaux S, Chavaudra J, Bridier A, Rossetti V, Dutreix A. A European quality assurance network for radiotherapy: dose measurement procedure. *Phys Med Biol.* 1995;40(7):1191-208. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/40/7/004>
14. Ferreira IH, Dutreix A, Bridier A, Chavaudrac J, Svensson H. The ESTRO-QUALITY assurance network (EQUAL). *Radiat*

- and *Oncol.* 2000;55:273-84. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2000.901541>
15. Okamoto H, Minemura T, Nakamura M, Mizuno H, Tohyama N, Nishio T, et al. Establishment of postal audit system in intensity-modulated radiotherapy by radiophotoluminescent glass dosimeters and a radiochromic film. *Phys Med.* 2018;48:119-126. <https://10.1016/j.ejmp.2018.03.013>
 16. Angelis C, De Coste V, Fattibene P, Onori S, Petetti E. Use of alanine for dosimetry intercomparisons among Italian radiotherapy centers. *App Rad Isot.* 2005;62:261-5. <https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2004.08.019>
 17. Izewska J, Hultqvist M, Bera P. Analysis of uncertainties in the IAEA/WHO TLD postal dose audit system. *Rad Meas.* 2008;43:959-63. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2008.01.011>
 18. Izewska J, Georg D, Bera P, Thwaites D, Arib M, Saravi M, et al. A methodology for TLD postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams in non-reference conditions. *Radiat and Oncol.* 2007;84:67-74. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2007.06.006>
 19. Wesolowska P, Georg D, Lechner W, Kazantsev P, Bokulic T, Carlsson A, et al. Testing the methodology for a dosimetric end-to-end audit of IMRT/VMAT: results of IAEA multicentre and national studies. *Acta Oncol.* 2019;58(12):1731-9. <https://doi.org/10.1080/0284186X.2019.1648859>
 20. Lechner W, Wesolowska P, Azangwe G, Arib M, Alves VGL, Suming L, et al. A multinational audit of small field output factors calculated by treatment planning systems used in radiotherapy. *Phys and Im Rad Oncol.* 2018; 5:58-63. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2018.02.005>
 21. Ibbott GS, Thwaites DI. Audits for advanced treatment dosimetry. *J. Phys. Conf. Ser.* 2015;573:012002. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/573/1/012002>
 22. Izewska J, Lechner W, Wesolowska P. Global availability of dosimetry audits in radiotherapy: The IAEA dosimetry audit networks database. *Phys and Im Rad Oncol.* 2018;5:1-4. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.12.002>

Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT): Procedimientos recomendados para la aceptación y puesta en funcionamiento

Report of the SEFM Task Group on Surface Guided Radiotherapy (SGRT): Recommended procedures for the acceptance testing and commissioning

Ruth Rodríguez Romero¹, Daniel Zucca Aparicio², Miguel Ángel de la Casa de Julián², Víctor Díaz Pascual³, Iago González Vecín⁴, Olivia Jordi Ollero⁵, Benigno Barbés Fernández^{6,*}

¹ Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

² Hospital Universitario HM Sanchinarro. Madrid.

³ Clínica Universidad de Navarra. Pamplona.

⁴ Hospital General Universitario Dr. Negrín. Las Palmas de Gran Canaria.

⁵ Institut Català d'Oncologia (ICO). Barcelona.

⁶ IMED Hospitales. Murcia.

Fecha de Recepción: 28/07/2021 - Fecha de Aceptación: 25/11/2021

Se presentan las conclusiones del estudio realizado por el Grupo de Trabajo sobre Radioterapia Guiada por Superficie, promovido por la Sociedad Española de Física Médica. Los objetivos han sido la elaboración de procedimientos para la aceptación y puesta en funcionamiento de dispositivos de posicionamiento, monitorización y seguimiento, basados en el reconocimiento de la superficie del paciente, orientaciones para la adquisición e instalación de este equipamiento, así como establecer recomendaciones para un uso clínico fiable.

Se ha delimitado el campo de estudio a los programas y dispositivos comerciales, evaluando las ventajas y limitaciones de estas técnicas para diferentes aplicaciones en Radioterapia. Basados en la bibliografía disponible, y en la experiencia de centros nacionales con implantación de la SGRT, se han establecido tolerancias y periodicidades para las distintas pruebas de control de calidad. Además, se han propuesto líneas de trabajo para la implantación de técnicas especiales que requieren mayor exactitud por parte de estos dispositivos.

Finalmente, se han incluido tres anexos con orientaciones prácticas sobre la medida y análisis de las latencias de esos sistemas, la construcción de maniqués de control de calidad para su medición, así como las implicaciones clínicas asociadas a las mismas en el tratamiento de lesiones sometidas a movimiento respiratorio.

Palabras clave: SGRT, control de calidad, aceptación y puesta en funcionamiento, latencias.

The conclusions of the Working Group on Surface Guided Radiotherapy, promoted by the Spanish Society of Medical Physics, are presented. The objectives include procedures for the acceptance testing and commissioning of positioning, monitoring, and tracking devices based on the recognition of the patient's surface. Guidelines for the acquisition and installation of this equipment, as well as recommendations for a reliable clinical use are also established.

The field of study has been delimited to commercial programs and devices, analyzing the advantages and limitations of these techniques for different applications in Radiotherapy. Based on the available bibliography, and on the experience of national centers with the implementation of the SGRT, tolerances and periodicities have been established for the quality control tests proposed herein. Additionally, guidelines have been developed for the implementation of special techniques that pose these devices to their limit of accuracy.

*Correspondencia: bbarbes@gmail.com

<https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.1.003>

Finally, three annexes have been included with practical steps for the evaluation and analysis of latencies, the construction of quality control phantoms for their measurement, as well as the clinical implications regarding the presence of latencies to the treatment of lesions under respiratory movement conditions.

Key words: SGRT, quality control, commissioning, latencies.

Tabla de contenido

1. Introducción	37
1.1. Contexto del documento	37
1.2. Alcance de la SGRT	38
1.3. Descripción y especificaciones técnicas de los sistemas comerciales de seguimiento	39
1.3.1. Sistemas basados en radiación infrarroja	39
1.3.2. Sistemas basados en reconocimiento mediante láser	40
1.3.3. Sistemas basados en luz estructurada	40
2. Prerrequisitos de instalación	44
2.1. La elección del equipo de SGRT	44
2.2. Requisitos de la instalación	44
3. Puesta en funcionamiento del sistema	44
3.1. Pruebas de aceptación	44
3.2. Pruebas de puesta en funcionamiento	46
3.2.1. Conectividad con el equipamiento periférico	46
3.2.2. Estabilidad del sistema	48
3.2.3. Exactitud en la determinación del posicionamiento	50
3.2.4. Exactitud en la determinación del movimiento respiratorio	52
3.3. Programa de garantía de calidad	55
4. Consideraciones de uso clínico	57
4.1. Tolerancias en el posicionamiento	57
4.2. Tolerancias en la monitorización del movimiento intrafracción	60
4.3. Recomendaciones de uso en tratamientos estereotácticos sin movimiento respiratorio	61
4.3.1. Estabilidad	63
4.3.2. Exactitud con mesa a 0°	63
4.3.3. Exactitud con rotación de mesa	64
4.4. Recomendaciones de uso en el tratamiento con movimiento respiratorio	64
4.4.1. Consideraciones previas al tratamiento	64
4.4.2. Recomendaciones para el tratamiento	65
5. Conclusiones	66
Agradecimientos	67
Anexos	
A1. Orientaciones para construcción de maniquí con desviación máxima submilimétrica	67

A.1.1. Componentes	67
A.1.2. Montaje	68
A.1.3. Programa.....	68
A.1.4. Análisis de la pérdida de pasos.....	69
A2. Análisis de medición de las latencias	69
A.2.1. Adquisición del vídeo.....	69
A.2.2. Análisis del vídeo.....	70
A3. Influencia de las latencias en el tratamiento de radioterapia.....	71
Listado de abreviaturas.....	74
Referencias.....	75

1. Introducción

1.1. Contexto del documento

En los últimos años están apareciendo nuevas tecnologías destinadas a aumentar la eficacia y la seguridad de los tratamientos de radioterapia externa. Muchas de ellas están relacionadas con el posicionamiento y la gestión del movimiento del paciente durante la irradiación, cuestiones clave para la efectividad de un procedimiento de radioterapia. En 2012, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (*American Association of Physicists in Medicine*, AAPM) publicó el documento “*Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of the Task Group 147*” (TG 147)¹ sobre sistemas de localización y posicionamiento en radioterapia, excluyendo los que emplean radiaciones ionizantes o ultrasonidos.

La Sociedad Española de Física Médica (SEFM) ha decidido crear, para el estudio de esta materia, el Grupo de Trabajo sobre Radioterapia Guiada por Superficie (*Surface Guided Radiation Therapy* o SGRT por sus siglas inglesas). Como resultado se presenta este documento, que pretende actualizar las recomendaciones del TG 147 y del grupo de trabajo de la SEFM de Radioterapia Guiada por la Imagen (*Image Guided Radiation Therapy*, IGRT),² incluyendo los nuevos sistemas desarrollados desde entonces, y recogiendo las experiencias de los usuarios de nuestro país.

La radioterapia guiada por superficie, puede definirse^{3,4} como la detección de la superficie del paciente a través de sistemas no invasivos, basados en radiación no ionizante proyectada y reflejada, o emitida en algunos casos, en la superficie del mismo, para la

localización y rastreo del volumen a irradiar. Pese a que esta técnica analiza imágenes de la superficie, se considera que tiene entidad propia como para ser considerada una técnica independiente y no una modalidad más de IGRT. Por ello, en el presente documento el uso del término IGRT lleva implícito la adquisición de imágenes de la anatomía interna del paciente.

El punto de partida ha consistido en establecer un consenso sobre qué dispositivos se consideraban SGRT. Al igual que en el documento TG 147, de entre los sistemas comerciales de posicionamiento y localización de pacientes para tratamientos de radioterapia, se han excluido los que emplean radiaciones ionizantes, imagen por resonancia magnética e imagen por ecografía. También se omiten los que emplean marcadores de radiofrecuencia (sí incluidos en TG 147) dado que no utilizan la superficie del paciente para la localización de la lesión. Por el contrario, se han mantenido los sistemas de rastreo basados en la localización de puntos discretos (entre 2 y 6), empleados principalmente para la monitorización respiratoria del paciente, ya que son los precursores del uso la superficie como subrogado de la lesión para el seguimiento intrafracción y el posicionamiento en algunos casos.^{5,6} Además, se ha considerado de interés para el usuario su comparación con los nuevos sistemas, basados en un número extenso de puntos, puesto que pueden resultar ventajosos para la monitorización respiratoria⁷ e incluso complementarse.

Por lo demás, se ha procurado analizar todos los dispositivos disponibles en el mercado a fecha de la publicación del presente documento, incluyendo en lo posible experiencias de uso en hospitales españoles. En este estudio se ha decidido excluir los sistemas no comerciales que están en fase experimental.

1.2. Alcance de la SGRT

El posicionamiento del paciente y sus movimientos (internos o externos) durante el tratamiento, influyen en la distribución de la dosis absorbida en radioterapia externa.^{8,9} La mayor o menor magnitud de esa influencia depende de varios factores, como la localización de la lesión, la técnica de irradiación,¹⁰ o los márgenes establecidos a los volúmenes blanco y órganos de riesgo (OAR).¹¹

Por otra parte, cada vez son más los centros españoles que incorporan progresivamente técnicas avanzadas en radioterapia, como la intensidad modulada (*Intensity Modulated Radiotherapy* o IMRT), sea con haces de cabezal estático o de arcoterapia volumétrica (*Volumetric Modulated Arc Therapy* o VMAT), o los tratamientos con gestión del movimiento respiratorio.

Estas nuevas técnicas permiten conformar más la irradiación de los tumores, disminuyendo la dosis en OAR. De este modo, se facilita el aumento de la dosis por fracción hasta el extremo de la radiocirugía (*Stereotactic Radiosurgery* o SRS) o radioterapia estereotáctica* (*Stereotactic Radiotherapy* o SRT) y la radioterapia ablativa. Por contraste, dichas técnicas son mucho más susceptibles de no reproducir la dosimetría prevista, debido a defectos de posicionamiento o movimiento del paciente.¹²⁻¹⁴ son técnicas que no deben ponerse en práctica sin un sistema de guiado por imagen bien contrastado.

Paralelamente, por una parte, ha mejorado la exactitud de los algoritmos de cálculo de dosis en presencia de heterogeneidades tisulares, en las que los fenómenos de dispersión lateral pueden comprometer la dosis de cobertura de la lesión y, por otro lado, la precisión de las unidades de tratamiento de radioterapia es mayor, tanto en los movimientos mecánicos como en la caracterización del haz de radiación.

Esto ha fomentado una tendencia general de disminución de los márgenes de seguridad a la lesión y a los OAR, con el consiguiente riesgo para el paciente si no va asociado a una mejora en las técnicas de posicionamiento y gestión del movimiento del paciente.

De entre los sistemas de guiado en radioterapia, la SGRT –tal como se entiende en este documento– presenta varias ventajas: no utiliza radiaciones ionizantes¹⁵ (aspecto especialmente importante en pacientes pediátricos^{16,17}), no es intrusiva ni supone incomodi-

dad al paciente,^{18,19} y no aumenta significativamente el tiempo de tratamiento. Además, estas características permiten la verificación del posicionamiento y la monitorización de la superficie del paciente en todo momento.

La limitación más importante de los métodos de SGRT es la dificultad de correlacionar la posición y cambios anatómicos de las estructuras internas (zonas a tratar y OAR) con la posición de puntos de la superficie externa del paciente.¹ Esta dificultad se exagera en presencia de movimientos: en qué medida las trayectorias de puntos sobre la superficie del paciente pueden ser un buen subrogado del movimiento de las estructuras internas. Por ejemplo, el movimiento del contorno de una persona tiene poca correlación con el cambio de posición de la próstata,^{20,21} y no siempre tiene correlación con los movimientos internos de los tejidos en tórax y abdomen. Además, algunos tumores pueden deformarse durante el curso de una sesión de radioterapia.²²⁻²⁴

Los tratamientos de radioterapia estereotáctica extracraneal (*Stereotactic Body Radiotherapy* o SBRT) conllevan la administración de dosis elevadas en muy pocas fracciones (TG 101²⁵), para lo cual el control intrafracción debe atender al movimiento interno de la lesión a través de sustitutos anatómicos externos como la monitorización de la superficie del paciente (TG 76²⁶).

Los sistemas de radioterapia guiada por superficie están demostrando su utilidad en cuatro campos:^{3,27}

- **Posicionamiento inicial** del paciente, dado que permite ser un sustituto cómodo del procedimiento habitual de centrar al paciente con un sistema de láseres, reduciendo la variabilidad en aras de una mayor exactitud en la colocación.²⁸⁻³⁴ Algunos dispositivos, además, tienen herramientas suplementarias para localizar qué partes del paciente están deficientemente posicionadas. En algunos casos, pueden detectar cambios anatómicos.^{14,35,36} Asimismo, su uso permite prescindir de tatuar a los pacientes.^{37,38}
- **Monitorización intrafracción** del movimiento de la superficie externa del paciente, alertando a los operadores o suspendiendo el haz de radiación cuando el movimiento esté comprometiendo la exactitud del tratamiento.
- **Monitorización de la respiración**, tanto en la obtención de los datos anatómicos mediante tomografía computarizada 4D (TC4D) como en tratamientos sincronizados con la respiración, irradiando durante parte del ciclo (*gating*) ya sea en respiración libre o mantenida³⁹⁻⁴¹ (*Breath Hold* o BH), o durante la totalidad del ciclo respiratorio (técnicas de seguimiento o *tracking*).

* Antiguamente, se asociaba el término *estereotáctico* al uso de guías o marcos (invasivos o no), que establecían un sistema de referencia fijo al paciente. A su vez, dicho marco se posicionaba con relación a la fuente de radiación. Actualmente se ha generalizado el uso del término *estereotaxia* para referirse al posicionamiento del paciente con un mayor nivel de exactitud, y en ese sentido se emplea en las expresiones SRT, SRS o SBRT, que designan técnicas de irradiación en pocas fracciones. En este documento, se empleará la palabra con este último sentido.

- **Reducción de riesgos:** dentro del marco del análisis de riesgos,⁴² empieza a haber evidencias de que la SGRT puede aumentar la seguridad de los tratamientos, así como ayudar a prevenir errores, al añadir información proveniente de un sistema independiente.^{12,43} Por su parte, los errores introducidos por dicha técnica son de frecuencia y riesgo bajos.⁴³

El uso de SGRT durante la etapa de simulación puede mejorar la exactitud de posicionamiento, ya que proporciona una superficie de referencia de mejor calidad que la obtenida a partir del contorno externo del paciente que generan los sistemas de planificación. Dependiendo del dispositivo comercial, incluso puede ser necesaria la obtención del ciclo respiratorio en la simulación para poder realizar control respiratorio por superficie en la unidad de tratamiento.

Los modos de adquisición de las imágenes durante la simulación pueden ser retrospectivo (adquisición de imágenes a lo largo del ciclo que permite seleccionar *a posteriori* las correspondientes a una parte concreta del mismo), para posterior reconstrucción 4D, como prospectivo (adquisición de imágenes durante la parte del ciclo seleccionada).

Cabe reseñar que la radioterapia guiada por superficie no sustituye en ningún caso a la IGRT, entendiéndose esta última como la adquisición de imágenes de la anatomía interna del paciente. Por ello se deberá garantizar siempre la correlación entre la superficie y el volumen a tratar mediante la obtención de imagen anatómica interna. Se trata de una técnica que complementa a la IGRT, reduciendo en términos generales su uso, ya que proporciona información tanto para el alineamiento inicial del paciente como para su monitorización continua. Pero para alcanzar los niveles de exactitud típicos de técnicas estereotácticas, 0.3 mm para SRS⁴⁴⁻⁴⁶ y de 1 a 2 mm en tratamientos de SBRT,^{6,47} se requiere verificación con imagen interna.

Por otra parte, para evaluar la fiabilidad de los sistemas de SGRT se propone comparar la posición detectada con la obtenida mediante IGRT, asumiendo esta última como patrón de referencia o *gold standard* ampliamente extendido y conocido. Es por esto, que el usuario deberá garantizar el correcto funcionamiento de los dispositivos de IGRT involucrados en los procedimientos a realizar.

1.3. Descripción y especificaciones técnicas de los sistemas comerciales de seguimiento

En el documento elaborado por el TG 147¹ y otras referencias^{3,27} se puede encontrar una buena introducción general a las técnicas de seguimiento de puntos por métodos ópticos, ya sea empleando

un algoritmo de visión estereoscópica o binocular, o un sistema de imagen monocular (que denominan *monoscopic* o *cyclopedian*). Los primeros métodos emplean un patrón de puntos para triangular (sean reales o proyectados), mientras que los segundos, analizan la deformación de un patrón estructurado.

Para calcular los desplazamientos, los sistemas suelen emplear variaciones del algoritmo ICP (*Iterative Closest Points*), que establecen correspondencias entre los puntos más próximos entre las superficies comparadas y minimizan las distancias. Hay versiones optimizadas del algoritmo⁴⁸ que emplean el tiempo de vuelo⁴⁹ (*Time of Flight* o TOF) o implementaciones no rígidas.⁵⁰ Recientemente, se ha desarrollado una modalidad que permite la monitorización de la dosis impartida en la superficie del paciente, mientras está siendo irradiada en tiempo real, a partir de la radiación Cherenkov emitida por esta.⁵¹ Puesto que no se dispone de suficiente experiencia publicada al respecto, el uso de imágenes Cherenkov no se abordará en el presente documento

En la tabla 1, al final de esta sección, se presenta un cuadro resumen de los dispositivos de SGRT considerados en este documento, además de una breve descripción de sus funcionalidades y especificaciones técnicas.

1.3.1. Sistemas basados en radiación infrarroja

1.3.1.1. Real-Time Position Management

Real-Time Position Management o **RPM** (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA, USA) es un sistema no invasivo de seguimiento de puntos sobre la superficie del paciente.^{52,53} Se compone de un conjunto de diodos emisores de luz (LED) infrarroja, un maniquí con marcadores reflectantes que se coloca en la superficie del paciente y una cámara que registra la luz reflejada. El maniquí deberá ubicarse de modo que sea un buen subrogado del movimiento respiratorio, en la misma posición durante la simulación y el tratamiento del paciente.⁵⁴

El sistema no está pensado para posicionamiento inicial. Puede hacer monitorización respiratoria en tres modalidades de *gating*: por fases, por amplitudes, o en BH.⁵³ Permite seguimiento intrafracción en las tres dimensiones, empleando un maniquí de cuatro o seis marcadores (según el modelo de unidad de tratamiento). Este programa es compatible con casi todos los tomógrafos modernos que tengan entrada de señal de sincronización, pero solo es compatible con aceleradores de la marca *Varian*.

1.3.1.2. ExacTrac

El sistema **ExacTrac X-Ray 6D** (*BrainLAB AG*, Múnich, Alemania) se compone principalmente de dos

subsistemas: el de posicionamiento óptico basado en señal infrarroja (IR) y el de guiado por imagen estereoscópica de rayos X de kV. Este último consiste en dos tubos instalados en el piso a cada lado del estativo del acelerador y dos detectores de panel plano anclados en el techo perpendicularmente a cada tubo. Su análisis sale fuera del ámbito del presente trabajo, y fue estudiado pormenorizadamente por los TG 104 y TG 142 de la AAPM.^{55,56}

La localización por IR permite monitorizar la posición del paciente en tiempo real, y realizar irradiaciones sincronizadas durante una fase respiratoria prefijada. Además, permite automatizar el posicionamiento del paciente, tanto previo como posterior a la adquisición de imagen, y aplicar los desplazamientos detectados en los seis grados de libertad (*Degree of Freedom* o DOF) si se dispone de mesa robótica. También tiene capacidad para realizar tratamientos de *gating* respiratorio con control del haz de radiación.

El sistema IR consta de dos cámaras o sensores anclados en el techo, que emiten señal IR y detectan la señal reflejada por esferas reflectantes situadas sobre el paciente (piel o máscara) o bien sobre dispositivos asociados al mismo (posicionador craneal estereotáctico sin marco, o inmovilizadores fijados a la mesa de tratamiento). La frecuencia de muestreo es de 20 Hz.⁵⁷

Puede instalarse en la sala de tratamiento de forma independiente (*stand-alone*) o bien con control del haz para *gating* respiratorio y movimiento automático de mesa para unidades de tratamiento *Varian*.

1.3.1.3. Synchrony Respiratory Tracking System

Synchrony (*Accuray Inc.*, Sunnyvale, California, EEUU) es un sistema de gestión de movimiento de la lesión, en tiempo real, compatible con el acelerador robótico *Cyberknife*⁵⁸ y la unidad de tratamiento *Radixact*⁶⁹ basada en tomoterapia helicoidal.

La localización de la lesión, o de marcadores radiopacos implantados en su proximidad, se determina mediante un sistema de dos proyecciones oblicuas de rayos X, que se comparan con las radiografías reconstruidas digitalmente (*Digitally Reconstructed Radiography* o DRR) generadas por el sistema de planificación de tratamientos (TPS), bien por contraste de grises o por identificación de los marcadores fiduciales radiopacos.

La señal de movimiento respiratorio se obtiene mediante la detección de unos marcadores superficiales, basados en una distribución de emisores infrarrojos de fibra óptica LED.

El sistema sincroniza la posición del haz de radiación con la localización del tumor, obtenida con un modelo que correlaciona la señal de los marcadores y de las imágenes de rayos X. Este modelo se actualiza mediante la adquisición periódica de imágenes de rayos X. El sistema *Synchrony* puede compensar

desviaciones de movimiento del centroide del tumor de hasta 5 cm, siendo la desviación del cálculo del centroide inferior a 1.5 mm.

1.3.2. Sistemas basados en reconocimiento mediante láser

1.3.2.1. Sentinel

Sentinel (*C-Rad Positioning AB*, Uppsala, Suecia) es un sistema de monitorización de la superficie del paciente. Una línea de láser realiza un barrido de esta, mientras que una cámara captura las proyecciones de esa línea. A través de su deformación aparente, el programa compone una imagen 3D de la superficie. El sistema permite establecer, gráfica o manualmente, los límites del ortoedro que contiene la superficie a monitorizar: a mayor superficie, menor velocidad de refresco.

Fue diseñado como un sistema de SGRT independiente: es capaz de posicionar al paciente,⁶⁰ con una error de posicionamiento⁶¹ inferior a 1 mm y 1°. Cuando la empresa empezó a comercializar el *Catalyst* (ver más adelante 1.3.3.1), más avanzado y versátil, dejó de ofertar el *Sentinel* para los dispositivos de tratamiento, y solo se instala en salas de simulación mediante TC. La imagen de la superficie del paciente, captada por *Sentinel*, puede servir como imagen de referencia para posicionar al paciente con el sistema *Catalyst*.

El sistema captura la altura de la mesa empleando un codificador mecánico (en las instalaciones más antiguas) o un láser colocado en la pared posterior al TC. Para la monitorización respiratoria, se establecen una o dos áreas, cuyo movimiento servirá para construir la señal respiratoria. La selección de un área mayor aumenta la relación señal/ruido de la señal respiratoria, pero también incrementa el tiempo de respuesta.

El equipo permite la adquisición de imágenes de TC, tanto en modo retrospectivo como prospectivo, para tratamientos en respiración mantenida. Para administrar tratamientos en condiciones de *gating* o inspiración mantenida con *Catalyst* es imprescindible disponer de *Sentinel* para realizar el estudio respiratorio del paciente, así como para establecer la correlación entre la superficie de referencia para el posicionamiento inicial y la empleada durante la irradiación. *Sentinel* es compatible con equipos de TC de *Canon*, *Siemens*, *Philips* y *General Electric*.

1.3.3. Sistemas basados en luz estructurada

1.3.3.1. Catalyst

Catalyst (*C-Rad Positioning AB*, Uppsala, Suecia) es un sistema para la adquisición en tiempo real de

la superficie externa del paciente en la sala de tratamiento, que emplea cámaras monoculares, y compone la imagen por deformación de un patrón de luz estructurada. Emplea un algoritmo ICP no rígido para el registro. Consta de uno o más soportes (versión HD) con una cámara de vídeo y un proyector de luz. El sistema es compatible con dispositivos *Elekta*, *Varian*, *IBA* y *Accuray*.

Como ocurre con *Sentinel*, el usuario define un ortoedro dentro del cual el sistema monitoriza la superficie. Las dimensiones máximas admitidas son de 80 cm en dirección lateral, 140 cm en dirección longitudinal y 40 cm en dirección vertical. La tasa de muestreo en la adquisición de la superficie del paciente, según el fabricante, es de 200 imágenes por segundo, aunque en la práctica se ve reducida en función del tamaño de la región de escaneo.

Para el posicionamiento de pacientes antes de la sesión de tratamiento, puede emplear como referencia la realizada en la sala de simulación con *Sentinel*, o el contorno externo del paciente delimitado en las imágenes del TC de simulación. Posteriormente, existe la opción de fijar la posición real del paciente en la sala de tratamiento como una nueva superficie de referencia (ver apartado 4.1.).

Tiene también la capacidad de facilitar el posicionamiento proyectando códigos de ayuda: colores, vectores o valores numéricos. Para los tratamientos de SRS, recomiendan calcular la desviación entre la superficie actual y la de referencia mediante un algoritmo de registro rígido. En el resto de casos, recomiendan el registro deformable,⁶² computacionalmente más costoso, que parte del algoritmo ICP para luego emplear un modelo de elementos finitos que discretiza al paciente en un gran número de pequeños tetraedros. Los vértices que quedan en superficie se emplean como condiciones de contorno. La posición del isocentro se estima como el baricentro de la reconstrucción. Al aumentar la ponderación de las deformaciones próximas al isocentro, consideran que aumenta la sensibilidad del método.⁶³

El equipo es capaz de determinar desviaciones de 1 mm (0.5 mm en la configuración HD) y de 1° en la posición de un maniquí con respecto al isocentro,¹⁴ empleando 6DOF. Dispone de un módulo independiente para radiocirugía que, según establece el fabricante, presenta una mayor resolución espacial y precisión mejorada. Además, permite el uso del asistente automático de mesa (solo para desplazamientos) con aceleradores *Elekta*. La monitorización respiratoria es similar a la descrita para *Sentinel*, pero con capacidad para interrumpir automáticamente el haz de radiación, con tiempos de muestreo en torno a los 70 ms.

Realiza el seguimiento intrafracción detectando desplazamientos y rotaciones respecto al isocentro.

Contando seguimiento, registro y promediado de las desviaciones, los intervalos de control son de 2-4 s.

1.3.3.2. *AlignRT*

El sistema ***AlignRT*** (*Vision RT*, Londres, Reino Unido) se puede instalar en la sala de tratamiento y en la de simulación. Consta, según versiones, de dos o tres dispositivos de seguimiento para tratamiento, y de uno para simulación. Cada dispositivo tiene en el centro un proyector de luz roja de patrón moteado, y dos cámaras. El proyector emite la luz sobre el paciente y las cámaras captan la luz reflejada, reconstruyendo una imagen por método estereoscópico.^{1,64} Es compatible con las unidades de tratamiento *Varian*, *Elekta*, *IBA* e *HITACHI*, y los TC comerciales (incluyendo la adquisición de imágenes sincronizadas con la respiración).

En las unidades de tratamiento en anillo *Halcyon* y *Ethos*,⁶⁵ utilizan además dos dispositivos miniaturizados (2 proyectores y 4 cámaras en total) dispuestos en un aro acoplado próximo al isocentro, que permiten monitorizar la posición del paciente durante el tratamiento (cuando se encuentra dentro del anillo o *bore*).

Para el posicionamiento del paciente, emplea una superficie de referencia que suele ser importada del TC de simulación o bien adquirida en la simulación si se dispone del sistema en dicha sala, aunque también puede tomarse en la unidad de tratamiento mediante el propio sistema *AlignRT* (ver apartado 4.1.). Es capaz de detectar desplazamientos y rotaciones (1 o 3, según la licencia de software adquirida), centrándose en una región de interés, y empleando registro rígido. Para evitar incertidumbres asociadas a la respiración del paciente, el sistema permite adquirir imágenes de la superficie a lo largo de un intervalo de 10 a 20 s, y establecer la posición o fase del ciclo respiratorio de la superficie de referencia. No obstante, dispone también de un módulo específico para *gating* respiratorio con control de la activación del haz.

Es capaz de realizar seguimiento intrafracción, con interrupción del haz en caso de que se detecten desplazamientos que excedan de las tolerancias fijadas por el usuario. También dispone de asistente automático de mesa para aceleradores *Varian* y *Elekta*, que transfiere los desplazamientos a aplicar. Según los estudios realizados,^{33,66} el sistema puede detectar movimientos prefijados en maniquí con una desviación inferior a 1 mm en desplazamientos y 1° en rotaciones.

Con el módulo específico para estereotaxia, tiene suficiente resolución y exactitud para este tipo de tratamientos, empleando máscara abierta para localizaciones craneales.

1.3.3.3. *Identify*

El sistema ***Identify*** (*Varian Medical Systems*, antes *humediQ*) introduce un dispositivo de radiofrecuencia

para identificar los accesorios de inmovilización asignados al paciente, además de una cámara de tiempo de vuelo que permiten localizar la posición del paciente y sus correspondientes dispositivos de fijación (indexación) respecto a la mesa de tratamiento, con una desviación ≤ 10 mm y 3°. Así se obtiene una imagen 3D del paciente, casi en su totalidad, incluyendo los inmovilizadores.

En una segunda fase, es capaz de posicionar y monitorizar al paciente con mayor exactitud (desviación ≤ 1 mm) mediante una imagen 3D de la superficie de interés de este, próxima a la lesión a irradiar. Emplea un algoritmo de reconstrucción estereoscópica, y un patrón de luz estructurada azul, que mejora la detección en pacientes de piel oscura. La configuración en la unidad de tratamiento consta de tres cámaras estereoscópicas y, actualmente, es compatible con cualquier acelerador lineal en forma de C.

Para su uso con TC, se requiere una apertura mayor de 78 cm, y consta de una única cámara estereoscópica (con desviación ≤ 2 mm) capaz de registrar el movimiento respiratorio de la superficie del paciente. Dispone de módulos específicos para posicionamiento del paciente, monitorización respiratoria y seguimiento intrafracción, así como para tratamientos estereotácticos.

1.3.3.4. *ExacTrac Dynamic*

El sistema **ExacTrac Dynamic** (BrainLAB AG, Múnich, Alemania) emplea un sistema de reconstrucción de imagen estereoscópica, ya descrito en 1.3.1.2, pero añade un detector de temperatura corporal, con el objetivo de mejorar la detección de movimiento en zonas con información topográfica mínima,⁶⁷ como el área abdominal. El dispositivo tiene integración

con aceleradores *Varian* y *Elekta*, con capacidad de transmitir de manera automática los desplazamientos necesarios a sus respectivas mesas robóticas de tratamiento a través de las redes de información oncológica correspondientes a cada fabricante. Además, permite la interrupción/reanudación automática del haz de radiación durante el tratamiento en caso de que las desviaciones detectadas en el posicionamiento excedan las tolerancias establecidas.

Para el posicionamiento inicial, realiza un registro de la superficie con los datos de referencia, obtenidos del contorno externo generado a partir del TC de planificación.⁶⁸ Partiendo de esa posición, *ExacTrac Dynamic* realiza las correcciones finales al posicionamiento basándose en la adquisición de imágenes de rayos X estereoscópicas de la anatomía interna, y actualiza la superficie de referencia mediante la inclusión de la información térmica.

Para realizar el seguimiento intrafracción o la monitorización respiratoria, combina la imagen óptica con la térmica, utilizando un algoritmo denominado *Perspective-n-Point*,⁶⁹ que proporciona una mayor exactitud del seguimiento⁷⁰⁻⁷² en comparación con los algoritmos que usan solo datos 3D. Esta es una técnica común empleada en visión artificial para correlacionar puntos 3D con información 2D que confiere mayor fiabilidad a cada punto de la superficie en vivo (x, y, z) con la información térmica (T). A diferencia de la información relacionada con el tono de la superficie, la imagen térmica no se ve afectada por las condiciones de iluminación ambiental.

En conjunto, monitoriza la posición del paciente con una frecuencia de hasta 20 imágenes por segundo, proporcionando una latencia del sistema de 50 ms.

Tabla 1. Cuadro resumen de los diferentes dispositivos de SGRT considerados en este documento, donde se indican brevemente las principales funcionalidades y especificaciones técnicas según cada fabricante.

Sistema de SGRT	Método	Unidad de Tratamiento/ Simulación	Principales características	Especificaciones técnicas
<i>Real-Time Position Management</i>	Radiación Infrarroja	Varian Canon, Siemens, Philips, General Electric	Seguimiento intrafracción de marcadores reflectantes ubicados en la superficie del paciente. Monitorización respiratoria en tres modalidades de gating: por fases, por amplitudes, o en BH.	Deriva en la amplitud debida al movimiento longitudinal: < ± 2.0 mm Exactitud en la amplitud: < $\pm 10\%$; < ± 0.3 mm Reproducibilidad: < 0.2 mm Estabilidad a largo plazo: < 0.3 mm Latencia: < 100 ms
<i>ExacTrac</i>	Radiación Infrarroja	Siemens, Varian, Elekta	Seguimiento intrafracción de marcadores reflectantes ubicados en la superficie del paciente o sobre dispositivos asociados al mismo. Posicionamiento automático del paciente, tanto previo como posterior a IGRT. Correcciones 6DOF si se dispone de mesa robótica. Tratamientos de gating respiratorio basado en marcadores fiduciales internos.	FOV: 13.5 cm x 13.5 cm Frecuencia de adquisición: 7.4 fps Tamaño de píxel: 400 μ m Resolución de detección: 0.3 \pm 0.1 mm Latencia: < 200 ms

Tabla 1 (cont.) Cuadro resumen de los diferentes dispositivos de SGRT considerados en este documento, donde se indican brevemente las principales funcionalidades y especificaciones técnicas según cada fabricante.

Sistema de SGRT	Método	Unidad de Tratamiento/ Simulación	Principales características	Especificaciones técnicas
<i>Synchrony Respiratory Tracking System</i>	Radiación Infrarroja	Cyberknife, Radixact	Seguimiento intrafracción de emisores infrarrojos de fibra óptica LED ubicados en la superficie del paciente. Sincroniza la posición del haz con la lesión mediante un modelo que correlaciona la señal de los marcadores con imágenes de rayos X.	FOV: 40 cm x 40 cm Frecuencia de adquisición: 15 fps Tamaño de píxel: 400 µm Exactitud: < 1.5 mm
<i>Sentinel</i>	Luz Láser	Canon, Siemens, Philips, General Electric	Reconstrucción 3D a partir de una línea láser que barre la superficie del paciente, mientras que una cámara captura las proyecciones de esa línea. En tratamientos de gating o BH con Catalyst es imprescindible Sentinel para establecer la correlación entre la superficie de referencia para el posicionamiento inicial y la empleada durante la irradiación.	Luz emitida: 690 nm (R) Frecuencia de adquisición: 50 fps (Gating 16 fps) Exactitud: < 1.0 mm (Gating < 1.0 mm) Reproducibilidad: < 0.2 mm Estabilidad a largo plazo: < 0.3 mm
<i>Catalyst</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta, IBA, Accuray	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras monoculares. Facilita el posicionamiento proyectando códigos de ayuda: colores, vectores o valores numéricos. Registro deformable entre la superficie de referencia y la superficie en vivo, excepto para SRS que es rígido.	Luz emitida: 405 nm (B) 528 nm (G) 624 nm (R) FOV: 80 cm x 140 cm x 40 cm Frecuencia de adquisición: 200 fps Exactitud: < 0.5 mm (Gating < 1.0 mm) Reproducibilidad: < 0.2 mm Latencia: 851 ± 100 ms
<i>AlignRT</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta, IBA, HITACHI Canon, Siemens, Philips, General Electric	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras estereoscópicas. Tratamientos de gating respiratorio o BH. Registro rígido entre la superficie de referencia y la superficie en vivo.	Luz emitida: 690 nm (R) FOV: 65 cm x 100 cm x 35 cm 60 cm x 50 cm x 35 cm (Halcyon / Ethos) Frecuencia de adquisición: 27 fps Exactitud: < 0.5 mm Latencia: < 100 ms
<i>Identify</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras estereoscópicas. Módulos específicos para posicionamiento, monitorización respiratoria y seguimiento intrafracción, SRS. Identifica por RF los accesorios de inmovilización asignados al paciente. Localiza su posición y dispositivos de indexación mediante cámara TOF.	Luz emitida: 465 nm (B) FOV: 50 cm x 50 cm x 40 cm Frecuencia de adquisición: 5-10 fps (10 cm x 10 cm ROI) Exactitud: < 1.0 mm (Gating < 2.0 mm) Latencia: < 400 ms (10 cm x 10 cm ROI)
<i>ExacTrac Dynamic</i>	Luz Estructurada	Varian, Elekta	Reconstrucción 3D de la superficie del paciente mediante la deformación de un patrón de luz estructurada captada por cámaras estereoscópicas. Correcciones al posicionamiento por rayos X estereoscópicos y actualiza la superficie de referencia mediante la inclusión de la información térmica.	Luz emitida: 459 nm (B) FOV: 25° x 20° Frecuencia de adquisición: 15-20 fps (cámara térmica) 500 fps (cámara óptica) Exactitud: < 1.0 mm Latencia: 150-190 ms

(R) Rojo (G) Verde (B) Azul fps: imágenes por segundo

2. Prerrequisitos de instalación

2.1. La elección del equipo de SGRT

Un sistema de SGRT supone una fuerte inversión económica, y es importante realizar un estudio coste-beneficio antes de su adquisición.³ El punto de partida es planificar el uso que se le va a dar a medio plazo para seleccionar el sistema de SGRT y los módulos concretos que ofrecen las casas comerciales. También habrá que estudiar si el dispositivo de radioterapia requiere la instalación de alguna licencia o dispositivo adicional para la integración con el sistema de SGRT. Siempre se puede programar una segunda etapa de actualización del sistema para añadir nuevas prestaciones.

Los posibles usos son:

1. Seguimiento del movimiento intrafracción, con capacidad de interrumpir automáticamente el tratamiento.
2. Posicionamiento inicial de pacientes a nivel básico: el seguimiento óptico del contorno externo ha demostrado ser más exacto respecto al sistema tradicional basado en la alineación de las marcas fiduciales con los láseres de sala.²⁸⁻³³
3. Posicionamiento de pacientes a nivel avanzado: un sistema de seguimiento óptico que logre posicionar a todos o la mayoría de los pacientes, incluyendo los que presentan más dificultades, como los que llevan máscara de inmovilización o son obesos, y con fiabilidad suficiente como para poder reducir el número de imágenes tomográficas de posicionamiento. Habitualmente, se requiere un modelo más completo y un control de calidad más exigente.
4. Tratamientos en BH,⁴¹ preferentemente que permitan la interrupción automática del haz cuando la señal respiratoria no se encuentre en la fase seleccionada para el tratamiento.
5. Tratamientos con *gating* en respiración libre, que requieren alta resolución temporal y tiempos de respuesta suficientemente rápidos. En este caso, además de la exigencia en las prestaciones del equipamiento, deberá considerarse la complejidad de los controles de calidad asociados.
6. Tratamientos de SRS, con precisión submilimétrica (TG 42⁷³), y posibilidad de haces no coplanares.

Por otra parte, es muy práctico y seguro que el dispositivo permita el desplazamiento automático de la mesa hasta alcanzar la posición de tratamiento. Hay que valorar la ventaja de que incluyan sistemas de identificación del paciente y de los inmovilizadores

que usa. Conviene además que el programa permita distinguir perfiles de usuarios según el nivel de responsabilidad: uso rutinario con pacientes y controles diarios, administrador para archivado de pacientes, creación de protocolos, definición de tolerancias y calibración del sistema.

Como punto de partida, hay dos elecciones con mayor repercusión económica:

- El **número de dispositivos de detección**. Dependiendo del sistema, pueden instalarse uno, dos o tres. Como se ha comentado, un mayor número de detectores mejora la exactitud del sistema, y evita que las imágenes queden ocultas por algún dispositivo. Por otra parte, la instalación con un solo módulo es más económica, y puede tener prestaciones suficientes para la mayoría de las aplicaciones.
- La instalación o no de un **sistema de SGRT en el TC de simulación**. En algunos casos es imprescindible. En otros, mejora los posicionamientos iniciales. Para otros tratamientos, puede ser superfluo.

2.2. Requisitos de la instalación

Los sistemas de posicionamiento automático para tratamientos de radioterapia han de atenerse a las tolerancias recomendadas por los informes de las distintas sociedades científicas, como TG 142^{55,74} o el protocolo de la SEFM sobre control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico.⁷⁵

La empresa suministradora deberá especificar los requisitos para un funcionamiento óptimo del sistema de SGRT. Entre otros aspectos, deberá valorar la posibilidad de anclar sólidamente los dispositivos, de protegerlos si pueden colisionar con otros periféricos como luminarias móviles, así como proporcionar especificaciones de estabilidad térmica y eléctrica necesarias, además de su compatibilidad con los distintos tipos de iluminación.

En el caso de utilización de SGRT con precisión submilimétrica, puede requerirse un ajuste de la óptica (realizado por el servicio técnico) específico por instalación. Asimismo, la infraestructura de la instalación deberá garantizar unos requisitos de estabilidad térmica y compatibilidad de iluminación más exigentes.

3. Puesta en funcionamiento del sistema

3.1. Pruebas de aceptación

De acuerdo con los artículos 10 y 11 del Real Decreto 1566/1998⁷⁶ (a la espera de la trasposición de la Directiva Europea 2013/59/EURATOM⁷⁷), tras la

instalación por parte de la empresa suministradora, los equipos de localización serán sometidos a una prueba previa a su uso clínico que determinará su aceptación. El especialista en Radiofísica Hospitalaria será responsable de la aceptación y determinación del estado de referencia inicial del equipamiento, a través de las pruebas necesarias para comprobar el cumplimiento de las especificaciones técnicas y condiciones de funcionamiento detalladas en las condiciones de compra, las características técnicas ofertadas por el suministrador y las normas legales vigentes al respecto.

Las pruebas de aceptación propuestas por el fabricante requieren de una serie de consideraciones:

- Este tipo de procedimientos son un documento cerrado, redactado por el fabricante, sin intervención del usuario ni de ningún organismo o entidad científica independiente, centrados principalmente en las seguridades básicas. Su operatividad en condiciones clínicas deberá ser examinada durante la puesta en funcionamiento por parte del especialista en Radiofísica Hospitalaria, como se expone en la sección 3.2.
- Habitualmente, el proceso de aceptación se lleva a cabo cuando el especialista en Radiofísica Hospitalaria que lo realiza o supervisa está aún poco familiarizado con el nuevo equipo, así como con el material de prueba prestado por el suministrador, lo que implica un riesgo de no comprender plenamente su funcionamiento, y que algunos aspectos pasen desapercibidos. Por este motivo, conviene disponer del documento con las pruebas de aceptación con antelación suficiente a llevarlas a cabo.
- Algunas de las pruebas de aceptación presuponen que la unidad de tratamiento en que se instalará el sistema de SGRT, se encuentra dentro de tolerancias en las pruebas geométricas periódicas. Cabría la posibilidad de que un error geométrico del equipo de radiación falsease las pruebas de aceptación. Es recomendable, por lo tanto, consultar con el suministrador las pruebas geométricas relevantes que conviene llevar a cabo antes de la calibración del equipamiento. Al menos, es necesario comprobar la alineación de los láseres, la horizontalidad de la mesa de tratamiento y la coincidencia de los isocentros del sistema de imagen y radiación del equipo de radioterapia.
- Al tratarse de elementos formados por varios componentes, tanto en el hardware como en el software, es preciso cerciorarse cuidadosamente de que se instalan todos los componentes del sistema y de que se dispone de todas las funcionalidades contratadas.

A continuación, se proponen unas pruebas que habría que incluir en el proceso de aceptación, o al

menos, antes de la puesta en funcionamiento, contando con la ayuda del suministrador.

1. Revisión del funcionamiento seguro del equipo en todas las condiciones de uso previsibles:
 - Distintas localizaciones y geometrías, incluyendo haces no coplanares en caso de estar disponibles.
 - Compatibilidad con accesorios del paciente, como inmovilizadores, arcos de reflectores infrarrojos, o demás dispositivos.
 - Compatibilidad con accesorios de la sala, como monitores móviles de vídeo, cámaras de circuito cerrado de TV, o focos móviles, que puedan interferir con partes del sistema.
 - Fijaciones mecánicas de equipos montados en las paredes o el techo: cámaras, monitores, proyectores, ordenadores.
2. Posteriormente, en las pruebas de puesta en funcionamiento, se revisarán las limitaciones funcionales del equipo, como se indica en la sección 3.2.1.3. El motivo de adelantar esta revisión rápida es evitar defectos en la instalación que posteriormente sea más complicado subsanar.
3. Seguridad del flujo de datos entre el equipo instalado y el resto de los sistemas periféricos: red informática y de registro y verificación (R&V), TPS, unidad de tratamiento, unidad de simulación. Convendrá cerciorarse de que el sistema cumple la legislación en materia de protección de datos. También será útil hacer una estimación de las necesidades de almacenamiento informático, así como de las opciones de que se dispone para hacer una adecuada copia de respaldo de la base de datos clínicos.
4. Correcta compatibilidad con los sistemas externos con los que debe interactuar, como el asistente automático de mesa.
5. Exactitud de localización del sistema, en condiciones no clínicas, según las especificaciones básicas del fabricante. En la sección 3.2.3. de las pruebas de puesta en funcionamiento, se expone un procedimiento más detallado en este sentido.
6. Exactitud en el seguimiento del movimiento del paciente, en condiciones no clínicas. En ocasiones, las casas comerciales emplean maniqués que emulan el movimiento respiratorio, pero que solo sirven para hacer una prueba cualitativa de la detección del movimiento porque no describen movimientos con una calibración adecuada. En el apartado 3.2.4.1. se propone otro procedimiento más exhaustivo con esta finalidad.
7. Extensión del área de detección, para determinar no solo que se cumple con las especificaciones, sino también para tener en consideración

esta información a la hora de definir los protocolos clínicos que van a ser empleados. Esta prueba se puede realizar desplazando un maniquí sobre la mesa en las diferentes direcciones hasta que se empieza a perder la señal de este por los extremos y midiendo la distancia desde la región detectada más alejada y el isocentro.

8. Funcionamiento de la interrupción y reanudación del haz. Si no se dispone de un maniquí con movimiento programable que permita realizar una prueba completa, se puede probar dicho funcionamiento moviendo manualmente el maniquí, con el haz inactivo, y comprobar los indicadores del sistema de SGRT de que el haz está disponible y deja de estarlo. Asimismo, se debe comprobar si existe la opción de invalidar la inhibición del haz. En el apartado 3.2.4 se proponen comprobaciones más completas para la puesta en funcionamiento.
9. En el caso de que el sistema disponga de un equipamiento específico para la sala de simulación, y de que se vayan a emplear funcionalidades de adquisición 4D, se deberá realizar un TC a un maniquí que emule el movimiento respiratorio. Es recomendable verificar la funcionalidad del sistema y la ausencia de artefactos en las imágenes tanto en modo prospectivo como retrospectivo.

Para simplificar los procedimientos que se exponrán posteriormente, a continuación, se establece una clasificación de maniqués que serán referidos en los sucesivos apartados de “Recursos materiales”.

M1. Maniquí de geometría sencilla. Basta con que sea fácilmente detectable por el sistema de SGRT. Puede ser el proporcionado por el fabricante para el control de calidad diario, o cualquier otro del que se disponga para otras pruebas.

M2. Maniquí antropomórfico. Debe reproducir alguna región anatómica del cuerpo humano. Pueden emplearse maniqués comerciales dedicados para pruebas radiológicas o dosimétricas, confeccionarlos con impresora 3D, o incluso adquirir y adaptar un maniquí de escaparate. Si, debido al color o la textura, el sistema de SGRT no detectase bien la superficie, esta puede cubrirse con cinta adhesiva o una capa de pintura.

M3. Maniquí con movimiento respiratorio. Debe constar de una superficie capaz de realizar un movimiento oscilatorio de al menos 1 cm de amplitud. Pueden emplearse maniqués comerciales dedicados para el control de calidad de sistemas de TC4D o CB4D, o bien, construir uno sencillo dotado de un motor giratorio que mueva una rueda excéntrica.

M4. Maniquí con movimiento submilimétrico. Debe ser capaz de desplazar una superficie con error

inferior a 1 mm. En el anexo A1 se propone el diseño de un maniquí que sirva a la vez para la generación de movimientos respiratorios. Como alternativa se podría emplear un maniquí estable, y realizar los desplazamientos mediante la mesa robótica, si tiene la precisión requerida.

3.2. Pruebas de puesta en funcionamiento

En esta sección se describen las pruebas de puesta en funcionamiento recomendadas, siguiendo una misma estructura de presentación en forma de procedimientos autocontenidos e independientes, de manera que mantengan un esquema similar en la descripción de aquellos pasos comunes a varias pruebas.

3.2.1. Conectividad con el equipamiento periférico

3.2.1.1. Comunicación con los sistemas de registro y verificación e integridad de los datos

De modo similar a como se procede con otros sistemas, como el TPS o la red de registro y verificación de tratamientos, es necesario asegurar que el sistema de SGRT realiza correctamente la transmisión y recepción de parámetros del plan de tratamiento, como los datos demográficos y la orientación del paciente, la identificación del plan de radioterapia y la posición de los puntos de interés como el isocentro de radiación. Para este propósito se establece el siguiente procedimiento.

P01: Comunicación del sistema de SGRT con el equipamiento periférico.	
Objetivo:	Comprobar la correcta transmisión de datos entre el sistema de SGRT y los distintos equipos periféricos (TC, TPS, unidad de tratamiento, R&V).
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 30 min por orientación: 4 combinaciones HF/FF, supino/prono.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), con marcas para distinguir la orientación (antero-posterior, cráneo-caudal) y lateralidad.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Crear un paciente en cuyo nombre aparezcan caracteres especiales del idioma local. 2. Posicionar el maniquí en la unidad de simulación. Añadir los marcadores necesarios para asegurar la identificación inequívoca de lateralidad, posición y orientación.

<ol style="list-style-type: none"> 3. Realizar un estudio de TC con el protocolo de adquisición de imágenes donde se indique la orientación adecuada del paciente. En caso de disponer de un equipo de SGRT en el TC, será opcional la adquisición de la superficie de referencia mediante este sistema. 4. Importar el TC al TPS y realizar un plan de prueba sencillo, con una diferencia conocida en cada dirección entre el punto de referencia marcado en el TC y el isocentro de tratamiento. 5. Transferir el plan a la red de R&V y al sistema de SGRT. 6. Abrir el paciente en el sistema de SGRT y comprobar que los datos identificativos del paciente y del tratamiento son correctos. Prestar atención a los caracteres especiales del idioma local, para asegurar que no generen problemas de compatibilidad. 7. En caso de sincronización automática con la red de R&V, comprobar que el sistema carga correctamente los datos del paciente y plan de tratamiento. 8. Colocar el maniquí en el isocentro de la unidad de tratamiento con el sistema de SGRT. Comprobar mediante los indicadores de mesa que los desplazamientos respecto a las marcas de referencia son correctos en magnitud y sentido. 9. En caso de que el sistema devuelva los datos de las correcciones geométricas a la red de R&V: se desplazará el maniquí una distancia arbitraria en cada dirección para que el sistema de SGRT haga la corrección pertinente. Después de ejecutar el tratamiento y cerrar el plan del paciente, se comprobará la magnitud y unidades de dicha corrección, grabadas en la red de R&V. 10. Este procedimiento deberá repetirse para cada posición del paciente (HF/FF, supino/prono).
Análisis: Verificación de la magnitud y sentido de los desplazamientos y registro de las correcciones aplicadas.
Tolerancia: Funcional.

3.2.1.2. Comunicación con la unidad de tratamiento e interrupción/reanudación del haz de radiación

Es preferible que el sistema de SGRT interrumpa y reanude automáticamente el haz de radiación, a fin de minimizar las repercusiones dosimétricas para el paciente en caso de una eventual distracción por parte de los operadores durante la administración del tratamiento. Además, el tiempo de reacción humana no es comparable al de un sistema electrónico. Sin embargo, no es necesario que sea automática la activación del haz del TC para la obtención de imágenes de planificación.

Se propone la siguiente prueba para los sistemas de SGRT que tengan control automático de la interrupción/reanudación del haz de radiación.

P02: Integración del sistema de SGRT con la unidad de tratamiento.
Objetivo: Comprobar la integración del sistema de SGRT, sus comunicaciones con la unidad de tratamiento, así como su capacidad de interrumpir y reanudar el haz de radiación.

Funcionalidad clínica: Posicionamiento inicial. Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 1 hora.
Recursos materiales: Maniquí móvil, preferiblemente con capacidad de simular movimientos respiratorios (M3).
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Alinear la base estática del maniquí móvil con los láseres de sala del TC de simulación, de manera que cuando se posicione en la unidad de tratamiento, el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT. 2. Adquirir un estudio de imágenes TC del maniquí: <ol style="list-style-type: none"> 2.1. En reposo, si no se dispone de TC con sincronización de movimiento respiratorio. 2.2. En la fase representativa de los tratamientos a monitorizar (por ejemplo: TC en inspiración para tratamientos en BH; TC en espiración para <i>gating</i> en respiración libre). En el caso de emplear sistemas de SGRT para la monitorización del ciclo respiratorio en la sala de simulación, deberá prestarse especial atención a la amplitud de movimiento detectada por el sistema, dado que la componente detectada por el sistema suele corresponder con el desplazamiento vertical del maniquí, mientras que el movimiento que se programa es el longitudinal. En este sentido, habría que considerar un maniquí cuya superficie permitiera la detección de su movimiento en ambas componentes, por ejemplo, mediante una forma de cuña, de manera que el movimiento detectado por el sistema de SGRT fuera la componente vertical dada por el producto de la amplitud de movimiento longitudinal y la tangente del ángulo definido por la forma de cuña. 3. Importar el TC al TPS y definir las coordenadas del origen en el centro de la base estática de la plataforma. 4. Diseñar un plan de tratamiento sencillo (por ejemplo, un campo de radiación con cabezal a 0°). Transferir dicho plan a la red de R&V y al sistema de SGRT. 5. Definir una región de monitorización de la superficie representativa de la zona a tratar que abarque, siempre que sea posible, el isocentro, y establecer las tolerancias del sistema de SGRT tal que se excedan en parte del movimiento descrito por el maniquí (es decir, tolerancias inferiores a la amplitud de movimiento). 6. Situar el maniquí según el protocolo de posicionamiento habitual (imágenes 2D de kV y/o MV, MVCT o CBCT). 7. Administrar el plan de tratamiento monitorizado por el sistema de SGRT, considerando las interrupciones y reanudaciones del haz establecidas por el nivel de ventana definido.
Análisis: Prueba de funcionalidad. Comprobar que el sistema de SGRT detecta cuándo el maniquí está fuera de la ventana de haz activo, y que la señal enviada por el sistema llega al acelerador, produciendo las interrupciones y reanudaciones programadas del haz.
Tolerancia: Funcional.

3.2.1.3. Límites de funcionalidad del sistema

Un paso previo al uso clínico del sistema de SGRT será asegurarse de que los accesorios que lo componen no interfieren en la administración del tratamiento. Podría ocurrir, concretamente, con plataformas para emisores de IR, o monitores gráficos para asistir al paciente en la respiración.

Es fundamental explorar las situaciones y localizaciones en las que el equipo pueda perder fiabilidad, con la finalidad de prever problemas en los futuros tratamientos. Adicionalmente, si el equipo se usara fuera de las condiciones recomendadas por el fabricante, habría que considerar si son necesarios protocolos de uso específicos para esa situación. El informe del TG 121 de la AAPM⁷⁸ puede aportar alguna orientación en este caso.

El sistema de SGRT tiene, por diseño y construcción, un campo de visión limitado, que no abarca al paciente completamente. Aunque la documentación del fabricante suele incluir información a este respecto, y este punto suele formar parte de las pruebas de aceptación, es necesario comprobar la zona de funcionamiento efectivo del sistema para las distintas situaciones clínicas. Las pruebas iniciales que proponen las casas comerciales para determinar el campo de visión suelen ser insuficientes.

El rendimiento y la exactitud de los sistemas puede verse influenciados por la temperatura de la sala, lo cual se estudiará más adelante en este documento. Como son sistemas ópticos, también influye la contaminación lumínica: iluminación ambiente, semáforos o señales luminosas. Como regla general, los sistemas de SGRT presentan un funcionamiento más adecuado en condiciones de baja iluminación, pero es conveniente realizar también las pruebas con la iluminación de sala encendida, por si algún paciente lo necesita.

Una característica fundamental de los sistemas de SGRT es que requieren visión directa de la superficie del paciente. Existen diversos elementos que pueden impedirlo: el cabezal de tratamiento o los dispositivos de imagen, algunos inmovilizadores, el marco de reflectores IR para los movimientos de un modelo de mesa robótica 6D.

No obstante, la mayoría de las interferencias ocurren con partes del propio paciente, como sucede en pacientes obesos o con busto voluminoso, donde algunas zonas pueden quedar ocultas a la vista del sistema tras el abdomen o los senos.

Además, conviene tener en consideración las siguientes recomendaciones para la mejora en el uso de los sistemas de SGRT:

- La abundancia de vello corporal puede alterar la capacidad del sistema para detectar con claridad la superficie. En algunos casos, puede ser aconsejable rasurar algún área de interés del paciente.¹⁴
- La variedad de tonos de piel y la distinta anatomía externa de los pacientes requerirán que los opera-

dores vayan adquiriendo destreza en el ajuste de los parámetros del sistema de visión: ganancia, tasa de fotogramas y tiempo de integración.

- Es muy probable que el bolus que se emplee en los tratamientos no sea detectable por las cámaras. Habitualmente, el problema se soluciona recubriéndolo con un adhesivo con más textura, como el esparadrapo de papel. Lo mismo cabe decir de las máscaras termoplásticas.

A continuación, se propone un procedimiento para evaluar el campo de visión de las cámaras de un sistema de SGRT.

P03: Evaluación del campo de visión del sistema de SGRT.	
Objetivo:	Comprobar que el sistema detecta una región lo suficientemente amplia como para adecuarse a todas las situaciones clínicas.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 30 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1).
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Apagar todas las luces de la sala. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Desplazar el maniquí en cada dirección y sentido del espacio, hasta que las cámaras (sin oclusiones) dejen de detectarlo. Registrar los desplazamientos máximos. 4. Repetir los puntos 2 y 3 con todas las luces de la sala encendidas. 5. Si el sistema de SGRT consta de varios conjuntos de cámaras, repetir los pasos 1 a 4 con cada una de las cámaras ocluidas por el cabezal o los dispositivos de imagen del acelerador.
Análisis:	Constatar que el volumen de detección es suficiente para el uso clínico.
Tolerancia:	El sistema debe ser funcional en una región de ± 20 cm en todas las direcciones respecto al isocentro de la unidad de tratamiento.

3.2.2. Estabilidad del sistema

3.2.2.1. Curva de estabilización térmica

La temperatura del equipo influye en la dilatación y contracción del sistema óptico de cámaras, afectando a la exactitud. Por este motivo, la mayoría de las casas comerciales recomiendan introducir en la rutina diaria,

tras el apagado de las cámaras, un ciclo de encendido, de manera que el sistema nunca llegue a quedarse apagado mucho tiempo y, por lo tanto, a enfriarse. Sin embargo, incidencias no previstas, como un corte de suministro eléctrico, pueden obligar al apagado total del sistema. Es importante conocer la curva de estabilización de las cámaras, es decir, cuánto tiempo se ha de esperar para poder trabajar con el sistema térmicamente estable, que puede depender del tiempo que lleva apagado el sistema de SGRT.

P04: Curva de estabilización térmica del sistema de SGRT.
Objetivo: Describir la dependencia con el tiempo de la exactitud del sistema en la detección del posicionamiento.
Funcionalidad clínica: Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones.
Recursos humanos y tiempo estimado:* Especialista en Radiofísica Hospitalaria o Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría (TSRD). 4 horas.
Recursos materiales: Necesarios: maniquí de geometría sencilla (M1). Recomendables: maniquí antropomórfico (ver apartado 3.3), preferentemente de una zona anatómica representativa de la práctica clínica mayoritaria, de color y propiedades de absorción/reflexión lo más parecidas a la piel humana para la que el sistema ha sido calibrado.
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Mantener el maniquí en monitorización continua[†] hasta alcanzar la estabilidad de la lectura de las cámaras en torno a cero. 4. En caso de prescindir de la monitorización continua, la alternativa es monitorizar puntualmente cada 10 - 15 min el maniquí hasta que las lecturas sean estables en torno a cero. 5. Representar gráficamente las desviaciones detectadas por el sistema en función del tiempo de monitorización.
Análisis: Evaluar la magnitud de las fluctuaciones en el tiempo y determinar el momento a partir del cual se estabilizan en torno a cero.
Tolerancia: Especificaciones del fabricante.

3.2.2.2. Estabilidad intrafracción

Esta prueba supone que ha transcurrido el tiempo de estabilización térmica necesario, y trata de comprobar que el sistema no detecta movimientos inexistentes del paciente. Algunos grupos¹⁴ han monitorizado la detección cada 15 s, encontrando variaciones inferiores a 1 mm y 0.3°, mientras que otros grupos han usado diferentes intervalos de tiempo y número de medidas,^{61,79} con resultados similares. La desviación típica de los diversos valores obtenidos proporciona una estimación de la reproducibilidad del sistema.

P05: Estabilidad intrafracción.
Objetivo: Evaluar la estabilidad del sistema en la detección del posicionamiento.
Funcionalidad clínica: Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Semestral para tratamientos estereotácticos. Anual para tratamientos convencionales.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 1 hora.
Recursos materiales: Maniquí antropomórfico (M2), preferentemente de una zona anatómica representativa de la práctica clínica mayoritaria, de color y propiedades de absorción/reflexión lo más parecidas a la piel humana para la que el sistema ha sido calibrado.
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Mantener al maniquí en monitorización continua y anotar la lectura de las cámaras durante al menos 1 h. 4. En caso de prescindir de la monitorización continua, la alternativa es monitorizar puntualmente cada 10 - 15 min el maniquí. 5. Representar gráficamente las desviaciones detectadas por el sistema en función del tiempo de monitorización.
Análisis: Evaluar la magnitud de las fluctuaciones del sistema de SGRT.
Tolerancia: ≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos estereotácticos. ≤ 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.

* El tiempo requerido para la prueba es el tiempo que transcurre hasta que las lecturas del sistema sean estables, y por tanto altamente dependiente del sistema de SGRT usado (de la casa comercial). Por cuestiones de inclusión, se introduce el mayor tiempo esperable para que cualquier sistema de SGRT en el mercado sea estable.

† Según el fabricante, algunos sistemas de SGRT pueden presentar una pérdida de eficiencia en la detección del posicionamiento cuando se usan durante mucho tiempo en monitorización continua, dependiendo de la frecuencia de refresco y el número de puntos de rastreo. Para esta prueba, ambas magnitudes se pueden mantener a un valor bajo.

3.2.2.3. Reproducibilidad interfacción

Independientemente de la elección de la superficie de referencia (la obtenida en simulación, o la del primer día de tratamiento tras control de IGRT, ver ejemplos en apartado 4.1.), deberá evaluarse la reproducibilidad del sistema en el posicionamiento a lo largo de las sesiones.

Se propone el siguiente procedimiento para comprobar la fiabilidad del sistema de SGRT en el posicionamiento interfacción.

P06: Reproducibilidad interfacción.	
Objetivo:	Determinar la reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento interfacción.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Semestral para tratamientos estereotácticos. Anual para tratamientos convencionales.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 3 horas.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), preferiblemente con marcadores externos que permitan su alineación con indicadores luminosos tales como los láseres de sala o la proyección del retículo. Sistema de IGRT, preferiblemente con capacidad de realizar adquisiciones TC o de haz cónico (CBCT). En su defecto se pueden utilizar los indicadores luminosos.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Realizar el protocolo de adquisición habitual mediante IGRT y registrar las correcciones de posicionamiento inicial indicadas por el sistema. 4. Repetir los pasos 1 a 3, realizando un nuevo posicionamiento del maniquí desde el principio en cada ocasión. Efectuar al menos 5 medidas. 5. Se recomienda repetir la prueba para el modo de funcionamiento específico de estereotaxia si se dispone del mismo.
Análisis:	Evaluar la desviación típica de las correcciones encontradas.
Tolerancia:	≤ 0.25 mm y 0.25° para tratamientos estereotácticos. ≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos convencionales.

3.2.3. Exactitud en la determinación del posicionamiento

Algunos sistemas de SGRT requieren de la delimitación un área de interés de la superficie del paciente. No obstante, en los procedimientos que se describen a continuación, no se especifican las dimensiones de dicha región de interés, ya que su influencia se considera despreciable a partir de un número mínimo de puntos (del orden de 1000⁸⁰). En la práctica clínica, las dimensiones de las áreas de monitorización exceden ampliamente de este valor.

3.2.3.1. Centrado del sistema

Para asegurar la exactitud en el posicionamiento del paciente en términos absolutos, es imprescindible comprobar que el centro de coordenadas del sistema de SGRT coincide con el isocentro de la unidad de simulación o tratamiento.

Por otra parte, en los sistemas de SGRT que tienen varios conjuntos de cámaras o varias técnicas de seguimiento (luz láser o estructurada, TOF o radiación térmica), debe comprobarse que todos los dispositivos coinciden entre sí. Las casas comerciales han desarrollado sus propios procedimientos para este propósito.

Cuando el sistema de SGRT no supera esa prueba, habitualmente se puede seguir un protocolo de calibración previsto por el fabricante para dejar el sistema dentro de tolerancias.

P07: Centrado del sistema de SGRT.	
Objetivo:	Evaluar el correcto centrado del sistema de SGRT.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Diaria.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 5 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí proporcionado por el fabricante.
Procedimiento:	Descrito por el fabricante.
Análisis:	Descrito por el fabricante.
Tolerancia:	Especificaciones del fabricante.

3.2.3.2. Exactitud en la detección de los desplazamientos con mesa a 0°

Resulta imprescindible determinar la exactitud con que el sistema de SGRT mide los desplazamientos,

para conocer sus limitaciones y evitar inconsistencias en la práctica clínica. Se propone el siguiente procedimiento.

P08: Exactitud en la detección de los desplazamientos* con mesa a 0°.	
Objetivo:	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con mesa a 0°.
Funcionalidad clínica:	Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Mensual.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 30 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), preferiblemente ortopedro, con marcadores radiopacos externos, uno centrado en su superficie anterior y otro centrado en una de sus superficies laterales. Plataforma con capacidad de movimiento micrométrico, o dispositivo electrónico de imagen portal (<i>Electronic Portal Imaging Device</i> o EPID) y programa de análisis de imagen, o indicadores luminosos (láseres de sala, proyección del retículo con la simulación luminosa del campo) junto con papel milimetrado y transportador.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Aplicar desplazamientos conocidos con ayuda de la plataforma micrométrica, o bien moviendo la posición de la mesa, y registrarlos junto con los detectados por las cámaras. 4. Repetir el paso 3 para un rango de desplazamientos deseado y para cada grado de libertad por separado. Por ejemplo, traslaciones: $\pm 20, \pm 10, \pm 5, \pm 3, \pm 2, \pm 1, \pm 0.5, \pm 0.3, \pm 0.2$ y ± 0.1 mm; rotaciones: $\pm 5, \pm 3, \pm 2, \pm 1, \pm 0.5, \pm 0.3, \pm 0.2$ y ± 0.1 °.
Análisis:	Evaluar la magnitud de las diferencias entre los desplazamientos detectados por el sistema de SGRT respecto a la plataforma micrométrica, o el papel milimetrado, o el dispositivo EPID.
Tolerancia:	≤ 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. ≤ 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. ≤ 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.

* Dependiendo de la configuración del sistema de SGRT, para una misma región de interés, la exactitud puede depender del protocolo de monitorización seleccionado.

3.2.3.3. Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa

Con cierta frecuencia, habitualmente en tratamientos craneales, se emplean incidencias del haz de radiación que implican la rotación de la mesa de tratamiento.

Cualquier pequeño error introducido en la calibración del sistema, realizado con mesa a 0°, se propaga amplificándose con el giro de mesa dando lugar, principalmente, a desplazamientos laterales y longitudinales que aparentan una deriva en la rotación de la misma.⁸¹ Es fundamental la verificación del comportamiento del sistema de SGRT con la rotación de mesa.

Como es lógico, previamente a este procedimiento se deben medir por otro medio los errores en las tres dimensiones que aparecen con el giro isocéntrico.

P09: Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa.	
Objetivo:	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con rotación de mesa.
Funcionalidad clínica:	Seguimiento y control intrafracción.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Mensual.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria o TSRD. 30 minutos.
Recursos materiales:	Maniquí de geometría sencilla (M1), preferiblemente ortopedro, con marcador radiopaco externo centrado en su superficie anterior. Dispositivo EPID y programa de análisis de imagen, o indicadores luminosos (láseres de sala, proyección del retículo con la simulación luminosa del campo) y papel milimetrado.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear el maniquí sobre la mesa con los indicadores del isocentro y adquirir una imagen de referencia para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema de SGRT. 3. Aplicar rotaciones isocéntricas de mesa conocidas, y registrar las desviaciones detectadas por las cámaras y el método alternativo (imagen EPID y/o indicador luminoso). 4. Repetir el paso 3 para el rango de rotaciones a estudiar. Por ejemplo: $\pm 90^\circ$ y $\pm 45^\circ$.
Análisis:	Evaluar la magnitud de las diferencias entre las rotaciones detectadas por el sistema de SGRT respecto al indicador luminoso con el papel milimetrado, o el dispositivo EPID.
Tolerancia:	≤ 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. ≤ 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. ≤ 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.

3.2.3.4. Procedimiento End-to-End para la evaluación del posicionamiento

Es recomendable reproducir el proceso radioterápico de principio a fin sobre un maniquí, preferiblemente antropomórfico acorde a las localizaciones a tratar, que contenga marcadores radiopacos fácilmente identificables en su interior.⁸² Puesto que los sistemas de imagen y guiado por superficie se basan en información anatómica distinta, deberá intentarse, en la medida de lo posible, incluir la región de monitorización de la superficie o anatomía representativa más próxima en el registro de imágenes.

P10: Prueba end-to-end para la evaluación del posicionamiento.
Objetivo: Evaluar la desviación y reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas próximas a las clínicas.
Funcionalidad clínica: Posicionamiento inicial.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 3 horas.
Recursos materiales: Maniquí antropomórfico (M2) de la zona anatómica cuyo posicionamiento se quiere evaluar, que contenga marcadores radiopacos en su interior. Sistema de IGRT, preferiblemente con capacidad de realizar adquisiciones TC o de haz cónico (CBCT).
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> Realizar un TC de simulación con el sistema de inmovilización establecido para la patología. Delimitar los marcadores internos, así como de la superficie externa del maniquí. Diseñar un plan de tratamiento según el protocolo habitual del centro (técnica de irradiación estándar por tipo de localización) centrado en un marcador interno. Enviar e importar dicho plan a la red de R&V y al sistema de SGRT. Definir una región para la monitorización de la superficie representativa de la zona a tratar que abarque, siempre que sea posible, el isocentro. Situar el maniquí según el protocolo de posicionamiento habitual del centro para cada localización (imágenes 2D de kV y/o MV, MVCT o CBCT). Incluir la región anatómica de la superficie monitorizada en la zona de interés para el registro de imágenes, en aras de una mejor correlación entre ambas modalidades de imagen (radiológica y superficial). Realizar el registro de imágenes, preferiblemente automático, adaptado a las densidades de interés según la región anatómica. Anotar los desplazamientos detectados por el sistema de SGRT frente a los obtenidos del registro de imágenes para los grados de libertad disponibles, así como las traslaciones detectadas para los restantes marcadores radiopacos en su caso.

- Recolocar el maniquí introduciendo variaciones compatibles con situaciones clínicas (traslaciones < 3 cm y rotaciones < 3°), y repetir los pasos del 6 al 8, al menos 5 veces.

Análisis:

- Exactitud:** evaluar la magnitud de las diferencias encontradas entre los desplazamientos detectados por imagen radiológica y el sistema de SGRT.
- Reproducibilidad:** evaluar la desviación típica de las diferencias obtenidas para cada grado de libertad al repetir el procedimiento.

Tolerancia:

- Desviación:**
 ≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos estereotácticos.
 ≤ 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.
- Reproducibilidad:**
 ≤ 0.25 mm y 0.25° para tratamientos estereotácticos.
 ≤ 0.5 mm y 0.5° para tratamientos convencionales.

3.2.4. Exactitud en la determinación del movimiento respiratorio

3.2.4.1. Exactitud en la localización espacial

Se propone el siguiente procedimiento.

P11: Exactitud en la localización espacial en condiciones dinámicas.
Objetivo: Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones dinámicas con mesa a 0°.
Funcionalidad clínica: Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 1 hora.
Recursos materiales: Maniquí de movimiento respiratorio, ⁸³ preferiblemente de desviación máxima submilimétrica (M4). Maniquí de geometría sencilla, preferiblemente ortoedro, con marcadores radiopacos externos, uno centrado en su superficie anterior y otro centrado en una de sus superficies laterales. Dispositivo EPID y programa de análisis de imagen, o indicadores luminosos (láseres de sala, proyección del retículo con la simulación luminosa del campo) junto con una regla, escala o papel milimetrado.
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y retraer todos los dispositivos de imagen del acelerador. Alinear la base estática de la plataforma con los láseres de sala de la unidad de tratamiento, y comprobar que cuando se activa el movimiento longitudinal de la misma, la parte móvil desliza simétricamente respecto a la posición central de la base. Es recomendable orientar la plataforma de manera que el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT.

<ol style="list-style-type: none"> 3. Colocar sobre la plataforma móvil la regla, escala o papel milimetrado. 4. Realizar una captura de referencia del maniquí para situar en cero la posición inicial registrada por el sistema. 5. Programar un ciclo respiratorio a la plataforma cuyo patrón describa amplitudes de ± 5, ± 10, ± 15 y ± 20 mm, y periodos de permanencia en cada posición lo suficientemente largos como para identificar en el sistema de SGRT que se ha alcanzado la amplitud programada. 6. Para cada una de las amplitudes programadas, registrar la posición del maniquí que es detectada por el sistema, así como la medida mediante la regla, escala o papel milimetrado. En el caso de usar el dispositivo EPID, adquirir una proyección para cada una de las posiciones programadas en las que se visualice la posición del marcador radiopaco respecto a la posición central de la imagen. 7. Repetir los pasos 2 a 6 para cada uno de los ejes principales.
Análisis: Evaluar las desviaciones de las posiciones detectadas por el sistema de SGRT respecto a las medidas con la regla, escala o papel milimetrado, o bien respecto a las registradas por el dispositivo EPID.
Tolerancia: < 1 mm para tratamientos estereotácticos. < 3 mm para tratamientos convencionales.

3.2.4.2. Determinación de las latencias del sistema

En una situación ideal, la sincronización del haz de radiación con la localización del movimiento de la lesión es instantánea. Sin embargo, en la implementación clínica existe un tiempo finito entre la detección de una nueva ubicación del tumor y la ejecución del evento a realizar por la unidad de tratamiento para compensar el movimiento detectado. Estos eventos pueden ser la activación o interrupción del haz (*gating*), o bien la modificación de la posición del campo de radiación o del patrón de modulación (*tracking*). El tiempo requerido para acondicionar el haz de radiación en el momento adecuado de localización de la lesión se denomina latencia temporal.^{84,85}

Como se muestra en el anexo A3, una latencia elevada puede tener serias repercusiones sobre las dosis;⁵⁵ por ejemplo, a partir de una latencia de 200 ms en el movimiento del colimador multilámina, se compromete la reproducibilidad de tratamientos con *tracking* de MLC.⁸⁵ Los casos más afectados por las latencias del sistema durante la irradiación son los de *gating* en respiración libre y los de SBRT con control del movimiento respiratorio. Son los únicos en los que se establecen tolerancias; en el resto de los casos, quedan a decisión de cada centro.

Conviene recordar que la latencia general del sistema no está limitada solo por la velocidad de adquisición de imágenes del sistema de SGRT, sino también por el tiempo de reconstrucción requerido para la comparación entre la superficie en vivo y de referencia. Por lo tanto, esta limitación no depende solo del hardware de escaneo, sino también del software de

procesamiento posterior de imágenes y del tamaño de la superficie monitorizada.

Sea como fuere, lo importante es valorar si el haz de radiación está sincronizado con el movimiento de la lesión, razón por la cual se propone un procedimiento para su comprobación.^{86,87}

P12: Comprobación de las latencias temporales del sistema.
Objetivo: Estudiar el desfase temporal entre el sistema de SGRT y el mecanismo de interrupción/reanudación del haz de radiación.
Funcionalidad clínica: Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad: Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.
Recursos humanos y tiempo estimado: Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 3 horas.
Recursos materiales: Maniquí de movimiento respiratorio, preferiblemente de desviación máxima submilimétrica (M4). Maniquí que contenga uno o varios marcadores radiopacos. Sistema de imagen kV, que pueda activarse durante el haz, en modo fluoroscopia y con una frecuencia de adquisición mínima de 60 Hz. Programa de análisis de imagen que extraiga, por cada imagen, la posición del maniquí/marcadores y el ruido en una región fuera de la zona de tratamiento, el cual será proporcional a la intensidad del haz (Anexo A2).
Procedimiento: <ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer las condiciones de iluminación de acuerdo con las adoptadas durante la calibración de las cámaras y traer todos los dispositivos de imagen del acelerador. 2. Alinear la base estática de la plataforma con los láseres de sala de la unidad de tratamiento, y comprobar que cuando se activa el movimiento longitudinal de la misma, la parte móvil desliza simétricamente respecto a la posición central de la base. Es recomendable orientar la plataforma de manera que el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT. 3. Insertar un intervalo de <i>gating</i> en la monitorización del ciclo respiratorio para que el movimiento del maniquí active la interrupción/reanudación del haz de manera periódica. 4. Administrar un plan de tratamiento con cabezal a 0° y suficientes UM para adquirir de manera ininterrumpida imágenes kV durante aproximadamente 2 min. 5. Exportar las imágenes de fluoroscopia en un formato que procese el programa de análisis.
Análisis: <ol style="list-style-type: none"> 1. Procesar las imágenes kV con el programa de análisis (Anexo A2). 2. Calcular el desfase temporal promedio entre la posición del maniquí y la interrupción/reanudación del haz por separado.
Tolerancia: Para <i>gating</i> en respiración libre, y tratamientos estereotácticos: 200 ms. Para el resto de los casos: no se establecen.

3.2.4.3. Procedimiento End-to-End para la administración del tratamiento con control respiratorio

Es necesario asegurar que la administración del tratamiento sobre un volumen blanco dinámico bajo condiciones de movimiento respiratorio se realiza como ha sido planificado, de manera que se alcance la exactitud necesaria en la localización del isocentro de tratamiento durante la interrupción/reanudación del haz de radiación, o su seguimiento con el movimiento de la lesión.

El siguiente procedimiento describe los pasos necesarios para comprobar la correcta administración del tratamiento en condiciones de control respiratorio.

P13: Prueba end-to-end para el tratamiento con control respiratorio.	
Objetivo:	<ol style="list-style-type: none"> Evaluar la coincidencia entre el ciclo respiratorio programado y el detectado por el sistema de SGRT. Comprobar la exactitud del posicionamiento de un marcador radiopaco oculto en el interior de un maniquí irradiado con movimiento respiratorio. Determinar la desviación de la dosis absorbida administrada tras la interrupción/reanudación del tratamiento por parte del sistema de SGRT en condiciones dinámicas respecto a la situación estática.
Funcionalidad clínica:	Seguimiento y control intrafracción. Monitorización respiratoria.
Tipo de prueba y periodicidad:	Estado de referencia inicial. Tras cambios, intervenciones o actualizaciones. Anual.
Recursos humanos y tiempo estimado:	Especialista en Radiofísica Hospitalaria. 1 hora.
Recursos materiales:	Maniquí de movimiento respiratorio, preferiblemente de desviación máxima submilimétrica (M4). Maniquí que contenga un marcador radiopaco en forma de esfera en su interior y cuya superficie sea detectable por el sistema de SGRT. Película radiocrómica y escáner de sobremesa. Sustituible por un dispositivo EPID y programa de análisis de imagen. Electrómetro, cámara de ionización de volumen pequeño (< 0.125 cm ³), y lámina de material equivalente a agua con alojamiento para la misma.
Procedimiento:	<ol style="list-style-type: none"> Alinear la base estática de la plataforma con los láseres de sala del TC de simulación, y comprobar que cuando se activa el movimiento longitudinal de la misma, la parte móvil desliza simétricamente respecto a la posición central de la base. Es recomendable orientar la plataforma de manera que cuando se posicione en la unidad de tratamiento, el motor se encuentre hacia el cabezal y no bloquee el campo de visión de la cámara central del sistema de SGRT. Colocar sobre la plataforma móvil la lámina de material equivalente a agua con la cámara de ionización de pequeño volumen dentro de su alojamiento. Centrado sobre el mismo, se colocará un fragmento de película radiocrómica.

A su vez, sobre la película, se alineará el maniquí con marcador radiopaco en su interior, siguiendo un montaje similar al de la fig. 1.

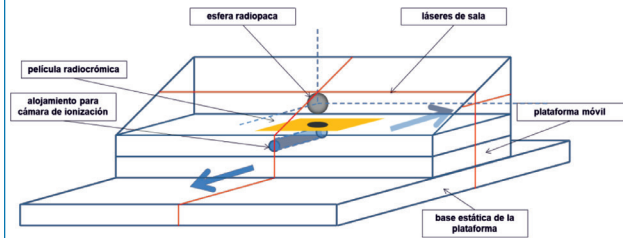


Fig. 1. Montaje experimental recomendado para la evaluación de un procedimiento End-to-End con movimiento respiratorio.

3. Programar un ciclo respiratorio a la plataforma cuyo patrón sea conocido, reproducible y adecuado a la modalidad de control respiratorio objeto de estudio (*gating* en respiración libre o BH), tanto en la fase de simulación como en la de tratamiento.
4. En el caso de emplear sistemas de SGRT para la monitorización del ciclo respiratorio en la sala de simulación, deberá prestarse especial atención a la amplitud de movimiento detectada por el sistema, dado que la componente detectada por el sistema suele corresponder con el desplazamiento vertical del maniquí, cuando el desplazamiento de interés para el propósito de esta prueba sería el longitudinal.

En este sentido, habría que considerar un maniquí cuya superficie permitiera la detección de su movimiento en ambas componentes, por ejemplo, mediante una forma de cuña, de manera que el movimiento detectado por el sistema de SGRT fuera la componente vertical dada por el producto de la amplitud de movimiento longitudinal y la tangente del ángulo definido por la forma de cuña (fig. 2).

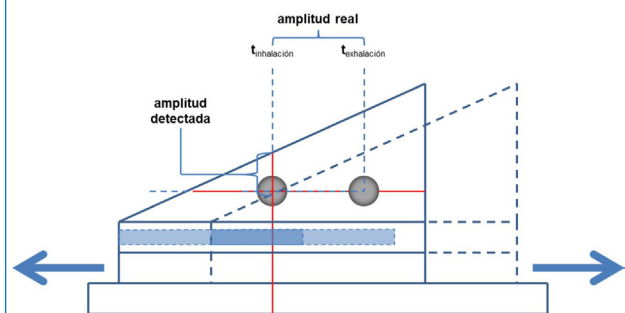


Fig. 2. Representación esquemática de la amplitud de movimiento detectada por el sistema de SGRT a partir de la amplitud real de movimiento del maniquí.

Para la monitorización del ciclo respiratorio, los sistemas de SGRT habitualmente emplean el seguimiento continuo de una pequeña ROI marcada sobre la superficie del paciente durante el escaneo de las cámaras.

5. Realizar un TC con la plataforma describiendo el ciclo respiratorio. Emplear un espesor de corte y reconstrucción similar a las condiciones clínicas, siendo recomendable valores inferiores a 2 mm. Para los tratamientos de BH, se sincronizará el momento de la adquisición del TC con la fase en la que el patrón reproduzca el estado de respiración mantenida.

6. Importar el TC al sistema de planificación de tratamientos y definir las coordenadas del origen en el centro de la base estática de la plataforma y del isocentro en el centro geométrico de la esfera.
7. Diseñar un campo de radiación de 4 cm x 4 cm, posición de cabezal a 0° y UM suficientes para obtener una imagen de la intensidad adecuada en la película radiocrómica.
8. Transferir el plan de tratamiento a la red de R&V y al sistema de SGRT.
9. Definir una región de monitorización de la superficie representativa de la zona a tratar que abarque, siempre que sea posible, el isocentro. En caso necesario, comprobar las ganancias de las cámaras del sistema de SGRT para que la imagen detectada en vivo sea satisfactoria.
10. Situar el maniquí según el protocolo de posicionamiento habitual (imágenes 2D de kV y/o MV, MVCT o CBCT) adquirido en la fase del ciclo en la que se administre el tratamiento.
11. Incluir la región anatómica de la superficie monitorizada en la zona de interés para el registro de imágenes, en aras de una mejor correlación entre ambas modalidades de imagen (radiológica y superficial). Utilizar el protocolo de registro de imágenes habitual para la patología, preferiblemente automático adaptado a las densidades de interés según la región.
12. Administrar el plan de tratamiento monitorizado por el sistema de SGRT, considerando las interrupciones y reanudaciones del haz establecidas por el nivel de ventana definido.
13. Repetir los pasos 10 y 11 para la administración del tratamiento en ausencia de movimiento respiratorio para definir la línea de base de la comparación.

Análisis:

- a. *Detección del ciclo respiratorio:* extraer del sistema de SGRT la información sobre la monitorización del ciclo respiratorio detectado y compararla con el mismo ciclo inducido sobre la plataforma móvil. Representar mediante histograma de frecuencias las amplitudes de movimiento detectada e inducida y evaluar si la diferencia de medias y varianzas es estadísticamente significativa.
- b. *Exactitud del posicionamiento:* escanear la película radiocrómica mediante el procedimiento habitual y obtener

de la imagen resultante la desviación entre el centro de la sombra de la esfera y el centro del campo de radiación. En el caso de emplear el sistema EPID, la obtención y análisis de las imágenes para esta prueba se realizará de manera separada a la de desviación de la dosis absorbida, dado que, según el montaje experimental del dispositivo descrito, la colocación de la lámina de material equivalente a agua con la cámara de ionización alojada en su interior perturbaría la imagen adquirida al encontrarse interpuesta entre la esfera radiopaca y el EPID. Además, debido a que la prueba de evaluación de la dosis absorbida requiere de un número elevado de UM administradas, la señal registrada por el EPID podría saturarse.

- c. *Desviación de la dosis absorbida:* anotar la lectura ionométrica del conjunto cámara-electrómetro, tanto para la interrupción/reanudación del haz debida al movimiento respiratorio como en ausencia de este, y obtener las desviaciones considerando el caso estático como línea de base para la comparación.

Tolerancia:

- a. *Detección del ciclo respiratorio:*
Promedio de las diferencias de las amplitudes del ciclo detectado frente al inducido < 1.0 mm.
Promedio de las diferencias de los periodos del ciclo detectado frente al inducido < latencias de interrupción/reanudación del sistema.
Significación estadística $p < 0.05$ para la comparación de medias y varianzas de las amplitudes.
- b. *Desviación del posicionamiento:* ≤ 2 mm o la semiamplitud de la ventana de irradiación seleccionada.
- c. *Desviación de la dosis absorbida:* $\leq 2\%$ respecto a la situación estática.

3.3. Programa de garantía de calidad

La tabla 2 resume el programa de garantía de calidad propuesto para un sistema de SGRT, ordenando las pruebas anteriormente descritas de mayor a menor periodicidad.

Tabla 2. Cuadro resumen de los procedimientos, tolerancias y periodicidades recomendadas para un programa de garantía de calidad asociado a un sistema de SGRT.

Prueba	Finalidad	Tolerancia
Frecuencia. Diaria		
Po7. Centrado del sistema de SGRT.	Evaluar el correcto centrado del sistema de SGRT	Especificaciones del fabricante
Frecuencia. Mensual		
Po8. Exactitud en la detección de los desplazamientos con mesa a 0°.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con mesa a 0°.	< 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.
Po9. Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con rotación de mesa.	< 0.5 mm, 0.5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.

Tabla 2 (cont.) Cuadro resumen de los procedimientos, tolerancias y periodicidades recomendadas para un programa de garantía de calidad asociado a un sistema de SGRT.

Prueba	Finalidad	Tolerancia
Frecuencia. Anual		
P05. Estabilidad intrafracción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la estabilidad del sistema en la detección del posicionamiento.	< 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.
P06. Reproducibilidad interfacción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento interfacción.	< 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.
P10. Prueba <i>end-to-end</i> para la evaluación del posicionamiento.	Evaluar la desviación y reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas próximas a las clínicas.	Desviación: < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales. Reproducibilidad: < 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.
P11. Exactitud en la localización espacial en condiciones dinámicas	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones dinámicas con mesa a 0°.	< 1 mm para tratamientos estereotácticos. < 3 mm para tratamientos convencionales.
P12. Comprobación de las latencias temporales del sistema.	Estudiar el desfase temporal entre el sistema de SGRT y el mecanismo de interrupción/reanudación del haz de radiación.	Para <i>gating</i> en respiración libre, y tratamientos estereotácticos: 200 ms. Para el resto de los casos: no se establecen.
P13. Prueba <i>end-to-end</i> para el tratamiento con control respiratorio.	<ul style="list-style-type: none"> a. Evaluar la coincidencia entre el ciclo respiratorio programado y el detectado por el sistema de SGRT. b. Comprobar la exactitud del posicionamiento de un marcador radiopaco oculto en el interior de un maniquí irradiado con movimiento respiratorio. c. Determinar la desviación de la dosis absorbida administrada tras la interrupción/reanudación del tratamiento por parte del sistema de SGRT en condiciones dinámicas respecto a la situación estática. 	<ul style="list-style-type: none"> a. Detección del ciclo respiratorio: Promedio de las diferencias de las amplitudes del ciclo detectado frente al inducido < 1,0 mm. Promedio de las diferencias de los periodos del ciclo detectado frente al inducido < latencias de interrupción/reanudación del sistema. Significación estadística $p < 0,05$ para la comparación de medias y varianzas de las amplitudes. b. Desviación del posicionamiento: ≤ 2 mm o la semiamplitud de la ventana de irradiación seleccionada. c. Desviación de la dosis absorbida: $\leq 2\%$ respecto a la situación estática.
Frecuencia. Estado de referencia inicial y tras cambios o actualizaciones.		
P01. Comunicación del sistema de SGRT con el equipamiento periférico.	Comprobar la correcta transmisión de datos entre el sistema de SGRT y los distintos equipos periféricos (TC, TPS, unidad de tratamiento, R&V).	Funcional.
P02. Integración del sistema de SGRT con la unidad de tratamiento.	Comprobar la funcionalidad de la integración del sistema de SGRT, sus comunicaciones con la unidad de tratamiento, así como su capacidad de interrumpir y reanudar el haz de radiación.	Funcional
P03. Evaluación del campo de visión del sistema de SGRT.	Comprobar que el sistema detecta una región lo suficientemente amplia como para adecuarse a todas las situaciones clínicas.	El sistema debe ser funcional en una región de ± 20 cm en todas las direcciones respecto al isocentro de la unidad de tratamiento.
P04. Curva de estabilización térmica del sistema de SGRT.	Describir la dependencia con el tiempo de la exactitud del sistema en la detección del posicionamiento.	Especificaciones del fabricante.
P05. Estabilidad intrafracción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la estabilidad del sistema en la detección del posicionamiento.	< 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales.
P06. Reproducibilidad interfacción. (semestral para tratamientos estereotácticos)	Evaluar la reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento interfacción.	< 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.

Tabla 2 (cont.) Cuadro resumen de los procedimientos, tolerancias y periodicidades recomendadas para un programa de garantía de calidad asociado a un sistema de SGRT.

Prueba	Finalidad	Tolerancia
P07. Centrado del sistema de SGRT.	Evaluar el correcto centrado del sistema de SGRT	Especificaciones del fabricante
P08. Exactitud en la detección de los desplazamientos con mesa a 0°.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con mesa a 0°.	< 0,5 mm, 0,5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.
P09. Exactitud en la detección de los desplazamientos con rotación de mesa.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas con rotación de mesa.	< 0,5 mm, 0,5° para tratamientos estereotácticos de sesión única. < 1 mm, 1° para tratamientos estereotácticos. < 3 mm, 3° para tratamientos convencionales.
P10. Prueba <i>end-to-end</i> para la evaluación del posicionamiento.	Evaluar la desviación y reproducibilidad del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones estáticas próximas a las clínicas.	Desviación: < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos estereotácticos. < 1 mm y 1° para tratamientos convencionales. Reproducibilidad: < 0,25 mm y 0,25° para tratamientos estereotácticos. < 0,5 mm y 0,5° para tratamientos convencionales.
P11. Exactitud en la localización espacial en condiciones dinámicas.	Evaluar la desviación del sistema en la detección del posicionamiento en condiciones dinámicas con mesa a 0°.	< 1 mm para tratamientos estereotácticos. < 3 mm para tratamientos convencionales.
P12. Comprobación de las latencias temporales del sistema.	Estudiar el desfase temporal entre el sistema de SGRT y el mecanismo de interrupción/reanudación del haz de radiación.	Para <i>gating</i> en respiración libre, y tratamientos estereotácticos: 200 ms. Para el resto de los casos: no se establecen.
P13. Prueba <i>end-to-end</i> para el tratamiento con control respiratorio	a. Evaluar la coincidencia entre el ciclo respiratorio programado y el detectado por el sistema de SGRT. b. Comprobar la exactitud del posicionamiento de un marcador radiopaco oculto en el interior de un maniquí irradiado con movimiento respiratorio. c. Determinar la desviación de la dosis absorbida administrada tras la interrupción/reanudación del tratamiento por parte del sistema de SGRT en condiciones dinámicas respecto a la situación estática.	a. Detección del ciclo respiratorio: Promedio de las diferencias de las amplitudes del ciclo detectado frente al inducido < 1,0 mm. Promedio de las diferencias de los periodos del ciclo detectado frente al inducido < latencias de interrupción/reanudación del sistema. Significación estadística $p < 0,05$ para la comparación de medias y varianzas de las amplitudes. b. Desviación del posicionamiento: ≤ 2 mm o la semiamplitud de la ventana de irradiación seleccionada. c. Desviación de la dosis absorbida: $\leq 2\%$ respecto a la situación estática.

4. Consideraciones de uso clínico

En el desarrollo de esta sección se consideran dos ámbitos de aplicación diferente de los sistemas de SGRT: el posicionamiento inicial del paciente previo al tratamiento, y el seguimiento de su movimiento intrafracción durante el mismo.

4.1. Tolerancias en el posicionamiento

Los sistemas de SGRT basados en la reconstrucción de la superficie del paciente proporcionan información adecuada para permitir el posicionamiento inicial, a través de la comparación de la imagen adquirida en tiempo real por las cámaras del dispositivo respecto a una imagen de referencia del propio paciente.

No obstante, la exactitud en el posicionamiento inicial empleando estos sistemas puede comprometerse cuando no se realizan verificaciones posteriores de la posición, basadas en la adquisición de imágenes de la anatomía interna del paciente, como las obtenidas mediante métodos radiológicos, transpondedores, ultrasonidos o resonancia magnética.

Deberá comprobarse la correlación entre la posición de la superficie y la del volumen a irradiar, para lo cual es necesario adquirir una imagen anatómica interna (IGRT), al menos durante la primera sesión de tratamiento, y siempre que los desplazamientos detectados por SGRT excedan de las tolerancias prefijadas por el usuario. La frecuencia de IGRT dependerá de la localización a tratar, dosis por sesión, márgenes y tolerancias aplicados, así como de la experiencia propia de cada centro.

Tal como se ha indicado en la descripción de los dispositivos comerciales (apartado 3.1.) la superficie de referencia puede obtenerse a partir de:

- La adquisición o captura de la superficie durante la etapa de simulación, empleando un dispositivo óptico instalado en la sala del TC
- La reconstrucción del contorno externo del estudio TC de simulación, generado por el sistema de planificación
- La adquisición o captura de la superficie durante la etapa de tratamiento.

La reconstrucción de la superficie del paciente, basada en el contorno externo, presenta menor resolución espacial frente a las capturas realizadas por los sistemas de SGRT. Por ello suele utilizarse la captura de la superficie obtenida en la simulación como referencia para el posicionamiento, siempre que se disponga de dispositivo de SGRT en la sala TC.

Por otra parte, puesto que la captura de la superficie no está sincronizada con la adquisición de imágenes

internas (TC en la etapa de simulación, IGRT en la etapa de tratamiento) podría no corresponderse con la posición en la que fueron obtenidas. En este sentido, la monitorización continua de la superficie puede ayudar a detectar posibles movimientos del paciente entre la obtención y análisis de imágenes internas, y la captura de la imagen de la superficie.

Durante el tratamiento, se podrán emplear como referencia imágenes de superficie capturadas en sesiones previas, siempre que hayan sido tomadas tras aplicar los desplazamientos detectados por IGRT. Esta manera de proceder permite mayor consistencia en el posicionamiento, debido a la similitud de las imágenes comparadas, al ser adquiridas empleando el mismo método. Además, puede incluir elementos no incorporados o no detectados por la imagen de simulación, como el bolus. En función del flujo de trabajo seguido se modificará la elección de la superficie de referencia para posicionamiento, como se muestra en los ejemplos de las fig. 3 y 4.

FLUJOS DE TRABAJO PARA LA IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA (PROTOCOLOS DE SGRT + IGRT *ONLINE*)

IGRT *online* para el posicionamiento diario (NO DIBH)

Localizaciones recomendadas: Cabeza & Cuello, Cráneo, Próstata.
Tratamientos con mesa robótica.

Procedimiento:



IGRT *online* para el posicionamiento diario (DIBH)

Localizaciones recomendadas: Mama, SBRT de lesiones torácicas y abdominales.
Tratamientos sin mesa robótica.

Procedimiento:

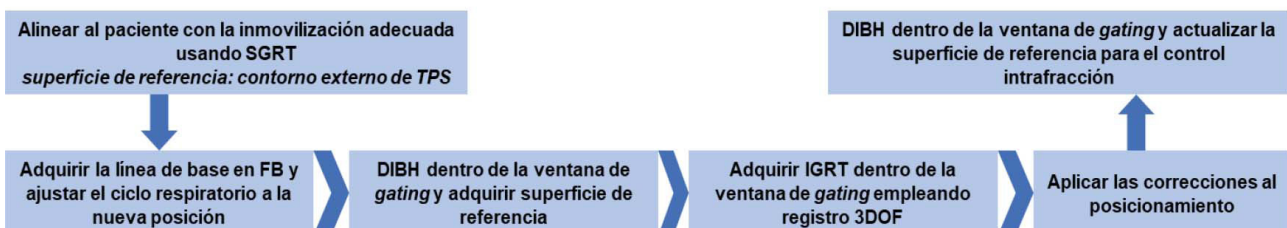


Fig. 3. Flujos de trabajo recomendados en la implementación clínica empleando un protocolo combinado para el posicionamiento basado en SGRT+IGRT *online*, considerando tratamientos que empleen mesa robótica y correcciones 6DOF (superior), o tratamientos en respiración mantenida con correcciones 3DOF (inferior).

FLUJOS DE TRABAJO PARA LA IMPLEMENTACIÓN CLÍNICA (PROTOCOLOS DE SGRT + IGRT OFFLINE)

IGRT *offline* (protocolo eNAL para 5 fx)

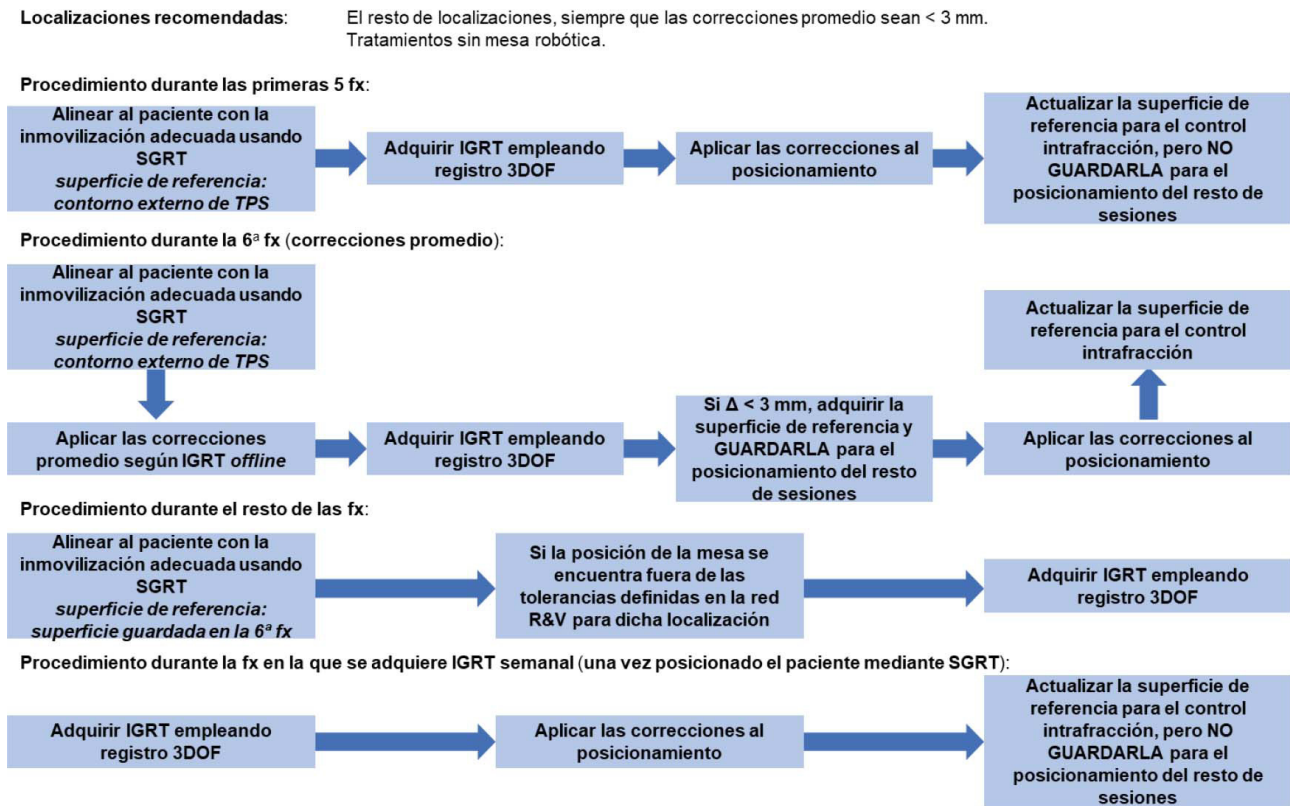


Fig. 4. Flujos de trabajo recomendados en la implementación clínica empleando un protocolo combinado para el posicionamiento basado en SGRT+IGRT *offline*, considerando un protocolo eNAL (*extended No Action Level*) de 5 fracciones con correcciones semanales basadas en IGRT.

Una de las grandes ventajas de la SGRT basada en imágenes de superficie, es que permite tener en consideración zonas amplias de la anatomía para realizar el posicionamiento. En concreto, para tratamientos de tórax, se puede controlar la posición de los brazos, que influye en la anatomía externa e interna del paciente. Al adquirir la superficie de referencia (sea con tomografía o con un sistema de SGRT) conviene captar zonas amplias en torno al área de tratamiento, que puedan mejorar la calidad del posicionamiento.

En ocasiones, pueden encontrarse dificultades para que el sistema de SGRT detecte la superficie de algunos pacientes al ser posicionados en la unidad de tratamiento. Algunas de esas dificultades podrían subsanarse previamente: aumentando el ángulo del plano inclinado, evitando usar ciertos inmovilizadores o compresores, o depilando la región a monitorizar. Otras presentan difícil solución, como el caso de los pacientes obesos cuyo abdomen oculta la monitorización del tórax. A veces se pueden resolver con una adecuada elección de los parámetros de captura de la imagen:

ganancia, tiempo de exposición, o tiempo de promediado, aunque suponga una peor exposición de otras zonas del paciente menos relevantes.

En los casos en los que se empleen mesas de tratamiento robóticas con capacidad de aplicar correcciones al posicionamiento con 6DOF, debe tenerse en consideración que el sistema de SGRT puede no ser capaz de realizar automáticamente rotaciones: en ese caso, es más práctico adquirir la imagen de referencia sin correcciones angulares.* Se considera que la IGRT permite el posicionamiento más exacto del paciente;^{56,88} por ello, la exactitud de un dispositivo de SGRT se medirá por comparación con los datos proporcionados.

* En la actualidad, algunos sistemas de SGRT no son capaces de utilizar el asistente de mesa 6D para hacer las correcciones angulares. Si la imagen de referencia está tomada después de corregir los giros del paciente, el sistema de SGRT solicitará corregir esas rotaciones. Esa tarea ha de realizarse manualmente, y es compleja. Resulta más práctico tener una imagen de referencia antes de las rotaciones de la mesa 6D y, una vez posicionado el paciente con el sistema de SGRT, corregir esas rotaciones de modo automático empleando el software del CBCT.

dos mediante IGRT (cuya exactitud y precisión habrán de ser debidamente evaluadas^{55,89,2}). No obstante, la comparación entre ambas técnicas no es trivial, puesto que a menudo evalúan regiones anatómicas de distinta extensión: en localizaciones de tórax el campo de visión de IGRT suele ser menor al de SGRT, mientras que para lesiones craneales sucede lo contrario.

La puesta en funcionamiento para uso clínico del sistema de SGRT requiere establecer, en los equipos que lo permitan, las tolerancias empleadas para la comparación de imágenes. Los valores considerados serán específicos de cada localización anatómica (tórax, abdomen, pelvis, cabeza, mama, extremidades), considerando el margen de CTV a PTV, la técnica de irradiación y el protocolo de IGRT implementado en el centro. Por ejemplo, las tolerancias establecidas para los tratamientos de mama serán más restrictivas en los casos de BH que en los de respiración libre.

Inicialmente, estos sistemas suelen disponer de protocolos predefinidos por el fabricante para cada localización, de modo que el usuario pueda personalizarlos, modificando tolerancias o parámetros de las cámaras como las ganancias, o tiempo de retardo. Sin embargo, otros valores como la tasa de refresco en la adquisición de imágenes y la resolución de la malla de puntos para reconstruir la superficie vienen dados por los protocolos originales del fabricante. Para el establecimiento de tolerancias más ajustadas a cada localización, se recomienda estudiar la estadística de correcciones requeridas mediante IGRT para cada grupo de pacientes e inmovilización, cuando el posicionamiento se ha efectuado originalmente con SGRT. En aquellos sistemas de SGRT que requieran la delimitación de una región de interés a monitorizar, dependiendo de qué parte de la anatomía incluya, proporcionará distintos valores de desplazamientos.⁹⁰ El usuario deberá establecer, para cada patología, la extensión y forma del área a monitorizar que mayor correlación presenta con la posición de la anatomía interna a tratar.

4.2. Tolerancias en la monitorización del movimiento intrafracción

Esta sección se refiere a la monitorización intrafracción del movimiento del paciente para detectar desplazamientos que comprometan la calidad del tratamiento. Los dispositivos basados en el seguimiento de marcadores superficiales son igualmente válidos para este cometido.

Los sistemas de SGRT son una buena elección para realizar el seguimiento intrafracción,* dado que

* El seguimiento del paciente, en realidad, debe realizarse en todo momento, porque puede moverse mientras se analizan las correcciones al posicionamiento derivadas del protocolo de IGRT correspondiente, antes de comenzar la fracción de tratamiento.

no suponen ningún perjuicio para el paciente ni especial complicación del tratamiento. El procedimiento es similar al de posicionamiento: el usuario selecciona la imagen de la superficie como referencia (obtenida habitualmente tras aplicar correcciones de IGRT), que el programa utiliza para calcular las diferencias en traslación y rotación de la superficie del paciente a tiempo real respecto a la imagen de referencia. Cabe mencionar que dicha imagen no es necesariamente la misma que la empleada para el posicionamiento. Por ejemplo, en los tratamientos en BH la imagen de posicionamiento es en respiración libre, y la de seguimiento es en inspiración mantenida. La monitorización de tratamientos sincronizados con la respiración del paciente se abordará más adelante en el apartado 4.4.

En los casos de lesiones afectadas por el movimiento respiratorio, pero tratadas sin sincronización (en respiración libre a lo largo de todo el ciclo), la influencia debida al movimiento habrá de ser tenida en cuenta en los márgenes del volumen de tratamiento interno (*Internal Target Volume* o ITV) o del volumen de tratamiento planificado (*Planning Treatment Volume* o PTV⁹¹). De esta manera, el resto de los movimientos fisiológicos o involuntarios son los que comprometen la calidad del tratamiento.

Hasta el momento, los programas comerciales no han implementado la capacidad de eliminar la componente respiratoria del movimiento en tiempo real, que siempre se podría estudiar *a posteriori*.^{92,93} Una opción es aumentar el tiempo de promedio de cada adquisición de la superficie del paciente, para que integre el movimiento respiratorio, aunque eso aumente mucho el tiempo de respuesta del sistema a la hora de interrumpir el haz de radiación. Otros sistemas de SGRT disponen de la opción de adquirir imágenes de la superficie durante un intervalo de 10 a 20 segundos, permitiendo al usuario seleccionar como superficie de referencia aquella que se corresponda con la posición vertical representativa del movimiento respiratorio (la intermedia, para ITV que abarcan todo el ciclo).

Las tolerancias a establecer para el control intrafracción, es decir, los valores límites de desplazamiento del paciente para los que el sistema debe interrumpir el haz o emitir un aviso, no sólo dependen de su capacidad para detectar el movimiento. Deberá considerarse también que los movimientos involuntarios del paciente dependen, entre otras cosas, de los sistemas de inmovilización y del tiempo de tratamiento.^{94,95} En un principio, se puede adoptar como valor de tolerancia preliminar el margen de expansión del volumen de tratamiento clínico (*Clinical Target Volume* o CTV)⁹¹ a PTV. Posteriormente, la experiencia clínica puede permitir reducir las tolerancias en función de estudios observacionales sobre la estabilidad del paciente durante el tratamiento. De manera más exhaustiva,

pueden establecerse las tolerancias a partir de análisis poblacionales basados en la evaluación retrospectiva de los datos extraídos del control intrafracción, clasificados por localizaciones y tipos de inmovilización.

4.3. Recomendaciones de uso en tratamientos estereotácticos sin movimiento respiratorio

En los tratamientos estereotácticos se imparten altas dosis en pocas fracciones a lesiones de reducido tamaño, por lo que son esenciales la exactitud y precisión submilimétricas^{96,97} en el posicionamiento y control intrafracción del paciente.

Puesto que el posicionamiento inicial se basa siempre en la adquisición de imágenes anatómicas mediante procedimientos de IGRT, los requisitos de exactitud y precisión sobre el sistema de SGRT son prioritarios en el control intrafracción, ya que constituye el indicador de la posición del paciente mientras no se adquieran y analicen nuevas imágenes.

Asimismo, dadas las reducidas dimensiones de la región a monitorizar en tratamientos craneales, en los que habitualmente se centra el campo de visión de las cámaras al marco óseo definido por las órbitas oculares, pómulos y nariz, pueden existir discrepancias superiores al milímetro en el posicionamiento inicial.⁹⁸ Sin embargo, una vez adquirida la superficie de referencia tras aplicar las correcciones al posicionamiento

según el protocolo de IGRT correspondiente, para un correcto control intrafracción, los desplazamientos detectados por SGRT deberán coincidir (< 1 mm) con las subsiguientes imágenes de la superficie. Debido a esto, el sistema de SGRT deberá ser suficientemente estable y exacto, requiriéndose tolerancias más exigentes.⁹⁹⁻¹⁰²

En la monitorización de los tratamientos de lesiones craneales mediante SGRT se recomienda el uso de máscaras abiertas, ya que el movimiento del paciente dentro de una máscara cerrada sólo será detectado si produce deformación y/o torsión de la superficie de la máscara.

En este sentido, los diseños de máscaras abiertas son un compromiso entre minimizar la movilidad del paciente y maximizar la superficie de este a monitorizar (fig. 5a). A diferencia del posicionamiento habitual de inmovilización en hiperextensión, se recomienda realizar la máscara con el mentón ligeramente flexionado hacia el esternón (fig. 5b), para proporcionar al sistema de SGRT más información topográfica de la cara del paciente, reduciendo la posibilidad de oclusión parcial debida a estructuras como nariz y mentón.

Los niveles de acción para control intrafracción están limitados por los valores de estabilidad, exactitud y precisión del sistema de SGRT.

En la fig. 6 se presenta, a modo de ejemplo, el diagrama de flujo de trabajo recomendado para tratamientos de SRS con SGRT.¹⁰³

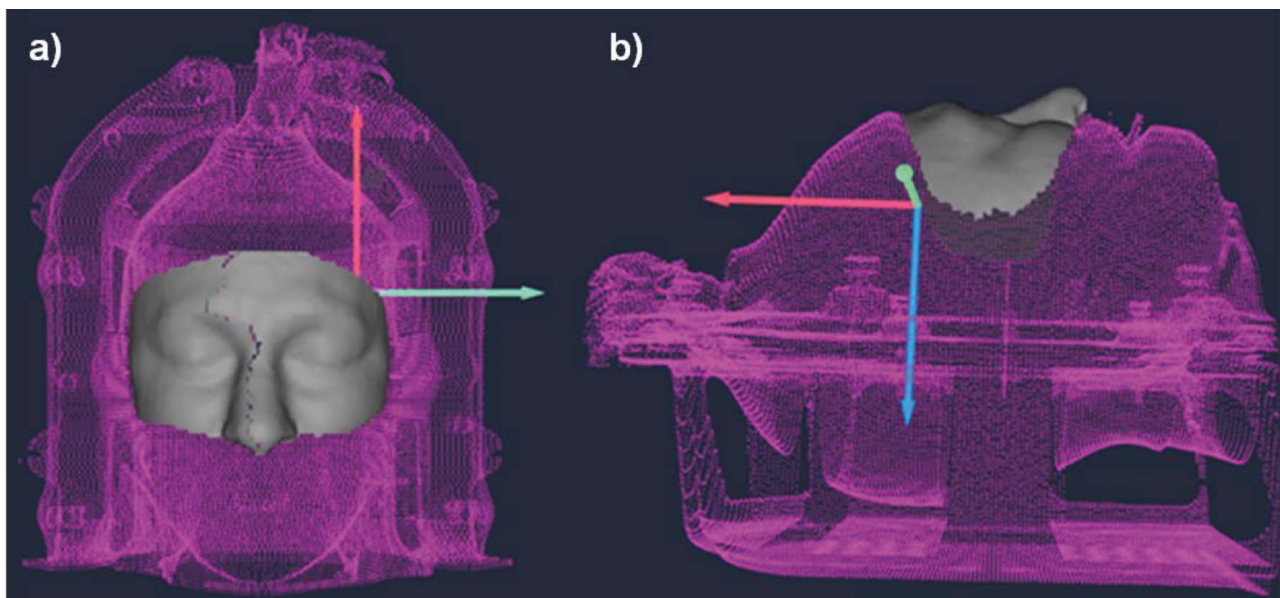


Fig. 5. Vista frontal (a) y lateral (b) de la superficie reconstruida a partir del contorno externo del TC, para un paciente con máscara abierta. La superficie continua de color gris claro representa el área de interés que se ha de monitorizar.

FLUJO DE TRABAJO PARA TRATAMIENTOS DE SRS

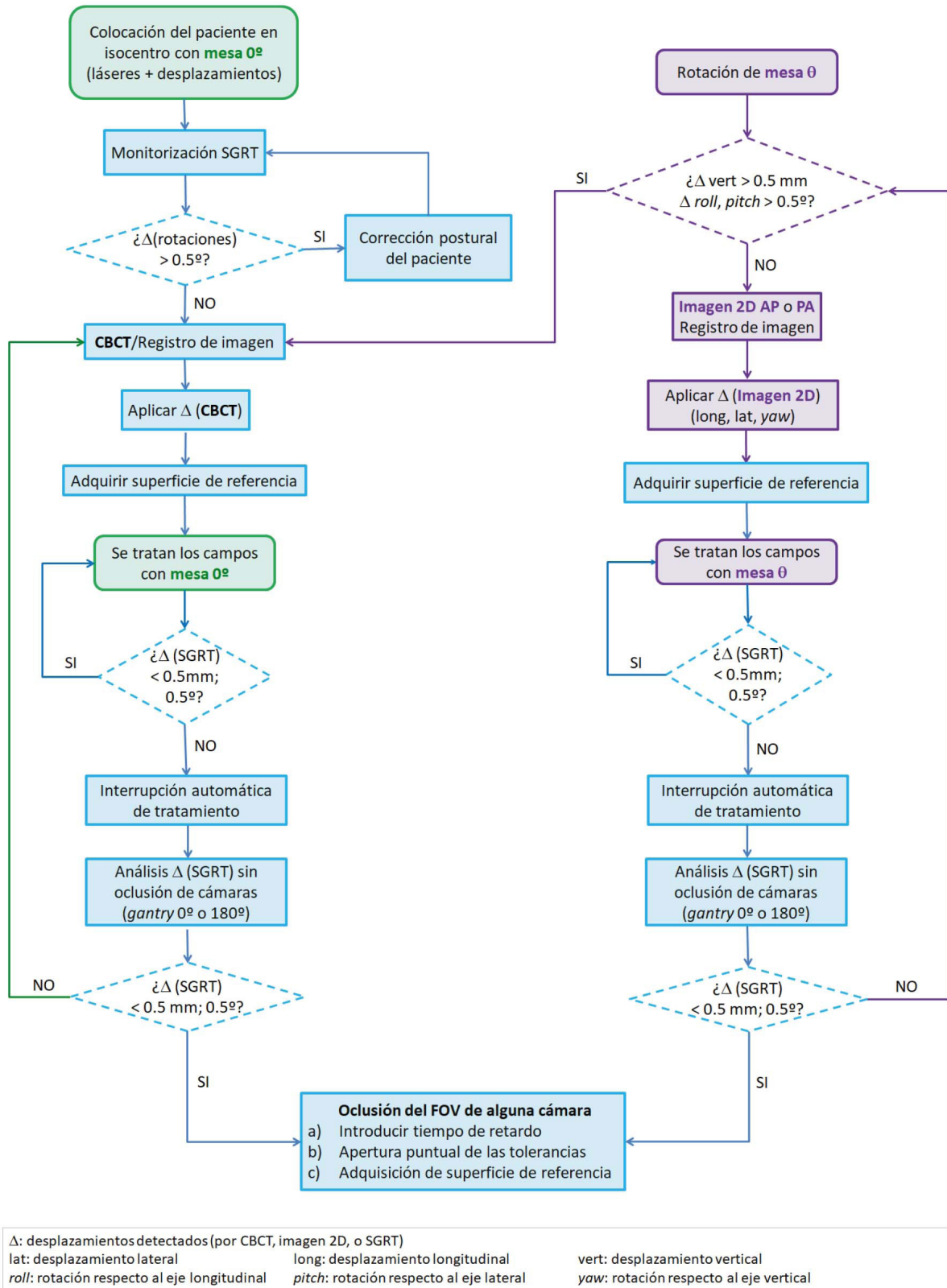


Fig. 6. Diagrama de flujo de trabajo recomendado para tratamiento SRS con SGRT.¹⁰³

4.3.1. Estabilidad

El rango de las fluctuaciones instantáneas inherentes a los equipos de SGRT, condicionará en gran medida la precisión del control intrafracción, siendo necesario valores inferiores a los de las tolerancias a aplicar (recomendable ≤ 0.25 mm, al menos ≤ 0.5 mm). En los tratamientos estereotácticos es habitual considerar una mayor duración de cada fracción, con tiempos de monitorización continua entre 30 y 60 minutos, motivo por el que son igualmente deseables desviaciones inferiores a 0.5 mm. En caso contrario, debe realizarse control mediante IGRT de forma sistemática, transcurrido el intervalo de tiempo en que el sistema permanece estable (por ejemplo: cada 20 minutos), y obtener una nueva superficie de referencia respecto a la que monitorizar la posición tras verificar el posicionamiento según IGRT.

Además, es necesario establecer la periodicidad de calibración requerida para cada sistema, dado que en el caso de *Catalyst HD* se establece una vigencia en la calibración para tratamientos estereotácticos de 4 horas, mientras que usuarios del sistema *AlignRT* observan una durabilidad en la calibración del orden de una o dos semanas.¹⁰⁴ Se recomienda realizar las pruebas descritas en la sección 3.2.2. en condiciones clínicas, es decir, definiendo para un maniquí antropomórfico un área de interés acorde, y seleccionando el protocolo de monitorización indicado por el fabricante para esta modalidad de tratamientos (resolución de la malla de detección y tiempo de refresco de las imágenes). Asimismo, dadas las limitadas dimensiones de la zona de interés en este tipo de localizaciones, deberá evaluarse la influencia de la oclusión parcial (apartado 3.2.1.3 sobre límites de funcionalidad del sistema) de cada una de las cámaras laterales en términos de estabilidad de la posición detectada. En algunos sistemas, se puede configurar la duración de un intervalo de tiempo (por ejemplo 1 segundo) durante el cual se permite que los desplazamientos excedan las tolerancias establecidas. Esta utilidad reduce el número de interrupciones de tratamiento debidas a oscilaciones en la detección de la posición causadas por oclusiones del campo de visión de las cámaras laterales. En estos casos, se asume que es altamente improbable que la posición del paciente supere las tolerancias durante solo este breve lapso.

4.3.2. Exactitud con mesa a 0°

La exactitud del sistema de SGRT se determina mediante la calibración de la posición del isocentro, por lo que es necesario conocer el proceso de calibra-

ción específico para estereotaxia implementado por cada fabricante. En el caso de *AlignRT* e *Identify*, el isocentro del sistema de SGRT se determina a partir del análisis 3D de imágenes portales de MV adquiridas para proyecciones AP, PA, LR y RL, con mesa a 0°, de un maniquí específico cúbico con marcadores radiopacos de dimensiones y posiciones conocidas en su interior. La aplicación del sistema calcula la posición del isocentro de IGRT analizando las imágenes EPID, y la compara con la del isocentro actual de SGRT correspondiente a la superficie del cubo, obteniendo así los desplazamientos entre ambos isocentros, siendo decisión del usuario la corrección o recalibración del sistema de SGRT (recomendable a partir de 0.25 mm, obligatorio si > 0.5 mm).

También permite realizar verificaciones del isocentro de SGRT mediante el análisis de proyecciones de kV. El uso de ambos tipos de imágenes (MV, kV) implica conocer la exactitud del posicionamiento de los receptores de imagen^{55,89,105} o del sistema de colimación del haz de radiación, dependiendo del tipo de análisis empleado: basado en la posición del píxel central, o en el centro del haz de radiación, respectivamente. *AlignRT* permite configurar el modo de análisis a emplear en la calibración.

Por otro lado, *Catalyst HD* requiere de una calibración específica para SRS basada en un procedimiento ampliado del protocolo habitual de control diario. En este sentido, con el control diario se alinea un maniquí provisto de tres esferas con los láseres de sala y se escanea automáticamente 5 veces mediante las tres cámaras para conseguir la máxima exactitud posible. Si las desviaciones respecto a la anterior calibración son > 0.5 mm, el fabricante recomienda aplicarlas dado que se emplearán para alinear el origen de coordenadas de *Catalyst HD* respecto al isocentro de la unidad y compensar de este modo cualquier deriva del equipamiento. El ajuste final del sistema de coordenadas se consigue alineando el maniquí *Penta Guide* (*Modus Medical Devices*, Ontario, Canadá) mediante las imágenes de referencia, generadas a partir de un TC de simulación, y obteniendo las imágenes kV/MV de corrección necesarias para trasladarlo al isocentro de radiación. De igual manera a como se recomienda en la primera parte del procedimiento, en caso de aceptar las desviaciones, se aplicarán para compensar las derivas del sistema en el posicionamiento.

Como se indica en el apartado 4.3.1, deberá estudiarse el tiempo de vigencia de la calibración del sistema de SGRT, estableciéndose una periodicidad del procedimiento acorde, que garantice la exactitud previamente a cada tratamiento estereotáctico. Deberán realizarse las pruebas 3.2.3.1 y 3.2.3.2 empleando el protocolo de monitorización y tolerancias específicas.

4.3.3. Exactitud con rotación de mesa

Los tratamientos de SRS requieren de un alto grado de conformación sobre la lesión para lo cual es necesario diversificar las incidencias del haz de radiación, empleando un número de rotaciones de mesa mayor del habitual en tratamientos fraccionados de cabeza.

Según se indica en la sección 3.2.3.2, cualquier pequeño error introducido en la calibración del sistema (realizado con mesa a 0°) se propaga y amplifica con la rotación de la mesa, obteniéndose principalmente desplazamientos laterales y longitudinales que aparentan una deriva en la rotación de la misma.⁸¹ Por este motivo, debe verificarse la consistencia del sistema de SGRT con la rotación de mesa, tras cada calibración de estereotaxia, siguiendo el procedimiento descrito en el apartado 3.2.3.3 y aplicando el protocolo de monitorización y tolerancias específico (recomendable ≤ 0.5 mm, al menos ≤ 1 mm¹⁰⁴).

En la evaluación de la desviación del sistema en condiciones estereotácticas, para descartar la componente debida a las desviaciones mecánicas en la rotación de mesa, y determinar la capacidad intrínseca para generar una imagen de referencia con cada rotación a partir de la superficie empleada con mesa a 0°, se recomienda usar una plataforma giratoria mecanizada con resolución suficiente que permita colocar encima el maniquí utilizado para la calibración del sistema y mediante los giros adecuados simular las rotaciones equivalentes de la mesa.

4.4. Recomendaciones de uso en el tratamiento con movimiento respiratorio

Los sistemas de SGRT son mínimamente invasivos para el paciente, y por su diseño no hay inconveniente en que estén activos durante todo el tratamiento. Esta funcionalidad los hace especialmente adecuados para monitorizar el movimiento respiratorio y ser empleados en las técnicas de *gating* en respiración mantenida,^{106,107} normalmente en inhalación profunda o moderadamente profunda, y *gating* en respiración libre.^{66,86,87}

4.4.1. Consideraciones previas al tratamiento

Un procedimiento habitual para la estimación del movimiento de la lesión, y la definición de los márgenes del ITV se basa en la adquisición de imágenes tomográficas 4D del paciente.²⁶ Los sistemas de SGRT permiten monitorizar el ciclo respiratorio a partir del movimiento de la superficie del paciente. Para un paciente y localización concretos, cuanto menor sea

la ventana de irradiación especificada, menor es el movimiento esperado del tumor.

La información de la señal respiratoria proporcionada por los sistemas de SGRT en el momento de la simulación del paciente, en cuanto al nivel y a la anchura de la ventana de irradiación, es fundamental para fijar dichos parámetros durante el tratamiento, en concordancia con los márgenes de expansión del ITV obtenidos de las imágenes tomográficas 4D. En este sentido, es importante tener claramente establecidos los criterios para la indicación del tratamiento con sincronización respiratoria: a qué porcentaje de la capacidad respiratoria del paciente se va a poner el nivel de ventana, y cuál va a ser su anchura para el tratamiento. Para los tratamientos en inspiración mantenida, se recomienda alcanzar el 80% de la capacidad pulmonar, sin sobrepasar el 90%, para no provocar incomodidad al paciente y garantizar la reproducibilidad entre la fase de simulación y la de puesta en tratamiento. En tratamientos de mama la ventana debiera ser entre 3 y 5 mm.¹⁰⁸ Para SBRT, debido a las características intrínsecas de esta técnica,^{109,110} se debe intentar que la anchura de la ventana de irradiación sea de 2-3 mm, minimizando así el movimiento de la lesión con la respiración.

La experiencia habitual en los tratamientos de BH muestra la necesidad de entrenar al paciente antes de emplear el sistema de *gating*.^{111,112} Ayudarles a relajarse y conseguir el tipo respiración más adecuada al tratamiento.¹¹³ En el caso de BH empleando SGRT, se debe prestar especial atención en evitar que el paciente arquee la espalda. Como consecuencia de este proceso de entrenamiento, cerca del 10% de los pacientes no serán candidatos a tratamientos de BH; otros, en cambio, necesitarán dejar pasar un tiempo en la sala de espera para relajarse.

Conviene protocolizar el procedimiento empleado para la obtención de la señal respiratoria mediante el sistema de SGRT. Tanto *Catalyst* como *AlignRT* se basan en la monitorización de una pequeña región de interés ubicada sobre la superficie del paciente. En el caso de *Catalyst*, se procura que la zona en la que se detecta la amplitud de la respiración tenga un movimiento lo más amplio posible, como la apófisis xifoides, mientras que *AlignRT*, por defecto, propone una región de 50 mm × 50 mm situada sobre el isocentro, aunque puede modificarse su posición si no resulta representativa del movimiento.

El seguimiento de la superficie del paciente empleando una región extensa permite mejorar el control del movimiento intrafracción, incrementando el tiempo de cálculo invertido en el procesamiento de las imágenes, pero no afecta a la monitorización de la señal respiratoria, sino a la comparación de la superficie en vivo con la de referencia, obtenidas en la fase seleccionada del ciclo respiratorio.

Asimismo, se fijará la conveniencia o no de emplear una región secundaria de seguimiento, en caso de que el sistema lo permita. Conviene tener presente que, en pacientes obesos, la ubicación del punto de interés puede corresponder a una zona de difícil monitorización.

Dependiendo del sistema de SGRT empleado, puede ser necesario obtener el patrón respiratorio en la fase de simulación, para poder gestionar el control respiratorio durante el tratamiento. Los sistemas que no lo requieren de forma obligatoria, pueden adquirir el ciclo respiratorio en la propia unidad de tratamiento. Para este propósito se realiza una captura de la superficie durante un intervalo de 10 a 20 segundos (modificable por el usuario), y se reconstruye el ciclo respiratorio a partir de la posición vertical de una pequeña región a seleccionar, habitualmente situada en la proyección anterior del isocentro. De esta manera, es posible seleccionar la superficie de referencia correspondiente a una posición concreta del ciclo respiratorio, definiéndose la ventana de *gating* en función del valor de tolerancia aplicado.

4.4.2. Recomendaciones para el tratamiento

En la técnica de *gating* respiratorio, sea en respiración libre o inspiración mantenida, se correlaciona la señal respiratoria con el movimiento de la lesión, con el propósito de limitar la administración del haz de radiación a una fracción del ciclo respiratorio.

Esta correlación se define a partir de la información tomográfica del paciente: para *gating* en respiración libre, de un TC4D o de un TC en respiración mantenida

en la misma fase que la administración del tratamiento, si se emplean marcadores radiopacos implantados en las proximidades de la lesión que permitan establecer esta correlación;¹¹⁴ para *gating* en BH, de un TC adquirido en esta situación y, habitualmente, otro en reposo. Posteriormente, la activación e interrupción del haz se basa en la detección del ciclo respiratorio durante el tratamiento. Por esta razón, es esencial que la información sobre la respiración obtenida en el TC y la adquirida durante el tratamiento puedan considerarse equivalentes. Por ejemplo, puede cometerse un error si uno de los sistemas clasifica por fase (tiempo) y el otro por amplitud. La situación ideal es que el sistema de seguimiento de la respiración sea igual en el TC de simulación y en la unidad de tratamiento.

En los tratamientos en BH,⁴¹ para sistemas de monitorización de la superficie, la imagen de referencia para el posicionamiento inicial es en respiración libre, mientras que el posicionamiento final y el tratamiento se realizan en inspiración mantenida, puesto que el tratamiento se planifica en esa posición. En el TPS se define un origen de coordenadas en este estudio en BH, a partir del cual se calculan los desplazamientos al isocentro de tratamiento. Este origen difiere del correspondiente origen de coordenadas del estudio en reposo. Como consecuencia, los desplazamientos al isocentro de tratamiento heredan una desviación, que posteriormente puede corregirse mediante el procedimiento de IGRT establecido. Sin embargo, dependiendo del sistema de SGRT considerado puede producirse un error en la posición sobre la superficie del paciente con la que se monitoriza el movimiento respiratorio, que conllevará un error en el cálculo de la amplitud de este. Por ejemplo, si en el TC de simulación se ha estu-



Fig. 7. Control respiratorio conjunto de los sistemas RPM de Varian (a) y AlignRT de VisionRT (b) para el tratamiento de una lesión suprarrenal.

diado el movimiento de la apófisis xifoides y, durante el tratamiento, se sigue un área desplazada hacia el esternón, la amplitud del ciclo respiratorio detectado será menor, y el paciente puede no ser capaz de llegar al nivel respiratorio exigido en el sistema de SGRT. Es fundamental conocer adecuadamente el sistema empleado para técnicas de BH y, en caso necesario, introducir las correcciones correspondientes.

Los tratamientos con *gating* respiratorio en respiración libre, requieren la adquisición de IGRT sincronizada también (habitualmente CBCT 4D con reconstrucción de fase de espiración), para poder correlacionar la posición de la superficie con la de la lesión móvil. A diferencia de los equipos TC, actualmente no es posible realizar IGRT sincronizada con la respiración utilizando sistemas de SGRT de superficie extensa, siendo necesario disponer de sistemas basados en puntos discretos compatibles con la unidad de tratamiento. Cabe mencionar que para el seguimiento intrafracción de tratamientos con control respiratorio, es posible la utilización simultánea de sistemas específicos de monitorización de la respiración con otros basados en el seguimiento de una superficie extensa. De esta manera, se tiene una doble comprobación de la posición del paciente: uno basado fundamentalmente en la amplitud o fase del ciclo respiratorio (fig. 7a) con mejor resolución temporal (menor latencia⁷), y otro en la posición de la superficie para una amplitud o fase concreta del ciclo (fig. 7b).

Dependiendo de la configuración de cada usuario, se puede habilitar el control de haz de radiación para ambos dispositivos a la vez, inhibiéndolo si alguno detecta una posición fuera de tolerancia.

5. Conclusiones

1. La SGRT se puede considerar una técnica consolidada, contrastada por el uso a nivel internacional, y bien avalada por publicaciones científicas.^{1,27,68,101}
2. Dado el alto desembolso económico que pueden suponer estos sistemas, es recomendable hacer un estudio detenido de las necesidades actuales del propio centro, para saber qué aplicaciones convendría implementar inmediatamente, y cuáles podrían esperar a una actualización posterior del equipamiento (véase apartado 2.1).
3. El método de posicionamiento de pacientes empleando el seguimiento óptico del contorno externo ha demostrado ser más exacto que el sistema tradicional basado en la alineación de las marcas fiduciales con los láseres de sala:²⁸⁻³³ el error de posicionamiento es menor, contrastado con técnicas de IGRT,^{34,41} detecta mejor los defectos de rotación del paciente, y permite detectar posicionamientos incorrectos de regiones lejanas a la zona de tratamiento, como mala colocación de los brazos en tratamientos de mama^{66,115} o pulmón. Colateralmente, reducen la posibilidad de error en la identificación del paciente^{14,68,116,117} o su inmovilización.^{12,118}
4. Tras un breve período de adaptación, emplear sistemas de SGRT no supone aumentar el tiempo de posicionamiento, ni complica el proceso radioterápico. Es mínimamente invasivo,^{35,119} y no emplea radiaciones ionizantes¹⁵ ni ningún elemento lesivo para el paciente. Por lo tanto, no hay inconveniente en mantener el sistema activo durante todo el tratamiento, lo que hace a la SGRT el método más efectivo para el control del movimiento intrafracción.
5. La SGRT ha demostrado especial utilidad^{38,107,120-122} en los casos donde la superficie corporal sea un buen subrogado del movimiento de la lesión. Pero conviene recordar que el posicionamiento del paciente con referencias superficiales³⁷ no garantiza la correcta posición del tumor y de los OAR.^{25,27,107,123-128} En muchas localizaciones, los movimientos anatómicos internos tienen una repercusión mayor sobre la eficacia del tratamiento.^{129,130} Por este motivo, a pesar de la información de las casas comerciales, el uso de la SGRT no elimina la necesidad de la IGRT basada en otras técnicas (rayos X, ultrasonidos o señales electromagnéticas).^{4,131,132}
6. Las tolerancias y algunos de los controles de calidad del sistema se deben establecer de acuerdo con las prestaciones del equipamiento que se estimen utilizar, y con los protocolos de uso del propio centro. Por ejemplo, la tolerancia en el posicionamiento podrá ser más laxa si siempre se hace una verificación del mismo posteriormente con CBCT;³⁴ y el rigor del estudio de las latencias del sistema podrá ser menor en el caso de no realizar *gating* en respiración libre.
7. La eficiencia de los sistemas de SGRT que funcionan por seguimiento de la superficie depende mucho del elemento a monitorizar.^{18,129,133} Por este motivo, las especificaciones del fabricante –evaluadas sobre maniqués sencillos– pueden no coincidir con las prestaciones en el uso clínico.
8. El fabricante establece unas pruebas de aceptación para garantizar que cumplen con las especificaciones del producto. Posteriormente, de modo análogo a como se actúa en la puesta en marcha de una unidad de radioterapia, el especialista en Radiofísica Hospitalaria deberá realizar pruebas adicionales que garanticen su uso clínico seguro. En este informe se han deta-

llado los procedimientos que se han considerado necesarios.

9. Los tratamientos estereotácticos requieren un grado de exactitud y fiabilidad que son difíciles de alcanzar con la SGRT.^{45,71,96,99,100,134-136} Es necesario remarcar que el ajuste del equipamiento, y las pruebas de control de calidad asociadas, conllevarán mucho tiempo y dedicación por parte del especialista en Radiofísica Hospitalaria. Durante este proceso será necesario un contacto estrecho con el fabricante.

Agradecimientos

Este grupo de trabajo quiere expresar su agradecimiento a determinadas personas e instituciones que han contribuido con su ayuda a la elaboración de este documento:

- A las casas comerciales por facilitar detalles técnicos: Carmen Santos y Jad Farad (Vision RT), François Peyssonnel (Varian), María Ángeles García y Tobias Beetz (Brainlab).
- A los integrantes de los Servicios o Unidades de Radiofísica, donde los autores realizan su trabajo, por su comprensión y colaboración.
- A los miembros de la Comisión Científica (SEFM) por su labor de revisión y mejora.

Anexos

A.1. Orientaciones para la construcción de un maniquí con desviación máxima submilimétrica

A.1.1. Componentes

A continuación, se presenta una serie de componentes para la construcción de un maniquí que describa movimientos con desviación máxima submilimétrica.

Carro móvil

Para el prototipo fabricado, se ha optado por un dispositivo basado en motor paso a paso, debido a sus excelentes prestaciones en cuanto a exactitud, y un tornillo sin final de carrera para el movimiento del carro incorporado (fig. A1.1).

El motor es *Nema 17*, con ángulo de paso de 1.8°. El tornillo tiene 5 mm por vuelta, con lo que recorre 400 pasos por cm a la velocidad más rápida. Puede funcionar a octavas de ese ángulo, hasta 6400 pasos por cm.

Según el fabricante, puede mover en horizontal hasta 20 kg, y en vertical hasta 10 kg. El recorrido máximo es de 10 cm. Existen modelos similares de 30 o 50 cm de recorrido, pero no aporta mayores ventajas.



Fig. A1.1. Carro móvil.

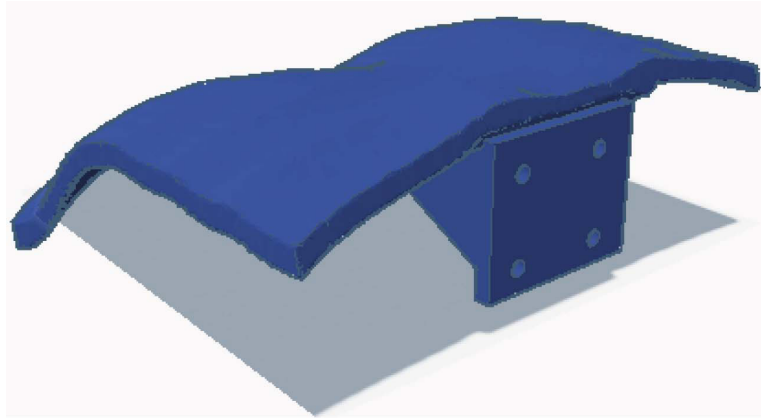


Fig. A1.2. Modelo para impresora 3D que simula el tórax de una paciente. Disponible en el enlace https://drive.google.com/file/d/1dmB9_4aOJemP6tWZXF4zfGP6inggs0Ff/view

Controlador

Para mantener el motor paso a paso, puede emplearse un controlador o *driver*, como el modelo TB6600.

Interruptores de final de carrera

Para controlar los finales de carrera y no forzar el desempeño del motor paso a paso, conviene instalar dos interruptores que establezcan los límites del recorrido.

Arduino

En el desarrollo del prototipo descrito, se ha empleado el modelo *Arduino UNO*.

Fuente de alimentación

Debe aportar suministro eléctrico al Arduino y al controlador, para lo cual requiere que sea de 12 V y más de 2 A. El propio controlador limita la corriente a la que necesita el motor. Para el prototipo considerado, se ha empleado una fuente de 12 V y 5 A, con conector de la geometría del Arduino.

Superficie de seguimiento

Lo más práctico es construirla con una impresora 3D, de modo que pueda adaptarse al carro móvil (fig. A1.2).

A.1.2. Montaje

En el montaje del dispositivo (fig. A1.3), se debe prestar especial atención a los siguientes aspectos:

- a. El motor paso a paso tiene cuatro cables, con una codificación de colores que puede no ser estándar. Se puede deducir su identificación sabiendo que los dos cables (+ y -) de cada fase (A y B) han de tener continuidad eléctrica.

Si se confunden los polos de las fases, el motor no funciona, pero tampoco se estropea. Con unas pocas pruebas, se encuentra la posición correcta.

- b. Es necesario fijar sólidamente los interruptores de final de carrera. Para el prototipo diseñado, se ha taladrado el metal del sistema móvil y se han colocado ambos interruptores con tornillos. Se ha cubierto la parte posterior con goma eva para evitar cortocircuitos.

Asimismo, debe comprobarse:

- a. Si los interruptores de final de carrera proporcionan señal (voltaje entre tierra –negro– y medio –verde–) cuando están pulsados o cuando no lo están. En el dispositivo presentado, la señal se transmite cuando no están pulsados. En caso contrario, deberá cambiarse el programa de Arduino.
- b. Los *jumpers* del *driver*, configurados para conseguir la velocidad máxima (200 pasos/vuelta) y 2 A de corriente al motor.

A.1.3. Programa

Se ha diseñado un programa en C++ (distribuido gratuitamente por Arduino), que se puede descargar libremente en el enlace <https://drive.google.com/file/d/1wEQTTTCN3o0bnKKJdCK-nNdpJLSJMwOF8/view>

Está dividido en tres bloques, con comentarios insertados en el propio código.

- **BLOQUE 1.** Define las variables globales para todo el programa. La función *setup* declara las entradas y salidas de arduino, y abre el puerto serie para poder leer datos desde el ordenador. Queda habilitado el movimiento del motor.
- **BLOQUE 2.** La función *inicio* mueve el carro hasta el inicio, y marca el cero del contador de pasos.

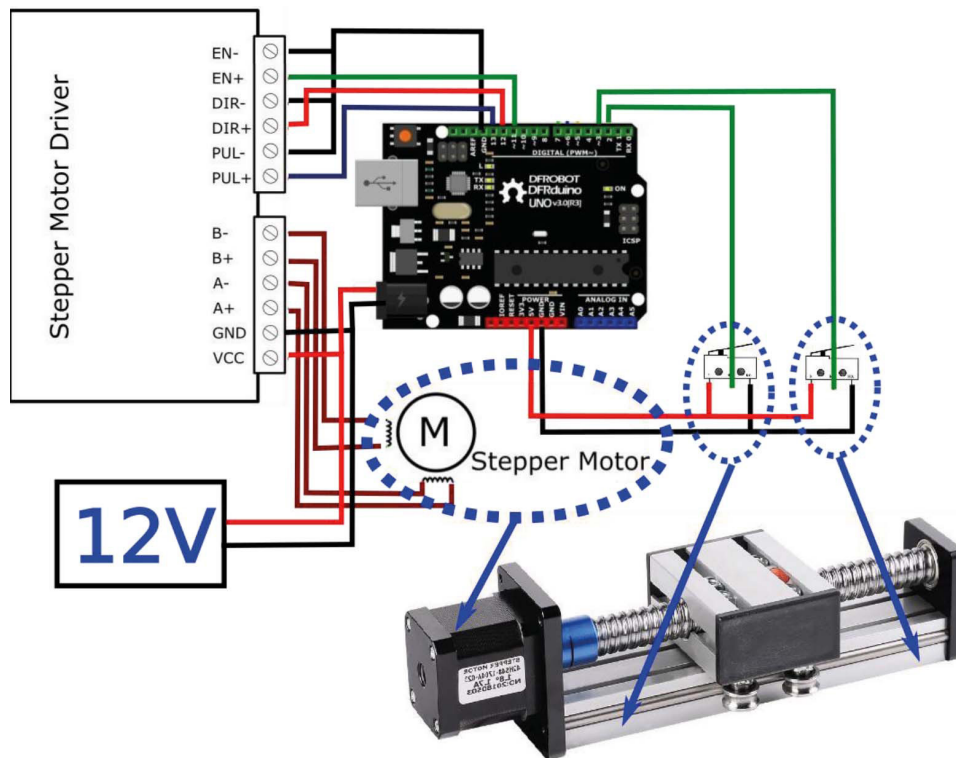


Fig. A1.3. Esquema del montaje del dispositivo.

Luego lo mueve hasta el final, y marca la posición máxima. Las funciones *gotomax* y *gotomin* van a las posiciones extremas, para comprobar que el recuento de pasos es correcto. La función *mover* es la que utilizan todas las demás funciones para desplazar el carro. Básicamente, calcula la magnitud y sentido del movimiento, y lo realiza comprobando que no se ha llegado al tope.

- **BLOQUE 3.** Contiene varias funciones de ejemplo: movimiento en escalones, senoide. Por último, incluye la función *loop*, que entra en bucle continuo. Ejecuta *inicio* para calibrar, calcula el punto medio, y desde allí realiza los movimientos prescritos. Si el Arduino está conectado a un ordenador, se pueden leer las salidas del puerto serie.

A.1.4. Análisis de la pérdida de pasos

El sistema tendrá una resolución en el posicionamiento correspondiente al movimiento de un paso en el motor. Por ejemplo, a velocidad máxima, 5 mm/ 200 vueltas = 25 μm . Pero, en la práctica, el sistema puede cometer errores al contar los pasos, porque el *driver* no envíe alguna de las señales de movimiento, o porque el motor no ejecute algunos de los pasos que manda el *driver*.

Un procedimiento para comprobar la pérdida de pasos consiste en hacer que el carro llegue periódica-

mente al interruptor de fondo de escala, y leer por el puerto serie el valor de esa posición. En la fig. A1.4 se muestra un ejemplo, producido por un error mecánico en el tornillo que posteriormente fue solventado. El programa repetía diez oscilaciones sinusoidales, y luego se desplazaba al fondo de escala.

Tras arreglar el problema, en un movimiento de tres horas la desviación máxima encontrada fue de 50 μm . Es posible aumentar la precisión, en caso necesario, aumentando el número de pasos por vuelta.

A.2. Análisis de medición de las latencias

El método propuesto^{85,137,138} consiste en emplear un maniquí móvil y un sistema de SGRT en modo *gating* para producir una serie de irradiaciones en la unidad de tratamiento. Con el sistema de kV se toman imágenes del proceso en modo cine (adquisición continua de imágenes). Sobre esos fotogramas se analiza el movimiento del maniquí, y el ruido que produce en la imagen el haz de MV.

A.2.1. Adquisición del vídeo

Se coloca el maniquí que simula el movimiento respiratorio sobre la mesa de la unidad, centrado mediante el dispositivo de imagen de kV. En el sistema

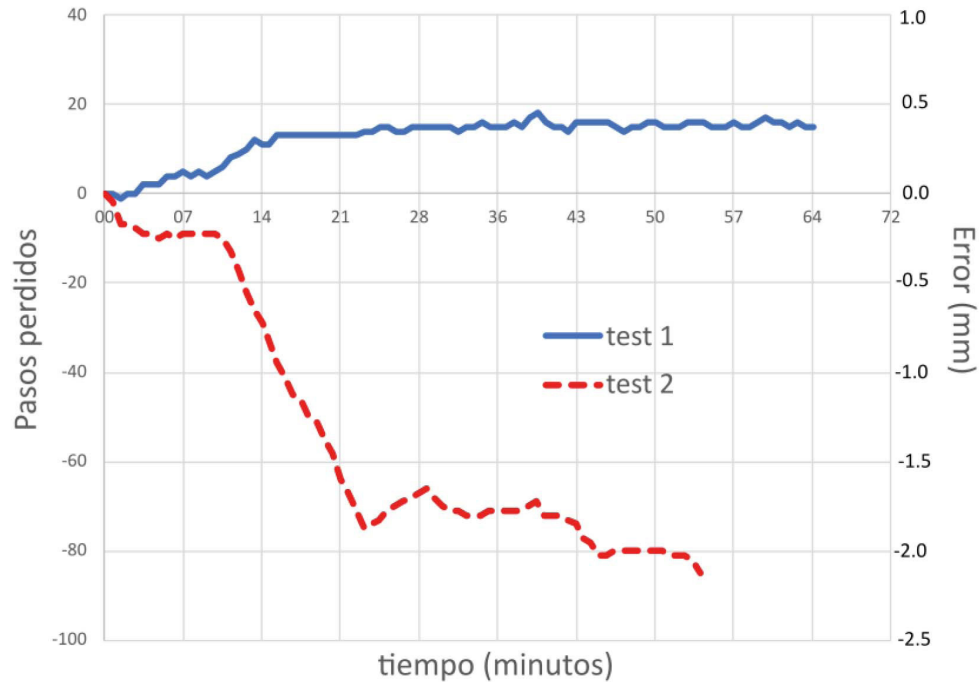


Fig. A1.4. Dos ejemplos de evolución temporal de las desviaciones del sistema debidas a un error mecánico, en número de pasos perdidos y en mm. Una vez corregido, las desviaciones fueron despreciables.

de SGRT, se programa una ventana de *gating* para que el movimiento del maniquí produzca etapas de encendido y apagado del haz en el acelerador.

Se activa la adquisición de imágenes en modo fluoroscopia. Es recomendable que, como mínimo, la frecuencia de adquisición sea de 60 Hz. Se exporta el vídeo a un formato compatible con el programa: wmv, mkv o mp4.

A.2.2. Análisis del vídeo

Se ha realizado un programa en Matlab, que se puede descargar en este hyperlink <https://drive.google.com/file/d/15f0wjlt285dziEP7ZH0xMuvl-zSb2xE3/view>, y sigue el siguiente esquema.

1. Se almacenan los valores de píxel de cada fotograma en una matriz de tres dimensiones: número de fotograma, coordenada horizontal, coordenada vertical.
2. En una de las imágenes del vídeo se selecciona una región de la zona de movimiento (Fig. A2.1) que servirá como patrón de búsqueda. Posteriormente, en cada fotograma, se aplica la función *xcorr2* de Matlab, que obtiene la posición de máxima correlación entre la subimagen y cada fotograma completo. Se obtiene así la trayectoria del movimiento del maniquí.

3. Se selecciona una región en la zona inmóvil (Fig. A2.1), fuera del maniquí, y se calcula el valor medio de píxel en esa zona para todos los fotogramas. Como la radiación de MV produce

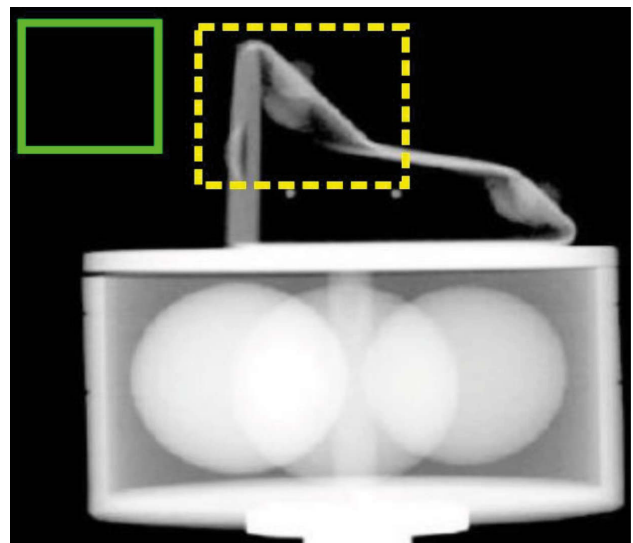


Fig. A2.1. Sobre un fotograma, se selecciona una región (trazo discontinuo) que incluya la parte móvil del maniquí: se empleará como patrón de búsqueda del movimiento. Se selecciona una segunda región de imagen excluyendo el maniquí móvil (trazo continuo) que servirá para analizar el ruido producido por el haz de MV.

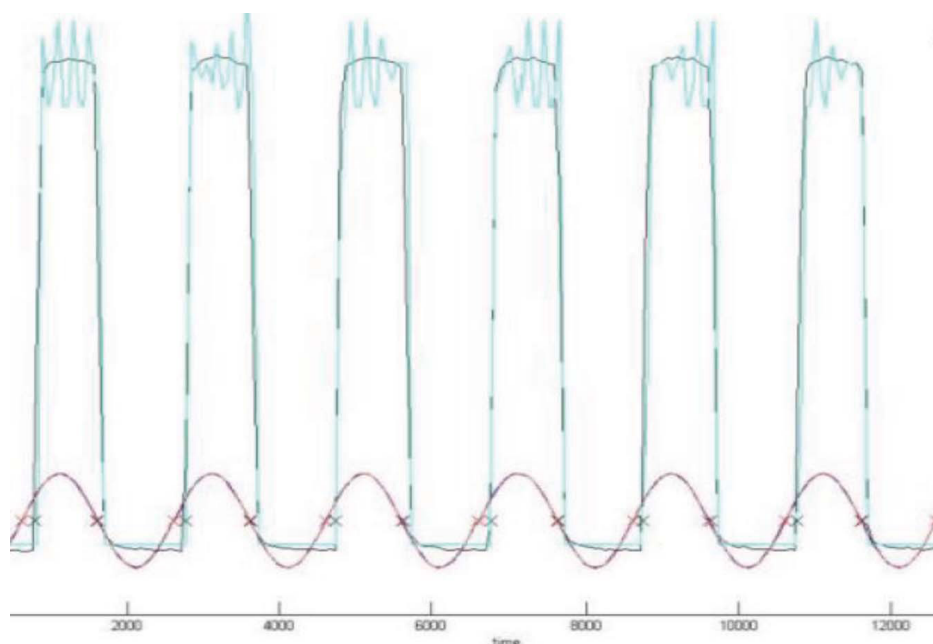


Fig. A2.2. Representación en función del tiempo (ms) del valor de píxel en la región inmóvil (línea verde), subrogado del ruido de fondo, y el desplazamiento de la parte móvil del maniquí (línea roja). En el ejemplo, las latencias medidas son de 154 ± 20 ms para encendido del haz, y de 14 ± 22 ms para apagado.

ruido sobre el panel de kV, en esa zona se puede detectar si el haz de MV estaba o no activo.

4. Conociendo la frecuencia de almacenamiento de los fotogramas, se convierte el número de fotograma en tiempo (ms). Se representa en función del tiempo la posición del maniquí móvil y el valor de píxel de la región de fondo (Fig. A2.2). Conviene remarcar que la referencia temporal de ambas señales es idéntica, puesto que el fotograma en que se miden es el mismo.
5. En cada ciclo, se calcula el tiempo en que se debiera activar el haz según la programación del *gating*, y el instante en que se activa en realidad, detectado por el cambio en el ruido de fondo. Promediando este valor se obtiene la estimación del tiempo de latencia.

A.3. Influencia de las latencias en el tratamiento de radioterapia

La administración del tratamiento en condiciones de movimiento respiratorio requiere de la correcta sincronización entre la monitorización de la señal respiratoria y la activación/interrupción del haz de radiación, o su seguimiento con el movimiento de la lesión, según los parámetros de control respiratorio seleccionados (nivel y ancho de ventana, línea de base, periodicidad, estabilidad en fase y amplitud).

La determinación de las latencias en la activación/interrupción del haz de radiación por los mecanismos

de monitorización del ciclo respiratorio ha sido objeto de estudio por diferentes autores.^{7,139-142} En la tabla A3.1 se presenta una recopilación de los resultados encontrados en diferentes estudios empleando sistemas de control de SGRT integrados en unidades de tratamiento de distintos fabricantes. Como puede apreciarse, existe gran disparidad en los valores de las latencias registradas, obtenidas mediante diferentes metodologías, aunque la mayoría de estas están centradas en la evaluación del ensanchamiento del campo de radiación administrado con control respiratorio respecto a una situación estática.¹⁴⁰⁻¹⁴²

Según una revisión de Chen *et al.*,¹⁴³ las máximas diferencias en los tiempos de activación e interrupción del haz, recopiladas en diferentes publicaciones, son de hasta 270 ms y 485 ms, respectivamente, e incluso para un mismo sistema de control respiratorio, las latencias encontradas por diversos autores difieren.^{86,142} Uno de los motivos de estas variaciones se debe a los mecanismos empleados por las unidades de tratamiento para mantener, interrumpir y reanudar el haz de radiación.¹⁴²

Las latencias de activación e interrupción del haz tienen un impacto diferente en la eficacia del tratamiento¹⁴³ dado que una demora excesivamente grande en la activación repercute en un aumento sensible del tiempo de tratamiento, reduciendo su eficiencia, mientras que un incremento en el tiempo de interrupción del haz conlleva la administración de elevadas dosis, intencionalmente prescritas sobre la lesión, recibidas por el tejido sano circundante, a la vez

Tabla A3.1. Estudios y metodologías empleadas en la evaluación de las latencias encontradas en la activación/interrupción del haz de radiación para diferentes combinaciones de sistema de seguimiento de SGRT y unidades de tratamiento. Los tiempos de latencia presentados en la tabla corresponden a valores promedio acompañados de su incertidumbre típica.

Referencia	Método	Sistema de SGRT	Unidad de tratamiento	Seguimiento del ciclo respiratorio	Latencia medida	
					Activación del haz (ms)	Interrupción del haz (ms)
Jin and Yin (2005)	Variación temporal de la posición de cinco marcadores medida con imágenes portales para una ventana estrecha de irradiación.	ExacTrac	Novalis	Amplitud	170 ± 30	Asumido igual a la activación del haz
Smith and Becker (2009)	Ensanchamiento del campo de radiación medido con película radiográfica.	RPM	Varian 2100 C/D Varian 21EX Varian Trilogy	Amplitud	110 ± 20 80 ± 10 90 ± 20	60 ± 10 70 ± 20 110 ± 20
		RPM	Varian 2100 C/D Varian 21EX Varian Trilogy	Fase	120 ± 20 70 ± 20 120 ± 30	50 ± 20 50 ± 20 80 ± 30
Chang et al. (2011)	Ensanchamiento del campo de radiación medido con película radiocrómica.	RPM	Novalis Tx	Fase	90 ± 10	Asumido igual a la activación del haz
		ExacTrac	Novalis Tx	Fase	200 ± 30	Asumido igual a la activación del haz
Freislederer et al. (2015)	Ensanchamiento del campo de radiación medido con película radiocrómica.	Catalyst	Elekta Synergy	Amplitud	851 ± 100	215 ± 69
Wiersma et al. (2016)	Medida simultánea de la posición de un marcador con potenciómetro y de la lectura ionométrica con un diodo.	RPM mono	Varian Trilogy	Fase	98 ± 11	90 ± 11
		RPM estéreo			86 ± 16	44 ± 10
		AlignRT	356 ± 60	529 ± 81		
Chen et al. (2020)	Comparación de la dosis absorbida medida en movimiento con película radiocrómica y la convolución del perfil de dosis estático con el intervalo temporal de los pulsos de generación del haz.	Catalyst HD	Elekta Versa HD	Amplitud	1664 ± 72	34 ± 25
		Catalyst HD	Varian Edge	Amplitud	303 ± 45	25 ± 30

que la lesión deja de recibir la dosis adecuada. Para evitarlo, las latencias de interrupción del haz deberían mantenerse por debajo de la recomendación de 100 ms propuesta por el TG 142.⁵⁵

En la tabla A3.2 se representa el efecto introducido por la latencia temporal en la detección del movimiento respiratorio, asumiendo el mismo tiempo de demora tanto en la activación como en la interrupción del haz, y las repercusiones dosimétricas asociadas en términos de desviación espacial respecto a la posición real

de tratamiento, así como a la cantidad de UM impartidas con una diferencia superior a 2 mm respecto a la posición esperada de la lesión. Se han considerado parámetros convencionales en el ciclo respiratorio y latencias orientativas en las diferentes técnicas de irradiación.

Los efectos dosimétricos en la irradiación de lesiones en movimiento debidos al aumento de la latencia temporal son mayores a medida que se incrementa la amplitud de movimiento y se reduce el periodo respi-

Tabla A3.2. Cuadro descriptivo de las repercusiones dosimétricas introducidas por la latencia temporal del sistema para diferentes patrones respiratorios siguiendo el modelo de potencia par de la función coseno descrita por Lujan *et al.*⁸³ a) corresponde a una irradiación en respiración libre con un valor de latencia equivalente al máximo recomendable, empleando una tasa de dosis absorbida convencional, b) representa un tratamiento en respiración mantenida en inhalación profunda (DIBH) para una tasa habitual en fases FFF, c) muestra una irradiación sincronizada con la respiración mediante *gating* en exhalación, considerando una latencia temporal de 60 ms, d) corresponde al caso de seguimiento de la lesión con el movimiento respiratorio mediante *tracking* con una latencia temporal de 50 ms. FAC indica la fracción activa del ciclo respiratorio.

Parámetros del ciclo respiratorio y condiciones de irradiación		Repercusión dosimétrica introducida por la latencia temporal	
<p>a) Irradiación en respiración libre</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 600</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>n = 2</p> <p>A_{max} (cm) = 1,5</p> <p>T (s) = 4</p> <p>t_{haz} activo (s) = 4,0</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>UM administradas = 40</p> <p>UM mal impartidas = 16</p> <p>Δ_{max} (m m) = 3,1</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 39,9%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>
<p>b) Irradiación en respiración mantenida en inhalación (DIBH)</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 1400</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 95%</p> <p>FAC = 10%</p>	<p>n = 10</p> <p>A_{max} (cm) = 2</p> <p>T (s) = 20</p> <p>t_{haz} activo (s) = 14,0</p> <p>latencia (m s) = 100</p> <p>nivel de ventana = 95%</p> <p>FAC = 10%</p>	<p>UM administradas = 327</p> <p>UM mal impartidas = 0</p> <p>Δ_{max} (m m) = 0,6</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 0,0%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>
<p>c) Sincronización con el ciclo respiratorio (<i>gating</i> en exhalación)</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 800</p> <p>latencia (m s) = 60</p> <p>nivel de ventana = 15%</p> <p>FAC = 30%</p>	<p>n = 2</p> <p>A_{max} (cm) = 1,5</p> <p>T (s) = 4</p> <p>t_{haz} activo (s) = 2,1</p> <p>latencia (m s) = 60</p> <p>nivel de ventana = 15%</p> <p>FAC = 30%</p>	<p>UM administradas = 28</p> <p>UM mal impartidas = 0</p> <p>Δ_{max} (m m) = 1,6</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 0,0%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>
<p>d) Seguimiento con el ciclo respiratorio (<i>tracking</i>)</p> <p>tasa de dosis (UM/min) = 800</p> <p>latencia (m s) = 50</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>n = 2</p> <p>A_{max} (cm) = 1,5</p> <p>T (s) = 4</p> <p>t_{haz} activo (s) = 4,0</p> <p>latencia (m s) = 50</p> <p>nivel de ventana = 50%</p> <p>FAC = 100%</p>	<p>UM administradas = 53</p> <p>UM mal impartidas = 0</p> <p>Δ_{max} (m m) = 1,5</p> <p>$\Delta > 2$ mm (%) = 0,0%</p>	<p>Probabilidad de desviación</p>

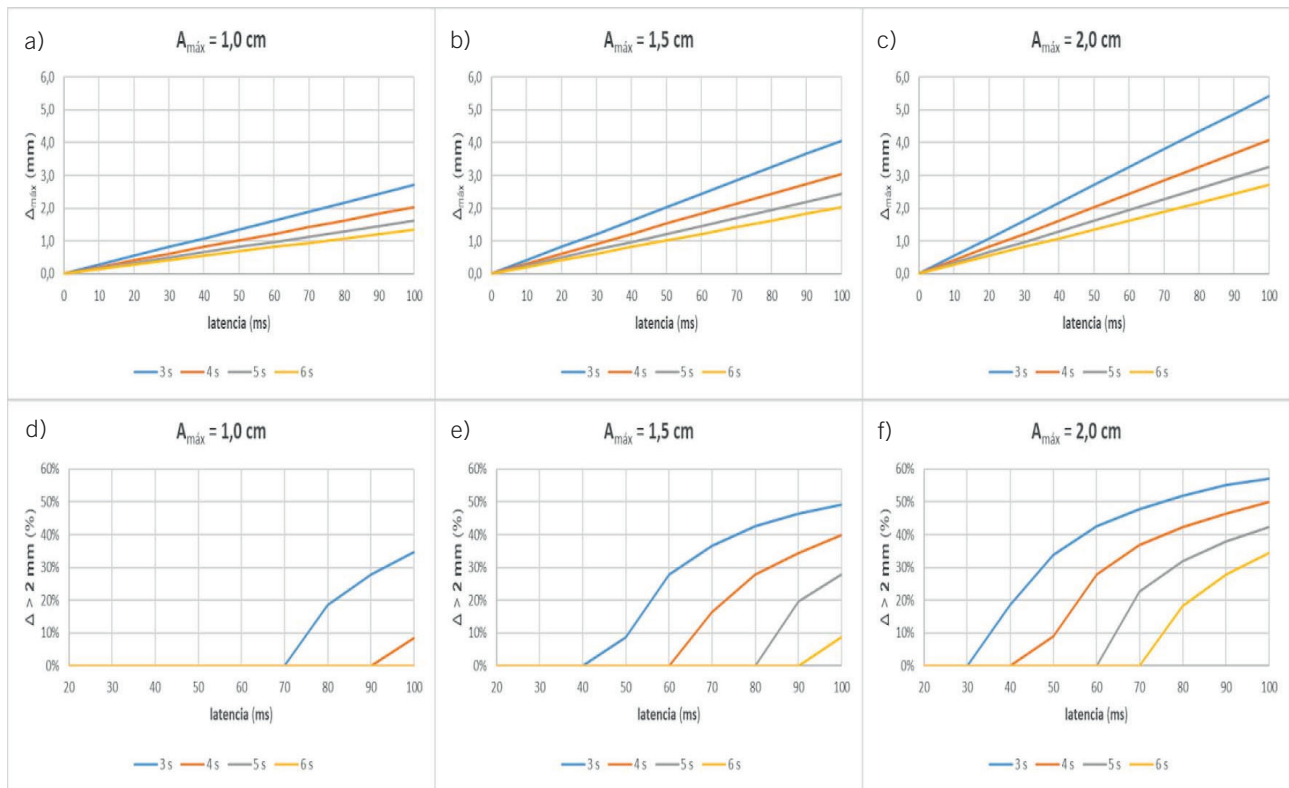


Fig. A3.1. Representación gráfica de la influencia de la latencia temporal en función del periodo y amplitud para un patrón respiratorio de tipo coseno elevado a la cuarta potencia: a, b, c) corresponden a las desviaciones máximas entre la posición real y monitorizada por el sistema de SGRT, d, e, f) muestran la proporción de las desviaciones superiores a 2 mm que implicarían la irradiación fuera de la región de tratamiento.

ratorio (fig. A3.1). Esta circunstancia es especialmente relevante en los tratamientos realizados en respiración libre, motivo por el cual se recomienda el uso de sistemas de control respiratorio, bien empleando una reducida ventana de irradiación, acorde a los márgenes de expansión de CTV a PTV por movimiento interno de la lesión, o bien considerando la administración del tratamiento en condiciones de respiración mantenida, donde se minimiza la influencia de las latencias debido a una mayor duración del intervalo durante el cual está activado el haz de radiación.

Listado de abreviaturas

- **AAPM.** Asociación Americana de Físicos en Medicina (*American Association of Physicists in Medicine*)
- **AP.** Antero-posterior
- **BH.** Respiración Mantenido (*Breath Hold*)
- **CBCT.** Tomografía Computarizada de Haz Cónico (*Cone-Beam Computer Tomography*)
- **CTV.** Volumen de Tratamiento Clínico (*Clinical Target Volume*)

- **DIBH.** Respiración Mantenido en Inspiración Profunda (*Deep Inspiration Breath Hold*)
- **DOF.** Grados de libertad (*Degrees Of Freedom*)
- **DRR.** Radiografía Reconstruida Digitalmente (*Digitally Reconstructed Radiography*)
- **eNAL.** Extendido Sin Nivel de Acción (*extended No Action Level*)
- **EPID.** Dispositivo Electrónico de Imagen Portal (*Electronic Portal Imaging Device*)
- **FF.** Pies Primero (*Feet First*)
- **HF.** Cabeza Primero (*Head First*)
- **ICP.** Iterativo por los puntos más cercanos (*Iterative Closest Points*)
- **IGRT.** Radioterapia Guiada por la Imagen (*Image-Guided Radiation Therapy*)
- **IMRT.** Radioterapia de Intensidad Modulada (*Intensity Modulation Radiation Therapy*)
- **IR.** Infrarrojo
- **ITV.** Volumen de Tratamiento Interno (*Internal Target Volume*)
- **kV.** Kilovoltaje

- **LED.** Diodo Emisor de Luz
(*Light Emitting Diode*)
- **LR.** Izquierda-Derecha
(*Left-Right*)
- **MV.** Megavoltaje
- **MVCT.** Tomografía Computarizada de Megavoltaje
(*Mega-Voltage Computer Tomography*)
- **OAR.** Órganos de riesgo
(*Organs at risk*)
- **PA.** Postero-anterior
- **PTV.** PVolumen de Tratamiento Planificado
(*Planning Treatment Volume*)
- **R&V.** Registro y Verificación
(*Record and Verify*)
- **RL.** Derecha-Izquierda
(*Right-Left*)
- **RPM.** Gestor del Movimiento en Tiempo Real
(*Real-Time Position Management*)
- **SBRT.** Radioterapia Estereotáctica Extracraneal
(*Stereotactic Body Radiation Therapy*)
- **SEFM.** Sociedad Española de Física Médica
- **SGRT.** Radioterapia Guiada por Superficie
(*Surface Guided Radiation Therapy*)
- **SRS.** Radiocirugía
(*Stereotactic Radiosurgery*)
- **SRT.** Radioterapia Estereotáctica
(*Stereotactic Radiation Therapy*)
- **TC.** Tomógrafo Computarizado o Tomografía Computarizada
- **TC4D.** Tomografía Computarizada de 4D
- **TG.** Grupo de Trabajo
(*Task Group*)
- **TOF.** Tiempo de Vuelo
(*Time of Flight*)
- **TPS.** Sistema de Planificación de Tratamiento
(*Treatment Planning System*)
- **TSRD.** Técnico Superior en Radioterapia y Dosimetría
- **UM.** Unidad Monitor
- **VMAT.** Arcoterapia Volumétrica Modulada
(*Volumetric Modulated Arc Therapy*)

Referencias

1. Willoughby T, Lehmann J, Bencomo JA, et al. Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147. *Med Phys.* 2012;39(4):1728-47. doi:10.1118/1.3681967
2. Lizuain MC, Capuz AB, Delgado JM, Crispin V, Garcia S, Juan XJ, et al. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). ADI Servicios Editoriales; 2013.
3. Freislederer P, Kügele M, Öllers M, et al. Recent advances in Surface Guided Radiation Therapy. *Radiat Oncol.* 2020;15(1):187. doi:10.1186/s13014-020-01629-w
4. Batista V, Meyer J, Kügele M, Al-Hallaq H. Clinical paradigms and challenges in surface guided radiation therapy: Where do we go from here? *Radiother Oncol.* 2020;153:34-42. doi:10.1016/j.radonc.2020.09.041
5. Weiss E, Vorwerk H, Richter S, Hess CF. Interfractional and intrafractional accuracy during radiotherapy of gynecologic carcinomas: A comprehensive evaluation using the ExacTrac system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;56(1):69-79. doi:10.1016/S0360-3016(02)04616-3
6. Yin F-F, Ryu S, Ajlouni M, et al. A technique of intensity-modulated radiosurgery (IMRS) for spinal tumors. *Med Phys.* 2002;29(12):2815-22. doi:10.1118/1.1521722
7. Wiersma RD, McCabe BP, Belcher AH, Jensen PJ, Smith B, Aydogan B. Technical Note: High temporal resolution characterization of gating response time. *Med Phys.* 2016;43(6):2802-6. doi:10.1118/1.4948500
8. Ehler ED, Nelms BE, Tomé WA. On the dose to a moving target while employing different IMRT delivery mechanisms. *Radiother Oncol.* 2007;83(1):49-56. doi:10.1016/j.radonc.2007.02.007
9. Li HS, Chetty IJ, Solberg TD. Quantifying the interplay effect in prostate IMRT delivery using a convolution-based method. *Med Phys.* 2008;35(5):1703-10. doi:10.1118/1.2897972
10. Coolens C, Evans PM, Seco J, et al. The susceptibility of IMRT dose distributions to intrafraction organ motion: An investigation into smoothing filters derived from four dimensional computed tomography data. *Med Phys.* 2006;33(8):2809-18. doi:10.1118/1.2219329
11. ICRU Report 83 - Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *J ICRU.* 2010;10(1):1-111. doi:10.1093/jicru/ndq025
12. Manger RP, Paxton AB, Pawlicki T, et al. Failure mode and effects analysis and fault tree analysis of surface image guided cranial radiosurgery. *Med Phys.* 2015;42(5):2449-61. doi:10.1118/1.4918319
13. Gensheimer MF, Zeng J, Carlson J, et al. Influence of planning time and treatment complexity on radiation therapy errors. *Pract Radiat Oncol.* 2016;6(3):187-93. doi:10.1016/j.pro.2015.10.017
14. Stieler F, Wenz F, Shi M, Lohr F. A novel surface imaging system for patient positioning and surveillance during radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkol.* 2013;189(11):938-44. doi:10.1007/s00066-013-0441-z
15. Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys.* 2007;34(10):4041-63. doi:10.1118/1.2775667
16. Rwigema JCM, Lamiman K, Reznik RS, Lee NJH, Olch A, Wong KK. Palliative radiation therapy for superior vena cava syndrome in metastatic Wilms tumor using 10XFFF and 3D surface imaging to avoid anesthesia in a pediatric patient—a teaching case. *Adv Radiat Oncol.* 2017;2(1):101-4. doi:10.1016/j.adro.2016.12.007
17. Wong KK, Ragab O, Tran HN, et al. Acute toxicity of craniospinal irradiation with volumetric-modulated arc therapy in children with solid tumors. *Pediatric Blood Cancer.* 2018;65(7). doi:10.1002/pbc.27050
18. Wiant DB, Wentworth S, Maurer JM, Vanderstraeten CL, Terrell JA, Sintay BJ. Surface imaging-based analysis of intrafraction motion for breast radiotherapy patients. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(6):147-59. doi:10.1120/jacmp.v15i6.4957

19. Sueyoshi M, Olch AJ, Liu KX, Chlebik A, Clark D, Wong KK. Eliminating Daily Shifts, Tattoos, and Skin Marks: Streamlining Isocenter Localization With Treatment Plan Embedded Couch Values for External Beam Radiation Therapy. *Pract Radiat Oncol.* 2019;9(1):e110-7. doi:10.1016/j.prro.2018.08.011
20. Crook JM, Raymond Y, Salhani D, Yang H, Esche B. Prostate motion during standard radiotherapy as assessed by fiducial markers. *Radiother Oncol.* 1995;37(1):35-42. doi:10.1016/0167-8140(95)01613-L
21. Ramsey CR, Scaperoth D, Seibert R, Chase D, Byrne T, Mahan S. Image-guided helical tomotherapy for localized prostate cancer: technique and initial clinical observations. *J Appl Clin Med Phys.* 2007;8(3):2320. doi:10.1120/jacmp.v8i3.2320
22. Lu XQ, Shanmugham LN, Mahadevan A, et al. Organ Deformation and Dose Coverage in Robotic Respiratory-Tracking Radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;71(1):281-9. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.12.042
23. Brock KK, McShan DL, Ten Haken RK, Hollister SJ, Dawson LA, Balter JM. Inclusion of organ deformation in dose calculations. *Med Phys.* 2003;30(3):290-5. doi:10.1118/1.1539039
24. Von Siebenthal M, Székely G, Lomax AJ, Cattin PC. Systematic errors in respiratory gating due to intrafraction deformations of the liver. *Med Phys.* 2007;34(9):3620-9. doi:10.1118/1.2767053
25. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys.* 2010;37(8):4078-101. doi:10.1118/1.3438081
26. Keall P, Mageras G. Managing respiratory motion in radiation therapy. AAPM 46th Annu Meet (TG 76 Task Group). Published online 2004:1-16. <http://www.aapm.org/meetings/04AM/pdf/14-2269-79352.pdf>
27. Hoisak JDP, Brent Paxton AB, Waghorn BJ, Pawlicki T. Surface Guided Radiation Therapy. In: Taylor & Francis Ltd, ed. *Definitions.* Taylor & Francis Ltd; 2020:492. doi:10.32388/gf38iv
28. Stanley DN, McConnell KA, Kirby N, Gutiérrez AN, Papanikolaou N, Rasmussen K. Comparison of initial patient setup accuracy between surface imaging and three point localization: A retrospective analysis. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(6):58-61. doi:10.1002/acm2.12183
29. Alderliesten T, Sonke JJ, Betgen A, Honnef J, Van Vliet-Vroegindewej C, Remeijer P. Accuracy evaluation of a 3-dimensional surface imaging system for guidance in deep-inspiration breath-hold radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2013;85(2):536-42. doi:10.1016/j.ijrobp.2012.04.004
30. Cravo Sá A, Fermento A, Neves D, et al. Radiotherapy setup displacements in breast cancer patients: 3D surface imaging experience. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2018;23(1):61-7. doi:10.1016/j.rpor.2017.12.007
31. Gierga DP, Turcotte JC, Tong LW, Chen YLE, DeLaney TF. Analysis of setup uncertainties for extremity sarcoma patients using surface imaging. *Pract Radiat Oncol.* 2014;4(4):261-6. doi:10.1016/j.prro.2013.09.001
32. Kügele M, Mannerberg A, Nørring Bekke S, et al. Surface guided radiotherapy (SGRT) improves breast cancer patient setup accuracy. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(9):61-8. doi:10.1002/acm2.12700
33. Schöffel PJ, Harms W, Sroka-Perez G, Schlegel W, Karger CP. Accuracy of a commercial optical 3D surface imaging system for realignment of patients for radiotherapy of the thorax. *Phys Med Biol.* 2007;52(13):3949-63. doi:10.1088/0031-9155/52/13/019
34. Lee SK, Huang S, Zhang L, et al. Accuracy of surface-guided patient setup for conventional radiotherapy of brain and nasopharynx cancer. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22(5):48-57. doi:10.1002/acm2.13241
35. Zhao B, Maquilan G, Jiang S, Schwartz DL. Minimal mask immobilization with optical surface guidance for head and neck radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(1):17-24. doi:10.1002/acm2.12211
36. Wiant D, Squire S, Liu H, Maurer J, Lane Hayes T, Sintay B. A prospective evaluation of open face masks for head and neck radiation therapy. *Pract Radiat Oncol.* 2016;6(6):e259-67. doi:10.1016/j.prro.2016.02.003
37. Rigley J, Robertson P, Scattergood L. Radiotherapy without tattoos: Could this work? *Radiography.* 2020;26(4):288-93. doi:10.1016/j.radi.2020.02.008
38. Jimenez RB, Batin E, Giantsoudi D, et al. Tattoo free setup for partial breast irradiation: A feasibility study. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(4):45-50. doi:10.1002/acm2.12557
39. Sixel KE, Aznar MC, Ung YC. Deep inspiration breath hold to reduce irradiated heart volume in breast cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2001;49(1):199-204. doi:10.1016/S0360-3016(00)01455-3
40. Zagar TM, Kaidar-Person O, Tang X, et al. Utility of Deep Inspiration Breath Hold for Left-Sided Breast Radiation Therapy in Preventing Early Cardiac Perfusion Defects: A Prospective Study. In: *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* Vol 97;2017:903-9. doi:10.1016/j.ijrobp.2016.12.017
41. Laaksomaa M, Sarudis S, Rossi M, et al. AlignRT® and Catalyst™ in whole-breast radiotherapy with DIBH: Is IGRT still needed? *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(3):97-104. doi:10.1002/acm2.12553
42. Proyecto MARR - Sociedad Española de Física Médica. Accessed October 5, 2021. <https://sefm.es/aplicaciones/proyecto-marr/>
43. Al-Hallaq H, Batista V, Kügele M, Ford E, Viscariello N, Meyer J. The role of surface-guided radiation therapy for improving patient safety. *Radiother Oncol.* 2021;163:229-36. doi:10.1016/j.radonc.2021.08.008
44. Wang LT, Solberg TD, Medin PM, Boone R. Infrared patient positioning for stereotactic radiosurgery of extracranial tumors. *Comput Biol Med.* 2001;31(2):101-11. doi:10.1016/S0010-4825(00)00026-3
45. Takakura T, Mizowaki T, Nakata M, et al. The geometric accuracy of frameless stereotactic radiosurgery using a 6D robotic couch system. *Phys Med Biol.* 2010;55(1):1-10. doi:10.1088/0031-9155/55/1/001
46. Verbakel, Wilko F.A.R., Lagerwaard FJ, Verduin AJE, Heukelom S, Slotman BJ, Cuijpers JP. The accuracy of frameless stereotactic intracranial radiosurgery. *Radiother Oncol.* 2010;97(3):390-4. doi:10.1016/j.radonc.2010.06.012
47. Kim J, Jin JY, Walls N, et al. Image-guided localization accuracy of stereoscopic planar and volumetric imaging methods for stereotactic radiation surgery and stereotactic body radiation therapy: A phantom study. *Int J Radiat*

- Oncol Biol Phys. 2011;79(5):1588-96. doi:10.1016/j.ijrobp.2010.05.052
48. Rusinkiewicz S, Levoy M. Efficient variants of the ICP algorithm. Proc Int Conf 3-D Digit Imaging Model 3DIM. Published online 2001:145-52. doi:10.1109/IM.2001.924423
 49. Placht S, Stancanello J, Schaller C, Balda M, Angelopoulou E. Fast time-of-flight camera based surface registration for radiotherapy patient positioning. Med Phys. 2011;39(1):4-17. doi:10.1118/1.3664006
 50. Erdi YE, Rosenzweig K, Erdi AK, et al. Radiotherapy treatment planning for patients with non-small cell lung cancer using positron emission tomography (PET). Radiother Oncol. 2002;62(1):51-60. doi:10.1016/S0167-8140(01)00470-4
 51. Jarvis LA, Hachadorian RL, Jermyn M, et al. Initial Clinical Experience of Cherenkov Imaging in External Beam Radiation Therapy Identifies Opportunities to Improve Treatment Delivery. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2021;109(5):1627-37. doi:10.1016/j.ijrobp.2020.11.013
 52. Willoughby TR, Forbes AR, Buchholz D, et al. Evaluation of an infrared camera and X-ray system using implanted fiducials in patients with lung tumors for gated radiation therapy. Int J Radiat Oncol. 2006;66(2):568-75. doi:10.1016/j.IJROBP.2006.05.029
 53. Shi C, Tang X, Chan M. Evaluation of the new respiratory gating system. Precis Radiat Oncol. 2017;1(4):127-33. doi:10.1002/pro6.34
 54. Zeng C, Xiong W, Li X, et al. Intrafraction tumor motion during deep inspiration breath hold pancreatic cancer treatment. J Appl Clin Med Phys. 2019;20(5):37-43. doi:10.1002/acm2.12577
 55. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys. 2009;36(9):4197-212. doi:10.1118/1.3190392
 56. Yin F-F, Wong J, Balter J, et al. The role of in-room kV X-Ray imaging for patient setup and target localization Report of AAPM Task Group 104. Data Manag. 2009;(104).
 57. Jin JY, Yin FF, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD. Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D System in Image-Guided Radiotherapy. Med Dosim. 2008;33(2):124-34. doi:10.1016/j.meddos.2008.02.005
 58. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery. Med Phys. 2011;38(6):2914-36. doi:10.1118/1.3579139
 59. Schnarr E, Beneke M, Casey D, et al. Feasibility of real-time motion management with helical tomotherapy. Med Phys. 2018;45(4):1329-37. doi:10.1002/mp.12791
 60. Brahme A, Nyman P, Skatt B. 4D laser camera for accurate patient positioning, collision avoidance, image fusion and adaptive approaches during diagnostic and therapeutic procedures. Med Phys. 2008;35(5):1670-81. doi:10.1118/1.2889720
 61. Pallotta S, Marrazzo L, Ceroti M, Silli P, Bucciolini M. A phantom evaluation of Sentinel, a commercial laser/camera surface imaging system for patient setup verification in radiotherapy. Med Phys. 2012;39(2):706-12. doi:10.1118/1.3675973
 62. Meyer J, Smith W, Geneser S, et al. Characterizing a deformable registration algorithm for surface-guided breast radiotherapy. Med Phys. 2020;47(2):352-62. doi:10.1002/MP.13921
 63. Pallotta S, Kugele M, Redapi L, Ceberg S. Validation of a commercial deformable image registration for surface-guided radiotherapy using an ad hoc-developed deformable phantom. Med Phys. 2020;47(12):6310-18. doi:10.1002/MP.14527
 64. Siebert JP, Marshall SJ. Human body 3D imaging by speckle texture projection photogrammetry. Sens Rev. 2000;20(3):218-26. doi:10.1108/02602280010372368
 65. Nguyen D, Farah J, Barbet N, Khodri M. Commissioning and performance testing of the first prototype of AlignRT InBore™ a Halcyon™ and Ethos™-dedicated surface guided radiation therapy platform. Phys Medica. 2020;80:159-66. doi:10.1016/j.ejmp.2020.10.024
 66. Bert C, Metheany KG, Doppke KP, Taghian AG, Powell SN, Chen GTY. Clinical experience with a 3D surface patient setup system for alignment of partial-breast irradiation patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2006;64(4):1265-74. doi:10.1016/j.ijrobp.2005.11.008
 67. Krell G, Saeid Nezhad N, Walke M, Al-Hamadi A, Gademann G. Assessment of Iterative Closest Point Registration Accuracy for Different Phantom Surfaces Captured by an Optical 3D Sensor in Radiotherapy. Comput Math Methods Med. 2017;2017. doi:10.1155/2017/2938504
 68. Hoisak JDP, Pawlicki T. The Role of Optical Surface Imaging Systems in Radiation Therapy. Semin Radiat Oncol. 2018;28(3):185-93. doi:10.1016/j.semradonc.2018.02.003
 69. Fischler MA, Bolles RC. Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. Graph Image Process. 1981;24(6):381-95. doi:10.1145/358669.358692
 70. Park J, Zhou QY, Koltun V. Colored Point Cloud Registration Revisited. Proc IEEE Int Conf Comput Vis. 2017;2017-Octob:143-52. doi:10.1109/ICCV.2017.25
 71. Joung JH, An KH, Kang JW, Chung MJ, Yu W. 3D environment reconstruction using modified color ICP algorithm by fusion of a camera and a 3D laser range finder. 2009 IEEE/RSJ Int Conf Intell Robot Syst IROS 2009. Published online 2009:3082-8. doi:10.1109/IROS.2009.5354500
 72. Korn M, Holzkothen M, Pauli J. Color supported generalized-ICP - IEEE Conference Publication. In: 2014 International Conference on Computer Vision Theory and Applications (VISAPP). IEEE; 2014. doi:978-9-8975-8133-5
 73. Schell MC, Bova FJ, Larson D a, et al. Stereotactic Radiosurgery Report of Task Group 42 Radiation Therapy Committee for the American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Med Phys. 1995;(5):50.
 74. Faught AM, Trager M, Yin FF, Kirkpatrick J, Adamson J. Re-examining TG-142 recommendations in light of modern techniques for linear accelerator based radiosurgery. Med Phys. 2016;43(10):5437-41. doi:10.1118/1.4962471
 75. Pinza Molina C, Lliso Valverde F. Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico. In: Aula Documental de Investigación, ed. Sociedad Española de Física Médica; 2007:451.
 76. BOE-A-1998-20644. <https://www.boe.es/eli/es/rd/1998/07/17/1566>
 77. European Council Directive 2013/59/Euratom on basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/

- Euratom and 2003/122/Euratom. Published online 2014:57: 1–73.
78. Thomadsen BR, Heaton HT, Jani SK, et al. Off-label use of medical products in radiation therapy: Summary of the Report of AAPM Task Group No. 121. *Med Phys.* 2010;37(5):2300-11. doi:10.1118/1.3392286
 79. Phillips MH, Singer K, Miller E, Stelzer K. Commissioning an image-guided localization system for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;48(1):267-76. doi:10.1016/S0360-3016(00)00581-2
 80. Wiersma RD, Tomarken SL, Grelewicz Z, Belcher AH, Kang H. Spatial and temporal performance of 3D optical surface imaging for real-time head position tracking. *Med Phys.* 2013;40(11). doi:10.1118/1.4823757
 81. Paxton AB, Manger RP, Pawlicki T, Kim GY. Evaluation of a surface imaging system's isocenter calibration methods. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18(2):85-91. doi:10.1002/acm2.12054
 82. Russell C, Mack H, Paul S, Senti S. OC-0190: Surface guided radiation therapy for breast cancer improves accuracy without the need for skin marks. *Radiother Oncol.* 2018;127:S102. doi:10.1016/s0167-8140(18)30500-0
 83. Lujan AE, Larsen EW, Balter JM, Ten Haken RK. A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculations. *Med Phys.* 1999;26(5):715-20. doi:10.1118/1.598577
 84. Roland T, Mavroidis P, Shi C, Papanikolaou N. Incorporating system latency associated with real-time target tracking radiotherapy in the dose prediction step. *Phys Med Biol.* 2010;55(9):2651-68. doi:10.1088/0031-9155/55/9/015
 85. Bertholet J, Knopf A, Eiben B, et al. Real-time intrafraction motion monitoring in external beam radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2019;64(15):15TR01. doi:10.1088/1361-6560/AB2BA8
 86. Cui G, Housley DJ, Chen F, Mehta VK, Shepard DM. Delivery efficiency of an Elekta linac under gated operation. *J Appl Clin Med Phys.* 2014;15(5):2-11. doi:10.1120/jacmp.v15i5.4713
 87. 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). doi:10.1088/1361-6560/ab205a
 88. Gevaert T, Verellen D, Tournel K, et al. Overview of positioning techniques using Image Guided Radiotherapy. *Phys Medica.* 2011;27:S10. doi:10.1016/j.ejmp.2011.06.023
 89. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys.* 2012;39(4):1946-63. doi:10.1118/1.3690466
 90. Laaksomaa M, Moser T, Kritz J, Pynnönen K, Rossi M. Comparison of three differently shaped ROIs in free breathing breast radiotherapy setup using surface guidance with AlignRT®. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2021;26(4):545-52. doi:10.5603/rpor.a2021.0062
 91. Landberg T, Chavaudra J, Dobbs J, et al. ICRU Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. *International Commission on Radiation Units and Measurements* 1999;os32(1):NP-NP. doi:10.1093/jicru/os32.1.report62
 92. Barbés B, Azcona JD, Prieto E, de Foronda JM, García M, Burguete J. Development and clinical evaluation of a simple optical method to detect and measure patient external motion. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(5):306-21. doi:10.1120/jacmp.v16i5.5524
 93. Tachibana H, Kitamura N, Ito Y, et al. Management of the baseline shift using a new and simple method for respiratory-gated radiation therapy: Detectability and effectiveness of a flexible monitoring system. *Med Phys.* 2011;38(7):3971-80. doi:10.1118/1.3598434
 94. Hattel SH, Andersen PA, Wahlstedt IH, Damkjær S, Saini A, Thomsen JB. Evaluation of setup and intrafraction motion for surface guided whole-breast cancer radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2019;20(6):39-44. doi:10.1002/acm2.12599
 95. Xiao A, Crosby J, Malin M, et al. Single-institution report of setup margins of voluntary deep-inspiration breath-hold (DIBH) whole breast radiotherapy implemented with real-time surface imaging. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(4):205-13. doi:10.1002/acm2.12368
 96. Li G, Ballangrud Å, Kuo LC, et al. Motion monitoring for cranial frameless stereotactic radiosurgery using video-based three-dimensional optical surface imaging. *Med Phys.* 2011;38(7):3981-94. doi:10.1118/1.3596526
 97. Cerviño LI, Detorie N, Taylor M, et al. Initial clinical experience with a frameless and maskless stereotactic radiosurgery treatment. *Pract Radiat Oncol.* 2012;2(1):54-62. doi:10.1016/j.prro.2011.04.005
 98. Sánchez Rubio P, Rodríguez Romero R, Pinto Monedero M Martínez Ortega J. Experiencia inicial en el uso de SGRT junto con IGRT para posicionamiento y control intrafracción en tratamientos de Radiocirugía Estereotáxica (SRS). 7º Congreso Conjunto SEFM-SEPR. On Line. In: 2021. Accessed June 24, 2021. <https://plataforma.congresosefm-sepr.es/event/4/contributions/2201/>
 99. Pham NL, Reddy PV, Murphy JD, et al. Frameless, Real Time, Surface Imaging Guided Radiosurgery: Clinical Outcomes for Brain Metastases. *Int J Radiat Oncol.* 2015;93(3):E105. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.07.815
 100. Pan H, Cerviño LI, Pawlicki T, et al. Frameless, real-time, surface imaging-guided radiosurgery: Clinical outcomes for brain metastases. *Neurosurgery.* 2012;71(4):844-51. doi:10.1227/NEU.0b013e3182647ad5
 101. Soufi M, Arimura H. Surface-imaging-based patient positioning in radiation therapy. In: *Image-Based Computer-Assisted Radiation Therapy.* Springer Singapore; 2017:237-70. doi:10.1007/978-981-10-2945-5_10
 102. Zhao X, Lau SKM, Zakeri K, et al. Single Isocenter Frameless Volumetric Modulated Arc Radiosurgery for Multiple Intracranial Metastases. *Int J Radiat Oncol.* 2015;93(3):E92-3. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.07.782
 103. Pinto Monedero M, Rodríguez Romero R, Sánchez Rubio P, Martínez Ortega J et al. 7º Congreso Conjunto SEFM-SEPR. On Line (27 de mayo de 2021 - 4 de junio de 2021): Protocolo de posicionamiento y control de movimiento intrafracción mediante un sistema combinado de IGRT y SGRT en tratamientos de radiocirugía estereotáxica · Congresos S. Published 2021. Accessed June 24, 2021. <https://plataforma.congresosefmsepr.es/event/4/contributions/2214/>
 104. Rodríguez Romero R, Pinto Monedero M, Sánchez Rubio P, et al. Control de calidad de un sistema de guiado por

- superficie para tratamientos estereotáxicos. 7o Congreso Conjunto SEFM- SEPR. On Line. In: ; 2021. Accessed June 24, 2021. <https://plataforma.congresosefmsepr.es/event/4/contributions/2203/>
105. Du W, Gao S, Jiang W, Kudchadker RJ. Independent evaluation of the effectiveness of IsoCal in improving image center accuracy on Varian TrueBeam and Clinac machines. *J Appl Clin Med Phys*. 2018;19(5):483-90. doi:10.1002/acm2.12402
 106. Hamming VC, Visser C, Batin E, et al. Evaluation of a 3D surface imaging system for deep inspiration breath-hold patient positioning and intra-fraction monitoring. *Radiat Oncol*. 2019;14(1). doi:10.1186/s13014-019-1329-6
 107. Carl G, Reitz D, Schönecker S, et al. Optical surface scanning for patient positioning in radiation therapy: A prospective analysis of 1902 fractions. *Technol Cancer Res Treat*. 2018;17:153303381880600. doi:10.1177/1533033818806002
 108. Haji G, Nabizade U, Kazimov K, Guliyeva N, Isayev I. Liver dose reduction by deep inspiration breath hold technique in right-sided breast irradiation. *Radiat Oncol J*. 2019;37(4):254-8. doi:10.3857/roj.2019.00206
 109. Fernández Letón P, Baños Capilla C, Gilabert JB, et al. Recomendaciones de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) sobre implementación y uso clínico de radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT). *Rev Fis Med* 2017;18(2):77-142.
 110. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys*. Published online 2012. doi:10.1118/1.3690466
 111. Cerviño LI, Gupta S, Rose MA, Yashar C, Jiang SB. Using surface imaging and visual coaching to improve the reproducibility and stability of deep-inspiration breath hold for left-breast-cancer radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(22):6853-65. doi:10.1088/0031-9155/54/22/007
 112. Wiant D, Wentworth S, Liu H, Sintay B. How important is a reproducible breath hold for deep inspiration breath hold breast radiation therapy? *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2015;93(4):901-7. doi:10.1016/j.ijrobp.2015.06.010
 113. Genesis Care. Deep Inspiration Breath Hold. Definitions. Published online 2020. doi:10.32388/n5htsi
 114. Zucca Aparicio D, Pérez Moreno JM, Fernández Letón P, García Ruiz-Zorrilla J, Miñambres Moro Á. Programa de garantía de calidad de un sistema de irradiación con control respiratorio basado en marcadores fiduciales externos e internos. *Rev Fis Med* 2011;12(3):169-86.
 115. Batin E, Depauw N, MacDonald S, Lu HM. Can surface imaging improve the patient setup for proton postmastectomy chest wall irradiation? *Pract Radiat Oncol*. 2016;6(6):e235-41. doi:10.1016/j.prr.2016.02.001
 116. Huang G, Medlam G, Lee J, et al. Error in the delivery of radiation therapy: Results of a quality assurance review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005;61(5):1590-5. doi:10.1016/j.ijrobp.2004.10.017
 117. Wiant DB, Verchick Q, Gates P, et al. A novel method for radiotherapy patient identification using surface imaging. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(2):271-8. doi:10.1120/jacmp.v17i2.6066
 118. Novak A, Nyflot MJ, Ermoian RP, et al. Targeting safety improvements through identification of incident origination and detection in a near-miss incident learning system. *Med Phys*. 2016;43(5):2053-62. doi:10.1118/1.4944739
 119. Lau SKM, Patel K, Kim T, et al. Clinical efficacy and safety of surface imaging guided radiosurgery (SIG-RS) in the treatment of benign skull base tumors. *J Neurooncol*. 2017;132(2):307-12. doi:10.1007/s11060-017-2370-7
 120. Zhao H, Williams N, Poppe M, et al. Comparison of surface guidance and target matching for image-guided accelerated partial breast irradiation (APBI). *Med Phys*. 2019;46(11):4717-24. doi:10.1002/mp.13816
 121. Gierga DP, Riboldi M, Turcotte JC, et al. Comparison of Target Registration Errors for Multiple Image-Guided Techniques in Accelerated Partial Breast Irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;70(4):1239-46. doi:10.1016/j.ijrobp.2007.11.020
 122. Chang AJ, Zhao H, Wahab SH, et al. Video surface image guidance for external beam partial breast irradiation. *Pract Radiat Oncol*. 2012;2(2):97-105. doi:10.1016/j.prr.2011.06.013
 123. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*. 2006;33(10):3874-900. doi:10.1118/1.2349696
 124. Korreman SS. Motion in radiotherapy: Photon therapy. *Phys Med Biol*. 2012;57(23). doi:10.1088/0031-9155/57/23/R161
 125. Paganelli C, Whelan B, Peroni M, et al. MRI-guidance for motion management in external beam radiotherapy: Current status and future challenges. *Phys Med Biol*. 2018;63(22). doi:10.1088/1361-6560/aaebcf
 126. Schwarz M, Cattaneo GM, Marrazzo L. Geometrical and dosimetric uncertainties in hypofractionated radiotherapy of the lung: A review. *Phys Medica*. 2017;36:126-39. doi:10.1016/j.ejmp.2017.02.011
 127. Haraldsson A, Ceberg S, Crister C, Engelholm S, Bäck SÅJ, Engström PE. PO-0978 Accurate positioning with decreased treatment time using surface guided tomotherapy. *Radiat Oncol*. 2019;133:S534-5. doi:10.1016/s0167-8140(19)31398-2
 128. Padilla L, Havnen-Smith A, Cerviño L, Al-Hallaq HA. A survey of surface imaging use in radiation oncology in the United States. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(12):70-7. doi:10.1002/acm2.12762
 129. Crop F, Pasquier D, Baczkiewicz A, et al. Surface imaging, laser positioning or volumetric imaging for breast cancer with nodal involvement treated by helical TomoTherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17(5):200-11. doi:10.1120/jacmp.v17i5.6041
 130. Walter F, Freisleder P, Belka C, Heinz C, Söhn M, Roeder F. Evaluation of daily patient positioning for radiotherapy with a commercial 3D surface-imaging system (Catalyst™). *Radiat Oncol*. 2016;11(1). doi:10.1186/s13014-016-0728-1
 131. Heinzerling JH, Hampton CJ, Robinson M, et al. Use of surface-guided radiation therapy in combination with IGRT for setup and intrafraction motion monitoring during stereotactic body radiation therapy treatments of the lung and abdomen. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(5):48-55. doi:10.1002/acm2.12852

132. Heinzerling JH, Hampton CJ, Robinson M, et al. Surface-Guided Radiation Therapy (SGRT) during Stereotactic Body Radiation Therapy Treatments (SBRT) of the Lung: Dosimetric Implications of Intrafraction Motion. *Int J Radiat Oncol.* 2019;105(1):E730. doi:10.1016/j.ijrobp.2019.06.819
133. Ricotti R, Ciardo D, Fattori G, et al. Intra-fraction respiratory motion and baseline drift during breast Helical Tomotherapy. *Radiother Oncol.* 2017;122(1):79-86. doi:10.1016/j.radonc.2016.07.019
134. Paravati AJ, Manger R, Nguyen JD, Olivares S, Kim GY, Murphy KT. Initial clinical experience with surface image guided (SIG) radiosurgery for trigeminal neuralgia. *Transl Cancer Res.* 2014;3(4):333-7. doi:10.3978/j.issn.2218-676X.2014.07.03
135. Mancosu P, Fogliata A, Stravato A, Tomatis S, Cozzi L, Scorsetti M. Accuracy evaluation of the optical surface monitoring system on EDGE linear accelerator in a phantom study. *Med Dosim.* 2016;41(2):173-9. doi:10.1016/j.meddos.2015.12.003
136. Jiang SB, Pope C, Al Jarrah KM, Kung JH, Bortfeld T, Chen GTY. An experimental investigation on intra-fractional organ motion effects in lung IMRT treatments. *Phys Med Biol.* 2003;48(12):1773-84. doi:10.1088/0031-9155/48/12/307
137. Shiinoki T, Kawamura S, Uehara T, et al. Quality Assurance for Respiratory-Gated Radiotherapy Using the Real-Time Tumor-Tracking Radiotherapy System. *Int J Med Physics, Clin Eng Radiat Oncol.* 2014;03(03):125-32. doi:10.4236/ijmpcero.2014.33018
138. Fledelius W, Keall PJ, Cho B, et al. Tracking latency in image-based dynamic MLC tracking with direct image access. *Acta Oncol (Madr).* 2011;50(6):952-9. doi:10.3109/0284186X.2011.581693
139. Jin JY, Yin FF. Time delay measurement for linac based treatment delivery in synchronized respiratory gating radiotherapy. *Med Phys.* 2005;32(5):1293-6. doi:10.1118/1.1896452
140. Smith WL, Becker N. Time delays and margins in gated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2009;10(3):140-54. doi:10.1120/jacmp.v10i3.2896
141. Chang Z, Liu T, Cai J, Chen Q, Wang Z, Yin F. SU-E-T-123: Evaluation of Integrated Gating Systems on a Novalis Tx System Using Quantitative Motion Tracking Analyses and Efficient Time-Delay Measurements. In: *Medical Physics.* Vol 38. ; 2011:3514. doi:10.1118/1.3612074
142. Freislederer P, Reiner M, Hoischen W, et al. Characteristics of gated treatment using an optical surface imaging and gating system on an Elekta linac. *Radiat Oncol.* 2015;10(1). doi:10.1186/s13014-015-0376-x
143. Chen L, Bai S, Li G, et al. Accuracy of real-time respiratory motion tracking and time delay of gating radiotherapy based on optical surface imaging technique. *Radiat Oncol.* 2020;15(1). doi:10.1186/s13014-020-01611-6

RADformation

Automatización Inteligente en Oncología Radioterápica

Para especialistas, creado por especialistas.

Desde la planificación y la documentación, hasta los controles de calidad y mucho más, RADformation alivia la presión sobre los recursos y aumenta la precisión en todas las etapas del flujo de trabajo de planificación del tratamiento.

Nuestras herramientas de autocomprobación y auto planificación son fáciles de usar, clínicamente relevantes y se integran perfectamente con Eclipse™ TPS.

En RADformation tenemos la experiencia práctica en lo que realmente importa y una visión única para resolver retos. Nuestra experiencia clínica como especialistas nos proporciona un contexto crítico para crear herramientas de software de alto impacto que se utilizan a diario en más de 1.000 clínicas de todo el mundo.

Transforme su departamento con un aumento de la calidad en la planificación, la seguridad y la eficacia.

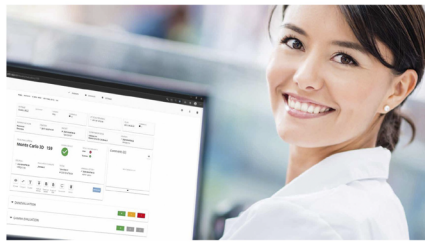


Distribuido en España por

APLICACIONES TECNOLÓGICAS | **RADIATION PROTECTION & MEDICAL**

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

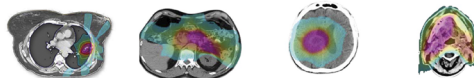


VERIQA RT MonteCarlo 3D

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*

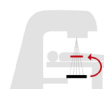
Current standard of commercial products



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

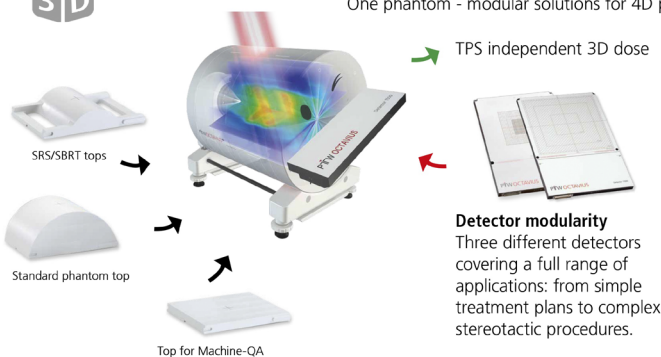


OCTAVIUS^{4D}

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



Revisión de Artículos

Mª Carmen Pujades*

Comité de Redacción.

Estimados compañeros,

En este número tomo el relevo a nuestro compañero Paco Clemente para coordinar la sección de Revisión de artículos. En primer lugar, agradecer a Paco su dedicación a la sección durante estos últimos cinco años y la cercanía con la que siempre nos ha presentado los trabajos más recientes de nuestro ámbito profesional a nivel internacional.

Para esta nueva publicación contamos con una muestra de siete reseñas de los ámbitos de imagen por resonancia magnética, radioterapia y protonterapia.

La primera de ellas, a cargo de Joseba Alonso, nos introduce la nueva generación de escáneres para realizar imagen por resonancia magnética.

En el campo de la radioterapia, Diego Jurado nos habla sobre cómo abordar las inhomogeneidades que se obtienen en la distribución de dosis al optimizar con algoritmos avanzados y Mayca Baños nos presenta un estudio sobre el uso de una matriz de detectores en el control de calidad específico a paciente para radioterapia espacialmente fraccionada (SFRT).

En el campo específico de la radioterapia intraoperatoria, Paula Ibáñez nos presenta una herramienta basada en métodos Monte Carlo para el cálculo de dosis y Enrique Sanchís nos muestra un sistema de diseño propio para la monitorización del posible sangrado.

Para finalizar, las últimas contribuciones se centran en protonterapia. Víctor V. Onecha nos presenta una herramienta para poder hacer un seguimiento *in vivo* de la dosis depositada durante los tratamientos y César Jesús Valls nos cuenta los avances en el desarrollo de instrumentos para realizar tomografía computerizada de protones (TCP).

Desde el Comité de Redacción esperamos que disfrutéis de esta sección tanto como lo hacemos nosotros al prepararla. Mi enhorabuena a los autores por su trabajo y muchas gracias por su contribución a esta sección. Nos vemos en el próximo número.

Un fuerte abrazo.

* Correspondencia
Email: mpuclau@gmail.com



Magneto-stimulation limits in medical imaging applications with rapid field dynamics

Grau-Ruiz D, Rigla JP, Pallás E, Algarín JM, Borreguero J, Bosch R, López-Comazzi G, Galve F, Díaz-Caballero E, Gramage C, González JM, Pellicer R, Ríos A, Benlloch JM, Alonso J
Phys Med Biol 2022;67(4).045016.

Joseba Alonso

MRILab, Institute for Molecular Imaging and Instrumentation (i3M), Universitat Politècnica de València (UPV), E-46022 Valencia, España.

joseba.alonso@i3m.upv.es

doi: 10.1088/1361-6560/ac515c

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La motivación principal para estudiar la respuesta del sistema nervioso a secuencias rápidas de pulsos magnéticos radica en que el mundo de la imagen por resonancia magnética (Magnetic Resonance Imaging, MRI) está viviendo un momento de explosión creativa. Los escáneres MRI han sido tradicionalmente grandes, pesados y caros, pero actualmente hay una comunidad de científicos trabajando en diseños ligeros, portátiles y de bajo coste, lo cual abre posibilidades de aplicación de la MRI en situaciones hasta ahora inconcebibles: en las habitaciones de los pacientes, en sus casas, e incluso en exteriores. Esta nueva generación de sistemas, por ser más pequeños, permite trabajar con frecuencias de pulsos magnéticos más altas que los sistemas convencionales, y hasta ahora no se había hecho ningún estudio de seguridad en este régimen.

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

El primer reto fue de naturaleza eminentemente técnica: el diseño y construcción de un aparato versátil que permitiese generar campos magnéticos intensos y con dinámicas rápidas. Para resolverlo, diseñamos un sistema de bobinas refrigeradas y de baja inductancia, capaz de soportar corrientes eléctricas de cientos de amperios. Además, hicimos uso de unos módulos comerciales capaces de suministrar hasta 300 kilovatios de potencia eléctrica. Por otro lado, para este estudio contamos con la participación de 51 sujetos, que se sometieron a pulsos magnéticos intensos de distintas características y capaces de estimular el sistema periférico nervioso en la zona del antebrazo. La propia gestión de los voluntarios y los permisos éticos necesarios para los estudios es una tarea que no debe infravalorarse. En este sentido, agradecemos enormemente la colaboración de los voluntarios y del Hospital La Fe de Valencia.

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

El principal resultado de este trabajo es que la validez de las leyes empíricas que determinan la dependencia de los límites de estimulación magnética en los regímenes convencionales de operación de los escáneres MRI, donde las frecuencias de las secuencias de pulsos magnéticos llegan hasta aproximadamente 1 kilohercio, es extensible a frecuencias más de diez veces superiores. Además, la versatilidad del aparato que hemos construido para estas pruebas permite hacer estudios relevantes no sólo para MRI, sino también para imagen médica con partículas magnéticas (Magnetic Particle Imaging, MPI), donde la distribución espacial de los campos es homogénea y las frecuencias de trabajo son incluso mayores.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

La estimulación periférica nerviosa limita el uso de escáneres de imagen médica tanto para MRI como para MPI. Nuestro estudio, por un lado, es el primero en comprobar los límites en frecuencias de hasta 12 kilohercios. Por otro lado, los resultados arrojan una variabilidad significativa en los límites de estimulación en función de ciertas características fisiológicas de los sujetos (como su peso o el perímetro del brazo). Dado el bajo coste del aparato que hemos construido para estos experimentos, una probable aplicación del mismo es su uso para medir la sensibilidad de un sujeto previo a la toma de imágenes, lo cual permitiría optimizar la secuencia de pulsos para tomas más rápidas o de mayor resolución espacial, siempre dentro del margen de seguridad personalizado para cada paciente.



Impact of the dose quantity used in MV photon optimization on dose distribution, robustness, and complexity

Jurado-Bruggeman D, Muñoz-Montplet C, Hernandez V, Saez J, Fuentes-Raspall R
Med Phys 2022;49:648-665.

Diego Jurado Bruggeman

Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica, Institut Català d'Oncologia, Girona.
djurado@iconcologia.net
<https://doi.org/10.1002/mp.15389>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Hace años adoptamos el algoritmo Acuros XB para las técnicas avanzadas. Al hacer el cálculo final de la optimización aparecían inhomogeneidades de dosis en hueso y metal que no teníamos con AAA, pero no queríamos corregirlas porque habría supuesto impartir dosis diferentes a los pacientes y queríamos ser prudentes. Esto no es así en todos los centros. Está demostrado que su corrección conlleva una pérdida de robustez y existen trabajos que discuten las posibles consecuencias clínicas a nivel conceptual. Concluyen que es deseable no realizar las correcciones, pero no abordan los nuevos retos que se plantean, como qué criterios de evaluación utilizar que incorporen estas inhomogeneidades, cómo dilucidar si las distorsiones en la distribución de dosis son debidas a efectos del medio o a un plan sub-óptimo, o cómo realizar las optimizaciones con estos algoritmos avanzados (tipo LBTE o Monte Carlo). Para resolver estas cuestiones, desarrollamos una forma de mostrar los valores de dosis de estos algoritmos sin distorsiones del medio. Esto se traduce formalmente en una nueva cantidad de dosis que permite trabajar de la manera clásica.

En este contexto de escenarios diversos (corrección vs no corrección), queríamos estudiar en detalle las implicaciones reales en los diferentes aspectos de la calidad del plan de forzar distribuciones de dosis iguales a las previas con los algoritmos avanzados para sus cantidades de dosis (medio o agua). Además, queríamos estudiar la viabilidad y la utilidad en la optimización de la cantidad de dosis que habíamos desarrollado.

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

Las dificultades fueron pocas ya que todas las herramientas ya estaban implementadas bien dentro del propio sistema de planificación (optimización, robustez), bien en softwares desarrollados para trabajos previos (complejidad, nueva cantidad de dosis).

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

Hemos demostrado en casos reales que optimizar con algoritmos avanzados forzando obtener distribuciones como las de los algoritmos previos puede acarrear consecuencias clínicas, problemas de robustez y, en menor medida, un aumento de la complejidad. La causa es la introducción de ajustes locales de la fluencia allí donde haya un medio que tenga una respuesta de dosis diferente. Estos ajustes y sus consecuencias dependen en magnitud y sentido de la cantidad de dosis considerada. Por último, hemos demostrado que optimizar con la nueva cantidad de dosis mantiene las ventajas de los algoritmos avanzados y evita el resto de inconvenientes.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Esperamos convencer a los usuarios de los algoritmos avanzados de que vayan con cuidado al optimizar y no busquen reproducir a toda costa la homogeneidad y cobertura que tenían con los algoritmos anteriores. También nos gustaría concienciar a la comunidad y a los fabricantes de que hay que abordar el proceso de optimización y evaluación de forma diferente. Por último, nos gustaría que algún fabricante se interese en implementar para este fin la cantidad de dosis que hemos desarrollado.



Sensitivity and specificity analysis of 2D small field measurement array: Patient-specific quality assurance of small target treatments and spatially fractionated radiotherapy

Banos-Capilla MC, Lago-Martin JD, Gil Deltoro P, Larrea Rabassa L
Appl Clin Med Phy 2021;1-16.

Mayca Baños Capilla

Hospital Vithas Valencia Consuelo, Valencia, España.

BanosMC@Vithas.es

<https://doi.org/10.1002/acm2.13402>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En 2019 se introdujo en nuestro servicio la radioterapia espacialmente fraccionada (SFRT). Esta técnica tiene unas características específicas a la hora de distribuir la dosis ya que se generan unos patrones de heterogeneidad en forma de múltiples regiones de pequeño volumen en los que se concentran altos niveles de dosis gracias a los cuales, se consigue mejorar la respuesta a la radiación en tumores resistentes o de gran volumen, sin aumentar la toxicidad en los órganos críticos que rodean al PTV.

El desafío fue, una vez creado los planes de tratamiento de alta modulación, conseguir realizar un control de calidad específico a paciente (SPQA) adecuado a esta distribución heterogénea de dosis y a los altos gradientes de los mapas de fluencia asociados a la SFRT.

El protocolo de SPQA comprende además de las medidas de dosis absoluta en puntos discretos, la verificación de la coincidencia de los mapas de fluencia calculados frente a los medidos. Inicialmente, las pruebas se comenzaron a realizar mediante el uso de películas radiocrómicas. El método nos proporcionaba la resolución espacial requerida para los tratamientos de SFRT. No obstante, el tiempo requerido para su calibración y procesado era elevado, motivo por el cual decidimos buscar un método alternativo que, contando con una resolución espacial adecuada, consiguiera mejorar los tiempos de procesado.

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

Nuestro sistema de verificación estándar, la película radiocrómica, presenta una baja dependencia con el tamaño de campo, tasa de dosis media, energía y la incidencia oblicua del haz frente a la variación de la respuesta que pueden presentar las matrices de detectores.

Por lo tanto, nuestro primer reto fue verificar si el equipo elegido cumplía con estas características de estabilidad de la respuesta frente a estos parámetros, o en su defecto que las medidas eran corregidas mediante la aplicación de los factores correspondientes.

Así mismo, para poder dejar las películas en un segundo plano, nuestro siguiente paso fue comprobar que a pesar de la disminución de la resolución espacial del array frente a la placa radiocrómica, este sistema de medida generaba resultados semejantes.

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

Comparando ambos métodos, (película radiocrómica y array 2D), obtuvimos con el array valores de la función gamma más altos que con la película. Esto se tradujo en un aumento del número de planes de tratamiento medidos con el array clasificados como correctos, frente a los obtenidos con la película.

Para evaluar la capacidad del array de clasificar planes como correctos o incorrectos, se propuso la realización de una serie de pruebas de sensibilidad del detector. Se generaron planes con errores sistemáticos introducidos en la longitud de arco, posición de gantry, tamaño de campo y desplazamientos en las posiciones de las láminas. Los planes "incorrectos" medidos con el array y calculados se compararon con los planes de referencia sin errores. Tomando como referencia los resultados teóricos esperados, obtuvimos los valores de sensibilidad y especificidad de la prueba.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Por un lado, a partir del estudio de las características del array, se propone la necesidad de realizar un estudio previo a su utilización de cualquier equipo de medida dentro del contexto del SPQA para determinar los

límites de aplicación y la métrica más adecuada para la clasificación de planes. Y por ello, hemos implementado en nuestro servicio, basado en estas pruebas, un protocolo para determinar la fiabilidad de los equipos de medida dedicados al SPQA.

Como verificación final, realizamos un estudio sobre una serie de 17 pacientes reales tratados con SFRT en los que se compararon los resultados derivados de ambos sistemas de medida, al aplicar la métrica adecuada, los resultados obtenidos fueron comparables.

Por tanto, en el caso particular del equipo estudiado, hemos podido establecer su idoneidad para verificar tratamientos muy conformados con altos gradientes de dosis, como los alcanzados en SFRT, SBRT, SRS y en particular para radiocirugía de múltiples blancos tratados con un isocentro único.



XIORT-MC: A real-time MC-based dose computation tool for low-energy X-rays intraoperative radiation therapy

Ibáñez P, Villa-Abaunza A, Vidal M, Guerra P, Graullera S, Illana C, Udías JM

Med Phys 2021;48(12):8089-8106.

Paula Ibáñez

Nuclear Physics Group, EMFTEL and IPARCOS, CEI Moncloa, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España.

Instituto de Investigación Sanitaria del Hospital Clínico San Carlos, Madrid, Spain.

pbibanez@ucm.es

<https://doi.org/10.1002/mp.15291>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Este estudio fue motivado por la necesidad de crear una herramienta de cálculo de dosis para rayos X de baja energía que fuera ultra rápida y precisa (XIORT-MC) para ser incorporada en el planificador de radioterapia intraoperatoria *radiance*, desarrollado por la empresa GMV. La planificación en radioterapia intraoperatoria requiere el cálculo de dosis muy rápido, en fracciones de segundo, si es posible con la precisión del Monte Carlo, para poder así obtener y validar la planificación in situ tras la resección del tumor. Nuestra herramienta incluye dos algoritmos de cálculo de dosis basados en Monte Carlo: Un Monte Carlo acelerado y un algoritmo híbrido, implementados tanto en CPU como en GPU.

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

El mayor reto de este trabajo fue, a la hora de desarrollar el algoritmo híbrido, el de llevar al extremo los métodos de reducción de varianza con el fin de obtener dosis con poco ruido estadístico en el menor tiempo posible, manteniendo la misma precisión en la dosis del Monte Carlo estándar. El otro gran reto fue la implementación de dicho código en GPU para obtener distribuciones de dosis en menos de un segundo.

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

El resultado principal de este trabajo ha sido el desarrollo y validación del algoritmo híbrido de cálculo de dosis, mucho más rápido que un código Monte Carlo convencional gracias a sus métodos de reducción de varianza y la introducción de meta-historias, sin sacrificar la modelización en detalle de toda la física relevante. En CPU este código es entre 50 y 100 veces más rápido que un Monte Carlo convencional. En GPU, somos capaces de calcular distribuciones de dosis en situaciones realistas con la precisión de un Monte Carlo en menos de un segundo.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Con XIORT-MC se pueden calcular mapas de dosis de rayos X de baja energía en tiempo real y con la precisión del Monte Carlo. De hecho, una versión en CPU de dicho algoritmo ha sido incorporada en *radiance* como

motor de cálculo de dosis para el sistema Intrabeam y se ha distribuido en más de un centenar de hospitales en todo en mundo. Y estamos trabajando en el despliegue de la versión en GPU.



Embedded bleeding detector into a PMMA applicator for electron intraoperative radiotherapy

García-Gil R, Casans S, Navarro AE, García-Sánchez A-J, Rovira-Escutia JJ, García-Costa D, Sanchis-Sánchez E, Pérez-Calatayud I, Sanchís E
Phys Med 2022;94:35-42.

Enrique Sanchís Peris

Departamento de Ingeniería Electrónica, Universidad de Valencia, España.
enrique.sanchis@uv.es
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.12.018>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Este estudio es el último de una serie de cuatro trabajos dirigidos a intentar ayudar en uno de los problemas que se presentan en la clínica en radioterapia intraoperatoria con aceleradores de electrones. En lechos quirúrgicos muy vascularizados puede ocurrir que se produzca un sangrado y como consecuencia un error en la profundidad real alcanzada por los electrones en vez de la prescrita.

Para abordar la posibilidad de monitorizar esta situación, se desarrolló un detector capacitivo con su correspondiente electrónica de lectura, capaz de detectar niveles de fluidos de menos de cinco milímetros respecto de una condición de referencia. En este trabajo final, el objetivo ha sido construir el sistema de medida (detector, electrónica, alimentación y lectura inalámbricas) de forma completamente independiente del acelerador, quedando el sistema totalmente embebido en el propio aplicador plástico, en su pieza más próxima al paciente.

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

Las dificultades abordadas fueron principalmente:

1. La introducción de la parte electrónica en el aplicador de manera que no perturbase el haz, tanto en su aspecto terapéutico como en un potencial incremento de la dosis periférica, que es crítica para este acelerador LIAC HWL, que hace viable su uso en quirófanos convencionales. Para ello, ha sido fundamental la ayuda de PTW Iberia en la coordinación del vaciado de la parte superior del aplicador, así como la gentileza de Sordina en la cesión de aplicadores de diferente tamaño para el estudio.
2. La alimentación inalámbrica del circuito, logrando una configuración capaz de realizar y mantener la carga en tiempos compatibles con el acto clínico.
3. La realización de una aplicación para *Smartphone* con comunicación inalámbrica para la gestión de calibrados, situación de referencia y monitorización de posibles fluidos desde el exterior del quirófano.

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

Los resultados logrados en el estudio han sido excelentes en nuestra modesta opinión, resolviendo los planteamientos y objetivos previstos. Se ha obtenido una solución completamente inalámbrica e independiente del acelerador, implementada íntegramente en el aplicador. A su vez, esta modificación no afecta ni al haz clínico (cuya componente de electrones procedentes de la pared del aplicador es notable) ni a la dosis periférica, ni desde luego a su necesaria capacidad de esterilización.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Este trabajo completa la serie de estudios sobre la monitorización del posible sangrado. Pone de manifiesto que es posible, mediante una modificación mínima del interior del aplicador, incorporar un sistema de monitorización que evite las potenciales desviaciones debidas a sangrados en radioterapia intraoperatoria. El trabajo

demuestra esa posibilidad y deja la resolución en un estado de valoración por parte de la empresa fabricante de aplicadores, deseando su implementación clínica lo más próxima posible para aumentar la calidad y seguridad en determinados casos en el tratamiento de radioterapia intraoperatoria, que constituye una técnica y unos equipos que se están incorporando de forma importante en numerosos hospitales.

El grupo de autores también quiere mostrar su satisfacción por la enriquecedora experiencia de la colaboración entre universidad, empresas y hospitales, lo que demuestra una vez más que es una manera adecuada para obtener una combinación excelente de motivación, metodología, combinación de perspectivas, utilidad clínica, relevancia y producción científica.



Dictionary-based software for proton dose reconstruction and submillimetric range verification

Onecha VV, Galve P, Ibáñez P, Freijo C, Arias-Valcayo F, Sanchez-Parcerisa D, España S, Fraile LM, Udías JM
Phys Med Biol 2022 9;67(4). 045002.

Víctor V Onecha

Grupo de Física Nuclear, EMFTEL & IPARCOS, Universidad Complutense de Madrid, CEI Moncloa, Madrid, España

Instituto de Investigación Del Hospital Clínico San Carlos (IdISSC), Ciudad Universitaria, Madrid, España.

vicvalla@ucm.es

<https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac4efc>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En el Grupo de Física Nuclear (GFN) de la Universidad Complutense de Madrid, estamos trabajando en un proyecto cuyo objetivo final es la verificación de la dosis depositada en un paciente en tiempo real durante un tratamiento de protonterapia. Para ello pretendemos usar la distribución de isótopos beta+ (producida por los protones) que podemos medir usando un sistema PET para estimar la dosis depositada a partir de ella.

La motivación de este trabajo nace de la necesidad de un programa que pueda hacer dicha transformación de forma rápida y precisa.

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

El mayor reto que teníamos por delante cuando nos propusimos desarrollar este programa fue el de encontrar un algoritmo reconstructor que satisficiera todas las necesidades que queríamos. Existen diferentes propuestas anteriores a la nuestra, pero ninguna cumplía los requisitos que necesitábamos:

1. Velocidad de ejecución prácticamente inmediata.
2. Dosis estimada independiente del ruido de la imagen PET que se emplea como Input.

Además, durante el desarrollo de este programa nos encontramos dificultades en la implementación de nuestro algoritmo en GPU, ya que es necesario disponer de una base de datos de un tamaño considerable. Gran parte del tiempo de desarrollo de este trabajo se centró en la manera de combinar el algoritmo y la base de datos en la GPU, buscando la opción cuyo compromiso entre calidad de resultados, tiempo de ejecución y tamaño de la base de datos fuese la óptima.

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

Hemos conseguido desarrollar una herramienta capaz de estimar la dosis depositada a partir de imágenes PET en menos de 1 segundo y con un detalle y precisión tal, que nos permite predecir el rango del protón en el paciente con un error inferior al mm. Además, hemos probado este método sobre situaciones clínicas realistas en las que hemos obtenido resultados muy prometedores.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En este trabajo presentamos una herramienta muy prometedora para poder hacer un seguimiento *in-vivo* de la dosis depositada durante un tratamiento de protonterapia. Este seguimiento permitiría identificar fallos o desviaciones en el tratamiento con respecto a lo planeado y así evitar erróneas deposiciones de dosis que podrían tener un impacto negativo en el paciente.

De la misma manera, esto podría abrir la posibilidad de usar PTV más compactos al tumor y no tener en cuenta ciertas incertidumbres que se podrían identificar durante la irradiación del paciente.



A novel range telescope concept for proton CT

Granado-González M, Jesús-Valls C, Lux T, Price T, Sánchez F
Phys Med & Biol 2022;67(3). 035013.

César Jesús-Valls

Institut de Física d'Altes Energies (IFAE) — The Barcelona Institute of Science and Technology (BIST), Campus UAB, E-08193 Bellaterra (Barcelona), España.

cjesus@ifae.es

<https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac4b39>

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

El estudio empezó en 2020 como resultado de los contactos entre investigadores especialistas en el desarrollo de instrumentos para realizar tomografía computerizada de protones (TCP) e investigadores centrados en el estudio de la física de neutrinos. Tras estos contactos iniciales, nos percatamos de que recientes avances técnicos desarrollados para mejorar los actuales detectores de neutrinos, con algunas modificaciones, podrían superar las actuales limitaciones de los aparatos existentes para realizar TCP. Más concretamente, nos propusimos desarrollar un detector capaz de medir la energía de los protones con una resolución mejor que el 1% a un precio de coste asequible y que fuese capaz de operar a ritmos de medida sin precedentes, hasta dos órdenes de magnitud superiores a los de las alternativas actuales.

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

El trabajo está basado puramente en simulaciones numéricas las cuales pretenden recrear al detalle todos los elementos relevantes del sistema a fin de evaluar sus propiedades y su potencial médico. Las simulaciones numéricas son corrientes en el mundo de la física de partículas y han sido comprobadas en múltiples experimentos. En ese sentido, gran parte de los esfuerzos se centraron en desarrollar tal simulación; en asegurar su correcto funcionamiento y en encontrar las métricas más relevantes a fin de estudiar el verdadero potencial del sistema con tan pocas asunciones e idealizaciones como fuera posible.

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

Los resultados del estudio sugieren un enorme potencial para esta tecnología. Se espera sea capaz de generar imágenes de altísima calidad trabajando en condiciones clínicas realistas y a un precio de producción competitivo. De confirmarse experimentalmente las predicciones de las simulaciones, esta tecnología puede ser clave para convertir la TCP en una técnica cotidiana de imagen. Este avance sería de enorme relevancia para la utilización de la radioterapia de protones (RP) como alternativa terapéutica, una posibilidad con capacidad para mejorar el tratamiento de una fracción significativa de los pacientes oncológicos.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Este estudio es el primer paso hacia la validación y el desarrollo de esta nueva tecnología. Confirmadas las excelentes perspectivas ofrecidas por las simulaciones el siguiente paso consistirá en construir un primer prototipo y demostrar experimentalmente su viabilidad.

¿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.

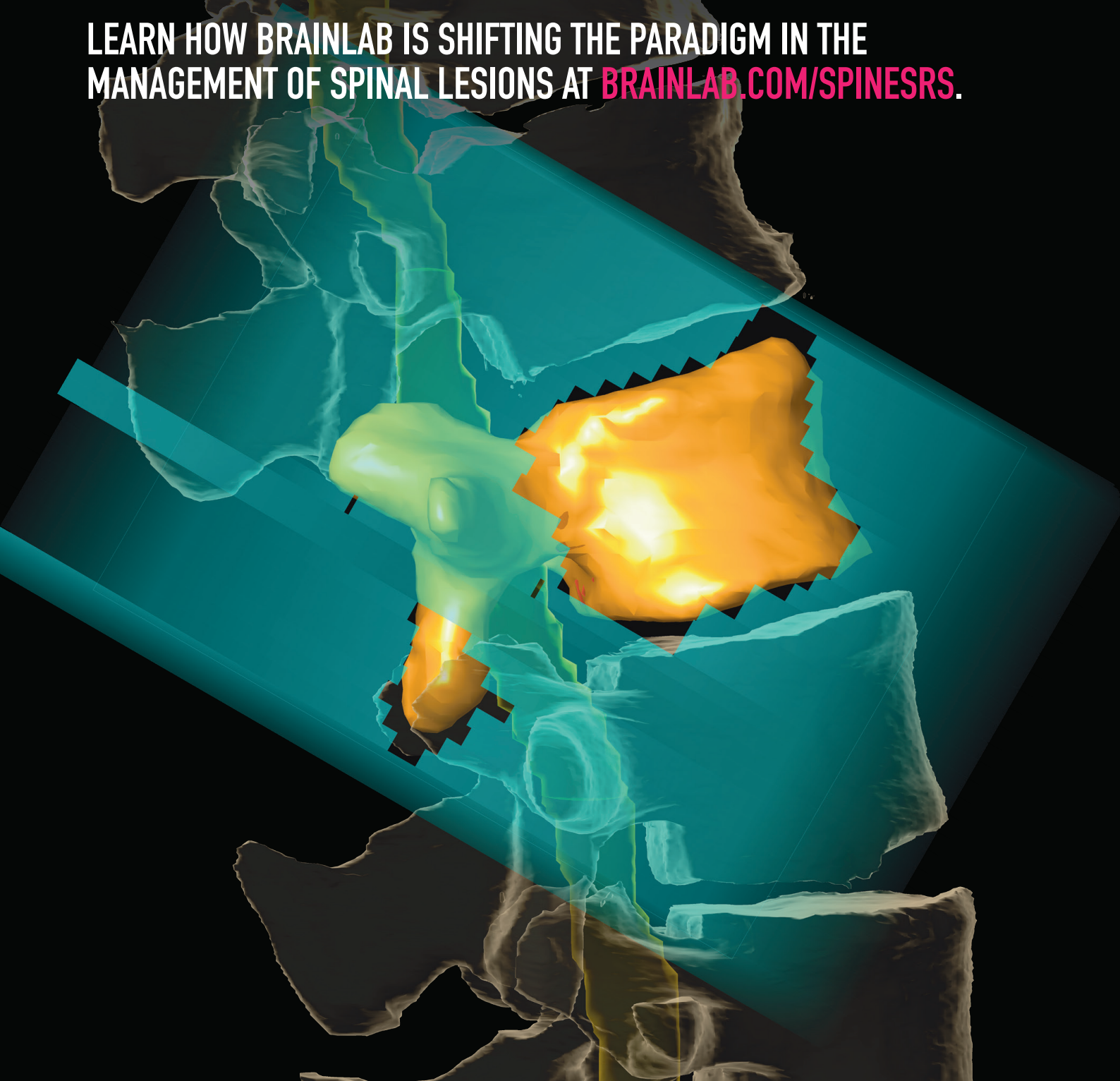
***Porque nuestras innovaciones se inspiran en usted.**

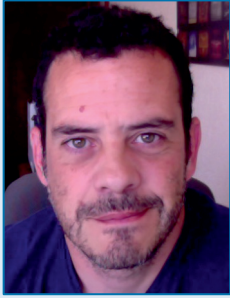
PHILIPS
sense and simplicity



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).





Reseñas de tesis doctorales

Diego García Pinto*

Comité de Redacción.

En este nuevo número os traemos la sección de reseñas de tesis con cuatro trabajos que fueron defendidos a lo largo del año 2021. Son de una calidad excelente por lo que os animo a todos a que leáis la sección.

Ober Van Gómez nos presenta su trabajo en el estudio de la posibilidad de relacionar la heterogeneidad tumoral, evaluada mediante análisis de textura, de imágenes 18F-FDG-PET/CT, con parámetros metabólicos y estadificación patológica. De este modo el uso de características cuantitativas extraídas de las imágenes y que den cuenta de esta heterogeneidad tumoral, podría permitir mejorar el poder predictivo de las imágenes médicas en oncología.

El trabajo de Samuel Ruiz consistió en el desarrollo y validación de un modelo que permita describir el crecimiento de esfereoides tumorales multicelulares utilizando herramientas Monte Carlo sencillas, de este modo sería posible analizar la diferencia entre los distintos esquemas de fraccionamiento en radioterapia y a su vez, poder comparar las capacidades predictivas de modelo de crecimiento clásicos.

Guadalupe Martín nos trae la investigación desarrollada sobre un método para abordar las limitaciones relativas al algoritmo de cálculo y a la calibración del haz en los tratamientos de radioterapia del cáncer de cabeza y cuello. Con este fin, se evaluó el aumento de exactitud de la dosis resultante de emplear el algoritmo avanzado AcurosXB con respecto al Algoritmo Analítico Anisotrópico. Sus resultados permitirían optimizar el procedimiento de calibración del haz y de este modo reducir sus incertidumbres.

Por último David Sevillano nos describe el trabajo realizado cuyo objetivo es posibilitar el trato individualizado de los pacientes en dos ámbitos: Radioterapia fraccionada y Radioterapia estereotáxica corporal. Para ello han desarrollado una serie de métodos que permite aplicar distintos protocolos de colocación del paciente y de caracterización y parametrización de las curvas de respiración. Los métodos propuestos permiten reducir los procedimientos de imagen e incluir el efecto de las variaciones inter e intrafracción del movimiento tumoral debido a la respiración.

Como en número anteriores, me gustaría dar la enhorabuena a los nuevos doctores y darles las gracias por compartir con nosotros su trabajo. Somos conscientes de que no se han incluido todas las tesis defendidas en el 2021, pero haremos todo lo posible para que aparezcan en el siguiente.

Un saludo a tod@s.

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



Heterogeneidad tumoral en imágenes PET-CT / Tumor heterogeneity in PET-CT images

Autor: Ober Van Gómez López

Directores: Joaquín López Herraiz, José Manuel Udías Moinelo

Lectura: 28/01/2021. Universidad Complutense de Madrid.

El cáncer es una de las principales causas de morbilidad y mortalidad a nivel mundial. Los más frecuentes son el carcinoma de pulmón de células no pequeñas (NSCLC) y el de mama. La heterogeneidad tumoral (HT) está implicada en el fracaso terapéutico de estos y otros tumores, con peores resultados clínicos para tumores que son más heterogéneos. Esta heterogeneidad permite delimitar subregiones tumorales con diferente comportamiento biológico, las cuales se pueden apreciar en las imágenes médicas, tal como la tomografía por emisión de positrones / tomografía computarizada con fluorodesoxiglucosa (^{18}F -FDG-PET/CT), que usualmente usa la mera inspección visual o parámetros metabólicos semicuantitativos tales como el valor de captación estándar máximo (SUV_{máx}) o volumen tumoral metabólico; los cuales aunque tienen valor pronóstico en varios cánceres, no dan cuenta de la HT. Sin embargo, el uso de características cuantitativas extraídas de las imágenes ^{18}F -FDG-PET/CT y que den cuenta de esta HT, podría permitir mejorar el poder predictivo de las imágenes médicas en oncología.

Por otro lado, una inspección visual y semicuantitativa de la ^{18}F -FDG-PET/CT es útil en la diferenciación entre nódulos pulmonares solitarios (NPS) malignos y benignos; reduciendo así, el número de pacientes que van a biopsias quirúrgicas innecesarias. Aquí nuevamente, el uso de características cuantitativas derivadas de la imagen podría ayudar a construir modelos con mayor capacidad de predicción; lo cual es de gran importancia clínica.

El proceso de extraer y relacionar características de imagen (CI) con variables clínicas o biológicas se denomina "Radiómica". Algunos parámetros radiómicos como la textura, se han relacionado directamente con la HT. Esta tesis investigó las relaciones entre HT, evaluada mediante análisis de textura (AT) de imágenes ^{18}F -FDG-PET/CT, con parámetros metabólicos y estadificación patológica según el Joint Committee on Cancer (AJCC) en pacientes con NSCLC. También se exploró el rendimiento diagnóstico de diferentes criterios metabólicos, morfológicos y clínicos para la clasificación del NPS. Además, se usaron CI extraídas de estudios ^{18}F -FDG-PET/CT de pacientes con cáncer de

mama recurrente/metastásico, para construir modelos predictivos de la respuesta a la quimioterapia; combinando varios métodos de selección de características y clasificadores de aprendizaje automático (machine learning). Para esto, se registraron variables como edad, sexo, características histopatológicas, estadio tumoral y respuesta al tratamiento. Las lesiones se segmentaron para obtener volúmenes de interés (VOI), que permitieron extraer parámetros metabolismo y texturales. En los pacientes con NSCLC se buscaron correlaciones estadísticas entre las diferentes variables. Para clasificar los NPS se utilizó una inspección visual (captación de ^{18}F -FDG o no) y varias combinaciones de tamaño del nódulo y SUV_{máx} y se construyó un modelo predictivo de regresión logística. Las pacientes con cáncer de mama se clasificaron como respondedoras o no al tratamiento; de acuerdo con los criterios PET de respuesta en tumores sólidos (PERCIST). Los resultados del estudio mostraron que la HT en NSCLC se correlaciona con los parámetros metabólicos, y ambos a su vez, se asocian con el diámetro macroscópico del tumor y la estadificación AJCC (factor clínico pronóstico importante). Algunas características de textura no tienen una relación lineal con los parámetros metabólicos, haciéndolas más sensibles a la definición del volumen tumoral; lo que debe tenerse en cuenta antes de introducirlos en la práctica clínica. En pacientes con SPN, los métodos semicuantitativos no mejoraron la sensibilidad del análisis visual (Se = 95%), el cual tiene sin embargo una especificidad muy limitada. El modelo logístico desarrollado alcanzó el mejor rendimiento diagnóstico global (Se = 87.5% y Sp = 46.7%), este a diferencia de otros, utilizó la variable SUV_{máx}, que resultó ser una variable independiente para predecir malignidad. Los modelos radiómicos pudieron predecir la respuesta al tratamiento en pacientes con cáncer de mama recurrente o metastásico. De los cuales, la combinación entre el método de selección de variables LASSO* y el clasificador de aprendizaje automático Random Forest tuvo el rendimiento predictivo más alto en la cohorte de validación (0.91±0.05), aunque otras

* Operador de Selección y Contracción Mínima Absoluta.

combinaciones también mostraron un rendimiento significativo. Esta investigación comparativa puede ser una referencia importante en la identificación de métodos de aprendizaje automático confiables y efectivos

para el pronóstico basado en radiómica en esta clase de pacientes, mostrando el gran potencial de la radiómica con PET/TC.



Modelo computacional de esferoides tumorales multicelulares

Autor: Samuel Ruiz Arrebola

Directores: Damián Guirado Llorente, Mercedes Villalobos Torres

Lectura: 26/07/2021. Universidad de Granada.

Propósito

El objetivo de este trabajo fue el desarrollo y validación de un modelo en red basado en agentes que describiera el crecimiento de esferoides tumorales multicelulares utilizando herramientas Monte Carlo sencillas, que también simulase la evolución de estos esferoides cuando son irradiados, y que nos permitiese analizar la diferencia entre distintos esquemas de fraccionamiento en radioterapia en diferentes situaciones, además de poder comparar las capacidades predictivas de diferentes modelos matemáticos de crecimiento clásicos.

Métodos

El modelo computacional consta de celdas situadas en los vértices de una cuadrícula cúbica. Se incluyen diferentes estados celulares (proliferativo, hipóxico y muerte celular), reglas de evolución celular gobernadas por 14 parámetros y la influencia de la distancia al medio de cultivo. Se cultivaron alrededor de 200 esferoides de la línea celular de cáncer de mama humano MCF-7; parte de ellos fueron irradiados a diferentes dosis y otros fueron usados como datos de control. Los datos experimentales se utilizaron para ajustar los parámetros en el proceso de sintonización del modelo y para su validación. Como aplicación, reproducimos micro metástasis de cáncer de mama a partir de una imagen de microscopio, y las simulaciones de su evolución nos permitieron comparar su crecimiento con el de agregados tumoral del mismo número de células iniciales. Estas metástasis y agregados fueron sometidos a diferentes esquemas de fraccionamiento. Además, usamos los esferoides simulados como datos pseudo-experimentales para estudiar tanto la capacidad

predictiva como retrospectiva (ajustando a la totalidad de las curvas de crecimiento y también a parte de ellas) de los modelos clásicos de crecimiento exponencial, Gompertz, logístico, potencial y Bertalanffy.

Resultados

Los esferoides simulados mostraron características de crecimiento y estructurales, como el tamaño de las diferentes regiones en las que se dividen (proliferativa, hipóxica y núcleo necrótico), que se corresponden con los esferoides experimentales. Además, la relación entre el radio del núcleo necrótico y el radio total del esferoide, así como el número de células, proliferativas e hipóxicas, en función del volumen, coinciden para los esferoides experimentales y simulados. La variabilidad estadística del modelo Monte Carlo no describió todo el rango de volúmenes observados para los esferoides experimentales. Suponiendo que los parámetros del modelo varían dentro de distribuciones gaussianas, se obtuvo una muestra de esferoides que sí reproducía los hallazgos experimentales. Los esferoides irradiados simulados también mostraron un crecimiento adecuado desde el día de la irradiación, imitando razonablemente el crecimiento de los esferoides experimentales. La fracción de supervivencia calculada de los esferoides simulados muestra muy buena concordancia con los datos experimentales. En las simulaciones de patrones reales de micrometástasis, hemos observado diferencias en su evolución tras someterse a diferentes esquemas de fraccionamiento, respecto a agregados únicos de igual número de células. En cuanto a los modelos clásicos, el modelo de Gompertz proporcionó los mejores ajustes para todas las curvas de crecimiento, es decir resultó ser el que tenía las mejores

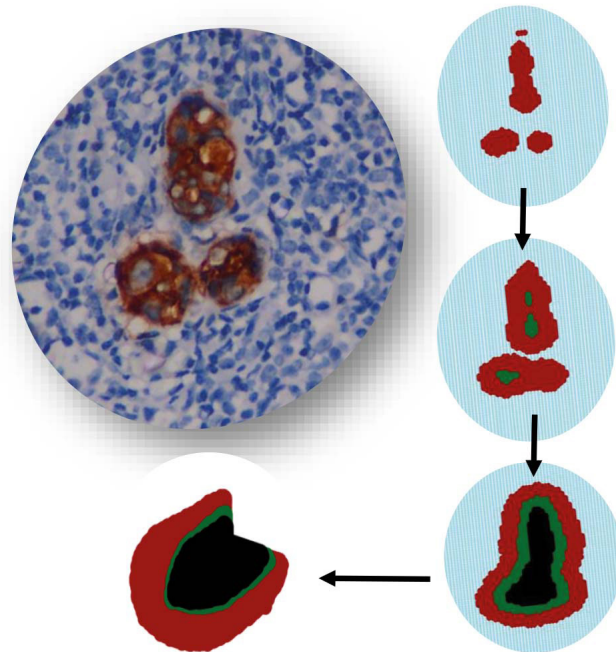


Fig. 1. La imagen superior izquierda muestra un grupo de tres micrometástasis de una paciente con carcinoma de mama. El tamaño del grupo de micrometástasis es de 1.7 mm. El resto de imágenes muestran la simulación mediante el modelo computacional de la micrometástasis. Pueden verse tres etapas diferentes de crecimiento en imágenes 2D y una imagen 3D, imagen inferior izquierda, de las últimas etapas de crecimiento.

capacidades para describir los datos de crecimiento simulados, arrojando un mejor valor promedio de χ^2 por grado de libertad, un orden de magnitud menor que los encontrados para los otros modelos. Los modelos de Gompertz y Bertalanffy dieron una capacidad de predicción retrospectiva similar. En lo que se refiere al poder de predicción prospectivo, el modelo de Gompertz mostró, con mucho, el mejor desempeño.

Conclusiones

El modelo desarrollado permite describir el crecimiento de esferoides tumorales multicelulares *in vitro*, incluso si son sometidos a irradiación. Reproduce muy bien la variabilidad experimental y permite aumentar el período de seguimiento con respecto a los períodos habituales en los experimentos. La flexibilidad del modelo permite variar tanto los agentes implicados (tipos de células, características del medio, etc.) como las reglas que rigen el crecimiento del esferoide. Se pueden estudiar situaciones más generales, por ejemplo, vascularización tumoral, efectos de la radioterapia sobre tumores sólidos o la validez de los modelos matemáticos de crecimiento tumoral. De todos los modelos analizados, el modelo de Gompertz muestra

el mejor poder predictivo. La flexibilidad del modelo también permite reproducir diferentes patrones de micro metástasis y tumores localizados, y someterlos a diferentes fracciones de radioterapia. Se han encontrado diferencias en el comportamiento de metástasis y agregados irradiados. Conclusiones: El modelo desarrollado permite describir el crecimiento de esferoides tumorales multicelulares *in vitro*, incluso si son sometidos a irradiación. Reproduce muy bien la variabilidad experimental y permite aumentar el período de seguimiento con respecto a los períodos habituales en los experimentos. La flexibilidad del modelo permite variar tanto los agentes implicados (tipos de células, características del medio, etc.) como las reglas que rigen el crecimiento del esferoide. Se pueden estudiar situaciones más generales, por ejemplo, vascularización tumoral, efectos de la radioterapia sobre tumores sólidos o la validez de los modelos matemáticos de crecimiento tumoral. De todos los modelos analizados, el modelo de Gompertz muestra el mejor poder predictivo. La flexibilidad del modelo también permite reproducir diferentes patrones de micro metástasis y tumores localizados, y someterlos a diferentes fracciones de radioterapia. Se han encontrado diferencias en el comportamiento de metástasis y agregados irradiados.



Incremento de exactitud en la dosis en tratamientos de ORL mediante el algoritmo Acuros y calibración optimizada del haz sin filtro aplanador

Autor: Guadalupe Martín Martín

Director: Eduardo Guibelalde del Castillo

Lectura: 20/12/2021. Universidad Computense de Madrid.

La Radioterapia Externa es un componente crucial en el tratamiento de los cánceres de la región de Cabeza y Cuello (ORL). Una de las opciones para aumentar la efectividad del tratamiento radioterápico es incrementar la exactitud de la dosis, ya que existe una relación directa entre dicho aumento y la tasa de curación de tumores en fase temprana. La mayoría de los algoritmos de cálculo de dosis actuales son incapaces de calcular con exactitud la dosis en las zonas de alta heterogeneidad presentes en esta localización. Asimismo, la introducción de tecnologías avanzadas, como la de aceleradores con haces sin filtro aplanador (FFF), puede suponer una opción superior para estos tratamientos por su capacidad de reducir el tiempo de tratamiento y la radiación de fuga en los/as pacientes. Sin embargo, la elevada tasa de dosis que producen estos haces y el perfil en forma de pico de su haz de radiación, dan lugar a un aumento de los efectos de recombinación de iones y de volumen parcial en las

cámaras de ionización, que pueden afectar la exactitud de su calibración. La presente tesis doctoral investiga un método para abordar las limitaciones relativas al algoritmo de cálculo y a la calibración del haz en los tratamientos de radioterapia del cáncer de ORL que emplean la técnica de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) y haces sin filtro aplanador. Para este propósito se evaluó el aumento de exactitud de la dosis resultante de emplear el algoritmo avanzado AcurosXB (AXB) en lugar del Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA), comúnmente empleado en los tratamientos actuales, y de optimizar el procedimiento de calibración del haz a fin de reducir sus incertidumbres. Para ello se realizó un estudio retrospectivo con 20 pacientes de cáncer de ORL a los que se les aplicó el cambio de algoritmo (del AAA al AXB) y una calibración del haz FFF más robusta que la calibración de dosis estándar. Los resultados mostraron un incremento en la exactitud de la dosis en torno a un 3% y una infradosificación en

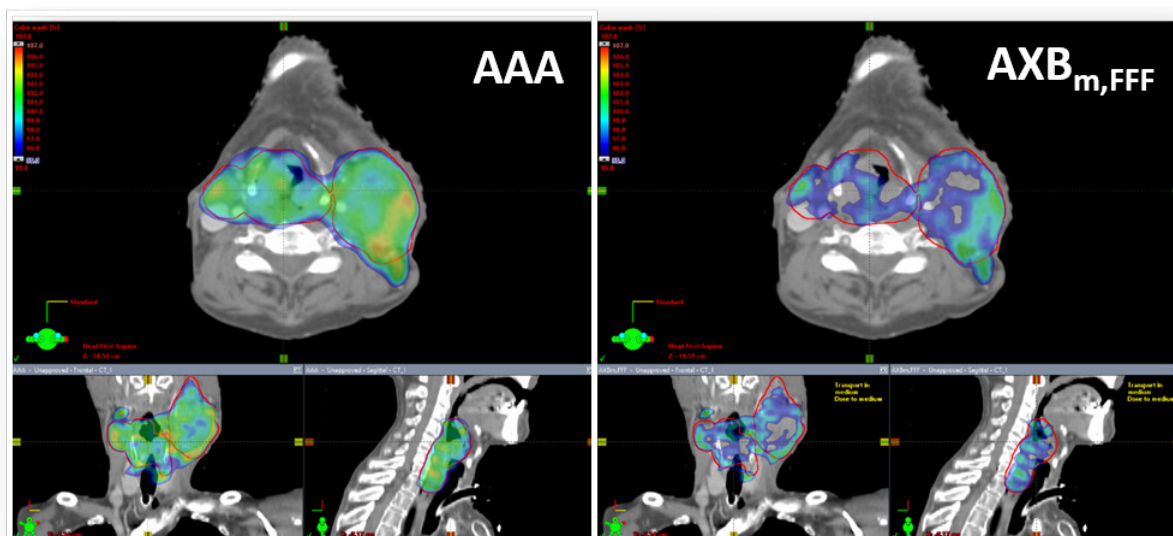


Fig. 1. Ejemplo ilustrativo de la reducción significativa de la cobertura tumoral por la isodosis del 95% de la dosis de prescripción al cambiar del algoritmo AAA al algoritmo AXBm y aplicar las correcciones adicionales propuestas en la calibración del haz FFF.

el tumor de hasta un 6% al aplicar dicha metodología. Se recomienda, por tanto, cambiar del algoritmo AAA al algoritmo AXB, en su modo de notificación de dosis al medio, y aplicar las correcciones adicionales propuestas para la calibración del haz FFF en los tratamientos del cáncer de ORL que empleen dicha tecnología. Esto

garantizará un incremento en la exactitud de la dosis de aproximadamente un 3%, un aumento similar de la dosis del tratamiento y una mayor fiabilidad en los ensayos clínicos en los que se basan las decisiones para futuros pacientes.



Estudio y caracterización de las incertidumbres geométricas presentes en el proceso radioterápico. Manejo individualizado de las incertidumbres

Autor: David Sevillano Martínez

Directores: Margarita Chevalier del Río, Feliciano García Vicente

Lectura: 17/12/2021. Universidad Complutense de Madrid.

En el tratamiento radioterápico aparecen múltiples incertidumbres que limitan su precisión. Dependiendo del tipo de tratamiento y de su localización, las fuentes de incertidumbre y la manera de manejarlas diferirán.

En tratamientos convencionales es posible caracterizar la población de pacientes para obtener los márgenes necesarios entre el volumen blanco clínico (CTV en sus siglas en inglés) y el volumen blanco de planificación (PTV, en sus siglas en inglés) de cara a asegurar un correcto cubrimiento del tumor. Esta metodología realiza generalidades sobre nuestra población que implican sobreestimaciones en la cobertura obtenida.

En el caso de tumores afectados por el movimiento respiratorio, la práctica general es utilizar un volumen intermedio entre el CTV y PTV, llamado volumen blanco interno (ITV en inglés), que representa la envolvente de todas las posiciones en las que se puede encontrar el tumor.

La definición de ITV depende de la tecnología disponible, pudiendo hacerse mediante imágenes TC en fases forzadas de inspiración y espiración (TCIE) o mediante TC 4D. En el primer caso, se pueden originar errores debido al estado no natural de respiración al que se somete al paciente. En el segundo caso, las variaciones inter e intrafracción del movimiento respiratorio disminuyen su eficacia, no existiendo ningún método que permita incluir estos efectos en la definición de ITV.

Esta tesis propone métodos para la caracterización de la población de pacientes y para posibilitar el trato individualizado de los pacientes en dos ámbitos: Radioterapia fraccionada y Radioterapia estereotáxica corporal (SBRT en sus siglas en inglés).

Así, se desarrolló un método basado en estadística de Bayes que permite aplicar distintos protocolos de colocación del paciente dependiendo de su reproducibilidad en el posicionamiento. De esta manera, es posible decidir qué pacientes deben ser sometidos a correcciones diarias durante el tratamiento y en cuáles es posible aplicar un protocolo offline. Este método permite reducir los procedimientos de imagen entre un 25% y un 40% dependiendo de la localización a tratar y de los márgenes aplicados.

En el ámbito de la SBRT se realizaron dos acciones: proponer un método de definición de ITV basado en imágenes planares y presentar un método que permita caracterizar y parametrizar las curvas de respiración obtenidas. Al poder parametrizar el movimiento respiratorio, será posible incluir variaciones inter e intrafracción del movimiento respiratorio que pueden tener gran incidencia en la definición de ITV. En la primera se emplearon imágenes fluoroscópicas planares obtenidas mediante el equipo de CBCT para obtener el movimiento tumoral y se comparó con la amplitud de movimiento observada con el TCIE. Entre ambos métodos se encontraron grandes variaciones en la definición de ITV (diferencias de más de 5mm en el 49% de los pacientes).

Finalmente, se caracterizaron las curvas respiratorias obtenidas mediante imágenes planares mediante dos métodos: uno basado en funciones coseno, y mediante la transformada discreta de coseno (DCT).

Esta caracterización permite incluir variabilidades del movimiento respiratorio susceptibles de ocurrir durante el tratamiento y así estimar el ITV que sería necesario para asegurar una correcta cobertura del tumor.

Se encontró que la DCT es capaz de reproducir la distribución de posiciones del tumor correctamente. Asimismo, la variabilidad de la posición base del tumor es responsable de los mayores incrementos en el ITV (40% en comparación con el 9% del que es causante la variabilidad de la amplitud). Por otro lado, estos incrementos no son uniformes a lo largo de nuestra población siendo, por tanto, muy dependientes de las características individuales de cada paciente.

En esta tesis se concluyó, por tanto, que es posible en radioterapia externa fraccionada caracterizar

a nuestra población de pacientes de manera que podamos aplicar la estrategia más apropiada a cada paciente permitiendo una gestión de los recursos más eficiente. Asimismo, se demuestra que la definición de ITV a partir de TCIE no representa correctamente el movimiento real del tumor. Por último, se ha desarrollado un método que permite, basado en datos de nuestra población, incluir el efecto de las variaciones inter e intrafracción del movimiento tumoral debido a la respiración en la definición de ITV del paciente.

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.

Seguindo 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.



Sociedad Española de Física Médica

Sociedad Española de Física Médica (SEFM)

BOLETÍN DE AFILIACIÓN

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

APELLIDOS	
NOMBRE	FECHA DE NACIMIENTO
NIF N°	TÍTULO ACADÉMICO

DOMICILIO PARTICULAR

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

CENTRO DE TRABAJO

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

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"/>	CODIGO OFICINA	<input type="text"/>
DIGITO DE CONTROL	<input type="text"/>	N° DE CUENTA	<input type="text"/>

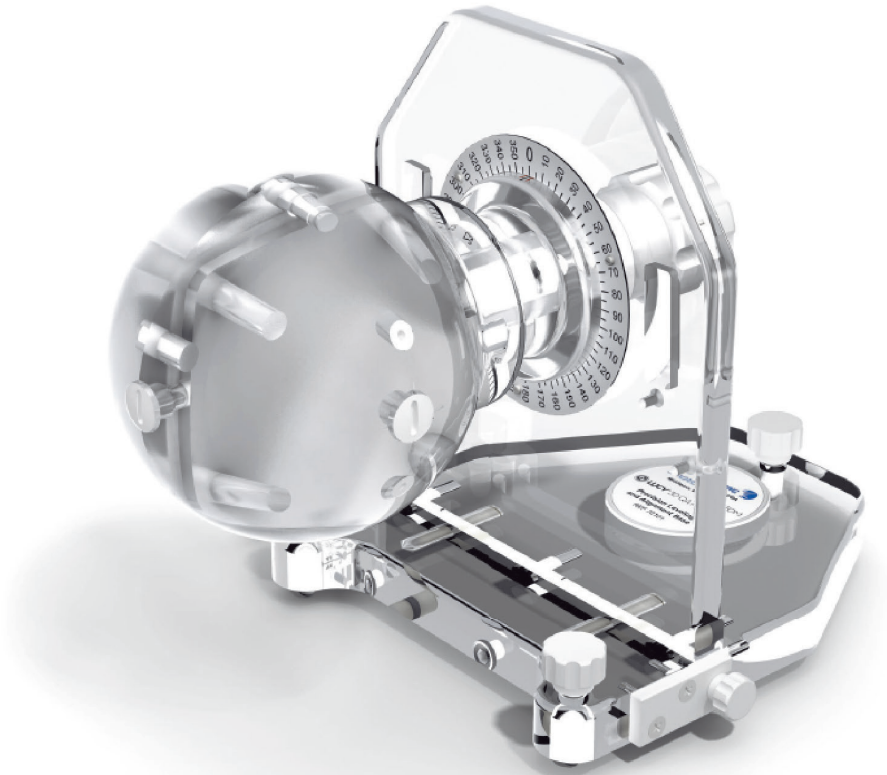
Secretaría Técnica SEFM
Plaza Alqueria de la Culla, 4. Oficina 804
46910 Alfafar (Valencia)
Tel. 960 11 06 54
e-mail: secretaria@sefm.es

FIRMADO:



RADIAPROT

HEALTHCARE RADIATION

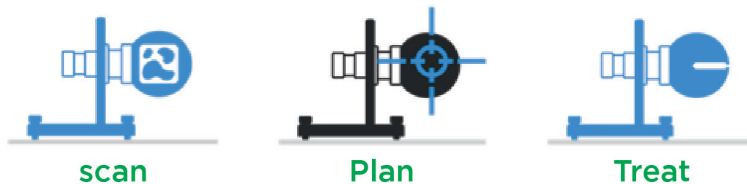


MANIQUI DE CONTROL DE CALIDAD **LUCY 3D DE STANDARD IMAGING**

Control de calidad en Estereotaxia sin parangón.

Una exactitud de 0,1 mm minimiza cualquier error en cada paso de la cadena de control de calidad en radiocirugías.

El maniquí Lucy 3D incluye una gran cantidad de insertos que permiten optimizar su uso en cualquier paso del proceso de control de calidad. Dichos insertos permiten su colocación precisa, adquisición de imágenes en CT o RM y su posterior fusión, planificaciones muy seguras y verificación disimétrica mediante detectores o película.



+34 915 10 40 79 - info@radiaprot.com
www.radiaprot.com

Entidades Asociadas

MIEMBROS ORO

VARIAN

SIEMENS HEALTHINEERS

MIEMBROS PLATA

BRAINLAB

EMSOR

PTW

PHILIPS

CANON MEDICAL

RADIAPROT

BAYER

APLICACIONES TECNOLÓGICAS

MIEMBROS BRONCE

AGFA

ELEKTA

BIOTERRA

FUJIFILM

GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE

TÉCNICAS RADIOFÍSICAS

ECKERT&ZIEGLER

TECNASA

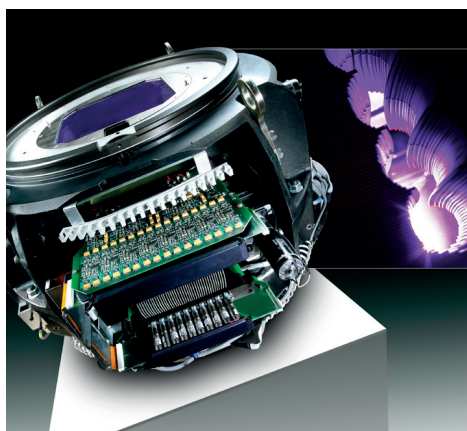
LORCA MARÍN

DTA

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





Vaya más allá

Diseñada para aumentar la capacidad, la flexibilidad y la eficiencia de la radioterapia, la terapia Ethos™ transforma el tratamiento contra el cáncer.

La terapia Ethos, la solución Adaptive Intelligence™ de Varian, es un avance revolucionario en la terapia adaptativa que le permite ir más allá de lo que creía que podía conseguir en la lucha contra el cáncer. Ethos le permite **ver más...** para poder **saber más...** y está diseñada para ayudarle a **tratar el cáncer con más precisión...** y poder adaptar y personalizar el tratamiento de cada paciente, cada día.

Pruebe la terapia Ethos en varian.com/ethos y vaya más allá en su capacidad para tratar a cada paciente.

Información sobre seguridad: la radiación puede provocar efectos secundarios y no ser adecuada para todos los tipos de cáncer. Si desea más información, visite www.varian.com/safety.

© 2019, 2020 Varian Medical Systems, Inc., Varian y Varian Medical Systems son marcas registradas de Varian Medical Systems, Inc. y Adaptive Intelligence y Ethos son marcas de Varian Medical Systems, Inc.

varian

ETHOS™

Índice

Editorial	9
Artículos científicos	
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 <i>David García Riñón, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Raúl Sánchez López, Moisés Sáez Beltrán</i>	11
Estudio piloto de una auditoría postal dosimétrica para radioterapia en condiciones de referencia <i>M^a Carmen Pujades-Claumarchirant, Cristian Candela-Juan, Laura Oliver-Cañamás, Ángela Soriano-Cruz, Juan José Rovira-Escutia, Facundo Ballester-Pallarés</i>	27
Informes	
Informe del Grupo de Trabajo de la SEFM sobre Radioterapia Guiada por Superficie (SGRT): Procedimientos recomendados para la aceptación y puesta en funcionamiento <i>Ruth Rodríguez Romero, Daniel Zucca Aparicio, Miguel Ángel de la Casa de Julián, Víctor Díaz Pascual, Iago González Vecín, Olivia Jordi Ollero, Benigno Barbés Fernández</i>	35
Revisión de artículos	83
Reseñas de tesis doctorales	93

