

Comisionado de un MR-linac Elekta Unity

Commissioning of an MR-linac Elekta Unity

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

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

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

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

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

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

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

1. Introducción

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

2. Material y métodos

2.1. Descripción del MR-linac Unity

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

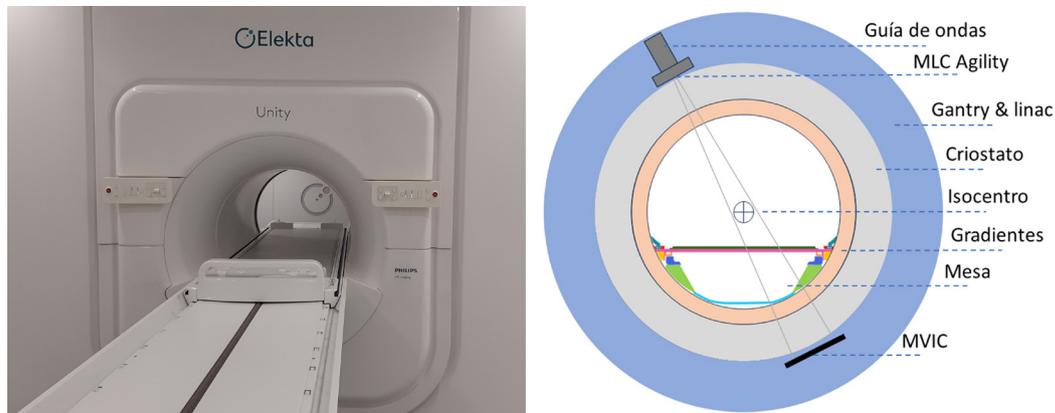


Fig. 1. Fotografía y esquema de la zona central del Elekta Unity.

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

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

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

2.2. Medidas principales del comisionado

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

2.3. Elementos mecánicos

2.3.1. Ángulo de Gantry

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

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

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

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

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

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

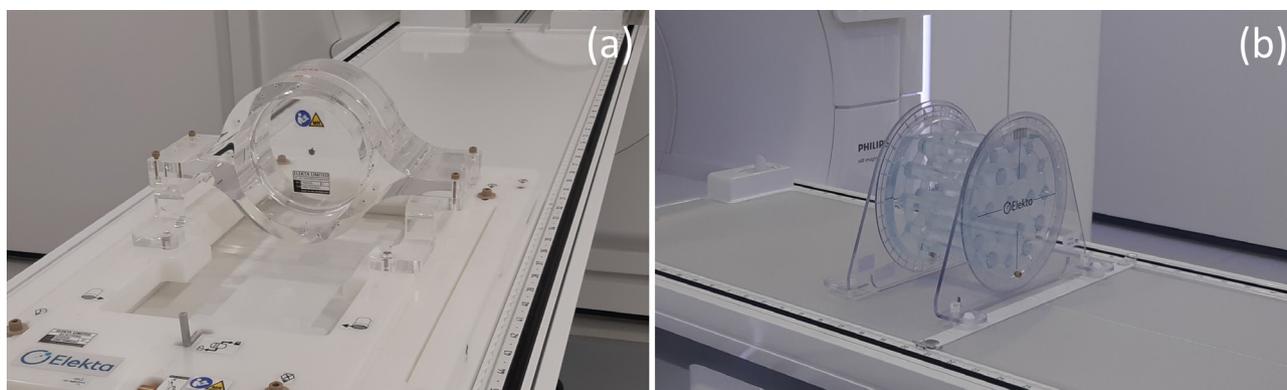


Fig. 2. Maniqués de alineación de MV (a) y maniquí MR-to-MV (b).

2.3.2. Isocentro de radiación

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

2.3.3. Coincidencia isocentro RM-MV

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

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

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

2.3.4. Exactitud de la posición del MLC

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

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

2.4. Resonancia Magnética

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

2.4.1. Precisión geométrica 3D

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

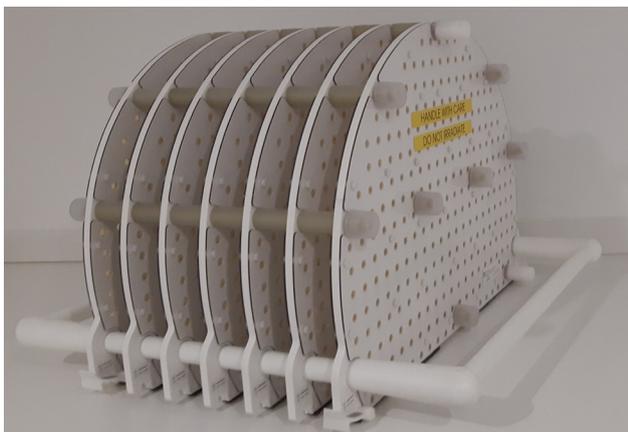


Fig. 3. Maniquí de precisión geométrica 3D.

en el interior de los volúmenes predefinidos alrededor del isocentro.

2.4.2. Calidad de imagen

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

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

2.5. Dosimetría

2.5.1. Atenuación del criostato

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

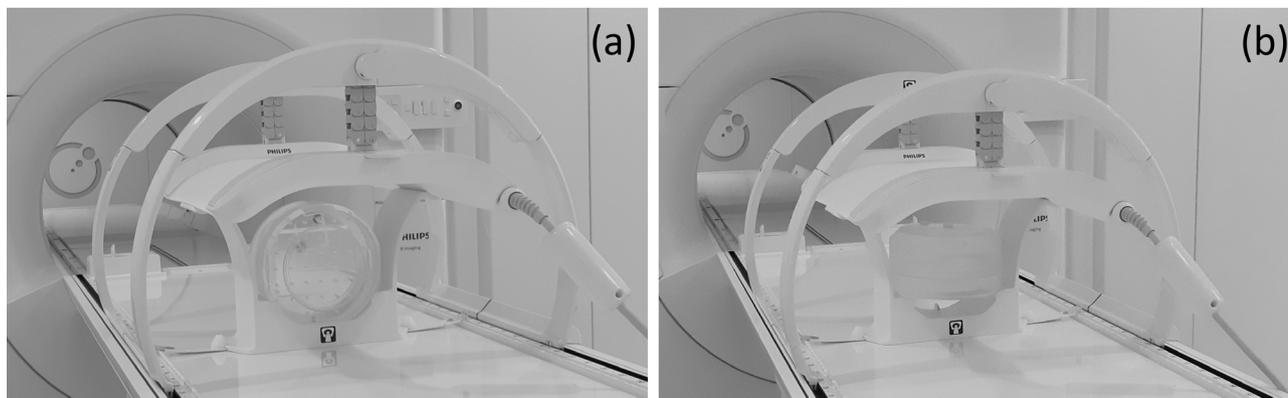


Fig. 4. Maniquí de cabeza colocado para efectuar la prueba PIQT y escala transversal (a) y la de escala coronal (b). Sobre el maniquí se encuentra colocada la antena anterior.

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

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

2.5.2. Transmisión del MLC

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

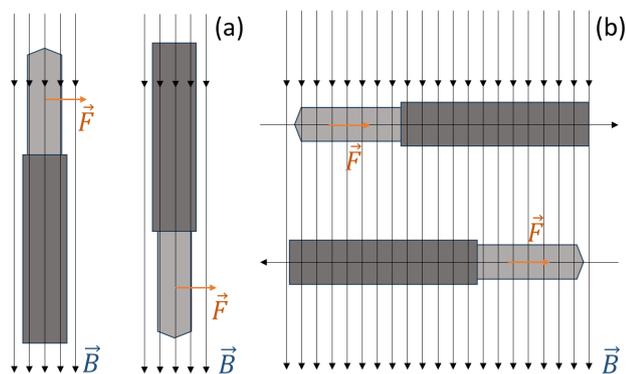


Fig. 5. Orientación de la cámara paralela (a) y perpendicular (b) respecto al campo magnético B_0 y dirección de la Fuerza de Lorentz sobre los electrones secundarios.

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

2.5.3. Atenuación de la antena

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

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

2.5.4. Dosimetría de referencia y calidad del haz de radiación

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

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

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

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

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

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

2.5.5. Linealidad con las unidades de monitor

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

2.5.6. Caracterización del haz. Perfiles y rendimientos

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

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

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

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

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

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

2.5.7. Factores de campo

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

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

2.6. Funcionamiento del sistema

2.6.1. Validación del modelado

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

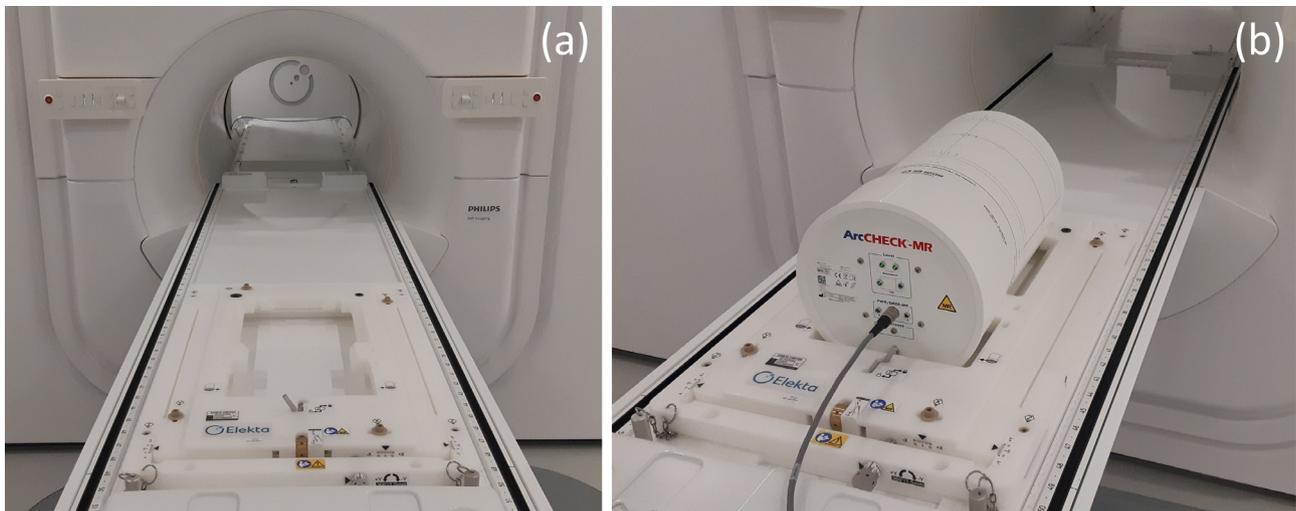


Fig. 6. Plataforma de QA (a) y ArcCHECK sobre ella (b) para la medida de tratamientos de IMRT.

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

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

2.6.2. Test end-to-end

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

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

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

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

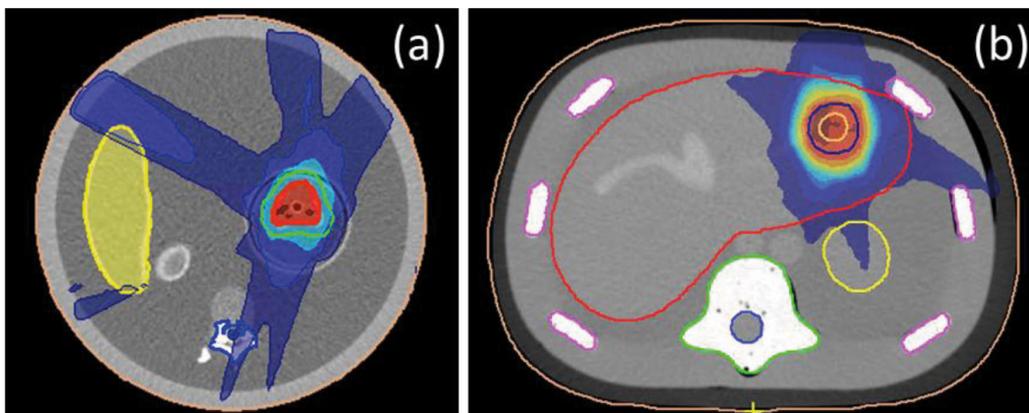


Fig. 7. Dosimetría de los tratamientos de IMRT sobre maniquí CIRS de tórax (a) y abdomen (b).

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

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

3. Resultados

3.1. Elementos mecánicos

3.1.1. Ángulo de gantry e isocentro de radiación

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

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

3.1.2. Coincidencia isocentro RM-MV

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

3.1.3. Exactitud de la posición del MLC

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

3.2. Resonancia Magnética

3.2.1. Precisión geométrica

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

Tabla 3. Resultados del análisis geométrico y sus tolerancias.

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

3.2.2. Calidad de imagen

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

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

3.3. Dosimetría

3.3.1. Atenuación del criostato

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

3.3.2. Transmisión del MLC

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

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

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

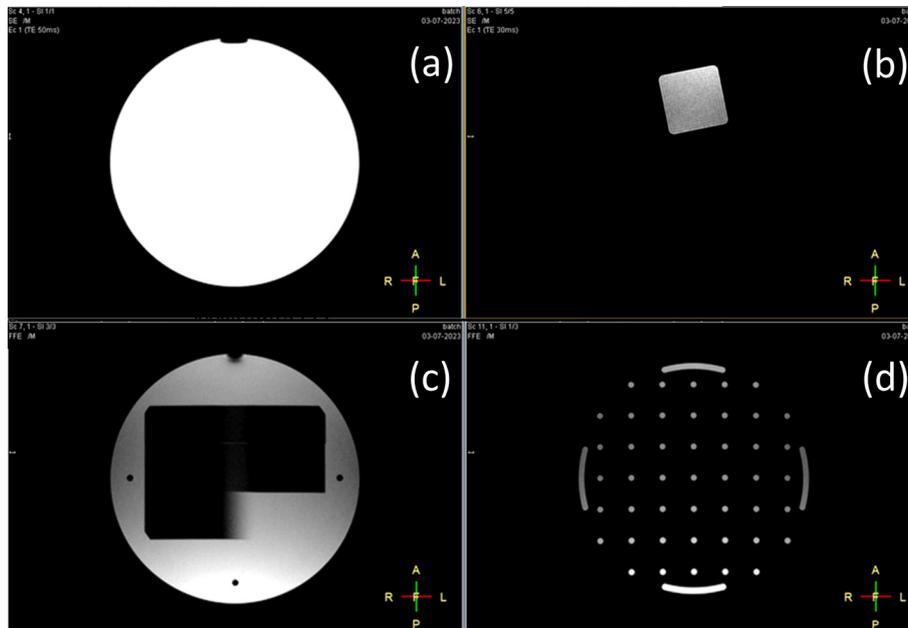


Fig. 8. Imágenes obtenidas durante la prueba de calidad PIQT utilizadas para el cálculo de (a) la razón señal/ruido (SNR) y uniformidad, (b) linealidad espacial, (c) perfil de corte y (d) resolución espacial.

3.3.3. Atenuación de la antena

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

3.3.4. Dosimetría de referencia y calidad del haz de radiación

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

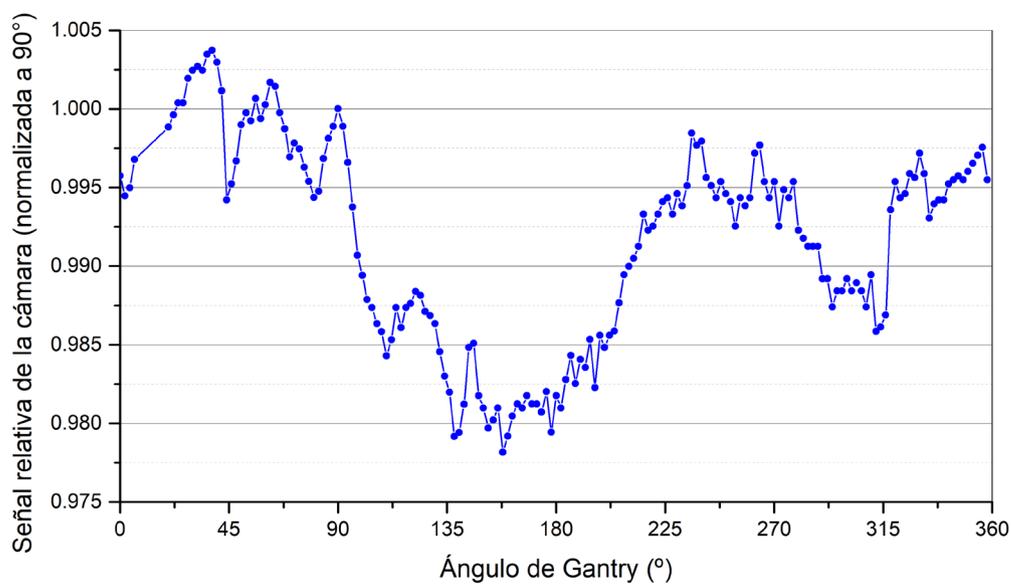


Fig. 9. Caracterización del criostato según el ángulo de gantry.

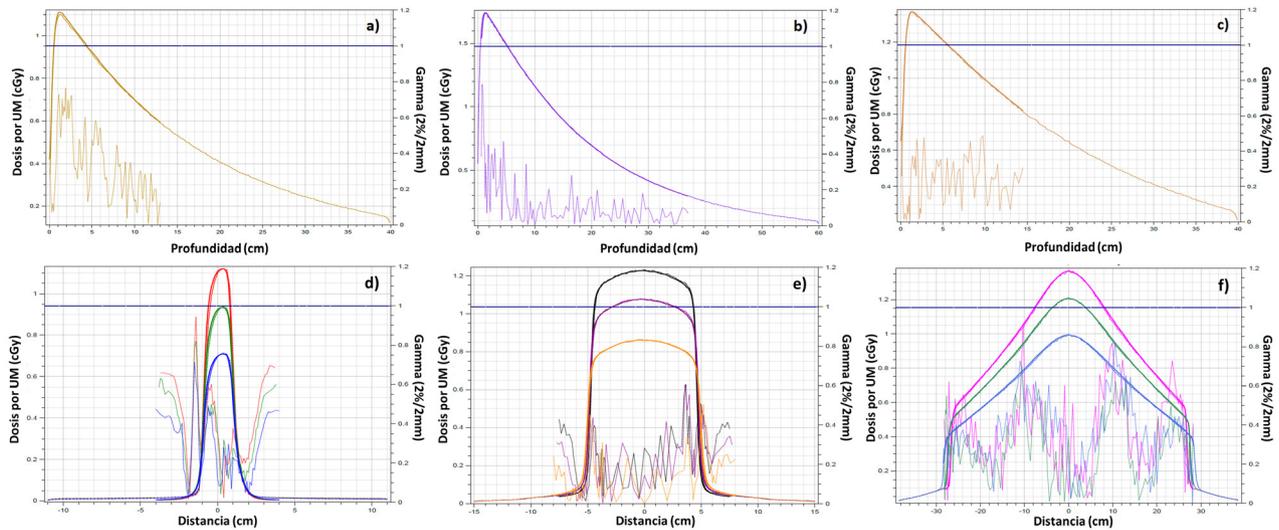


Fig. 10. PDDs y perfiles medidos y calculados junto con el análisis gamma. PDDs con tamaños de campo: (a) $2 \times 2 \text{ cm}^2$ con ángulo de gantry 0° y SDD 133.5 cm. (b) $10 \times 10 \text{ cm}^2$ con ángulo de gantry 270° y SDD 113.1 cm. (c) $57 \times 22 \text{ cm}^2$ con ángulo de gantry 0°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

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

3.3.5. Linealidad con las unidades de monitor

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

3.3.6. Caracterización del haz. Perfiles y rendimientos

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

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

3.3.7. Factores de campo

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

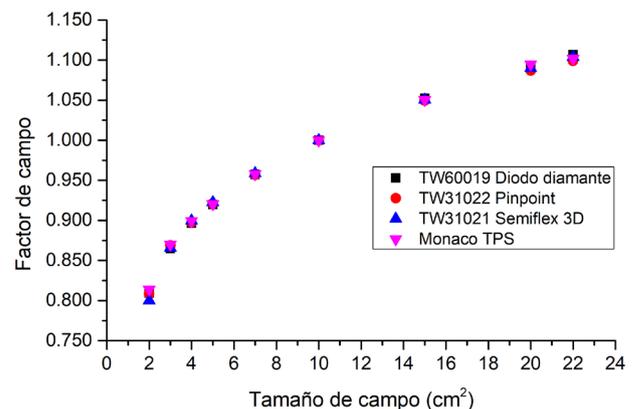


Fig. 11. Factores de campo medidos y calculados según el tamaño de campo cuadrado especificado.

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

3.4. Funcionamiento del sistema

3.4.1. Validación del modelado

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

3.4.2. Test end-to-end

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

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

4. Discusión

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

tratamientos adaptados para prevenir errores en la asignación de densidades.

5. Conclusiones

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

Agradecimientos

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

Referencias

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

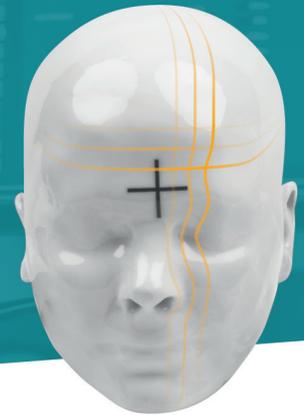
21. Woodings SJ, Bluemink JJ, De Vries JHW, et al. Beam characterisation of the 1.5 T MRI-linac. *Phys Med Biol*. 2018;63(8). doi:10.1088/1361-6560/aab566
22. Woodings SJ, de Vries JHW, Kok JMG, et al. Acceptance procedure for the linear accelerator component of the 1.5 T MRI-linac. *J Appl Clin Med Phys*. 2021;22(8). doi:10.1002/acm2.13068
23. Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2021;48(10):e830-e885. doi:10.1002/mp.14992
24. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys*. 1999;26(9):1847-1870. doi:10.1118/1.598691
25. IAEA TRS 483. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy: An IAEA-AAPM International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination. In: Technical Report Series No. 483. International Atomic Energy Agency. Vienna, Austria; 2017.
26. Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, et al. IAEA TRS-398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water.; 2000.
27. International atomic energy agency. Quality Assurance in Radiotherapy, IAEA-TECDOC-989. IAEA, Vienna; 1998.
28. Patel I, Weston J, Palmer A. Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy (IPEM Report 81, 2nd Edition).; 2018.
29. Van der Wal E, Wiersma J, Ausma AH, et al. NCS Report 22: Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated Radiotherapy.; 2013.
30. Romero RR, Rincón CM, Moral Sánchez S, Rubio PS, Sevillano Martínez D. Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia. *Rev Fis Med*. 2018;19(2):73-102.
31. Netherton T, Li Y, Gao S, et al. Experience in commissioning the halcyon linac. *Med Phys*. 2019;46(10):4304-4313. doi:10.1002/mp.13723
32. Tijssen RHN, Philippens MEP, Paulson ES, et al. MRI commissioning of 1.5T MR-linac systems – a multi-institutional study. *Radiother Oncol*. 2019;132:114-120. doi:10.1016/j.radonc.2018.12.011
33. Jackson E, Bronskill M, Drost D, et al. AAPM n°100 - Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities.; 2010.
34. Price R, Allison J, Clarke G, et al. Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual 2015. *Am Coll Radiol*. Published online 2015:120.
35. Steinmann A, O'Brien D, Stafford R, et al. Investigation of TLD and EBT3 performance under the presence of 1.5T, 0.35T, and 0T magnetic field strengths in MR/CT visible materials. *Med Phys*. 2019;46(7):3217-3226. doi:10.1002/mp.13527
36. Miften M, Olch A, Mihailidis D, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys*. 2018;45(4):e53-e83. doi:10.1002/mp.12810
37. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng HLM, Shroff MM. Steady-state MR imaging sequences: Physics, classification, and clinical applications. *Radiographics*. 2008;28(4):1147-1160. doi:10.1148/rg.284075031
38. NEMA. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. NEMA Stand Publ MS 1-2008. Published online 2008.
39. NEMA. Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images. NEMA Stand Publ MS-3-2008. Published online 2008.
40. NEMA. Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. NEMA Stand Publ MS-5-2008. Published online 2008.
41. De Roover R, Crijns W, Poels K, et al. Validation and IMRT/VMAT delivery quality of a preconfigured fast-rotating O-ring linac system. *Med Phys*. 2019;46(1):328-339. doi:10.1002/mp.13282
42. Bedford JL, Thomas MDR, Smyth G. Beam modeling and VMAT performance with the Agility 160-leaf multileaf collimator. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(2):172-185. doi:10.1120/jacmp.v14i2.4136
43. Barten DLJ, Hoffmans D, Palacios MA, Heukelom S, Van Battum LJ. Suitability of EBT3 GafChromic film for quality assurance in MR-guided radiotherapy at 0.35 T with and without real-time MR imaging. *Phys Med Biol*. 2018;63(16). doi:10.1088/1361-6560/aad58d
44. Lee HJ, Kadbi M, Bosco G, Ibbott GS. Real-time volumetric relative dosimetry for magnetic resonance - Image-guided radiation therapy (MR-IGRT). *Phys Med Biol*. 2018;63(4). doi:10.1088/1361-6560/aaac22
45. Van Asselen B, Woodings SJ, Hackett SL, et al. A formalism for reference dosimetry in photon beams in the presence of a magnetic field. *Phys Med Biol*. 2018;63(12). doi:10.1088/1361-6560/aac70e
46. O'Brien DJ, Roberts DA, Ibbott GS, Sawakuchi GO. Reference dosimetry in magnetic fields: formalism and ionization chamber correction factors. *Med Phys*. 2016;43(8):4915-4927. doi:10.1118/1.4959785
47. Andreo P, Burns DT, Hohlfeld K, et al. IAEA TRS-398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Int At Energy Agency. Published online 2000.
48. Kalach NI, Rogers DWO. Which accelerator photon beams are "clinic-like" for reference dosimetry purposes? *Med Phys*. 2003;30(7):1546-1555. doi:10.1118/1.1573205
49. O'Brien DJ, Dolan J, Pencea S, Schupp N, Sawakuchi GO. Relative dosimetry with an MR-linac: Response of ion chambers, diamond, and diode detectors for off-axis, depth dose, and output factor measurements: Response. *Med Phys*. 2018;45(2):884-897. doi:10.1002/mp.12699
50. Cervantes Y, Duchaine J, Billas I, Duane S, Bouchard H. Monte Carlo calculation of detector perturbation and quality correction factors in a 1.5 T magnetic resonance guided radiation therapy small photon beams. *Phys Med Biol*. 2021;66(22). doi:10.1088/1361-6560/ac3344
51. Smilowitz JB, Das JJ, Feygelman V, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations - Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(5):14-34. doi:10.1120/jacmp.v16i5.5768
52. Aalbers AHL, Hoornaert MT, Minken A, Palmans H. NCS-18: Code of Practice for the Absorbed Dose Determination in High Energy Photon and Electron Beams.; 2012.

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

Control de Calidad en radioterapia de RTsafe



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



Maniquí Prime

Ampliando el alcance del control de calidad.

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



Maniquí PseudoPatient®

Verifica la seguridad del paciente durante la radioterapia.

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

Distribuido en España por

