

# Procedimientos recomendados para el control de calidad de IMRT en tomoterapia

## Recommended procedures for quality assurance of tomotherapy IMRT

Ruth Rodríguez Romero<sup>1</sup>, Carlos Martín Rincón<sup>2</sup>, Sara Moral Sánchez<sup>3</sup>, Patricia Sánchez Rubio<sup>1</sup>, David Sevillano Martínez<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Complejo Asistencial Universitario de Salamanca.

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

<sup>4</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid.

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

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

**Palabras clave:** Tomoterapia, IMRT, control de calidad.

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

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

**Key words:** Tomotherapy, IMRT, quality assurance.

## Tabla de contenido

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

## 1. Introducción

La *tomoterapia helicoidal* es una modalidad de IMRT (*Intensity Modulated RadioTherapy*) que se caracteriza por impartir el tratamiento describiendo una hélice: mediante un haz rotatorio colimado en abanico se irradian sucesivamente secciones axiales del paciente mientras la mesa de tratamiento se desplaza perpendicular al plano de giro. Se trata de una técnica relativamente reciente, disponible desde 2003<sup>1</sup> aunque proyectada en 1993,<sup>2</sup> suministrada en exclusiva por una casa comercial (inicialmente *TomoTherapy*<sup>®</sup>,

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

La unidad de tratamiento<sup>3</sup> consta de un acelerador lineal de electrones sin filtro aplanador capaz de emitir fotones de 6 MV a alta tasa para tratamiento y 3.5 MV a menor tasa para la adquisición de imágenes, que gira en torno a un cabezal en anillo de radio 85 cm, y una mesa con precisión submilimétrica que avanza de forma sincronizada con la rotación del cabezal (ver figura 1).

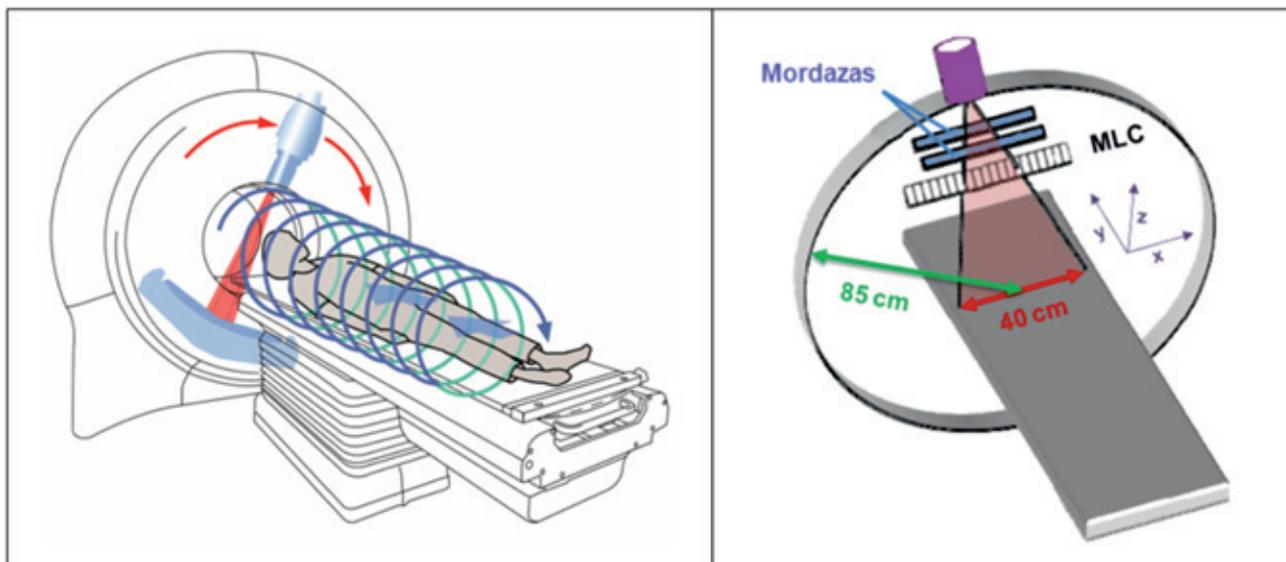


Fig. 1. Esquema básico de funcionamiento y sistema de colimación.

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

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

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

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

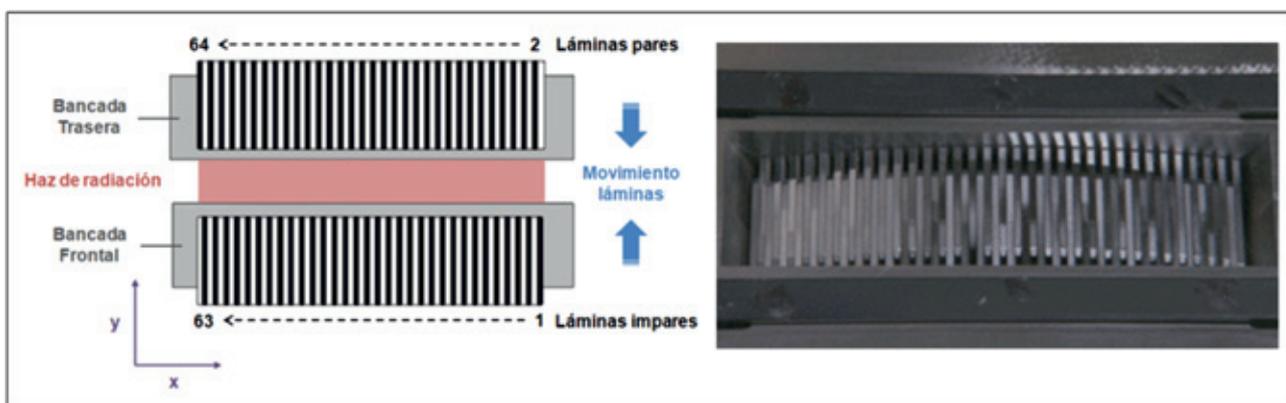


Fig. 2. Esquema descriptivo y fotografía del colimador multilámina.

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

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

La aplicación informática de control de la unidad de tratamiento incorpora algoritmos de registro de imágenes<sup>7</sup> rígidos, basados en información mutua, considerando distintas ventanas de densidad de tejido y combinaciones de grados de libertad (traslaciones o traslaciones y rotaciones). El equipo permite corregir de forma automática la rotación del paciente respecto al eje cráneo-caudal (desfasando el ángulo del cabezal al inicio de la irradiación), la posición vertical y longitudinal de mesa, y de forma manual o automática, según el modelo de mesa, la posición lateral. La rotación del paciente respecto al eje antero-posterior es rectificable repositando al paciente alineándolo convenientemente

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

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

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

Inicialmente, el sistema de planificación utilizaba la unidad central de proceso (CPU) como motor de cálculo, mientras que, en la actualidad, se usan unidades de procesado gráfico (GPU) para agilizar el tiempo de cálculo<sup>10</sup>. En ambos casos, la calidad y precisión de las distribuciones de dosis obtenidas es similar, ya que, emplean la misma función objetivo, y cálculo de dosis basado en convolución/superposición de cono colapsado con núcleos de dispersión pre-calculados por Monte Carlo. No obstante, los algoritmos de optimización y cálculo han sido implementados de forma distinta. En el primero, la geometría viene dada por el vóxel, los núcleos de dispersión están tabulados, y el proceso de optimización tiene lugar mediante aproximación iterativa. Dichos cálculos iterativos son más o menos precisos y, en consecuencia, más o menos

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

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

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

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

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

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

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

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

La opción de mordazas dinámicas<sup>14</sup> (*Dynamic Jaws* comercializada como *TomoEDGE™*), permite modificar la apertura de las mismas tanto al comienzo como al final de la irradiación, disminuyendo así la penumbra dosimétrica en dirección cráneo-caudal. Este movimiento deslizante de las mordazas mejora la distribución de dosis, ajustándola a los bordes longitudinales del volumen a irradiar, posibilitando el uso de una apertura de mordazas mayor (respecto a un tratamiento con posición de mordaza fija), y con ello, la reducción del tiempo de tratamiento.<sup>15</sup>

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

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

## 2. Puesta en marcha de la técnica

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

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

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

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

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

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

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

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

## 3. Control de calidad específico

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

Dadas las particularidades de la tomoterapia, los protocolos genéricos que recogen las recomendaciones sobre control de calidad de aceleradores lineales y sistemas de planificación son difícilmente aplicables a dicho equipo. Por ello el grupo de trabajo TG-148<sup>16</sup> de la AAPM, *American Association of Physicist in Medicine*, ha publicado una propuesta específica para tomoterapia helicoidal que aborda el control de calidad del sistema completo (acelerador lineal de electrones, sistema de imagen y sistema de planificación), incluyendo un listado de pruebas a realizar tras cambios mayores en función de la pieza sustituida.

Junto con la unidad de tomoterapia, se suministra equipamiento de control de calidad básico que consta de un conjunto ionométrico (cámara de ionización de material Shonka de 0.056 cm<sup>3</sup>, cámara de ionización tipo lápiz y electrómetro multicanal), sistema analizador de haces y maniqués adaptados a las dimensiones y simetría de la máquina (agua sólida de base rectangular 55 cm × 15 cm y cilíndrica de radio 15 cm y longitud 18 cm).

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

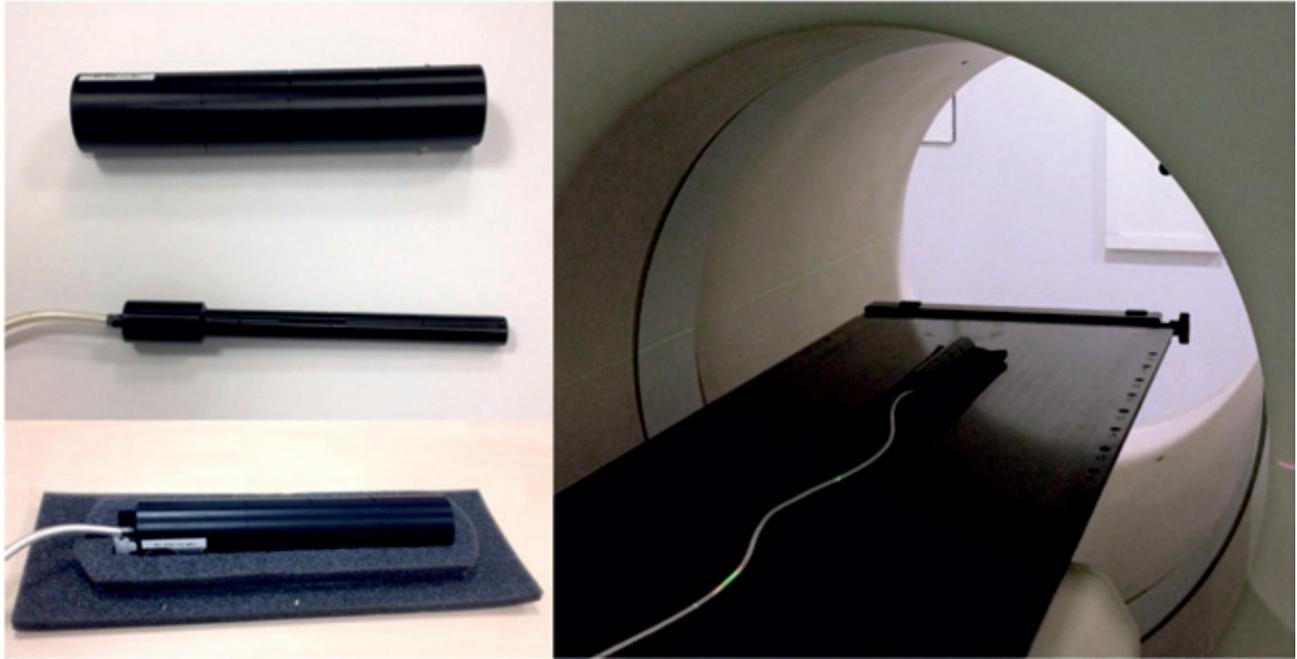
Tabla 1. Resumen de las pruebas descritas.

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

\* Calibrada en términos de dosis absorbida.

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

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



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

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

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

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

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

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

### 3.1. Alineamiento del haz de radiación

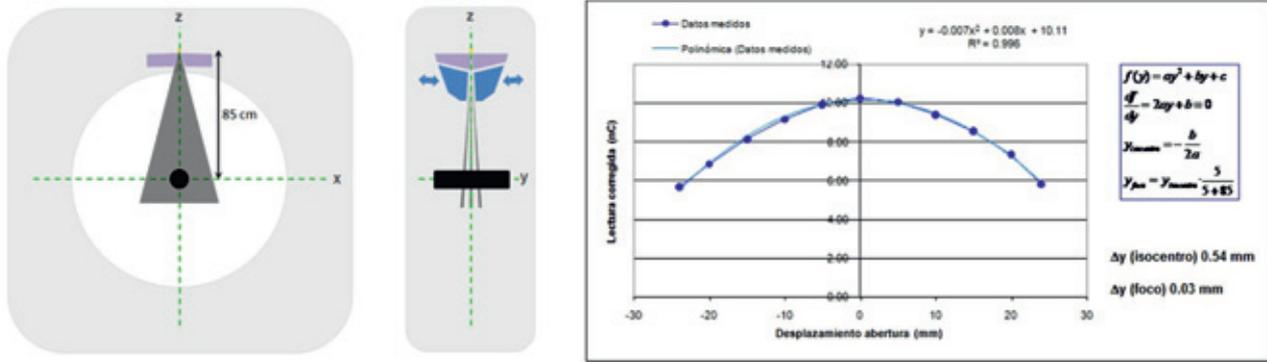
#### Objetivo

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

#### Teoría de la prueba

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

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



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

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

**Tipo de prueba y periodicidad**

Aceptación Inicial.  
 Estado Tras cambio de *linac*, mordazas o MLC.  
 Constancia Anual.

**Recursos humanos**

Radiofísico.

**Recursos materiales**

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

**Procedimiento**

*Colimador primario*

• Eje longitudinal

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

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

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

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

• Eje lateral

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

2. Irradiar un *procedimiento* estático a 0° con todas las láminas abiertas.

3. Mover la mesa longitudinalmente para desplazar la película respecto al plano de radiación la franja expuesta.

4. Irradiar un *procedimiento* estático a 0° de igual duración al anterior con apertura de láminas pares.

5. Sin desplazar la mesa, irradiar un *procedimiento* estático a 0° de igual duración con apertura de láminas impares.

6. Normalizar el perfil de la señal *Tongue and Groove* y cuantificar el desplazamiento lateral del foco de radiación respecto al colimador primario en términos de asimetría del perfil, como muestra la fig. 5.

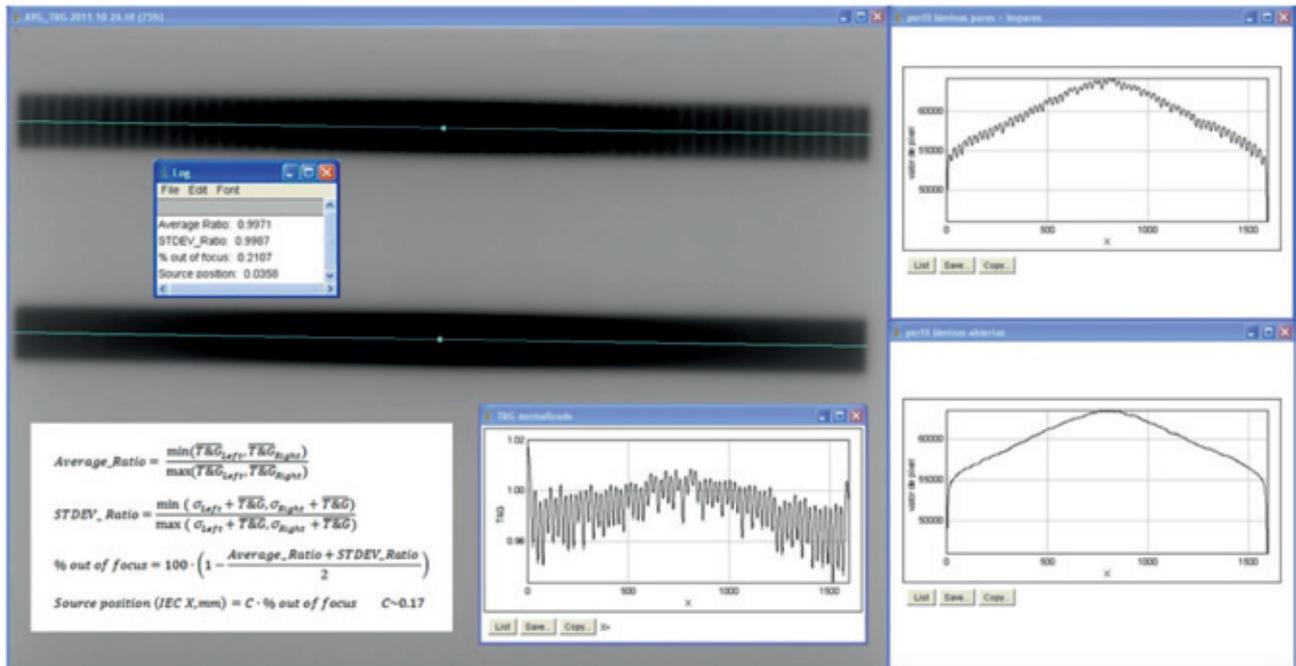


Fig. 5. Análisis de la película irradiada para cuantificar el alineamiento lateral del colimador primario.

#### Colimador secundario

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

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

#### Colimador terciario

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

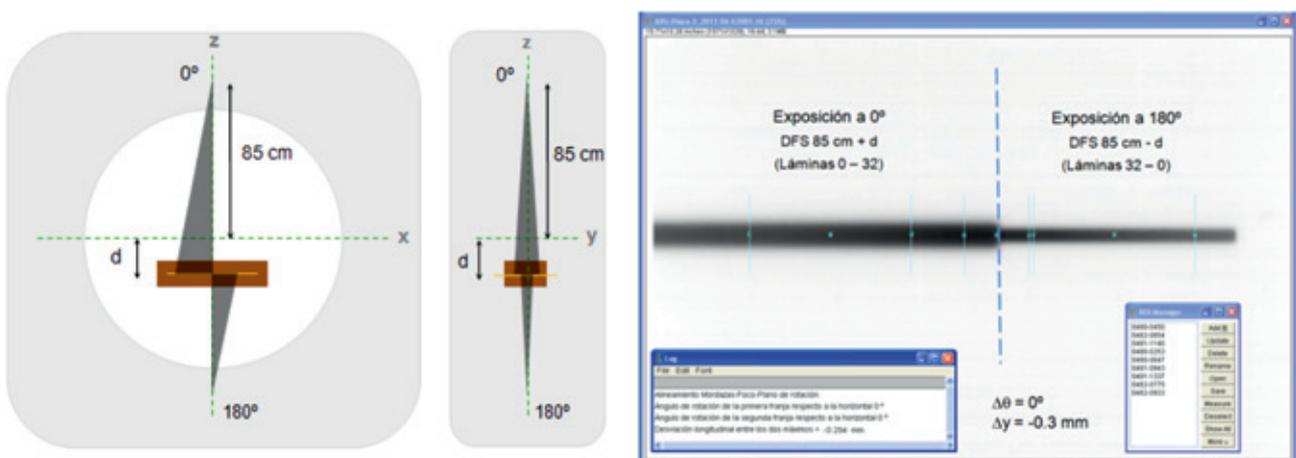
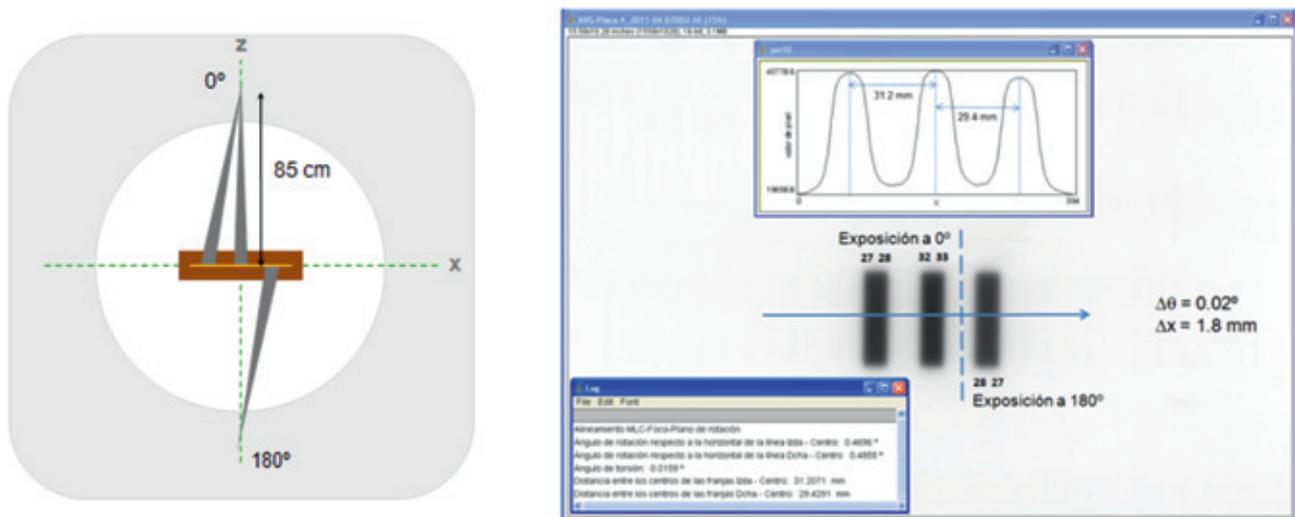


Fig. 6. Esquema del montaje experimental y análisis de la película irradiada para cuantificar el alineamiento del colimador secundario (mordazas).



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

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

**Tiempo requerido**

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

**3.2. Estabilidad de la tasa de dosis**

**Objetivo**

Evaluar la estabilidad de la tasa de dosis de tratamiento.

**Teoría de la prueba**

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

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

**Análisis de resultados**

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

**Tolerancia<sup>16</sup>**

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

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

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

### Tipo de prueba y periodicidad

Estado	Tras cambios en <i>magnetron</i> .
Constancia	Mensual.

### Recursos humanos

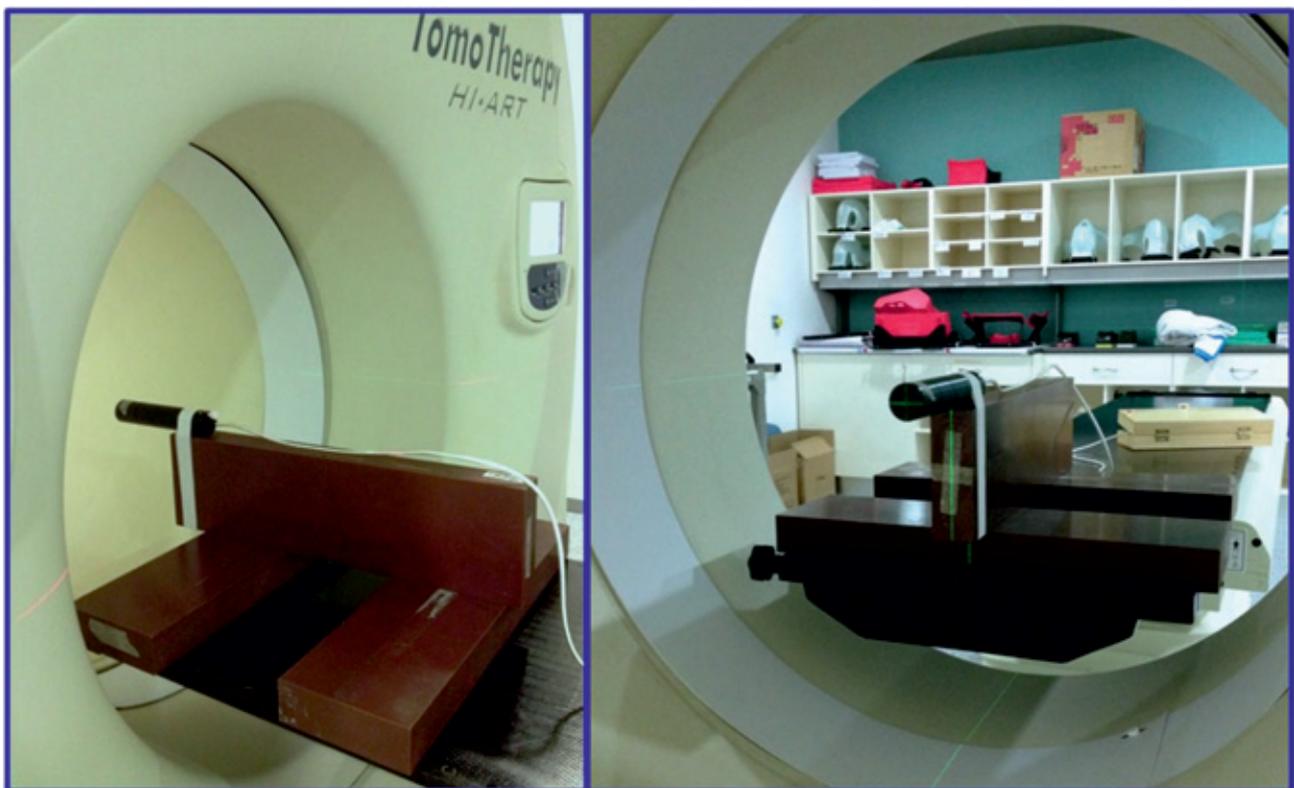
Estado	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

### Recursos materiales

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

### Procedimiento

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



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

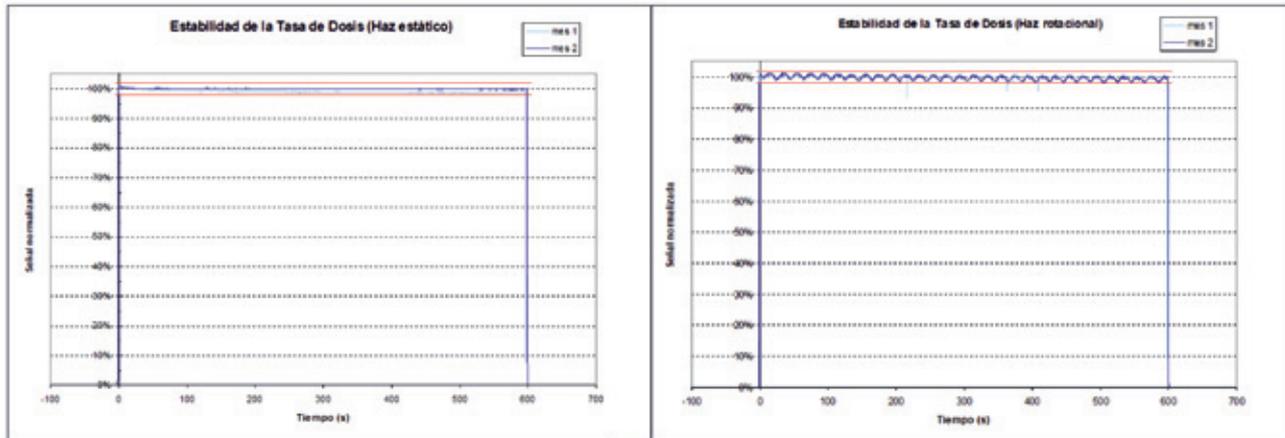


Fig. 9. Representación gráfica correspondiente a la estabilidad de la tasa de dosis.

## Análisis de resultados

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

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

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

## Tolerancia

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

## Tiempo requerido

30 minutos.

## 3.3. Calibración en dosis

### Objetivo

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

### Teoría de la prueba

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

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

Inicialmente, ningún protocolo de determinación de dosis absorbida contemplaba la determinación de dosis absorbida en condiciones distintas de las estándar: tamaño de campo 10 cm × 10 cm, distancia fuente-eje (DFE) o superficie (DFS) 100 cm, para haces de fotones con filtro aplanador. El fabricante establecía el valor de tasa de dosis nominal para un haz estático a 0°, tamaño de campo máximo permitido 40 cm × 5 cm, profundidad de 15 mm y distancia fuente-eje de 85 cm, asumiendo un factor  $k_Q$  próximo a la unidad<sup>22</sup> para las cámaras de ionización suministradas, de material Shonka, debido a su baja dependencia energética.

Diversos autores estimaron valores de indicadores de calidad del haz para las condiciones de referencia de los protocolos de determinación de dosis absorbida mediante simulación Monte Carlo de la unidad de tomoterapia en dichas condiciones<sup>23–25</sup> o por extrapolación del comportamiento del  $TPR_{20,10}$  observado para diferentes tamaños de campo (análogo al de un acelerador convencional de energía similar),<sup>26</sup> con el objeto de obtener el correspondiente factor de corrección por cambio de calidad del haz de  $^{60}\text{Co}$  a la calidad del haz de tomoterapia en las condiciones estándar de los protocolos IAEA TRS-398<sup>27</sup> o AAPM TG-51.<sup>28</sup>

Posteriormente, se postuló un nuevo formalismo<sup>29</sup> para condiciones de medida no estándar, que propone unas condiciones de referencia específicas de la máquina (*machine specific reference, msr*). Añade un factor de calidad del haz  $k_{Qmsr,Q}$  que corrige el efecto de medir en dichas condiciones respecto a la medida en condiciones ideales estándar (*reference, ref*), siendo el factor de corrección global de calidad del haz  $k_{Qmsr,Q_0}$  el producto de  $k_{Qmsr,Q}$  y  $k_{Q,Q_0}$ , ninguno de los cuales es medible. Por ello, se requiere de un método de determinación alternativo al ionométrico, como la dosimetría

mediante alanina<sup>30,31</sup> o película radiocrómica,<sup>32</sup> para la obtención de estos factores.

Dicho formalismo también aborda la dosimetría de campos compuestos, trazando la dosimetría de tratamientos clínicos a planes de clase de referencia (*plan class specific reference, pcsr*). De manera análoga a los haces estáticos, el factor de corrección global de calidad del haz puede descomponerse en múltiples factores del orden de la unidad para medidas realizadas<sup>33,34</sup> con tomoterapia helicoidal. No obstante, los primeros valores de factor de corrección (disponibles para un reducido número de cámaras de ionización) para condiciones de referencia específicas de tomoterapia, se recopilan en el protocolo AAPM TG-148<sup>16</sup> y en el correspondiente adendum del protocolo 1990 UK.<sup>35</sup>

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

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

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

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

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

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

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

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

### Tipo de prueba y periodicidad

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

### Recursos humanos

Aceptación y estado	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

### Recursos materiales

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

### Procedimiento

#### *Haz estático*

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

de ionización alojada en el maniquí de agua sólida rectangular.

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

#### Sistema monitor

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

#### Haz dinámico

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

### Análisis de resultados

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

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

### Tolerancia<sup>16</sup>

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

### Tiempo requerido

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

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

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

## 3.4. Perfil transversal

### Objetivo

Evaluar la constancia del perfil transversal del haz de tratamiento.

### Teoría de la prueba

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

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

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

### Tipo de prueba y periodicidad

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

## Recursos humanos

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

## Recursos materiales

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

## Procedimiento

### A. Método A

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

### B. Método B

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

## Análisis de resultados

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

### Tolerancia<sup>16</sup>

1% respecto al índice de inhomogeneidad de referencia.

### Tiempo requerido

- 40 minutos.
- 15 minutos.

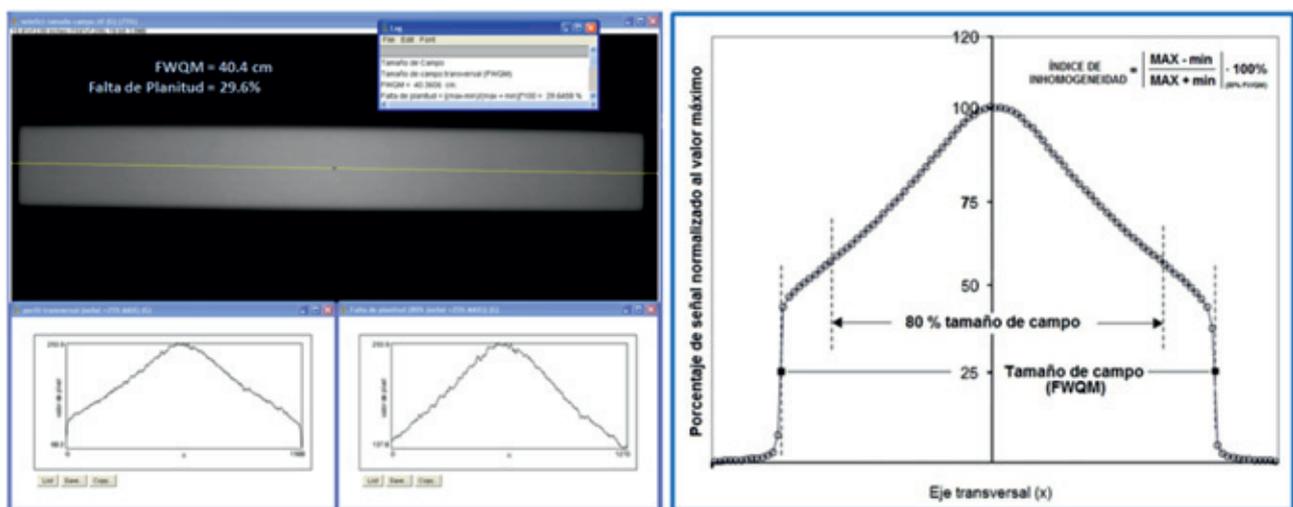


Fig. 10. Análisis del perfil transversal obtenido en la película irradiada.

### 3.5. Apertura de mordaza

#### Objetivo

Verificar la exactitud de la apertura definida por las mordazas.

#### Teoría de la prueba

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

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

#### Tipo de prueba y periodicidad

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

#### Recursos humanos

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

#### Recursos materiales

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

#### Procedimiento

##### A. Método A

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

##### B. Método B

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

##### C. Método C

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

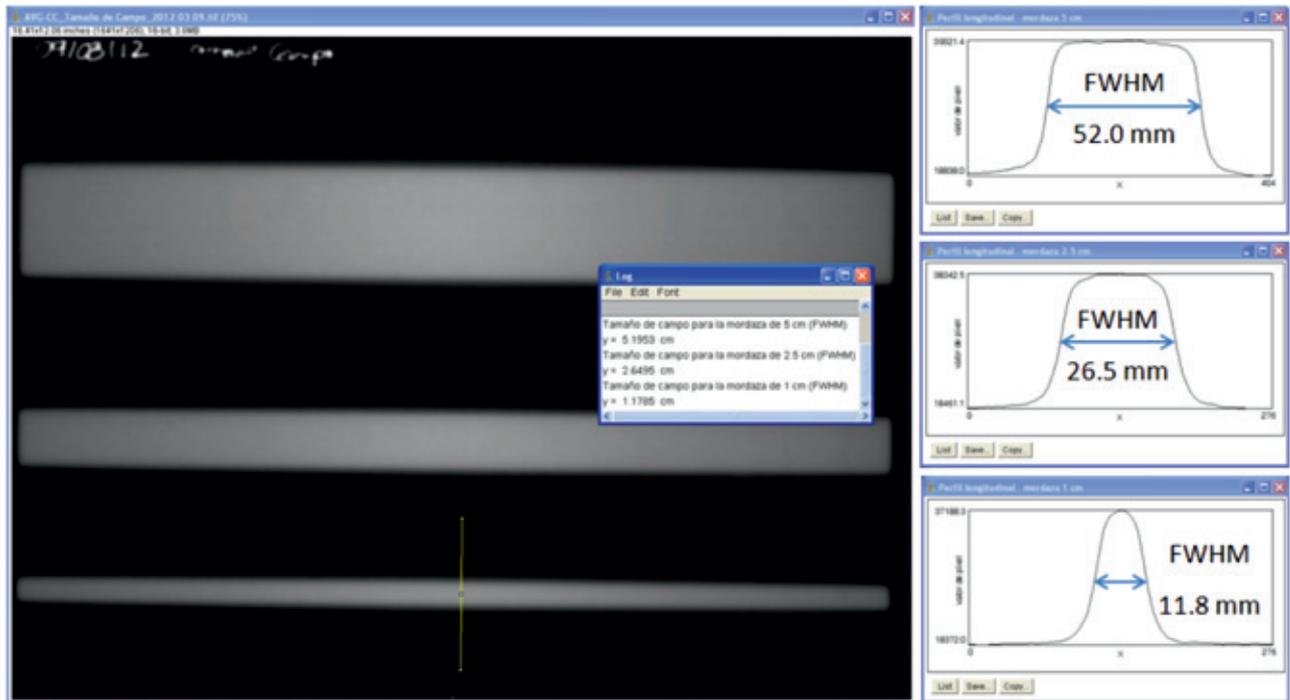


Fig. 11. Análisis de la apertura de mordaza obtenido mediante la irradiación de película.

### Análisis de resultados

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

### Tolerancia<sup>16</sup>

1% de la apertura de mordaza modelada.

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

### Tiempo requerido

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

### 3.6. Alineamiento y nivelado de la mesa de tratamiento

#### Objetivo

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

### Teoría de la prueba

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

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

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

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

### Tipo de prueba y periodicidad

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

### Recursos humanos

Aceptación y estado	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

### Recursos materiales

Nivel, marcas radiopacas.

### Procedimiento

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

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

### Análisis de resultados

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

### Tolerancia

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

### Tiempo requerido

30 minutos.

### 3.7. Uniformidad y exactitud del avance de la mesa

#### Objetivo

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

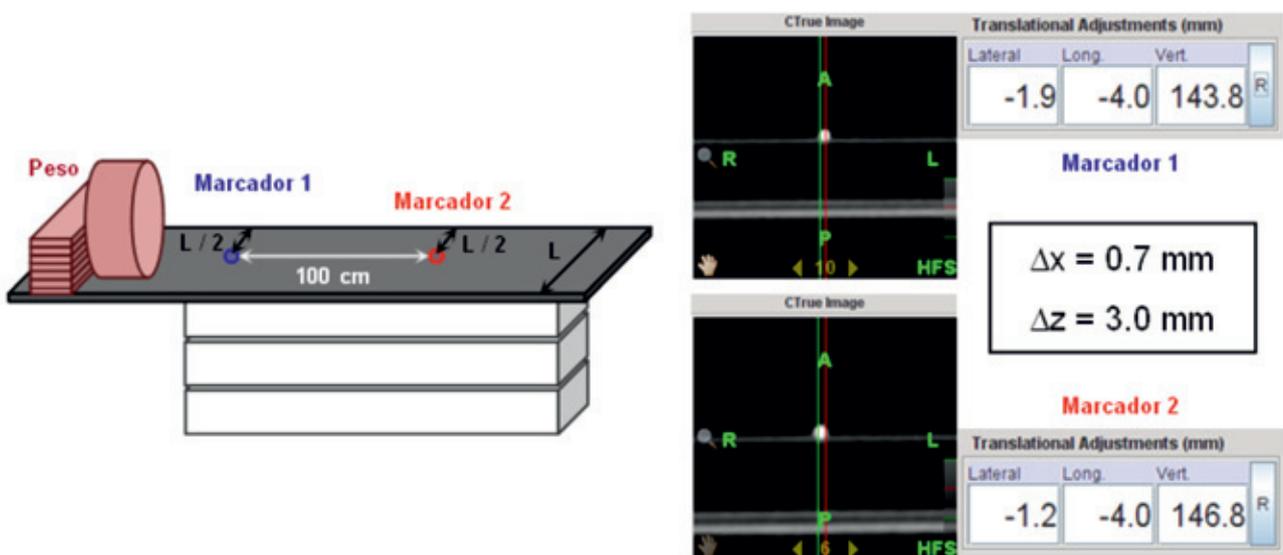


Fig. 12. Esquema del montaje experimental y resultados correspondientes al alineamiento y nivelado de la mesa de tratamiento.

## Teoría de la prueba

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

Una velocidad variable puede producir sub o sobre-dosificaciones entre cortes axiales del paciente, mientras que un valor de velocidad constante pero distinto del planificado variará la extensión de zona a irradiar y la dosis impartida (un aumento de  $0.05 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  disminuye en 3 mm el valor de FWHM del perfil longitudinal<sup>40</sup>). En ambos casos, se altera la distribución dosimétrica planificada, por lo que debe verificarse el correcto funcionamiento de avance de la mesa.

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

## Tipo de prueba y periodicidad

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

## Recursos humanos

Aceptación y estado	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

## Recursos materiales

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

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

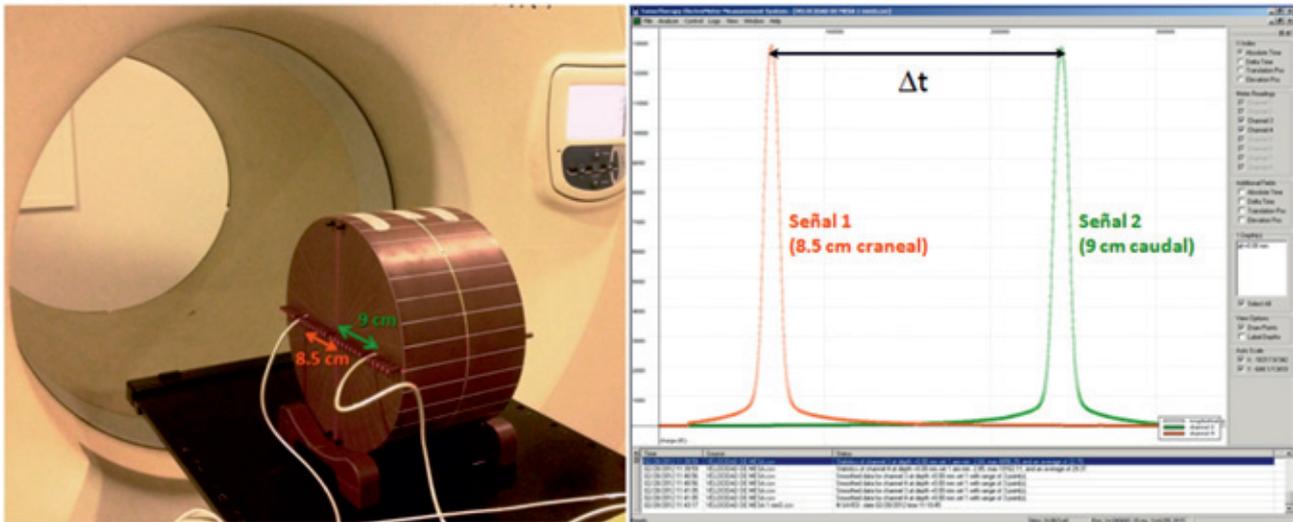
## Procedimiento

### *Exactitud del Avance de la Mesa*

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

### *Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa*

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



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

## Análisis de resultados

### *Exactitud del Avance de la Mesa*

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

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

### *Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa*

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

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

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

## Tolerancia

### *Exactitud del Avance de la Mesa*

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

### *Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa*

- 2% de no uniformidad (dependiente de la estabilidad de tasa del haz).<sup>16</sup>
- $\pm 1$  mm ó 2 mm del desplazamiento medido respecto al valor de FWHM esperado (dependiente de la apertura de mordaza).<sup>40</sup>
- $\pm 1$  mm del desplazamiento registrado respecto al valor medido.

## Tiempo requerido

### *Exactitud del Avance de la Mesa*

- 20 minutos.

### *Uniformidad y Exactitud del Avance de la Mesa*

- 20 minutos.

## 3.8. Exactitud y reproducibilidad del periodo de rotación

### Objetivo

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

### Teoría de la prueba

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

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

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

### Tipo de prueba y periodicidad

Constancia      Cuatrimestral.

### Recursos humanos

Radiofísico.

### Recursos materiales

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

### Procedimiento

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

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

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

### Análisis de resultados

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

### Tolerancia

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

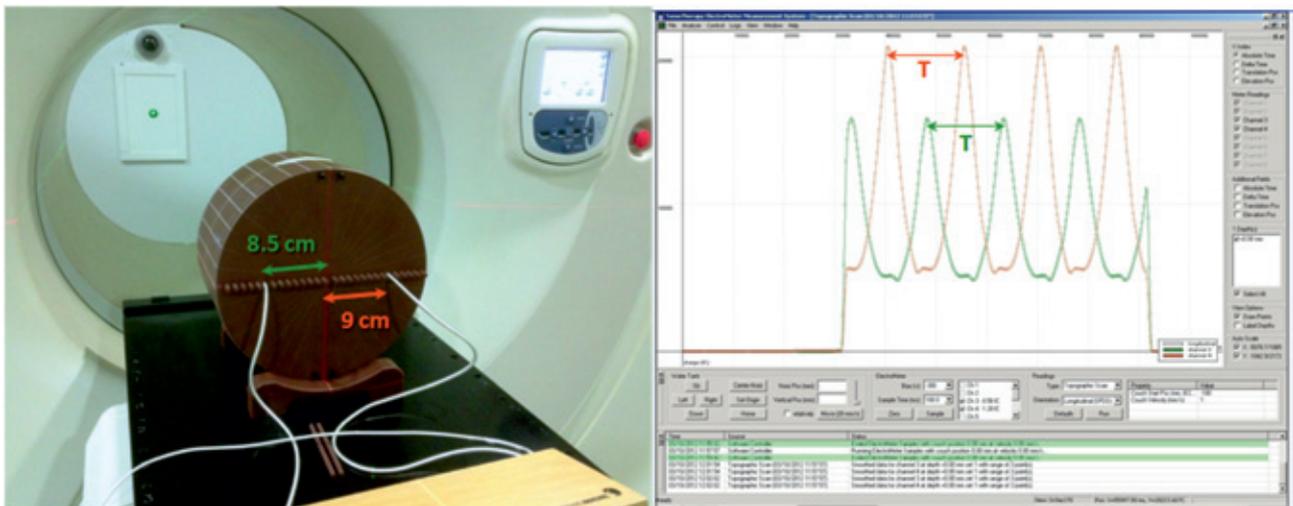
### Tiempo requerido

20 minutos.

## 3.9. Sincronismo cabezal-MLC-mesa

### Objetivo

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



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

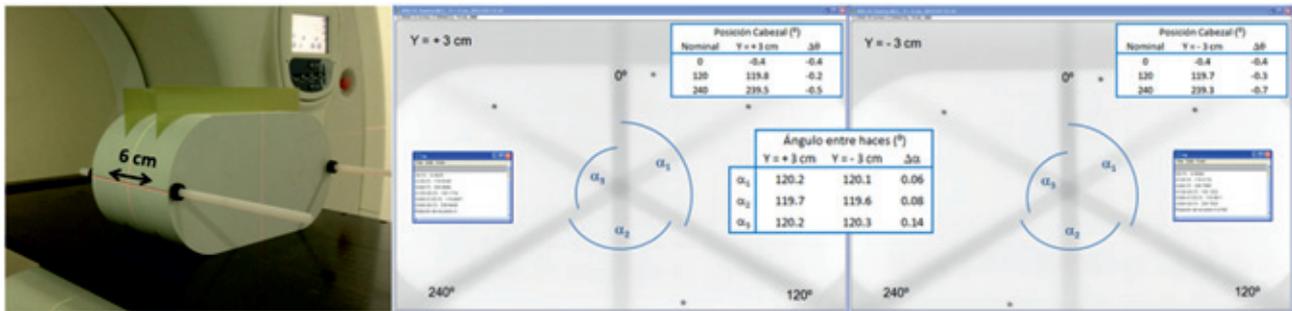


Fig. 15. Montaje experimental y resultados correspondientes al sincronismo entre la posición del cabezal y la apertura de láminas.

## Teoría de la prueba

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

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

## Tipo de prueba y periodicidad

Constancia      Cuatrimestral.

## Recursos humanos

Radiofísico.

## Recursos materiales

Película, escáner ( $\geq 100$  ppp) y herramienta informática de análisis de resultados.

## Procedimiento

### Sincronismo cabezal-MLC

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

### Sincronismo cabezal-mesa

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

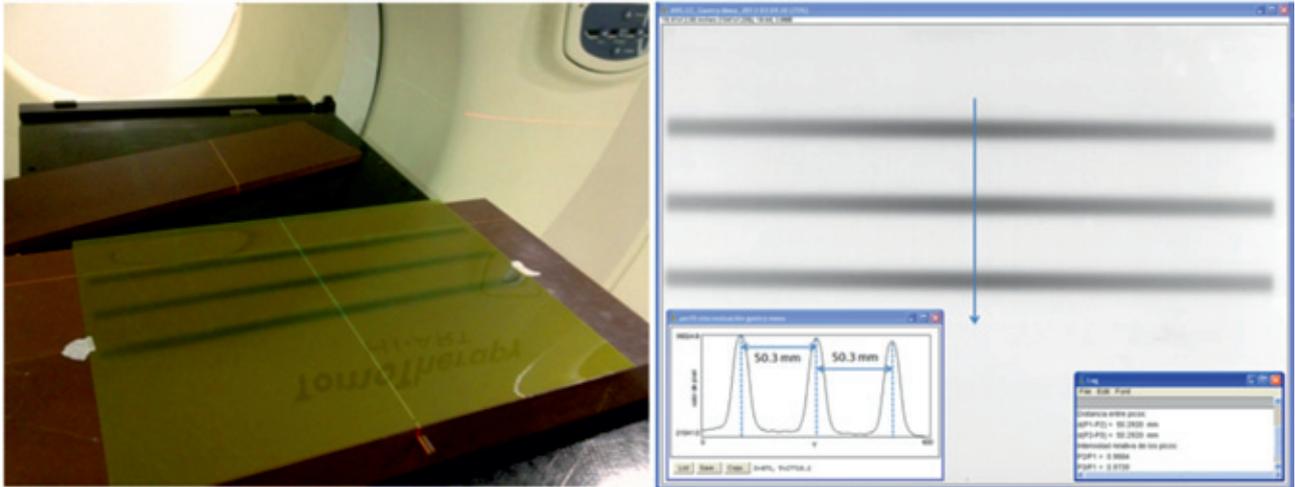


Fig. 16. Montaje experimental y resultados correspondientes al sincronismo entre la posición del cabezal y la mesa.

Sincronismo mesa-MLC

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

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

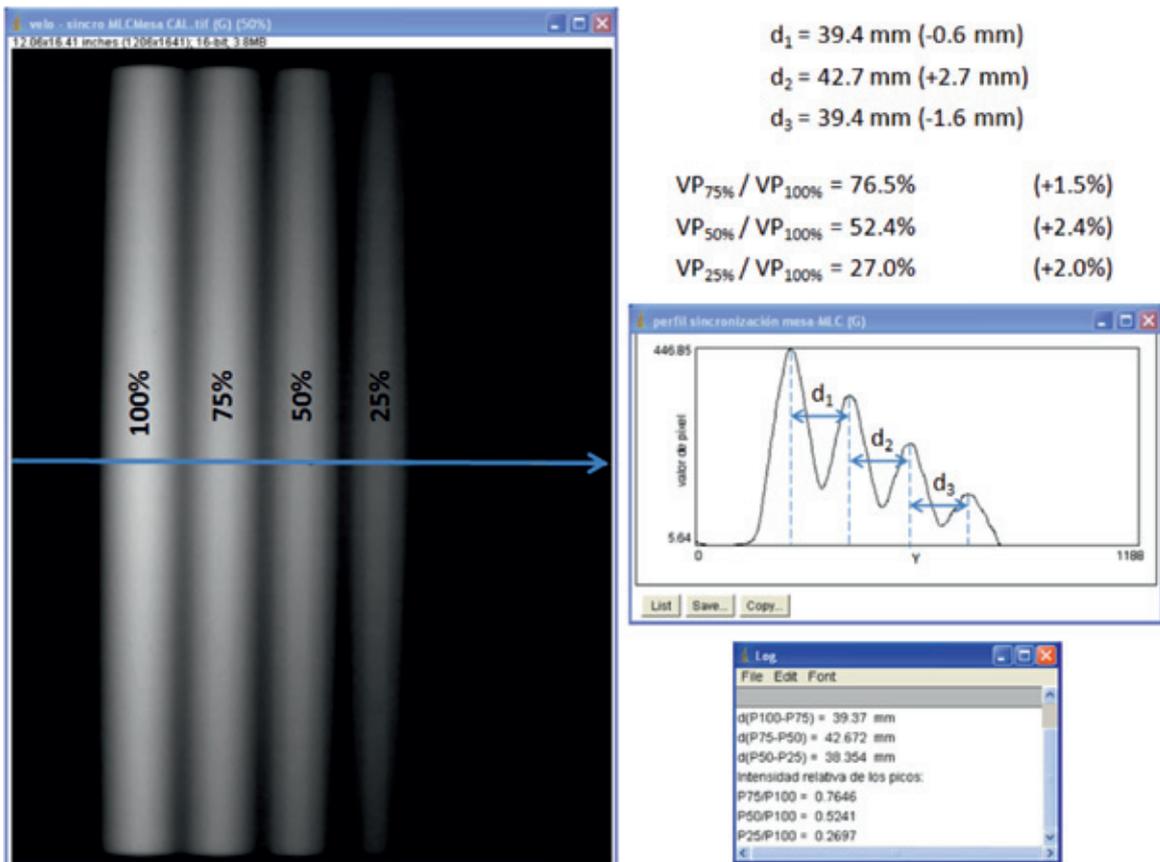


Fig. 17. Resultados y análisis correspondientes al sincronismo entre la apertura de láminas y la posición de la mesa.

condición de equilibrio electrónico en profundidad (15 mm)

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

## Análisis de resultados

### Sincronismo cabezal-MLC

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

### Sincronismo cabezal-mesa

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

### Sincronismo mesa-MLC

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

## Tolerancia

Sincronismo cabezal-MLC	$\pm 1^\circ$ . <sup>16</sup>
Sincronismo cabezal-mesa	$\pm 1$ mm. <sup>16</sup>
Sincronismo mesa-MLC	$\pm 1$ mm.

## Tiempo requerido

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

## 3.10. Transmisión del MLC

### Objetivo

Verificar la radiación de fuga<sup>41,42</sup> a través del sistema de colimación multilámina.

### Teoría de la prueba

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

nal viene definida por el ancho de mordaza, mientras que el MLC limita el tamaño transversal, además de modular la intensidad. Por ello, el colimador multilámina de tomoterapia ha sido diseñado para minimizar la transmisión<sup>43</sup> utilizando láminas de tungsteno de 10 cm de espesor.

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

## Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Estado	Tras cambio de MLC.

## Recursos humanos

Radiofísico.

## Recursos materiales

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

## Procedimiento

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

## Análisis de resultados

Transmisión porcentual a través y entre láminas.

## Tolerancia

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

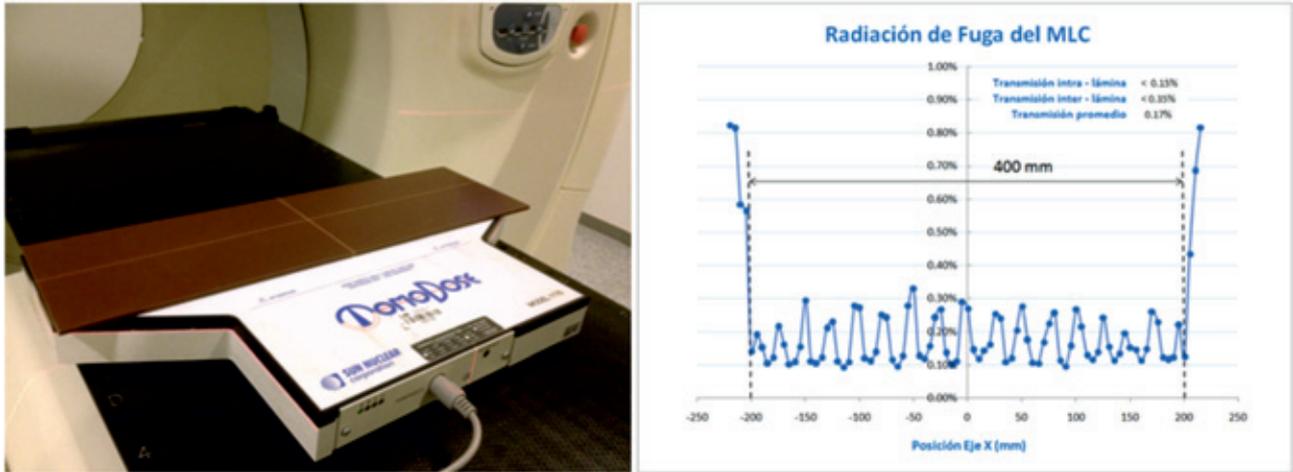


Fig. 18. Montaje experimental y resultados correspondientes a la transmisión del MLC, utilizando una matriz de detectores.

### Tiempo requerido

20 minutos.

### 3.11. Tiempo de reacción o latencia de las láminas

#### Objetivo

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

#### Teoría de la prueba

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

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

### Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación Inicial.

Estado Tras cambio de MLC.

Constancia Anual.

### Recursos humanos

Radiofísico.

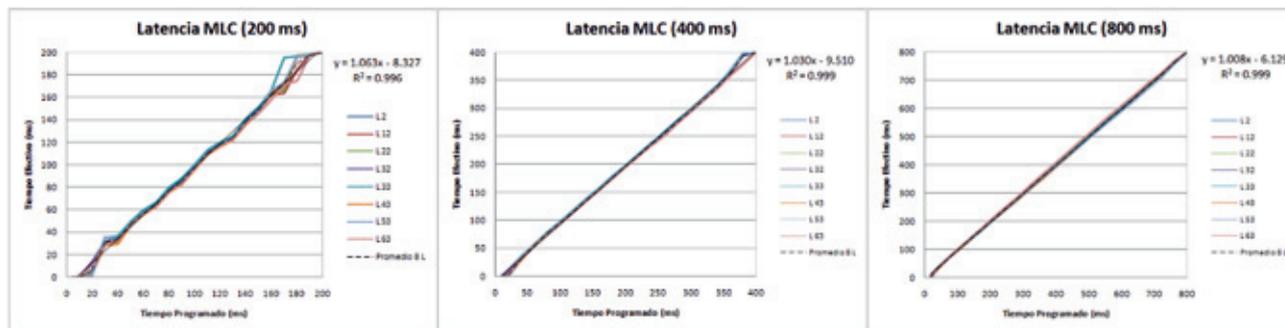
### Recursos materiales

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

### Procedimiento

#### A. Método A

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



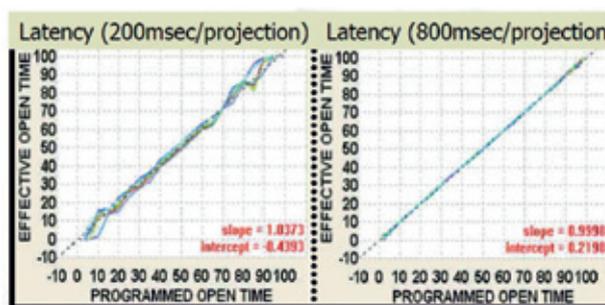
**Fig. 19.** Resultados correspondientes al tiempo de reacción de las láminas, obtenidos mediante el uso de matrices de detectores.

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

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

**B. Método B**

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



**Fig. 20.** Resultados del tiempo de reacción de las láminas, obtenidos mediante el uso de la matriz de detectores del sistema de imagen del propio equipo.

3. Obtener la curva promedio de las 8 láminas y ajustarlas linealmente (ver fig. 20).
4. Comparar la curva obtenida con la implementada en el sistema de planificación (accesibles desde el módulo de configuración *JAM*).

**Análisis de resultados**

Comparar la discrepancia entre los valores de apertura de lámina obtenidos con cada curva.

**Tolerancia**

2% entre los puntos de la curva obtenida respecto a la curva del modelado en el sistema de planificación, basado en especificaciones del fabricante.

**Tiempo requerido**

- A. 1 hora de medida por curva.
- B. 1 hora.

### 3.12. Interrupción de tratamiento

#### Objetivo

Verificar el correcto funcionamiento del equipo en la generación e irradiación de tratamientos parciales para completar tratamientos interrumpidos.

#### Teoría de la prueba

La unidad de tomoterapia permite generar *procedimientos* para completar tratamientos interrumpidos. El sistema debe registrar correctamente los datos relativos a la fracción de tratamiento que ha sido impartida y generar, en base a esta información, la fracción de tratamiento pendiente de irradiar añadiendo tiempo de calentamiento para garantizar la estabilidad inicial del haz. Por ello, la posición de la mesa al reanudar la irradiación será la correspondiente a 10 segundos antes de que el tratamiento se interrumpiese, siempre partiendo del posicionamiento del paciente respecto al isocentro virtual de la máquina.

Se recomienda realizar comprobaciones para planes de tratamiento sencillos con parámetros representativos de la práctica clínica (aperturas de mordaza en uso y valores de *pitch* habituales) tales como los planes de clase utilizados para la puesta en marcha, para poder

aplicar tolerancias basados en los perfiles de la distribución de dosis más exigentes que el criterio gamma habitualmente utilizado (3% de diferencia de dosis, 3 mm de distancia entre puntos de igual dosis).

#### Tipo de prueba y periodicidad

Aceptación	Inicial.
Constancia	Mensual (una apertura de mordaza). Trimestral (cada apertura de mordaza).

#### Recursos humanos

Aceptación	Radiofísico.
Constancia	Técnico.

#### Recursos materiales

Película, maniquí, escáner ( $\geq 100$  ppp) y herramienta informática de análisis de resultados. Conjunto ionométrico (opcional). Las matrices de detectores proporcionan menor resolución espacial, por lo que su uso para esta prueba requiere la caracterización de su respuesta.<sup>46</sup>

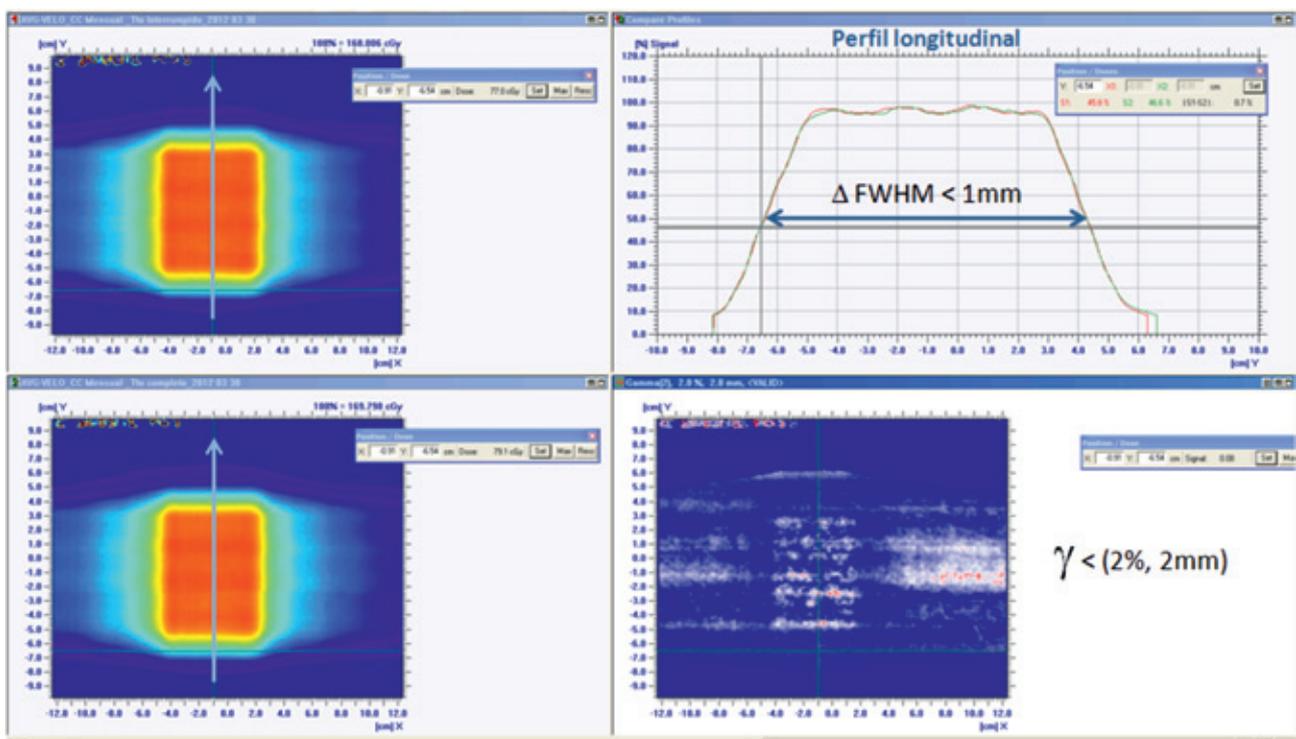


Fig. 21. Comparativa la distribución de dosis medida con película correspondientes al tratamiento administrado con y sin interrupción.

## Procedimiento

1. Colocar una película en un plano coronal del maniquí. Opcionalmente, alojar una cámara de ionización para determinar dosis en una región homogénea del maniquí.
2. Irradiar el plan de tratamiento seleccionado (planes de verificación de pacientes o los planes de clase utilizados en la puesta en marcha).
3. Reemplazar la película y anotar, si procede, el valor de dosis registrado por la cámara de ionización.
4. Irradiar de nuevo el plan de tratamiento e interrumpirlo. Para el caso de *TomoDirect™*, realizar la interrupción durante la irradiación de un campo, ya que, no tendría repercusión dosimétrica si se produce entre campos de tratamiento.
5. Generar e irradiar el *procedimiento* para completar el tratamiento.
6. Comparar las distribuciones de dosis obtenidas para ambas películas (fig. 21) y la dosis registrada por la cámara al impartir el tratamiento sin y con interrupción.

## Análisis de resultados

Determinar la discrepancia en dosis y extensión longitudinal de las distribuciones de dosis obtenidas en ambas películas.

Determinar la discrepancia de dosis registrada por la cámara de ionización para ambos casos.

## Tolerancia

- Película: 3% de diferencia de dosis,  $\pm 1$  mm respecto al valor de FWHM perfil longitudinal.<sup>16</sup>
- Cámara de ionización:  $\pm 2\%$  de diferencia de dosis.

## Tiempo requerido

30 minutos.

## 4. Agradecimientos

Este documento surge como parte del grupo de trabajo de la Sociedad Española de Física Médica sobre Radioterapia de Intensidad Modulada creado en 2011 y disuelto en 2017. Por ello, queremos agradecer a los componentes de dicho grupo Luis Núñez Martín, Feliciano García Vicente, Joan Roselló i Ferrando, Josep Puxeu Vaqué y Daniel Zucca Aparicio, su contribución en las revisiones preliminares del texto.

Asimismo, hacemos constar nuestro agradecimiento por sus aportaciones al documento a nuestros compañeros Sofía García Repiso, Jorge Hernández Rodríguez,

Melanie Erzilbengoa Izaguirre, Cristina Mínguez Aguilar y José Miguel Delgado Rodríguez.

También agradecer a Julia Garayoa Roca, la automatización del análisis de las pruebas realizadas con películas radiocrómicas, y a Andrés Arceredillo Gil y Álvaro Sandoval Vallejo, su asesoramiento en detalles técnicos del equipo.

## Bibliografía

1. Mackie TR. History of tomotherapy. *Phys Med Biol* 2006;51(13).
2. Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, et al. Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys* 1993;20(6):1709-19.
3. Jeraj R, Mackie TR, Balog J, et al. Radiation characteristics of helical tomotherapy. *Med Phys* 2004;31(2):396-404.
4. Sánchez-Rubio P, Rodríguez-Romero R, Castro-Tejero P. A retrospective tomotherapy image-guidance study: analysis of more than 9,000 MVCT scans for ten different tumor sites. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15(6):30-45.
5. Ruchala KJ, Olivera GH, Schloesser EA, Mackie TR. Megavoltage CT on a tomotherapy system. *Phys Med Biol* 1999;44(10):2597-621.
6. Meeks SL, Harmon JF, Langen KM, et al. Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit. *Med Phys* 2005;32(8):2673-81.
7. Forrest LJ, Mackie TR, Ruchala K, et al. The utility of megavoltage computed tomography images from a helical tomotherapy system for setup verification purposes. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60(5):1639-44.
8. Lu W, Olivera GH, Chen ML, Reckwerdt PJ, Mackie TR. Accurate convolution/superposition for multi-resolution dose calculation using cumulative tabulated kernels. *Phys Med Biol* 2005;50(4):655-80.
9. Sterpin E, Salvat F, Olivera G, Vynckier S. Monte Carlo evaluation of the convolution/superposition algorithm of Hi-Art tomotherapy in heterogeneous phantoms and clinical cases. *Med Phys* 2009;36(5):1566-75.
10. Chen Q, Chen M, Lu W. Ultrafast convolution/superposition using tabulated and exponential kernels on GPU. *Med Phys* 2011;38(3):1150-61.
11. Lu W. A non-voxel-based broad-beam (NVBB) framework for IMRT treatment planning. *Phys Med Biol* 2010;55(23):7175-7210.
12. Lu W, Chen M. Fluence-convolution broad-beam (FCBB) dose calculation. *Phys Med Biol* 2010;55(23):7211-29.
13. Sterzing F, Uhl M, Hauswald H, et al. Dynamic jaws and dynamic couch in helical tomotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76(4):1266-73.
14. Chen Y, Chen Q, Chen M, Lu W. Dynamic tomotherapy delivery. *Med Phys* 2011;38(6Part1):3013-24.
15. Rong Y, Chen Y, Shang L, et al. Helical tomotherapy with dynamic running-start-stop delivery compared to conventional tomotherapy delivery. *Med Phys* 2014;41(5):51709.
16. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys* 2010;37(9):4817-53.

17. Vondel I Van de, Tournel K, Verellen D, et al. A diagnostic tool for basic daily quality assurance of a Tomotherapy Hi\*Art machine. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10(4):2972.
18. Althof V, Haaren P van, Westendorp R, et al. A quality assurance tool for helical tomotherapy using a step-wedge phantom and the on-board MVCT detector. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13(1):148-63.
19. Flynn RT, Kissick MW, Mehta MP, et al. The impact of linac output variations on dose distributions in helical tomotherapy. *Phys Med Biol* 2008;53(2):417-30.
20. Staton RJ, Langen KM, Kupelian PA, Meeks SL. Dosimetric effects of rotational output variation and x-ray target degradation on helical tomotherapy plans. *Med Phys* 2009;36(7):2881-8.
21. Fenwick JD, Tomé WA, Jaradat HA, et al. Quality assurance of a helical tomotherapy machine. *Phys Med Biol* 2004;49(13):2933-53.
22. Balog J, Mackie TR, Pearson D, et al. Benchmarking beam alignment for a clinical helical tomotherapy device. *Med Phys* 2003;30(6):1118-27.
23. Thomas SD, Mackenzie M, Rogers DWO, Fallone BG. A Monte Carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy. *Med Phys* 2005;32(5):1346-53.
24. Jeraj R, Mackie TR, Balog J, Olivera G. Dose calibration of nonconventional treatment systems applied to helical tomotherapy. *Med Phys* 2005;32(2):570-7.
25. Sterpin E, MacKie TR, Vynckier S. Monte Carlo computed machine-specific correction factors for reference dosimetry of TomoTherapy static beam for several ion chambers. *Med Phys* 2012;39(7):4066-72.
26. Rodríguez-Romero R, Sánchez-Rubio P. Experimental estimation of beam quality conversion factor under non standard condition for helical tomotherapy. *Radiother Oncol* 2010;96:S457.
27. Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, et al. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. *laea Trs-398*. 2006;2006(June):183.
28. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 1999;26(9):1847-70.
29. Alfonso R, Andreo P, Capote R, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.* 2008;35(11):5179-86.
30. Perichon N, Garcia T, François P, et al. Calibration of helical tomotherapy machine using EPR/alanine dosimetry. *Med Phys* 2011;38(3):1168-77.
31. Bailat CJ, Buchillier T, Pachoud M, Moeckli R, Bochud FO. An absolute dose determination of helical tomotherapy accelerator, TomoTherapy High-Art II. *Med Phys* 2009;36(9Part1):3891-6.
32. Zeverino M, Agostinelli S, Pupillo F, Taccini G. Determination of the correction factors for different ionization chambers used for the calibration of the helical tomotherapy static beam. *Radiother Oncol* 2011;100(3):424-8.
33. Ost B De, Schaeken B, Vynckier S, Sterpin E, Weyngaert D Van Den. Reference dosimetry for helical tomotherapy: Practical implementation and a multicenter validation. *Med Phys* 2011;38(11):6020-6.
34. Gago-Arias A, Rodríguez-Romero R, Sánchez-Rubio P, et al. Correction factors for A1SL ionization chamber dosimetry in TomoTherapy: Machine specific, plan class and clinical fields. *Med Phys* 2013;40(1):11721.
35. Thomas SJ, Aspradakis MM, Byrne JP, et al. Reference dosimetry on TomoTherapy: An addendum to the 1990 UK MV dosimetry code of practice. *Phys Med Biol* 2014;59(6).
36. Palmans H, Andreo P, Huq S, Seuntjens J. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: An IAEA-AAPM International Code of Practice for reference and relative dose determination. Technical Report Series No. 483. *laea Trs483*. 2017;(November).
37. McEwen MR. Measurement of ionization chamber absorbed dose kQ factors in megavoltage photon beams. *Med Phys* 2010;37(5):2179-93.
38. Roy M Le, Carlan L de, Delaunay F, et al. Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams. *Phys Med Biol* 2011;56(17):5637-50.
39. Francois P, Mazal A. Static and rotational output variation of a tomotherapy unit. *Med Phys* 2009;36(3):816-20.
40. Balog J, Holmes T, Vaden R. Helical tomotherapy dynamic quality assurance. *Med Phys* 2006;33(10):3939-50.
41. Kinhikar R a. Multileaf collimator transmission from the first Hi-Art II helical tomotherapy machine in India. *J Cancer Res Ther* 2008;4(2):88-90.
42. Sarkar V, Lin L, Shi C, Papanikolaou N. Quality assurance of the multileaf collimator with helical tomotherapy: Design and implementation. *Med Phys* 2007;34(7):2949-56.
43. Balog J, Lucas D, DeSouza C, Crilly R. Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations. *Med Phys* 2005;32(3):710-9.
44. Chen Q, Westerly D, Fang Z, Sheng K, Chen Y. TomoTherapy MLC verification using exit detector data. *Med Phys* 2012;39(1):143-52.
45. Sevillano D, Mínguez C, Sánchez A, Sánchez-Reyes A. Measurement and correction of leaf open times in helical tomotherapy. *Med Phys* 2012;39(11):6972-80.
46. Althof V, Ost B De, Reynaert N, et al. Quality Assurance for Tomotherapy Systems. *NCS Rep*. 27. 2017;(March).

# Colección FUNDAMENTOS DE FÍSICA MÉDICA

¡YA ESTÁ COMPLETA!

## Objetivos de la colección:

01

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

02

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

03

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



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

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

[www.auladoc.com](http://www.auladoc.com)

Información y pedidos en:



+34 5428282



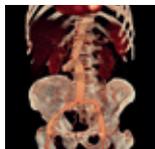
[info@auladoc.com](mailto:info@auladoc.com)



Madrid

## ¿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](http://www.philips.com/CT).

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

**PHILIPS**

sense and simplicity

