AVANCE DE PUBLICACIÓN

Rev Fis Med 2026;27(2)(Julio-Diciembre):XX-XX

Artículo científico

Revista de Física Médica
Publicación de la Sociedad Española de Física Médica

Verificaciones integrales de radiocirugía craneal en un acelerador lineal Versa HD equipado con ExacTrac Dynamic

End-to-end testing of cranial radiosurgery on a Versa HD linear accelerator equipped with ExacTrac Dynamic

Pedro Almendral Manzano*, Gerard Pons Polo, María Jesús Macías Castillo, César Rodríguez Alarcón, Daniel Roberto Domínguez

Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario de Badajoz. Badajoz.

Resumen

Se describe el procedimiento implementado en nuestro servicio para la realización de verificaciones integrales o "end-to-end" de radiocirugía craneal en un acelerador Elekta Versa HD equipado con sistema de guiado por imagen ExacTrac Dynamic, así como los primeros resultados obtenidos. Las verificaciones se hicieron utilizando un maniquí antropomórfico y dosimetría con película radiocrómica. Se diseñaron tres planes monoisocéntricos de arcoterapia modulada en el sistema de planificación Monaco incluyendo volúmenes blanco con distintas formas y tamaños. Los tratamientos se administraron posicionando el maniquí con imágenes de rayos X de ExacTrac. La dosis medida se comparó con la planificada mediante análisis gamma con distintos criterios, y evaluando la diferencia de dosis absoluta en el centro de los PTV. Asimismo, se estimó la desviación geométrica en la administración de la dosis comparando el registro basado en marcas fiduciales con el basado en optimizar la coincidencia dosimétrica. Las desviaciones encontradas están en general dentro de 1 mm y 5%, aunque en algunos planes pueden encontrarse zonas fuera de los volúmenes blanco con diferencias que superan el 5% de la dosis local.

Palabras clave: Verificación E2E, radiocirugía, película radiocrómica, maniquí antropomórfico, ExacTrac.

Abstract

This paper describes the end-to-end testing procedure implemented in our department for cranial radiosurgery delivered on an Elekta Versa HD linac equipped with an ExacTrac Dynamic image-guidance system, as well as the initial results obtained. The tests were carried out using an anthropomorphic phantom and radiochromic film dosimetry. Three single-isocenter modulated arc therapy plans were designed in the Monaco treatment planning system, with target volumes of different shapes and sizes. Treatments were delivered after positioning the phantom using ExacTrac X-ray images. The measured and planned doses were compared using gamma analysis with multiple criteria, and by evaluating the absolute dose difference at the center of the PTVs. Additionally, the geometric deviation of the dose delivery was estimated by comparing fiducial marker-based registration against registration based on optimizing dosimetric agreement. Observed deviations were generally within 1 mm and 5%, although areas with dose differences exceeding 5% of the local dose were found outside the PTVs in some cases.

Keywords: E2E test, radiosurgery, radiochromic film, anthropomorphic phantom, ExacTrac.

*Correspondencia: pedro.almendral@salud-juntaex.es

https://doi.org/10.37004/sefm/2026.27.2.A001

Fecha de recepción: 11/02/2026

Fecha de publicación online: 18/11/2026

© 2026 Sociedad Española de Física Médica. Publicado por ADI Servicios Editoriales. Reservados todos los derechos.

1. Introducción

Distintas guías[1–3] recomiendan realizar verificaciones integrales o de extremo a extremo, también conocidas como verificaciones "end-to-end" (E2E), antes de implantar una nueva técnica de radioterapia o incluso con periodicidad anual. En estas verificaciones se simula con un maniquí el proceso de preparación y administración del tratamiento seguido con los pacientes reales, y se compara la dosis planificada con la medida en el maniquí para tener una indicación de la exactitud dosimétrica y geométrica global cuando se combinan las fuentes de incertidumbre asociadas a cada una de las etapas y subsistemas que intervienen en el proceso. La verificación incluye, por tanto, la adquisición de imágenes del maniquí para la planificación del tratamiento, el cálculo dosimétrico, transferencia de datos, posicionamiento guiado por imagen y entrega de la dosis por el acelerador.

Los sistemas basados en matrices de detectores utilizados habitualmente para control de calidad específico de paciente (PSQA) permiten comparar la dosis medida con la calculada en un maniquí de geometría simple, pero algunos de los sistemas más utilizados tienen resolución subóptima para haces pequeños o limitaciones que impiden hacer una verdadera verificación E2E. Dependiendo del sistema concreto, estas limitaciones pueden incluir: imposibilidad de medir con haces no coplanares como los utilizados habitualmente en radiocirugía, necesidad de calcular la distribución de dosis en un TC virtual o sobrescribiendo la densidad del maniquí en la imagen de TC, o imposibilidad de colocar el maniquí con precisión en el acelerador mediante el sistema de guiado por imagen. Asimismo, se ha comunicado que algunos centros que pasan su PSQA fallan la prueba E2E en auditorías dosimétricas independientes realizadas con maniquí antropomórfico.[4,5]

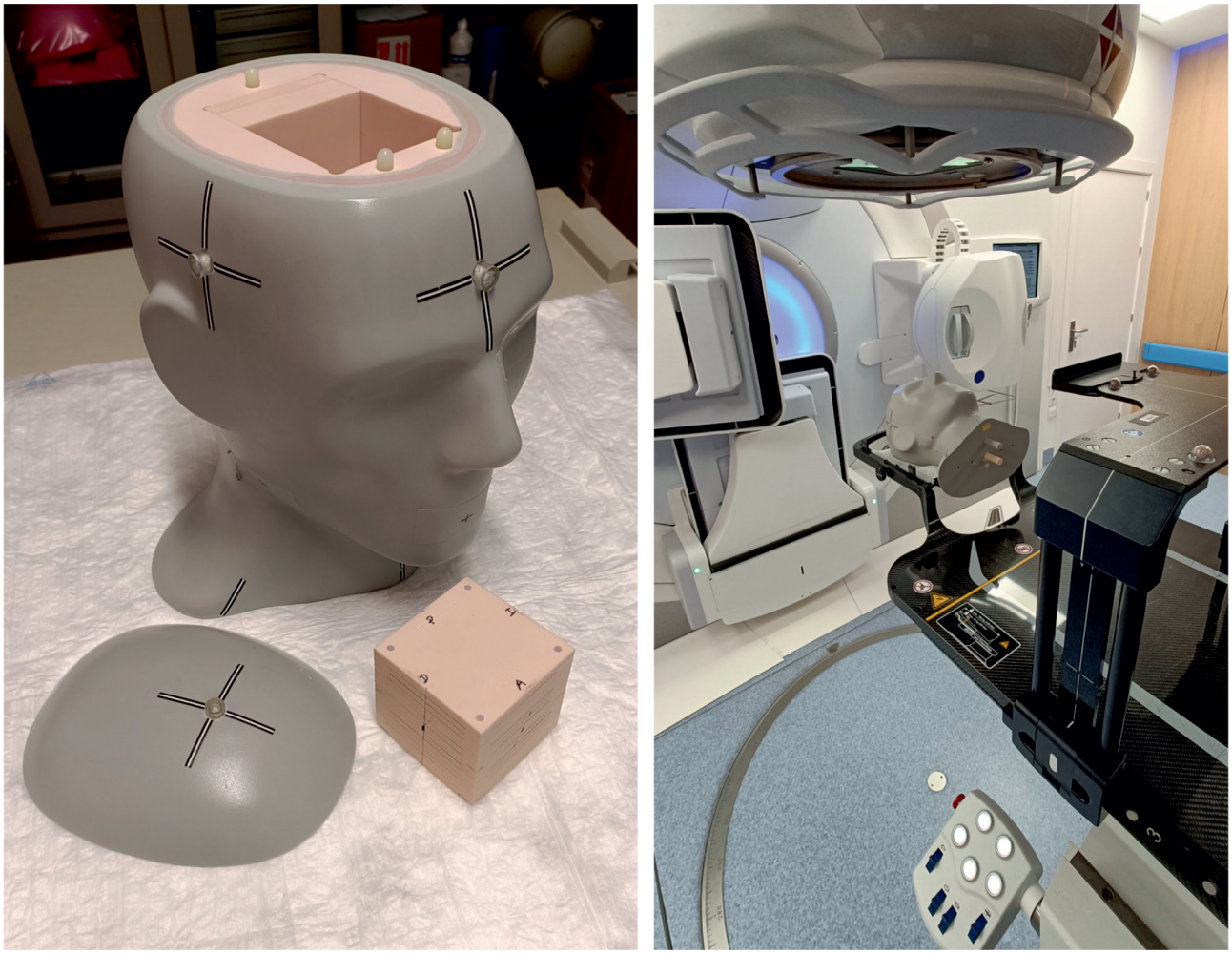


Figura 1. (a) Maniquí STEEV mostrando el inserto utilizado para la película radiocrómica; (b) Maniquí colocado en el acelerador lineal.

Este trabajo presenta el procedimiento implementado en nuestro centro para pruebas E2E de radiocirugía craneal en un acelerador lineal equipado con un sistema de guiado por imágenes estereoscópicas de rayos X, así como los resultados iniciales obtenidos.

2. Material y métodos

2.1. Maniquí

Las pruebas se realizaron con el maniquí antropomórfico de cráneo STEEV (CIRS Inc., EE.UU.) mostrado en la fig. 1, fabricado con materiales radiológicamente similares a hueso y tejido blando. En el maniquí se introdujeron películas radiocrómicas EBT-XD (Ashland Inc., EE.UU.) con formato adaptado a uno de los insertos del maniquí. Este inserto, de forma cúbica, está formado por láminas de material equivalente a tejido blando entre las cuales se pueden insertar películas de aproximadamente 6.2 cm de lado, separadas 4 mm en dirección axial, coronal o sagital dependiendo de la orientación del inserto dentro del maniquí. El inserto tiene ranuras laterales visibles en TC que permiten hacer marcas de referencia en los bordes de la película para el registro de la dosis medida con la planificada, e incluye también láminas de plástico que pueden utilizarse en sustitución de las películas para mantener la misma geometría en ausencia de estas.

2.2. Calibración y procesado de la película radiocrómica

Para calibrar el lote de películas se irradiaron siete fragmentos de 6 cm × 3 cm en el centro de un haz de fotones de 6 MV de 10 cm × 10 cm, variando las unidades de monitor para conseguir diferentes niveles de dosis entre 0.5 y 25 Gy. En los planes de tratamiento se usó haz sin filtro aplanador, pero dado que la respuesta de la película es prácticamente independiente de la energía y de la tasa de dosis,[6] en la calibración se usó haz con filtro para conseguir una irradiación uniforme. Cada fragmento se colocó entre láminas de plástico RW3 (PTW Freiburg GmbH, Alemania) a 5 cm de profundidad, con 5 cm de retrodispersión y distancia foco-película 100 cm. Para establecer la relación entre unidades de monitor y dosis en esas condiciones, inmediatamente antes de irradiar las películas se midió con cámara Farmer (PTW 30013) en RW3 usando una lámina con un alojamiento específico para esta cámara, a la misma profundidad y distancia foco-detector a la que se colocó la película. Para la determinación de la dosis se utilizaron los factores del protocolo TRS-398 (Rev. 1)[7] despreciando la no equivalencia a agua del RW3. Para tenerla en cuenta sería necesario introducir una corrección que depende del detector, energía, profundidad y de si se quiere determinar la dosis a agua o a medio, pero para el material y condiciones utilizadas sería inferior al 1%.[8]

Las películas se digitalizaron 18 h ± 20 min después de la irradiación en un escáner Epson Expression 10000XL tras mantenerlo encendido durante al menos 15 min y hacer tres escaneos previos sin película. Los fragmentos de película se alinearon a lo largo del centro del escáner manteniendo la misma orientación en todas las películas, se cubrieron con una lámina de metacrilato transparente de 3 mm para evitar que se combaran y se escanearon una única vez, en modo transmisión, desactivando las correcciones de color del programa Epson Scan. La lectura se guardó como imagen RGB de 48 bits en formato TIFF. La dosimetría se llevó a cabo en la aplicación web radiochromic.com,[*] que usa el método multicanal de Méndez et al.[9,10] Debido al pequeño tamaño de las películas, no se corrigió la falta de uniformidad de la lectura en dirección perpendicular al movimiento de la lámpara.

Al generar el mapa de dosis de las películas utilizadas en la calibración, se comprobó que a partir de 4 Gy el valor medio en cada película coincidía con la dosis declarada dentro de 0.5%, aunque en algunas se observaba una falta de uniformidad, con desviación típica ~1% de la dosis media, que apenas se reducía al aplicar un filtro de mediana. En consecuencia, se estimó que la incertidumbre intrínseca de la medida con película (k = 1), sin incluir la propia de la cámara de ionización, es del orden de 1.5%.[†]

Para las películas utilizadas en la verificación de los planes de tratamiento se siguió el mismo protocolo que para las de calibración, con la única diferencia de que en las de calibración se usó resolución de 72 ppp y en las de verificación 150 ppp, y antes de cargarlas en radiochromic.com se aplicó un filtro de mediana de radio 2 píxeles con el *software* ImageJ (NIH, EE.UU.) para reducir el ruido a un área de interés que cubría casi toda la imagen excepto las marcas de alineación en los bordes de la película.

2.3. Preparación de los planes de tratamiento

El maniquí STEEV se escaneó en un equipo de TC Somatom Confidence (Siemens Healthineers, Alemania) con cortes de 1 mm, colocado sobre un sistema de inmovilización Cranial 4Pi (Brainlab SE,

[*] https://radiochromic.com

[†] Esta incertidumbre podría ser menor al medir la dosis media en una región de interés de tamaño suficientemente grande, pero calcular la incertidumbre en ese caso requeriría un análisis detallado de la longitud de correlación espacial de las heterogeneidades, lo cual queda fuera del alcance de este trabajo.

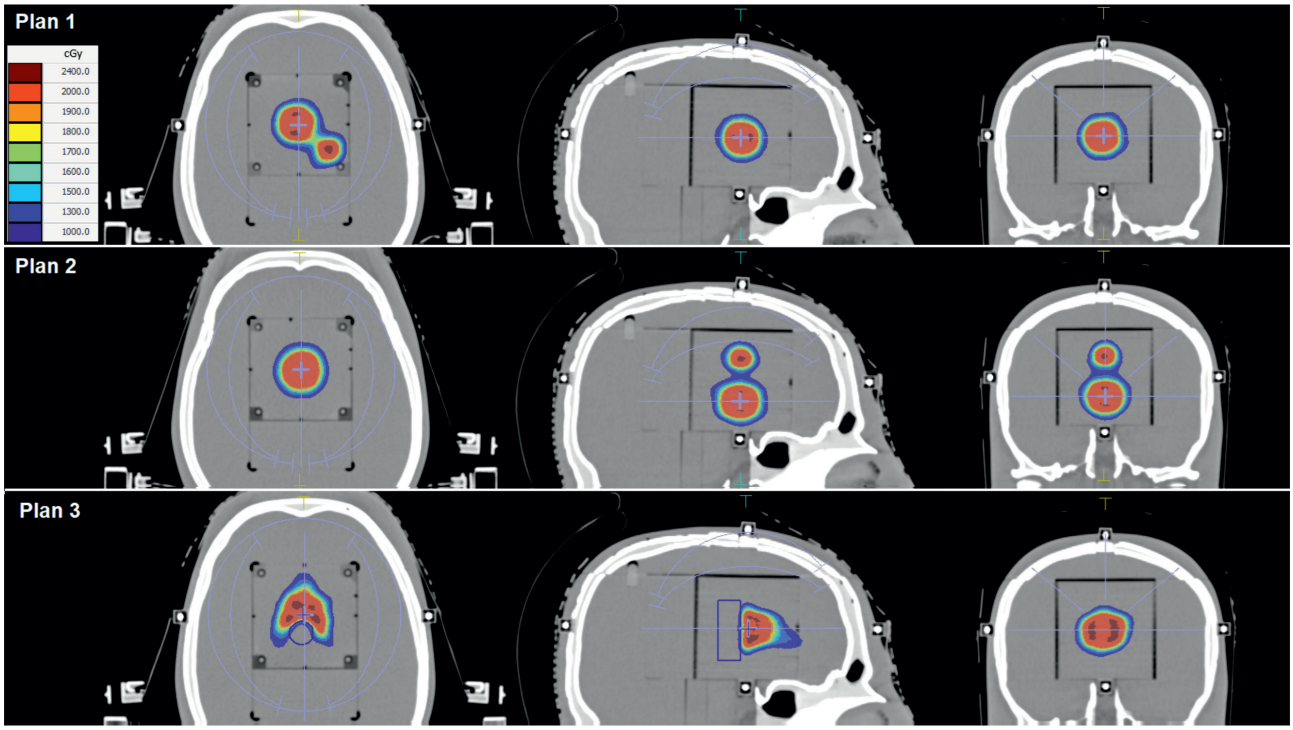


Figura 2. Cortes transversal, sagital y coronal de los planes diseñados en Monaco.

Alemania) idéntico al usado en el acelerador. Dado que el sistema de planificación no puede extraer planos de dosis en cortes oblicuos, era necesario que el inserto para la película quedara orientado con exactitud según los ejes de la imagen, lo que requirió un proceso iterativo con varios escaneos y pequeños ajustes del maniquí hasta que todas las rotaciones fueron despreciables.

Las imágenes se transfirieron al planificador Monaco v.6.1 (Elekta AB, Suecia) y se aplicó la curva TC-densidad electrónica utilizada en la práctica clínica. Se generó el contorno externo incluyendo el inmovilizador y se diseñaron tres planes de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) que simulaban tratamientos de radiocirugía de fracción única (fig. 2). El plan 1 tenía dos volúmenes blanco (PTV) esféricos con diámetros de 2 cm y 1 cm, cuyos centros se encontraban separados 2.5 cm en un mismo plano transversal. El plan 2 tenía dos volúmenes similares a los del plan 1 pero separados en dirección craneocaudal. El plan 3 tenía un único PTV con un tamaño aproximado de 2 cm que presentaba una concavidad rodeando parcialmente una estructura cilíndrica que simulaba el tronco cerebral, que quedaba separada 1 mm del PTV.

En cada plan se usó un único isocentro y cuatro arcos de 6 MV FFF con ángulos de mesa 0°, 270°, 40° y 320°. Se optimizó para cubrir con 20 Gy la periferia de los PTV usando parámetros de optimización similares a los utilizados clínicamente en nuestro centro para este tipo de tratamientos, resultando dosis máximas de aproximadamente 24 Gy en el centro de los PTV.

Tabla 1. Parámetros de secuenciación utilizados en Monaco.

Segment Shape Optimization	activo
High Precision Leaf Positions	activo
Máximo número de arcos por campo	1
Máximo número de puntos de control por arco	180
Anchura mínima de segmento (cm)	0.60
Suavizado de Fluencia	medio

Se obtuvo un cociente entre unidades de monitor y dosis prescrita (UM/cGy) de 1.9, 1.7 y 3.4 para los planes 1, 2 y 3 respectivamente.[‡] Los parámetros de secuenciación utilizados, que afectan a la generación de los puntos de control a partir de la fluencia óptima, se muestran en la tabla 1. El cálculo de dosis final se hizo con algoritmo Monte Carlo, dosis absorbida en medio, incertidumbre estadística de 1% y resoluciones de 1.0 mm y 1.5 mm. Con la versión del planificador y el *hardware* disponible actualmente en nuestro servicio, 1 mm es la rejilla de cálculo más fina que resulta

[‡] Este cociente, orientativo del grado de modulación, no es directamente comparable entre aceleradores que usen distinto convenio para definir las UM. El acelerador de este trabajo se calibró para obtener 1 cGy/UM en agua a 10 cm de profundidad con distancia foco-superficie 90 cm y campo de 10 cm × 10 cm.

viable utilizar en la práctica, y 1.5 mm representaría un compromiso entre resolución y tiempo de cálculo.

Los planes e imágenes de TC se exportaron a la red MOSAIQ (Elekta) y al sistema de imagen ExacTrac Dynamic (Brainlab). Asimismo, se identificó en las imágenes la posición de los cortes donde irían colocadas las películas y se exportaron a un archivo las correspondientes matrices de dosis con la herramienta "Dose Plane" de Monaco, para comparar posteriormente con la dosis medida. En el plan 1 se colocaron tres películas en planos transversales, coincidiendo con el centro y bordes superior e inferior del PTV mayor. Las películas de los bordes se colocaron con la intención de evaluar los resultados no sólo en zonas de medida "sencilla", sino también en planos en los que la incertidumbre es mayor por haber gradientes de dosis elevados en dirección perpendicular a la película, así como para intentar detectar de manera indirecta posibles desviaciones de la distribución de dosis en esa dirección. Los otros planes se midieron en un plano que pasaba por el centro de los PTV (coronal en el plan 2 y transversal en el plan 3).

2.4. Irradiación del maniquí

El tratamiento se administró en un acelerador Versa HD (Elekta), equipado con tablero de 6 grados de libertad HexaPOD (Elekta) y sistema de guiado por imagen ExacTrac Dynamic. Este sistema puede obtener imágenes estereoscópicas de rayos X con cualquier ángulo de mesa, registrarlas con imágenes generadas a partir del TC (fig. 3), determinar las traslaciones y rotaciones necesarias y enviarlas al *software* que controla el HexaPOD. Esto permite corregir durante el tratamiento las desviaciones asociadas al giro isocéntrico de la mesa y los pequeños movimientos que pueda tener el paciente dentro del sistema de inmovilización no invasivo.

ExacTrac Dynamic también incluye un sistema de monitorización de la superficie del paciente para el posicionamiento aproximado inicial y para detectar movimientos en tiempo real, pero en este trabajo se usó únicamente el sistema de rayos X, adquiriendo imágenes y aplicando correcciones submilimétricas tras cada giro de mesa.

Los planes se irradiaron en días distintos, en los que no se realizó ninguna calibración del acelerador ni del sistema de imagen, con objeto de que las condiciones fueran similares a las de un día típico de tratamiento.

2.5. Comparación de la dosis medida y planificada

En la comparación se tomó como dosis de referencia la del planificador, y la película se usó como dosímetro absoluto sin efectuar ningún reescalado de dosis.

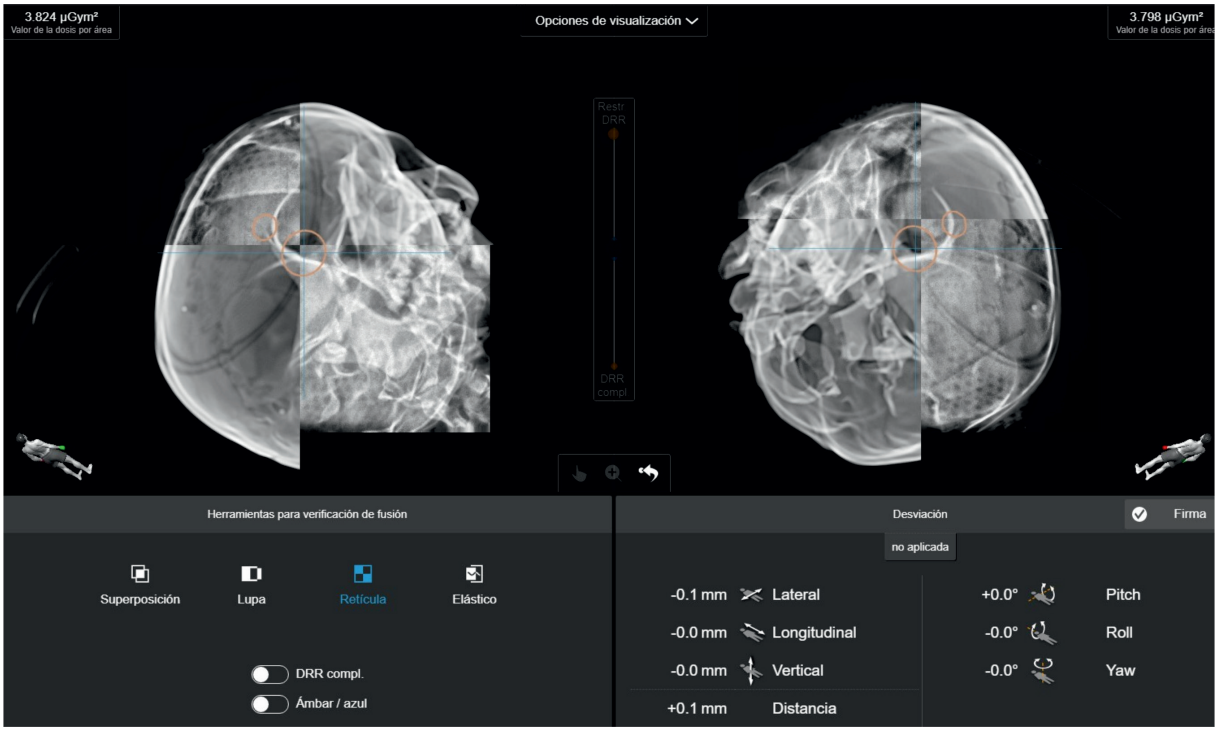


Figura 3. Comparación de radiografías con imágenes de referencia en ExacTrac Dynamic durante el posicionamiento del maniquí en el acelerador.

Los mapas de dosis medida y planificada se registraron en radiochromic.com utilizando las marcas de referencia de la película. Los planos de dosis de Monaco tienen un sistema de coordenadas visible en radiochromic.com con origen en el isocentro planificado: si al diseñar el plan se coloca el isocentro en el centro geométrico del inserto, señalado por ranuras fiduciales en los laterales de este, el registro debe hacer que las marcas de la película correspondientes a esos puntos queden alineadas sobre los ejes de coordenadas. Si el isocentro planificado se sitúa en otro punto (como en los planes 2 y 3), debe tenerse en cuenta el desplazamiento en cada dirección para reproducirlo en el registro.

El registro basado en marcas incluye pasos con componente subjetiva cuya incertidumbre es difícil de determinar por medios estadísticos rigurosos, pero las diferencias máximas intra e interobservador fueron de ~0.5 mm al localizar en la imagen de TC el centro de las ranuras del maniquí que sirven como marcas fiduciales, y de 0.3 mm al identificar el centro de las marcas en la imagen de la película. Otra fuente de incertidumbre es el posible descentrado entre las marcas de la película y las ranuras del maniquí: dado que la marca era algo más estrecha que la ranura (~0.7 mm frente a 1 mm) pero no puede salir de esta, la diferencia entre sus centros en el caso más desfavorable está dentro de 0.2 mm. Sumando en cuadratura las incertidumbres anteriores se obtiene un valor de ~0.6 mm.

Tras el registro se examinó visualmente la comparación de dosis (fig. 4) y se calcularon índices gamma con varios criterios de tolerancia para la diferencia de

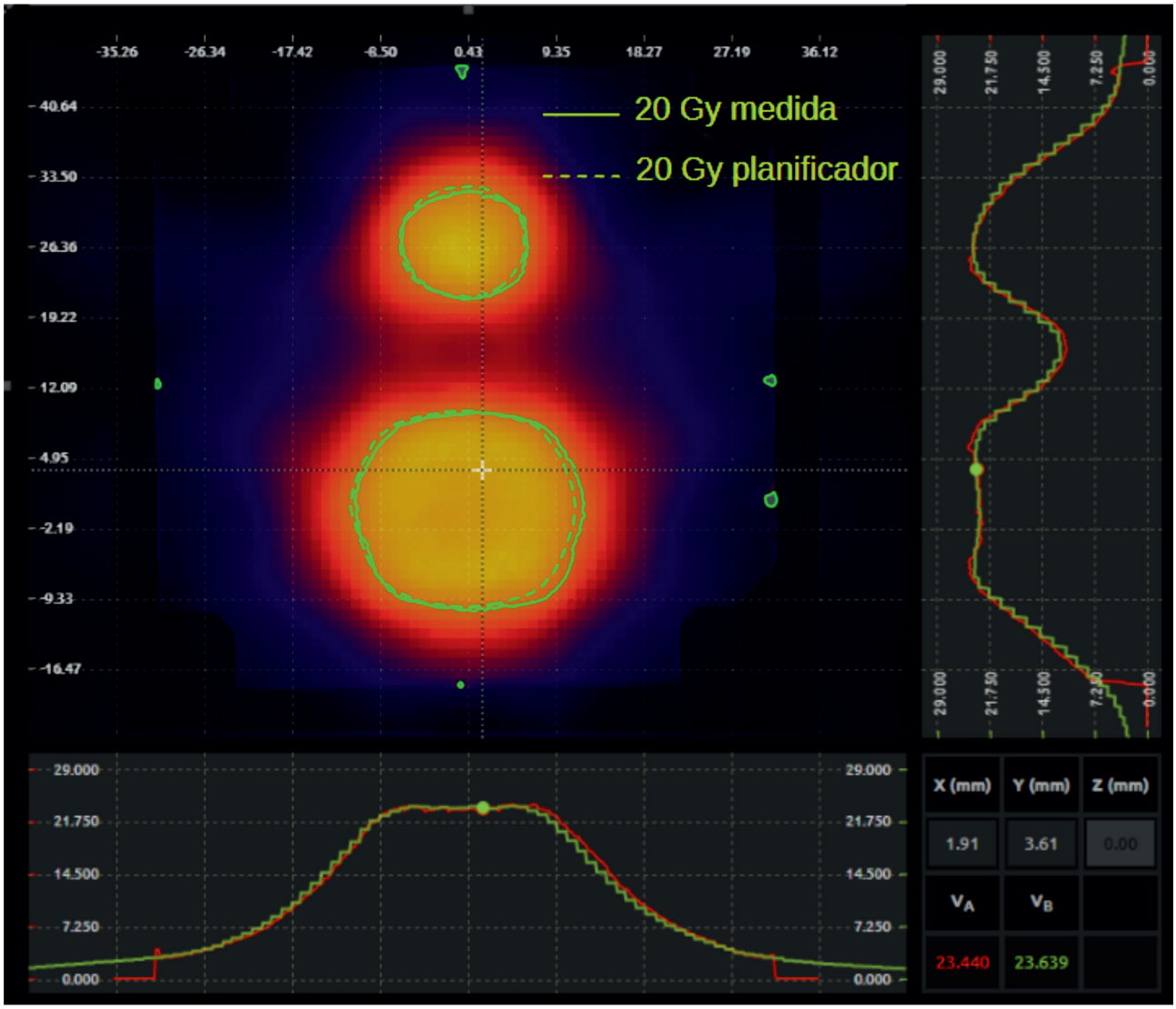


Figura 4. Ejemplo de comparación de las distribuciones de dosis en radiochromic.com (plan 2). Se observan las curvas de isodosis para la dosis de prescripción (planificada en línea discontinua, medida en línea continua) y dos perfiles en ambas direcciones (planificada en verde, medida en rojo).

Tabla 2. Tasas de paso gamma (%) en planos que pasan por el centro de los PTV.

	método de registro criterio gamma normalización umbral (% D_{max})	marcas 3%/1 mm D_{max} 10%	marcas 3%/1 mm D_{presc} 10%	marcas 3%/2 mm D_{max} 10%	marcas 5%/1 mm Local 30%	automático 3%/1 mm D_{max} 10%
rejilla 1.0 mm	plan 1	98.7	97.8	100	99.9	99.6
	plan 2	98.8	98.3	100	97.7	99.8
	plan 3	91.7	90.1	98.8	88.0	91.6
rejilla 1.5 mm	plan 1	93.6	92.3	99.9	88.2	99.1
	plan 2	90.6	88.7	99.9	83.0	99.6
	plan 3	92.1	90.9	98.5	88.6	91.2

dosis y distancia al acuerdo, y con distintos tipos de normalización de la diferencia de dosis: local, global normalizada a la dosis prescrita (D_{presc}) y a la dosis máxima en el plano de la película (D_{max}). Para evitar que el programa interpretara las marcas de alineación de la película como dosis altas y considerara un D_{max} incorrecto, fue necesario restringir el cálculo a un área de interés excluyendo unos 2 mm cerca de los bordes de la película, donde estaban estas marcas.

Además del cálculo gamma, se definieron áreas de 4 mm × 4 mm en el centro de cada PTV y se determinó en cada una la diferencia entre la dosis media experimental y planificada.

Se realizó también otro registro utilizando la opción de autoalineado del programa de análisis, basada en maximizar la coincidencia dosimétrica, y se calculó la diferencia de desplazamiento y rotación respecto al basado en marcas, considerando que esta diferencia representa la desviación geométrica en la administración de la dosis en el plano de la película.

Además de medir en planos que pasan por el centro de los PTV, el plan 1 se midió en planos situados en el borde superior e inferior del PTV mayor. Como prueba de concepto, se investigó si el alto gradiente de dosis en estos planos en dirección perpendicular a la película podría aprovecharse para detectar desplazamientos de la distribución de dosis en esa dirección sin necesidad de repetir la irradiación con otra orientación del inserto. El desplazamiento de la distribución de dosis hacia uno de estos planos tenderá a producir en él dosis superiores a la esperada, ocurriendo lo opuesto si está desplazada en sentido contrario. Para cada plano puede calcularse un desplazamiento a partir de la diferencia con la dosis esperada y el gradiente de dosis perpendicular a la película calculado por el planificador. El desplazamiento de la distribución en conjunto podría estimarse como el promedio del desplazamiento para ambos planos.

3. Resultados

Los resultados en los planos que pasan por el centro de los PTV se muestran en las tablas 2 y 3: la primera muestra las tasas de paso con distintos índices gamma, y la segunda las desviaciones espaciales y la

Tabla 3. Desviación espacial / diferencia de dosis en planos que pasan por el centro de los PTV. x, y = desplazamiento en cada dirección, R = desplazamiento total, rot.= rotación, ΔD: diferencia de dosis

		desviación espacial				ΔD (%)	
		x (mm)	y (mm)	R (mm)	rot. (°)	$PTV_{2\,cm}$	$PTV_{1\,cm}$
rejilla 1.0 mm	plan 1	0.4	−0.3	0.5	−0.7	0.0	3.6
	plan 2	0.5	−0.3	0.6	0.7	−1.1	0.0
	plan 3	−0.1	0.2	0.2	−0.2	−1.7	—
rejilla 1.5 mm	plan 1	0.9	−0.3	0.9	−0.9	1.6	4.3
	plan 2	1.0	−0.3	1.0	0.9	−1.2	−1.1
	plan 3	−0.1	0.2	0.2	0.0	−1.7	—

Tabla 4. Tasas de paso gamma (%) en planos transversales tangenciales a PTV $_{2\ cm}$ (plan 1).

	método de registro criterio gamma normalización umbral (% D_{max})	marcas 3%/1 mm D_{max} 10%	marcas 3%/1 mm D_{presc} 10%	marcas 3%/2 mm D_{max} 10%	marcas 5%/1 mm Local 30%	automático 3%/1 mm D_{max} 10%
rejilla 1.0 mm	borde superior	98.8	98.8	99.4	94.0	98.8
	borde inferior	96.1	95.5	99.7	87.2	97.6
rejilla 1.5 mm	borde superior	98.2	98.2	99.3	92.0	98.7
	borde inferior	91.6	91.9	99.1	72.8	96.8

diferencia de dosis respecto a la esperada en el centro de cada PTV. Puede observarse que en los planes 1 y 2 los resultados obtenidos con resolución de cálculo de 1 mm en Monaco son claramente mejores que los obtenidos con resolución de 1.5 mm. Asimismo, los resultados gamma del plan 3 (de mayor modulación) son peores que los del resto, tanto con el registro automático como con el basado en marcas y resolución 1 mm; la inspección visual confirmó que los puntos que fallaban estaban fundamentalmente en zonas con dosis inferior al 50% de la prescrita, fuera del PTV y de la estructura que simulaba el tronco cerebral, que se priorizó en la optimización frente al resto del tejido sano.

Las tablas 4 y 5 muestran los resultados análogos en los planos tangenciales al PTV mayor del plan 1. En uno de ellos, la diferencia entre la dosis medida y planificada supera el 7% en el máximo local cercano al PTV de 1 cm, pero estos planos realmente no cortan este PTV, quedando separados unos 4 mm en dirección craneal y caudal.

La tabla 6 muestra el análisis descrito en 2.5 para determinar de forma aproximada el desplazamiento de la distribución de dosis en dirección perpendicular a las películas, utilizando el cálculo con rejilla de 1 mm. La diferencia de dosis se refiere a la diferencia entre la dosis promedio medida y planificada en un área de 4 mm × 4 mm en el centro de los máximos locales correspondientes a cada PTV. El valor de mm/Gy se obtuvo en el planificador (distancia entre curvas de isodosis separadas 1 Gy en dirección perpendicular a la película), y el desplazamiento se calculó como el producto de las dos variables anteriores. La incertidumbre absoluta indicada para cada variable es una estimación incluyendo solo aquellos factores que pueden afectar al cálculo de la desviación espacial entre la distribución medida y planificada. La incertidumbre en la diferencia de dosis se asumió igual a 1.5% de la dosis medida por las consideraciones de la sección 2.2, la del gradiente se estimó en 0.5 mm/Gy y la del producto se calculó con la fórmula de propagación de incertidumbres para el producto de variables independientes. En el caso mostrado, el desplazamiento estimado para ambos PTV es inferior a 1 mm y compatible con la incertidumbre expandida.

4. Discusión

En los trabajos publicados sobre este tema se han descrito distintos tipos de maniquís y sistemas de dosimetría para pruebas E2E. Aunque se pueden llevar a cabo midiendo la dosis únicamente en uno o varios puntos,[11,12] las medidas puntuales aportan información muy limitada, resultando ventajoso el uso de dosímetros 2D como la película radiocrómica para obtener

Tabla 5. Desviación espacial / diferencia de dosis en planos transversales tangenciales a PTV $_{2\ cm}$ (plan 1). x, y = desplazamiento en cada dirección, R = desplazamiento total, rot.= rotación, ΔD: diferencia de dosis

		desviación espacial				ΔD (%)	
	plano	x (mm)	y (mm)	R (mm)	rot. (°)	PTV $_{2\ cm}$	PTV $_{1\ cm}$
rejilla 1.0 mm	superior	0.2	–0.2	0.2	0.0	–0.7	–7.0
	inferior	0.3	–0.1	0.3	–1.3	0.8	7.8
rejilla 1.5 mm	superior	0.7	–0.2	0.7	–0.8	–1.1	–6.9
	inferior	–0.3	0.5	0.9	–1.3	2.6	9.3

Tabla 6. Estimación del desplazamiento perpendicular a la película (plan 1).

		valores		incertidumbre abs. (k = 1)	
		PTV 2 cm	PTV 1 cm	PTV 2 cm	PTV 1 cm
Plano superior	ΔD (Gy)	–0.1	–0.7	0.3	0.2
	gradiente perpendicular (mm/Gy)	1.4	0.9	0.5	0.5
	desplazamiento (mm)	–0.1	–0.6	0.4	0.4
Plano inferior	ΔD (Gy)	0.2	1.4	0.5	0.5
	gradiente perpendicular (mm/Gy)	1.3	0.6	0.3	0.3
	desplazamiento (mm)	–0.3	–0.8	0.7	0.5
Desplazamiento estimado promedio (mm)		–0.2	–0.7	0.4	0.3

una imagen más completa. Existen dosímetros 3D que pueden utilizarse en verificaciones E2E,[13–15] pero por ahora su uso es complejo y no están disponibles en la mayoría de los hospitales. También se han recomendado distintas tolerancias y criterios de evaluación, que dependen en parte de la incertidumbre del sistema de medida. Por ejemplo, en las auditorías del IROC[4] se considera que la dosis en el PTV medida con dosímetros TLD debe coincidir con la planificada dentro de un 5%, y al menos el 85% de los puntos de la película deben pasar el análisis gamma global 5%/3 mm, pero este criterio gamma parece muy generoso para radiocirugía. Varios trabajos que utilizan película o matriz de diodos de alta resolución comunican tasas de paso superiores a 90% con criterios de gamma global más estrictos, como 5%/1 mm[16,17] o 3%/1 mm[18–23], aunque algunos efectúan el análisis gamma únicamente tras un autoalineado de la dosis medida y la planificada basado en maximizar la coincidencia dosimétrica. La guía MPPG 9.b[2] establece una tolerancia de 5% para la medida de dosis absoluta en un punto y tasa de paso >90% para gamma 3%/1 mm.[§]

Nuestros resultados cumplen el criterio gamma de MPPG 9.b en todos los casos, aunque en algunos puntos situados fuera de los PTV o en zonas de alto gradiente se encuentran diferencias de dosis que superan el 5% de la dosis local.

Respecto a la posibilidad de detectar desviaciones geométricas en dirección perpendicular a la película midiendo en planos tangenciales a los PTV, la estimación de incertidumbre sugiere que las desviaciones superiores a 1 mm serían detectables, pero la complejidad del método lo hace poco práctico, por lo que podría ser preferible repetir la irradiación con el inserto en otra orientación. Dimitriadis et al.[16] utilizaron el mismo maniquí con un inserto propio desarrollado en el National Physical Laboratory de Reino Unido, que permite medir simultáneamente en dos planos perpendiculares, pero esto no es posible con los insertos comerciales disponibles actualmente para este maniquí.

Podría objetarse que la verificación descrita no es una prueba E2E completa porque en radiocirugía es habitual contornear las estructuras de interés sobre imágenes de resonancia magnética (RM), haciendo un registro TC-RM que introduce una incertidumbre adicional. Idealmente, la verificación debería incluir la localización del PTV en RM usando un maniquí que permita reproducir el flujo de trabajo clínico de manera fidedigna, con puntos de referencia visibles en RM cuya posición pueda marcarse con precisión en la película. Esto permitiría comprobar si la posición de la distribución de dosis respecto a las referencias anatómicas determinada en el planificador sobre la RM coincide con la medida. Sin embargo, implementar este enfoque con el maniquí STEEV es complejo y está sujeto a incertidumbres adicionales: la mayor parte de su estructura no es visible en RM, y aunque tiene insertos con cavidades que pueden visualizarse en distintas modalidades rellenándose con un contraste apropiado, la gran diferencia entre la imagen de RM con estos insertos y la de TC con el inserto de dosimetría utilizado en el acelerador impide el registro automático directo. Además, los marcadores fiduciales TC/RM que incorpora el maniquí en su superficie no se visualizaban con nitidez en nuestras imágenes de RM, posiblemente por degradación del gel que produce la señal. Aunque se puede sortear este problema haciendo un registro intermedio usando imágenes de TC del maniquí con el inserto utilizado en la RM, esto implicaría una desviación respecto al procedimiento clínico que se pretende verificar.

Por este motivo, el registro TC-RM se evaluó por separado, independientemente del E2E, tanto con el

[§] Aunque no lo especifica, interpretamos que la tolerancia de 5% se refiere a la medida en un punto cercano al centro de un PTV, y que la gamma sería global con diferencia de dosis normalizada a D_{max}, por consistencia con la práctica habitual y otros documentos de la AAPM.

STEEV como con un maniquí de cráneo CIRS-603A diseñado para evaluar la distorsión en RM, que dispone de una retícula 3D que cubre casi todo el volumen craneal. Los resultados con el registro automático de Monaco no fueron totalmente satisfactorios, con desviaciones próximas a 2 mm en algunos puntos. Actualmente, este registro se realiza en nuestro centro mediante otro *software* (Brainlab Elements), desde el cual se exportan posteriormente a Monaco las imágenes y objetos de registro espacial. Se ha comprobado que este procedimiento ofrece mejores resultados. No obstante, no está claro hasta qué punto los resultados de los algoritmos de registro automático en maniquíes que contienen estructuras geométricas de alto contraste son extrapolables a pacientes reales, por lo que la calidad del registro debería verificarse en cada paciente utilizando referencias anatómicas.

5. Conclusiones

Se han llevado a cabo pruebas E2E dosimétricas simulando tratamientos de radiocirugía craneal. Los resultados mostraron que las desviaciones medidas con película están en general dentro de 5% y 1 mm, aunque en algunos planes se encontraron zonas fuera de los PTV con desviación superior al 5% de la dosis local. La resolución del cálculo final de dosis en el planificador afecta a los resultados en algunos planes, por lo que se recomienda usar rejilla de 1 mm si resulta factible por tiempo de cálculo. El maniquí STEEV es adecuado para verificaciones E2E de tratamientos de radiocirugía, aunque encontramos algunas limitaciones para integrar el registro TC-RM en la prueba E2E de forma realista.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflictos de intereses relacionados con este trabajo.

Bibliografía

1. García Romero A, Baeza Trujillo M, Teijeiro García A, Clemente Gutiérrez F, Morera Cano D, Hernández Masgrau V. Guía para el control de calidad y seguridad de los sistemas de planificación y planes de tratamiento de radioterapia externa. Rev Fis Med. 2024;25(1):123-82. https://doi.org/10.37004/sefm/2024.25.1.008
2. Cirino E, Benedict SH, Dupre PJ, Halvorsen PH, Kim GGY, Reyhan ML, et al. AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.b: SRS-SBRT. J Appl Clin Med Phys. 2025;26(4): e14624. https://doi.org/10.1002/acm2.14624
3. Heukelom S, Hoffmans-Holtzer N, Marijnissen H, Nulens A, Pittomvils G, Raaijmakers E, et al. Process Management and Quality Assurance for Intracranial Stereotactic Treatment. Delft: The Netherlands Commission on Radiation Dosimetry; 2015. NCS Report 25. https://doi.org/10.25030/ncs-025
4. Mehrens H, Nguyen T, Edward S, Hartzell S, Glenn M, Branco D, et al. The current status and shortcomings of stereotactic radiosurgery. Neurooncol Adv. 2022;4(1):vdac058. https://doi.org/10.1093/noajnl/vdac058
5. Kry SF, Molineu A, Kerns JR, Alvarez P, Stingo F, Followill DS, et al. Institutional Patient-specific IMRT QA Does Not Predict Unacceptable Plan Delivery. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2014;90(5):1195-1201. https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2014.08.334
6. Miura H, Ozawa S, Hosono F, Sumida N, Okazue T, Yamada K, et al. Gafchromic EBT-XD film: Dosimetry characterization in high-dose, volumetric-modulated arc therapy. J Appl Clin Med Phys. 2016;17(6):312-322. https://doi.org/10.1120/jacmp.v17i6.6281
7. Organismo Internacional de Energía Atómica. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa: un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. Viena: OIEA; 2025. Colección de Informes Técnicos Nº 398 (Rev. 1). Disponible en: https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/p15720-STIDOC010_398Rev1_web.pdf
8. Christ G. White Polystyrene as a Substitute for Water in High Energy Photon Dosimetry. Med Phys. 1995;22(12):2097-2100. https://doi.org/10.1118/1.597652
9. Méndez I, Polšak A, Hudej R, Casar B. The Multigaussian method: A new approach to mitigating spatial heterogeneities with multichannel radiochromic film dosimetry. Phys Med Biol. 2018;63(17). https://doi.org/10.1088/1361-6560/aad9c1
10. Méndez I, Rovira-Escutia JJ, Casar B. A protocol for accurate radiochromic film dosimetry using Radiochromic.com. Radiol Oncol. 2021;55(3):369-378. https://doi.org/10.2478/raon-2021-0034
11. Shariff M, Grigo J, Masitho S, Brandt T, Weiss A, Lambrecht U, et al. End-to-end testing for stereotactic radiotherapy including the development of a Multi-Modality phantom. Z Med Phys. 2024;34(3):477-484. https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.11.006
12. Brodbek L, Kretschmer J, Büsing K, Looe HK, Poppe B, Poppinga D. Systematic end-to-end testing of multiple target treatments using the modular RUBY phantom. Biomed Phys Eng Express. 2022;8(1). https://doi.org/10.1088/2057-1976/ac3e37
13. Rousseau A, Stien C, Gouriou J, Bordy JM, Boissonnat G, Chabert I, et al. End-to-end quality assurance for stereotactic radiotherapy with Fricke-Xylenol orange-Gelatin gel dosimeter and dual-wavelength cone-beam optical CT readout. Phys Med. 2023;113. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.102656
14. Magugliani G, Marranconi M, Liosi GM, Locatelli F, Gambirasio A, Trombetta L, et al. Pilot scale validation campaign of gel dosimetry for pre-treatment quality assurance in stereotactic radiotherapy. Phys Med. 2023;114. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2023.103158
15. Bry V, Saenz D, Pappas E, Kalaitzakis G, Papanikolaou N, Rasmussen K. End to end comparison of surface-guided imaging versus stereoscopic X-rays for the SRS treatment of multiple metastases with a single isocenter using 3D anthropomorphic gel phantoms. J Appl Clin Med Phys. 2022;23(5). https://doi.org/10.1002/acm2.13576

16. Dimitriadis A, Palmer AL, Thomas RAS, Nisbet A, Clark CH. Adaptation and validation of a commercial head phantom for cranial radiosurgery dosimetry end-to-end audit. Br J Radiol. 2017;90(1074):20170053. https://doi.org/10.1259/bjr.20170053
17. Calvo-Ortega JF, Pozo M, Moragues S, Casals J. Targeting accuracy of single-isocenter intensity-modulated radiosurgery for multiple lesions. Med Dosim. 2017;42(2):104-110. https://doi.org/10.1016/j.meddos.2017.01.006
18. Xia Y, Adamson J, Zlateva Y, Giles W. Application of TG-218 action limits to SRS and SBRT pre-treatment patient specific QA. J Radiosurg SBRT. 2020;7(2):135-147. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33282467/
19. Rose MS, Tirpak L, Van Casteren K, Zack J, Simon T, Schoenfeld A, et al. Multi-institution validation of a new high spatial resolution diode array for SRS and SBRT plan pre-treatment quality assurance. Med Phys. 2020;47(7):3153-3164. https://doi.org/10.1002/mp.14153
20. Knill C, Sandhu R, Halford R, Snyder M, Seymour Z. Commissioning cranial single-isocenter multi-target radiosurgery for the Versa HD. J Appl Clin Med Phys. 2021;22(4):108-114. https://doi.org/10.1002/acm2.13223
21. Culcasi R, Baran G, Dominello M, Burmeister J. Stereotactic radiosurgery commissioning and QA test cases— A TG-119 approach for Stereotactic radiosurgery. Med Phys. 2021;48(12):7568-79. https://doi.org/10.1002/mp.15087
22. Brown TAD, Fagerstrom JM, Beck C, Holloway C, Burton K, Kaurin DGL, et al. Determination of commissioning criteria for multileaf-collimator, stereotactic radiosurgery treatments on Varian TrueBeam and Edge machines using a novel anthropomorphic phantom. J Appl Clin Med Phys. 2022;23(6). https://doi.org/10.1002/acm2.13581
23. Lim SB, Kuo LC, Li T, Li X, Ballangrud AM, Lovelock M, et al. Comparative study of SRS end-to-end QA processes of a diode array device and an anthropomorphic phantom loaded with GafChromic XD film. J Appl Clin Med Phys. 2022;23(9). https://doi.org/10.1002/acm2.13747