

Estudio de idoneidad de un detector basado en diamante sintético para la determinación de la dosis absorbida en tratamientos de arcoterapia de intensidad modulada

Suitability study of a synthetic diamond-based detector for the absorbed dose determination in volumetric modulated arc therapy treatments

Pablo Castro Tejero, David Hernández González, Roser Fayos-Solà Capilla, Alberto Viñals Muñoz, Carmen Libertad Candón González, María Roch González

Hospital Universitario La Princesa, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Calle Diego de León, 62. 28006 Madrid, España.

Fecha de Recepción: 20/11/2020 - Fecha de Aceptación: 18/08/2021

Se investigan las características de un detector basado en diamante sintético (PTW 60019 microDiamond) para la verificación dosimétrica de tratamientos realizados mediante arcoterapia de intensidad modulada (VMAT), para tres energías diferentes de fotones, 6MV con filtro aplanador, 6 y 10 MV sin filtro. Se contrasta su comportamiento frente a dos cámaras de ionización (PTW 31010 Semiflex, PTW 31016 PinPoint). El detector PTW 60019 presenta una respuesta estable en el tiempo, con variaciones menores a 0.31% en 7 meses. La incertidumbre típica relativa de la dosis absorbida en el punto de medida para las distribuciones asociadas a tratamientos de VMAT se estima en 3% con un nivel de confianza de 96.5% ($k = 2.14$). Los resultados para este detector muestran consistencia con el sistema de planificación dentro de la incertidumbre de medida en todos los casos salvo uno, mientras que las cámaras de ionización presentan diferencias por encima de 3% en volúmenes de tratamiento inferiores a 5 cm³ asociadas a inhomogeneidades en la distribución. El detector basado en diamante sintético ha demostrado su capacidad para medir dosis absorbida en distribuciones impartidas con VMAT en volúmenes de hasta 3 cm³, para haces de fotones de energías típicas usadas en radioterapia externa, sin presentar efectos de volumen o densidad significativos.

Palabras clave: Diamante sintético, verificación de tratamientos VMAT, incertidumbre típica, dosimetría de campos pequeños, dosimetría de haces con y sin filtro aplanador.

In this paper we have examined the characteristics of a synthetic diamond detector (PTW 60019 microDiamond) for dosimetric verifications in volumetric modulated arc therapy (VMAT) treatments. This study has been conducted for three different photon energies, 6 MV with flattening filter and, 6 and 10 MV without flattening filter. We have compared its behaviour with two well-known ionization chambers (PTW 31010 Semiflex and PTW 31016 PinPoint). The microDiamond detector presented a stable response with time, below 0.31% in seven months. Relative standard uncertainty for absorbed dose at the measurement point for VMAT distributions is estimated to be around 3% with a 96.5% confidence level ($k = 2.14$). The results we obtained for the synthetic diamond show differences with the treatment planning system within the uncertainty in all cases except one, while results from the ionization chambers show differences above 3% in some cases for treatment volumes smaller than 5 cm³ associated with inhomogeneities in the dose distribution. In summary, the microDiamond detector has proven its capability to measure absorbed dose in VMAT treatments with volumes as small as 3 cm³ in photon beams typically used in external beam radiation therapy without presenting significant volume or density effects.

Key words: Synthetic diamond, VMAT treatment verifications, standard uncertainty, small field dosimetry, flattening filter and flattening filter-free dosimetry.

*Correspondencia: pablo.castro@salud.madrid.org

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.2.002>

Introducción

La técnica denominada arcoterapia de intensidad modulada o VMAT, por sus siglas en inglés, supone la utilización de campos modulados con movimientos combinados de giro de cabezal, colimador multi-lámina y variaciones de la tasa de dosis de manera simultánea. El tratamiento resultante sobre el paciente conlleva altos gradientes de dosis, cambios en el espectro energético del haz y variaciones espaciales y temporales en la tasa de dosis impartida.¹ A este alto grado de complejidad se puede añadir el pequeño volumen de tratamiento en los denominados tratamientos estereotáxicos. En conjunto, las particularidades mencionadas hacen que la verificación dosimétrica de este tipo de tratamientos suponga un reto a nivel de dosimetría física.² El estándar actual basado en la utilización de cámaras de ionización para la medida de la dosis absorbida en un punto presenta una serie de limitaciones en tratamientos estereotáxicos, debido principalmente al efecto de densidad y a las ajustadas dimensiones del detector en relación al tamaño de campo, que hacen que el propio detector perturbe lo suficiente la fluencia de partículas como para que la medida por la cámara difiera apreciablemente de la existente en ausencia de la misma.

Hace unos años, la universidad de Roma Tor Vergata^{3,4} desarrolló un detector de diamante sintético capaz de superar los inconvenientes asociados al diamante natural (en esencia, dependencia con la tasa y elevado coste⁵). Diversos trabajos reflejan una serie de características que hacen al diamante sintético idóneo para su uso como detector en haces de fotones: alta sensibilidad y buena estabilidad a largo plazo, alta resistencia a la radiación, corriente de fugas insignificante, independencia con la temperatura, alta resolución tanto temporal como espacial y composición prácticamente equivalente a agua.^{5,6-9} Su independencia con la tasa lo hace en principio favorable para medidas en haces sin filtro aplanador.^{6,9} La invariancia de su respuesta con la energía ha supuesto también que se haya explorado su uso en otros rangos de energía de fotones, como la braquiterapia¹⁰ e incluso otro tipo de partículas como electrones^{3,5} y protones,^{8,11} también con resultados satisfactorios.

Por otra parte, Pimpinella y cols.¹² han mostrado la fiabilidad del diamante sintético a la hora de ser utilizado para dosimetría absoluta en radioterapia externa con haces de fotones. En medidas relativas, ya sea de perfiles o rendimientos en profundidad como de factores de campo, sus características dosimétricas, frente a otros detectores o simulación Monte Carlo, han sido contrastadas en diversos trabajos.^{3,5-9,13,14} El diodo puede tener una mejor resolución con un menor tamaño de área activa, sin embargo, presenta efecto *fading* y cierta dependencia energética, importante sobre todo en la componente de baja energía.⁵ En rela-

ción con la cámara de ionización, su no equivalencia a agua y su comprometido tamaño en campos pequeños alteran la fluencia de partículas objeto de la medida. Se ha observado además que determinados modelos de microcámaras presentan problemas relacionados con los efectos de polaridad y saturación para campos pequeños^{15,16} cuestionando su uso como detector de referencia. Recientemente, estos problemas se han relacionado con desequilibrios por cargas radioinducidas en el electrodo interior y el cable,¹⁷ encontrándose también este tipo de problemas en el diamante sintético.¹⁸ Por último, se ha contrastado, para el caso de tratamiento de un paciente planificado con técnica VMAT, su utilidad como detector para la medida de distribuciones de dosis en haces de 6 MV con filtro.¹⁹

El objetivo del trabajo es estudiar la idoneidad del detector de diamante sintético para la determinación de dosis absorbida durante la verificación de tratamientos con intensidad modulada VMAT de haces de fotones con filtro y sin filtro aplanador y con volúmenes de tratamiento comprendidos entre 1 y 175 cm³.

Material y métodos

El detector de diamante sintético objeto del presente trabajo es el denominado microDiamond modelo PTW 60019, en adelante mD, con número de serie 123555 (PTW, Friburgo, Alemania). El proceso de fabricación y su estructura interna han sido ya descritos en la literatura.^{3,4,6,7,12} Los datos geométricos más relevantes para el presente trabajo quedan recogidos en la tabla 1.

Todas las medidas incluidas en el trabajo se llevaron a cabo en un acelerador Varian Truebeam STX (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU). Posee un colimador multilámina HD120 de 120 láminas, con un espesor en isocentro de 2.5 mm para los 32 pares de láminas centrales y 5 mm para los 28 exteriores. Entre las energías disponibles y empleadas en el presente trabajo cuenta con haces de fotones de energía nominal de 6 MV con filtro aplanador (6WFF) y de 6 y 10 MV sin filtro, (6FFF y 10FFF), siendo sus índices de calidad TPR_{20,10} de 0.66, 0.63 y 0.71, respectivamente. Estos valores se obtuvieron experimentalmente con cámara de ionización tipo Farmer PTW 30013. Para los haces sin filtro aplanador estos índices de calidad se obtuvieron según la metodología propuesta por el protocolo TRS-483². La tasa máxima alcanzada para cada una de las energías mencionadas es de 600, 1400 y 2400 UM/min, respectivamente.

Trazabilidad y estabilidad temporal

Para poder realizar medidas absolutas de dosis con el mD se realizó una intercomparación con una cámara

Tabla 1. Dimensiones de interés del volumen sensible para los tres detectores utilizados.

	MicroDiamond PTW60019	PinPoint PTW31016	Semiflex PTW31010
Volumen (mm ³)	0.004	16	125
Radio (mm)	1.2	1.45	2.75
Espesor / longitud (mm)	0.001	2.9	6.5

ra Farmer PTW 30013 calibrada en términos de dosis absorbida en agua en un laboratorio de referencia. Para la recolección de carga se utilizó un electrómetro Unidos E de PTW, con una tensión aplicada de +400V en el caso de la cámara Farmer, y sin voltaje en el caso del detector mD. Las medidas se efectuaron en agua con el sistema analizador de haces MP3 de PTW posicionando alternativamente ambos detectores. El mD se posicionó en orientación axial, esto es, con su eje de simetría paralelo al eje del haz de radiación (geometría de irradiación recomendada por el fabricante) y con el centro del volumen sensible a la profundidad de medida (identificado mediante una línea roja en su superficie, de material RW3). Las condiciones establecidas fueron las de referencia, esto es, distancia foco superficie (DFS) 100 cm, campo cuadrado de 10 cm de lado, y con el punto de referencia del detector a una profundidad de 10 cm. Estas medidas se realizaron para las tres energías estudiadas, y se repitieron para la energía 6WFF una vez al mes a lo largo de siete meses para investigar la estabilidad a largo plazo del mD.

El coeficiente de calibración del mD se obtuvo a partir de la expresión:

$$\begin{aligned} \left[N_{D,w,Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD} &= \frac{\left[D_{w,Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}}{\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD}} = \\ &= \frac{\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}}{\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD}} \left[N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer} \left[k_{Q_{ref}Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer} \end{aligned} \quad (1)$$

donde $\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}$ representa la lectura de la cámara corregida por las magnitudes de influencia (presión, temperatura, polaridad y recombinación iónica) para el campo de referencia, $f_{ref} = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, y calidad de haz de referencia Q_{ref} ; para el caso del mD $\left[M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} \right]_{mD}$ es simplemente la lectura del detector; $\left[N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}$ es

el coeficiente de calibración en términos de dosis absorbida en agua de la cámara Farmer medido por el laboratorio de referencia PTW con un campo de referencia f_{ref} (10 cm × 10 cm), y calidad de haz de referencia Q_0 , en este caso, ^{60}Co ; $\left[k_{Q_{ref}Q_0}^{f_{ref}} \right]_{Farmer}$ es el factor que

corrige la diferencia en la respuesta de la cámara Farmer en el campo de referencia con calidad de haz Q_0 y la respuesta en el campo de referencia con calidad de haz Q_{ref} . Los valores de este factor se obtuvieron de datos tabulados en función del índice de calidad del haz $\text{TPR}_{20,10}(10)$ para el campo convencional de referencia 10 cm × 10 cm².

Para haces sin filtro, existe una contribución de los fotones dispersos al centro del campo dependiente del tamaño de campo y la energía. Por este motivo, el índice de calidad debe obtenerse a partir de un campo equivalente cuadrado S. Para las energías 6FFF y 10FFF, el campo equivalente S del campo de 10 cm de lado toma el valor de 9.5 y 9.1 cm, respectivamente.² La medida experimental de $\text{TPR}_{20,10}(S)$ permite obtener $\text{TPR}_{20,10}(10)$ a partir de la expresión proporcionada por el TRS-483 (ec. 28).²

Direccionalidad

Como se ha descrito anteriormente, para las medidas de trazabilidad el mD se dispuso en orientación axial. Sin embargo, las medidas puntuales en tratamientos de pacientes, descritas más adelante, la posición del detector se estableció con su eje de simetría perpendicular al haz y a una profundidad aproximada de 7.5 cm. Para cuantificar el factor de direccionalidad se realizaron medidas en agua con el sistema MP3 en las condiciones de referencia para ambas configuraciones del mD: DFS 100 cm, campo 10 cm × 10 cm y profundidad 10 cm, e igualmente a las profundidades de 7.5 y 5 cm para examinar su comportamiento. Estas medidas sólo se realizaron para el detector mD, y no para las cámaras de ionización utilizadas en el trabajo, ya que su orientación respecto al haz en el maniquí de verificación no se modificó.

Dosis pre-irradiación

Se analizó la dosis previa necesaria para estabilizar la señal del detector mD. Una vez conectado el detector y esperado el tiempo necesario para estabilizar el electrómetro, se realizaron múltiples disparos de 50 UM en las condiciones de referencia. Se registró la lectura de cada disparo hasta alcanzar 2000 cGy. Esta serie de medidas se repitió en tres días diferentes.

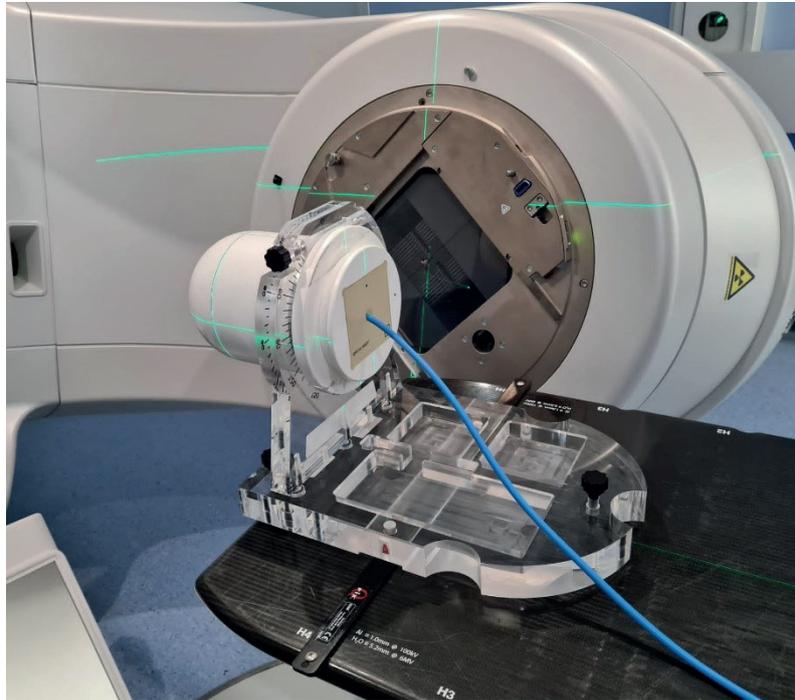


Fig. 1. Montaje experimental para la medida de verificación de tratamientos con el maniquí Stereophan anclado a la mesa y el detector introducido en el inserto central.

Verificación de tratamientos: medidas

Los tratamientos de pacientes se generaron en el sistema de planificación de tratamientos Eclipse v15.6 de Varian mediante el algoritmo de planificación inversa VMAT, manteniendo los parámetros de optimización siempre fijos para todos los pacientes y las diferentes energías. El algoritmo de cálculo empleado fue Acuros XB de Varian, con una resolución de cálculo de 1.25 mm^3 . Durante la puesta en marcha del sistema de planificación el tamaño efectivo de mancha focal en ambos ejes, X e Y, se estableció en 1 mm. Los factores de campo se midieron hasta tamaños nominales de campo de $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ con diferentes detectores, diodo de electrones sin blindaje PTW 60017, microcámara PinPoint PTW 31016 y la propia mD PTW 60019. A continuación, se aplicaron las correcciones propuestas por el TRS-483² en función del tamaño de campo de irradiación. Las correcciones máximas aplicadas se dieron para el campo nominal más pequeño ($1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$) y sus valores fueron de 0.975% para PTW 60017, 1.040% para PTW 31016 y 0.980% para PTW 60019.

De los 19 tratamientos analizados, 7 de ellos corresponden a localizaciones de próstata cuyo volumen de tratamiento se sitúa entre 92 y 175 cm^3 , al que se administran 25 sesiones de 2.76 Gy. Para los 12 tratamientos restantes se escogieron localizaciones de pulmón o metástasis óseas a los que se administra

tratamientos de estereotaxia corporal (bien en 3 sesiones de 18 Gy, 5 sesiones de 11 Gy para las lesiones pulmonares o 3 sesiones de 10 Gy para las óseas), con volúmenes de tratamiento que oscilan entre 1.03 cm^3 hasta 31.3 cm^3 (diámetro equivalente a una esfera entre 1.25 cm y 3.91 cm). La técnica aplicada para todos los tratamientos consistió en dos o tres arcos completos alrededor del paciente con el colimador de cada arco en ángulos complementarios, 30° y 330° , y con seguimiento de mordaza (*jaw tracking*). El ángulo de rotación de mesa en todos los casos es 0° .

Una vez calculadas las distribuciones de dosis sobre los pacientes se trasladaron los tratamientos al maniquí de verificación Stereophan (SunNuclear, Florida, EEUU) al que previamente se le realizó un estudio de imagen 3D mediante adquisición TC. Este maniquí de PMMA tiene una geometría semiesférica y permite colocar en su interior insertos específicos para diferentes detectores (ver fig. 1). El maniquí se ancla a la mesa mediante barras de indexación de tal manera que la parte del volumen a irradiar queda en aire, lo que permite evitar la incidencia de los haces a través de la mesa de tratamiento. La dosis calculada por el planificador en el punto efectivo donde se sitúa el detector se registró para su posterior comparación con la dosis experimental.

En la fig. 2 se muestran ejemplos de tres distribuciones típicas de los tratamientos sobre el maniquí Stereophan así como perfiles de dosis en la dirección

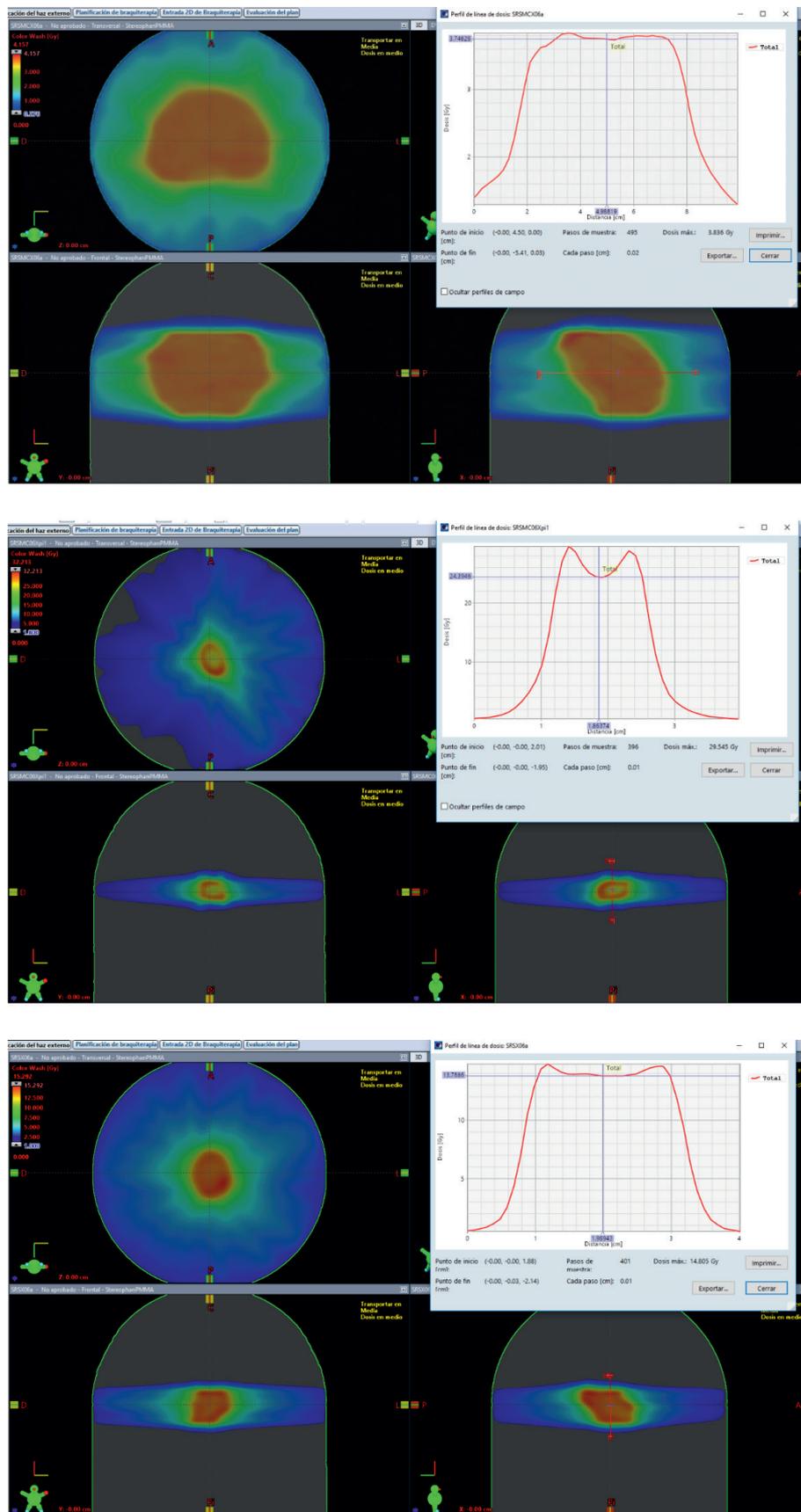


Fig. 2. Distribuciones de tres tratamientos seleccionados sobre el maniquí Stereophan así como perfiles de dosis en la dirección de menor extensión de las dosis altas: a) próstata, b) SBRT pulmonar, c) SBRT ósea.

de menor extensión de las dosis altas. En las imágenes se puede observar que la dosis en PTV tiene una distribución uniforme en la zona interna, aumentando la inhomogeneidad en la zona periférica. Este efecto es más acusado en tratamientos de SBRT pulmonar, ya que esta zona corresponde al margen de expansión del ITV-PTV que suele pertenecer a tejido pulmonar. Esta zona de baja densidad requiere una mayor fluencia para conseguir la misma dosis que en la zona central, donde se encuentra la lesión y que presenta una mayor densidad. Al trasladar el tratamiento al maniquí de verificación homogéneo se hace patente este aumento de dosis periférica.

En el caso de los tratamientos de próstata, las distribuciones de dosis impartidas y el volumen de los PTV (diámetro equivalente a una esfera de unos 4 cm) deberían permitir la medida en condiciones de equilibrio con cualquier detector utilizado en el trabajo. Con esta serie de medidas se pretende contrastar la validez de cada detector como dosímetro en verificaciones de tratamientos VMAT con campos no pequeños.

Además del detector mD, las medidas de verificación de tratamientos de pacientes se realizaron con una cámara Semiflex 31010 y una microcámara PinPoint3D 31016 (ver tabla 1) pese a sus limitaciones para campos pequeños (el fabricante propone como límite inferior del rango útil haces de 3 cm × 3 cm y 2 cm × 2 cm, para las cámaras de ionización Semiflex 31010 y PinPoint3D, respectivamente). Ambas cámaras poseen un certificado de calibración en términos de dosis absorbida en agua proporcionado por un laboratorio de referencia. Previa a la irradiación de tratamientos con cada detector, se disparó un haz de 5 cm × 5 cm para monitorizar las posibles fluctuaciones del acelerador.

El formalismo para la determinación de la dosis absorbida en campos clínicos es el recogido por Alfonso y cols.:²⁰

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w,Q_{ref}}^{f_{ref}} \Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} \quad (2)$$

donde $\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$ es el factor de campo de campo clínico f_{clin} con respecto al campo de referencia convencional f_{ref} (10 cm × 10 cm). Este factor se define como el cociente de dosis absorbida en agua en el campo clínico f_{clin} con calidad de haz Q_{clin} y la dosis absorbida en agua en el campo de referencia f_{ref} con calidad de haz Q_{ref} . Se puede determinar a partir de:

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} \quad (3)$$

donde se puede observar que el cociente de lecturas viene multiplicado por un factor de corrección. La

incorporación de dicha corrección al factor de campo tiene en cuenta la variación con el tamaño de campo de la razón de poderes de frenado y los factores de perturbación. En el TRS-483 se recogen los valores de esta corrección en función del tamaño de campo para diversos detectores habitualmente empleados para dosimetría de campos pequeños.²

Los campos clínicos VMAT de tratamiento están compuestos por pequeños campos en los que además de incluir un MLC dinámico se presenta también el movimiento de las mordazas, que acompaña a la lámina más retrasada en cada punto de control (*jaw tracking*). Es por ello que la especificación de un tamaño de campo que describa el campo o arco es compleja. En nuestro caso, se ha optado por tomar el tamaño de campo efectivo obtenido a partir la fluencia dentro de la apertura estática del MLC y que es proporcionado por Eclipse en cada punto de control. A la disposición de MLC y mordaza en cada punto de control la denominaremos subcampo. Estos valores se han promediado para todos los puntos de control y el resto de arcos del plan, ponderándose la contribución de cada subcampo al total.

Combinando las ecuaciones anteriores puede obtenerse la dosis absorbida por el mD en el punto de referencia dentro del maniquí de verificación para los campos clínicos:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{ref}) = M_{PMMA,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{eq,PMMA}) \cdot N_{D,w,Q_{ref}}^{f_{ref}} k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} k_{Q_{clin}}^{w,PMMA} k_{dir} \quad (4)$$

donde $M_{PMMA,Q_{clin}}^{f_{clin}}$ es la lectura del mD a una profundidad equivalente a agua $z_{eq,PMMA}$ dentro del maniquí de verificación para el campo clínico medido; $k_{Q_{clin}}^{w,PMMA}$

es el factor que corrige las diferencias en la respuesta del detector entre agua y el material del maniquí, PMMA; k_{dir} es el factor de direccionalidad del mD.

En el caso de las cámaras de ionización, calibradas por un laboratorio de referencia en la energía $Q_0 = {}^{60}\text{Co}$, la expresión es la siguiente:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{ref}) = M_{PMMA,Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{eq,PMMA}) \cdot N_{D,w,Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{ref},Q_0}^{f_{ref}} k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} k_{Q_{clin}}^{w,PMMA} \quad (5)$$

Verificación de tratamientos: incertidumbres

La incertidumbre en la medida para cada detector será calculada siguiendo las guías internacionales.²¹ La incertidumbre asociada a la dosis en condiciones

de referencia para cámaras de ionización ha sido ya determinada anteriormente^{22,23} para campos convencionales. De las expresiones anteriores, ec. (4) y ec. (5), puede desprenderse que las componentes principales están asociadas, en primer lugar, a la lectura corregida, que incluye la propia lectura del electrómetro y, en el caso de las cámaras de ionización, las diferentes correcciones por densidad de aire, factores de polaridad y saturación. No se han aplicado de forma explícita las correcciones de polaridad y saturación por los problemas reportados mencionados en la introducción.¹⁷ Sin embargo, esta corrección no aplicada se ha incluido en el cálculo de incertidumbres asignando una distribución rectangular, cuyo límite de variación es el valor de dicha corrección. En segundo lugar, se consideró la incertidumbre asociada al coeficiente de calibración, determinado mediante inter-calibración en el caso del mD y por un laboratorio de referencia para el caso de las cámaras de ionización. La componente de incertidumbre asociada al factor de corrección por calidad de haz fue considerado de nuevo sólo en el caso de las cámaras. A estas incertidumbres se añadieron las relacionadas con el factor de corrección del tamaño de campo $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ tomadas del TRS-483.²

Por último, el establecimiento de las condiciones de medida sobre el maniquí de verificación, además de conllevar una incertidumbre adicional por la conversión de dosis del maniquí a agua, se llevó a cabo en condiciones de no referencia lo que implica incertidumbres diferentes a las de referencia. El detector se encuentra en un inserto del que difícilmente puede moverse, y es de suponer que las incertidumbres asociadas a su construcción serán despreciables en relación al resto de componentes. Para conocer la incertidumbre en el posicionamiento del detector respecto al haz de radiación se describe a continuación el proceso seguido: en una primera aproximación de centrado se emplearon los láseres de sala, haciéndolos coincidir con las marcas externas del maniquí, que intersectan en el centro del volumen sensible del detector. Un segundo posicionamiento de mayor precisión se realizó con imagen CBCT de Kilovoltaje (kV). Por lo tanto, los errores de posicionamiento considerados son:

- Exactitud en la coincidencia del isocentro de kV-MV. Esta discrepancia no puede ser corregida y se transmite directamente al posicionamiento del maniquí.
- Precisión del registro kVCBCT-CT y movimiento de mesa. Se toma de la literatura,²⁴ donde se utiliza una máquina de semejantes características geométricas. Este valor se establece como

límite de variación, asignándole una distribución rectangular, ya que, difícilmente podemos conocer la distribución dentro del intervalo.

- Precisión de los elementos mecánicos del acelerador durante la impartición del tratamiento, giro de cabezal, colimador,²⁴ y posicionamiento de las láminas, aunque esta componente es de poca cuantía en relación a las demás.²⁵ Nuevamente se toma de la literatura²⁴ y se establece como límite de variación de una distribución rectangular.

Las tres componentes pueden suponer errores a la hora posicionar el detector en el isocentro en cualquier eje. Para simplificar, se toma el módulo de cada vector y se engloban, mediante adición cuadrática, en una única componente $d_{set\ up}$. Para cuantificar la incertidumbre utilizamos la siguiente función compuesta:

$$D_{w,Q}^* = D_{w,Q} \cdot f(d_{set\ up}) \quad (6)$$

donde $D_{w,Q}^*$ es la dosis obtenida en condiciones fuera de referencia y representa la desviación con respecto a la dosis medida $D_{w,Q}$ en condiciones de referencia; f toma el valor 1 en las condiciones de referencia de medida ideales. La incertidumbre u asociada viene definida por:

$$\frac{u^2(D_{w,Q}^*)}{(D_{w,Q}^*)^2} = \frac{u^2(D_{w,Q})}{(D_{w,Q})^2} + \left(\frac{\partial D_{w,Q}^*}{\partial d_{set\ up}} \right)^2 \frac{u^2(d_{set\ up})}{(D_{w,Q}^*)^2} \quad (7)$$

donde el primer sumando es la varianza relativa correspondiente a la dosis determinada en condiciones bien establecidas, y el segundo sumando corresponde a la varianza de la variable $d_{set\ up}$ ponderada por un factor. Este factor, que incluye derivadas parciales, puede determinarse convirtiéndolo en una expresión incremental de la forma

$$(\Delta D_{w,Q}^* / D_{w,Q}^*) / \Delta d_{set\ up} \quad (8)$$

Así, se puede determinar la variación de la dosis en el punto efectivo de medida al introducir un error de posicionamiento en el isocentro de magnitud $d_{set\ up}$. Para ello, se recalcularon las distribuciones de dosis en el planificador introduciendo un desplazamiento de magnitud $d_{set\ up}$ en la posición del isocentro para cada uno de los ejes. Esto se hizo sólo en aquellos pacientes con distribuciones más heterogéneas. Otras componentes de incertidumbre, como la asociada a la estabilidad del acelerador durante la irradiación, no se han considerado debido a su baja repercusión.²³

Resultados

Trazabilidad y estabilidad temporal

En la tabla 2 se recogen los coeficientes de calibración obtenidos para las diferentes energías. El hecho de calibrar para cada energía elude el uso de factores de corrección por calidad de haz y evita la dependencia con la dosis por pulso. Como puede observarse en la fig. 3, la estabilidad en la lectura del detector PTW60019 se sitúa dentro del 0.31% en los siete meses de seguimiento.

Tabla 2. Coeficientes de calibración (Gy/C) para el detector microDiamond PTW60019 obtenidos para diferentes energías.

Energía del haz	Coefficiente calibración (Gy/C)
6WFF	1.0998×10^9
6FFF	1.1006×10^9
10FFF	1.0975×10^9

Direccionalidad

El factor de direccionalidad se deduce de las medidas hechas sobre el maniquí de agua, en las que se cuantifica la diferencia entre irradiar el mD con el eje paralelo al haz incidente y con el eje perpendicular. Dicho factor de corrección no varía con la profundidad

y la energía, tomando un valor constante de 0.980 ± 0.002 .

Dosis pre-irradiación

En la fig. 4 se observa que la variación de la respuesta del mD con la dosis es menor del 0.4%. Tras la irradiación inicial de 50 UM, unos 33 cGy en el punto de medida, se observa que la variación en la respuesta del detector se encuentra por debajo del 0.11%. Después de cada disparo no se observó presencia de corriente de fuga. Esta serie de medidas no difiere de las dos series restantes que se hicieron para estudiar la reproducibilidad, por lo que no se incluyen sus resultados.

Verificación de tratamientos: medidas

En la fig. 5 se observa que la dosis calculada por el planificador y la dosis medida para volúmenes por encima de 5 cm^3 presenta una discrepancia menor del 3% en cualquiera de las tres energías para cualquiera de los detectores estudiados en el trabajo. Además, el valor calculado por el sistema de planificación coincide con el valor experimental considerando la incertidumbre con $k = 2$. Por debajo de volúmenes de 5 cm^3 encontramos diferencias superiores a 3% para las cámaras de ionización, siendo dichas discrepancias de mayor cuantía y frecuencia para el caso de la cámara con mayores dimensiones (Semiflex). Este hecho parece estar relacionado con efectos de inho-

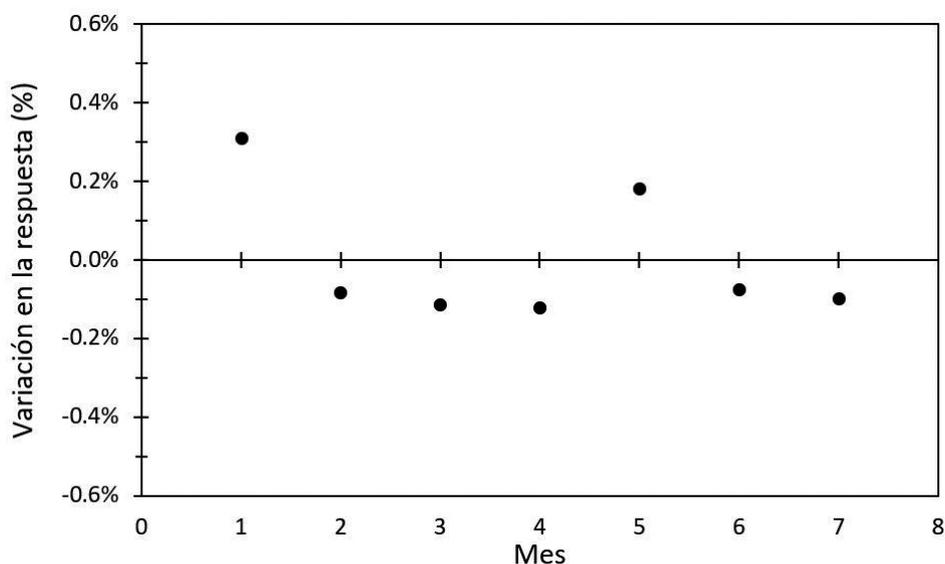


Fig. 3. Variación temporal en la respuesta del detector PTW60019. Las diferencias mostradas son respecto al valor promedio.

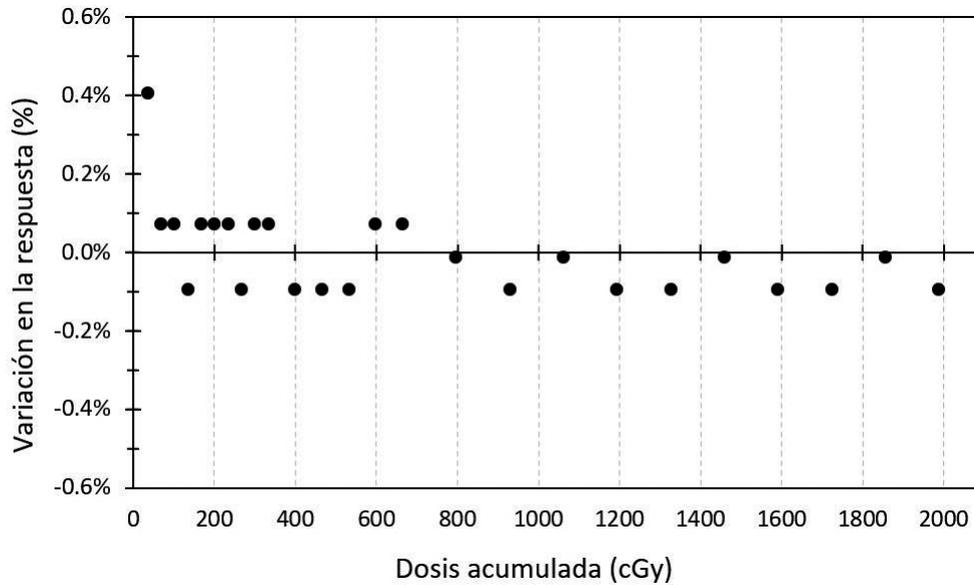


Fig. 4. Variación en la respuesta del detector PTW60019 con la dosis acumulada. Las diferencias mostradas son respecto al valor promedio.

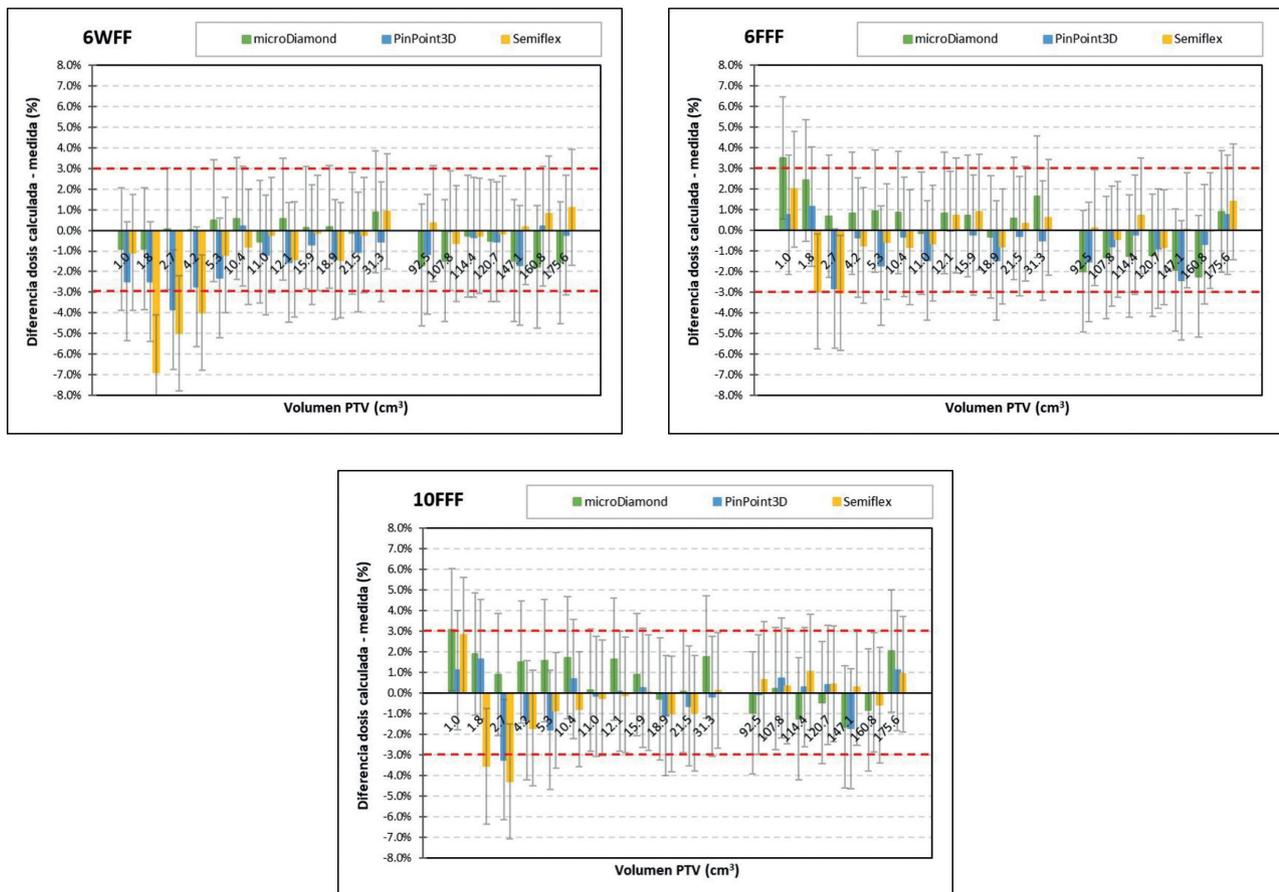


Fig. 5. Diferencia relativa en la dosis absorbida calculada por el sistema de planificación y la dosis absorbida medida en función del tamaño de la lesión para diferentes detectores y para las tres energías estudiadas a) 6MV con filtro aplanador (6WFF), b) 6MV sin filtro aplanador (6FFF), c) 10MV sin filtro aplanador (10FFF). Las barras de incertidumbre se muestran para un factor de cobertura de $k = 2$. Las líneas rojas horizontales punteadas muestran el valor de discrepancia tomado habitualmente como nivel de acción ($\pm 3\%$).

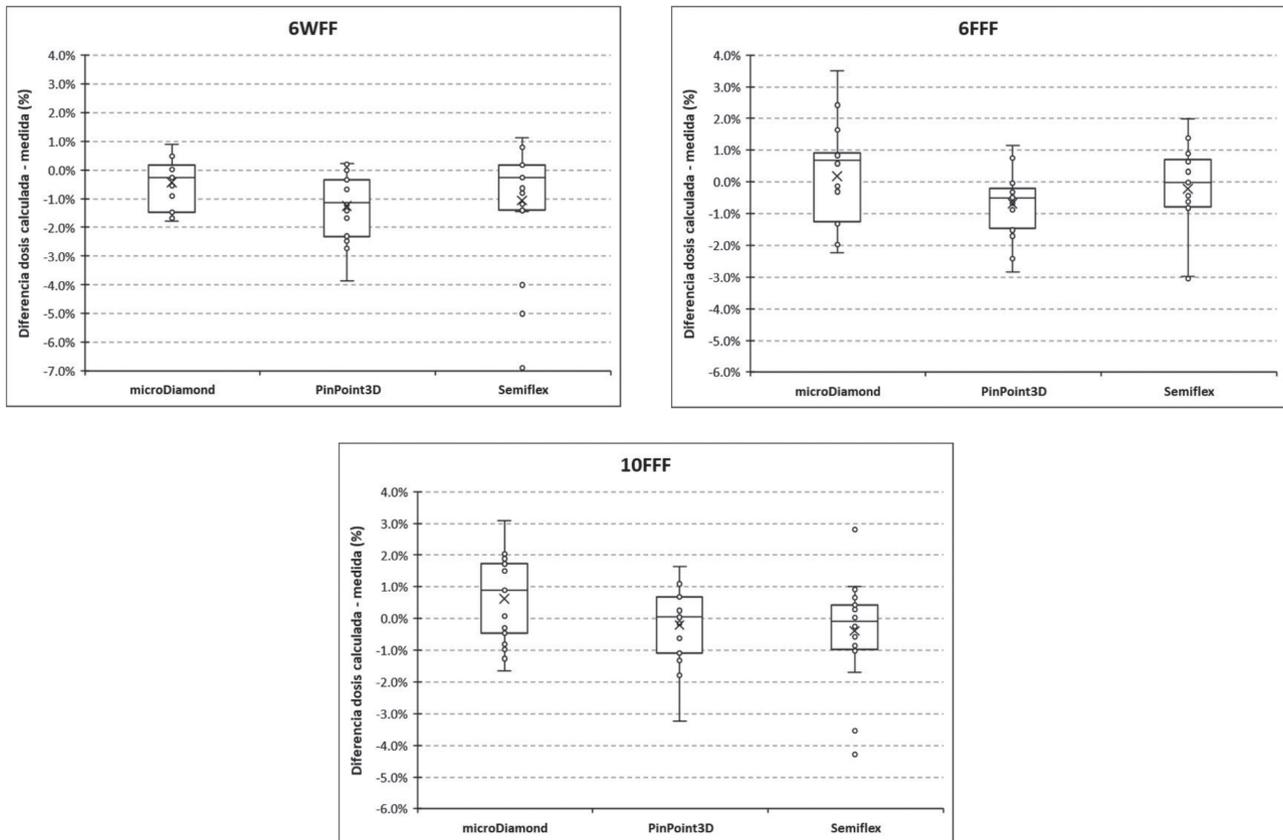


Fig. 6. Diferencia relativa en la dosis absorbida calculada por el sistema de planificación y la dosis absorbida medida con diferentes detectores para las tres energías estudiadas a) 6MV con filtro aplanador (6WFF), b) 6MV sin filtro aplanador (6FFF), c) 10MV sin filtro aplanador (10FFF). Para cada detector se presenta la mediana como medida de valor central, el primer cuartil y el tercer cuartil, formando la caja, y el rango de valores atípicos leves proporcionado por las líneas horizontales fuera de la caja.

mogeneidad de las distribuciones de dosis (fig. 2), ya que la cámara ocuparía parte de la zona de dosis altas que se encuentran en la zona periférica de la lesión. En relación al mD observamos que, prácticamente en todos los casos, los valores de incertidumbre con $k = 2$ coinciden con los calculados por el sistema de planificación y las diferencias son inferiores al 3% salvo un único caso (-3.5%).

En la fig. 6 se muestra la dispersión en las diferencias encontradas. En todos los casos, incluyendo las diferentes cámaras y energías, el valor de la mediana queda englobada dentro de 1.2% . En estos diagramas la caja representa el rango intercuartílico, esto es, la diferencia entre el primer y el tercer cuartil. Para el mD no existe ningún valor fuera de los límites de los casos extremos leves, esto es, casos a 1.5 veces el rango intercuartílico respecto a uno de esos cuartiles, al contrario que en el caso de las cámaras de ionización en las que sí se observan valores atípicos, más importantes en la Semiflex, que coinciden con las medidas en lesiones de menor volumen. Por el contrario, para volúmenes superiores a 5 cm^3 esta cámara presenta la menor dispersión de valores, con una caja más peque-

ña, debido probablemente a que la medida refleja un valor promedio, lo cual en distribuciones homogéneas puede suavizar las variaciones.

Verificación de tratamientos: incertidumbres

El error máximo $d_{set \ up}$ cometido durante el establecimiento de las condiciones de medida se cuantificó en un valor de 1 mm. Analizando solamente aquellos pacientes con distribuciones más heterogéneas se recalcularon dichas distribuciones en el sistema de planificación introduciendo errores de posicionamiento de esta magnitud en el isocentro para cada eje y sentido. La variación de dosis experimentada en el isocentro permitió obtener la incertidumbre según la expresión (8). Se asignó esta incertidumbre para todos los pacientes asumiendo que, aunque posiblemente presenten valores de incertidumbre menores, se engloba el valor verdadero. Los resultados indican que la incertidumbre en la dosis debida a las condiciones de medida se sitúa en torno a 0.4% para un factor de cobertura $k = 1$.

Tabla 3. Incertidumbre típica combinada relativa, y componentes asociadas, estimada para la dosis absorbida con la energía de 6WFF en el punto de medida de verificación de tratamientos con diferentes detectores y un factor de cobertura de $k = 1$.

Componente principal	Componente	MicroDiamond 60019	PinPoint 31016	Semiflex 31010
Lectura corregida	Lectura bruta	0.18%	0.39%	0.24%
	Corrección densidad de aire T^a	–	0.15%	0.15%
	Corrección densidad de aire P	–	0.09%	0.09%
	Corrección humedad	–	0.17%	0.17%
	Electrómetro	0.14%	0.14%	0.14%
	Polaridad	–	0.32%	0.26%
	Saturación	0.30%	0.33%	0.30%
Coeficiente de calibración		1.30%	0.55%	0.55%
Factor de corrección por calidad del haz		–	1.00%	1.00%
Factor de corrección por tamaño de campo		0.40%	0.40%	0.40%
Factor de corrección PMMA maniquí-agua		0.20%	0.20%	0.20%
Condiciones de medida	Discrepancia isocentro kV-MV			
	Registro de imagen	0.39%	0.39%	0.39%
	Rotación cabezal/colimador			
	Otros (posicionamiento detector en inserto, estabilidad acelerador)	0.10%	0.10%	0.10%
Incertidumbre combinada ($k = 1$)		1.48%	1.45%	1.40%

En la tabla 3 se presentan las componentes de incertidumbre más relevantes para el caso de la energía 6WFF y $k = 1$; para las otras dos energías estudiadas los valores obtenidos fueron muy similares por lo que no se presentan en la tabla.

Se puede observar que el mD no lleva asociada incertidumbre ni a la corrección por calidad de haz (debido a que se ha calibrado en la misma energía de tratamiento) ni a las correcciones por densidad de aire que se aplican en las cámaras de ionización. Sin embargo, la calibración cruzada origina una mayor incertidumbre, 1.3%, que la proporcionada por el laboratorio de calibración para las cámaras, 0.55%. Por este motivo, las incertidumbres combinadas finales son muy similares entre mD y cámaras (ver tabla 3).

Discusión

Se ha investigado la posibilidad de utilizar el detector basado en diamante sintético PTW 60019 como dosímetro para la medida de dosis absorbida en un punto en tratamientos realizados con la técnica VMAT. En la literatura se recoge su buen comportamiento para

medidas dosimétricas relativas.^{3,5-9,13,14} La única limitación documentada es una mínima dependencia con la dosis por pulso, aunque las referencias que analizan la cuestión discrepan en el sentido de la corrección.^{9,26}

Para contrastar la validez del diamante sintético como detector de medida absoluta de dosis es necesario estudiar su estabilidad a largo plazo. Se ha observado una desviación menor de 0.31% durante los siete meses de seguimiento. Estos datos coinciden con publicaciones previas: Pimpinella y cols.¹² encuentran una desviación por debajo de 0.4% en un año de seguimiento y Ciancaglioni y cols.⁶ encuentran una variación menor de 0.3% en dos meses.

Al igual que en las cámaras de ionización, se recomienda hacer una irradiación previa del detector para obtener una lectura estable. En el mD se requiere principalmente para evitar efectos de polarización relacionados con llenado de trampas profundas, así como la conductividad radioinducida en los materiales aislantes usados para el encapsulamiento del dispositivo. Diversos autores han encontrado una pobre reproducibilidad de la dosis de irradiación previa requerida: el grupo de Ciancaglioni y cols.⁶ reportan una dosis de 60 cGy de irradiación previa para estabilizar la respues-

ta con variaciones menores de 0.5%, Lárraga-Gutiérrez y cols.⁷ encuentran que con 100 cGy la variación de la respuesta se sitúa por debajo de 0.2%, mientras que Akino y cols.⁸ necesitan 900 cGy y 1200 cGy para reducirla a 0.5% y 0.2%, respectivamente; por último, Laub y Crilly⁵ observan que sin irradiación previa la variación de respuesta es inferior a 0.5%. El fabricante, por otro lado, recomienda preirradiar con una dosis de 500 cGy. En nuestro caso, se ha visto que con una dosis mínima de 50 cGy se consigue una respuesta estable, con variaciones por debajo de 0.1%. En vista de estos resultados, sería recomendable que cada usuario investigue la dosis previa necesaria asociada con su detector particular.

Se ha utilizado el formalismo presentado por el TRS-483² e introducido por Alfonso y cols.²⁰ para determinar experimentalmente la dosis absorbida en la verificación de tratamientos. En concreto, se ha seguido el formalismo para campos estáticos en vez de emplear el de campos compuestos. Dada la variedad de planes y tratamientos del trabajo incluyendo campos de pequeño tamaño, parecía muy comprometido generar un plan de clase, por lo que se optó por aplicar el formalismo para campos estáticos.

El volumen de la lesión más pequeña analizada es aproximadamente 1 cm³, llegando a alcanzar el tamaño de campo efectivo valores por debajo de 2 cm. Este hecho hace que las correcciones por tamaño de campo se aproximen a 1% e incluso superen este valor para el caso de las cámaras de ionización. El cambio continuo del MLC y de la tasa durante la impartición del tratamiento, hace que la estimación del tamaño de campo equivalente sea compleja. En este trabajo, se ha determinado a partir del promedio del tamaño de campo efectivo en cada punto de control de los arcos que componen el tratamiento, ponderado por la contribución de cada subcampo. Debido al rápido cambio del factor corrector para tamaños de campo por debajo de 2 cm en los detectores estudiados, la aproximación realizada para la obtención del tamaño de campo efectivo puede comprometer la fiabilidad de los resultados experimentales obtenidos para volúmenes por debajo de 3 cm³. En este sentido, para el tratamiento con la lesión más pequeña se ha estudiado la variación de la posición del MLC en todos los puntos de control. Se ha encontrado que el tamaño de campo promedio es de 1.6 cm con una desviación estándar de 0.1 cm. En base a estos resultados, es de esperar que la aproximación realizada sea aceptable para estos tamaños de campo, cuestión que se analizará con más detalle en un futuro trabajo.

Los resultados obtenidos con el detector de diamante sintético para la medida de dosis absorbida en un punto en la verificación de tratamientos VMAT son comparables a los obtenidos con cámara de ionización para volúmenes de tratamiento por encima de 5 cm³.

Sin embargo, para volúmenes de tratamiento inferiores, la cámara de ionización presenta desviaciones con respecto al sistema de planificación que no son observadas con el mD. Este detector basado en diamante sintético presenta una mayor resolución lo que hace que el efecto de las inhomogeneidades dentro de la distribución de dosis sea menos relevante que en la medida con cámara de ionización. Si bien es cierto que podría objetarse una dispersión algo mayor en volúmenes pequeños. Esta circunstancia podría justificarse por las diferencias recogidas en la literatura relativas al área activa del mD y por la presencia de partes metálicas cerca de este área sensible no recogidas en la descripción del fabricante, que podrían afectar a la medida en campos pequeños.²⁷ A este respecto, en un próximo trabajo valoraremos el comportamiento en casos clínicos de tratamiento incluyendo volúmenes más pequeños que los analizados en el presente trabajo.

La comparativa de los resultados experimentales con los calculados por el sistema de planificación, para volúmenes de tratamiento donde puede no existir equilibrio de partículas cargadas es algo controvertido, por lo que se puede considerar una limitación importante del trabajo. No obstante, cabe resaltar que el algoritmo de cálculo empleado, Acuros XB, provee una solución determinista a la ecuación de transporte, por lo que es de esperar que los resultados dosimétricos sean bastante aproximados a la realidad.

Por último, se ha estimado la incertidumbre típica relativa de la dosis absorbida en el punto de medida para tratamientos de VMAT, situándose en unos valores aproximados de 1.4% para un factor de cobertura de 1. Para alcanzar una incertidumbre expandida de 3%, umbral tomado habitualmente como nivel de acción en medidas de verificación de pacientes, debemos aplicar un factor de cobertura de 2.14, lo que supone un nivel de confianza de 96.5%. En base a estos hechos, consideramos que el mencionado 3% es un buen estimador para el nivel de acción durante la medida de dosis absorbida en un punto para la verificación de tratamientos de VMAT.

Conclusiones

El detector de diamante sintético ha demostrado su capacidad para medir dosis absorbida en un punto en distribuciones impartidas con técnica VMAT para haces de fotones con y sin filtro de energías típicas usadas en radioterapia externa. Permite medir la dosis de manera fiable en distribuciones asociadas a pequeños volúmenes de tratamiento hasta 3 cm³. Para ello, consideramos necesario mantener la trazabilidad en términos de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia frente al estándar de medida, basado en cámara de ionización, de manera periódica.

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro agradecimiento ilimitado a Leopoldo Pérez por proponer, entre otras muchas cosas, la idea germinal del trabajo y a PTW Iberia por su asistencia técnica con los detectores.

Referencias

- Matuszak MM, Yan D, Grills I, Martinez A. Clinical Applications of Volumetric Modulated Arc Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2010;77(2):608-16. DOI:10.1016/j.ijrobp.2009.08.032
- Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. *Med Phys* 2018;45(11):e1123-45. DOI:10.1002/mp.13208
- Almaviva S, Marinelli M, Milani E, Tucciarone A, Verona-Rinati G, Consorti R, et al. Synthetic single crystal diamond diodes for radiotherapy dosimetry. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A* 2008;594(2):273-7. DOI:10.1016/j.nima.2008.06.028
- Almaviva S, Marinelli M, Milani E, Prestopino G, Tucciarone A, Verona C, et al. Chemical vapor deposition diamond based multilayered radiation detector: Physical analysis of detection properties. *J Appl Phys* 2010;107(1). DOI:10.1063/1.3275501
- Laub W, Crilly R. Clinical radiation therapy measurements with a new commercial synthetic single crystal diamond detector. *J App Clin Med Phys* 2014;15(6):92-102. DOI: 10.1120/jacmp.v15i6.4890
- Ciancaglioni I, Marinelli M, Milani E, Prestopino G, Verona C, Verona-Rinati G, et al. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams. *Med Phys* 2012;39(7):4493-501. DOI: 10.1118/1.4729739
- Lárraga-Gutiérrez JM, Ballesteros-Zebadúa P, Rodríguez-Ponce M, García-Garduno OA, De La Cruz OOG. Properties of a commercial PTW-60019 synthetic diamond detector for the dosimetry of small radiotherapy beams. *Phys Med Biol* 2015;60(2):905-24. DOI:10.1088/0031-9155/60/2/905
- Akino Y, Gautam A, Coutinho L, Würfel J, Das JJ. Characterization of a new commercial single crystal diamond detector for photon-and proton-beam dosimetry. *J Radiat Res* 2015;56(6):912-8. DOI:10.1093/jrr/rrv044
- Reggiori G, Stravato A, Pimpinella M, Lobefalo F, De Coste V, Fogliata A, et al. Use of PTW-microDiamond for relative dosimetry of unflattened photon beams. *Phys Medica* 2017;38:45-53. DOI:10.1016/j.ejmp.2017.05.046
- Kaveckyte V, Malusek A, Benmakhlof H, Carlsson GA, Tedgren ÅC. Suitability of microDiamond detectors for the determination of absorbed dose to water around high-dose-rate ¹⁹²Ir brachytherapy sources. *Med Phys* 2018;45(1):429-37. DOI:10.1002/mp.12694
- Mandapaka A, Verona-rinati G, Ghebremedhin A, Patyal B. Evaluation of the Dosimetric Properties of a Synthetic Single Crystal Diamond Detector in Clinical Proton Beams. *Med Phys* 2013;40(6):227. DOI:10.1118/1.4814539
- Pimpinella M, Ciancaglioni I, Consorti R, Venanzio C Di, Guerra AS, Petrucci A, et al. A synthetic diamond detector as transfer dosimeter for Dw measurements in photon beams with small field sizes. *Metrologia* 2012;49(5). DOI: 10.1088/0026-1394/49/5/S207
- De Coste V, Francescon P, Marinelli M, Masi L, Paganini L, Pimpinella M, et al. Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry? *Phys Med Biol* 2017;62(17):7036-55. DOI:10.1088/1361-6560/aa7e59
- Hartmann GH, Zink K. A Monte Carlo study on the PTW 60019 microDiamond detector. *Med Phys* 2019;46(11):5159-72. DOI:10.1002/mp.13721
- Hyun MA, Miller JR, Micka JA, DeWerd LA. Ion recombination and polarity corrections for small-volume ionization chambers in high-dose-rate, flattening-filter-free pulsed photon beams. *Med Phys* 2017 Feb;44(2):618-27. DOI:10.1002/mp.12053
- Miller JR, Hooten BD, Micka JA, DeWerd LA. Polarity effects and apparent ion recombination in microionization chambers. *Med Phys* 2016;43(5):2141-52. DOI:10.1118/1.4944872
- Looe HK, Büsing I, Tekin T, Brant A, Delfs B, Poppinga D, et al. The polarity effect of compact ionization chambers used for small field dosimetry. *Med Phys* 2018;45(12):5608-21. DOI:10.1002/mp.13227
- Looe HK, Poppinga D, Kranzer R, Büsing I, Tekin T, Ulrichs AB, et al. The role of radiation-induced charge imbalance on the dose-response of a commercial synthetic diamond detector in small field dosimetry. *Med Phys* 2019;46(6):2752-9. DOI:10.1002/mp.13542
- Zani M, Bucciolini M, Casati M, Talamonti C, Marinelli M, Prestopino G, et al. A synthetic diamond diode in volumetric modulated arc therapy dosimetry. *Med Phys* 2013;40(9). DOI:10.1118/1.4818256
- Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjäll P, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* 2008;35(11):5179-86. DOI: 10.1118/1.3005481
- Joint Committee For Guides In Measurements. Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement. *Int Organ Stand Geneva ISBN* 2008;50:134. Disponible en: <http://www.bipm.org/en/publications/guides/gum.html>
- Castro P, García-Vicente F, Mínguez C, Floriano A, Sevillano D, Pérez L, et al. Study of the uncertainty in the determination of the absorbed dose to water during external beam radiotherapy calibration. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9(1):70-86. DOI:10.1120/jacmp.v9i1.2676
- McEwen M, Dewerd L, Ibbott G, Followill D, Rogers DWO, Seltzer S, et al. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med Phys* 2014;41(4). DOI:10.1118/1.4866223
- Castro P, Roch M, Zapatero A, Büchser D, Garayoa J, Ansón C, et al. Multicomponent Assessment of the Geometrical Uncertainty and Consequent Margins in Prostate Cancer Radiotherapy Treatment Using Fiducial Markers. *Int J Med Physics, Clin Eng Radiat Oncol* 2018;07(04):503-21. DOI: 10.4236/ijmpcero.2018.74043
- Li JS, Jin L, Pollack A, Horwitz EM, Buyyounouski MK, Price RA, et al. Gains From Real-Time Tracking of Prostate Motion During External Beam Radiation Therapy. *Int J Radiat*

- Oncol Biol Phys 2009;75(5):1613-20. DOI:10.1016/j.ijrobp.2009.05.022
26. Brualla-González L, Gómez F, Pombar M, Pardo-Montero J. Dose rate dependence of the PTW 60019 microDiamond detector in high dose-per-pulse pulsed beams. Phys Med Biol 2015;61(1):N11-9. DOI:10.1088/0031-9155/61/1/N11
27. Andreo P, Palmans H, Marteinsdóttir M, Benmakhlouf H, Carlsson-Tedgren Å. On the Monte Carlo simulation of small-field microdiamond detectors for megavoltage photon dosimetry. Phys Med Biol 2016;61(1):L1-L10. DOI:10.1088/0031-9155/61/1/L1

VersaHD.

Powered by high definition dynamic radiosurgery.

Versa HD™ with Monaco® gives you the clinical flexibility of high definition dynamic radiosurgery (HDRS) and conventional RT in a single platform. HDRS means you can deliver stereotactic treatments within standard RT time slots, regardless of anatomy or complexity. And, with advanced image guidance tools and up to 5x less transmission to non-targeted regions, you have assurance of end-to-end precision.

Discover how Versa HD can help you meet operational efficiencies while achieving better outcomes for patients.

elekta.com/VersaHD



Focus where it matters.

4513 371 1539 03.17

 **Elekta**