

# Verificación de las propiedades dosimétricas de un nuevo detector de centelleo: Exradin W1

## Verification of the dosimetric properties of a new scintillation detector: Exradin W1

**Sheila Calvo Carrillo, Alejandro García Romero, Esther Millán Cebrián, David Villa Gazulla, Verónica Alba Escorihuela, Pablo Ortega Pardina, Araceli Hernández Vitoria, Miguel Canellas Anoz**

Servicio de Física y Protección Radiológica, HCU Lozano Blesa, Zaragoza.

Fecha de Recepción: 10-10-2013 - Fecha de Aceptación: 06-03-2014

En este trabajo se han verificado algunas de las propiedades dosimétricas de un nuevo detector de centelleo. El detector Exradin W1 de Standard Imaging, es una fibra centelleadora plástica diseñada para ser empleada en dosimetría de haces de alta energía en radioterapia. Las principales propiedades dosimétricas indicadas por el fabricante son: buena resolución espacial, equivalencia con el agua, independencia angular e independencia con la temperatura y con la energía (en haces de fotones y electrones del orden del megavoltaje).

Se realizaron diferentes medidas en haces de rayos X de 6 MV y 15 MV en un acelerador ONCOR Impression Plus de Siemens Medical Solutions. Los valores obtenidos de porcentajes de dosis en profundidad, factores campo y dosis absorbida en un punto en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada se compararon con los medidos con otro tipo de detectores, comprobándose que no mostraban diferencias significativas, verificando que el detector Exradin W1 puede ser utilizado como otros detectores de alta resolución espacial en dosimetría.

**Palabras clave:** detector de centelleo, resolución espacial, independencia de la energía, equivalente al agua.

The purpose of this work is to verify the properties of a new scintillation detector. The Exradin W1 Scintillator of Standard Imaging is a plastic scintillating fiber detector designed to dosimetry for megavoltage beams in radiotherapy. Its most important documented characteristics are: high spatial resolution, near water equivalence, angular independence, temperature independence and energy independence (within the MeV range).

Different measurements were performed for 6 MV and 15 MV photon beams in an ONCOR Impression Plus linac (Siemens Medical Solutions). Percentage depth dose, output factors and dose delivered to a point in intensity modulated radiation therapy treatment plan were analyzed and compared with ionization chamber and diode measurements. As a result we found that scintillator performance is similar to other detectors. In conclusion, the Exradin W1 can be used in dosimetry as a high spatial resolution detector.

**Key words:** scintillation detector, spatial resolution, energy independence, water equivalent.

## Introducción

Los tratamientos en radioterapia son cada vez más complejos, siendo frecuentes las modalidades de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) estática y dinámica, tomoterapia y arcoterapia volumétrica modulada, donde se emplean campos muy pequeños, se varían mucho los ángulos de incidencia del haz y se obtienen zonas de alto gradiente de dosis. Todo ello hace que los detectores de radiación tengan sus limitaciones,

haciéndose cada vez más difícil la tarea de verificación de tratamientos.<sup>1</sup> Estas limitaciones, se intentan solucionar aplicando a la respuesta de los detectores una serie de factores de corrección.

El detector Exradin W1 está compuesto por una fibra centelleadora plástica equivalente a agua (Beaulieu et al.,<sup>2</sup> Guillot et al.,<sup>3</sup> Beddar et al.,<sup>4</sup> Beddar et al.<sup>5</sup>) además, debido a su sensibilidad puede diseñarse con pequeñas dimensiones, caracterizándose por una excelente resolución espacial.<sup>2</sup> También se caracteriza

\* Correspondencia  
Email: sheila.calvo33@gmail.com

por su independencia angular, independencia con la energía en haces de electrones y fotones del rango de megavoltaje, independencia con la tasa de dosis y por ser de lectura inmediata. Posee por tanto unas propiedades muy adecuadas para dosimetría, estando específicamente diseñado para verificaciones de planes de tratamiento y medidas de calidad del haz de radiación, y además, tiene la ventaja de que se reduce el número de factores de corrección que hay que aplicar a las lecturas con respecto a otros detectores que se utilizan en dosimetría.

En este trabajo se ha verificado la linealidad de la respuesta del detector Exradin W1 con la dosis impartida y su independencia tanto con la orientación como con la energía del haz. Se realizaron medidas de los porcentajes de dosis en profundidad (PDP), factores de campo y dosis absorbida en un punto para tratamientos de IMRT. Los resultados se compararon con los obtenidos con otro tipo de detectores, comprobándose buen acuerdo dentro de las incertidumbres experimentales.

## Material y métodos

### Material

El detector consiste en una fibra cilíndrica centelleadora plástica de pequeñas dimensiones (1 mm de diámetro y 3 mm de longitud) unida a una fibra óptica plástica que transmite la luz que será detectada por un fotodiodo.

En este tipo de detectores una fracción significativa de la señal total es debida a la radiación Cerenkov inducida principalmente en la fibra óptica cuando ésta es irradiada. El detector Exradin W1 está diseñado para corregir las medidas por este efecto mediante un método de filtración espectral basado en las diferencias entre el espectro de luz Cerenkov y el de la luz de centelleo. Este método fue propuesto por Fontbonne et al.<sup>6</sup> en 2002, formulado explícitamente por Frelin et al.<sup>7</sup> en 2005 y verificado por Guillot et al.<sup>8</sup> en 2011. Para llevar a cabo este método, el detector debe contar con un sistema óptico compuesto por dos filtros de distinto color (azul y verde), un fotodetector que permita medir la luz simultáneamente en estos dos rangos espectrales diferentes y dos conectores que proporcionen ambas señales de salida por separado. En el caso del detector Exradin W1, la señal del canal 1 corresponde al rango espectral del verde, donde domina la luz de centelleo, mientras que la señal del canal 2 corresponde al azul, donde domina la luz Cerenkov. Como se describe en la sección 2.2, los factores de calibración necesarios del detector se determinan mediante ecuaciones que combinan las lecturas de ambos canales para dos tipos de medidas: una que minimiza la generación de luz Cerenkov y otra que maximiza esta componente.<sup>9</sup>

Se empleó un electrómetro de dos canales modelo SuperMax de Standard Imaging para recoger la carga. El detector Exradin W1 ha sido diseñado para utilizarse sin aplicar voltaje.

Las medidas se realizaron en haces de rayos X (RX) de energías nominales de 6 MV y 15 MV (con índices de calidad de 0.677 y 0.771, respectivamente) en un acelerador ONCOR Impression Plus de Siemens Medical Solutions.

Los resultados obtenidos con Exradin W1 se compararon con los medidos con otros detectores de radiación: una microcámara de 0.01 cm<sup>3</sup> CC01 de IBA Dosimetry, una cámara de ionización de 0.65 cm<sup>3</sup> FC-65G de IBA Dosimetry, una cámara de ionización de 0.6 cm<sup>3</sup> TB 30010 de PTW y un diodo p-Si de Scanditronix. Se midió en agua sólida RW3 y en una cuba de agua WP 1D de Scanditronix.

Las planificaciones de IMRT *Step and Shoot* verificadas con la fibra centelleadora plástica, fueron calculadas con el planificador PCRT v.6.2 de Técnicas Radiofísicas, que calcula la segmentación a partir de fluencias optimizadas con planificación inversa.

### Procedimiento de calibración

Para obtener las medidas corregidas por el efecto de la radiación Cerenkov es preciso calcular unos factores de calibración que se indican en el manual de instrucciones.\* Éstos son el cociente de luz Cerenkov (*Cerenkov Light Ratio*, CLR), la ganancia relativa y la ganancia en dosis (véase Guillot et al.<sup>8</sup> para ampliar información sobre estos factores).

Para ello, es necesario medir en diferentes configuraciones de fibra óptica y en campos de distinto tamaño. En la fig. 1 se muestran las configuraciones de fibra necesarias para la calibración y en la tabla 1 las medidas que deben llevarse a cabo en cada una de ellas.

Todas las medidas de calibración descritas en la tabla 1 se realizaron con los diferentes detectores posicionados en el isocentro y a 5 cm de profundidad en agua sólida e impartiendo 100 unidades monitor (UM). Se efectuaron tres medidas en cada una de las configuraciones para analizar la repetibilidad de los resultados experimentales. Para colocar el Exradin W1 en las distintas configuraciones de fibra óptica, se dispuso de unas planchas de calibración de agua sólida que forman parte del equipamiento del detector y garantizan la reproducibilidad del posicionamiento de referencia, véase manual de instrucciones.\* La calibración de dosis absorbida en agua se efectuó con una cámara de ionización de 0.65 cm<sup>3</sup>, calibrada según el protocolo TRS 398 de la IAEA.<sup>10</sup>

\* Standard Imaging. Manual del detector Exradin W1. DOC #80XXX-00. Junio 2012.

Los factores de calibración se calcularon según las siguientes expresiones:

$$CLR = \frac{(SC1_{MAX40} - SC1_{MIN40})}{(SC2_{MAX40} - SC2_{MIN40})} \quad (1)$$

$$\frac{Ganancia}{relativa} = \frac{1}{(SC1_{MIN40} - SC2_{MIN40} \times CLR)} \quad (2)$$

$$\frac{Ganancia}{dosis} = \frac{Dosis10}{(SC1_{MIN10} - SC2_{MIN10} \times CLR)} \quad (3)$$

donde:

$SC1_{MAX40}$  = medida del canal 1 del centelleador, en configuración de fibra máxima y en un campo 40 cm × 40 cm.

$SC2_{MAX40}$  = medida del canal 2 del centelleador, en configuración de fibra máxima y en un campo 40 cm × 40 cm.

$SC1_{MIN40}$  = medida del canal 1 del centelleador, en configuración de fibra mínima y en un campo 40 cm × 40 cm.

$SC2_{MIN40}$  = medida del canal 2 del centelleador, en configuración de fibra mínima y en un campo 40 cm × 40 cm.

$SC1_{MIN10}$  = medida del canal 1 del centelleador, en configuración de fibra mínima y en un campo 10 cm × 10 cm.

$SC2_{MIN10}$  = medida del canal 2 del centelleador, en configuración de fibra mínima y en un campo 10 cm × 10 cm.

$Dosis10$  = medida obtenida con una cámara de ionización en un campo 10 cm × 10 cm.

Una vez calculados estos factores, los aplicamos a las medidas generales a partir de la siguiente expresión:

$$Medida = Ganancia \times (SC1 - SC2 \times CLR) \quad (4)$$

donde se escoge el factor de ganancia relativa o ganancia dosis según sea el tipo de medida que se realice.  $SC1$  y  $SC2$  son las lecturas obtenidas por el canal 1 y 2 en configuración de fibra mínima y en las condiciones de medida deseadas.

La señal medida por el detector es del orden de 60 pC/Gy según especificaciones del fabricante. Se aconseja seguir estrictamente las recomendaciones dadas en el manual de instrucciones sobre el tiempo mínimo necesario de calentamiento del electrómetro y de estabilización del sistema, el posicionamiento del

fotodiodo respecto al campo de radiación, etc, para conseguir una correcta reproducibilidad de las medidas.

## Medidas de caracterización

Una vez calculados los factores, se verificó el comportamiento del detector Exradin W1 en diferentes situaciones de uso práctico.

### Linealidad

Se ha comprobado la relación lineal entre la dosis absorbida medida con la fibra centelleadora y la dosis impartida por el acelerador medida con una cámara Farmer de 0.6 cm<sup>3</sup>. El detector Exradin W1 se posicionó en el isocentro y a una profundidad de 5 cm en agua sólida. Se emplearon las planchas de calibración para colocarlo correctamente en el campo de radiación y se irradió en configuración de fibra mínima, en un campo 10 cm × 10 cm para energías de RX de 6 y 15 MV.

### Independencia con la orientación y PDP

Se realizaron medidas en una cuba de agua del PDP para las dos energías de fotones, a distancia fuente-superficie (DFS) de 100 cm y tamaños de campo de 10 cm × 10 cm y 3 cm × 3 cm con el detector de centelleo paralelo al eje del haz de radiación y perpendicular a éste. Para posicionar el detector se empleó un capuchón de alineamiento que forma parte del equipamiento del detector, véase el manual de instrucciones. Se midió en puntos discretos impartiendo 50 unidades monitor (UM) en cada uno de ellos.

Estos resultados se compararon con las curvas de PDP obtenidos con un diodo p-Si en una cuba de agua y empleando un diodo adicional de referencia.

### Factores de campo

Se midieron factores de campo con el detector Exradin W1 y una microcámara de 0.01 cm<sup>3</sup> en campos cuadrados entre 1 cm y 20 cm de lado, para las dos energías de fotones con el detector posicionado en el isocentro y en la profundidad del máximo de dosis (1.5 cm de profundidad en haces de 6 MV y 3 cm en haces de 15 MV).

### Verificaciones en pacientes de IMRT

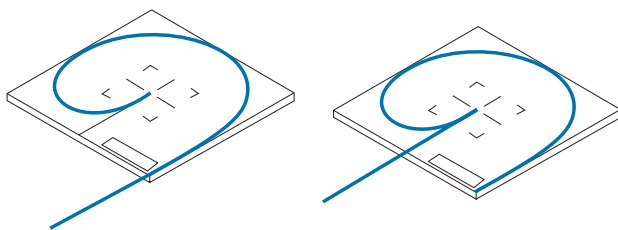
Se estudió el comportamiento del detector Exradin W1 en dos casos de verificación de dosis absorbida en puntos para tratamientos de IMRT *Step and Shoot*. Se escogieron dos localizaciones, una de pelvis con 6 orientaciones, 91 segmentos y energía de 6 MV y otra de próstata con 6 orientaciones y 45 segmentos con

**Tabla 1.** Medidas propuestas por el fabricante para la calibración del detector Exradin W1.

| Tipos de medida de referencia | Configuración de la fibra | Tamaño del campo | Detector             |
|-------------------------------|---------------------------|------------------|----------------------|
| Absolutas y relativas         | Fibra máxima              | 40 cm × 40 cm    | Exradin W1           |
| Absolutas y relativas         | Fibra mínima              | 40 cm × 40 cm    | Exradin W1           |
| Absolutas                     | Fibra mínima              | 10 cm × 10 cm    | Exradin W1           |
| Absolutas                     | —                         | 10 cm × 10 cm    | Cámara de ionización |

**Tabla 2.** Factores de calibración obtenidos para las energías de 6 y 15 MV y diferencia relativa de cada uno de los factores obtenidos calibrando el detector en las distintas energías.

| Factores de calibración  | 6 MV            | 15 MV           | Diferencia (%) del factor de calibración obtenido para cada energía |
|--|-----------------|-----------------|---|
| CLR  | 0.7637 ± 0.0056 | 0.7595 ± 0.0023 | 0.55  |
| Incertidumbre expandida $k = 2$ relativa del CLR %                     | 0.73            | 0.30            |   |
| Ganancia (dosis) cGy/pC  | 3.058 ± 0.082   | 3.023 ± 0.074   | 1.2   |
| Incertidumbre expandida $k = 2$ relativa del factor Ganancia (dosis) % | 2.7             | 2.4             |   |

**Fig. 1.** Configuración de fibra máxima (izquierda) y configuración mínima (derecha), procedente del manual de instrucciones del detector.

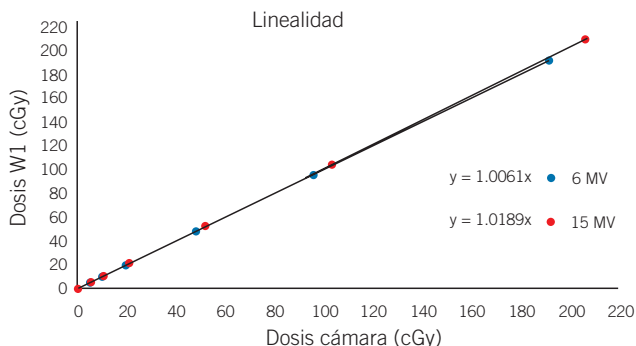
energía de 15 MV. Se compararon los resultados obtenidos con el detector de centelleo y los medidos con una microcámara de 0.01 cm<sup>3</sup> que se emplea habitualmente en este tipo de verificaciones.

## Resultados y discusión

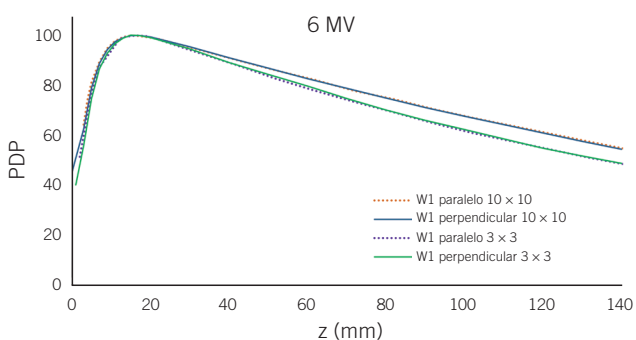
Se comprobó la repetibilidad de los resultados experimentales realizando 3 medidas en cada una de las configuraciones necesarias para la calibración del

detector. La desviación típica experimental calculada para las medidas realizadas en configuración de fibra óptica mínima fue de alrededor del 0.1% mientras que para las medidas obtenidas en configuración de fibra óptica máxima fue de alrededor del 0.2%. Valorando estos resultados se optó por realizar una única medida en cada configuración para la caracterización del detector de centelleo. También se estimó que el nivel de fondo del bunker del acelerador era estable e inferior al 0.1% en todas las medidas realizadas. Por tanto, se despreció dicha contribución en el cálculo de incertidumbres.

Una vez analizados los resultados anteriores se obtuvieron los factores de calibración y sus incertidumbres asociadas (véase la tabla 2). Se calcularon las incertidumbres expandidas con factor de cobertura  $k = 2$ , evaluando la incertidumbre de tipo A en el caso del factor CLR y calculando la incertidumbre combinada mediante la evaluación tipo A y tipo B en el caso del factor ganancia (dosis). La incertidumbre expandida ( $k = 2$ ) relativa asociada al factor de calibración de la cámara de ionización que se usó de referencia para la determinación de la ganancia en dosis era de 1.1%.



**Fig. 2.** Dosis absorbida medida con el detector de centelleo frente a la dosis impartida por el linac medida con cámara de ionización para 6 MV y 15 MV.

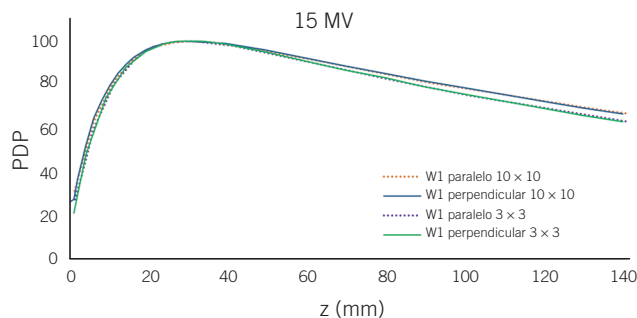


**Fig. 3.** PDP obtenidos para haces de RX de 6 MV con el detector (W1) paralelo y perpendicular al eje del haz de radiación en campos de 3 cm x 3 cm y 10 cm x 10 cm.

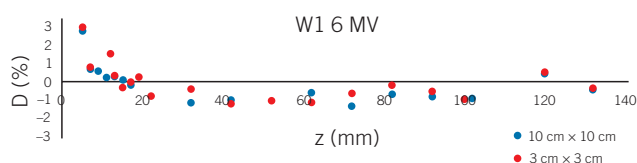
Se obtuvieron unos valores similares de los factores CLR y ganancia (dosis) para ambas energías. La diferencia relativa entre los CLR obtenidos fue de 0.55%, que es compatible con las incertidumbres expandidas ( $k=2$ ) relativas asociadas. En el caso de los factores de ganancia en dosis obtuvimos que la diferencia relativa era de 1.2%, siendo las incertidumbres relativas ( $k=2$ ) asociadas a las medidas de alrededor de 2.5%. Analizando estos resultados podemos confirmar la independencia de este detector con la energía de irradiación, lo cual, concuerda con la literatura encontrada sobre este tipo de detectores (Frelin et al.,<sup>7</sup> Guillot et al.,<sup>8</sup> Beddar et al.<sup>4</sup>).

La fig. 2 representa la dosis medida con el detector Exradin W1 frente a la dosis entregada por el linac medida con una cámara de ionización, comprobándose la relación lineal entre ambas variables. Las pendientes fueron obtenidas a partir de una regresión lineal de estos datos y son compatibles con la unidad dentro de las incertidumbres experimentales. El factor de calibración de la cámara Farmer empleada lleva asociada una incertidumbre expandida ( $k=2$ ) relativa de 2.2%.

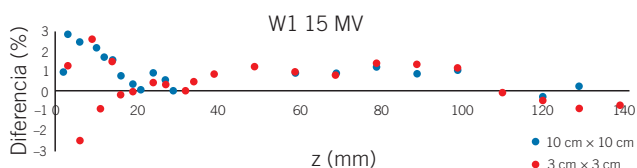
La fig. 3 y la fig. 4 representan las curvas obtenidas de los PDP con el detector Exradin W1 colocado para-



**Fig. 4.** PDP obtenidos para haces de RX de 15 MV con el detector (W1) paralelo y perpendicular al eje del haz de radiación en campos de 3 cm x 3 cm y 10 cm x 10 cm.



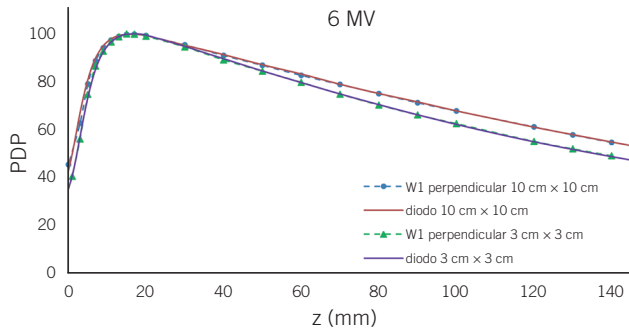
**Fig. 5.** Diferencias porcentuales de los PDP representados en la fig. 3, obtenidos con las dos orientaciones del W1 en diferentes puntos de medida.



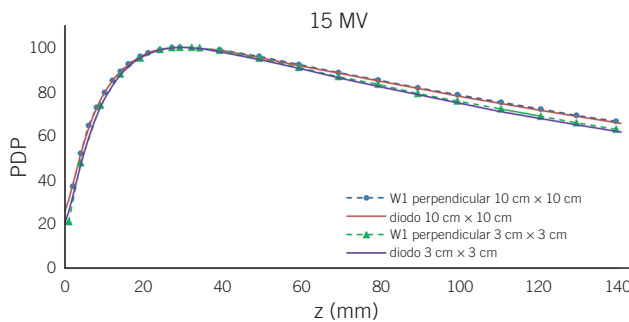
**Fig. 6.** Diferencias porcentuales de los PDP representados en la fig. 4.

lelo y perpendicular al eje del haz de radiación para cada una de las energías de RX. La fig. 5 y la fig. 6 representan la diferencia porcentual de las medidas de dosis locales obtenidas según los diferentes posicionamientos de la fibra centelleadora. Las diferencias observadas entre ambas curvas fueron menores del 1% en la mayoría de los puntos medidos fuera de la zona de *build-up*. En esta zona las diferencias son mayores pero compatibles con la incertidumbre asociada al posicionamiento del detector en zonas de alto gradiente. Estos resultados confirman la independencia del detector con respecto al posicionamiento paralelo o perpendicular al eje del haz.

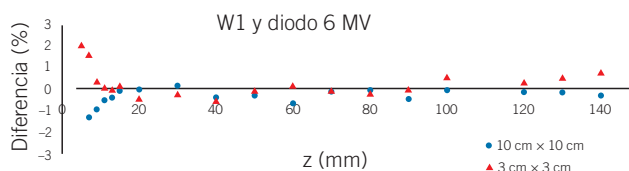
La fig. 7 y la fig. 8 muestran las curvas de PDP obtenidas con un diodo p-Si y con el detector Exradin W1 colocado perpendicular al eje del haz de radiación para cada una de las energías de RX. La fig. 9 y la fig. 10 representan las diferencias porcentuales de las medidas de dosis locales obtenidas con el detector Exradin W1 y el diodo. Observamos unas diferencias menores



**Fig. 7.** PDP obtenidos para haces de RX de 6 MV con el detector de centelleo perpendicular al eje del haz de radiación y con un diodo en campos de 3 cm x 3 cm y 10 cm x 10 cm.



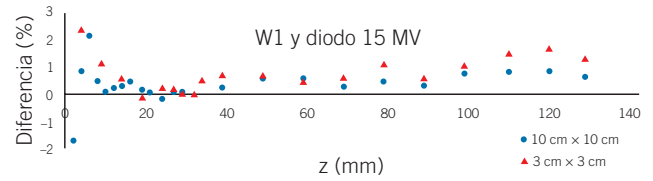
**Fig. 8.** PDP obtenidos para haces de RX de 15 MV con el W1 perpendicular al eje del haz de radiación y con un diodo en campos de 3 cm x 3 cm y 10 cm x 10 cm.



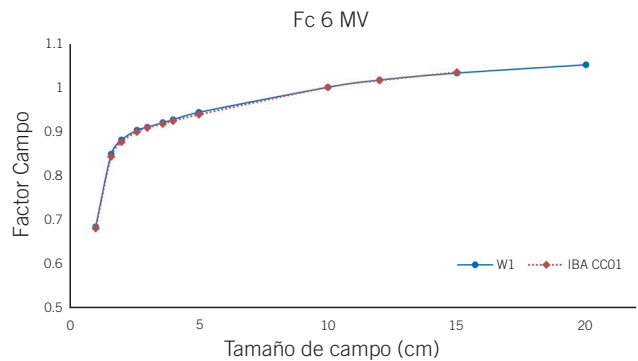
**Fig. 9.** Diferencias porcentuales de los PDP representados en la fig. 7 obtenidos con el W1 y el diodo a diferentes profundidades medidas.

del 1% en la mayoría de los puntos medidos fuera de la zona de *build-up*.

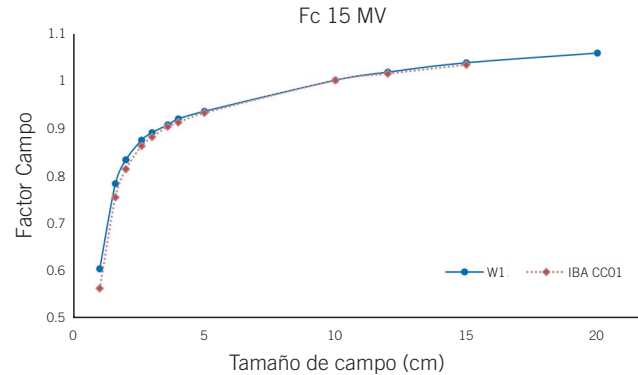
En la fig. 11 y la fig. 12 se recogen los valores obtenidos de los factores de campo para campos cuadrados desde 1 cm de lado hasta 20 cm, medidos con el detector de centelleo Exradin W1 y una microcámara de ionización de 10 mm<sup>3</sup> para energías de 6 MV y 15 MV. Las dosis absolutas medidas con ambos detectores son compatibles dentro de las incertidumbres experimentales para todos los tamaños de campo. Por otro lado, se observan diferencias sistemáticas en campos con lado menor de 2 cm, principalmente en el caso de haces de RX de 15 MV. Estas diferencias concuerdan



**Fig. 10.** Diferencias porcentuales de los PDP representados en la fig. 8.



**Fig. 11.** Factores de campo en haces de 6 MV. Las barras indican la incertidumbre máxima de la medida suponiendo una variación en el tamaño de campo de 1 mm.



**Fig. 12.** Factores de campo en haces de 15 MV. Las barras indican la incertidumbre máxima de la medida suponiendo una variación en el tamaño de campo de 1 mm.

con las presentadas en otros estudios de factores de campo medidos con microcámara y con el detector de centelleo (Yenice<sup>†</sup>, Archambault et al.,<sup>11</sup> Yenice<sup>‡</sup>, Klein et al.<sup>12</sup>), siendo los valores medidos con el Exradin W1 mayores que los obtenidos con microcámara. Este efecto lo atribuimos a las diferencias entre los volúmenes

<sup>†</sup> Yenice KM. Dosimetric Characteristics of the Exradin W1 Scintillator. ASTRO Annual Meeting, Boston, 2012, October 28.

<sup>‡</sup> Yenice KM. Stereotactic Radiosurgery: Commissioning, QA and Safety Practices. AAPM-ISEP: Emergent Technologies in Radiation Therapy Physics, Antalya, Turkey, 2012, November 15-18.

**Tabla 3.** Resultados de las verificaciones de dosis absorbida en el punto en tratamientos de IMRT. Medidas con cámara de ionización de 0.01 cm<sup>3</sup> modelo CC01 de IBA Dosimetry y el detector de fibra centelleadora plástica Exradin W1.

| Localización del tratamiento verificado | DOSIS absorbida medida con el detector de centelleo W1 (cGy) | DOSIS absorbida medida con cámara de ionización CC01 0.01 cm <sup>3</sup> (cGy) | Diferencia (%) entre dosis absorbida medida con W1 y con CC01 |
|---|--|---|---|
| PELVIS (6 MV)                           | 146.4 ± 3.9  | 148.4 ± 3.3   | 1.3%  |
| PRÓSTATA (15 MV)                        | 220.7 ± 5.4  | 220.7 ± 4.9   | < 0.1%  |

sensibles de ambos detectores, siendo el volumen del detector de centelleo de 2.4 mm<sup>3</sup> mientras que el de la microcámara es de 10 mm<sup>3</sup>.

Por último, se ha analizado el uso del detector de centelleo como dosímetro en verificaciones de tratamientos de IMRT *Step and Shoot* obteniéndose unos resultados comparables a los medidos con una microcámara. Las diferencias entre los valores obtenidos con ambos detectores se muestran en la tabla 3. La incertidumbre expandida ( $k=2$ ) relativa asociada a las medidas de dosis con la fibra centelleadora fue de 2.7% para haces de energía de 6 MV y de 2.4% para los de energía de 15 MV, por lo que puede deducirse que las diferencias en los resultados obtenidos son del orden de las incertidumbres. El factor de calibración de la microcámara lleva asociada una incertidumbre expandida ( $k=2$ ) relativa de 2.2%, siendo la calibración de ambos detectores independiente. A la vista de estos resultados preliminares el detector de centelleo puede ser empleado como dosímetro en verificaciones de tratamientos de IMRT de manera equivalente a la microcámara.

## Conclusiones

Con las medidas presentadas, se han verificado la mayoría de las características de este nuevo detector de centelleo, comprobando que los resultados obtenidos eran similares a los publicados en otros estudios para detectores de este tipo (Yenice<sup>†</sup>). Analizando los resultados anteriores concluimos que el Exradin W1 es un instrumento de medida útil para caracterizar haces de RX en radioterapia, equivalente a otros detectores de propósito similar.

Como ventajas, cabe decir que se reduce el número de factores de corrección que hay que aplicar a las lecturas con respecto a otros detectores que se utilizan en dosimetría. Además, su resolución espacial puede ser de gran ayuda para caracterizar y medir campos pequeños propios en distribuciones de dosis complejas, como las obtenidas con las técnicas de radiocirugía, radioterapia estereotáxica extracraneal, o

con tratamientos de IMRT donde los segmentos sean pequeños.

Como inconveniente se puede señalar que el coste es en estos momentos superior al de una microcámara y que para medir dosis absorbida es necesaria la utilización de una cámara de ionización calibrada para establecer la ganancia correspondiente.

Como ya se comentó anteriormente, este detector está diseñado para utilizarse sin aplicar voltaje, por ésta y por la mayoría de las propiedades que posee, particularmente por su pequeño volumen y porque es de lectura inmediata, pensamos que tiene gran potencial como dosímetro "in vivo" y así lo confirman publicaciones como Beaulieu et al.<sup>2</sup> y las numerosas referencias dadas en la presentación de Beddar y Beaulieu<sup>§</sup> sobre el uso de detectores plásticos de centelleo para este tipo de dosimetría, aunque esto no se corresponde con las actuales especificaciones del fabricante, que desaconseja explícitamente el uso del detector Exradin W1 en medidas de dosimetría en tiempo real en pacientes.

## Bibliografía

1. Low D, Moran J, Dempsey J, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys* 2011; 38:1313-38.
2. Beaulieu L, Goulet M, Archambault L, Beddar S. Current status of scintillation dosimetry for megavoltage beams. In *Journal of Physics, Conference Series*, vol. 444, p. 012013.2013.
3. Guillot M, Beaulieu L, Archambault L. A new water-equivalent 2D plastic scintillation detectors array for the dosimetry of megavoltage energy photon beams in radiation therapy. *Med Phys* 2011;38:6763-74.
4. Beddar A, Briere T, Mourtada F, Vassiliev O, Liu H, Mohan R. Monte Carlo calculations of the absorbed dose and energy dependence of plastic scintillators. *Med Phys* 2005;32:1265-9.
5. Beddar A, Mackie T, Attix F. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry. I. *Physical*

§ Beddar S, Beaulieu L. Plastic Scintillation Detectors: Present Status and Their Application for Quality Assurance and In Vivo Dosimetry. AAPM: 55<sup>th</sup> Annual Meeting and Exhibition. Indianapolis, Indiana, 2013, August 4-8.

- characteristics and theoretical considerations. *Phys Med Biol* 1992;37:1883-900.
6. Fontbonne J, Iltis G, Ban G, Battala A, Vernhes J, Tillier J et al. Scintillating fiber dosimeter for radiation therapy accelerator. *IEEE Trans Nucl Sci* 2002;49:2223-7.
  7. Frelin A, Fontbonne J, Ban G, Colin J, Labalme M, Batalla A et al. Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating Dosimeters. *Med Phys* 2005;32:3000-6.
  8. Guillot M, Gingras L, Archambault L, Beddar S, Beaulieu L. Spectral method for the correction of the Cerenkov light effect in plastic scintillation detectors. *Med Phys* 2011;38:2140-50.
  9. Lacroix F, Archambault L, Gingras L, Guillot M, Beddar S, Beaulieu L. Clinical prototype of a plastic water-equivalent scintillating fiber dosimeter array for QA applications. *Med Phys* 2008;35:3682-90.
  10. International Atomic Energy Agency. IAEA TRS-398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna 2005.
  11. Archambault L, Beddar S, Gingras L, Lacroix F, Roy R, Beaulieu L. Water-equivalent dosimeter array for small-field external beam radiotherapy. *Med Phys* 2007;34:1583-92.
  12. Klein D, Taylor R, Archambault L, Wang L, Therriault-Proulx F, Beddar S. Measuring output factors of small fields formed by collimator jaws and multileaf collimator using plastic scintillation detectors. *Med Phys* 2010;37:5541-9.