

# COMPARACIÓN EXPERIMENTAL DE PERFILES DE CAMPOS PEQUEÑOS ADQUIRIDOS CON CÁMARAS DE IONIZACIÓN, DIODOS, PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS Y TLD

Daniel Venencia<sup>1</sup>, Edgardo Garrigó<sup>1</sup>, Maximiliano Filipuzzi<sup>2</sup> y Alejandro Germanier<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Instituto Privado de Radioterapia, Fundación Marie Curie (Obispo Oro 423, CP5000, Córdoba, Argentina, dvenencia@radioncologia-zunino.org)

<sup>2</sup> Instituto Balseiro, Centro Atómico Bariloche (Av. Bustillo 9500, CP8400, Bariloche, Argentina, maxi.filipuzzi@gmail.com)

<sup>3</sup> Centro de Excelencia en Productos y Procesos (CEPROCOR) (Santa María de Punilla, CP5164, Córdoba, Argentina, agermani@ceprocor.uncor.edu)

## Resumen

El uso de campos pequeños de radiación, introducidos por nuevas técnicas, puede resultar en una considerable incertidumbre en la precisión de los perfiles adquiridos, debido a las condiciones de no-equilibrio electrónico lateral y a las perturbaciones introducidas por los detectores (efecto de volumen y alteración de la fluencia de partículas cargadas) [Das *et al.*, 2007]. El desarrollo de nuevos detectores miniatura busca disminuir la incertidumbre creada por el material y el tamaño del volumen sensible del dosímetro. Por esta razón, se realizaron mediciones comparativas para tres tamaños de campo cuadrado (20mm, 10mm y 5mm, de lado) empleando una serie de detectores: 3 cámaras de ionización (PTW31003, IBA CC04, PTW31016), 2 diodos (PTW60012, IBA SFD), detectores termoluminiscentes micro-cubos de 1mm de arista (TLD700) y películas radiocrómicas EBT3. Estos dos últimos se utilizaron como detectores de referencia, debido a su alta resolución espacial y similar desempeño con simulaciones Monte Carlo [Francescon *et al.*, 1998]. Se observó que tanto los TLD como las películas radiocrómicas resuelven los perfiles de manera similar. Ambos diodos respondieron correctamente, pero el resto de los detectores sobrestimaron la penumbra de los campos. Esto permitió concluir que los TLD utilizados (y ambos diodos) pueden resolver correctamente tamaños de campo usualmente empleados en radiocirugía, sin producir alteraciones significativas en los datos adquiridos.

**Palabras Clave:** perfiles, campos, pequeños, detectores, comparación.

## 1.- INTRODUCCIÓN

Con las nuevas técnicas desarrolladas en radioterapia, los campos de radiación tradicionalmente utilizados de  $4 \times 4 \text{cm}^2$  a  $40 \times 40 \text{cm}^2$  han sido reducidos hasta dimensiones menores al centímetro en tratamientos avanzados y especializados como radiocirugía estereotáxica (SRS) con colimadores multiláminas de alta resolución (HDMLC), Gamma Knife (GK) y Cyber Knife (CK) [Das *et al.*, 2007]. Estas tres técnicas utilizan tamaños de campo muy pequeños, del orden de unos pocos milímetros, con el objetivo de tratar pequeños volúmenes y evitar estructuras normales cercanas.

Los problemas dosimétricos originados por el uso de campos pequeños, con estas técnicas de tratamiento, son debidos a la falta de equilibrio de partículas cargadas (CPE), al bloqueo parcial de la fuente (dando lugar a una penumbra pronunciada y superpuesta), al tamaño de los detectores comparable a las dimensiones del campo, y a las variaciones del espectro de electrones que inducen cambios en la relación de los poderes de frenado.

Con una gran variedad de detectores de radiación de distintos tamaños, tipos (cámaras de ionización, semiconductores, films, etc.), y formas (esféricos, planos, etc.), la elección del detector correcto para la dosimetría de campos pequeños puede ser una tarea difícil y confusa si no se tienen las guías apropiadas.

Es común en la práctica clínica comparar las mediciones de varios detectores y elegir el detector que entregue la mejor respuesta para un campo determinado, sin considerar cuál es el resultado correcto ni las posibles perturbaciones introducidas por cada detector. Por ello, este enfoque no provee las bases científicas necesarias para asegurar la exactitud dosimétrica de la práctica clínica. Es por esta razón que es importante realizar un detallado análisis de la dosimetría de campos pequeños, y en particular, el desempeño de los detectores a utilizar y las posibles incertidumbres asociadas a los mismos.

## 1.1.- Efectos introducidos por el detector

Los sistemas de planificación de tratamiento basan sus resultados en mediciones en haces pequeños, para el modelado del haz y cálculos relativos de dosis. Sin embargo, estas mediciones son problemáticas dado que los haces pequeños se caracterizan por altos gradientes de dosis y desequilibrio electrónico. El tamaño finito del detector y su material no equivalente al agua resultan en una desviación de los perfiles reales, debido a efectos de promediado por volumen y alteraciones en el transporte de electrones [García-Garduño *et al.*, 2010]. En particular, la penumbra del haz es artificialmente incrementada cuando el tamaño del detector es excesivo. Además, cuando se utilizan cámaras de ionización para adquisiciones de perfiles (de práctica usual), se produce un aumento adicional de la penumbra por el hecho de que el rango de electrones en aire es mayor que el rango de electrones en agua. Estos resultados producen una sobrestimación de las características del haz que pueden transferirse en errores en los resultados de la planificación de un tratamiento.

## 1.2.- Penumbra

La región de rápida caída o alto gradiente de dosis se denomina penumbra, generalmente definida como la distancia entre los puntos del 80% y 20% de la dosis en el eje central. Cuando un campo es grande, la meseta de dosis (referida a veces como “plateau”) en el área central se puede observar claramente. A medida que el tamaño del campo se hace más pequeño, el plató desaparece, como es el caso de los perfiles típicos de los haces de radiocirugía [Chin and Regine 2008]. En esta técnica, la mayoría de los campos muestran una meseta de dosis muy estrecha o ausencia de esta. Debido a la gran variación de la dosis en una pequeña región, se necesitan detectores de alta resolución para realizar las mediciones de los perfiles de dosis.

En general, el gradiente de dosis es el factor limitante que minimiza la dosis a estructuras críticas adyacentes para casos clínicos en que la invasión microscópica es limitada o inexistente, y la inmovilización es del orden de una fracción de milímetro.

La medición exacta de las zonas con alto gradiente de dosis requeriría un sistema con perfecta resolución espacial, lo cual implica un detector de tamaño infinitesimal. La imposibilidad práctica de poseer tal detector implica que deben modelarse matemáticamente las perturbaciones introducidas por el tamaño finito del detector, si se desea estimar el error en los datos adquiridos [García-Vicente *et al.*, 2000]. Existen 2 procesos que compiten y por los cuales el detector perturba la verdadera distribución de dosis. Uno es el cambio en el transporte de electrones si el material del detector no es equivalente al agua y el otro es el ensanchamiento de la penumbra medida debido al tamaño finito del detector.

En este trabajo se emplearon una serie de detectores con distintas características para evaluar sus resultados en la resolución de penumbras de campos pequeños y los mismos se compararon con detectores de referencia (películas radiocrómicas EBT3) para concluir aquellos aptos para su aplicación en dosimetría de equipos de radiocirugía y estimar el grado de perturbación introducida.

## **2.- MATERIALES Y MÉTODOS**

### **2.1.- Detectores**

Para los pequeños campos de radiación utilizados en radiocirugía existe desequilibrio electrónico lateral y alto gradiente de dosis en una gran porción de los mismos, requiriendo el uso de técnicas de medición de alta resolución. Para haces pequeños, el tamaño del detector se aproxima a la dimensión del haz y afecta de manera adversa la precisión de la medida en regiones donde el gradiente varía a lo largo del detector. Por esta razón, además

de cumplir con requerimientos básicos de dosimetría respecto a respuesta de dosis estable, lineal y reproducible, independencia de la tasa de dosis y energía, los detectores para dosimetría de haces de radiocirugía deben tener una alta resolución espacial. El reporte TG 42 establece que detectores de diámetro menor a 3,5mm, o menos, pueden reproducir la penumbra hasta 1mm; por lo que se suele recomendar dimensiones menores a 2mm [Schell *et al.*, 1995].

Las ventajas y desventajas de los detectores usualmente empleados en dosimetría de campos pequeños han sido ampliamente analizadas y discutidas en la literatura [Wilcox and Daskalov 2007]. Algunos resultados se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1.- Comparación de características de detectores de radiación ionizante (X=baja, XX=moderada, XXX=alta).

Detector	Exactitud y Reproducibilidad	Indep. Energética	Resolución Espacial	Material Agua eq.	Facilidad de uso
Cámara de Ionización	XXX	XXX	X	X	XXX
Diodo	XX	XX	XXX	X	XXX
TLD	XX	XXX	XX	XXX	X
Película Radiográfica	XX	XX	XXX	X	XX
Película Radiocrómica	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX
Diamante	XX	XXX	XXX	XXX	X
Alanina	X	X	XXX	XX	X

Las cámaras de ionización, el “gold estándar” para la calibración y medición de haces convencionales, son demasiado grandes para ser utilizadas en haces de SRS, aunque el desarrollo de micro-cámaras ha permitido su implementación en ciertas mediciones.

Los diodos de Si, debido al reducido tamaño de su volumen sensible, son una elección común para la dosimetría de SRS/SBRT. Sin embargo, la dependencia de la respuesta con la energía, la tasa de dosis, y la dirección o angulación llevan a problemas en los resultados. El número atómico relativamente alto del Si resulta en una mayor sensibilidad para fotones de baja energía, lo que ha llevado al desarrollo de diodos blindados (con una cubierta de plomo) para disminuir la señal por fotones retro-dispersados de baja energía.

Pero dadas las condiciones físicas de los campos pequeños, la componente de fotones de baja energía es muy reducida y se recomienda el uso de diodos no blindados, ya que entregan una mayor señal, disminuyendo el problema del ruido.

Las características de los detectores activos empleados en este trabajo se han detallado en la Tabla 2.

Tabla 2.- Características físicas detectores activos utilizados.

Detector	Tipo	Diámetro [mm]	Volumen Sensible [cm <sup>3</sup> ]
PTW31003	Cámara de ionización	5,5	0,3
CC04	Cámara de ionización	3,6	0,04
PTW31016	Cámara de ionización	2,9	0,016
PTW60012	Diodo pSi	1	0,03
IBA SFD	Diodo pSi	0,6	0,036

Los detectores termoluminiscentes (TLD) poseen una respuesta lineal con la dosis, pero su incertidumbre aumenta a medida que disminuye el tamaño de campo y su manipulación es muy laboriosa. Debido a que los resultados con los TLD están sujetos a fluctuaciones del 3% o más, es necesario ajustar los datos sin perjudicar los valores en la región de penumbra.

Las películas radiográficas basadas en emulsiones de plata son ampliamente utilizadas para dosimetría relativa en tratamientos de radioterapia externa. Sin embargo, presenta las desventajas de su dependencia energética para fotones de baja energía así como artefactos del revelado y densitómetro. De todas formas, las películas continúan siendo un detector de referencia debido a su excelente resolución espacial y habilidad para obtener una completa distribución de dosis con una única irradiación.

Debido al contenido de plata en las películas radiográficas, resultando en el aumento del número atómico, la dependencia de la respuesta con la energía permanece como una preocupación para la dosimetría con este tipo de película.

Por esta razón, las películas radiocrómicas, que son prácticamente tejido equivalente y no precisan de revelado, proveen una mejora sobre las películas radiográficas al eliminar la dependencia espectral y energética, así como las incertidumbres asociadas con el procesamiento de las mismas.

Francescon *et al.* [1998] estudiaron el comportamiento de una serie de detectores con la respuesta obtenida de simulaciones Monte Carlo. Los resultados experimentales confirmaron que la dosimetría con películas radiocrómicas y TLD (micro-cubos) entrega resultados consistentes independientemente del tamaño de campo.

## 2.2.- Consideraciones importantes en dosimetría de campos pequeños

Dado que las condiciones físicas en campos pequeños son distintas a los campos convencionales, es importante tener en cuenta algunos aspectos importantes a la hora de utilizar detectores activos:

- L  
a alineación del haz y el detector es mucho más importante, y difícil, con respecto a campos grandes.
- P  
ara campos pequeños, el tamaño del campo suele no corresponderse con el tamaño establecido por el sistema de colimación debido a la oclusión parcial de la fuente y a la superposición de penumbra.
- L  
a orientación del detector debe ser paralela al eje del haz de radiación, permitiendo de esta manera que las condiciones físicas sean las mismas a ambos lados del volumen sensible, adquiriendo perfiles simétricos. Para orientaciones horizontales se observan resultados asimétricos debido a las distintas condiciones físicas a ambos lados del detector [Beddar and Mason 1994].

Por estas razones fue de suma importancia emplear sistemas de alta exactitud para la medición de perfiles con cámaras de ionización y diodos [PTW Dosimetry 2013].

### **2.3.- Configuración y adquisición**

La configuración establecida para la adquisición de todos los perfiles del haz fue DFS=100cm y DFP=105cm. Para la colimación del haz de radiación se utilizó un sistema micro-multiláminas (HDMLC120) con láminas centrales de 2,5mm al isocentro, en un equipo Novalis Tx con una energía del haz de 6MV.

Para la medición con detectores activos se utilizó el sistema Blue Phantom 2, de IBA Dosimetry, con un modo de adquisición paso-a-paso, con una distancia de 0,3mm entre pasos y 2 segundos de registro por muestra. Para los TLD y películas EBT3 se emplearon planchas de agua sólida.

## **3.- RESULTADOS**

Los 3 tamaños de campo analizados fueron:

- 5  
mm x 5mm (8mm x 8mm)
- 1  
0mm x 10mm (12mm x 12mm)
- 2  
0mm x 20mm (22mm x 22mm)

Donde el primer valor corresponde al tamaño de campo delimitado por el colimador micro-multiláminas y el segundo valor a las mordazas.



Para las películas radiocrómicas, previo a la irradiación en los campos pequeños, se realizó el procedimiento de calibración del lote. Los 3 campos analizados se adquirieron 2 veces para comparar resultados y establecer un perfil promedio. Una vez determinada la curva de calibración y adquiridos los campos pequeños, las películas se escanearon en el escáner Vidar PRO Advantage Red. Mediante el software RIT113 v5.3 se analizaron los resultados y se extrajeron los perfiles para cada campo.

Para eliminar el ruido presente en los perfiles, los mismos se ajustaron mediante funciones analíticas. No se emplearon filtros debido a que la señal cuenta con altos gradientes que se modificaban al emplear técnicas de suavizado.

Además, se registraron los valores de penumbra y FWHM, que se pueden observar en la Tabla 3.

Tabla 3.- Valores de penumbra y FWHM de los 3 campos analizados con las películas radiocrómicas EBT3.

Campo	Penumbra [mm]	FWHM [mm]
20x20 mm <sup>2</sup>	2,4±0,1	22,0
10x10 mm <sup>2</sup>	2,1±0,1	11,7
5x5 mm <sup>2</sup>	1,8±0,1	6,7

Para los TLD700, una vez determinados los factores de corrección a través de una irradiación homogénea, se expusieron a los 3 tamaños de campo en 3 moldes realizados para ese propósito (ver Figura 1).



Figura 1.- Molde de PMMA con ranura de 1mm para alojar 20 TLD700.

Tras realizar las lecturas en un equipo Harshaw 4000A, se graficaron los perfiles de los 3 campos de análisis sin ninguna corrección. Como se puede observar en la Figura 2, los mismos presentan una dispersión propia del método, pero en la zona de penumbra la respuesta es buena.

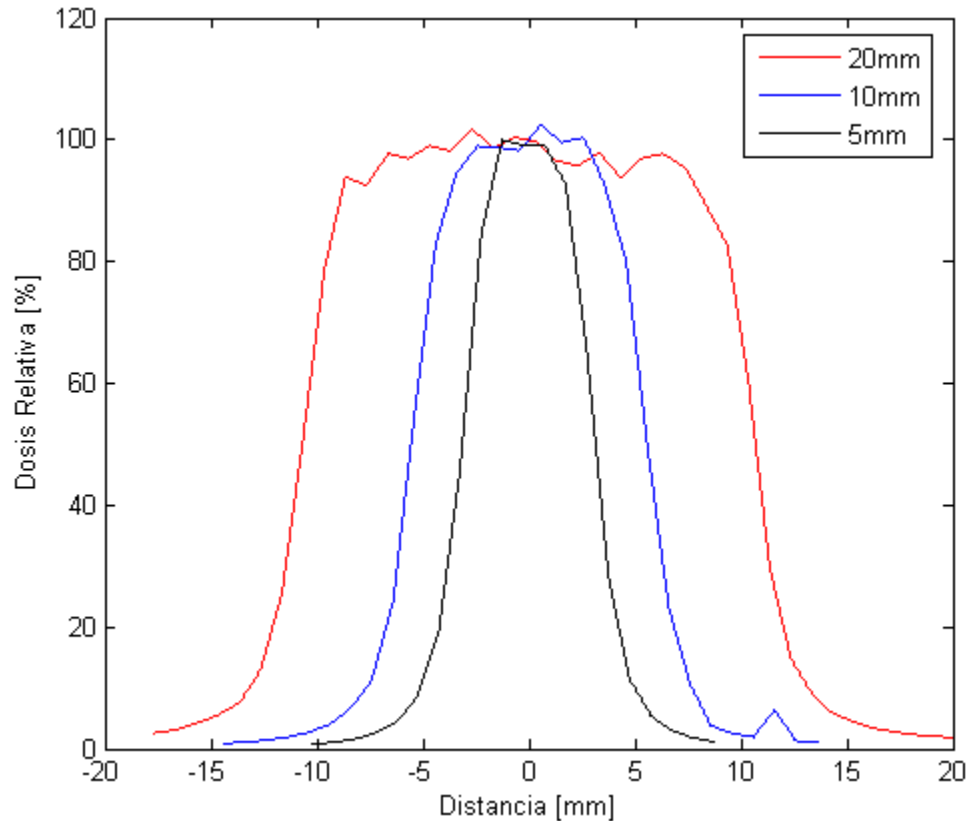


Figura 2.- Perfiles de TLD para los tres tamaños de campo, sin corrección.

Como era de esperarse, la dispersión de los datos exige un ajuste de los valores, sin afectar el gradiente en el borde de campo o penumbra. Para ello se emplearon ecuaciones exponenciales de ajuste [Johns and Cunningham 1983] (ver Figura 3).

En el caso de los detectores activos, se empleó el fantoma de agua y se colocaron los detectores en el montaje controlado por el servo-mecanismo. Previo a cada adquisición se realizó un ajuste de posición para asegurar que el detector se encuentre en el centro del campo radiante.

Para confirmar la mejor disposición del detector a la hora de adquirir un perfil (paralelo o perpendicular al eje del haz), se realizaron adquisiciones en ambas configuraciones y se compararon. Como se concluyó en otros trabajos [Beddar and Mason 1994], efectivamente la disposición vertical del detector permite registrar un perfil simétrico, dado que a ambos lados del volumen sensible, en la dirección de desplazamiento, las condiciones de partículas cargadas son las mismas.

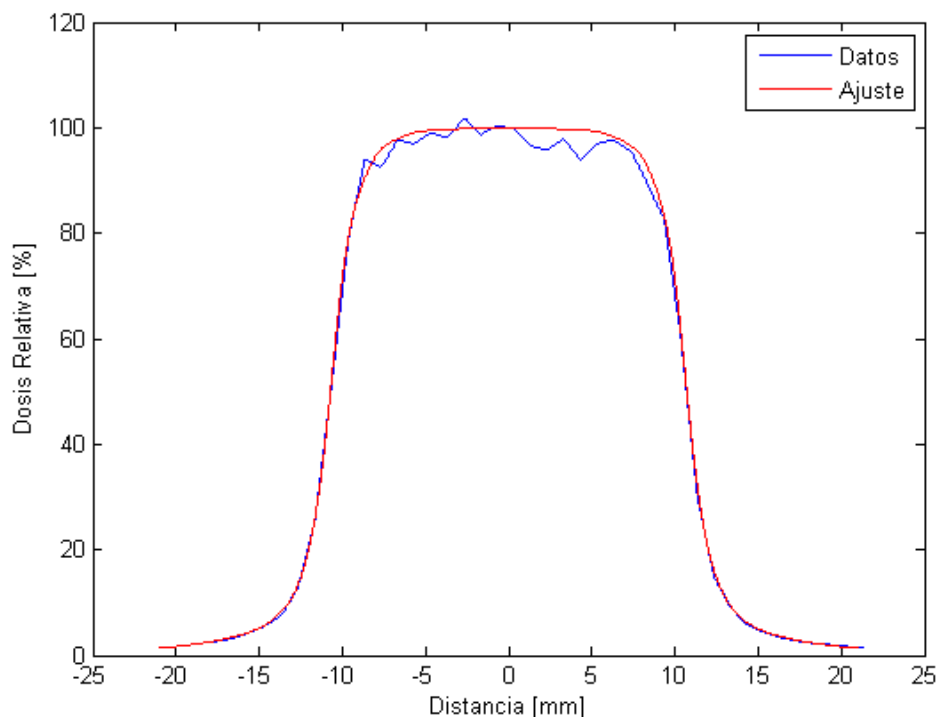


Figura 3.- Perfil original y resultado de ajuste para los TLD del campo 20x20mm<sup>2</sup>.

Finalmente, con los perfiles adquiridos para todos los detectores, los mismos se compararon en las Figuras 4, 5 y 6 para evaluar el desempeño de cada dosímetro y los efectos o perturbaciones introducidos por los mismos.

Como era de esperarse, el efecto de volumen de los detectores produce una alteración de los perfiles, de mayor magnitud en las zonas de alto gradiente. Mientras más grande es el detector empleado (diámetro del volumen sensible), mayor es la alteración de los resultados. Además, para el caso de campos muy pequeños, la dosis en el eje central también se ve afectada, por lo que el perfil reduce su valor de dosis en el centro del campo. Este fenómeno se manifestó en el campo más pequeño (5mm x 5mm) y principalmente para el detector más grande utilizado (PTW31003, para las cámaras de ionización CC04 y PTW31016 se percibe pero es casi despreciable).

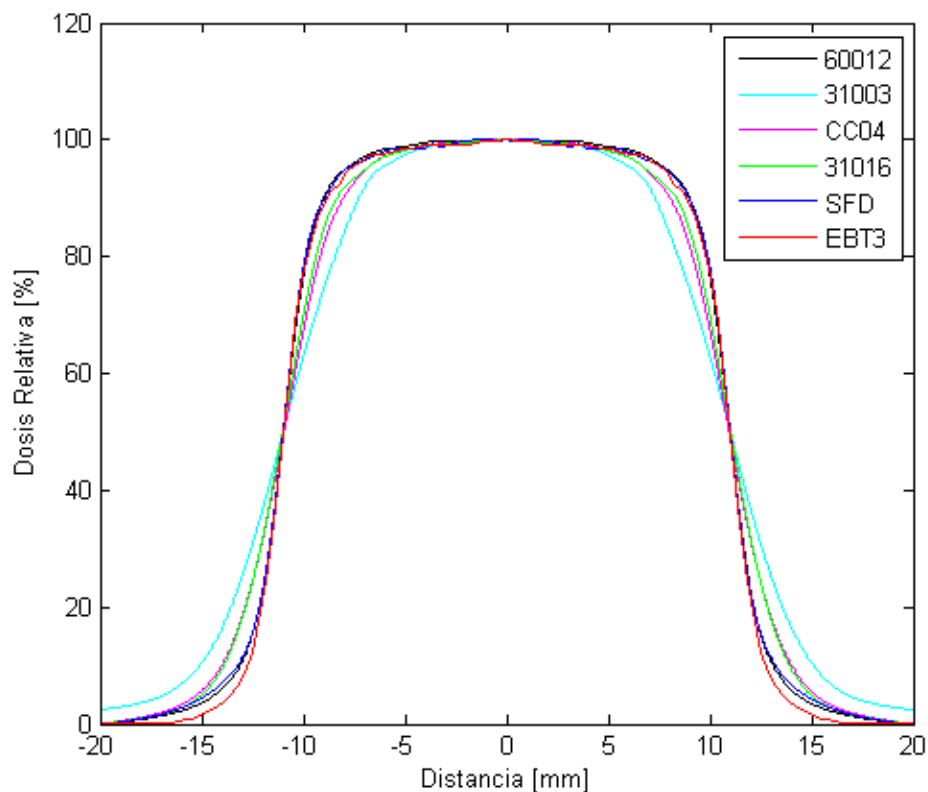


Figura 4.- Perfiles de campo 20x20mm<sup>2</sup>.

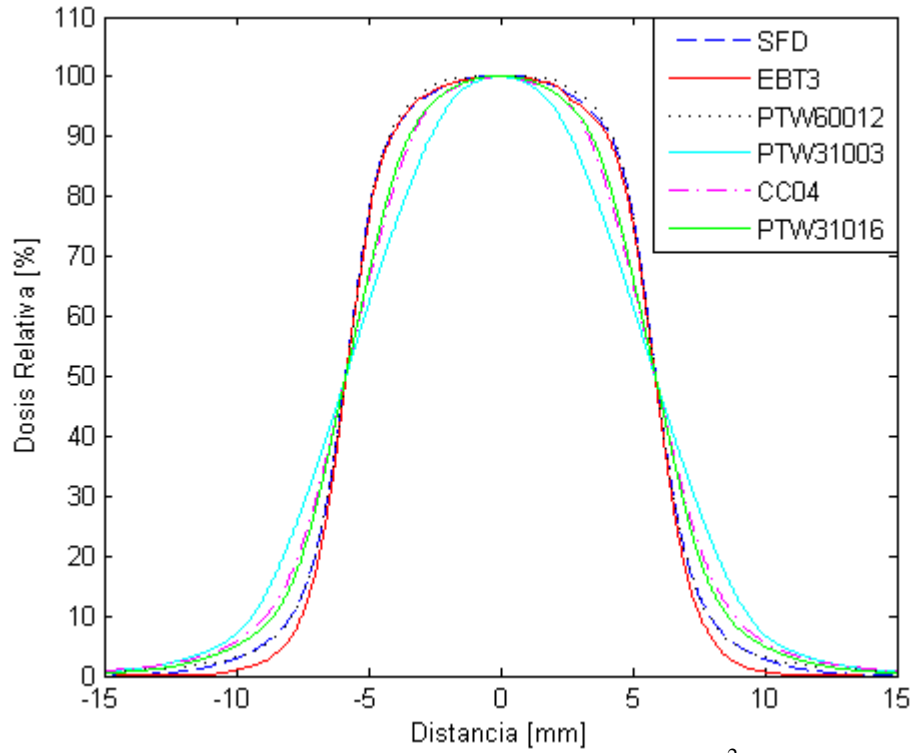


Figura 5.- Perfiles de campo 10x10mm<sup>2</sup>.

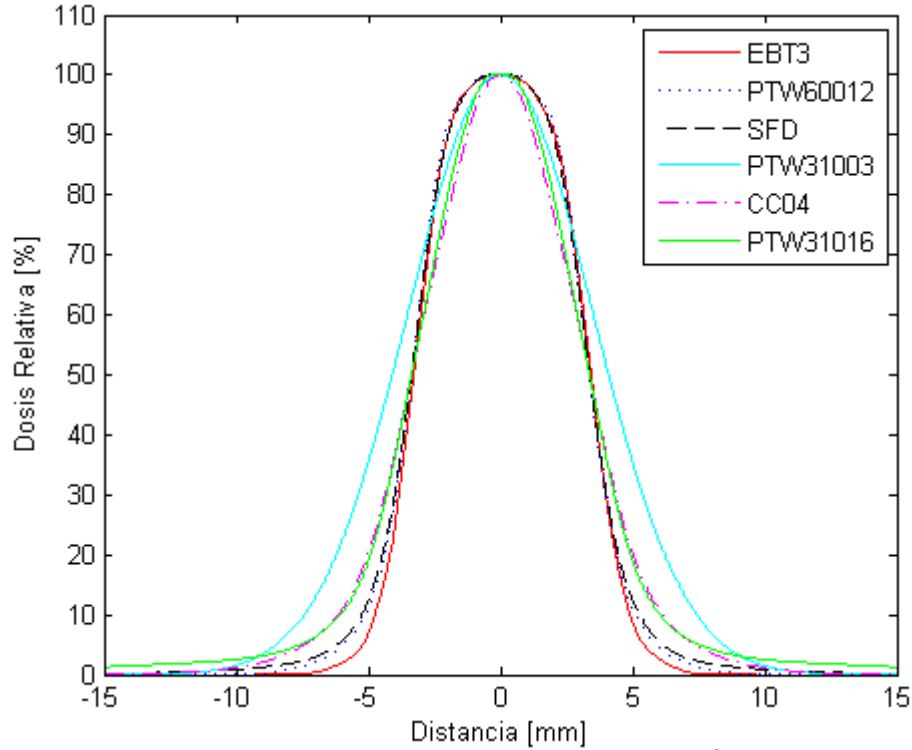


Figura 6.- Perfiles de campo 5x5mm<sup>2</sup>.

Los resultados entregados por los detectores termoluminiscentes son semejantes a los de las películas radiocrómicas, entregando una variación de la penumbra de los campos menor al 6% y del FWHM menor al 1%.

En la Tabla 4 se muestran los resultados de la penumbra para los tres tamaños de campo, y para todos los detectores. A su vez, se calcula la diferencia absoluta y porcentual con la penumbra de las películas radiocrómicas EBT3.

Tabla 4.- Valores de penumbra y comparación con películas radiocrómicas EBT3.

	Campo 20mmx20mm			Campo 10mmx10mm			Campo 5mmx5mm		
	Penum. [mm]	Dif. EBT3 [mm]	Porc [%]	Penum. [mm]	Dif. EBT3 [mm]	Porc [%]	Penum. [mm]	Dif. EBT3 [mm]	Porc [%]
SFD	2,4	0,0	0	2,1	0,0	0	1,9	0,1	6
CC04	3,9	1,5	63	3,6	1,5	71	3,2	1,4	78
PTW 31003	5,1	2,7	113	4,7	2,6	124	3,8	2,0	111
PTW 31016	3,6	1,2	50	3,3	1,2	57	3,0	1,2	67
PTW 60012	2,4	0,0	0	2,2	0,1	5	2,0	0,2	11
TLD	2,4	0,0	0	2,2	0,1	5	1,9	0,1	6
EBT3	2,4			2,1			1,8		

En la Figura 7 se puede ver como la diferencia porcentual entre la penumbra del detector y las películas radiocrómicas EBT3 aumenta a medida que el tamaño del campo disminuye.

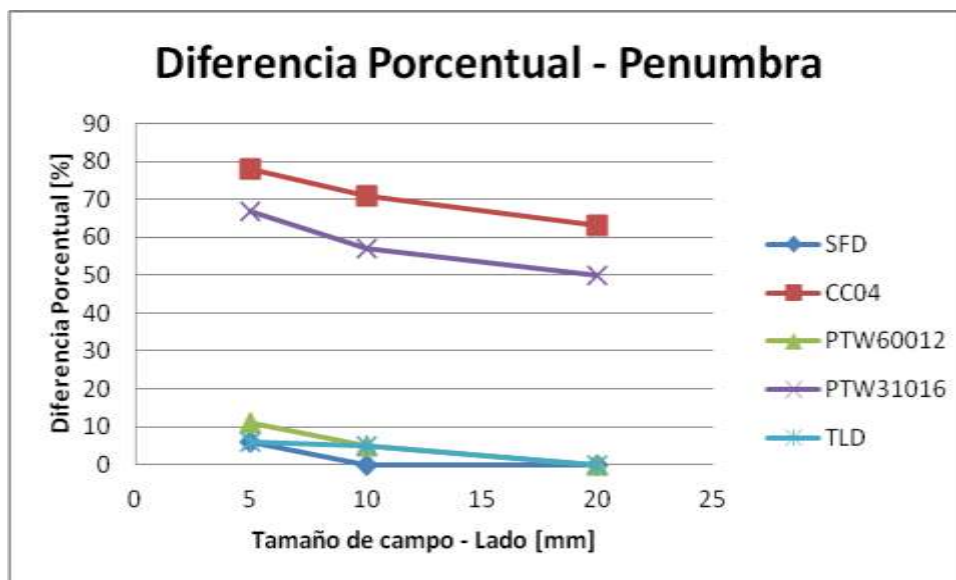


Figura 7.- Variación porcentual de la penumbra, con respecto a las películas EBT3, con el tamaño de campo.

## 4.- DISCUSIÓN

Los resultados antes descritos muestran como por debajo de 1mm de diámetro del volumen sensible los detectores aumentan los valores de penumbra en no más de 0,2mm. Aunque estos resultados se obtuvieron para una única configuración y profundidad, los resultados son consistentes. A su vez, la utilización de otros tipos de detectores y de tamaños intermedios (entre 2,9mm y 1mm) permitirían llegar a definir de mejor manera el diámetro límite para una correcta determinación de perfiles de pequeños haces de radiación.

## 5.- CONCLUSIONES

La utilización de detectores con diámetros entre 5,5 y 0,6mm permitió analizar la influencia del volumen sensible sobre los perfiles adquiridos. Aunque el TG45 propuso un

diámetro menor a 2 mm para la dosimetría de campos de radiocirugía, últimamente se ha reducido este tamaño hasta valores menores al milímetro [Pappas *et al.*, 2006], para evitar el efecto de volumen. Esto debido a que la definición de campo pequeño se ha ido ajustando para campos cada vez más reducidos.

Para los campos analizados en este trabajo, se ha podido comprobar que tanto los diodos con diámetro menor o igual a 1mm, como los TLD micro-cubos de 1mm de arista, y por supuesto las películas EBT3 ya establecidos mundialmente como detector de referencia, pueden resolver correctamente estos tamaños de campo. Por lo tanto, cualquiera de estos detectores puede considerarse útil como dosímetro de campos pequeños, aunque deben considerarse otros factores importantes, como puede ser, la dificultad y laboriosidad del manejo de los TLD.



## REFERENCIAS

- Beddar, A, Mason, D. (1994). *Absorbed dose perturbation caused by diodes for small field photon dosimetry*. Medical Physics, **21**(7).
- Chin, Lawrence S. y Regine, William F. (2008). *Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery*. s.l. : Springer. 978-0-387-71069-3
- Das, I, Ding, G, Ahnesjö, A. (2007). *Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry*. Medical Physics, **35**, 206-217.
- Dosimetry, PTW (2013). *Small Field Dosimetry: Application Guide*. Radiation Therapy.
- Francescon, P, Cora, S, Cavedon, C. (1998). *Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD800 microcubes in the dosimetry of small beams*. Medical Physics, **25**(4), 503-511.
- García-Garduño, O, Lárraga-Gutiérrez, J, Rodríguez-Villafuerte, M. (2010). *Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom*. Radiotherapy and Oncology, **96**, 250-253.
- García-Vicente, F, Delgado, J, Rodríguez, C. (2000). *Exact analytical solution of the convolution integral equation for a general profile fitting function and Gaussian detector kernel*. Phys. Med. Biol. **45**, 645.
- Johns, Harold Elford y Cunningham, John Robert. *The Physics of Radiology* (Fourth Edition). s.l. : Charles C Thomas, 1983. 0-398-04669-7
- Pappas, E., Maris, T.G., Papadakis, A., Zacharopoulou, F., Damilakis, J., Papanokolaou, N., Gourtsoyiannis, N. (2006). *Experimental determination of the effect size on profile measurements in narrow photon beams*. Med. Phys. **33**, 3700.
- Schell, M., Bova, F. Report of Task Group 42 - *AAPM REPORT NO. 54*. AAPM, 1995
- Wilcox, E, Daskalov, G. (2007). *Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for CyberKnife dosimetry*. Medical Physics, **31**(6).