

# Estudio comparativo entre factores de campo obtenidos en un acelerador lineal usado para tratamientos con radiocirugía

## Comparative study between output factors obtained in a linear accelerator used for radiosurgery treatments

José de Jesús Velázquez Trejo<sup>1,2</sup>, Keila Isaac Olive<sup>2</sup>, José Gerardo Gutiérrez Castillo<sup>1</sup>, Alberto Ernesto Hardy Pérez<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Física, Unidad Médica de Alta Especialidad “Hospital de Oncología”, Centro Médico Nacional Siglo XXI, Instituto Mexicano del Seguro Social. Ciudad de México, México.

<sup>2</sup> Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México. Estado de México, México.

Fecha de Recepción: 27/10/16 - Fecha de Aceptación: 16/02/2017

**Objetivo:** Comparar los factores de campo obtenidos en un acelerador lineal con colimadores cónicos utilizando cinco modelos de detectores, mediante tres métodos distintos: a través del cociente entre lecturas de los detectores, con la técnica “daisy chain” (para diodos) y aplicando los factores  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  basados en el formalismo propuesto por la IAEA (sólo a tres detectores).

**Métodos:** Se empleó un acelerador lineal Varian-iX con colimadores cónicos BrainLab (30mm a 7.5mm), los detectores utilizados fueron: PTW-PinPoint 31016 (x2), PTW-tipo E 60017 (x2), PTW-microLion 31018 (x2), EDGE (Sun-Nuclear), y PTW-Semiflex 31010. De los tres primeros modelos se analizaron dos detectores con series distintas. Las medidas se realizaron en agua a una profundidad de 1.5 cm y una distancia fuente superficie de 98.5 cm.

**Resultados:** Con el método de cociente de lecturas todos los detectores mostraron discrepancias desde 3.5% hasta más de 15% en los campos más pequeños, para los diodos el método “daisy chain” no ofreció correcciones significativas. Aplicando los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  los detectores PTW60017, PTW31018 y EDGE mostraron diferencias menores al 3%.

**Conclusiones:** En campos pequeños el método del cociente de lecturas puede introducir errores significativos en la determinación de los factores de campo. La aplicación de los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  mostró ser la opción más viable.

**Palabras clave:** radiocirugía, campos pequeños, dosimetría, factores de campo, correcciones.

**Purpose:** To compare the output factors obtained in a linear accelerator with conical collimators using five models of detectors, through three different methods: the ratio of detector readings, the “daisy chain” technique (for diodes) and applying the  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  factors based in the formalism proposed by the IAEA (this one was applied only to three detectors).

**Methods:** A linear accelerator Varian-iX was employed with BrainLab conical collimators (30 mm to 7.5 mm), the detectors used were: PTW-PinPoint 31016 (x2), PTW-tipo E 60017 (x2), PTW-microLion 31018 (x2), EDGE (Sun-Nuclear), y PTW-Semiflex 31010. For the first three models were analyzed two detectors with different series. The measurements were carried out in water at depth of 1.5 cm and source to surface distance of 98.5 cm.

**Results:** With the readings ratio method, all detectors showed differences from 3.5% to more than 15% in the smallest field sizes, for the diodes the “daisy chain” method did not provide significant corrections. Applying the  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  the detectors PTW60017, PTW31018 and EDGE showed differences of less than 3%.

**Conclusions:** In small fields the readings ratio method could introduce significant errors in the output factor determination. Applying the  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  proved to be a viable option.

**Key words:** radiosurgery, small field, dosimetry, output factors, corrections.

## Introducción

La radiocirugía con acelerador lineal es una técnica de tratamiento que se distingue por el uso de campos pequeños (< 3 cm) de radiación ionizante, definidos con la ayuda de colimadores cónicos o micro multi-hojas. El comisionamiento de uno de estos equipos comprende la medición de diversas funciones dosimétricas, principalmente: factores de campo ( $S_t$ ), porcentajes de dosis en profundidad (o razones tejido maniquí) y perfiles.<sup>1,2</sup> Estos parámetros se emplean en el cálculo habitual de dosis absorbida en los pacientes, por lo que la precisión en su determinación está directamente relacionada con la calidad de los tratamientos, y por tanto, en los efectos clínicos observados. En el mercado existe una considerable variedad de detectores destinados a realizar dosimetría en campos pequeños, como son las micro-cámaras de ionización, diodos y diamantes. También se han usado películas de tinte radiocrómico, detectores termoluminiscentes (TLD) y de estimulación óptica (OSL).<sup>3,4</sup>

Los factores de campo cuantifican la variación en la dosis absorbida en el eje central a medida que el tamaño de campo varía, esto respecto a un tamaño de campo de referencia. Dichas variaciones están asociadas a cambios en la dispersión en el cabezal del acelerador lineal, así como en el medio donde incide el haz de radiación (agua o material equivalente a ésta). Los factores de campo también son llamados factores de dispersión total.

Para un campo  $f_{clin}$ , el factor de campo ( $S_t$ ) se define como la dosis absorbida en agua a una profundidad de referencia ( $d_{ref}$ ) en dicho tamaño de campo dividida entre la dosis absorbida en agua en el mismo punto y a la misma profundidad para un tamaño de campo de referencia ( $f_{msr}$ ).<sup>1,5,6</sup> Esto es:

$$S_t(f_{clin}) = \frac{D^{f_{clin}}}{D^{f_{msr}}} \quad (1)$$

En la mayoría de los aceleradores lineales convencionales el tamaño de campo de referencia es de 10 cm × 10 cm. La profundidad de referencia puede ser 5 cm, 10 cm o bien la profundidad de máxima ionización ( $d_{max}$ ),<sup>1,5,7,8</sup> que para un haz de rayos X de 6 MV está alrededor<sup>9</sup> de 1.5 cm. Esta última se ha sugerido no utilizarla para realizar las mediciones de los  $S_t$  debido a que es una zona con considerable gradiente de dosis, y también para evitar la contaminación electrónica generada en el cabezal del acelerador lineal. A pesar de lo anterior, varios autores han reportado la obtención de los factores de campo en  $d_{max}$  en aplicaciones de campos pequeños para radiocirugía.<sup>3,4,10,11</sup>

En la práctica clínica es común obtener los  $S_t$  realizando el cociente entre las lecturas del detector que se

esté utilizando, en el caso de las cámaras de ionización y diodos este cociente se obtiene a partir de las cargas obtenidas,<sup>7,11</sup> es decir:

$$S_t(f_{clin}) = \frac{M^{f_{clin}}}{M^{f_{msr}}} \quad (2)$$

donde  $M^{f_{clin}}$  y  $M^{f_{msr}}$  son las lecturas del detector en los tamaños de campo  $f_{clin}$  y  $f_{msr}$ , respectivamente. Este último método funciona bien en campos de tamaño estándar (> 3 cm) como los usados en técnicas de radioterapia convencionales, sin embargo, con el paso del tiempo se ha demostrado que no es completamente válido usarlo en campos pequeños, pues los detectores ofrecen diferencias considerables (> 5%) en su desempeño, incluso en aquellos en los que de acuerdo con las casas productoras están fabricados especialmente para estos tamaños de campo.<sup>3,4,11-13</sup> Dichas discrepancias se han asociado principalmente a tres fenómenos físicos que se presentan en campos pequeños: falta de equilibrio lateral de partículas cargadas, oclusión parcial de la fuente de radiación y efectos asociados al volumen y composición del detector empleado.<sup>12</sup>

En el caso de detectores de estado sólido (diodos) existe una variante para obtener los factores de campo, llamada "daisy chain".<sup>2,11</sup> Este método busca evitar realizar mediciones con los diodos en campos grandes (como el de referencia de 10 cm × 10 cm), ya que estos detectores pueden presentar una sobre respuesta para los fotones de baja energía presentes en dichos campos.<sup>14</sup> Esta variante consiste en realizar una normalización cruzada entre las medidas del diodo empleado y las de un detector estándar para tamaños de campo intermedios y grandes: las lecturas del diodo se normalizan respecto a un tamaño de campo intermedio ( $f_{int}$ ), y se multiplican por el factor de campo de este último, el cual se obtiene de manera convencional de acuerdo con la expresión (2) con el detector estándar, que puede ser una cámara de ionización (CI). De acuerdo con este método el  $S_t$  para un tamaño de campo  $f_{clin}$  se obtiene de la siguiente forma:

$$S_t(f_{clin}) = \frac{M_D^{f_{clin}}}{M_D^{f_{int}}} * \frac{M_{CI}^{f_{int}}}{M_{CI}^{f_{msr}}} \quad (3)$$

donde  $M_D^{f_{clin}}$  y  $M_D^{f_{int}}$  son las lecturas del diodo obtenidas para los tamaños de campo  $f_{clin}$  y  $f_{int}$ , respectivamente.  $M_{CI}^{f_{int}}$  y  $M_{CI}^{f_{msr}}$  son las lecturas de la cámara de ionización para los tamaños de campo  $f_{int}$  y  $f_{msr}$ , respectivamente,  $f_{int}$  puede ser de 3 cm a 5 cm.<sup>2,11,13</sup> Cabe mencionar además que BrainLab recomienda utilizar el método "daisy chain", esto de acuerdo con el manual de física<sup>15</sup> que se provee junto con el sistema de planeación que se tiene en nuestro centro (iPlanRT Dose).

En el año 2008 el Organismo Internacional de la Energía Atómica (IAEA, por sus siglas en inglés) propuso utilizar factores de corrección al método de cociente entre cargas.<sup>16</sup> De acuerdo con esta metodología, el factor de campo para un tamaño de campo  $f_{clin}$  se obtiene de la siguiente forma:

$$S_f(f_{clin}) = \Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} * k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad (4)$$

La última ecuación está dada usando la nomenclatura publicada por Alfonso y cols,<sup>16</sup>  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$  es la lectura del detector para el tamaño de campo  $f_{clin}$ ,  $Q_{clin}$  hace referencia a la calidad del haz en dicho campo.  $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$  es la lectura del detector en un tamaño de campo de referencia ( $f_{msr}$ ) con calidad de haz  $Q_{msr}$ . Esta nomenclatura busca enfatizar que los tamaños de campo  $f_{clin}$  y  $f_{msr}$  tienen diferente espectro de energía, y por ende una calidad de haz  $Q$  distinta.  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  es el factor de corrección a aplicar.

Varios autores han trabajado en la obtención de dichos factores, mediante métodos Monte Carlo,<sup>17</sup> o bien mediante mediciones directas usando detectores pasivos,<sup>3,4,13</sup> sin embargo, en la mayoría de los casos no hay reportes de terceros que los validen. Por otro lado, dichos factores son muy específicos, pues dependen del tipo de detector utilizado, energía nominal del acelerador lineal, tamaño de campo, geometría de irradiación e incluso del sistema de colimación. Actualmente no hay un código de práctica internacional que brinde las directrices para aplicar este formalismo, se sabe que a la fecha la IAEA y la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) trabajan en ello.<sup>18</sup>

Nuestro centro recibió una actualización que incluyó accesorios de radiocirugía para uno de nuestros aceleradores lineales, en donde se incluyeron diversos detectores para campos pequeños. Por este motivo se decidió evaluar su desempeño, así como los métodos actuales para la determinación de los factores de campo.

En este trabajo se muestra la comparación entre los factores de campo medidos con cinco modelos diferentes de detectores en un acelerador lineal con colimadores cónicos. De tres de los modelos analizados en nuestro centro se cuenta con dos diferentes detectores, por lo que en total se analizaron ocho diferentes detectores. Por lo anterior también fue posible estudiar la reproducibilidad en la respuesta de un mismo modelo y marca. Con todos los detectores se utilizó el método convencional de cociente entre lecturas. En el caso de los diodos se aplicó el método "daisy chain", y finalmente para tres de los detectores estudiados se aplicaron los factores de corrección ( $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ ) publicados por Bassinet y cols,<sup>3,4</sup> de acuerdo con la propuesta de la IAEA.

Si bien a la fecha ya existe literatura en la que se aborda de manera similar este problema, prácticamente toda

esta información se encuentra en el idioma inglés, por lo que este trabajo busca además brindar información básica en el idioma español que permita ser punto de partida cuando se tiene la responsabilidad de obtener los factores de campo requeridos durante el comisionamiento de un acelerador lineal para ser usado para radiocirugía. Especialmente para aquellos usuarios que no han tenido experiencia previa en dosimetría de campos pequeños.

## Materiales y métodos

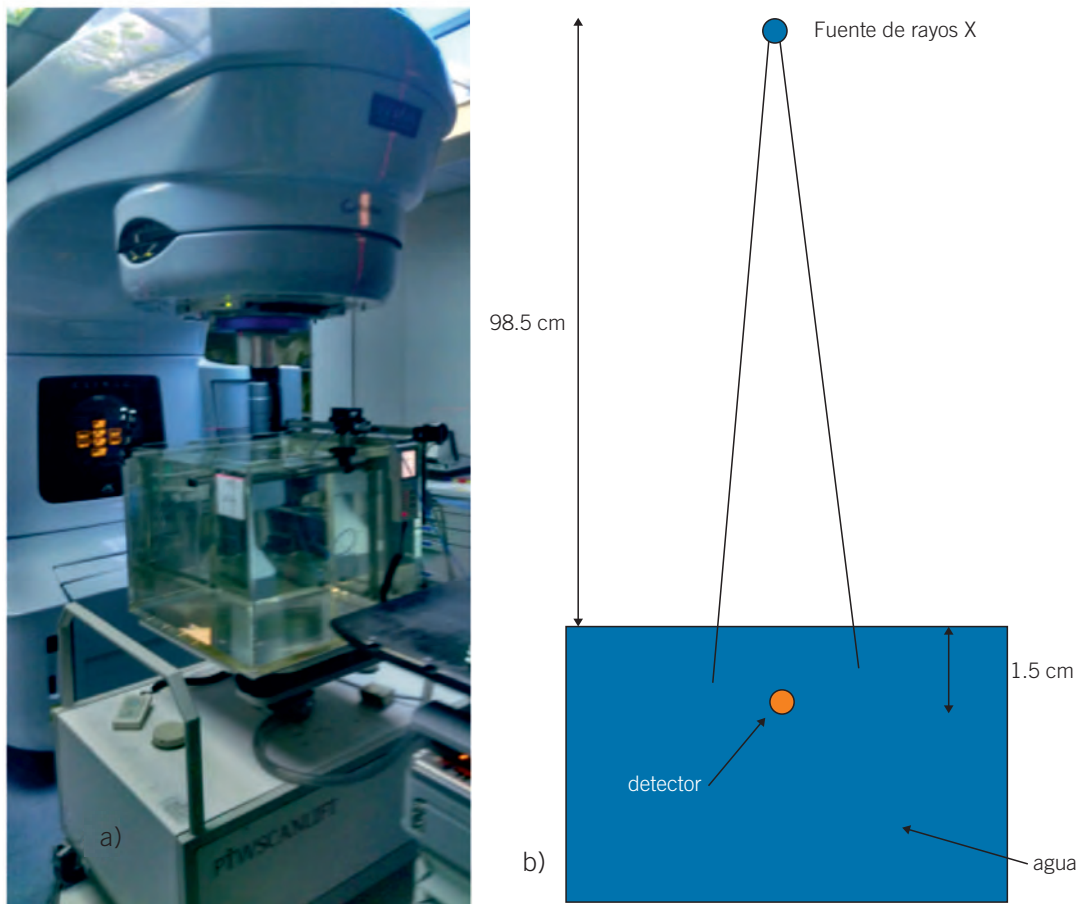
Se utilizó un acelerador lineal de la marca Varian modelo iX, en la modalidad de rayos X de 6 MV, este equipo tiene una calidad de haz de 0.666 (TPR<sub>20/10</sub>) y hace uso de filtro aplanador. Se empleó también un juego de colimadores cónicos para radiocirugía de la marca BrainLab, para este estudio se utilizaron los diámetros (en mm) de 30, 25, 20, 17.5, 15, 12.5, 10, 7.5. Previamente se verificó que los tamaños de campo radiológicos definidos por cada uno de los conos coincidiera con los valores nominales indicados por el fabricante; para ello se midieron perfiles con un diodo tipo E de PTW y se midió la distancia entre los valores de dosis del 50%.

Los detectores utilizados fueron los siguientes: dos cámaras de ionización PTW PinPoint 3D 31016, dos diodos PTW tipo E 60017, dos cámaras de ionización PTW microLion 31018, un diodo modelo EDGE de SUN NUCLEAR, y una cámara de ionización PTW Semiflex 31010. Las características principales y los números de serie de estos detectores se pueden observar en la tabla 1. En conjunto con ellos se utilizó un electrómetro modelo UNIDOS-Web Line (serie 237), y una fuente externa de alto voltaje (serie 114), ambos de marca PTW. Todas las medidas se realizaron en agua utilizando un maniquí modelo MP3-SCANLIFT de PTW. Para la medición de los  $S_f$  en este estudio se eligió establecer la profundidad de referencia a 1.5 cm, esto debido primordialmente a que es la profundidad de referencia estándar sugerida por el manual del sistema de planeación iPlanRT Dose versión 4.5 que se tiene en nuestro centro,<sup>15</sup> y a que en dicha profundidad fueron medidos en algunos reportes de la literatura consultada.

Con cada uno de los detectores se realizó el siguiente procedimiento: el detector en turno se colocó en el eje central del haz de radiación a 1.5 cm de profundidad, con una distancia fuente maniquí (superficie del agua) de 98.5 cm (fig. 1). Para garantizar la correcta alineación de los detectores con el eje central del haz se midieron perfiles "inplane" y "crossline", se verificó que sus centros estuvieran desviados en menos de 1 mm respecto del punto elegido para medir los factores de campo. Esto último se realizó con asistencia del programa de cómputo "Mephysto" de PTW. Para todos los tamaños de colimador referidos en el inicio de esta sección y para el

**Tabla 1.** Características principales de los detectores utilizados en este estudio.

Modelo y marca del detector	Números de serie	Dimensiones del volumen sensible	Voltaje de operación nominal (V)	Material del volumen sensible	Otras características importantes
PinPoint 3D 31016 (PTW)	874 y 873	0.016 cm <sup>3</sup> (radio: 1.45 mm, longitud: 2.9 mm)	± 400	Aire	Electrodo central fabricado con aluminio
Diodo E 60017 (PTW)	570 y 571	0.03 mm <sup>3</sup> (1 mm <sup>2</sup> × 30 μm)	0	Silicio tipo p	Sin blindaje para fotones de baja energía
microLion 31018 (PTW)	269 y 279	1.7 mm <sup>3</sup> (radio: 1.25 mm, longitud: 0.35 mm)	± 800	Iso-octano (C <sub>8</sub> H <sub>18</sub> ) y tetrametilsilano [Si(CH <sub>3</sub> ) <sub>4</sub> ] (información tomada de: Anderson y cols) <sup>23</sup>	Electrodo central fabricado con grafito
Diodo Edge (Sun Nuclear)	74150010-2011-10	0.019 mm <sup>3</sup> (0.8 mm × 0.8 mm × 0.03 mm)	0	Silicio tipo p	Con blindaje para fotones de baja energía
Semiflex 31010 (PTW)	4777	0.125 cm <sup>3</sup> (radio: 2.75 mm, longitud: 6.5 mm)	± 400	Aire	Electrodo central fabricado con aluminio



**Fig. 1.** a) se muestra el maniquí MP3-SCANLIFT colocado debajo del acelerador lineal Varian iX durante la medición de los factores de campo, b) esquema con las condiciones geométricas usadas para obtener los factores de campo.

**Tabla 2.** Valores  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  publicados por Bassinet y cols,<sup>3,4</sup> utilizados para la obtención de los factores de campo de acuerdo en el formalismo propuesto por la IAEA.<sup>16</sup> En su reporte dichos autores no ofrecen los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  para tamaños de cono mayores a 15 mm.

Diámetro de cono (mm)	Diodo EDGE	Diodo PTW 60017	MicroLion PTW 31018
15	0.986	0.993	0.987
12.5	0.986	0.995	0.993
10	0.957	0.968	0.973
7.5	0.958	0.971	0.988

tamaño de campo de referencia ( $f_{msr}$ ) de 10 cm × 10 cm se midió la carga colectada al impartir 100 unidades monitor con el acelerador lineal. Todas las mediciones se repitieron en cinco ocasiones, se calculó el promedio y la incertidumbre estándar asociada.

Para los ocho detectores se calcularon los factores de campo utilizando el método de cociente de lecturas, de acuerdo con la expresión (2). En el caso de los diodos también se calcularon utilizando el método “daisy chain”, expresión (3), las lecturas  $M_{CI}^{f_{int}}$  y  $M_{CI}^{f_{msr}}$  para los tamaños de campo intermedio y de referencia, fueron las obtenidas con la cámara de ionización Semiflex 31010. Se utilizó el cono de 30 mm como campo intermedio. En todos los casos se usaron los promedios de las lecturas de los detectores.

Con ambos modelos de diodos (PTW 60017 y el EDGE) y la cámara PTW microLion 31018 se obtuvieron los  $S_f$  aplicando las correcciones  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  (tabla 2) publicadas por Bassinet y cols,<sup>3,4</sup> las cuales fueron obtenidas en un acelerador Novalis de 6 MV con colimadores cónicos de BrainLab, para los diámetros de 15 mm a 4 mm. No se aplicaron factores de corrección  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  a las lecturas de las cámaras PTW PinPoint y Semiflex debido a que no se encontraron en la literatura consultada para las condiciones experimentales específicas de este trabajo.

Para el cálculo de la incertidumbre de los  $S_f$  se realizó la correspondiente propagación de errores siguiendo el método general descrito por W. Schmid y R. Lazos-Martínez en la guía para estimar la incertidumbre de la medición del Centro Nacional de Metrología de México.<sup>19</sup> Cabe resaltar que las incertidumbres reportadas en este trabajo sólo comprenden las de tipo A, que están asociadas a la repetibilidad de las medidas.

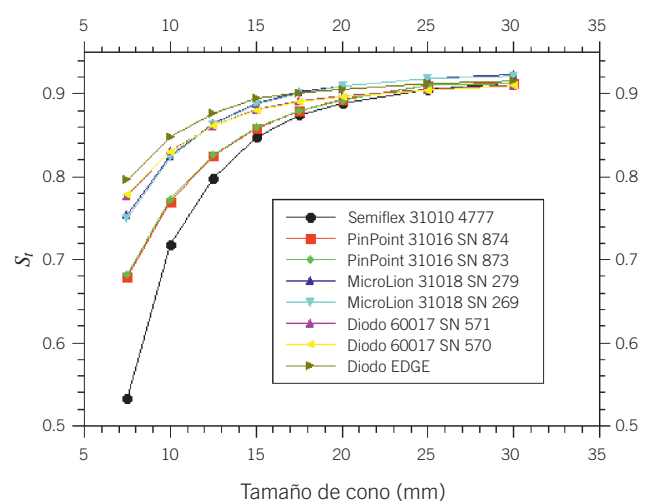
## Resultados y discusión

### Método convencional de cociente de lecturas

En la Tabla 3 y fig. 2 se muestran los factores de campo obtenidos por el método de cociente de lecturas,

con cada uno de los tamaños de colimador utilizados. Para las cámaras de ionización de aire (PinPoint 31016 y Semiflex 31010) la incertidumbre estándar (IE) fue menor al 0.1% en todos los casos, mientras que para los diodos PTW 60017 y las micro-cámaras PTW 31018 fue menor al 0.3%. Este comportamiento se asocia a la buena estabilidad del acelerador lineal y repetibilidad de todos los detectores. En el caso del diodo EDGE la IE fue del orden de 1%.

Respecto a los resultados encontrados al comparar los factores de campo obtenidos con los dos detectores de un mismo modelo se encontró lo siguiente: los dos diodos PTW 60017 difirieron a lo más en  $\pm 0.2\%$ , las dos cámaras PinPoint 31016 tuvieron diferencias de hasta 0.6%, finalmente las dos micro-cámaras PTW 31018 mostraron diferencias máximas de 0.5%. En la literatura consultada no se encontró un estudio en donde se compare el desempeño de más de un detector del mismo modelo.



**Fig. 2.** Se muestran los factores de campo obtenidos con todos los detectores analizados en este estudio, para esta gráfica se utilizó el método convencional de cociente de lecturas. Las incertidumbres estándar máximas de estas mediciones se pueden observar en la tabla 3.



**Tabla 3.** Se muestran los factores de campo obtenidos con todos los detectores analizados en este estudio utilizando el método convencional de cociente de lecturas. En la última fila se muestran en porcentaje las incertidumbres estándar (IE) máximas obtenidas con cada detector.

Cono (mm)	Diodo EDGE	Diodo PTW 60017		Cámara PTW MicroLion 31018		Cámara PTW PinPoint 31016		Cámara PTW Semiflex 31010
		SN 570	SN 571	SN 269	SN 279	SN 873	SN 874	SN 4777
30	0.915	0.909	0.910	0.921	0.923	0.912	0.913	0.913
25	0.912	0.904	0.905	0.918	0.918	0.910	0.910	0.905
20	0.905	0.896	0.897	0.909	0.909	0.892	0.893	0.888
17.5	0.901	0.890	0.891	0.900	0.902	0.879	0.879	0.874
15	0.894	0.880	0.881	0.887	0.888	0.859	0.858	0.847
12.5	0.876	0.861	0.861	0.863	0.864	0.826	0.825	0.798
10	0.848	0.830	0.831	0.823	0.825	0.773	0.770	0.718
7.5	0.796	0.779	0.777	0.750	0.754	0.682	0.679	0.533
max IE	1.0%	0.3%	0.3%	0.2%	0.2%	0.1%	0.1%	0.1%

Debido al desempeño prácticamente idéntico de los detectores de un mismo modelo, el resto de las comparaciones se realizó sólo entre los detectores de diferente modelo, esto es: diodo E 60017, cámara PinPoint 31016, cámara microLion 31018, diodo EDGE y la cámara Semiflex 31010. Para los tres primeros modelos referidos, los  $S_f$  se obtuvieron con base a los promedios de los dos detectores disponibles de cada uno de ellos.

Es bien sabido que la cámara de ionización modelo Semiflex 31010 no está fabricada para realizar dosimetría en campos pequeños, su mayor limitante es su volumen sensible grande ( $0.125 \text{ cm}^3$ ). Sin embargo, se decidió incorporarla a este estudio para conocer los errores que puede introducir su uso en la determinación de los factores de campo. Los  $S_f$  obtenidos con esta cámara son consistentes con los obtenidos con todos los detectores para los conos de 30 mm, 25 mm y 20 mm, pero para conos más pequeños discrepa hasta en más de 40%.

La cámara de ionización PinPoint es consistente en un 2% con las lecturas del resto de detectores para los conos de 30 mm a 20 mm, a medida que el campo disminuye las discrepancias comienzan a ser mayores; el caso crítico es el cono más pequeño con desviaciones de 17%, 14.3% y 10.5% respecto a los  $S_f$  obtenidos con los detectores EDGE, PTW 60017 (diodo E) y PTW 31018 (microLion), respectivamente.

El comportamiento de las cámaras Semiflex y PinPoint era esperado, ya que ha sido reportado,<sup>3,4,13</sup> se asocia principalmente a las dimensiones de sus volúmenes sensibles, pues las lecturas obtenidas son el promedio de toda la región ocupada por el mismo, que en los campos de reducido tamaño incluye zonas

de penumbra, por lo que las lecturas de estas cámaras están subestimadas. Además, la gran cantidad de aire, en conjunto con los materiales con los que están fabricados los electrodos, perturban considerablemente la fluencia de partículas.

Para los conos de 30 mm a 12.5 mm la cámara microLion 31018 muestra diferencias menores al 2% respecto a los valores obtenidos con los diodos EDGE y PTW 60017, con diferencias máximas de 5.9% y 3.5% en el cono de 7.5 mm, respectivamente. Comportamiento que es muy similar al descrito por Bassinet y cols,<sup>3,4</sup> quienes incluyeron en su estudio estos tres detectores. Las diferencias halladas en el cono más pequeño se asocian primordialmente a la falta de equilibrio lateral de partículas cargadas, y también a las características y desempeño de los diodos, situación que se discute con más detalle en los siguientes dos párrafos. Debido a que los tres detectores tienen volúmenes sensibles pequeños ( $< 2 \text{ mm}^3$ ) se considera que las discrepancias mencionadas no están asociadas a este factor.

En todos los tamaños de cono los  $S_f$  obtenidos con el diodo PTW 60017 son menores que los obtenidos con el diodo EDGE, esta diferencia puede ser explicada debido a que el diodo PTW 60017 (que no tiene blindaje) sobre-responde a los fotones de baja energía que se encuentran en el tamaño de campo de referencia de  $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ .<sup>3,4,14</sup> Las mayores discrepancias entre ambos diodos se observan para los conos con diámetros de 10 mm y 7.5 mm, con un 2.1% y 2.2%, respectivamente. Para estos campos se considera que las diferencias encontradas también están asociadas a la perturbación en la fluencia de partículas generada

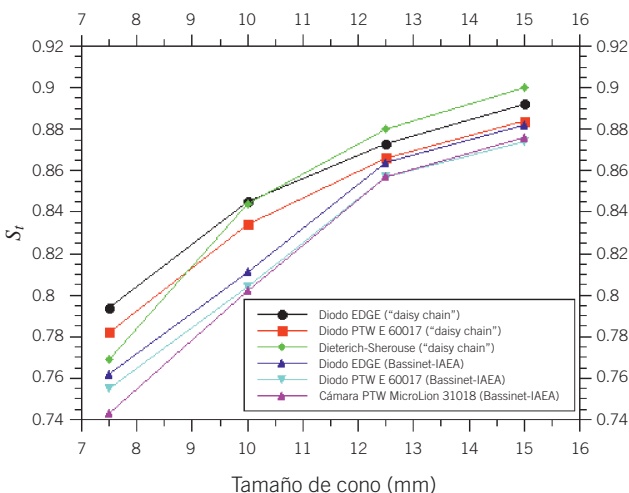
por el blindaje del diodo EDGE, pues está fabricado de latón, que es una aleación de zinc y cobre, materiales que incrementan la fluencia de electrones secundarios sobre el volumen sensible de silicio al que rodean.<sup>13</sup>

### Método “daisy chain”

En la tabla 4 y fig. 3 se muestran los  $S_f$  obtenidos con los diodos EDGE y 60017 aplicando el método “daisy chain”, para todas las medidas la incertidumbre estándar fue menor del 0.3%. Es importante hacer notar que la IE para el diodo EDGE se vio disminuida al usar este método debido a que se calculó propagando también las incertidumbres de la cámara de ionización Semiflex 31010, que fueron pequeñas (< 0.1%).

Con el método “daisy chain” las discrepancias entre ambos diodos son pequeñas (< 0.3%) para los conos de 30 mm a 20 mm, y van aumentando gradualmente mientras el tamaño de cono disminuye, con una diferencia máxima de 1.4% para el tamaño de cono de 7.5 mm. Se observa que el método de “daisy chain” tiene mayor impacto sobre el desempeño del diodo PTW 60017, pues para este último al comparar los  $S_f$  obtenidos con el método “daisy chain” y con el método de cociente de lecturas se observa una diferencia constante de -0.47% en todos los tamaños de cono. Al realizar la misma comparación para el diodo EDGE la diferencia es también constante, con un 0.27%. Se tiene la hipótesis de que este comportamiento es asociado a la mayor dependencia energética con los fotones de baja energía del diodo 60017 en campos intermedios y grandes. Sin embargo, es necesario realizar más investigaciones al respecto.

Como datos adicionales, en la tabla 4 y fig. 3 también se pueden observar los  $S_f$  reportados por Dieterich



**Fig. 3.** Se muestran los factores de campo obtenidos usando el método “daisy chain”, así como aplicando los factores de corrección  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  propuestos por Bassinet y cols.<sup>3,4</sup> También se muestran los valores reportados por Dieterich y Sherouse.<sup>11</sup> En esta gráfica sólo se muestran los factores de campo para los tamaños de cono pequeños (7.5 mm a 15 mm), debido a que en el reporte de Bassinet y cols no se ofrecen  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  para tamaños de cono mayores a 15 mm.

y Sherouse,<sup>11</sup> quienes utilizaron las mismas condiciones de irradiación, modelo de acelerador lineal y tipo de colimación que en este trabajo. En su estudio estos autores ofrecen el promedio de los  $S_f$  obtenidos con cinco diferentes diodos a los que se les aplicó la metodología “daisy chain”. Cabe hacer mención que algunos de los valores mostrados en la tabla 4 y fig. 3 de este trabajo fueron interpolados de la tabla III de

**Tabla 4.** Se muestran los factores de campo obtenidos usando el método “daisy chain”, las dos primeras columnas muestran los resultados obtenidos con ambos diodos analizados en este estudio (PTW 60017 y EDGE), en todos los casos con una IE menor a 0.3%. Los valores de la tercera columna corresponden al promedio de los resultados obtenidos con cinco diodos analizados por Dieterich y cols.<sup>11</sup>

Cono (mm)	PTW 60017 (“daisy chain”)	Diodo EDGE (“daisy chain”)	Dieterich y cols. (“daisy chain”)
30	0.913	0.913	0.931
25	0.908	0.909	0.926
20	0.901	0.903	0.920
17.5	0.895	0.898	0.910
15	0.884	0.892	0.900
12.5	0.866	0.873	0.880
10	0.834	0.845	0.844
7.5	0.782	0.794	0.769

dicha referencia, esto porque los diámetros de colimador usados por ellos no coinciden exactamente con los de este estudio.

Los valores reportados por Dieterich y Sherouse difieren en menos de 2% para casi todos los  $S_i$  obtenidos en este estudio con los diodos PTW 60017 y EDGE (tabla 4), exceptuando lo obtenido con el diodo EDGE en el cono de 7.5 mm, donde se encontró una discrepancia de 3.2%. Si bien pudieran existir diferencias dosimétricas entre aceleradores de un mismo modelo, la anterior comparación buscó únicamente tener una referencia externa para los datos aquí presentados, situación que en muchas ocasiones es muy difícil de lograr debido a la gran cantidad de modelos de aceleradores lineales y de detectores, así como condiciones de irradiación.

### Método basado en factores de corrección

$$\left( k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right)$$

En la tabla 5 y fig. 3 se muestran los factores de campo aplicando los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  propuestos por Bassinet y cols.<sup>3,4</sup> para los conos de 15 mm a 7.5 mm, bajo estas condiciones los diodos EDGE y PTW 60017 muestran diferencias menores a 1% para los cuatro tamaños de cono. La micro-cámara PTW 31018 difiere en menos de 2% respecto a ambos diodos en tres de los cuatro conos analizados; excepto contra el diodo EDGE para el cono de 7.5 mm con un 2.7%. A pesar de esto último se considera que en general los resultados encontrados son satisfactorios, debido a que los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  buscan que los  $S_i$  obtenidos con diversos detectores muestren consistencia. El hecho de que los  $S_i$  obtenidos con la micro-cámara PTW 31018 no coincidan de manera excelente (< 1%) con los diodos puede deberse a diversos motivos, como son diferencias internas (asociadas a procesos de fabricación) entre los detectores analizados en este estudio y los empleados por Bassinet y cols. Y también por el hecho de que estos autores obtuvieron los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  de manera experimental a partir de medidas realizadas directamente con los detectores en cuestión,

así como con detectores pasivos (película de tinte radio-crómico EBT2 y micro TLD) y no por métodos Monte Carlo. Lo cual pudo agregar incertidumbres adicionales.

Por último, para ambos diodos se compararon los  $S_i$  obtenidos con el método “daisy chain” y con las correcciones  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ , las diferencias son menores que 2% para los tamaños de cono de 15 mm y 12.5 mm. Sin embargo, para los conos de 10 mm y 7.5 mm son del orden de 4%. Esto último sugiere que el método “daisy chain” podría no ser el más adecuado para los diodos usando conos de diámetro menor a 12.5 mm, ya que sólo aplica una corrección constante para todos los tamaños de campo; si bien este método se basa en el hecho de la sobre-respuesta de estos detectores a los fotones de baja energía presentes en campos grandes, en la literatura consultada no se encontró un formalismo teórico del que se deduzca.

### Discusión global

Como se pudo observar en las secciones anteriores independientemente de los métodos y detectores utilizados, el valor de los factores de campo disminuye a medida que se reduce el tamaño de colimador. Tanto en tamaños de campo convencionales y pequeños, este comportamiento es completamente esperado en haces de 6 MV, debido a una menor cantidad de fotones dispersados (en el cabezal y el maniquí) que contribuyen a la dosis absorbida en la posición del detector. Sin embargo, en campos menores a 30 mm se observa una caída abrupta del valor del  $S_i$  mientras se reduce el campo (fig. 2). Esto es debido a que mientras más pequeño es el campo, más estrecha es la columna de agua sobre el detector, reduciéndose la cantidad de material dispersor, y también la cantidad de fotones que se dispersan en la dirección del detector. Por otro lado, el cono de pequeña abertura atenúa gran parte de los fotones generados en el cabezal por efectos de dispersión, reduciéndose la contribución en la dosis absorbida debido a esta componente.

Es importante mencionar que debido a que en este trabajo se escogió  $d_{max}$  como profundidad de referen-

**Tabla 5.** Factores de campo obtenidos con los diodos EDGE y PTW 60017, así como para el detector PTW 31018. En este caso se aplicaron las correcciones  $\left( k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right)$  propuestas por Bassinet y cols.<sup>3,4</sup> al método de cociente de lecturas. De acuerdo con la metodología propuesta por la IAEA.<sup>16</sup>

Cono (mm)	Diodo EDGE	Diodo PTW 60017	Cámara PTW MicroLion 31018
15	0.882	0.874	0.876
12.5	0.864	0.857	0.857
10	0.811	0.804	0.802
7.5	0.762	0.755	0.743



cia, las mediciones pueden estar influenciadas por la contaminación electrónica generada en el cabezal del acelerador, se sabe que este factor tiene mayor impacto cuando se utilizan energías nominales altas (>10 MV) y tamaños de campo grandes (> 10 cm × 10 cm) como los usados en radioterapia convencional.<sup>20</sup> Para campos pequeños, no se encontró información en la que se estudie el impacto de dicho factor, e incluso, en la literatura consultada para este trabajo (donde se midió en  $d_{max}$ ) nada se discute al respecto. Si bien una opción es medir los  $S_r$  a mayores profundidades, al realizar esto último es necesario utilizar otras funciones dosimétricas como los PDD o TPR para calcular el  $S_r$  a  $d_{max}$ , sin embargo, la determinación precisa de dichas funciones es aún objeto de estudio cuando se trata de campos pequeños.<sup>21,22</sup>

## Conclusiones

Se confirmó que para la obtención de los factores de campo en haces estrechos el método de cociente de lecturas no es suficiente, ya que introduce errores considerables cuando se realizan mediciones en tamaños de campo inferiores a los 20 mm, siendo el tamaño de cono más pequeño el caso crítico, donde los detectores de diferente modelo ofrecen discrepancias en su respuesta. Las cámaras de ionización de aire son las que difieren más (hasta 15%) del resto de detectores analizados en este trabajo, por lo que no deberían ser usadas para realizar medidas en estos campos (< 20 mm) cuando se realiza sólo el cociente entre lecturas. Por otro lado, la alta concordancia observada en la respuesta de los detectores de un mismo modelo sugiere que internamente están constituidos de manera muy semejante (en composición y geometría), lo que también habla de un buen control de calidad de la casa productora.

Para los diodos analizados en este estudio el método “daisy chain”, si bien es un método práctico, no ofreció correcciones significativas (> 0.5%) para los detectores y las condiciones utilizadas en este trabajo. Además, los  $S_r$  obtenidos por este método difieren considerablemente (4%) cuando se comparan con los resultados obtenidos al aplicar los factores  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  de acuerdo con la metodología propuesta por la IAEA, los cuales son mucho más específicos, pues para su obtención se contempla tanto el tamaño de campo, tipos de detector y haz utilizados.

La aplicación de los factores  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  al cociente entre las lecturas de los detectores es bastante práctica, en este trabajo brindó los resultados esperados, ya que, al aplicarlos, en general los  $S_r$  obtenidos con tres detectores fueron muy consistentes. Estos resultados alientan a continuar realizando más investigaciones al respecto, que permitan validar los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$  disponibles

en la literatura para otros detectores, geometrías de irradiación y calidades de haz, con la intención de que a futuro la obtención de los factores de campo en haces pequeños pueda ser estandarizada a nivel internacional mediante una base datos de los  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ .

## Agradecimientos

Se agradece a la Maestra en Ciencias Aidee Carrasco Ángeles por las revisiones brindadas a este escrito.

## Referencias

1. Das IJ, Cheng C-W, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* 2008;35:4186-215.
2. Kim J, Wen N, Jin JY, Walls N, Kim S, Li H, et al. Clinical commissioning and use of the Novalis Tx linear accelerator for SRS and SBRT. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13(3):3729.
3. Bassinet C, Huet C, Derreumaux S, Brunet G, Chéa M, Baumann M, et al. Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife® and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. *Med Phys* 2013;40(7):71725.
4. Bassinet C, Huet C, Derreumaux S, Brunet G, Chéa M, Baumann M, et al. Erratum: Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife® and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. *Med Phys* [Internet] 2013;40(7):71725.
5. Dutreix A, Bjärngård BE, Bridier A, Mijnheer B, Shaw JE SH. Monitor unit calculation for high-energy photon beams. *Physics for clinical radiotherapy. ESTRO Booklet No. 3*. Leuven: Garant, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS); 1997.
6. Khan FM, Gibbons JP. *The physics of radiation therapy*. 5ª ed. Estados Unidos de Norteamérica: Wilkins LW, editores; 2014.
7. IAEA. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos TRS-398. VIENA; 2005.
8. Rosenberg I. *Manual Dose Calculations in Photon Beams*. In: Mayles, P; Nahum, A; Rosenwald JC, editores. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Broken Sound Parkway NW: Taylor & Francis; 2007.
9. BJR-Supplement 25. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. Londres: British Institute of Radiology. 1996.
10. García-Hernández D, Lárraga-Gutiérrez JM, Ballesteros-Zebadúa P. Comparación entre factores de salida de campos de radiocirugía estereotáctica medidos con diferentes dosímetros de película. *Arch Neurociencia* 2011;16(II):79-82.
11. Dieterich S, Sherouse GW. Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors. *Med Phys*. 2011;38(7):4166-73.
12. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys* 2008;35(1):206-15.

13. Azangwe G, Grochowska P, Georg D, Izewska J, Hopfgartner J, Lechner W, et al. Detector to detector corrections: A comprehensive experimental study of detector specific correction factors for beam output measurements for small radiotherapy beams. *Med Phys* 2014;41(7):72103.
14. Sauer OA, Wilbert J. Measurement of output factors for small photon beams. *Med Phys* 2007;34(6):1983-8.
15. BrainLab. BrainLAB Physics Technical reference guide revision 1.7. Alemania; 2013.
16. 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.
17. Benmakhlouf H, Sempau J, Andreo P. Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: a PENELOPE Monte Carlo study. *Med Phys* 2014;41(4):41711.
18. Das I. TH-A-213-01: Small Field Dosimetry: Overview of AAPM TG-155. *Med Phys* [Internet] 2015 Jun;42(6):3700.
19. A. Schmid W, Lazos Martines RJ. Guía para estimar la incertidumbre de la medición. El Marqués, Queretaro, México; 2004.
20. Mayles P, Williams P. Megavoltage photon beams. In: Mayles, P; Nahum, A; Rosenwald JC, editor. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Taylor & Francis; 2007, 451-81.
21. Ding GX, Krauss R. An empirical formula to obtain tissue-phantom ratios from percentage depth-dose curves for small fields. *Phys Med Biol* 2013;58:4781-9.
22. Francescon P, Beddar S, Satariano N, Das IJ. Variation of  $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}$  ( $f_{clin}, f_{msr}$ ) for the small-field dosimetric parameters percentage depth dose, tissue-maximum ratio, and off-axis ratio. *Med Phys* 2014;41(10):101708.
23. Andersson J, Johansson E, Tölli H. On the property of measurements with the PTW microLion chamber in continuous beams. *Med Phys* 2012;39(8):4775-87.

*Perfectly aligned.*

Rotating  
phantom  
Multiple arrays  
DVH <sup>4D</sup>



**OCTAVIUS** 

**4D Patient IMRT QA**

CONTACTO:

Email : [info@ptwdi.es](mailto:info@ptwdi.es)  
Teléfono : +34 96 346 28 54  
FAX : +34 96 321 21 40

