

Aplicación de un modelo de un acelerador Elekta Precise basado en Monte Carlo para la evaluación de la respuesta de detectores de estado sólido

Haydee M. Linares Rosales, Elier Lara Mas, Rodolfo Alfonso Laguardia
Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC)
Ave. Salvador Allende y Luaces. Plaza de la Revolución. La Habana. Cuba
haydeemarialinares2709@gmail.com

Resumen

En el trabajo se realizó el análisis de la respuesta de diferentes detectores de estado sólido a partir de un modelo de Monte Carlo de un acelerador lineal Elekta Precise, para los haces de energías de 6 MV y 15 MV. Para ello se realizaron simulaciones con el código EGSnrc. Se calculó la dosis depositada en un maniquí de agua voxelizado con su superficie a 100 cm de la fuente, empleando los valores óptimos de energía media y FWHM del haz primario de electrones para este modelo. A partir de la dosis depositada en el maniquí se construyeron las curvas de dosis en profundidad y perfiles de dosis a diferentes profundidades. Las curvas se compararon con valores medidos para cada detector empleado en un arreglo experimental similar a la simulación realizada, aplicando criterios de aceptabilidad basados en intervalos de confianza. De forma adicional se analizó para cada caso la dosis en función del tamaño de campo. Se obtuvo una buena correspondencia entre las simulaciones y las mediciones, encontrándose todos los resultados dentro de los márgenes de tolerancia.

Palabras clave: método de Monte Carlo; dosimetría; detectores de radiaciones; distribución de las dosis de radiación

Application of an Elekta Precise lineal accelerator model based on Monte Carlo to evaluate the solid state detectors response

Abstract

The evaluation of the solid state detectors response based on a Monte Carlo model of an Elekta Precise lineal accelerator, was done in this work for the beam energies of 6 y 15 MV. Simulations were performed using the EGSnrc code. Employing the optimal values of mean energy and FWHM from the primary electron beam, deposited dose in a voxelized water phantom at 100 cm of source to surface distance was calculated. Depth dose curves and lateral dose profiles were obtained. Comparison between simulations and the experimental values obtained for each detector, were done using acceptability criteria based on confidence limits. Additionally outputs factors were analyzed in each one of the study cases. Good agreement between simulations and measurements were reached.

Key words: Monte Carlo method; dosimetry; radiation detectors; radiation dose distributions

Introducción

La exactitud en los cálculos de distribución de dosis en pacientes tratados con radioterapia es uno de los requisitos de obligatorio cumplimiento en los sistemas computarizados de planificación empleados para este fin, el cual influye de forma directa en la calidad del tratamiento suministrado. La demanda de cálculos de distribución de dosis absorbida con un sistema planificador es altamente dependiente de la exactitud del sistema modelado. La aplicación de esos cálculos requiere de

buenas estimaciones de distribuciones de cargas, energía, posición y dirección de las partículas generadas por la fuente en el cabezal del acelerador lineal [1, 2].

El desarrollo tecnológico actual ha posibilitado la planificación del tratamiento clínico en tiempo real mediante el empleo de códigos de Monte Carlo (MC) [2]. Existen en la actualidad gran número de códigos de Monte Carlo con múltiples propósitos desarrollados para el transporte de electrones y fotones. Uno de los más empleados en el área de la física médica es el EGSnrc [3].

Este proceso de cálculo no está exento de la existencia de incertidumbres, las cuales conllevan a un error sistemático resultante [2]. Dentro de las principales fuentes de incertidumbre se pueden encontrar las asociadas al proceso de simulación y a la capacidad de la instrumentación dosimétrica disponible para determinar distribuciones y factores de dosis en las distintas condiciones en que se pretenda emplear el modelo. Esto es crítico cuando es de interés el empleo del modelo en haces muy estrechos, como los utilizados en la radioterapia/radiocirugía estereotácticas o en la intensidad modulada.

Cuando se dispone de un modelo validado por el proceso de simulación, se pudiera emplear como referencia para evaluar la respuesta de detectores que pueden presentar problemas de dependencia energética o angular de su sensibilidad, efectos de volumen parcial, dependencia con la tasa de dosis, etc. El modelo MC se puede utilizar también como una herramienta para la verificación redundante de los cálculos dosimétricos realizados por sistemas computarizados de planificación comerciales, que pueden presentar limitaciones en su exactitud en determinadas condiciones clínicas como haces muy pequeños, fronteras entre regiones de diferente densidad, etc.

Numerosos son los aspectos a tener en cuenta cuando de mediciones se habla. Es bien conocido que en función de los parámetros que serán medidos y posteriormente evaluados, existen dispositivos que son más recomendables que otros. Por ello es muy importante tener en cuenta la realidad del problema que se está estudiando, así como las recomendaciones que previamente se establecen para su descripción experimental. Describir un equipo o proceso está sujeto a cuán cerca de la realidad se encuentra lo que se estudió, y es la medición la que permite expresar cuantitativamente dicha diferencia.

Muchos son los detectores que se pueden emplear para obtener una medición precisa y con un amplio rango de uso, pero en la práctica de la dosimetría absoluta de haces de radioterapia, los protocolos internacionales siguen considerando a las cámaras de ionización como el método más robusto y exacto para este fin [4, 5]. Para mediciones relativas, sin embargo, existe un amplio diapasón de tipos de detectores que se pudieran utilizar. La elección de un tipo u otro de detector se convierte en un punto de riguroso análisis para el caso de los campos pequeños y en función del tipo de medición. Uno de los tipos de detectores que se han estado empleando en la dosimetría relativa de haces pequeños y complejos son los de diodos de silicio (Si), debido a su elevada sensibilidad volumétrica y respuesta instantánea, que conduce a una eventual mejor resolución espacial que las cámaras de ionización.

El objetivo principal del trabajo fue evaluar la respuesta de diferentes detectores, que eventualmente se emplearían en la dosimetría relativa de haces pequeños y complejos, utilizando un modelo de gran exactitud para haces de fotones generados en un cabezal de acelerador lineal tipo Elekta Precise®.

Materiales y Métodos

Las simulaciones con Monte Carlo se realizaron a partir de un modelo del acelerador obtenido y validado dosimétricamente por Linares en el 2014 [6], para los dos haces de energías del acelerador (6 MV y 15 MV). En las simulaciones se emplearon los valores de energía media del haz primario de electrones y FWHM óptimos (tabla 1), para tamaños de campos cuadrados de 1, 1.5, 2, 2.5, 3 y 10 cm². Todas las simulaciones se realizaron con las herramientas del EGSnrc.

Tabla 1. Parámetros óptimos del modelo de Monte Carlo empleados en las simulaciones

Energía media (MeV) FWHM (mm)		
Haz de 6 MV	5.75	2.0
Haz de 15 MV	11.25	2.0

La herramienta BEAMnrc se empleó en la generación de los espacios de fases, modelando un número de historias suficiente para asegurar una estadística no inferior a 2 % a la salida del cabezal del acelerador lineal. Estos se emplearon como fuentes para el cálculo de la dosis depositada en agua con el DOSXYZnrc. Para ello se construyeron geometrías voxelizadas en un arreglo de coordenadas cartesianas. Las magnitudes descriptoras del haz de radiación como los perfiles de dosis, curvas de por ciento de dosis en profundidad y factores de dosis en función del tamaño de campo, se calcularon con el método Monte Carlo y midieron experimentalmente para iguales condiciones de referencia.

Para el cálculo de la dosis en profundidad se realizaron simulaciones para los tamaños de campos mencionados. Adicionalmente se crearon maniqués homogéneos de agua con dimensiones de voxel de 0.2 x 0.2 x 0.2 cm³ (x, y, z donde z representa la profundidad) en el eje central del haz. El límite máximo en el eje z fue establecido a 40 cm de profundidad.

Los perfiles de dosis se calcularon y midieron a profundidades de $D_{m\acute{a}x}$; 5, 10 y 20 cm de profundidad respectivamente. En este caso se emplearon en las simulaciones maniqués homogéneos con dimensiones de 0.12 y 0.25 cm en los ejes x e y.

Los factores de dosis en función del tamaño del campo (factores de campo) se midieron en agua a la profundidad de 10 cm y distancia fuente-superficie de 100 cm; también se calcularon por el método Monte Carlo para idénticas condiciones. Estos se definieron como la relación entre la dosis para un tamaño de campo dado y la dosis en el eje central para el campo de referencia de 10 x 10 cm². La dosis a 10 cm se evaluó por MC a partir de la dosis en el voxel que contiene el punto de interés.

Para evaluar la respuesta de los detectores de estado sólido en los campos pequeños de fotones, se realizaron mediciones empleando los diodos de Si PTW diodo E 60017 y PTW diodo P 60016, así como el detector de diamante PTW Micro Diamond 60019. Se utilizó además el sistema automático de escaneo de agua

PTW MP3 en la medición de las curvas de dosis en profundidad (PDD), perfiles y factores de campos.

Los diodos de Si poseen un volumen sensible lo suficientemente pequeño ($< 0.2 \text{ mm}^3$) de forma tal que se puedan evitar los efectos de volumen existentes como promedio. Sin embargo, su dependencia angular no es uniforme debido a que su estructura interna y composición material pueden variar hasta un 3 % en su magnitud [7]. Los diodos tienden a sobrestimar la respuesta para haces de fotones de bajas energías debido a las diferencias que existen entre los coeficientes másicos de absorción de energía del Si y el agua para valores de energías del orden de los keV. Sin embargo, en campos pequeños, donde la radiación dispersa se reduce, la contribución de fotones de bajas energías es baja, por lo que es de esperar una menor dependencia energética de su respuesta.

La elección de un tipo u otro de diodo debe ser bien cuidadosa. Varios autores [8-11] han reportado que los diodos sin blindaje (*“unshielded”*), recomendados generalmente para la dosimetría relativa de haces terapéuticos de electrones, poseen características más adecuadas para la dosimetría de haces de fotones con pequeños tamaños de campos que los llamados diodos blindados (*“shielded”*). Estos últimos, que por su diseño contienen materiales de elevado número atómico (ejemplo el tungsteno), tienen mayor probabilidad de absorber fotones dispersados de bajas energías, en comparación con el agua [9]. Sin embargo, la presencia del tungsteno eleva la fluencia de electrones secundarios en el Si debido al alto coeficiente másico de absorción de energía del tungsteno, para haces de fotones de baja energía. Esto provoca la sobre respuesta del diodo. Adicionalmente, se ha evidenciado que la respuesta de los diodos de fotones no es completamente independiente de cambios en el tamaño del campo y de la profundidad en las mediciones [9]. No obstante, otros tipos de diodos subestiman la respuesta a grandes profundidades [12]; lo que se atribuye a la dependencia que presenta esa respuesta a la tasa de dosis.

A partir de lo planteado, se ha recomendado la preferencia de los diodos sin blindaje de electrones en la dosimetría relativa de campos pequeños [13]. Para mediciones de los perfiles de dosis el diodo debe estar orientado paralelo al eje del haz. En estos casos, para resolver el problema de eventuales asimetrías en la respuesta angular se deben realizar dos escaneos en direcciones opuestas a la dependencia direccional de la respuesta del diodo. Se recomienda que para mediciones precisas, particularmente en haces pequeños, los diodos sean examinados con rayos X (figura 1) para identificar cualquier problema en su estructura o diseño, como una potencial asimetría de la región sensible. Se debe evaluar la dependencia angular de la respuesta, para confirmar el efecto de cualquier eventual asimetría.

Por otra parte, los detectores de diamantes artificiales son altamente sensibles, poseen una equivalencia cercana al agua y su respuesta es prácticamente independiente de la energía; ellos tienen una respuesta

direccional uniforme [14]. Los diamantes son pequeños en una dirección ($< 0.5 \text{ mm}$), pero su tamaño lateral puede variar. La dependencia con la tasa de dosis puede ser significativa y por lo tanto, se debe corregir [15-18]. Se recomienda su empleo para determinar la dosis en campos pequeños. De forma similar a los diodos, su orientación se debe elegir en función del parámetro del haz a medir, i.e.; en perfiles laterales con un haz incidente radial a diferentes profundidades, la irradiación debe ser axial.

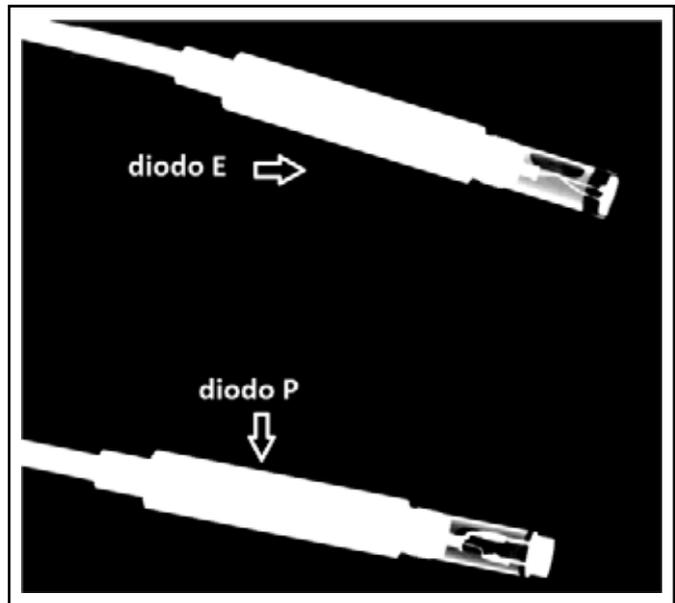


Figura 1. Examen de rayos X aplicados a los diodos E y P.

Resultados y Discusión

Al efectuar las simulaciones con Monte Carlo para los campos previamente mencionados se analizó la respuesta de cada uno de los detectores de estado sólido, comparando dicha respuesta con las simulaciones. Las curvas de dosis en profundidad obtenidas para el campo de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ se muestran en las figuras 2 y 3, para los dos haces de fotones en estudio. Los gráficos insertados en ambas imágenes representan la diferencia de dosis relativa en por ciento, a partir de comparaciones con los diferentes detectores de estado sólido. En ambos casos las líneas discontinuas horizontales muestran el límite del criterio de aceptación de los resultados establecidos en este estudio (1 %), mientras que las líneas discontinuas verticales expresan la posición del máximo para cada haz.

Para ambos casos se observa cómo en la región de equilibrio las discrepancias de la mayoría de los puntos caen dentro de la tolerancia recomendada. Algunos puntos no cumplen el criterio establecido, pero un análisis estadístico basado en niveles de confianza, como recomienda IAEA TRS No. 430 [19], según las sugerencias de Venselaar y colaboradores [20], muestra que de manera global la concordancia es aceptable.

En las figuras 2 y 3 se aprecia cómo, pasada la profundidad del máximo en la mayoría de los casos, los detectores tienden a sobrestimar la dosis con respecto

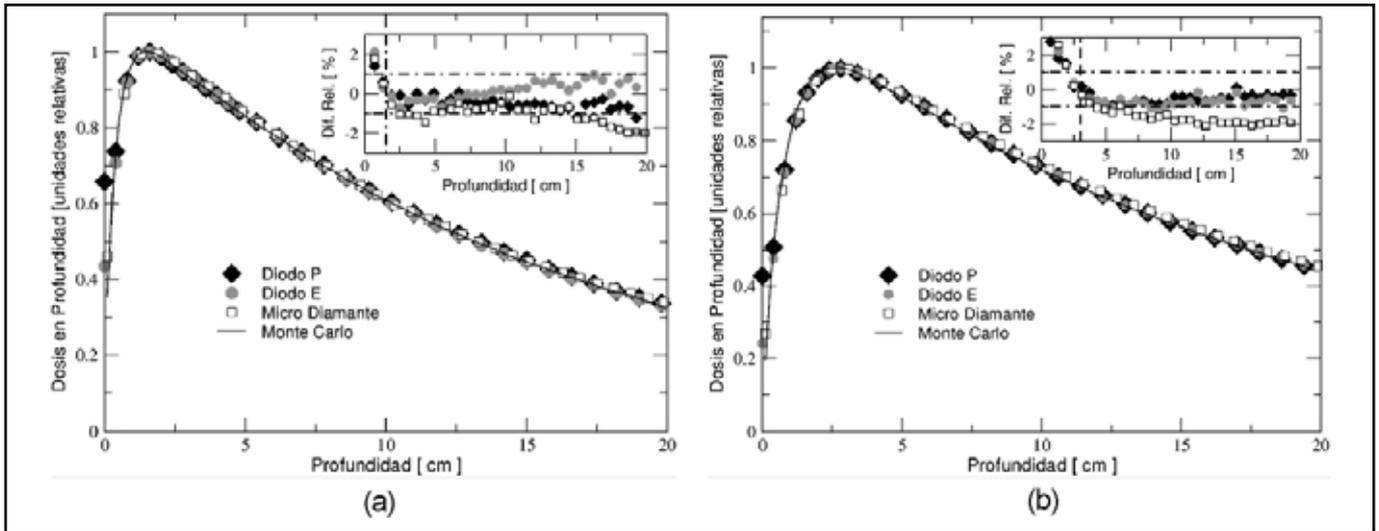


Figura 2. Curva de dosis en profundidad correspondiente al campo de 3 x 3 cm² para los haces de (a) 6 MV y (b) 15 MV. El gráfico insertado muestra la diferencia relativa existente entre los cálculos por Monte Carlo y las mediciones realizadas con los diferentes detectores: 1- diodo P (rombos), 2- diodo E (círculos) y 3- microdiamante (cuadros).

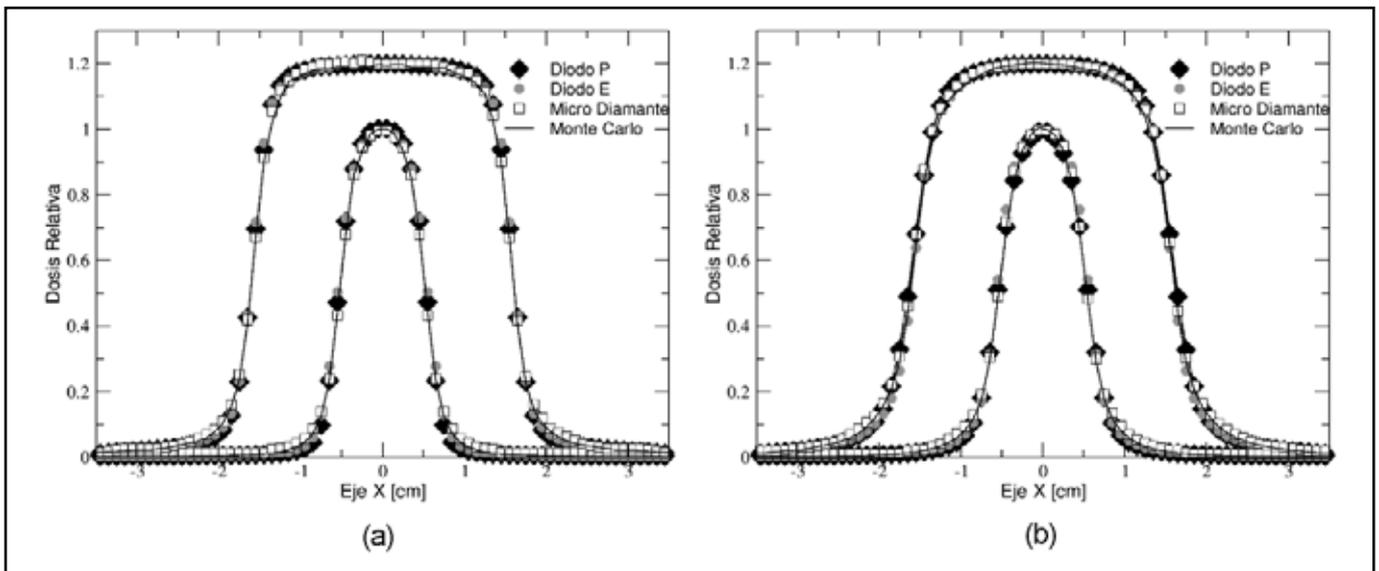


Figura 3. Perfil correspondiente a los haces de (a) 6 MV y (b) 15 MV a una profundidad de 5 cm para tamaños de campos de 1 x 1 cm² y 3 x 3 cm².

a la obtenida por Monte Carlo, aunque los valores se encuentran dentro del 1%, tanto para el diodo E como para el diodo P, no ocurriendo así con el microdiamante, donde las discrepancias pueden alcanzar un 2 %.

Además, los perfiles de dosis a profundidades de D_{ma} , 5 y 10 cm para ambos haces se calcularon y midieron para tamaños de campos de 1 x 1 y 3 x 3 cm², bajo las mismas condiciones mencionadas. La figura 3 muestra esos perfiles para una profundidad de 5 cm.

De forma similar a las curvas de dosis en profundidad, en los perfiles de dosis, existe una gran correspondencia entre las simulaciones y los valores medidos con los diferentes detectores. Esta correspondencia se evaluó de forma específica para cada caso estudiado, cuyos valores obtenidos se evidencian en la tabla 2, donde se muestran las máximas discrepancias obtenidas para todos los casos analizados, a partir del criterio establecido por Venselaar y colaboradores [20].

La columna 1 de la tabla 2 representa los diferentes criterios de tolerancias. Los valores entre paréntesis representan el máximo valor permisible para cada uno de estos criterios. Los valores señalados en las columnas (b) representan las comparaciones realizadas para los cálculos por MC con respecto al diodo E, los valores en (a) representan las comparaciones con respecto al diodo P, mientras que los valores en (c) representan las comparaciones con respecto al detector de microdiamante. Se muestran además, los valores resultantes para cada una de las profundidades estudiadas. Para todos los criterios mostrados excepto para $\delta 1$, la primera fila en cada caso representa la profundidad del máximo, la segunda representa 5 cm de profundidad, mientras que los valores en la tercera representan la profundidad de 10 cm.

Del análisis de la tabla 2 y la figura 3 se observa cómo en la zona de plateau ($\delta 3$) existe una buena correspon-

Tabla 2. Discrepancias obtenidas entre los cálculos con MC y las mediciones con los diferentes detectores: (a) diodo P, (b) diodo E, (c) microdiamante; a partir del criterio propuesto por Venselaar y colaboradores [20]

Zona del Haz - (Tolerancia)	Tamaño de campo					
	1x1 cm ²			3x3 cm ²		
	(a)	(b)	(c)	(a)	(b)	(c)
δ_1 [%] - (2 %)	-	-	-	0.43	0.55	1.42
δ_2 [mm] - (2 mm)	0.16	0.19	0.14	0.21	0.24	0.21
	0.20	0.26	0.19	0.30	0.30	0.28
	0.12	0.11	0.09	0.24	0.26	0.24
δ_3 [%] - (3 %)	1.09	0.53	0.57	0.22	0.21	0.21
	1.03	1.47	1.49	0.87	0.87	0.87
	0.81	1.84	1.84	0.36	0.35	0.35
δ_4 [%] - (30 %)	14.59	8.77	8.21	6.92	13.78	8.70
	14.38	7.78	7.05	3.33	4.37	3.21
	13.83	7.04	7.00	2.30	3.76	3.55
RW 50 [mm] - (2 mm)	0.11	0.19	0.11	0.13	0.10	0.11
	0.14	0.27	0.13	0.15	0.11	0.12
	0.16	0.29	0.15	0.21	0.14	0.16
δ 50-90 [mm] - (2 mm)	0.28	0.24	0.21	0.47	0.24	0.23
	0.22	0.22	0.19	0.42	0.22	0.21
	0.19	0.21	0.19	0.36	0.22	0.20

dencia para todos los detectores empleados. Al evaluar la correspondencia en la zona de penumbra (δ_2) y el ancho al 50 % de la dosis en los perfiles (RW 50), el microdiamante muestra mejor respuesta que el resto de los detectores. Esto está relacionado con el hecho de que el microdiamante tiene un volumen sensible 10 veces menor que los otros dos detectores y, sobre todo, por su composición elemental más cercana al agua.

La figura 4 muestra los factores de dosis en función del tamaño del campo obtenidos para cada uno de los

detectores estudiados, así como para las simulaciones realizadas.

Al analizar los factores de campo, tomando como criterio de referencia los factores de dosis calculados con MC, se aprecia que todos los detectores estudiados mostraron un buen comportamiento para haces pequeños con dimensiones de hasta 2 cm para campos cuadrados; para tamaños menores, el diodo tipo E parece ser la mejor opción dosimétrica.

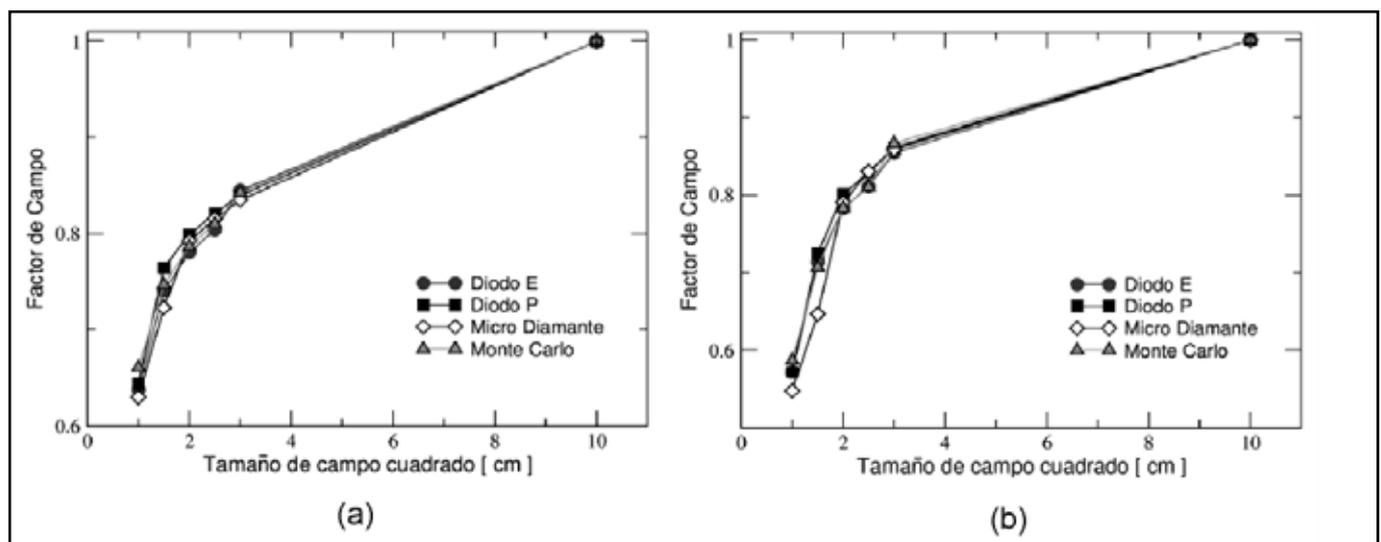


Figura 4. Factores de campo a 10 cm en agua, para los haces de (a) 6 MV y (b) 15 MV.

Conclusiones

La necesidad de perfeccionar la dosimetría de haces estrechos de fotones es evidente por los informes de

discrepancias y errores en dosis administradas a pacientes en tratamiento con estos tipos de haces. El trabajo abordó una de las líneas de investigación que han promovido las organizaciones internacionales para elevar la

exactitud en esta dosimetría en relación con el estudio de la respuesta y perturbaciones en las medidas relativas con detectores de estado sólido. La novedad está en aplicar técnicas por Monte Carlo a combinaciones haz-detector específicas de las que no se disponen datos publicados; en particular, los resultados obtenidos para el caso del haz de fotones del cabezal del Elekta Precise con el detector de microdiamante pueden ser de gran interés para la comunidad internacional de la Física Médica, teniendo en cuenta que es un nuevo tipo de detector, que ha creado grandes expectativas por su alta sensibilidad y supuesta poca dependencia energética de su respuesta.

La metodología empleada para validar en campos de dimensiones intermedias los modelos, tanto del acelerador lineal como de los detectores, permitió asegurar que los resultados de las simulaciones se correspondan adecuadamente con los experimentales.

Magnitudes descriptoras del haz de radiación como las curvas de PDD y perfiles de dosis medidos a tres profundidades ($D_{m\acute{a}x}$, 5 cm, 10 cm) se compararon con las simulaciones en MC. Se obtuvo muy buena correspondencia con el diodo PTW E 60017 en los PDD, pero a medida que aumenta la profundidad las discrepancias en todos los detectores tienden a aumentar, siendo más significativa la diferencia con respecto al microdiamante, lo que se pudiera explicar por efectos de dependencia de la respuesta de estos últimos con la tasa de dosis. Los diodos E y P reproducen muy bien las características de los perfiles de dosis, más, en la zona de la penumbra y los hombros la respuesta del microdiamante tiende a ser mejor.

De lo anterior se deduce que los detectores de microdiamante para determinar curvas de dosis en profundidad se deben emplear con precaución, comparando siempre con detectores mejor caracterizados como las minicámaras de ionización, en haces que aseguren condiciones de equilibrio electrónico lateral.

Los factores de campos calculados con Monte Carlo para tamaños de campos de 1 cm x 1 cm, 1.5 cm x 1.5 cm, 2 cm x 2 cm, 2.5 cm x 2.5 cm y 3 cm x 3 cm se compararon con los resultados experimentales obtenidos con PTW diodo P 60016, PTW diodo E 60017 y PTW microdiamante 60019.

Como resultado, el modelo Monte Carlo empleado fue dosimétricamente validado con un número de historias suficiente a la salida del cabezal del acelerador, de forma tal que permite evaluar la respuesta de diferentes tipos de detectores de estado sólido u otros empleados en la dosimetría de haces muy estrechos, donde suelen ocurrir perturbaciones importantes en las determinaciones experimentales de dosis, que eventualmente se pueden evaluar y corregir mediante los modelos de MC de gran exactitud.

Referencias

- [1] KAWRAKOW I & WALTERS BRB. Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc. *Med. Phys.* 2006; 33(8): 3046-3056.
- [2] TZEDAKIS A, DAMILAKIS JE, MAZONAKIS M, et. al. Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams. *Med. Phys.* 2004; 31(4): 907-913.
- [3] CHETTY IJ, CURRAN B, CYGLER JE, et. al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med. Phys.* 2007; 34(12): 4818-4853.
- [4] International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an International Code of Practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA Technical Report Series 398. Vienna: IAEA, 2000.
- [5] FRAASS B, DOPPKE K, HUNT M, et. al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group No. 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med. Phys.* 1998; 25(10): 1773-1829.
- [6] LINARES ROSALES HM. Aplicación del método Monte Carlo para la verificación de los planes de tratamiento de Radioterapia Avanzada. Tesis en opción al grado de máster en Ingeniería en Instalaciones Energéticas y Nucleares. La Habana: InSTEC, 2014.
- [7] WESTERMARK M, ARNDT J, NILSSON B & BRAHME A. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 2000; 45(3): 685-702.
- [8] EKLUND K & AHNESJÖ A. Modeling silicon diode energy response factors for use in therapeutic photon beams. *Phys. Med. Biol.* 2009; 54(20): 6135-6150.
- [9] EKLUND K. Modeling Silicon diode dose response in radiotherapy fields using fluence pencil kernels. Doctoral Thesis. Faculty of Medicine. Uppsala University. Uppsala, 2010. ISBN 978-91-554-7748-6.
- [10] SCOTT AJ, NAHUM AE & FENWICK JD. Monte Carlo modeling of small photon fields: quantifying the impact of focal spot size on source occlusion and output factors, and exploring miniphantom design for small-field measurements. *Med. Phys.* 2009; 36(7): 3132-3144.
- [11] YIN Z, HUGTENBURG RP & BEDDOE AH. Response corrections for solid-state detectors in megavoltage photon dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 2004; 49(16): 3691-3702.
- [12] HEYDARIAN M, HOBAN PW, BEDDOE AH. Comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery. *Phys. Med. Biol.* 1996; 41(1): 93-110.
- [13] ASPRADAKIS MM, BYRNE JP, PALMANS H, et. al. Small field MV photon dosimetry. IPEM Report 103. New York: IPEM, 2010.
- [14] MCKERRACHER C & THWAITES DI. Verification of the dose to the isocentre in stereotactic plans. *Radiother. Oncol.* 2002; 64(1): 97-107.
- [15] BUCCIOLINI M, BUONAMICI FB, MAZZOCHI S, et. al. Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size. *Med. Phys.* 2003; 30(8): 2149-2154.
- [16] DE ANGELIS C, ONORI S, PACILIO M, et. al. An investigation of the operating characteristics of two PTW diamond detectors in photon and electron beams. *Med. Phys.* 2002; 29(2): 248-254.
- [17] LAUB WU, KAULICH TW & NUSSLIN F. Energy and dose rate dependence of a diamond detector in the dosimetry of 4-25 MV photon beams. *Med. Phys.* 24: 535-536, 1997.
- [18] LAUB WU, KAULICH TW & NUSSLIN F. A diamond detector in the dosimetry of high-energy electron and photon beams. *Phys. Med.* 1999; 44(9): 2183-2192.
- [19] International Atomic Energy Agency. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. IAEA Technical Report Series 430. Vienna: IAEA, 2003.
- [20] VENSELAAR J, WELLEWEERDB H & MIJNHEER B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.* 2001; 60(2): 191.

Recibido: 1 de diciembre de 2014

Aceptado: 23 de abril de 2015