

Estudio monte carlo del acelerador clínico elekta SL 5735 para radiocirugía estereotáxica

W. González, A.M. Lallena^a, R. Alfonso-Laguardia^b y R. M. Díaz^b

Facultad de Ciencias, Universidad V. I. Lenin, Cuba; wi12095@yahoo.es†

a) Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Granada, España.

b) Departamento de Radioterapia, INOR, Ciudad de La Habana: rogliomanuel@yahoo.es

†autor para la correspondencia

Recibido el 15/07/2008. Aprobado en versión final el 25/02/2009.

Sumario. La radiocirugía estereotáxica se emplea en el tratamiento de pequeñas lesiones cerebrales. En la radiocirugía estereotáxica basada en aceleradores lineales, el haz de fotones que sale del cabezal es colimado con un microcolimador multiláminas. Con el fin de desarrollar un método preciso de verificación de los planes de tratamiento se ha simulado el acelerador lineal utilizado en el servicio de radioterapia del INOR, con el código Monte Carlo PENELOPE. Primariamente se estudian las variables de más influencia como distribución y energía del haz de electrones incidentes en el blanco y el material del filtro aplanador. Se optimizan los parámetros del código, comparándolo con el código BEAM y empleando el algoritmo de colonias de hormigas para reducir la varianza. Los resultados obtenidos en la simulación para la curva de porcentaje de dosis en profundidad y el perfil difieren de los experimentales en menos del (4 %), con una incertidumbre a 3σ del (4%). Con el espacio de fase obtenido se puede proceder a simular el sistema de colimación terciaria.

Abstract. Stereotactic radiosurgery is used for the treatment of small brain lesions. In linear accelerator-based radiosurgery, the photon beam produced in the accelerator head is collimated with a micro-multi-leaves collimator. The linear accelerator of the radiotherapy department of the INOR was simulated with the Monte Carlo code Penelope, with the aim of develop a precise method for the verification of the treatment planes. The most influential variables were studied first, such as distribution and energy of the incident electron beam in the target, and the composition of the flattening filter, based upon the information supplied by the manufacturer. The code parameters are optimized, comparing it with the BEAM code and using variance reduction techniques. The results obtained in the simulation for the depth dose percent curve and the profiles differ from the experimentally measured in less than 4 %, with an uncertainty (3σ) of 4%. It is possible to continue simulating the tertiary collimation system with the phase space obtained.

Palabras clave. Monte carlo methods in treatment strategy 87.55.Kh

1 Introducción

La Radiocirugía Estereotáxica (RE) se ha convertido en una herramienta clínica muy utilizada en el tratamiento de pequeñas lesiones cerebrales¹. En esta técnica la deposición de dosis a suministrar se realiza en una sesión única, a diferencia de la radioterapia estereotáxica.

La RE fue desarrollada por Leksell a finales de la dé-

cada de los 40, para destruir disfunciones localizadas en el cerebro, utilizando fuentes de rayos X en el rango de los ortovoltajes. Hoy en día los dispositivos más extendidos en RE son las unidades Gamma Knife y los aceleradores lineales (AL) con modificadores, aunque habría que citar también las unidades CyberKnife².

El uso de los AL en RE fue propuesto teóricamente por Larsson en 1974. En la RE basada en AL, la configu-

ración del cabezal no varía de un tratamiento a otro. El haz que emerge del cabezal es colimado empleando un microcolimador multiláminas o un juego de colimadores circulares.

Los requerimientos específicos para esta técnica son una localización precisa del orden de 1 mm y una exactitud numérica de la dosis entregada mejor que un 5%³. La puesta en marcha de un procedimiento de cálculo de dosis para esta técnica implica investigar los límites de aplicabilidad del algoritmo utilizado y validar las distribuciones de dosis calculadas, con mediciones representativas de los casos clínicos⁴. Esto último está bastante limitado en la práctica por ser la medición de las distribuciones de dosis en tres dimensiones un proceso muy laborioso. Es también complicado por las dificultades para obtener de forma precisa y exacta mediciones de dosis para campos pequeños, donde no se establece el equilibrio electrónico⁵.

Para evaluar la dosis en regiones en la que esto no ocurre, es necesario usar detectores con un volumen sensible muy pequeño y películas radiográficas con buena resolución espacial. En este tipo de situaciones la simulación Monte Carlo (MC) permite obtener valores realistas para las distribuciones de dosis porque es posible reproducir las condiciones de irradiación.

En la RE es necesario determinar la dosis en regiones pequeñas, por lo que hemos abordado el problema utilizando la simulación MC. En primer lugar se describe el modelo geométrico usado para las simulaciones del cabezal del acelerador Elekta Precise. Explicamos brevemente el principio de funcionamiento del código PENELOPE⁶ y las técnicas de reducción de varianza empleadas, se describe cómo se desarrollan las simulaciones para sintonizar el haz que se obtiene del modelo del cabezal del AL. Estudiamos los parámetros de mayor influencia en el proceso de sintonía del haz, comparamos los resultados de las simulaciones con las medidas experimentales. Nuestro objetivo es obtener un espacio de fase que pueda ser utilizado para simular el sistema de colimación terciaria.

2 Descripción geométrica del cabezal del acelerador elekta precise

Los componentes del cabezal del AL para haces de fotones de 6 MV, así como sus composiciones y densidades, según la información suministrada por el fabricante, se muestran en la figura 1 y en la tabla I. El modelo construido contiene los elementos más representativos en la trayectoria del haz de fotones de 6 MV. La distribución de electrones incidentes que impactan el blanco, tiene una forma gaussiana con un ancho a la mitad de la altura de 1 mm, y una energía media de 6 MeV. El blanco está formado por una lámina de W de 1 mm de espesor, incrustado en una base de Cu de 11 mm. A 1 mm de separación debajo de la base del blanco se encuentra el colimador primario, de forma cónica.

El filtro aplanador está diseñado para absorber la ra-

diación diferencialmente y reducir la tasa de dosis en el centro del haz. Está formado por cinco conos truncados, de diferente apertura y de acero inoxidable, y una base de Al.

La cámara monitora, con diámetro interno de 9 cm, está compuesta de seis láminas de Polietileno (mylar), separadas por diferentes espesores de aire. A continuación se encuentra el plato retrodispersor. El espejo es empleado en este tipo de aceleradores, para verificar la posición de las multiláminas. Estudios previos han mostrado que la cámara monitora y el espejo no tienen un impacto significativo en las características del haz de fotones⁷ y por eso no se han tenido en cuenta en nuestras simulaciones.

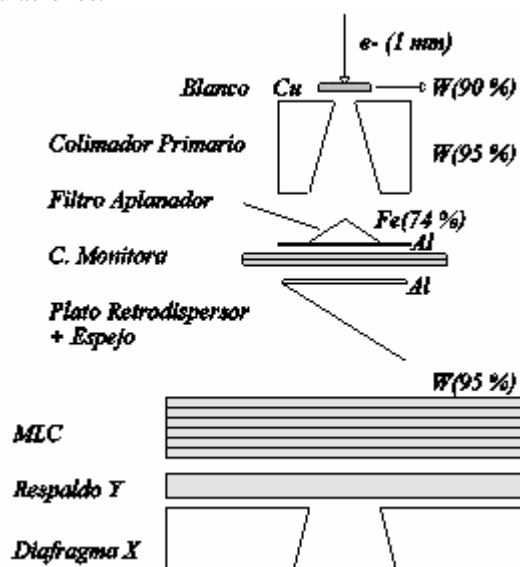


Figura 1. Modelo del cabezal del acelerador Elekta para un haz de fotones de 6 MV.

Elemento	Composición	Densidad (g/cm ³)
Blanco	W (90%), Re (10%)	19.4
Base del blanco	Cu (100%)	8.96
Colimadores	W (95%), Ni (3.75%), Fe (1.25%)	18.0
Filtro aplanador	Fe (74%), Cr (18%), Ni (8%)	8.03
Base del Filtro aplanador	Al (100%)	2.6989

El sistema de colimación secundaria del Elekta Precise, consiste de un colimador multiláminas (MLC), una mandíbula superior, llamada respaldo en la terminología de Elekta, y una mandíbula inferior. El MLC está formado por 40 pares de láminas de W, con una transmisión por debajo del 2%⁸. La mandíbula superior se encuentra por debajo del MLC y su objetivo es atenuar completamente la radiación transmitida por éste y conformar el

campo en la dirección Y; la mandíbula inferior conforma el campo en la dirección X. Ambas mandíbulas están constituidas de W con un espesor de 30 y 78 mm, respectivamente. En nuestro modelo consideramos el MLC como otra mandíbula superior, al no contribuir en la conformación del campo para nuestro estudio.

3 Simulaciones monte carlo

3.1 El código PENELOPE. En este trabajo se usó el software PENELOPE⁶, un código MC de propósito general que permite simular el transporte de fotones, electrones y positrones en la materia, realiza una buena descripción en la interfase y proporciona muy buena exactitud a bajas energías. En PENELOPE se desarrolla una simulación detallada para fotones; en el caso de los electrones y positrones se hace un proceso mixto, en el cual las colisiones se clasifican en duras y blandas. Las colisiones duras son simuladas de una forma detallada y caracterizadas por un ángulo de desviación polar o una pérdida de energía mayor que ciertos valores umbrales. Las colisiones blandas se describen en términos de una simulación condensada basada en una teoría de dispersión múltiple. La trayectoria de los electrones es controlada por medio de cuatro parámetros: C_1 , C_2 , W_{cc} , W_{cr} . Los dos primeros se refieren a las colisiones elásticas. C_1 , da la desviación angular promedio producida por dispersión elástica múltiple a lo largo de una longitud igual al recorrido libre medio entre eventos consecutivos de tipo duro. C_2 , representa el valor máximo permitido para el promedio de pérdida de energía fraccional entre eventos consecutivos de tipo duro.

Los parámetros W_{cc} y W_{cr} son energías de corte para separar los eventos duros y blandos. Las partículas son simuladas hasta que su energía está por debajo de una energía de absorción dada E_{abs} , en cuyo caso son absorbidas localmente. Valores óptimos de estos parámetros permiten obtener un tiempo razonable de trabajo del ordenador.

3.2 Reducción de varianza. En nuestro problema la magnitud de interés es la dosis depositada en el maniquí de agua. Entonces una forma de reducir la varianza es seguir completamente las historias que den una contribución a la dosis y olvidarnos de las que no lo hacen. La discriminación entre ambos tipos de historias usualmente se hace teniendo presente la geometría de las regiones que ellas atraviesan. Hay dos técnicas de gran utilidad cuando se aplican juntas: *splitting* (Sp) y Ruleta rusa (Rr).

La idea básica en estos métodos es favorecer el flujo de la radiación hacia la región de interés e inhibir la radiación que no llega a dicha región. La reducción de varianza se completa modificando los pesos de las partículas simuladas. Se asume que las partículas primarias inician su movimiento con un peso unidad. El peso inicial de cualquier partícula producida es igual al de la partícula que la produjo. Sp, consiste en transformar una partícula, con peso w_o , en un cierto estado, en un número $s >$

1 de partículas idénticas con pesos $w = w_o/s$, en el mismo estado. Sp, debe ser aplicado cuando la partícula se aproxima a la región de interés. La Rr está relacionada con el proceso inverso: cuando una partícula tiende a moverse fuera de la región de interés, ésta es aniquilada con cierta probabilidad $r < 1$ y, si sobrevive, su peso se aumenta en un factor $1/(1-r)$. De esta forma queda asegurado que los resultados están exentos de sesgo. Después de completar un número N de historias, el valor esperado $\langle F \rangle$ de una cierta cantidad de interés F , es estimado como el promedio

$$\bar{F} = \frac{1}{N} \sum_{ij} w_{ij} f_{ij} \quad (3.1)$$

donde w_{ij} y f_{ij} denotan, respectivamente, el peso y la contribución a la acumulación de la j -ésima partícula (con $j=1$, para la partícula primaria y $j>1$, para las secundarias) de la i -ésima historia.

Tabla II

Parámetros de los materiales usados en la simulación. $E_{abs}(\gamma)(\text{keV})$ y $E_{abs}(e^-, e^+)(\text{keV})$, corresponden a la energía de absorción de fotones, electrones y positrones respectivamente.

Material	C_1	C_2	W_{cc} (keV)	W_{cr} (keV)
Aire	0.05	0.05	1.0	0.1
Agua	0.02	0.02	1.0	0.1
Al	0.1	0.1	10.0	1.0
Cu	0.2	0.2	10.0	1.0
Acero	0.01	0.01	1.0	0.1
W(Blanco)	0.01	0.01	1.0	0.1
W(Col.)	0.15	0.15	10.0	1.0

	$E_{abs}(\gamma)(\text{keV})$	$E_{abs}(e^-, e^+)$ (keV)	$s_{max}(\text{cm})$
Aire	1.0	0.1	10^{35}
Agua	1.0	0.1	0.03
Al	10.0	1.0	0.01
Cu	100.0	10.0	10^{35}
Acero	1.0	0.1	0.05
W(Blanco)	1.0	0.1	0.01
W(Col.)	10.0	1.0	10^{35}

La varianza de este estimador viene dada por:

$$s^2 = \frac{1}{N} \left[\frac{1}{N} \sum_i \left(\sum_{i,j} w_{i,j} f_{i,j} \right)^2 - \bar{F}^2 \right] \quad (3.2)$$

La eficiencia de Rr y Sp depende de la estrategia usada para decidir cuando aplicar una u otra.

Nosotros hemos utilizado aquí el algoritmo de colonias de hormigas⁹. El mismo consiste en dividir toda la geometría en un conjunto de paralelepípedos ficticios, los cuales se caracterizan por el valor de un parámetro conocido como importancia, I .

Este parámetro es formalmente un buen estimador de la contribución a la cantidad de interés de las partículas que alcanzan un paralelepípedo dado. De esta forma, la lógica es aplicar Sp a las partículas cuando pasan de un

paralelepípedo con un valor dado de I a otro con un valor superior. R_r es aplicada cuando la importancia se reduce. La razón s/r es gobernada por la razón de la importancia a ambos lados de la frontera.

3.3 Sintonía del haz. Hay muchos trabajos acerca de la simulación MC de un AL (por ejemplo, ref. [10]). Sin embargo los aspectos más importantes a tener en cuenta aún no están totalmente esclarecidos. Diferentes consideraciones han sido sugeridas para sintonizar el ancho del haz y la energía de la distribución de electrones incidentes en el blanco. Algunos estudios realizan una comparación entre las curvas de rendimiento de dosis en profundidad (PDD, del inglés percentage depth dose) medidas experimentalmente y las obtenidas mediante simulaciones^{11, 12}. Los autores de la ref. [10] encontraron que es posible ajustar el haz usando un perfil del haz de un campo de 10 cm x 10 cm. Teniendo en cuenta los resultados publicados, se decidió ajustar el haz de electrones incidentes en el blanco a partir de los resultados dosimétricos medidos en condiciones de referencia.

Se modificó el programa PENMAIN de PENELOPE teniendo en cuenta que, como el fabricante reporta, el haz de electrones que impactan en el blanco tiene forma cilíndrica, con diámetro de 1 mm y un espectro de energía gaussiano con $\sigma = 0.4245$ MeV. Considerar una forma gaussiana en la coordenada espacial no tiene un impacto significativo en la curva de PDD y en la región central del perfil^{11, 13}, por lo que no se tendrá en cuenta en nuestras simulaciones.

La geometría se describe mediante el paquete PENGEOM de PENELOPE, que permite generar los elementos requeridos. Hemos utilizado la geometría descrita en la sección 2 (figura 1). A ésta se le incorporó un tanque de agua de 30 cm x 30 cm x 40 cm y una atmósfera de aire, colocada para realizar mediciones en condiciones de referencia. Los parámetros para la simulación se muestran en la tabla II. La simulación se llevó a cabo en dos pasos. Primeramente se obtuvo un espacio de fase a la salida del filtro aplanador. Seguidamente se aplicaron las técnicas de reducción de varianza antes discutidas para simular el resto del proceso y obtener la dosis en el maniquí.

4 Resultados y discusión

4.1 Ajuste de los parámetros de la simulación.

Antes de proceder a realizar las simulaciones para sintonizar el modelo del cabezal con los valores medidos, decidimos revisar el comportamiento de algunos de los parámetros de mayor influencia en las curvas de PDD y perfiles.

4.1.1 Distribución y espectro de energía del haz de electrones incidentes. Para evaluar si el espectro de energía del haz de fotones incidentes en el blanco afecta a los resultados, realizamos un estudio del espectro de energía debajo del filtro aplanador (figura 1). En primer lugar hemos considerado el haz de espectro gaussiano descrito en la sección 3.3. Los resultados se comparan

con los correspondientes a un haz monoenergético. La figura 2.a muestra las fluencias obtenidas, normalizadas al valor máximo. Como vemos no existen diferencias significativas entre ambos cálculos, lo que nos permite realizar el resto de las simulaciones asumiendo un haz monoenergético incidente en el blanco.

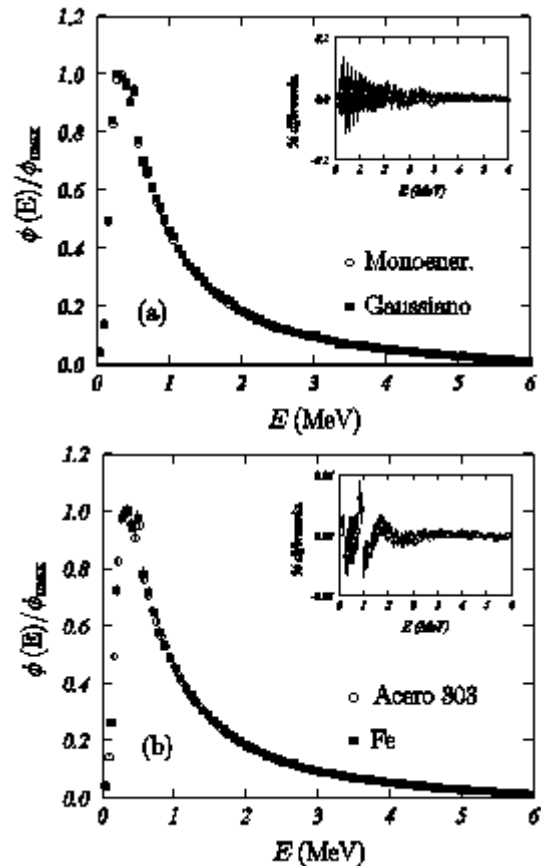


Figura 2. (a) Fluencias $\phi(E)$ normalizadas al máximo obtenidas a la salida del filtro aplanador. Comparación entre los resultados para un haz monoenergético y uno con espectro gaussiano. (b) Comparación entre filtro de acero 303 y de Fe. En la parte superior de cada una se muestra las correspondientes diferencias relativas.

4.1.2 Filtro aplanador. En la información suministrada por el fabricante no se especifica claramente el tipo de acero usado para la construcción del filtro aplanador. En algunos estudios de simulación MC del cabezal de aceleradores Elekta se considera que está compuesto de Fe. Para discernir si existen diferencias en los resultados al considerar éste u otro material, realizamos simulaciones empleando Fe y acero 303. Los resultados se muestran en la figura 2.b Como se aprecia la consideración de Fe o acero 303 como material constitutivo del filtro aplanador, no afecta el espectro de energía obtenido en un plano situado a la salida del mismo. En las simulaciones posteriores hemos usado Fe como material en el filtro aplanador.

4.1.3 Ajuste de los parámetros de transporte. Con el fin de ajustar los parámetros para la simulación de partí-

culas cargadas con PENELOPE C_1 , C_2 , W_{cc} y W_{cr} , realizamos varias simulaciones con distintos valores de esos parámetros. En estas simulaciones se utilizó el espectro de energía reportado por Sheikh-Bagheri (ver ref. [11]), para el acelerador Elekta SL25, y se llevaron a cabo suponiendo una fuente puntual con una distancia de la fuente a la superficie (SSD, del inglés source-surface distance) de 100 cm y un campo de 10 cm x 10 cm en la superficie del maniquí. No se incluyeron, lógicamente, los elementos dispersores antes descritos, ya que el espectro de energía utilizado está determinado a la entrada del maniquí y, por tanto, ya incorpora el efecto de los mismos. Los resultados se comparan con los valores medidos experimentalmente para este acelerador¹⁴. El resultado (figura 3) demuestra la consistencia de los parámetros utilizados en la simulación que son los que se indican en la tabla II. Para calcular la diferencia relativa entre los resultados realizamos una interpolación de los valores medidos usando un polinomio de cuarto orden a partir de la profundidad de 2 cm.

4.2 Comparación de las simulaciones con las medidas.

En la sintonía de haces de electrones, para encontrar el valor de la energía media de los electrones incidentes, se utiliza la profundidad donde la dosis en agua, referida al máximo, alcanza el 50%. En nuestro caso, para el haz de fotones decidimos emplear el $TPR_{20,10}$ (del inglés tissue-phantom ratio), que se define como la razón entre las dosis absorbidas a las profundidades de 20 y 10 cm en agua, manteniendo la distancia fuente-detector constante igual a 100 cm). Llevamos a cabo, en primer lugar, simulaciones para electrones incidentes en el blanco con energías de 5, 6 y 7 MeV y, para cada una de ellas, se calcularon los correspondientes cocientes $TPR_{20,10}$, cuyos valores respectivos se muestran en la figura 4 y que, como vemos, permiten establecer una recta de calibrado. Dado que el valor experimental de $TPR_{20,10}$ es 0.679, la recta de calibrado nos permite determinar que la energía que debemos usar en las simulaciones para los electrones incidentes es de 6.3 MeV.

Una vez fijada la energía inicial de los electrones, se realizó una simulación en la que se determinó la curva PDD y el perfil a la profundidad del máximo. Los resultados obtenidos se comparan con las medidas experimentales (que se llevaron a cabo para una SSD de 100 cm y un campo de 10 cm x 10 cm, utilizando una cámara PTW 30004) en la figura 5. Como vemos en el panel (a), la similitud de la curva PDD simulada (cuadrados) y la experimental (círculos) es notable, siendo las diferencias relativas menores del 4% a todas las profundidades. Este resultado garantiza, de nuevo, la validez de las simulaciones realizadas.

Por otro lado, es también destacable la semejanza entre el perfil simulado y el medido a la profundidad del máximo de dosis (panel (b)). Éste es un observable que tiene la característica de no corresponder a medidas en el eje del haz, como son las utilizadas en el proceso de sintonización. Por tanto el resultado obtenido redundará en la fiabilidad de los parámetros de transporte utilizados en la

simulación.

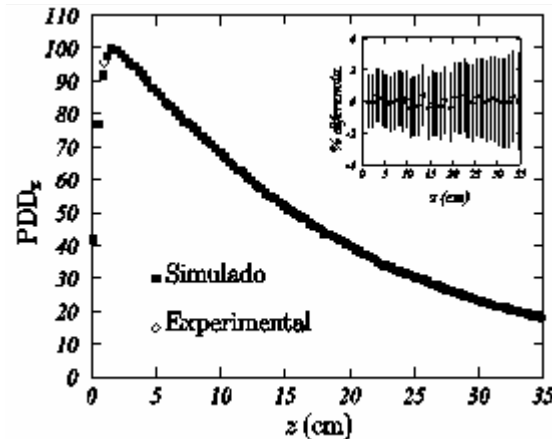
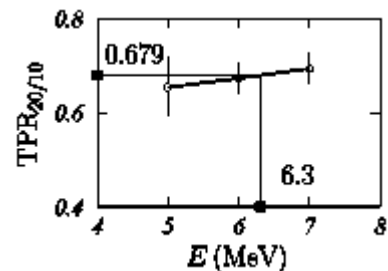


Figura 3. PDD simulado con el espectro de Sheikh-Bagheri (2002) comparado con el experimental (Jatinder et al. 1990).

Figura 4. Recta de calibrado del $TPR_{20,10}$.



El cálculo del valor de $TPR_{20,10}$ mediante la simulación aquí descrita es muy costoso, dado que es

necesario realizar dos simulaciones completas para cada valor. De acuerdo con la ref. [15],

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595 \quad (4.1)$$

expresión que relaciona el $TPR_{20,10}$ con el valor $PDD_{20,10}$ que es el cociente entre las dosis medidas a 20 y 10 cm sobre la curva PDD.

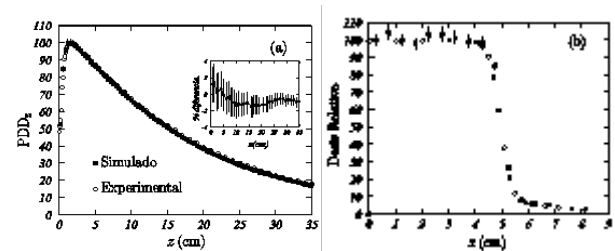


Figura 5. (a) Comparación entre los valores experimentales y simulados para las curvas PDD. (b) Comparación entre los perfiles a la profundidad del máximo. Los resultados se obtuvieron con una incertidumbre a 3σ inferior al 4%.

El cálculo de este último sólo requiere realizar una simulación, por lo que parece razonable realizar la sintonía del acelerador utilizando la curva de PDD y, más concretamente, el valor $PDD_{20,10}$.

5 Conclusiones

Los resultados nos permiten establecer las siguientes conclusiones:

- utilizar un haz de electrones incidentes en el blanco monoenergético o con espectro de energía gaussiano, con un ancho a la mitad de la altura de 1 MeV no influye en el espectro de energía obtenido a la salida del filtro aplanador.

- utilizar Fe o acero 303 como material del filtro aplanador tampoco modifica estos resultados.

- con el fin de reducir el número de simulaciones para el proceso de sintonía se puede emplear el $PDD_{20,10}$ obtenido directamente de la curva de PDD en lugar del valor $TPR_{20,10}$.

La simulación realizada nos permite reproducir con garantías el comportamiento del acelerador Elekta Precise. En particular es posible obtener un espacio de fase a la salida del cabezal para la configuración utilizada en RE que reproduce el comportamiento del haz real. Como esta configuración es fija, podemos usar el espacio de fase para estudios Monte Carlo en el sistema de colimación terciaria.

Agradecimientos

Al Programa de Becas de Alto Nivel de la Unión Europea para América Latina, beca nº [E06D100777CU].

Referencias

1. D. Roberge, L. Souhami, Stereotactic radiosurgery in the management of intracranial gliomas, *Technol. Cancer Res. Treat.*, Vol. 2, pp.117-125, (2003).
2. M.C. Schell, F.J. Bova, D.A. Larson, D.D. Leavitt, W.R. Lutz, E.B. Podgorsak, A. Wu, Stereotactic Radiosurgery report. AAPM Report No. 54 (1995).
3. E.B. Podgorsak, M.B. Podgorsak, Stereotactic irradiation. Modern technology of radiation oncology. Ed. J. Van Dyk (Madison: Medical Physics Publishing, 1999).
4. B. Fraass, K. Dopke, M. Hunt, G. Kutcher, G. Starkschall, R. Stern, J.V. Dyke. TG53 Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, *Med. Phys.*, Vol. 25, pp. 1773-1829, (1998).
5. I.J. Das, G.X. Ding, A. Ahnesjö, Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, *Med. Phys.*, Vol. 35, pp. 206-215. (2008).
6. F. Salvat, J.M. Fernández-Varea, J. Sempau, PENELOPE - A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. (Paris: NEA, 2006).
7. M.K. Fix, H. Keller, E.J. Born, P. Rügsegger, Simple beam models for Monte Carlo photon dose calculations in radiotherapy, *Med. Phys.*, Vol. 27, pp. 2739-2747 (2000).
8. J. Van de Walle, C. Martens, N. Raynaert, H. Palmans, M. Coghe, W. De Neve, C. DeWagter, H. Thierens, Monte Carlo model of the Elekta SLiplus accelerator: validation of a new MLC component module in BEAM for a 6 MV beam, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 48, pp. 371-385, (2003).
9. S. García-Pareja, M. Vilches, A.M. Lallena, Variance reduction techniques in the MC Simulation of clinical electron linear accelerators driven by the ant colony methods, Proc. Workshop on Nature Inspired Cooperative Strategies for Optimization, NICS0 2006.
10. S.Y. Lin, T.C. Chu, Simulation of a clinical linear accelerator, *Appl. Radiat. Isot.*, Vol. 55, pp. 759-765, (2001).
11. F. Verhaegen, J. Seuntjens, Monte Carlo modeling of external radiotherapy photon beams, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 48, pp. 107-164, (2003).
12. D. Sheikh-Bagheri, D. W. O. Rogers, Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters, *Med. Phys.*, Vol. 29, pp. 379-390 (2002).
13. A. Mesbahi, Development a simple point source model for Elekta SL-25 linear accelerator using MCNP4C Monte Carlo code, *Iran J. Radiat. Res.*, Vol. 4, pp. 7-14., (2006).
14. R. P. Jatinder, A. Komanduri, D. Inder, S. Nagalingam, Characteristics of photon beams from Philips SL25 linear accelerators, *Med. Phys.*, Vol. 17, pp. 106-116, (1990).
15. D.S. Followill, R.C. Taylor, V.M. Tello, W.F. Hanson, An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, *Med. Phys.*, Vol. 25, 1202-1205 (1998).