

ESTUDIO MONTE CARLO DE LA RESPUESTA DE UN NUEVO DETECTOR CENTELLADOR PLÁSTICO A HACES DE FOTONES DE 6 MV

J. Ramos-Méndez¹, F. Moreno-Barbosa², G. Vargas-Hernandez¹, R. Palomino-Merino¹, E. Moreno-Barbosa¹

¹ Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México

² Unidad de Oncología, SSEP, Puebla, México

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es la simulación mediante métodos de Monte Carlo, además de la validación de un modelo de un Acelerador Lineal (LINAC) clínico para aplicaciones en radioterapia. Como una aplicación del modelo propuesto, se simula la respuesta de un plástico centellador a haces de fotones de 6MV. Para esto, se generaron archivos con información de espacio fase (PhSp) en formato de la IAEA. Posteriormente, se recuperaron curvas de dosis a profundidad en un tanque voxelizado de agua, además de la dosis depositada en un plástico centellador con una concentración específica de dopantes. Las diferencias porcentuales entre los datos experimentales y simulados de las curvas de dosis a profundidad, se mantuvieron por debajo del 2% con una incertidumbre estadística de 1%. Por otro lado, la razón entre la dosis depositada en los plásticos sin dopantes, con dopantes y la dosis depositada en agua fue de 0.95 ± 0.01 y 0.94 ± 0.01 respectivamente. Los datos recuperados con el modelo MC del LINAC coinciden con los datos experimentales dentro de la precisión clínica. Es posible proponer este nuevo detector como monitor de radiación para haces de fotones de 6 MV.

ABSTRACT

The aim of this work is the simulation and validation of the model of a clinical Linear Accelerator (LINAC) for radiotherapy applications. As an application of the model, the response of a scintillator plastic to a 6 MV photon beam is performed. In a first stage, phase space (PhSp) files in IAEA format were created. Subsequently, depth dose curves in a water tank were obtained. In addition, the deposited dose in a doped scintillator plastic was calculated. Percentage differences between experimental and simulated depth dose curves were below the 2% with statistical uncertainty of 1%. On other hand, the ratio between the deposited dose in doped, non-doped plastic and water was about 0.95 ± 0.01 and 0.94 ± 0.01 respectively. The data recovered with the MC model of the LINAC matches with the experimental data within the clinical precision. Therefore, this new detector can be proposed as a dose monitor for 6 MV photon beams.

Palabras clave: Monte Carlo, Centellador, LINAC, Detector.

I. INTRODUCCIÓN

Las simulaciones basadas en el método de Monte Carlo (MC) son la manera más precisa de calcular cantidades macroscópicas de interés en radioterapia (fluencia, dosis, etc) (1), (2), (3). Su aplicación en el desarrollo de nuevos detectores o la caracterización de los mismos se ha incrementado en nuestros días (5) (8). Geant4 es una herramienta de simulación Monte Carlo (MC) de uso general, originalmente diseñado para altas energías, que ha sido utilizado para la solución de problemas relacionados con la radioterapia (4), (5), (6), (7). Debido a su precisión, desempeño y flexibilidad en aplicaciones radioterapéuticas, Geant4 ha tenido una gran aceptación, a tal grado que se han desarrollado aplicaciones con interfaces de fácil manipulación basados en esta herramienta, por ejemplo: GATE (5), GAMOS (6) y TOPAS (7). En este trabajo se utiliza la aplicación GATE para estudiar la respuesta de nuevos detectores sometidos a radiaciones dentro del rango de energías clínico.

El uso de detectores comerciales de centelleo en aplicaciones clínicas ha sido previamente estudiado, en esta referencia (8), en ella se investiga la razón entre la dosis en el centellador y la dosis en agua para campos de radiación de $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ hasta $10 \times 10 \text{ cm}^2$ revelando una respuesta constante a partir de campos de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ en adelante.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

La metodología consta de dos etapas. En la primera etapa se producen los fotones a partir del bremsstrahlung producido por la fuente primaria de electrones y el blanco. En la etapa siguiente, el espacio fase producido es colimado por las mandíbulas para producir un campo específico y se calcula la dosis depositada en los maniquíes descritos más adelante.

Primera Etapa: El modelo MC del acelerador clínico de producción del haz se muestra en la Figura 1. Como fuente de partículas se utilizó un haz Gaussiano de electrones de 6 MeV (sigma de 0.18 MeV). Los fotones producidos fueron almacenados en un plano de 40×40

cm² justo antes de las mandíbulas, los generados inmediatamente después fueron descartados para acelerar la simulación. En esta etapa solo se produjeron archivos de espacio fase en formato de la IAEA. Se utilizó la técnica de reducción de varianza (VRT) particle split con un número de split igual a 200 y un filtro angular de 20°. Las técnicas de reducción de varianza permiten optimizar el tiempo de cálculo mediante la reducción de la incertidumbre (1), (2), (3), (5) y (10).

Segunda etapa: Se utilizaron dos configuraciones geométricas para las mandíbulas. Como fuente de radiación se utilizaron los espacios fase generados por 50 simulaciones con semillas aleatorias independientes y 10 millones de electrones iniciales por simulación:

1. Para los datos experimentales, utilizando las condiciones de referencia del protocolo de calibración IAEA TRS-398 para haces de fotones, se ajustó el tamaño de campo de las mandíbulas para un campo de 10 x 10 cm² a una distancia de 100 cm de la fuente. Se midió la dosis con una cámara de ionización Wellhöfer CC13 con 5.8 mm de longitud activa en un tanque Scanditronix BluePhantom de 40x40x40 cm³ localizado a 100 cm de distancia SSD. En la simulación Monte Carlo, se replicaron las condiciones descritas anteriormente. La dosis en este caso fue calculada en un maniquí voxelizado de agua de 30x30x30 cm³ con una resolución de 0.5 cm³.

2. Se configuró el tamaño de campo de las mandíbulas para un campo 11.9 x 4.9 cm² a 100 cm SSD. Se calculó la dosis depositada en un maniquí de poliestireno dopado (C₈H₈, d=1,047 g/cm³) con POP (1%) y POPOP(0.03%) de 11.9 x 4.9 x 1.0 cm³ colocado a una distancia de 100 cm SSD. Se repitió el mismo procedimiento cambiando el poliestireno dopado por agua o poliestireno sin dopantes.

No se utilizaron VRT en esta etapa.

III. RESULTADOS Y DISCUSIONES

La figura 2 muestra la respuesta de dosis a profundidad en el maniquí voxelizado de agua. La dosis fue normalizada al máximo de la distribución. Se muestran los resultados experimentales obtenidos con el Clinac 21EX. En la parte inferior se muestra la diferencia normalizada (en porcentaje) punto a punto. La precisión estadística de la simulación MC se mantuvo en 0.5%, mientras que el error experimental es menor al 1%. El tiempo de CPU para la producción del PhSp fue en promedio 10 horas de CPU, mientras que para el cálculo de dosis en el maniquí fue de 3 horas en promedio.

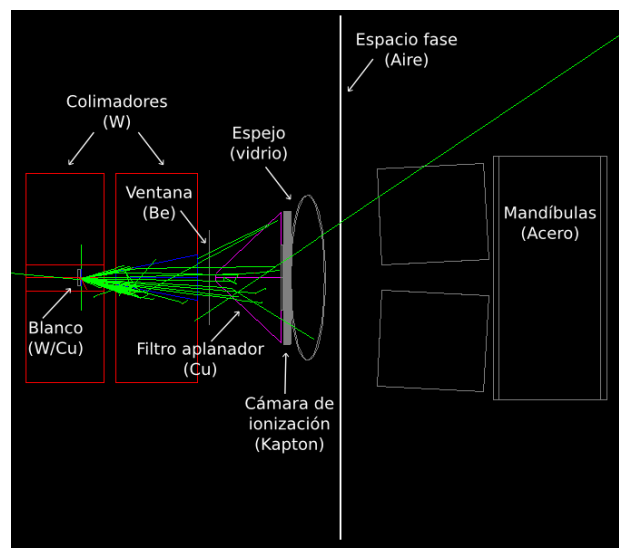


Figura 1. Modelo Monte Carlo de producción de haz de fotones. El haz de fotones va de izquierda a derecha sobre el eje z. Se muestran los componentes y el material o elemento entre parentesis. También se muestra un volumen de aire (Espacio fase) en donde se almacena el espacio fase. Se muestran en color verde los fotones.

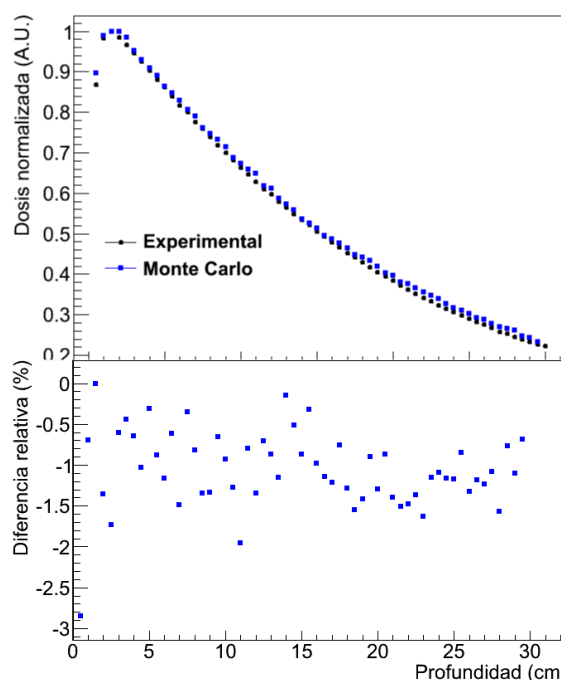


Figura 2 Dosis depositada a profundidad en el maniquí de agua. La dosis fue normalizada al máximo valor. Se muestra además la diferencia relativa porcentual punto a punto.

La tabla 1 muestra las razones de dosis. Se muestra una ligera diferencia causada por los dopantes, sin embargo tal diferencia se encuentra dentro de la incertidumbre estadística. Por lo tanto, el uso de dopantes en el plástico no altera la dosis depositada. En un estudio posterior se analizará el incremento del centelleo en el plástico como consecuencia de los dopantes.

El modelo Monte Carlo estudiado en este trabajo es genérico, es decir, no corresponde a algún LINAC existente. Nuestro objetivo fue producir el haz inicial de fotones a partir de un haz de electrones manteniendo las condiciones de colimación que un LINAC ofrece en la práctica. Mas aún, el tener acceso a los diagramas de algún sistema comercial, no garantiza la correcta y detallada información geométrica y de materiales (9), (10). No obstante esta primer aproximación nos permite obtener una curva de dosis a profundidad asumiendo uniformidad en la región central del perfil lateral de dosis, algo que en la práctica es de gran interés. En esta región es donde el plástico centellador es irradiado.

Tabla 1 Razones de dosis para poliestireno y poliestireno dopado. La incertidumbre estadística se muestra entre los paréntesis.

Material	$D_{\text{material}}/D_{\text{agua}}$
Poliestireno	0,95 (0,01)
Poliestireno dopado	0,94 (0,01)

IV. CONCLUSIONES

Los datos recuperados con el modelo MC del LINAC coinciden con los datos experimentales dentro de la precisión clínica (menor al 2%). El plástico centellador muestra aproximadamente la misma respuesta a la radiación que el agua (95% $\pm$ 1%). La similitud del plástico con las razones de dosis en agua y plástico, permiten proponer este nuevo detector como monitor de radiación para haces de 6MeV de un acelerador clínico.

V. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kawrakow I, Rogers DWO, Walters BRB. Large efficiency improvements in BEAMnrc using directional bremsstrahlung splitting. *Med Phys.* 2004 October; 31(10):2883-98
2. Fragoso M, Kawrakow I, Faddegon BA, Solberg TD, Chetty IJ. Fast, accurate photon beam accelerator modeling using BEAMnrc: A systematic investigation of efficiency enhancing methods and cross-section data. *Med Phys.* 2009 November; 36(12):5451-66
3. Kawrakow I, Walters BRB Efficient photon beam dose calculations using DOSXYZnrc with BEAMnrc. *Med Phys.* 2006 July; 33(8): 3046-56
4. Constantin M, Constantin DE, Keall PJ, Narula A, Svatos M, Perl J. Linking computer-aided desing (CAD) to

Geant4-based Monte Carlo simulations for precise implementation of complex treatment head geometries. *Phys Med Biol.* 2010 March; 55: N211-20

5. S Jan, D Benoit, E Becheva, T Carlier³, F Cassol, P Descourt, T Frisson, L Grevillot, L Guigues, L Maigne, C Morel, Y Perrot, N Rehfeld, D Sarrut, D R Schaart, S Stute, U Pietrzyk, D Visvikis, N Zahra and I Buvat. GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. *Phys Med Biol.* 2011 February; 56(4): 881-901

6. Arce P, Rato P, Cañadas M, Lagares JI. GAMOS: A Geant4-based easy and flexible framework for nuclear medicine applications. *Nuclear Science Symposia Conference Records.* 2008 October 00-00; Germany. P. 3162-68

7. Perl J, Shin J, Shümann J, Faddegon B, Paganetti H. TOPAS: An innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. *Med Phys.* 2012 October; 39 (11): 6818-37

8. Wang LLW, Bedar S. Study of the response of plastic scintillation detectors in small-field 6 MV photon beams by Monte Carlo simulations. *Med Phys.* 2011 February; 38 (3): 1596-99

9. Sheikh-Bagheri D, Rogers DWO. Sensivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters. *Med Phys.* 2002 February; 29(3):379-90

10. Kawrakow I, Fippel M. Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Phys Med Biol.* 1999 November; 45: 2163-83

11. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. International Agency Energy Atomic. Vienna 2000.

Contacto para correspondencia:

Autor: Eduardo Moreno Barbosa

Institución: Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.

País: México

Correo electrónico: emoreno@fcfm.buap.mx