

Document downloaded from:

<http://hdl.handle.net/10251/71926>

This paper must be cited as:

Juste Vidal, B.J.; Miró Herrero, R.; Abella Aranda, V.; Santos Serra, A.; Verdú Martín, G.J. (2014). Uso de detectores MOSFET para verificar y validar el tratamiento de radiación Monte Carlo en un maniquí antropomórfico. Sociedad Nuclear Española. <http://hdl.handle.net/10251/71926>.



The final publication is available at

<http://www.reunionanualsne.es/doc/40/ponencias/tecnicas/MEDICINA/31/31-01.pdf>

Copyright Sociedad Nuclear Española

Additional Information

Uso de detectores MOSFET para verificar y validar el tratamiento de radiación Monte Carlo en un maniquí antropomórfico

Belén Juste¹, R. Miró¹, V. Abella¹, A. Santos², Gumersindo Verdú¹

¹ISIRYM, Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental. Universitat Politècnica de València

²Servicio de Radiofísica. Hospital Provincial de Castelló
bejusvi@iqn.upv.es, rmiro@iqn.upv.es, gverdu@iqn.upv.es

Palabras clave: Simulación Monte Carlo, MCNP, Mosfet, planificación de tratamientos en radioterapia.

Resumen

Los tratamientos de radioterapia planificados mediante simulación Monte Carlo proveen un cálculo de dosis muy preciso en comparación a los sistemas deterministas. En el presente trabajo, hemos utilizado el MCNP6 (código Monte Carlo de transporte de partículas) para simular la irradiación de un maniquí antropomórfico (RANDO phantom) con un acelerador lineal médico y se ha validado con medidas experimentales tomadas en el interior del maniquí mediante dosímetros MOSFET. El modelo detallado de la *Elekta Precise* con colimador multiláminas utilizando un haz de fotones de 6 MeV fue diseñado y validado por medio de curvas de dosis en profundidad en cuba de agua para haces de diferentes tamaños y formas en los trabajos anteriores.

Este estudio incluye en la simulación de la geometría el maniquí RANDO. Para ello, un conjunto de imágenes de tomografía computerizada (CT) del maniquí fue formateado introduciendo las *slices* en el software PLUNC. El programa PLUNC realiza la segmentación mediante la definición de las estructuras anatómicas y un algoritmo de Matlab escribe la información del maniquí en formato de entrada para MCNP6. La simulación ha sido verificada y validada a través de la comparación de mediciones de dosímetros MOSFET de alta sensibilidad (*Best medical Canada*) en diferentes puntos dentro del maniquí con los resultados de la simulación. Los MOSFET *Wireless* utilizados proporcionan la estimación de dosis en volumen extremadamente finos, por lo que la validación llevada a cabo es muy precisa.

La comparación muestra buena concordancia entre las mediciones de los MOSFET y los cálculos Monte Carlo, confirmando la validez del procedimiento desarrollado para incluir pacientes vía CT en simulaciones y aprobar el uso de simulaciones Monte Carlo como sistema preciso para planificación de tratamientos.

1. INTRODUCCIÓN

Los MOSFETS (del inglés, *Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) son cada vez más utilizados en la radioterapia. Este dispositivo electrónico se utiliza normalmente para dosimetría in vivo con objeto de confirmar la dosis entregada a la piel de los pacientes sometidos a radioterapia. En este trabajo, sin embargo, se ha utilizado un conjunto de MOSFETs para validar la planificación de radioterapia obtenida por simulación Monte Carlo.

Los sistemas de planificación de tratamiento de radioterapia permiten estimar la dosis absorbida por un paciente en una sesión de radioterapia, con la finalidad de irradiar los tumores con la dosis

estrictamente necesaria. La simulación Monte Carlo (MC) es un método útil de investigar el transporte de electrones y fotones en aceleradores lineales de radioterapia.

Las técnicas de simulación Monte Carlo en la actualidad se están convirtiendo en una importante herramienta para el cálculo de dosis a pacientes en sistemas de planificación de tratamientos de radioterapia. Se ha demostrado que las técnicas MC proporcionan un cálculo de dosis más preciso en comparación con los sistemas de planificación de tratamiento 'convencional', con la única limitación del tiempo de cálculo [1].

Hemos utilizado la distribución de dosis medida por MOSFETS para validar la dosis calculada por medio de MCNP6 (código de Monte Carlo N-Particle transporte) [2] utilizando el maniquí RANDO [3] como el modelo del paciente y del colimador multiláminas del acelerador lineal (linac) *Elekta Precise* como la fuente de irradiación.

El objetivo principal de este trabajo es comparar los resultados obtenidos en medidas experimentales y los obtenidos mediante la aplicación de la simulación con MCNP6.

En este contexto, el maniquí dosimétrico antropomorfo RANDO permite estimar mapas detallados de la distribución de dosis, con una composición básica de materiales del cuerpo. Está construido con un esqueleto humano natural que se sitúa dentro de un tejido que simula el material del tejido blando y del pulmón. Permite evaluar las influencias de heterogeneidades en los algoritmos de cálculo de dosis.

2. Modelo Monte Carlo

2.1. Modelo del maniquí RANDO

El maniquí masculino de RANDO®, proporcionado por la Fundació Hospital Provincial de Castellón, fue utilizado en este trabajo. Está desarrollado con tres materiales diferentes con objeto de superar las desventajas de la falta de uniformidad de materiales, tamaño y forma. Unas fotografías del maniquí utilizado pueden verse en la figura 1.



Figura 1. Maniquí masculino RANDO.

El maniquí masculino RANDO® Phantom no tiene brazos ni piernas, y la parte utilizada en este trabajo corresponde a la cabeza. Está construida con un esqueleto humano natural que está incrustado dentro de un material que simula el tejido blando. Así, dos materiales diferentes componen la cabeza del maniquí: el material de tejido blando (0.997 g/cm^3), diseñado para tener la misma absorción en los niveles de exposición normal de radioterapia que los tejidos blandos humanos y el esqueleto ($1,61 \text{ g/cm}^3$). Un conjunto de imágenes de tomografía computerizada del maniquí se han obtenido con una resolución de imagen de 512×512 píxeles y 16 bits por píxel, separadas $0,5 \text{ cm}$ una de la otra.

Este conjunto de imágenes se ha segmentado con el programa PLUNC [4] para obtener dos diferentes estructuras anatómicas, el tejido blando y el esqueleto. Una vez realizada la segmentación, un programa en Matlab lee la información del maniquí y lo escribe en el formato de entrada de input MCNP6, teniendo en cuenta el tamaño del maniquí segmentado y la posición donde el haz está enfocado. La tarjeta lattice de MCNP6 se utiliza para representar la geometría de voxeles, reduciendo el tiempo de cálculo alrededor de 6 veces [5]. El modelo tridimensional voxelizado del maniquí en MCNP6 puede observarse en la figura 2 con el programa de visualización Sabrina.

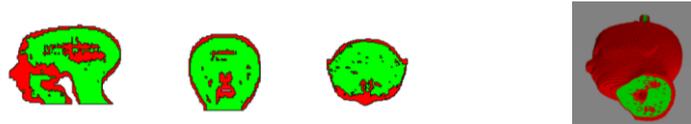


Figura 2. Voxelización del maniquí RANDO, visualización con el software Sabrina.

La Figura 3 compara la segmentación realizada con el PLUNC y la exportada al MCNP.

	Slice 3	Slice 5	Slice 6	Slice 12	Slice 24	Slice 36	Slice 48
Mcnp CT modellization							
CT							

Figura 3. Segmentación del maniquí RANDO.

2.2. Modelo del acelerador multiláminas y simulación con MCNP

El modelo MCNP6 del *Elekta Precise* fue validado previamente a 6 MeV.

El espectro de energía de fotones utilizado se obtuvo utilizando una metodología de reconstrucción basada en métodos de deconvolución a partir de curvas de dosis en profundidad en agua. Para validar los espectros reconstruidos, se realizó una simulación Monte Carlo completa para generar la curva de la dosis en profundidad en una cuba de agua utilizando los espectros reconstruidos como fuente de entrada.

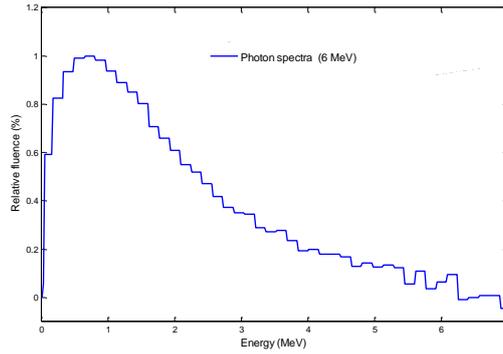


Figura 4. Espectro de fotones de 6 MeV utilizado en la simulación..

Las curvas de dosis en profundidad generadas con este espectro han sido comparadas con los datos de dosis experimentales medidos en el hospital, mostrando una diferencia media cuadrática inferior a 1% (Figura 5).

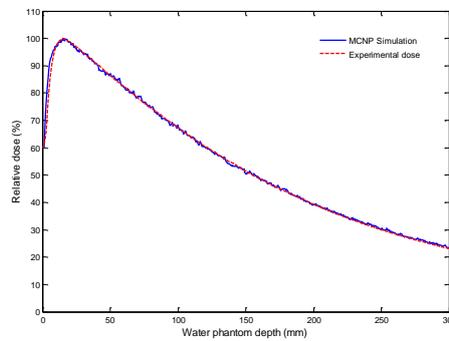


Figura 5. Curva de dosis en profundidad con el espectro de fotones de 6 MeV.

El modelo del cabezal del Linac incluye los componentes principales del acelerador MLC (MultiLeaf Collimator). Los cálculos de dosis con este modelo consisten en haces colimados mediante un gran número de pequeñas láminas. Dado que estos cálculos son muy sensibles a la estructura detallada del colimador multiláminas, las 80 láminas del Elekta Precise se han implementado en un modelo geométrico avanzado, como se muestra en la figura 6.

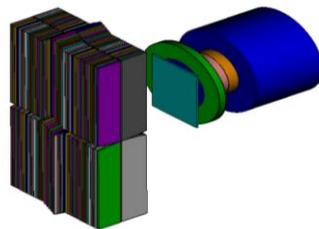


Figura 6. Modelo MCNP del cabezal del Linac incluyendo el colimador multiláminas.

Para reducir el tiempo de cálculo, las simulaciones se realizaron mediante la división de los cálculos en dos partes. La primera parte corresponde a la simulación del haz de radiación desde la fuente hasta un plano definido perpendicular al eje de simetría del haz y situado a la salida de las mordazas. En el fichero de salida generado, denominado espacio de fases, se almacenan los

siguientes parámetros para cada partícula: tipo de partícula, energía, posición, dirección, peso estadístico y parámetros adicionales para controlar el número total de historias primarias que fueron simuladas para calcular la incertidumbre estadística de los resultados.

El número total de partículas almacenadas en el espacio de fases generado oscila entre los 5 millones para la simulación del acelerador lineal.

Estos archivos almacenan información de las partículas, con lo que, pueden utilizarse en nuevas simulaciones cambiando el ángulo de gantry reduciendo significativamente el tiempo de cálculo.

La precisión de los resultados obtenidos en la simulación es altamente dependiente de la fidelidad del modelo de simulación Monte Carlo, incluyendo la física, propiedades de los materiales, especificaciones de geometría, características de la fuente, técnicas de reducción de la varianza, descripción del detector y el conjunto del número de partículas. El transporte de radiación sigue las historias de los fotones, electrones y neutrones a través de la geometría.

Un tratamiento detallado de la física de los fotones, incluyendo efecto fotoeléctrico con producción de fluorescencia, dispersión incoherente y coherente y producción de pares, ha sido considerado en el rango entre 0.001 y 7 MeV de energía. El corte de energía de los fotones considerado para este estudio utiliza el valor predeterminado en MCNP, 1 keV, mientras que para los electrones se ha fijado en 100 keV.

El tally de recuento FMESH se utiliza para definir una malla superpuesta sobre la geometría del problema. Añadiendo los factores de conversión de fotones, electrones y neutrones, esta tarjeta calcula la dosis promediada sobre cada celda de malla, que en nuestro caso corresponde a cada voxel del maniquí. Al final, obtenemos los mapas de distribución de dosis dentro del maniquí [6,7].

La simulación utilizada para este trabajo corresponde a un cuadrado de 20 x 20 cm con una distancia SSD de 100 cm.

3. Medidas Experimentales

Los detectores MOSFET fueron colocados dentro del maniquí. Cada uno de ellos fue situado en 6 diferentes cavidades del maniquí, con el fin de registrar el mapa tridimensional de dosis en 30 puntos en diferentes posiciones dentro de la cabeza del RANDO phantom.

Se utilizó la unidad de radioterapia Elekta Precise a 200 UM, con un SSD de 100 cm y la rotación del gantry era 270°. Usamos un tamaño de campo de 20 x 20 cm con el fin de cubrir la irradiación de los 5 mosfet.

La figura 7 muestra dos fotografías de la instalación experimental donde los mosfets fueron irradiados.



Figura 7. Fotografías de la instalación experimental.

En este trabajo se utilizó un lector mobileMOSFET comercializado por Best Medical [8]. El sistema consta de un conjunto de cinco MOSFETS modelo TN - 502RD-H, un Software de verificación de monitoreo remoto de dosis, con un BlueTooth™ Wireless receptor y un pequeño módulo lector que actúa como un canal entre el MOSFET y el software que permite al usuario registro la dosis.

La figura 8 representa las medidas registradas por los mosfets con su valor relativo, según la dosis máxima registrada.

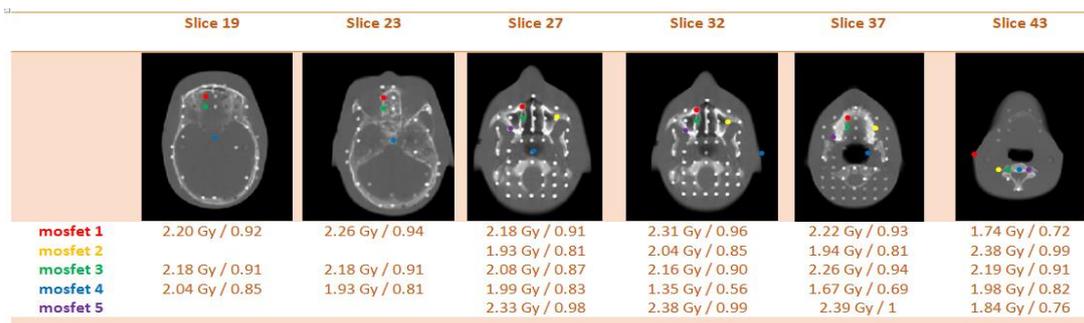


Figura 8. Medidas de los Mosfets con su valor relativo asociado según la máxima dosis registrada

4. Resultados

Las figuras siguientes presentan los cálculos MCNP de dosis relativa. Todos los valores de dosis se normalizan para que el 100% de la dosis se entrega en el punto máximo.

La figura 9 muestra la distribución de dosis relativa calculada por MCNP, con la corrección de homogeneidad establecida teniendo en cuenta la densidad de las estructuras segmentadas. Esta tabla presenta cálculos MCNP en dosis relativa. Todos los valores de dosis se normalizan a la dosis máxima registrada.

En la simulación MCNP, el haz es centrado y enfocado al origen de ejes, coincidiendo con las coordenadas de las medidas experimentales.

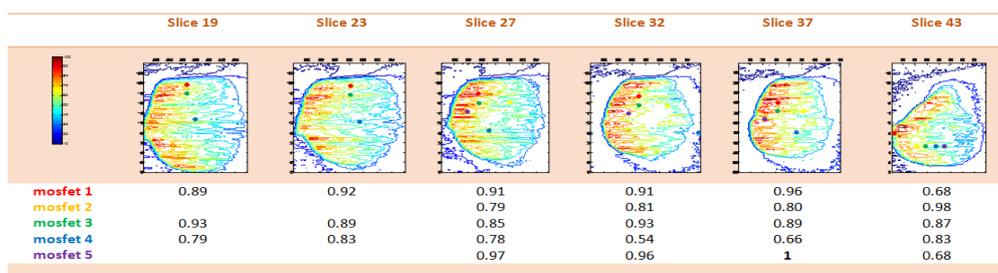


Figura 9. Valores de dosis relative calculada con MCNP

La figura 10 muestra la diferencia porcentual entre los datos obtenidos con Monte Carlo y los medidos con Mosfet en el mismo punto.

	Slice 19	Slice 23	Slice 27	Slice 32	Slice 37	Slice 43
Mosfet 1	3.2%	2.1%	0%	5.2%	3.2%	5.5%
Mosfet 2			2.4%	4.7%	1.23%	1.01%
Mosfet 3	2.1%	2.2%	2.3%	3.3%	5.3%	4.4%
Mosfet 4	7%	2.4%	6%	3.6%	4.34%	1.2%
Mosfet 5			1%	3%	0	10.5%

Figura 10. Diferencia porcentual entre los datos obtenidos con Monte Carlo y los medidos con Mosfet.

Se observa que ambas distribuciones de dosis relativa (medidas y simuladas) siguen un patrón muy similar, estando todos los datos comparados siempre por debajo del 6% de diferencia, excepto dos puntos.

5. CONCLUSIONES

Este trabajo ofrece una metodología válida para cálculos precisos de Monte Carlo durante los planes de tratamiento de radiación. La simulación Monte Carlo tarda aproximadamente 285 minutos trabajando con una CPU multiprocesador y utilizando 16 procesadores cada vez.

Esto aún hace la metodología inviable para los planes de tratamiento reales, aunque conforme los códigos de transporte y las tecnologías informáticas sigan desarrollándose, el tiempo de computación se convertirá cada vez más en algo asequible. El desarrollo de la tecnología, así como más investigaciones en este campo apuntan a la aplicación de las técnicas de Monte Carlo en sistemas de planificación de tratamiento en los cálculos de dosis a pacientes con tiempos computacionales realistas.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a la Fundación Hospital Provincial de Castellón (España) su apoyo para realizar este trabajo.

Referencias

- [1] I. J. Chetty, B. Curran, J. E. Cygler, J. J. DeMarco, G. Ezzell, B. A. Faddegon, I. Kawrakow, P. J. Keall, H. Liu, C. M. C. Ma, D. W. O. Rogers, J. Seuntjens, D. Bagheri, J. V. Siebers, "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.* 34 [12], 4818-4853 (2007).
- [2] Monte Carlo team, "MCNP6TM – User's manual, Version 1.0", Los Alamos National Laboratory, LA-CP-13-00634, May 2013.
- [3] S. W. Alderson, L. H. Lanzl, M. Rollins, J. Spira, "An Instrumented Phantom System for Analog Computation of Treatment Plans", *The Am. Jour. of Roentgenology, Radium Ther. and Nucl. Med.* 87 [1], 185, (1962).
- [4] Department of Radiation Oncology at the University of North Carolina at Chapel Hill, <http://planunc.radonc.unc.edu/>
- [5] V. Abella, R. Miró, B. Juste, G. Verdú, "Comparison of two different Methods for describing the Geometry of a Voxelized Anthropomorphic Phantom in Radiotherapy Treatment Plans", *Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress 2009*, Munich, Germany, September 7-12, (2009).
- [6] V. Abella, R. Miro, B. Juste, A. Santos, G. Verdu, "Monte Carlo model of the female RANDO phantom irradiation with an Elekta Precise linear accelerator", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 619, 230-233, (2010)
- [7] V. Abella, R. Miro, B. Juste, G. Verdu. Comparison of MCNP5 dose calculations inside the RANDO phantom irradiated with a MLC LinAc rhombus-shaped photon beam against treatment planning system PLUNC. *Progress in NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY*, Vol. 2, pp.232-236 (2011)
- [8] Best Medical Canada. <http://www.mosfet.ca/>