

Document downloaded from:

<http://hdl.handle.net/10251/71528>

This paper must be cited as:

Juste Vidal, B.J.; Miró Herrero, R.; Campayo Esteban, J.M.; Verdú Martín, G.J.; Díez, S. (2012). Dosis recibida a partir de la generación de fotoneutrones en un maniquí antropomórfico sometido a un tratamiento de radioterapia. Sociedad Nuclear Española. <http://hdl.handle.net/10251/71528>.



The final publication is available at

<http://www.inscripcioneventos.com/577154/docs/577154-407545.pdf>

Copyright Sociedad Nuclear Española

Additional Information

Dosis recibida a partir de la generación de fotoneutrones en un maniquí antropomórfico sometido a un tratamiento de radioterapia.

B. Juste¹, R. Miró¹, V. Abella¹, JM. Campayo², S. Díez², G. Verdú¹,

¹ The Institute for Industrial, Radiophysical and Environmental Safety (ISIRYM),
Universitat Politècnica de València

Camí de Vera, s/n 46022, Valencia, Spain

² Hospital Clínic Universitari de València, Avda. Blasco Ibáñez, 17. Valencia. 46010, Spain

E-mail: bejusvi@iqn.upv.es

Abstract. Normalmente, los sistemas de planificación de tratamientos en radioterapia no tienen en cuenta las posibles dosis recibidas por los pacientes debido a la contribución de neutrones inducida por los haces de fotones de alta energía. Esta información es especialmente importante para estimar posibles riesgos para la salud, incluida la posibilidad de desarrollar cánceres secundarios.

El análisis de la dosis generada por los neutrones permitiría una optimización de los tratamientos del paciente, mejorando la temporización, secuenciación de tratamientos y evitando sobredosis.

Las ventajas de utilizar las simulaciones Monte Carlo en este estudio se centran en que se trata de una metodología especialmente adecuada para estudiar todas las interacciones que contribuyen a la dosis del cuerpo de los pacientes modelados, incluida la producción de fotoneutrones, proporcionando una herramienta versátil y fiable para el estudio del transporte de partículas.

Este trabajo ha desarrollado una simulación completa con MCNPX [1] para estudiar las distribuciones de dosis generadas en un maniquí por un haz de fotones emitido por un acelerador lineal con colimador multiláminas (*Elekta Precise*). Los puntos de cálculo de dosis se localizan en la cabeza y torso del maniquí *RANDO PHANTOM*.

El modelo de simulación del acelerador lineal fue previamente validado con medidas experimentales tomadas en el Hospital Clínic Universitari de Valencia.

Los resultados obtenidos reflejan que la dosis recibida debida a la contribución de fotoneutrones, aunque es baja (en torno al 0.5-1% de la máxima dosis) no debe ser despreciada por los sistemas de planificación.

1. Introducción

Los aceleradores lineales médicos de alta energía (Linac) pueden producir radiación de neutrones indeseables [2]. Los neutrones son producidos principalmente por reacciones de resonancia en los materiales de alto número atómico, que constituyen el cabezal del acelerador y los colimadores, cuando la energía del fotón incidente es superior a la energía umbral de la reacción (n, γ). El presente trabajo se centra en el desarrollo del modelo computacional de un Linac utilizando el código de Monte Carlo MCNPX. El modelo incluye los componentes principales del cabezal de irradiación y un maniquí antropomórfico *RANDO* que representa la cabeza del paciente. El modelo se utilizó para calcular la distribución de dosis en el maniquí debido a los neutrones absorbidos.

Para explotar el potencial de código MCNPX en aplicaciones de radioterapia se ha iniciado un proyecto entre ISIRYM ((Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental) y el Hospital Clínic Universitari de València. El objetivo del proyecto es diseñar un conjunto integral de simulaciones MCNPX y recopilar e interpretar datos de estas simulaciones con el fin de evaluar todos los riesgos terapéuticos y de protección radiológica asociados con las sobredosis de neutrones.

Para ser coherente con el objetivo anterior, se han desarrollado simulaciones del cabezal de la unidad *Elekta Precise* emitiendo un haz de fotones de 15 MeV bajo condiciones clínicas. Un ejemplo concreto de estas simulaciones se centra en el tratamiento del cerebro con un haz lateral con un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm. Para ello, el haz de fotones de 15 MeV con las características definidas se establecen en el maniquí *RANDO* y su incidencia desde la superficie de la cabeza hacia el interior es simulada con el código MCNPX.

1. Método y metodología

1.1. Modelo MCNPX del maniquí *Rando*

La física médica ha diseñado maniqués antropomórficos durante muchos años. El maniqué *RANDO*® *Phantom*, proporcionado por el Hospital Clínic Universitari de València, se ha utilizado en este trabajo. Consta de tres materiales diferentes en un esfuerzo por estudiar zonas heterogéneas en cuanto a material, tamaño y forma. En la figura 1 puede verse una fotografía del maniquí.



Figure 1. Cabeza y torso del maniquí *RANDO*.

El maniquí hembra *RANDO® Phantom* representa una figura de 163 cm de altura y 54 kg de peso. No tiene brazos ni piernas, y la parte utilizada en este trabajo corresponde a la cabeza y el cuello. 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 60 imágenes de tomografía computerizada del maniquí se han obtenido con una resolución de imagen de 512×512 píxeles y 16 bits por píxel, separadas 0,4 cm una de la otra.

Este conjunto de imágenes se ha segmentado [3] 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 MCNPX, teniendo en cuenta el tamaño del maniquí segmentado y la posición donde el haz está enfocado. La tarjeta *lattice* de MCNPX se utiliza para representar la geometría de voxeles, reduciendo el tiempo de cálculo alrededor de 6 veces [4]. El modelo tridimensional voxelizado del maniquí en MCNPX puede observarse en la figura 2. El modelo final de la cabeza del maniquí *RANDO* [5] es una estructura *lattice* de 2.441.216 voxels.

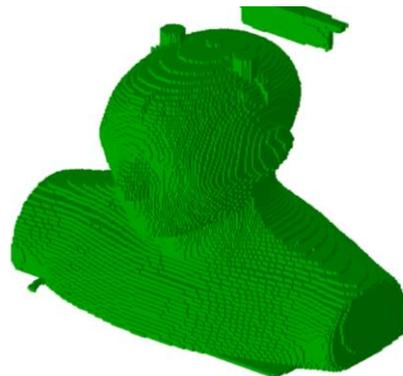


Figure 2. Maniquí RANDO voxelizado, renderizado con el software *Sabrina*.

1.2. Simulación del Acelerador multiláminas

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 3.

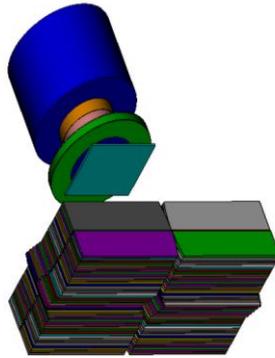


Figure 3. Modelo MCNPX *del cabezal del Linac* incluyendo el colimador multiláminas.

La simulación del modelo validado con tamaños de campo diferentes proporciona una serie de archivos de espacio de fases situado a la salida del último colimador. Este archivo de espacio de fases puede almacenar la información de las partículas, de tal forma que en futuras simulaciones, estos archivos puedan utilizarse cambiando el ángulo de gantry reduciendo significativamente el tiempo de cálculo. La simulación utilizada para este trabajo corresponde al cuadrado 10 x 10 cm a una distancia de 100 cm de la fuente. El archivo del espacio de fases es el punto de partida de 2.555.629 historias independientes, que fueron remuestreadas 100 veces en la simulación de irradiación del paciente.

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.

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, que pueden ser introducidos en PLUNC y pueden compararse con los resultados de la dosis relativa calculada con algoritmos del PLUNC (un software adaptable y extensible para la planificación del tratamientos de radioterapia) [6].

El código MCNP ha sido paralelizado en un HP Proliant DL 580, utilizando el protocolo MPI de paralelización, con 16 procesadores. Además, se ha modificado el código MCNP para permitir geometrías de hasta 2.900.000 voxels con el compilador de Fortran de Intel 12.1, en la máquina de computación Linux. El tiempo de CPU real de simulación final fue 1882 minutos con MCNPX para 1E9 partículas iniciales. Todas las simulaciones se han ejecutado hasta que el error asociado a la simulación fuera inferior al 3%.

Este modelo MCNPX del *Elekta Precise* fue validado previamente a 15 MeV. El espectro de energía de fotones utilizados 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.

La figura 4 muestra el espectro de fotones de 15 MeV reconstruido y utilizado en este trabajo [7].

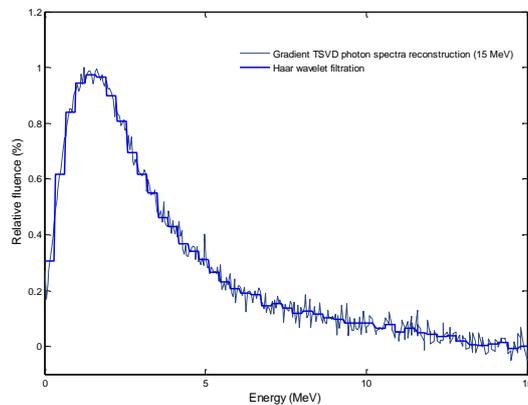


Figure 4. Espectro de fotones de 15 MeV utilizado en la simulación.

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 2% (Figura 5).

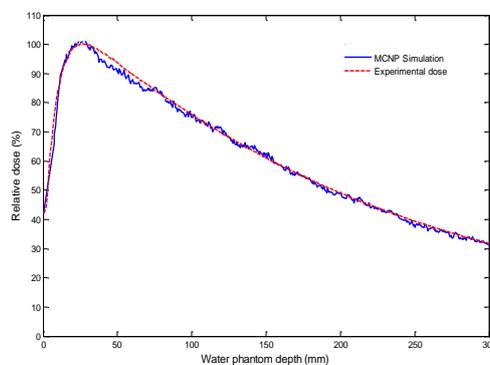


Figure 5. Curva de dosis en profundidad con el espectro de fotones de 15 MeV.

2. Resultados

En este trabajo se han calculado las dosis en la cabeza y el torso debidas a la contribución de fotones y electrones, así como aquellas generadas por las reacciones fotonucleares. Esto se ha hecho para las regiones expuestas directamente al haz principal de fotones y también para las regiones que estaban a cierta distancia de las trayectorias del haz principal. Se ha calculado la

fracción de la dosis de neutrones con respecto a la dosis de fotones y electrones, a partir de las partículas que se originan en las interacciones en la cabeza humana (cerebro y el cráneo). Según el informe de NCRP 116 [8], el factor de ponderación de la radiación W_R para los neutrones que van desde 5 hasta 20 MeV son importantes y es por ello que se espera una dosis equivalente significativa.

La figura 6 muestra la dosis absorbida relativa (datos en porcentaje %) en el plano central de la cabeza del maniquí RANDO generado por la contribución de fotones y electrones. Por otro lado la figura 7 representa la distribución de dosis absorbida generada por la contribución de fotoneutrones y en relación con la máxima dosis absorbida total. Como se aprecia en esta figura, la parte tratada de la cabeza está recibiendo por la contribución de fotoneutrones una dosis extra que oscila entre 0,5 a 0.05 por ciento de la dosis total.

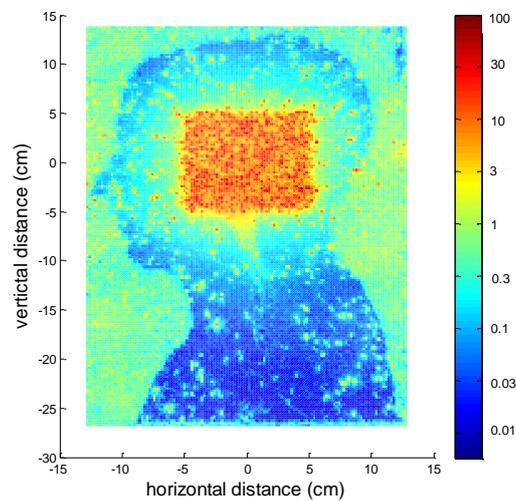


Figure 6. Distribución de dosis absorbida (y equivalente) relativa (%) en el plano central de la cabeza RANDO generada por la contribución de fotones y electrones.

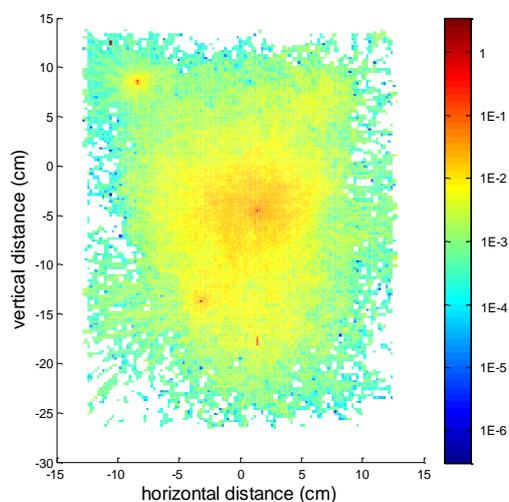


Figure 7. Distribución de dosis absorbida relativa (%) en el plano central de la cabeza RANDO generada por la contribución de fotoneutrones.

Estos cálculos, realizados para una instalación de tratamiento operacional, muestran que en el transcurso de un tratamiento típico la contribución de neutrones (ronda el 0,5% de la dosis absorbida total) no es despreciable y podría representar un riesgo final para los tejidos sanos circundantes. Considerando que en un tratamiento normal, un paciente podría recibir más de 60 Gy, el equivalente de dosis de fotoneutrones (teniendo en cuenta su correspondiente ponderación de factores de 5 a 20 MeV) podría alcanzar 6 Sv. Esta cantidad debe ser considerada por los sistemas de planificación de radioterapia.

References

- [1] Monte Carlo Team, “MCNPX User’s Manual”, LA_CP_05-0369, Los Alamos National Laboratory, (2005).
- [2] Council on Radiological Protection and Measurements (NCRP). Neutron Contamination from Medical Accelerators (NCRP Report 79). Bethesda (MD). 1984.
- [3] V. Abella, R. Miró, B. Juste, Monte Carlo model of the female RANDO phantom irradiation with an Elekta Precise linear accelerator. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Volume 619, Issues 1–3, Pages 230–233, July 2010,
- [4] 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).
- [5] 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).
- [6] PLUNC, an adaptable and extensible software system for radiation treatment planning. <http://planunc.radonc.unc.edu/>

- [7] Juste B, Miro R, Verdu G, Diez S, Campayo JM. 6 and 15 MeV photon spectra reconstruction using an unfolding depth dose gradient methodology. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2011 Aug;2011:129-32.
- [8] NCRP (1993). National Council on Radiation Protection and Measurements. Limitation of Exposure to Ionizing Radiation, NCRP Report No. 116 (National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland).