

# Simulación MCNP de la contribución a la dosis de los fotoneutrones generados en un linac con colimador multiláminas

Belén JUSTE<sup>1</sup>, Rafael MIRÓ<sup>1</sup>, Gumersindo VERDÚ<sup>1</sup>, Sergio DÍEZ<sup>2</sup> and Juan Manuel CAMPAYO<sup>2</sup>

<sup>1</sup> *Instituto de Seguridad Industrial Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM),  
Universitat Politècnica de València, Camí de Vera s/n 46022 Valencia, España*

<sup>2</sup> *Hospital Clínic Universitari de València, Avda. Blasco Ibáñez, 17. 46010, València. España*

Los haces de fotones Bremsstrahlung emitidos por aceleradores lineales médicos (linac) son la metodología más utilizada para los tratamientos de radioterapia, especialmente en los pacientes que padecen determinados tipos de cáncer.

Se ha demostrado que si el espectro de fotones de energía emitido por el *linac* supera los 10 MeV, el paciente recibe una dosis superior a la planificada debido a la producción de fotoneutrones en el colimador del cabezal del acelerador.

En los últimos años, se han incluido en los tratamientos nuevas técnicas más sofisticadas, tales como los colimadores multiláminas, que permiten una mejor definición del volumen destino a irradiar.

En estos casos es esencial evaluar la dosis de fotoneutrones producida después de la excitación de los materiales de alto número atómico (principalmente tungsteno y plomo) que constituyen las hojas del colimador, a fin de optimizar el tratamiento de radioterapia.

La metodología de simulación Monte Carlo se ha utilizado para calcular la contribución a la dosis por los fotoneutrones que se derivan del sistema de colimador multiláminas durante los tratamientos de radioterapia con haces de fotones energéticos.

La simulación se ha realizado mediante el código MCNP5.

Los resultados que se presentan en este trabajo corresponden a la instalación del Hospital Clínic Universitario de Valencia (España), utilizando un espectro de fotones de 15 MeV emitido por la unidad *Elekta Precise*, utilizando una variedad de configuraciones diferentes de colimación.

## 1. INTRODUCTION

Los tratamientos de radioterapia actualmente utilizan formas de campo definidas por sistemas de colimación multiláminas (MLC, del inglés *Multileaf collimator systems*) y esta técnica se aplica comúnmente a los tratamientos que utilizan haces de fotones *Bremsstrahlung* con espectros de energía superior a 10 MeV. En estos casos, los neutrones son producidos por reacciones fotonucleares cuando la energía de los fotones incidentes es superior a la energía umbral de la reacción ( $\gamma, n$ ).

El umbral depende el número atómico del destino: para número atómico altos es alrededor de 8 MeV mientras que para números atómicos bajos el umbral es superior, por ejemplo 16 MeV para el oxígeno.

*Elekta Precise* es capaz de ofrecer dos haces de tratamiento a diferentes energías, 6 y 15 MeV. Aunque la primera de ellas es útil en el tratamiento de diferentes tumores (tumores de cabeza y cuello), este haz de fotones de baja energía es menor que la energía de umbral ( $\gamma$ , n), con lo que no será estudiada en este trabajo.

Los linac con haces de energías de fotones en el rango de 15 a 25 MeV pueden producir neutrones rápidos indeseados, tanto en el cabezal del acelerador como en el cuerpo del paciente, que dan una contribución a la dosis total que no es despreciable y es indeseable.

Puesto que las técnicas MLC dan una definición más precisa de los volúmenes de tratamiento, la dosis gamma para el tumor puede ser incrementada para mejorar la eficacia del tratamiento. Sin embargo, el hecho de aumentar el número de unidades de monitor (MU) en un tratamiento también aumentará la dosis de neutrones secundaria y si la terapia busca ser optimizada, esta cantidad debería ser cuantificada.

Por otro lado, las mediciones experimentales de la contribución de dosis de neutrones al paciente es difícil debido a la alta fluencia de fotones con respecto a los neutrones y la naturaleza pulsada del haz, que provoca la saturación de los detectores de radiación y problemas de ruido. Por lo tanto, en este trabajo, el campo de neutrones se ha calculado mediante la técnica de Monte Carlo.

Para ello, hemos utilizado el código de Monte Carlo MCNP5 [1], que es ampliamente utilizado para la simulación de transporte de fotones, electrones y neutrones. El modelo desarrollado en MCNP5 es capaz de simular un modelo detallado de la geometría y los materiales de las instalaciones de tratamiento del *Elekta Precise*.

Los cálculos se presentan para un haz de fotones de 15 MeV generado en las instalaciones del Hospital Clínic Universitari de València estableciendo una configuración de colimación MLC cuadrada de 10 cm x 10 cm.

## 2. METODOS E MATERIALES

### 2.1. Teoría

Si un haz de electrones de alta energía pierde su energía por desaceleración durante su transporte a través de la materia, se libera un haz de fotones con un espectro continuo de energía.

En un Linac, cuando los electrones de alta energía chocan con el objetivo situado en el cabezal de la unidad, se desacelerarán por el campo de coulomb del núcleo del átomo del blanco y perderán así su energía.

Parte de la energía perdida por los electrones generan los rayos X Bremsstrahlung, que toma la forma de espectro continuo cuya energía máxima es tan alta como el de haz de electrones incidentes.

Las reacciones fotonucleares se producen cuando el haz de fotones de alta energía interactúa con la materia. Los fotoneutrones se generan como consecuencia de las reacciones fotonucleares. Si la energía del haz incidente del fotón supera la energía umbral requerida para la reacción, reacción fotonuclear, esta tendrá lugar. El valor energético umbral es una característica inherente de todos los nucleidos. La Tabla 1 presenta los valores de la diferente energía umbral para los componentes de Tungsteno del cabezal de la unidad de radioterapia.

**Tabla 1. Umbral de energía para la generación de Fotoneutrones**

Componentes del cabezal	Nucleido	Abundancia (%)	Energía umbral (MeV)
Blanco Colimador primario Mordazas MLC	74-W-180	0.1	8.5
	74-W-182	26.3	8.1
	74-W-183	14.3	6.2
	74-W-184	20.6	7.4
	74-W-186	28.6	7.2

Las secciones eficaces de las interacciones de neutrones son función de su energía. Los neutrones rápidos pierden su energía a través de una serie de dispersiones en la materia. En general, la probabilidad de captura de neutrones en un núcleo es mayor a medida que los neutrones rápidos pasan por deceleraciones.

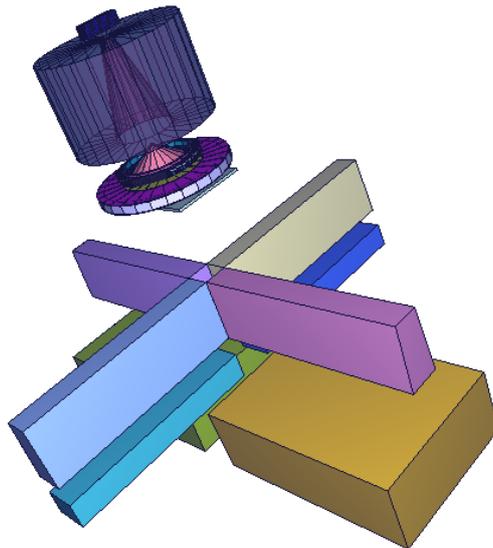
La transferencia de energía debido a la dispersión elástica es relativamente pequeña, porque la energía cinética de los neutrones lentos también es relativamente pequeña.

Además, los neutrones son muy perjudiciales para los tejidos y su factor de ponderación de la radiación ( $w_R = 20$  entre 100 KeV y 2 MeV y  $w_R = 10$  entre 2 MeV y 20 MeV) es máxima en los cálculos de dosis equivalente y dosis efectiva.

## 2.2. Simulación Monte Carlo

### 2.2.1. Modelo geométrico MCNP

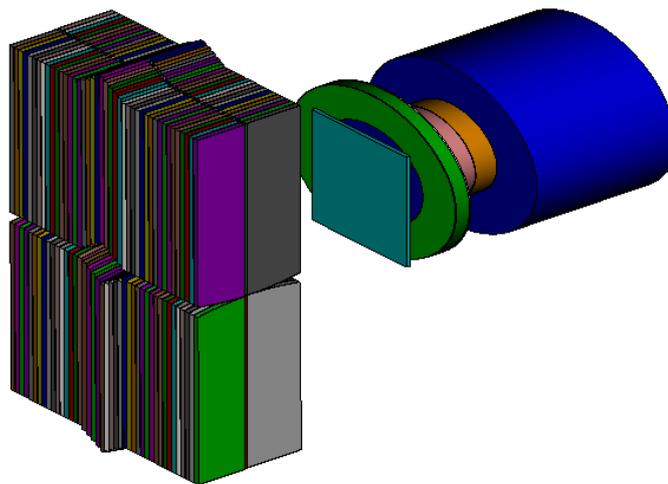
El presente estudio se centra en un haz de fotones de 15 MV emitido por una unidad de radioterapia *Elekta Precise* instalado en el Hospital Universitari Clínic de València y que está equipado con un colimador de fotones de mordazas ajustables, así como un MLC. La geometría del acelerador se ha simulado con precisión tal y como se muestra en la figura 1.



**Figura 1. Modelo del cabezal del linac incluyendo el colimador MLC.**

El cabezal del linac *Elekta Precise* se modeliza en detalle de acuerdo a las especificaciones del fabricante. Se compone de elementos detallados en el documento del fabricante y cada elemento se asume que tiene la abundancia natural típica de los diferentes nucleidos (Tabla 1).

El modelo del cabezal de la unidad del linac incluye la mayor parte de los componentes principales del cabezal multiláminas. Los cálculos de dosis con este modelo incluyen haces colimados con un gran número de pequeñas láminas. Dado que estos cálculos son muy sensibles a la estructura detallada del colimador multiláminas, el modelo detallado de las 80 láminas del *Elekta Precise* fue implementado en un modelo geométrica, como se muestra en la Figura 2.



**Figura 2. Modelo geométrico de las estructura multiláminas.**

La simulación del modelo validado proporciona un archivo de espacio de fases que almacena la información de las partículas para que en las futuras simulaciones, estos archivos de origen puedan ser utilizados como fuente para poder cambiar la posición, cuando sea necesario, según el ángulo del pórtilo, mesa y colimador, y se reduzca considerablemente el tiempo de computación. La simulación utilizada para este trabajo corresponde a un campo cuadrado de 10 cm x 10 cm y localizado a 100 cm de la fuente.

La distribución de los fotoneutrones de energía y las dosis equivalentes ambientales, se han calculado en el plano del paciente a 10 cm de distancia del isocentro del campo de fotones. Para los cálculos descritos en este documento, los fotones responsables de la producción de neutrones se originan en eventos Bremsstrahlung después de que el haz de electrones choque en el blanco. Para los fotones incidentes de máxima energía (15 MeV) considerados en este estudio, se incluyen sólo las reacciones que tienen una energía umbral por debajo de 15 MeV.

En este trabajo se ha utilizado el registro FMESH4, que permite registrar la dosis en una celda en unidades de MeV por partículas emitidas. La dosis se normaliza luego al máximo para representar las curvas de dosis de profundidad.

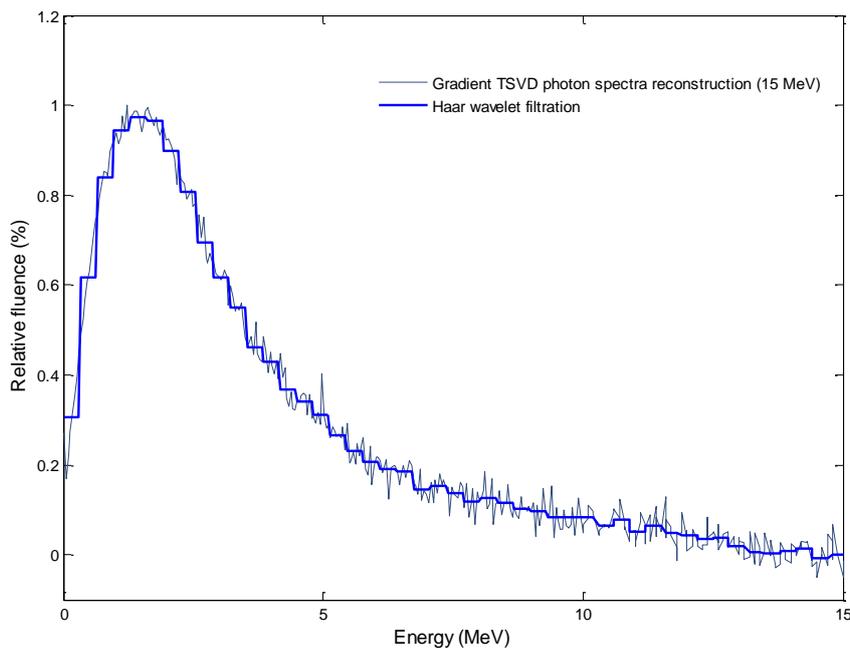
### 2.2.2. Espectro de fotones

Para realizar cálculos de dosis precisas en la planificación de tratamiento de radioterapia es esencial un conocimiento exacto de la distribución espectral emitida por el linac.

Hemos reconstruido el espectro de fotones emitido por el linac a partir de distribuciones de dosis en profundidad medidas en una cuba de agua. Dado que el problema de la reconstrucción es una función de transporte de radiación inversa que está mal condicionada y su solución puede ser inestable debido a las pequeñas perturbaciones en los datos de entrada, hemos desarrollado un método de reconstrucción espectral más estable que puede utilizarse para proporcionar una confirmación independiente de los modelos de origen para un equipo sin ningún conocimiento previo de la distribución espectral [2].

Esta técnica se basa en la medición de la curva de dosis de profundidad en una cuba de agua y la aplicación de un método de deconvolución a las curvas de gradiente de dosis en profundidad generadas por Monte Carlo simulando haces mono energéticos consecutivos. Trabajos anteriores [3] muestran la reconstrucción de un haz de fotones de 6 y 15 MeV emitido por la unidad de radioterapia de *Elekta Precise* mediante la técnica de gradientes.

La figura 3 muestra el espectro de fotones de 15 MeV reconstruido por esta metodología y filtrado mediante herramientas de Wavelets (Filtro *Haar* de tercer nivel).



**Figura 3. Espectro de 15 MeV reconstruido con la metodología de gradientes.**

### 2.3. Procedimiento experimental

Las medidas de las curvas de dosis en profundidad han sido obtenidas en una unidad de radioterapia *Elekta Precise* proporcionada por el Hospital Clínic Universitari de Valencia, que también ha proporcionado todas las instalaciones y personal necesario para obtener los datos experimentales.

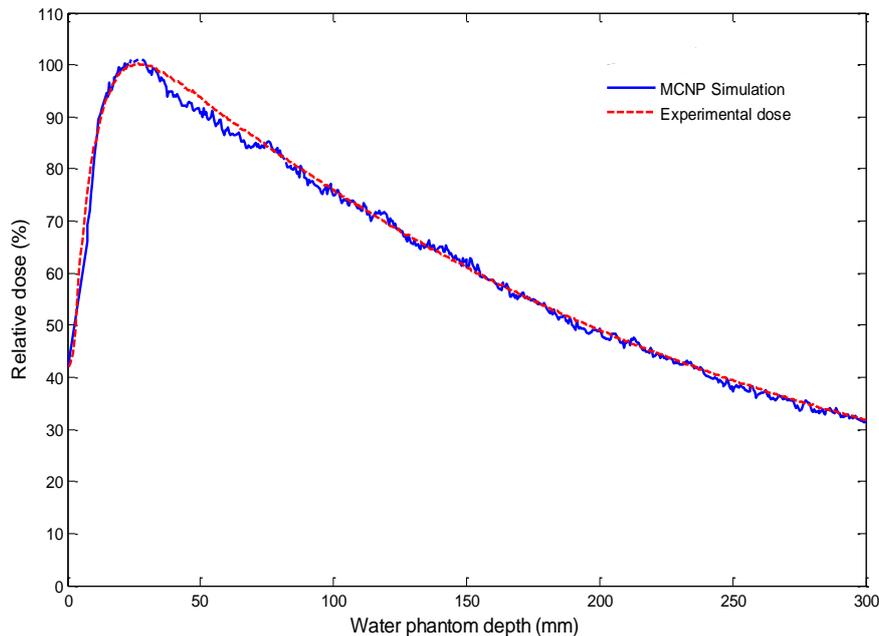
La instalación consta de un cabezal de irradiación *Elekta Precise* que puede emitir un haz de fotones de 15 MeV hacia una cuba de agua. Las mediciones se realizaron con un detector de alta resolución colocado en una guía motorizada dentro de la cuba de lado 50 cm ("RFA-300 agua fantasma"). El detector usado, una cámara ionización de *Scanditronix Wellhofer RK*, es capaz de registrar la contribución de dosis de electrones y fotones. La cuba fue irradiada con un tamaño de campo 10 cm x 10 cm, manteniendo la distancia de la superficie de origen (SSD) igual a 100 cm.

## 3. RESULTADOS

La curva de dosis en profundidad generada con el espectro de 15 MeV reconstruido se comparó con los datos reales experimentales medidos en el hospital, (figura 4), mostrando una diferencia media cuadrática de 3%.

Como puede verse, la simulación da una buena representación de las curvas de dosis en profundidad. Las principales diferencias se encuentran después de la región del Build up

debido a la configuración de la forma de filtro de alta energía colocado al final del colimador principal, que será en el futuro optimizado.

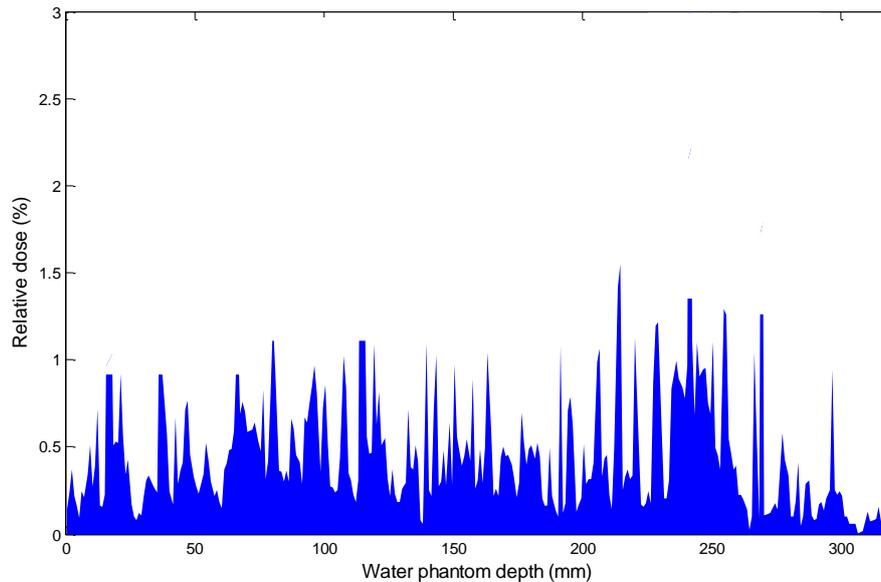


**Figura 4. Curva de dosis en profundidad obtenida con el espectro de fotones de 15 MeV reconstruido.**

Los resultados MCNP son por partícula emitida, los fotones en este caso. De esta manera, para relacionar los datos de simulación a dosis, se ha utilizado los factores de conversión de flujo a dosis extraídos de NIST [4].

Además, utilizando los factores de conversión de flujo de neutrones a dosis, tomados de la ICRP 74 [5], es posible evaluar por separado la dosis de neutrones no deseada en el plano del paciente en las configuraciones del campo fotones, tal y como se muestra en la figura 5. Los factores de conversión son fuertemente dependientes de la energía de neutrones, por lo tanto, debe ser evaluada con precisión a fin de obtener una estimación de la dosis exacta.

Como se muestra en la figura 5, puede verse que la dosis equivalente producida por neutrones y recibida por los pacientes representa alrededor del 1-1.5% de la dosis del tratamiento.



**Figura 5. Curva de dosis en profundidad obtenida con un espectro de fotones de 15 MeV**

#### **4. CONCLUSIONES**

Se ha utilizado el código Monte Carlo MCNP5 para evaluar la dosis de neutrones secundarios que puede esperarse en las instalaciones de radioterapia.

El código incorpora un generador de fotoneutrones y considera la producción de neutrones y el transporte con un modelo realista.

Los resultados actuales, para una instalación de tratamiento operacional de 15 MeV, muestran que en un tratamiento típico, la contribución de neutrones es una cantidad no despreciable y podría representar un riesgo para los pacientes. Según las recomendaciones de EURATOM 97 [6] sobre la radiación al paciente, los programas de terapia deben optimizarse para reducir esas dosis de neutrones secundarios y por esta razón, los cálculos realistas, tal como se presenta aquí, son una cuestión importante.

#### **AGRADECIMIENTOS**

Querríamos agradecer al “Hospital Clínic Universitari de Valencia” toda su ayuda prestada.

#### **REFERENCIAS**

1. X-5 Monte Carlo team, “MCNP – A General Monte Carlo NParticle Transport Code, Version 5”, LA-UR-03-1987, Los Alamos National Laboratory, (2003).

2. B. Juste, R. Miró, G. Verdú, S. Díez, J.M., Campayo. “Bremsstrahlung spectrum reconstruction from gradient depth dose curves obtained in a water phantom”. *Nuclear Technology*. ISSN: 0029-5450, (2011).
3. P. M. Charland, L. D. Paniak, “Enhanced bremsstrahlung spectrum reconstruction from depth-dose gradients”. *Physics in Medicine & Biology*, **Vol. 14**, pp. 3245-3262, (2005)
4. [NIST] Berger M.J., Hubbell J.H., Seltzer S.M., Chang J., *XCOM: Photon Cross Sections Database*. NIST Standard Reference Database: <http://www.nist.gov/physlab/data/xcom/index.cfm>.
5. ICRP Publication 74: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation Annals of the ICRP Volume 26/3.
6. COUNCIL DIRECTIVE 97/43/EURATOM of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure.