

Document downloaded from:

<http://hdl.handle.net/10251/71934>

This paper must be cited as:

Juste Vidal, B.J.; Miró Herrero, R.; Verdú Martín, G.J.; Díez Domingo, S.; Campayo Esteban, J.M. (2014). Procesos de activación neutrónica en el acelerador lineal médico Elekta Precise. Sociedad Nuclear Española. <http://hdl.handle.net/10251/71934>.



The final publication is available at

<https://www.reunionanualsne.es/doc/40/ponencias/tecnicas/MEDICINA/31/31-02.pdf>

Copyright Sociedad Nuclear Española

Additional Information

Procesos de activación neutrónica en el acelerador lineal médico *Elekta Precise*

(1) B. Juste, (1) R. Miró, (1) G. Verdú, (2) S. Díez, (2) J.M. Campayo

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

bejusvi@iqn.upv.es, rmiro@iqn.upv.es, gverdu@iqn.upv.es

(2) Hospital Clínic Universitari de Valencia, Avda. Blasco Ibáñez, 17. 46010, Valencia, España.

Resumen

En radioterapia, los haces de fotones de alta energía producen dosis más bajas en la piel y una menor dosis dispersada en los tejidos sanos circundantes. Sin embargo, cuando se opera por encima de 10 MV los Linacs presentan algunos inconvenientes como son la generación de fotoneutrones y la activación de algunos componentes del acelerador. El lanzamiento y la captura de neutrones producen núcleos radioactivos que pueden irradiar incluso cuando el acelerador no está funcionando. Estas reacciones ocurren principalmente en los materiales más pesados del cabezal del acelerador. Este trabajo ha estudiado los isótopos de activación generados concluyendo que las dosis resultantes que de estos se derivan no son despreciables.

Se ha realizado, para ello, la simulación Monte Carlo de los fotoneutrones generados en el cabezal del Linac Elekta Precise (emitiendo un haz de fotones de 15 MV) utilizando el código MCNP6. La geometría y materiales de cada componente del cabezal se han modelado en detalle utilizando la información del fabricante. Los fotones primarios generan fotoneutrones y se ha simulado su transporte a través del cabezal del tratamiento, incluyendo las reacciones (n, γ) que generan los productos de activación. El MCNP6 fue utilizado para desarrollar un método para la cuantificación de la activación de los componentes del acelerador. El procedimiento descrito en este documento es útil para cuantificar el origen y la cantidad de activación nuclear.

Este trabajo identifica los productos de activación generados en los componentes del acelerador Elekta Precise y concluye que la activación del blanco y del colimador primario son las fuentes de radiación dominante. Se ha demostrado también que las mordazas, el colimador multiláminas y otros accesorios de la unidad de tratamiento como el filtro aplanador se activan también. El conocimiento preciso de los radioisótopos originados durante el uso de haces de fotones de alta energía en radioterapia es muy significativo para la protección radiológica del personal operativo en estas instalaciones, así como constructores de Linacs médicos.

1. INTRODUCCIÓN

Los haces de tratamiento de fotones de alta energía producen dosis más bajas en la piel, una dosis mayor en profundidad y una menor dosis dispersada a los tejidos sanos circundantes. Sin embargo, cuando en radioterapia se opera por encima de 10 MV los LINACs tienen algunos inconvenientes como es la inducción de reacciones fononucleares y la producción de productos de activación. Estas reacciones ocurren principalmente con los componentes pesados del cabezal del acelerador de tratamiento. Varios estudios han analizado los isótopos de activación y han medido o calculado las tasas de dosis resultantes [1] [2] y de estos estudios, se sabe que las dosis resultantes no son despreciables.

La emisión y captura de neutrones producen núcleos radioactivos que pueden irradiar incluso cuando el acelerador no está funcionando. El objetivo de este trabajo es desarrollar una metodología para cuantificar la activación de los componentes del acelerador utilizando el código Monte Carlo MCNP6. Para esto, se realizó una

simulación con el fin de caracterizar los fotoneutrones y la actividad inducida en un cabezal de tratamiento de *Elekta*, así como la cantidad y localización de productos de activación. De este trabajo se puede demostrar que el blanco y el colimador primario son las fuentes de radiación dominante. Se ha demostrado también que las mordazas, el multiláminas y otros accesorios de tratamiento como los filtros de aplanamiento se activan también.

2. Materiales y métodos

Este documento identifica los productos de activación generados en los componentes del acelerador lineal *Elekta Precise*. El conocimiento preciso de los radioisótopos originados durante la radioterapia por los haces de fotones de alta energía es muy importante para la protección radiológica del personal operativo en instalaciones con aceleradores así como para los fabricantes de Linacs médicos.

2.1. Procesos físicos

Las reacciones fotonucleares se basan en la expulsión de un neutrón del núcleo, seguido de, en la mayoría de los casos, un núcleo radiactivo con déficit de neutrones y la emisión de neutrones rápidos.



con A = número de nucleones, Z = número atómico y N = número de neutrones.

Cuando el núcleo producido es radiactivo, a causa del déficit de neutrones, es un emisor de positrones o decaerá por captura de electrones en la mayoría de los casos. El neutrón producido es así mismo capaz de inducir otras reacciones nucleares. En el intervalo de energía de los aceleradores médicos, la reacción más importante es la captura de neutrones:



El núcleo producido es radiactivo en la mayoría de los casos y probablemente emisor β debido a su exceso de neutrones. El blanco, los colimadores primarios y las mordazas del *Elekta Precise* se fabrican principalmente de tungsteno (W). Los filtros de aplanamiento consisten en una aleación de acero. Estos átomos pueden activarse por la exposición a fotones de alta energía. Como resultado, pueden producirse muchos isótopos durante el tiempo de exposición. Algunos isótopos con tiempos de semidesintegración largos y grandes esquemas de decaimiento se enumeran en la tabla 1.

Tabla 1. Radionucleidos inducidos en un Linac Elekta

Isótopo	Periodo semidesintegración	Energía Gamma (keV)	Branching ratio (%)	Producción
${}^{187}\text{W}$	23.7 h	479/686	23/27	$186\text{W}(n,\gamma)187\text{W}$
${}^{28}\text{Al}$	2.24 m	1778	100	$27\text{Al}(n,\gamma)28\text{Al}$
${}^{56}\text{Mn}$	2.58 h	847	99	$55\text{Mn}(n,\gamma)56\text{Mn}$
${}^{58}\text{Fe}$	45 d	1095/1292	56/44	$58\text{Fe}(n, \gamma)59\text{Fe}$
${}^{65}\text{Ni}$	2.56 h	368	4.5	$64\text{Ni}(n,\gamma)65\text{Ni}$
${}^{51}\text{Cr}$	27.8 d	320	9	$50\text{Cr}(n, \gamma)51\text{Cr}$

2.2. Simulación Monte Carlo

Las medidas directas de la fluencia de fotones y los espectros generados en el bunker del acelerador requieren técnicas de medición complejas y a menudo pueden ser largas y rigurosas. El método Monte Carlo, por otro lado, se ha convertido en un método alternativo ya que es más rápido y más flexible. Para caracterizar la producción de fotoneutrones y la activación en los aceleradores médicos utilizando el método Monte Carlo, se necesitan los datos precisos de las secciones eficaces.

El método Monte Carlo es ampliamente utilizado para la simulación de transporte e interacciones de partículas a través de diferentes materiales. El código utilizado en este trabajo es el MCNP, Monte Carlo N-Particle (MCNP versión 6) [3], código desarrollado en el laboratorio de Los Alamos.

Cuando un neutrón viaja a través de un medio, el MCNP emplea una secuencia de pasos para caracterizar las interacciones. En primer lugar, un proceso de selección dependiente de la sección transversal macroscópica se utiliza para identificar el nucleido del material con el cual ocurre la colisión. Entonces el programa comprueba si las tablas de secciones eficaces térmicas, $S(\alpha, \beta)$, están disponibles para ese radionucleido en particular. A continuación, las probabilidades de captura de neutrones están modelizadas para el nucleido. Si el neutrón no es capturado, el proceso final modeliza la colisión vía dispersión elástica o inelástica.

La dispersión inelástica no conserva la energía y ni el momento. En cambio, el núcleo capta el neutrón, llega a ser excitado y produce a una de las siguientes reacciones: (n, n') , $(n, 2n)$, (n, γ) , $(n, n'\alpha)$.

2.2.1. Modelo del Elekta

La geometría detallada de la unidad principal del tratamiento de radioterapia *Elekta Precise* equipado con 80 láminas MLC (funcionando con un haz de fotones de 15 MeV), se ha implementado con precisión en un modelo Monte Carlo según los datos del fabricante. La verificación del modelo MLC Linac con MCNP fue realizada previamente mediante curvas de dosis de profundidad en una cuba de agua [4], [5]. La Figura 1 la geometría del modelo del *Elekta*.

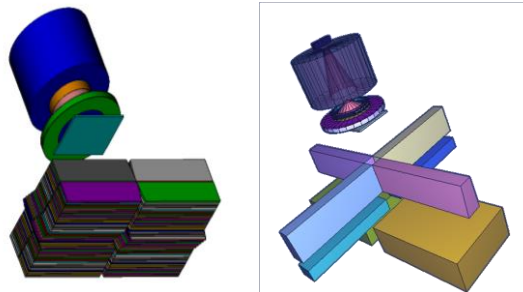


Figura 1. Modelo de la geometría del Elekta Precise.

El gantry se fijó a 0 grados, el tamaño del campo formado por MLC era un rombo y el formado por el multiláminas era un campo cuadrado de 10 x 10 cm, como se muestra en la figura 2.

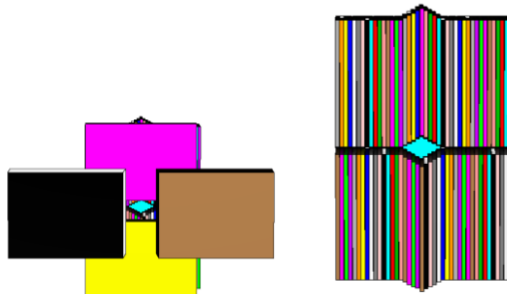


Figura 2. Colimación del haz en la simulación.

Se ha utilizado el tally 4 con la tarjeta asociada FM en el modelo. El resultado del flujo volumétrico determina la longitud de la trayectoria de una partícula integrada en el tiempo, volumen y energía. La salida es entonces dividida por el volumen total de la celda, lo que resulta en unidades de partículas/cm². El resultado del flujo volumétrico puede modificarse mediante el uso de una tarjeta multiplicadora (FM) para obtener concentraciones volumétricas de los átomos activados.

Se han simulado 10⁹ partículas con el fin de obtener una incertidumbre en todos los puntos evaluados por debajo del 3%.

3. RESULTADOS

3.1. Validación del modelo del acelerador Elekta

Como primera validación, la curva de dosis en profundidad generada en una cuba de agua se comparó con los datos experimentales reales medidos en el hospital Clínic Universitari de Valencia, (Figura 3), mostrando una diferencia cuadrática media inferior al 3%. Como puede verse, la simulación da una buena representación de las curvas de dosis de profundidad. Las diferencias principales se encuentran después del *buildup* debido a la configuración de la forma de filtro de alta energía colocada al final del colimador de primario, que será en el futuro optimizado.

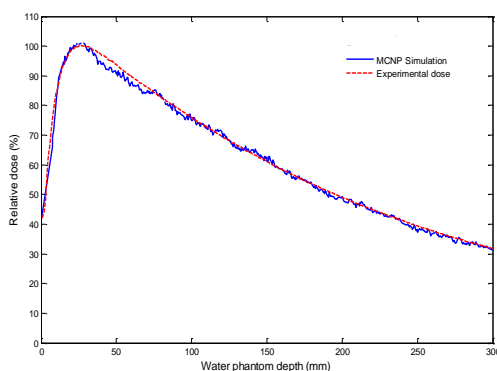


Figura 3. Curva de dosis en profundidad para un haz de 15 MeV.

Las medidas fueron realizadas con un detector de alta resolución colocado en una guía motorizada dentro de la cuba de agua de 50 cm de lado ("RFA-300 agua fantasma"). El cubo de agua fue irradiado con un tamaño de campo de 10 x 10 cm manteniendo la distancia de la fuente a superficie (SSD) igual a 100 cm.

3.2. Estudio de los productos de activación

La Figura 4 presenta los resultados de simulación con el código MCNP6. Se presenta la comparación de los resultados mediante la tarjeta de activación FM asociada a tally volumétrico F4 para cada reacción. Se puede observar a partir de estos resultados obtenidos que la reacción $W186(n, \gamma)W187$ es la que genera el pico más alto de la actividad de radionucleidos. El Tungsteno es el principal componente del blanco, del colimador primario, de las mordazas y de las láminas. En comparación, otro importante producto activado es el Mn56, aunque es dos órdenes de magnitud inferior al 187W. Este último isótopo se genera principalmente en el filtro de aplanado.

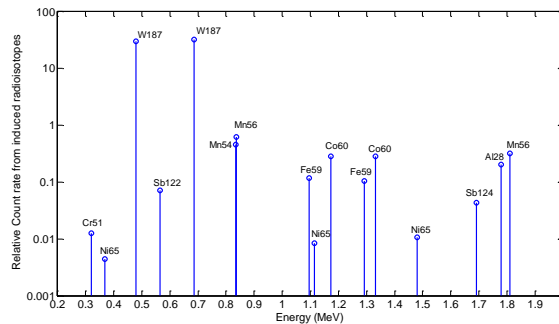


Figura 4. Productos de activación generados en el cabezal del Linac y calculados por simulación Monte Carlo.

Los productos de actividad en el aire (^{41}Ar) también se han tenido en cuenta en la simulación, pero los resultados obtenidos demostraron que su consideración es insignificante.

La Figura 5 presenta los picos W187 clasificados por la zona del acelerador donde se generaron. Puede verse que la mayoría se genera en el blanco. El colimador primario es también una importante fuente de radiactividad inducida (aunque es cien veces menor que los creados en el blanco de tungsteno). Las mordazas y multiláminas tienen un nivel similar de generación de W186. A partir de estos resultados se ha también observado que la activación de las láminas cerradas es un cuarto menor que en las abiertas.

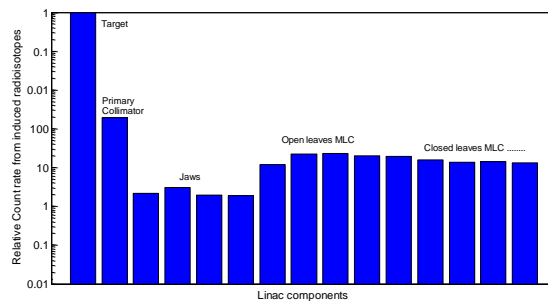


Figura 5. Reacción $^{186}\text{W}(n,\gamma)^{187}\text{W}$ en el cabezal del acelerador.

4. CONCLUSIONES

Este estudio demuestra que el código MCNP6 puede utilizarse para simular la activación nuclear. Utilizando modelos detallados de aceleradores médicos, puede calcularse la producción de foneutrones y la activación que estos generan en cualquier lugar de la sala de tratamiento. Esta herramienta puede utilizarse para cuantificar el origen y la cantidad de activación nuclear producida durante la operación médica del acelerador.

Futuros trabajos abordarán la determinación de la dosis al paciente o al personal de estas instalaciones por la activación generada. Los estudios futuros también incluirán medidas experimentales para confirmar los resultados obtenidos por simulación Monte Carlo

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer al “*Hospital Clínic Universitari de Valencia*” toda la ayuda prestada.

REFERENCIAS

- [1] Rawlinson, J.A., Islam, M.K., Galbraith, D.M. “Dose to radiation therapists from activation at high-energy accelerators used for conventional and intensity-modulated radiation therapy” *Medical Physics*, 29(4), 2002.
- [2] Jungwon kwak, et al. “Identification of Induced-Radioactivity in Medical LINAC Using a NaI(Tl)-Crystal”, *Detector Progress in NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY*, Vol. 1, p.525-528 (2011)

- [3] Monte Carlo team, “MCNP6™ – User’s manual, Version 1.0”, Los Alamos National Laboratory, LA-CP-13-00634, May 2013.
- [4] B. Juste, R. Miró, G. Verdú, “6 and 15 MeV photon spectra reconstruction using an unfolding dose gradient methodology”. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, n1, 2011, pp 129-132.
- [5] Juste B., Miró et al. « Experimental validation of an accurate multileaf collimation (MLC) Linac simulated by Monte Carlo”. Applied Radiation and Isotopes. ISSN: 0969-8043. Vol. 68, 2010, pp. 4.