

FLUENCIA DE FOTONEUTRONES DENTRO DE INSTALACIONES DISEÑADAS PARA RADIOTERAPIA

Martínez Ovalle, S. A.^{1,2}, Reyes Caballero, F.¹ y Olaya Dávila, H.^{1,2}

¹ Grupo de Física Nuclear Aplicada y Simulación
Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia, Tunja, Colombia.

² Clínica Cancerológica de Boyacá. Tunja, Colombia.

RESUMEN

En este estudio se calcula fluencia de fotoneutrones que son producidos en el cabezal de un acelerador lineal Varian Clinac 2300 C/D operado a 15 MV, que interacciona con las paredes de la instalación y directamente con el paciente. Para este cálculo es construida las geometrías completas del linac, el bunker que lo alberga acorde con las dimensiones y materiales usados por el fabricante, y adicionalmente es usado un maniquí de tejido ICRU que simula el paciente. Los cálculos Monte Carlo fueron hechos con MCNPX 2.5. Se demuestra que dentro de la instalación se tiene un espectro de neutrones térmico que aumenta con la distancia al isocentro dentro de la instalación, mientras que los neutrones rápidos que son producidos desde el cabezal son moderados directamente por el cuerpo del paciente; se demuestra además que la fuente de neutrones en un acelerador lineal es polienergética.

1. INTRODUCCIÓN

Los tratamientos de radioterapia con aceleradores lineales de uso clínico, no dejan en ningún caso de generar dosis adicional indeseada al paciente, en general todos estos equipos cuando son operadas a energías mayores 8 MV, dan como resultado la producción de fotoneutrones [1]. Los estudios de fluencia de fotoneutrones y espectros de fotoneutrones usando Monte Carlo han sido contrastados con mediciones experimentales consiguiendo en algunos casos buen acuerdo [2]. El espectro de fotoneutrones y la fluencia de neutrones en tejido ICRU y Agua con campos de radiación específicos, han sido estudiados por varios autores, utilizando en cada caso detectores como los de burbuja [3]. Estos dispositivos ofrecen información valiosa que puede ser contrastada con los cálculos Monte Carlo, siendo mucho más específicos los cálculos que se pueden llevar a cabo con Monte Carlo [2].

En este cálculo se evalúa la fluencia de neutrones, particularmente el espectro de fotoneutrones en proximidades de un maniquí de tejido ICRU que simula un paciente, y en puntos de interés dentro de la sala de tratamiento. El cálculo de la fluencia es muy importante ya que si se conoce el espectro de fluencia, es posible determinar la energía de los neutrones emitidos desde el cabezal, cuya contribución a la dosis es considerada no despreciable en este tipo de tratamientos [2].

Las mediciones experimentales para este tipo de partículas (neutrones), consideradas mediciones directas, tanto para fluencias como para el kerma, requieren sistemas de medida complejos con (detectores pasivos), es aquí donde Monte Carlo ha demostrado ser un método alternativo ante estas dificultades y muy adecuado en este tipo de cálculos, convirtiéndose en una herramienta, que gracias al mecanismo del transporte acoplado electron/foton/neutrón como en este caso, permite desarrollar este y muchos otros tipos de cálculos complejos relacionados con la interacción radiación-materia.

¹ s.agustin.martinez@uptc.edu.co

2. MATERIAL Y MÉTODO

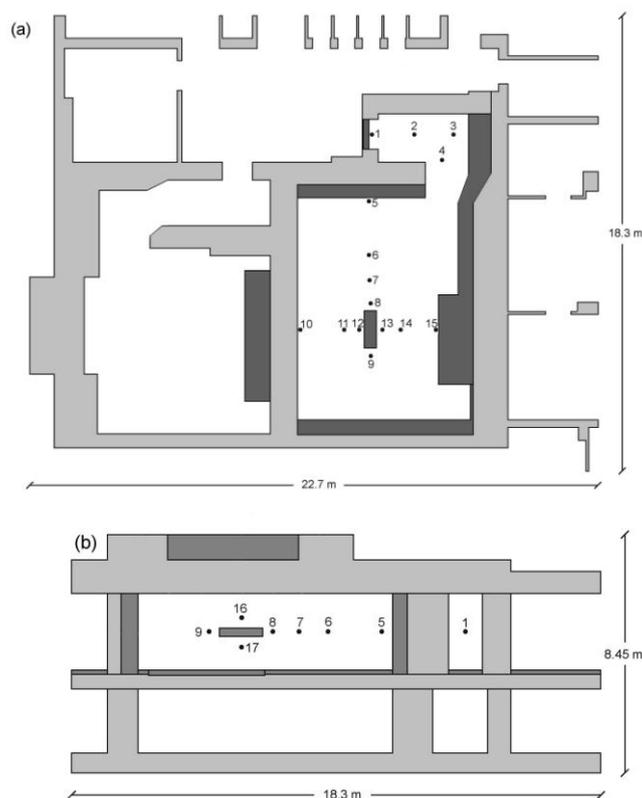


Fig. 1. Geometría de la instalación que alberga el Varian 2100C/D.

Fue simulado un acelerador Varian Clinac 2100 C/D, operado a 15 MV, y construida su geometría completa [4]. Adicional al cabezal del linac, se construyó la geometría del bunker que lo alberga, de acuerdo con las especificaciones técnicas del fabricante. En la Figura 1a se muestra el plano XY de la instalación, en la Figura 1b se muestra el plano YZ. En la Figura 2 se muestra la geometría del linac, detalles del sistema multiláminas (MLC) y filtro fueron modelados según especificaciones del fabricante. Las mandíbulas y el sistema MLC son ubicadas convenientemente para obtener un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ al plano del paciente. Este modelo de linac se encuentra en el Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid, España.

El código usado en los cálculos es MCNPX 2.5 [5]. El haz de electrones que incide sobre blanco fue simulado mediante un haz monodireccional de 15.04 MeV. Esta energía es seleccionada previa sintonización del acelerador mediante comparación entre PDD experimental suministrado por el hospital, y el calculado con MCNPX, establecido por el índice de calidad TPR 20/10 [6].

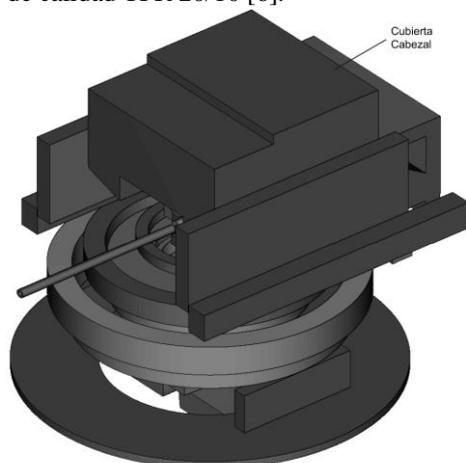


Fig. 2. Geometría varian clinac 2100C/D

Para conseguir estadísticas aceptables en cada una de las cinco orientaciones estudiadas, fue necesario cálculo paralelizado, simulando en cada caso un total de 2.5×10^{10} historias, esto equivale a semanas de cálculo en cada caso.

3. RESULTADOS

La producción de fotoneutrones pudo ser estudiada ubicando tallies/detector [5], en todos los puntos mostrados en la Figuras 1a y 1b, de los cuales analizaremos algunos de ellos.

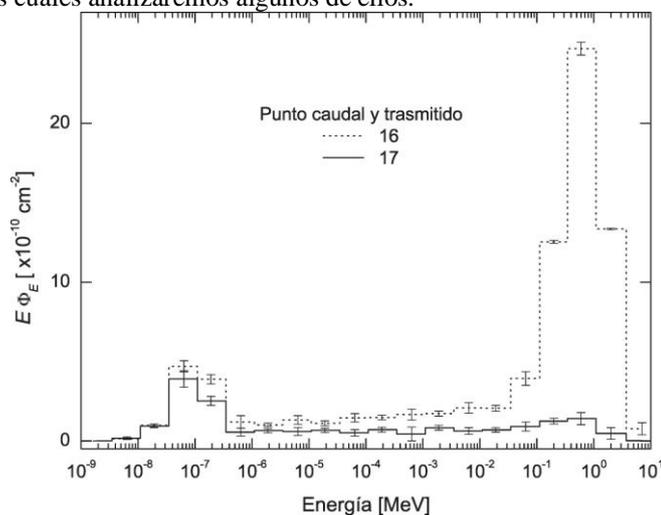


Fig. 3. Espectro energético de los neutrones en aire, a 50 cm por encima del maniquí (líneas punteadas) y, a 50 cm debajo del maniquí (líneas continuas).

En la Figura 3 el punto 16 nos muestra el espectro emitido desde el cabezal y que hará las veces de fuente de neutrones en este caso y que analizaremos dentro de toda la instalación, el punto 17 correspondería al espectro transmitido al otro lado del maniquí. Estos espectros fueron calculados en orientación AP. Podemos destacar de este espectro algunos aspectos importantes. Se observa, que el pico más acusado a la derecha corresponde a los neutrones rápidos que son emitidos directamente desde el cabezal. La energía de estos neutrones rápidos está dentro del rango de energía de entre 0.1 y 2 MeV propuesto por [7]. Se observa también que a bajas energías el pico térmico del espectro transmitido es ligeramente mayor al pico térmico del espectro caudal del punto 16. Este comportamiento obedece al aumento de neutrones térmicos que son originados por la interacción de los neutrones rápidos principalmente con el hidrógeno del maniquí. El intervalo de energía térmico puede considerarse, según la Figura 3, entre 19 MeV y 0.28 eV.

Una vez identificado el espectro de neutrones que es emitido desde el cabezal, vamos a estudiar el espectro dentro de la sala de tratamiento en diferentes puntos. Esto nos permitirá establecer la influencia del maniquí que simula el paciente, así como la influencia de las paredes del bunker en el espectro fotoneutrónico dentro de toda la instalación. Este estudio nos permitirá corroborar si la fluencia térmica al interior de la sala de tratamiento se mantiene aproximadamente constante [8].

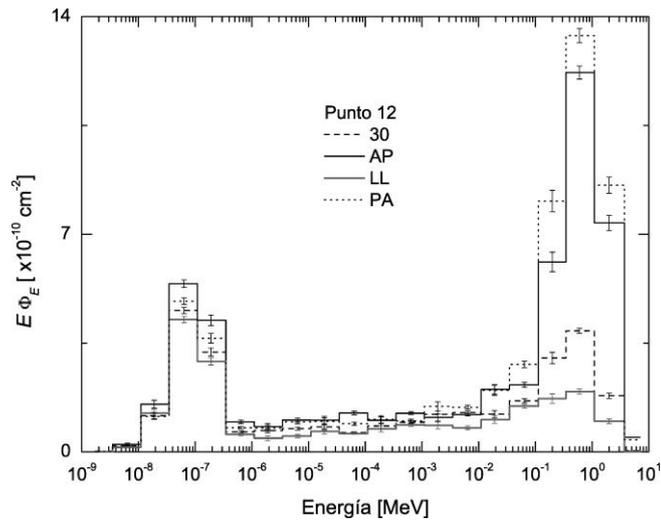
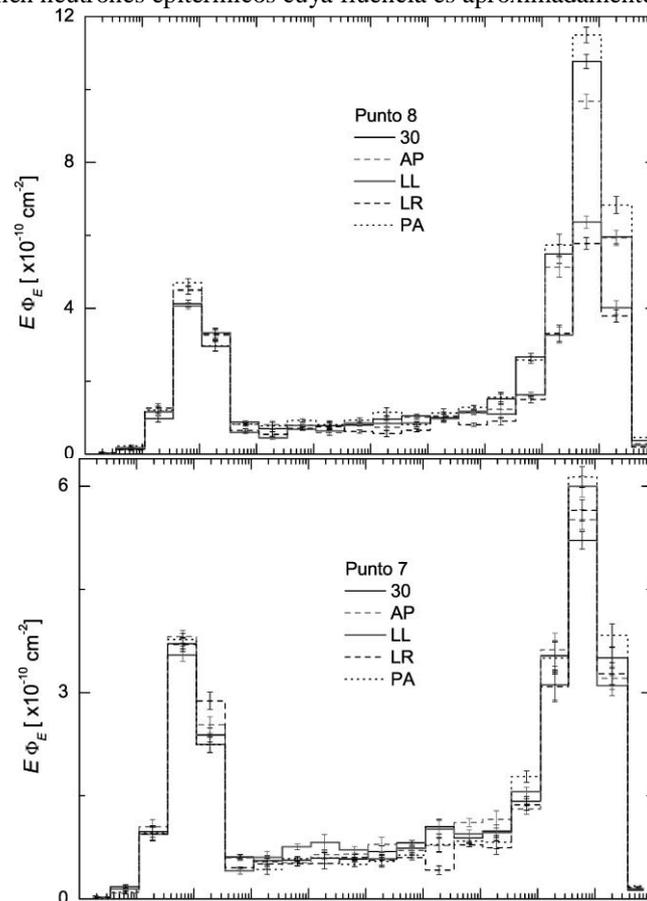


Fig. 4. Espectro energético de los neutrones en aire, a 50 cm del isocentro en 4 orientaciones.

El punto 12 de la Figura 4 esta ubicado a 50 cm del isocentro. Del espectro vemos que el pico rápido mas acusado aparece con gantry rotado 30°, de otro lado el pico térmico mas acusado se muestra en orientación anteroposterior (AP). Los puntos 8, 7 y 6 de la Figura 5 se encuentran a 1, 2 y 3 m respectivamente del isocentro. De estos tres espectros podemos destacar aspectos importantes: En primer lugar se observa una disminución del pico correspondiente a neutrones rápidos a medida que nos alejamos del isocentro. De otra parte el pico correspondiente a neutrones térmicos se va aumentando a medida que nos alejamos del isocentro. Entre estos dos picos se tienen neutrones epitérmicos cuya fluencia es aproximadamente constante.



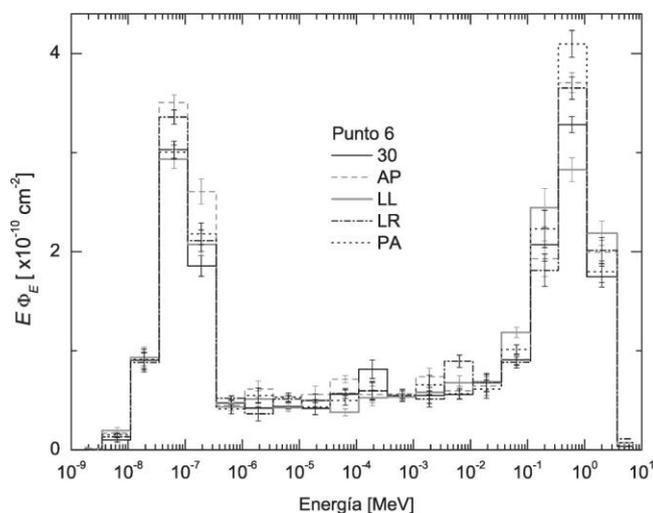


Fig. 5. Espectro energético de los neutrones en aire a: 100 cm (punto 8), 200 cm (punto 7), y 300 cm (punto 6) del isocentro en 5 orientaciones del gantry.

El punto 5 de la Figura 6 se encuentra a 5m del isocentro y justo sobre la pared. En este punto la contribución mayor es debida a neutrones térmicos que se incrementará debido a la interacción de los neutrones con la pared del bunker, habiéndose disminuido notablemente también el pico rápido.

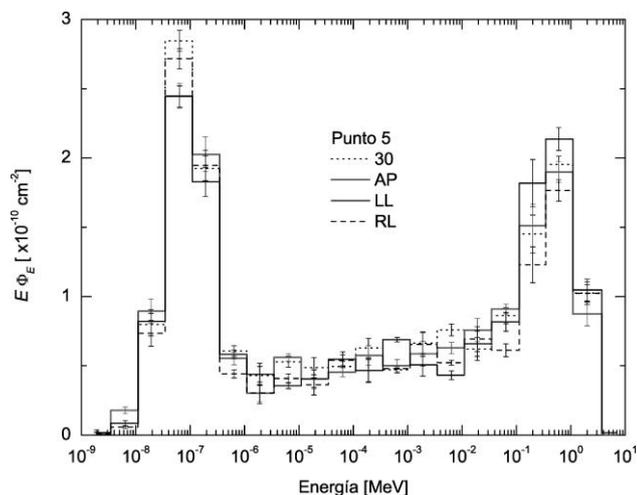


Fig. 6. Espectro energético de los neutrones en aire a 5 m del isocentro en 4 orientaciones.

Por último podemos establecer la influencia del blindaje si analizamos el espectro de neutrones del punto 1 de la Figura 7, que se encuentra justo detrás de puerta del bunker. Lo que se observa en este caso es que el pico rápido, prácticamente ha desaparecido, por el contrario el pico térmico se ha aumentado. Aquí juega un papel relevante el blindaje interpuesto entre la fuente de neutrones y este punto.

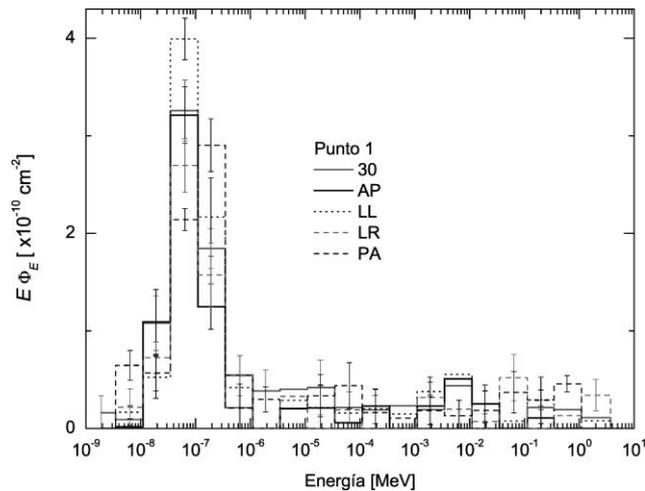


Fig. 7. Espectro energético de los neutrones en aire detrás de la puerta del bunker en las 5 orientaciones.

4. CONCLUSIONES

El cálculo de los espectros neutrónicos en puntos dentro de la sala de tratamiento, muestra un pico térmico en torno a 10^{-7} - 10^{-8} MeV junto con el pico rápido, centrado en la energía de los fotoneutrones producidos en el acelerador.

El pico térmico aumenta a medida que el punto de medida se aleja del isocentro, mientras el pico rápido disminuye con la distancia.

Muchos de los neutrones pueden ser dispersados dentro de la sala de tratamiento, atravesando varias veces el recinto antes de ser capturados; el resultado es un espectro de neutrones de baja energía, dispersados por toda la sala.

La fluencia de neutrones térmicos en ningún caso se mantiene constante, ya que la fuente de neutrones de un acelerador es polienergética, como lo hemos demostrado en este trabajo.

Agradecimientos: Los Autores agradecen la colaboración recibida por la Doctora Raquel Barquero, Profesora Asociada de la Facultad de Medicina, Universidad de Valladolid, España. Quien suministró los datos necesarios para la construcción del Bunker al igual que los datos experimentales necesarios para el cálculo.

4. REFERENCIAS

- [1] Nath, R., Boyer, A. L., LaRiviere, P. D., McCall, R. C., and Price, K. W. "Neutron measurements around high energy X-ray radiotherapy machines. A Report of Task Group 27, Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine," *AAPM Report No. 19. Medical Physics Publishing*, NY, (1986).
- [2] Kry, S. F., Salehpour, M., Titt, U., White, R. A., Stovall, M. and Followill, D. "Monte Carlo study shows no significant difference in second cancer risk between 6- and 18-MV intensity-modulated radiation therapy," *Radiotherapy and Oncology* **91**, 132–137 (2009).
- [3] Lin, J. P., Liu, W. C., Lin, C. C. "Investigation of photoneutron dose equivalent from high-energy photons in radioteraphy," *Appl. Radiat. Isotopes*. **65**, 599-604 (2007).
- [4] Mao, X. S., Kase, K. R., Liu, J. C., Nelson, W. R., Kleck, J. H. and Johnsen, S. "Neutron sources in the varian clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code," *Health Phys.* **72**, 524-529 (1997).
- [5] Pelowitz, B. "MCNPX User's Manual version 2.5.0 *Los Alamos National Laboratory*," Report LA-UR-02-2607 (2005).

[6] Martínez-Ovalle, S. A., Barquero, R., Gómez-Ros, J. M. and Lallena, A. M. “Neutron dose equivalent and neutron spectra in tissue for clinical linacs operating at 15, 18 and 20 MV,” *Radiation Protection Dosimetry*, **147**, 498-511 (2011)

[7] NCRP, National Council on Radiation Protection and Measurements. Neutron contamination from medical electron accelerators, Report **79** (1984)

[8] McCall, R. C., Jenkins, T. M. and Shore, R. A. “Transport of accelerator produced neutrons in a concrete room”, *IEEE Transactions on Nuclear Science* NS-26, 1593–1602 (1979).