



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

DOSIMETRÍA DE NEUTRONES EN UN MANIQUÍ DE AGUA SÓLIDA USADO EN RADIOTERAPIA CONFORMADA EN 3D

Jorge Luis Benites-Rengifo^{a, c}, Héctor René Vega-Carrillo^b, Amelia Rodríguez-Trejo^a

^aCentro Estatal de Cancerología de Nayarit, Tepic, Nayarit, jlbenitesr@prodigy.net.mx,
ameliatrejo@cio.mx

^bUniversidad Autónoma de Zacatecas, Unidad Académica de Estudios Nucleares, Zacatecas, Zac.,
fermineutron@yahoo.com

^cInstituto Técnico Superior de Radiología, Tepic, Nayarit, jlbenitesr@prodigy.net.mx,

RESUMEN

Mediante métodos Monte Carlo, se modeló una sala de tratamiento de radioterapia, un cabezal de acelerador lineal VARIAN iX de 15 MV y un maniquí de agua sólida, en forma de un paralelepípedo regular de 30 x 100 x 30 cm³ cuya densidad es de 1.02 g/cm³. El maniquí se colocó en sustitución del paciente que recibe el tratamiento. El isocentro del maniquí se colocó a 5 cm debajo de la cara que recibe el haz de neutrones, y a 9 cm del lado izquierdo. Dentro del maniquí se colocaron varios detectores en forma de celdas esféricas de 0.9 cm de radio que se distribuyeron a lo largo, ancho y profundidad del maniquí de agua sólida. Los cálculos Montecarlo se realizaron con el código MCNP5, con el cual se calcularon dosis absorbida por neutrones (fotoneutrones) en un tratamiento de radioterapia conformada en 3D (RTC-3D), con energía de fotones de 15 MV. Así mismo se estimaron los espectros de fotoneutrones y el Kerma en agua sólida.

1. INTRODUCCIÓN

En la mayoría de tratamientos de radioterapia conformada en 3D se utilizan aceleradores lineales (LINAC) que emiten fotones y electrones para impartir dosis absorbida en el volumen blanco del tumor del paciente. Si bien el LINAC puede resultar benéfico, cuando operan a voltajes superiores de 8 MV, generan neutrones no deseados [Awotwi-Pratt *et al.*, 2010] mediante reacciones fotonucleares (γ, n) o electronucleares ($e, e^{-}n$) [Vega-Carrillo *et al.*, 2012] debido a que los haces externos interaccionan con las quijadas, filtro de aplanado, blanco, MLC y blindaje del cabezal que están compuestos de materiales de alto número atómico, como el plomo y tungsteno [Mesbahi *et al.*, 2010], cuya sección eficaz presenta Resonancia Dipolar Gigante (RDG) [NCRP, 1984].

Los haces externos terapéuticos del LINAC son contaminados por neutrones en la sala de radioterapia. Debido a la alta efectividad biológica de los neutrones, podría provocar la aparición de segundas neoplasias en el paciente [Takam *et al.*, 2012]; este problema también ocurre en las nuevas tecnologías como la IMRT [Kaderka *et al.*, 2012].

Uno de los riesgos radiológicos asociados a la contaminación por neutrones en las salas de radioterapia con LINAC, es la activación del Ar y el N del aire lo que produce ⁴¹Ar y ¹³N cuyas vidas medias son de 2 y 10 minutos respectivamente [Chao *et al.*, 2007]. Estos neutrones también producen la activación de materiales dentro de la sala de tratamiento [Konefal *et al.*, 2013]. Algunos de los radioisótopos inducidos decaen emitiendo fotones que pueden alcanzar el cuerpo del paciente, así como al personal que labora en torno al LINAC. Bajo estas circunstancias la presencia de neutrones dentro de una sala de radioterapia con LINAC se convierte en un tema de protección radiológica.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

El propósito de este trabajo fue estimar la probabilidad del daño por neutrones en pacientes que reciben tratamientos de radioterapia con LINAC, a partir del cálculo de dosis efectiva, en los órganos y tejidos fuera del campo de tratamiento.

2.- MATERIALES Y METODOS

Usando métodos Monte Carlo, se modeló un maniquí de agua sólida, en forma de un paralelepípedo regular de $30 \times 100 \times 30 \text{ cm}^3$ cuya composición elemental es 8.1% de H, 67.2% de C, 2.4% de N, 19.9% de O, 0.1% de Cl, 2.3% de Ca y su densidad es de 1.02 g/cm^3 . El material se identifica como WT1 de acuerdo al ICRU44 [1989].

El maniquí se colocó en sustitución del paciente, dentro de la sala de tratamiento. El isocentro se colocó a 5 cm debajo de la cara del maniquí que recibe el haz de neutrones, y a 9 cm del lado izquierdo. Dentro del maniquí se colocaron varias celdas esféricas de 0.9 cm de radio que se distribuyeron a lo largo, ancho y profundidad del maniquí de agua sólida. En cada esfera, se estimaron los espectros, el Kerma en tejido equivalente y la dosis absorbida por neutrones en varios puntos dentro del maniquí a lo largo de sus tres ejes X, Y e Z. Con la dosis absorbida se calculó la dosis efectiva usando los factores de ponderación por el tipo de órgano y tipo de radiación. Con la dosis efectiva y los factores de daño, de la ICRP 103, se estimó la probabilidad de inducción de daño en los órganos por neutrones, que recibe un paciente en el interior de su cuerpo cuando se somete a un tratamiento de radioterapia conformada con LINAC de 15 MV.

3.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se modeló la sala de tratamiento con el cabezal simple y se incluyó el cuerpo de un paciente como un paralelepípedo regular de $30 \times 100 \times 30 \text{ cm}^3$ cuya composición elemental es agua sólida. El isocentro se colocó a 5 cm por debajo de la superficie de entrada del haz (5 cm dentro del maniquí) usando un campo de irradiación de $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Dentro del maniquí se colocaron celdas esféricas de 0.9 cm de radio en varios puntos a lo largo de los 3 ejes con el fin de evaluar el espectro de los neutrones, el Kerma y la dosis absorbida.

El espectro de neutrones fuera del maniquí (en el haz) muestra el pico característico de los neutrones de evaporación y otro pico en la zona de neutrones térmicos. A 5 cm dentro del maniquí el espectro se reduce, pero mantiene las características del espectro de los neutrones del haz directo que entran al maniquí. Sin embargo, en este caso el pico de los neutrones térmicos supera al pico de los neutrones de evaporación debido a la moderación que experimentan los neutrones en el agua sólida (Figura 1).

El espectro calculado, fuera del maniquí, dentro del haz predominantemente tiene neutrones *knock off*, la presencia de los epitérmicos y térmicos se debe a que son retrodispersados por el maniquí.

El espectro en el isocentro tiene neutrones *knock off* y una gran contribución de neutrones térmicos debido a que el IC está a 5 cm de profundidad del maniquí que contribuye a la moderación y termalización. Los neutrones rápidos del espectro a 100 cm del isocentro está corrido hacia la izquierda y muestra una cierta cantidad de neutrones térmicos debido a que este espectro está formado por aquellos neutrones que se escapan del cabezal, más los que son dispersados hacia afuera del maniquí y los del *room return*.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

Este comportamiento evidencia como la presencia del paciente modifica espectro de los fotoneutrones a través de la interacción de éstos con su cuerpo, donde a través de cada interacción parte de la energía del neutrón se queda en el cuerpo del paciente depositando una dosis no deseada.

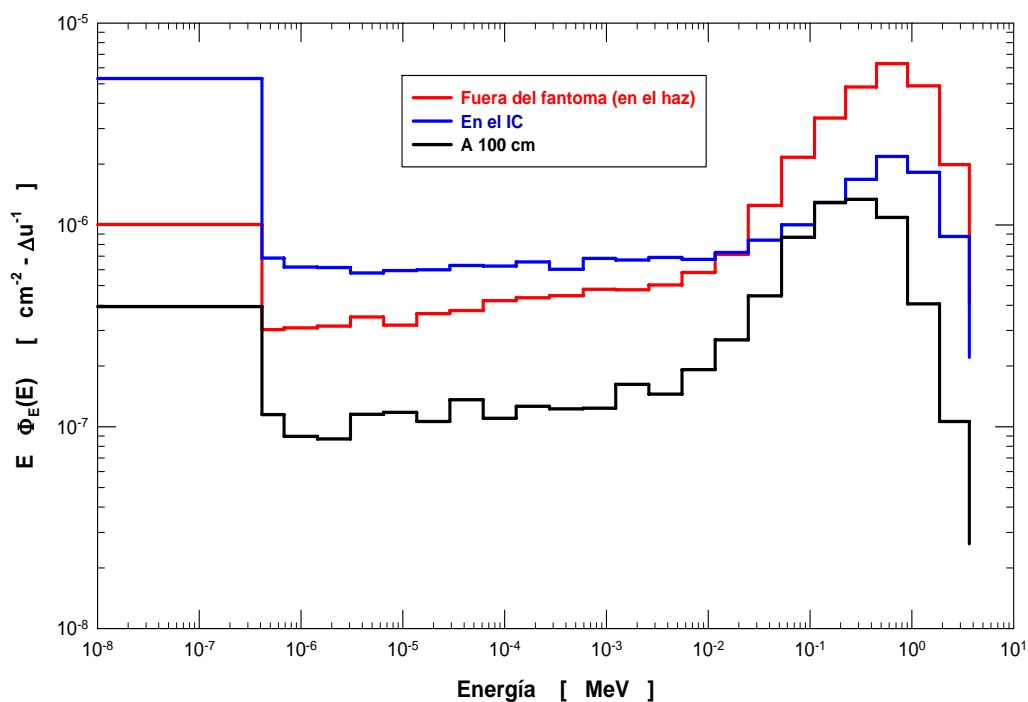


Figura 1.- Espectro de neutrones en el IC y en dos puntos fuera del maniquí.

Las celdas a lo largo del eje Z (Figura 2) se usaron para calcular los espectros de los fotoneutrones y las magnitudes dosimétricas asociadas, ya que durante la irradiación estas celdas se encuentran sobre el trayecto de entrada del haz.

Los espectros de neutrones calculados en las celdas colocadas a lo largo del eje Z (Figura 3) muestran que a medida que el haz de neutrones penetran el maniquí, la cantidad de neutrones disminuye (área bajo la curva del espectro). También disminuye la cantidad de neutrones de alta energía y aumenta la cantidad de neutrones térmicos. Esta disminución se debe a los siguientes factores: Los neutrones son dispersados, aumenta la distancia y la eventual absorción de neutrones, lo que significaría que órganos y tejido adyacente al tumor cancerígeno es expuesto a una dosis por neutrones. Por consecuencia el paciente tratado corre el riesgo que pueda desarrollar en unos años después un segundo cáncer, producto de la radio-inducción de los neutrones contaminantes con el tejido sano del paciente.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

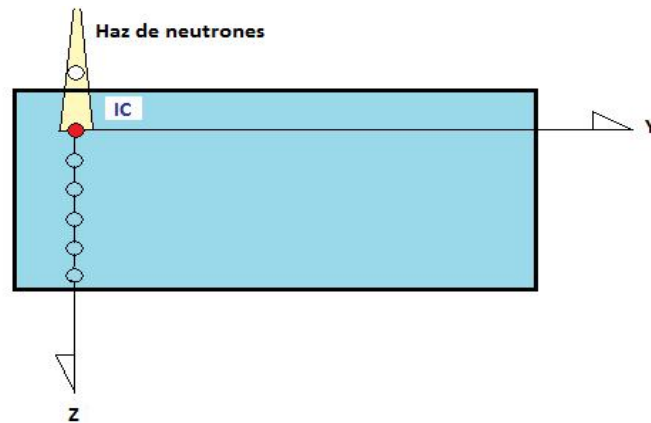


Figura 2.- Maniquí modelado para calcular espectros de neutrones en el eje Z.

A 24 cm de profundidad en el eje Z, que representa 1 cm medido de la “espalda” del maniquí hacia dentro de éste (Figura 3), la cantidad de neutrones de alta energía se reduce significativamente. Se observa mayor cantidad de neutrones epitérmicos a los observados en puntos por encima de éste, debido a que hay una mayor contribución de neutrones dispersados. Esto implicaría que, durante un tratamiento, un paciente recibiría este grupo de neutrones en su espina dorsal. Lo que implica que en un tratamiento con fotones de 15 MV, en las mismas condiciones geométricas del maniquí, pone en riesgo la columna vertebral del paciente.

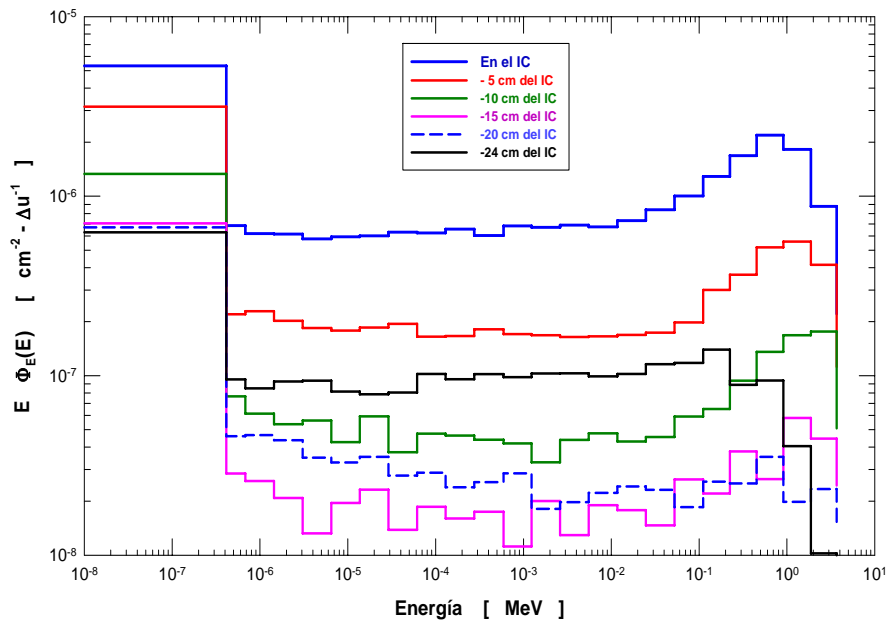


Figura 3.- Espectros en el eje Z dentro del maniquí.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

Otro conjunto de celdas se colocaron en el plano X-Z (de izquierda a derecha) del maniquí para estimar los espectros de los fotoneutrones. Estos espectros disminuyen conforme la distancia respecto al isocentro aumenta (Figura 4). Los espectros calculados del lado derecho son iguales a los calculados del lado izquierdo, por lo que en el plano X-Z los espectros muestran simetría.

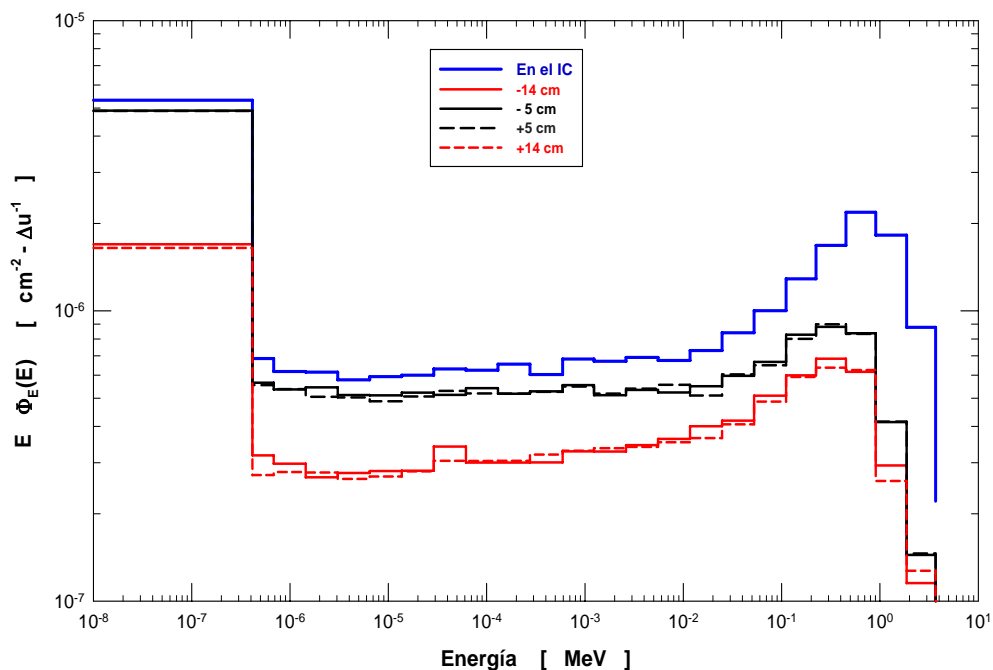


Figura 4.- Espectros de neutrones en el plano X-Z.

A lo largo del eje Y del maniquí, fueron colocadas varias celdas para estudiar el comportamiento de los fotoneutrones y las magnitudes dosimétricas.

Los espectros de neutrones a lo largo del eje Y (Figura 5) disminuyen conforme la distancia respecto al isocentro aumenta. Al comparar los espectros medidos a 10 cm y a -9 cm, hay diferencias importantes en la cantidad de neutrones térmicos siendo mayor a -9 cm. La probable explicación se atribuye a que el punto -9 cm está a solo 1 cm de la superficie del maniquí y probablemente porque el volumen de moderación es menor, en comparación con el volumen que rodea al punto localizado a 10 cm, lo que reduce la posibilidad que los neutrones sean absorbidos por el maniquí.

Además de los espectros, en cada celda se calcularon los valores del Kerma y dosis absorbida en agua sólida. A lo largo del eje Z ambas magnitudes coinciden (Figura 6), lo que implica que existe equilibrio electrónico en las celdas. Conforme el haz penetra, la dosis disminuye, excepto en el punto localizado a 1 cm de la espalda, lo que es congruente con lo observado en los espectros calculados en este eje.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

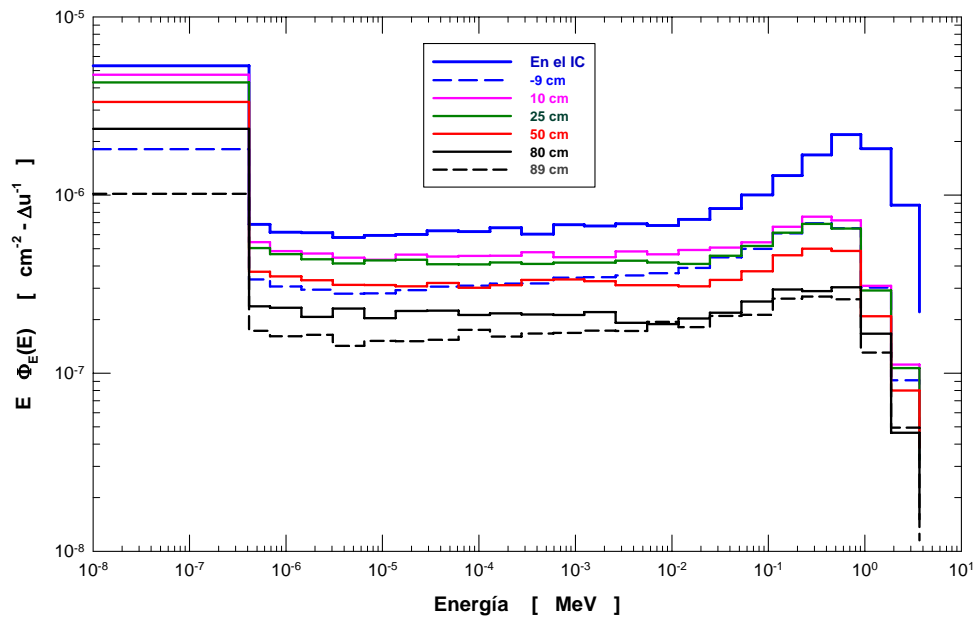


Figura 5.- Espectros de neutrones en el eje Y.

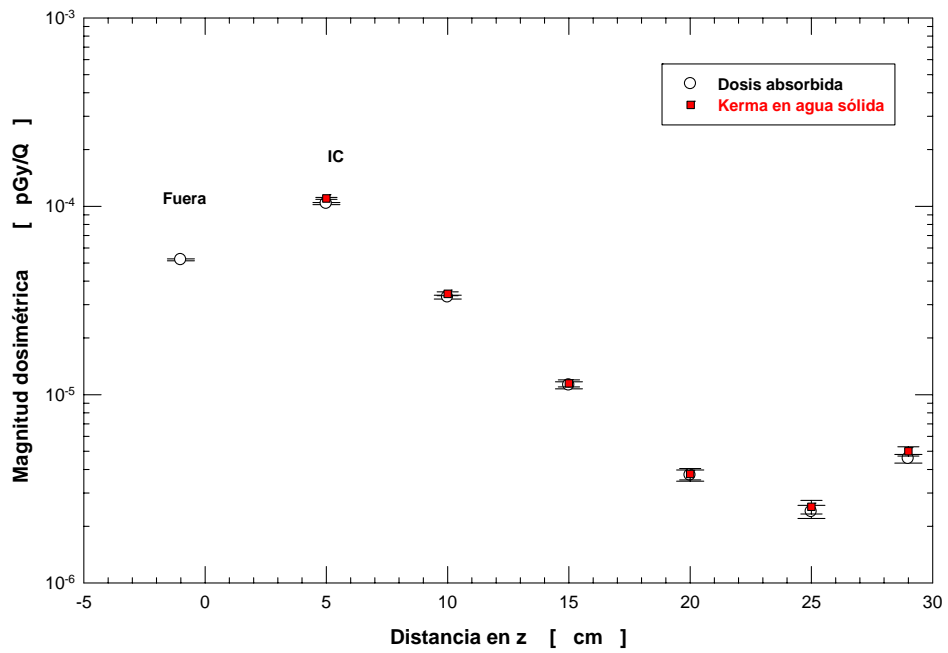


Figura 6.- Magnitudes dosimétricas en el eje Z.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

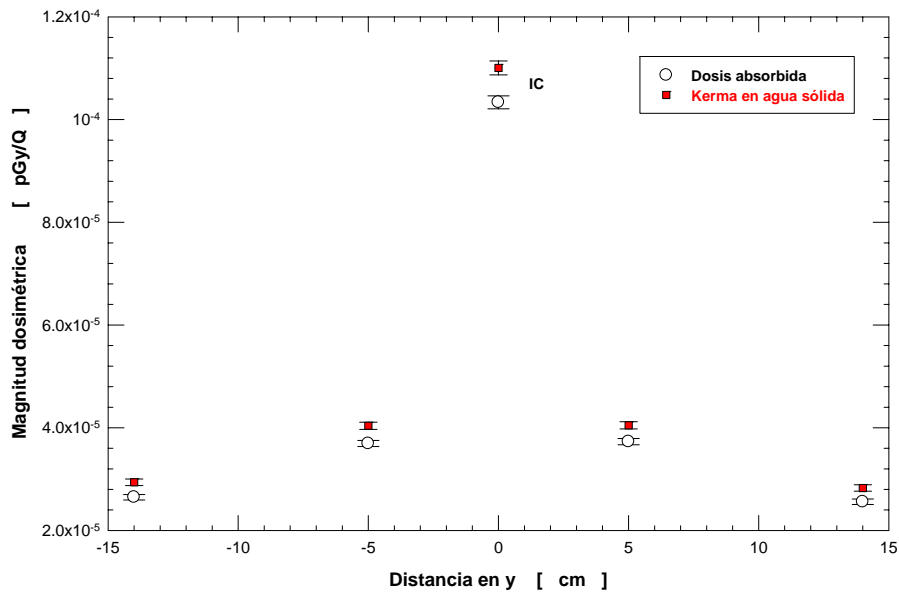


Figura 7.- Magnitudes dosimétricas en el eje X.

A lo largo del eje X las magnitudes dosimétricas en agua sólida muestran simetría (Figura 7). Sin embargo, existen diferencias estadísticamente, significativas entre los valores del Kerma y dosis absorbida, debido a que no hay equilibrio electrónico. Esto probablemente se debe a que el haz de tratamiento ingresa al maniquí sobre este plano y conforme los neutrones se transportan no toda la energía es absorbida por las celdas. Esta misma situación se observa en las magnitudes dosimétricas calculadas a lo largo del eje Y, donde conforme nos alejamos del isocentro a partir de 40 cm, ambas magnitudes dosimétricas coinciden, lo que permite que exista equilibrio electrónico (Figura 8).

En todos los casos donde no ocurre equilibrio electrónico, el Kerma en agua sólida es mayor que la dosis absorbida. La ventaja de estos cálculos es que se puede asociar la posición de cualquier celda con algún órgano de un paciente. Se puede usar el valor de las magnitudes dosimétricas calculadas para evaluar la dosis en el órgano. Con este valor se puede estimar el riesgo que en ese órgano se induzca un cáncer secundario usando los coeficientes del ICRP 103 [2007].



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

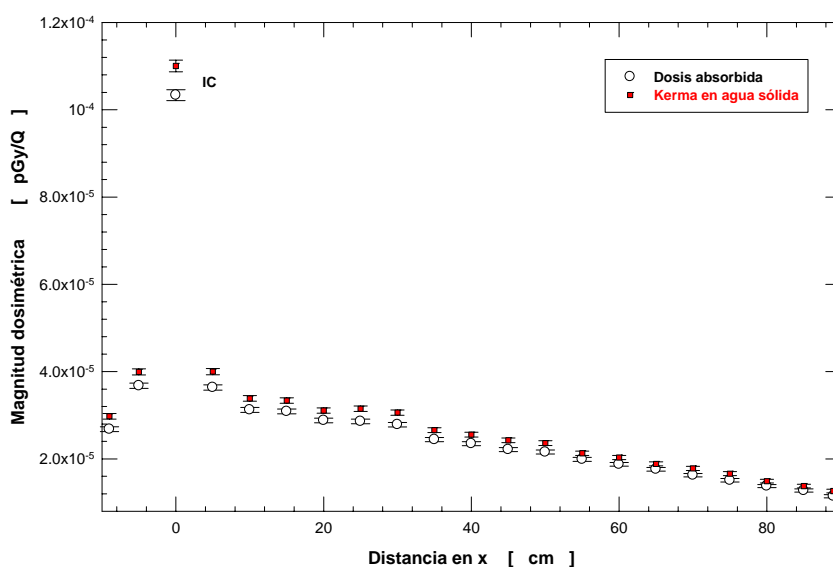


Figura 8.- Magnitudes dosimétricas en el eje Y.

Con el valor de dosis absorbida en agua sólida y el flujo total de neutrones en cada celda, se calcularon los coeficientes de conversión de fluencia a dosis absorbida y se relacionaron con el valor del promedio de la energía de los neutrones (Figura 9).

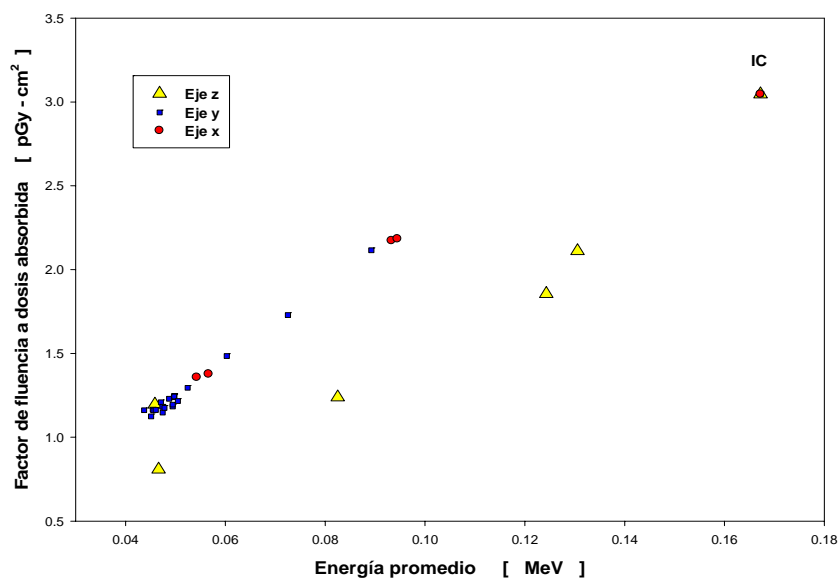


Figura 9.- Coeficientes de fluencia a dosis absorbida dentro del maniquí.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

Los neutrones en el isocentro tienen la mayor energía promedio y por lo tanto el mayor factor de conversión de fluencia a dosis. A lo largo del eje X e Y existe un comportamiento lineal de los factores de conversión de fluencia a dosis y la energía media de los neutrones donde el factor es mayor conforme la energía media aumenta. Esto implica que todas las celdas ubicadas cerca del isocentro reciben una mayor cantidad de neutrones cuya energía media es grande, conforme las celdas se alejan del isocentro la cantidad de neutrones y su energía media disminuye, esto implica que durante un tratamiento los órganos más afectados por los neutrones dispersados dentro del cuerpo del paciente serán aquellos que están ubicados cerca del isocentro. Una excepción a esta tendencia se observa en las celdas ubicadas en Z (del pecho a la espalda del paciente) ya que a pesar que la energía media es mayor, el factor no aumenta, incluso la celda ubicada en la espalda del paciente, cuya energía media es mayor a la de las otras celdas, manifiesta un mayor factor lo que implica que hay mayor cantidad de neutrones debido a que en ese punto a los pocos neutrones que llegan del haz de tratamiento se le adicionan los dispersados.

4.- CONCLUSIONES

Se calcularon magnitudes dosimétricas asociadas a neutrones contaminantes que se generan en el entorno del acelerador lineal VARIAN iX del Centro Estatal de Cancerología de los Servicios de Salud de Nayarit. Se determinó la distribución espacial del Kerma y la dosis absorbida por neutrones en varios puntos dentro de un maniquí de agua sólida. Las principales conclusiones de este estudio son las siguientes:

- Dentro de un maniquí de agua sólida, el Kerma y la dosis absorbida tienen distribuciones espaciales similares, siendo mayores sus valores en el isocentro y disminuyendo conforme la distancia aumenta de este punto.
- En el isocentro del maniquí, el pico de los neutrones térmicos supera al pico de los neutrones rápidos debido a la moderación que experimentan en el agua sólida.
- En el isocentro el espectro tiene neutrones de reacción directa y gran contribución de neutrones térmicos. El maniquí contribuye a la moderación y termalización. Esto es evidencia que la presencia del paciente modifica el espectro de los neutrones, produciéndose interacciones con su cuerpo y en cada interacción parte de la energía del neutrón se queda en el cuerpo del paciente depositando dosis absorbida no deseada.
- Los neutrones sufren dispersiones a lo largo de su trayectoria recorrida dentro del maniquí, provocando que los órganos y tejidos adyacentes al tumor es expuesto a dosis por neutrones. El paciente tratado con RTC-3D con fotones de 15 MV, corre el riesgo de poder desarrollar un segundo cáncer en unos años después, producto de la radio-inducción de neutrones con el tejido sano del paciente.
- A 1 cm de la “espalda” del paciente, la cantidad de neutrones de alta energía se reduce, pero hay mayor contribución de neutrones dispersados, poniendo en riesgo la columna vertebral del paciente en tratamientos de RTC-3D.



TONANTZINTLA, PUEBLA, MEXICO

BIBLIOGRAFÍA

1. Awotwi-Pratt, J.B.; Spyrou, N.M. *Measurement of photoneutrons in the output of 15 MV Varian CLINAC 2100C LINAC using bubble detectors*. Journal of radioanalytical and Nuclear Chemistry **271**, 2010, pp. 679-684.
2. Chao, J.H.; Liu, W.S. and Chen, C.Y. *Estimation of Argon-41 concentrations in the vicinity of a high-energy medical accelerator*. Radiation Measurements **42**, 2007, pp. 1538-1544.
3. ICRP. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. International Commission on Radiological Protection. **Report 103**, 2007, Annals of the ICRP **37**, 2007, pp. 176-211.
4. ICRU. *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurements*. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Report 44**, 1989, Bethesda, MD.
5. Kaderka, R.; Schardt, D.; Durante, M.; Berger, T.; Ramm, U.; Licher, J.; La Tessa, C. *Out-of-field dose measurements in a water phantom using different radiotherapy modalities*. Physics in Medicine and Biology **57**, 2012, pp. 5059-5074.
6. Konefal, A.; Orlef, A.; Laciak, M.; Ciba, A.; Szewczuk, M. *Thermal and resonance neutrons generated by various electron and x-ray therapeutic beams from medical LINACs installed in Polish oncological centers*. Reports of Practical Oncology Radiotherapy **17**, 2013, pp. 339-346.
7. Mesbahi, A.; Keshtkar, A.; Mohammadi, E.; Mohammadzadeh, M. *Effect of wedge filter and field size on photoneutron dose equivalent for an 18 MV photon beam of a medical linear accelerator*. Applied Radiation and Isotopes **68**, 2010, pp. 84-89.
8. NCRP. (1984). *Neutron contamination from medical electron accelerators*. National Council on Radiation Protection and Measurements **Report N° 79**.
9. Takam, R.; Bezak, E.; Marcu, L.G. *The use of enriched ^6Li and ^7Li LiF:Mg,Cu,P glass-rod thermoluminescent dosimeters for linear accelerator out-of-field radiation dose measurements*. Radiation Protection Dosimetry **150**, 2012, pp. 22-33.
10. Vega-Carrillo, H.R.; Ortíz-Rodríguez, J.M. and Martínez-Blanco, M.R. *NSDUAZ unfolding package for neutron spectrometry and dosimetry with Bonner spheres*. Applied Radiation and Isotopes **71**, 2012, pp. 87-91.