

Fotoneutrones y dosis debida a los fotones dispersados en una unidad de tomoterapia

Héctor René Vega-Carrillo¹
Mayra Guadalupe García Reyna
Karla Karina Bernal Hernández
Blanca Gabriela Pulido Cervantes
Víctor Martín Hernández Dávila

Cuerpo Académico de Radiobiología
Unidad Académica de Estudios Nucleares
Universidad Autónoma de Zacatecas

Introducción

En los últimos años, en el mundo, el número de casos de cáncer se ha incrementado, se estima que aproximadamente el 50% de hombres y mujeres nacidos actualmente serán diagnosticados con algún tipo de cáncer durante su periodo de vida (Newhauser *et al.*, 2016). El cáncer es un problema de salud pública con mayores repercusiones en los países con ingresos medios y bajos debido al financiamiento que requiere su tratamiento (OMS, 2014).

La tasa de mortalidad por cáncer se puede reducir considerablemente si se detecta en las fases tempranas de su desarrollo, para esto existen diversos procedimientos para la detección oportuna que inclu-

¹ Autor para correspondencia: fermineutron@yahoo.com

yen pruebas de laboratorio, estudios de imágenes y biopsias. Lamentablemente, la mayoría de los casos son diagnosticados en etapas avanzadas lo cual afecta directamente a la calidad y el pronóstico de vida del paciente. Para su tratamiento las opciones más usadas son la cirugía, la radioterapia y la quimioterapia. La cirugía es un tratamiento local e invasivo que se usa para tratar tumores sólidos que están contenidos en un sitio, la radioterapia (RT) es un tratamiento donde se usan altas dosis de radiación para atacar células cancerosas y reducir los tumores, mientras que la quimioterapia (QT) es un tratamiento basado en el uso de fármacos para atacar las células cancerosas (NCI, 2016).

El objetivo principal de los tratamientos médicos para tratar el cáncer es alcanzar una alta probabilidad de curación con la menor morbilidad (Bucci, *et al.*, 2005). En el caso de la RT, la dosis de radiación aplicada a un paciente con cáncer trata a los tejidos tumorales pero también afecta a los tejidos sanos. El efecto biológico de la radiación en estos tejidos depende la dosis aplicada, la sensibilidad de los tejidos y el esquema de fraccionamiento (Lawrence y Forrest, 2007).

Inicialmente, el uso de la RT en su modalidad de teleterapia, donde el haz de radiación se aplica desde “lejos y desde afuera del cuerpo”, se usaron fuentes de ^{137}Cs o de ^{60}Co y se usaban campos regulares, desde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ hasta $40 \times 40 \text{ cm}^2$, cuyo tamaño y forma se controlaba mediante colimadores. En el uso de estas áreas de irradiación se irradiaba al tumor pero también se exponían los tejidos y los órganos sanos. La siguiente tecnología disponible fue el uso de aceleradores lineales donde mediante radiofrecuencias se aceleran haces de electrones usando voltajes de 4 hasta 18 MV que se usan para tratar tumores ubicados en la superficie del cuerpo o a poca profundidad, cuando el tumor se ubica mayor profundidad los electrones se hacen incidir en un blanco de tungsteno y se producen haces de rayos X como radiación de frenado o *Bremsstrahlung* donde el área de tratamiento se controlaba a través de colimadores. Esta tecnología se mejoró con el uso del colimador de hojas múltiples que dio pie a la terapia conformada, donde el haz era conformado para adoptar la forma del perfil del tumor. Actualmente, la mayoría de las máquinas con fuentes radiactivas han sido reemplazadas en el mundo con mejores tecnologías como la radioterapia con intensidad modulada (IMRT) hasta la Tomoterapia (Cecen & Yazgan, 2016).

La geometría de los tumores suele ser compleja y con el fin de mantener el principio de la radioterapia de aplicar la dosis de radiación adecuada para el tratamiento, intentando mantener el tejido sano adyacente con la menor dosis posible (Chargari *et al.*, 2016), se han desarrollado nuevas tecnologías para el diagnóstico y el tratamiento. Entre los desarrollos más recientes están la radiocirugía con Gamma knife (Bisht *et al.*, 2016), la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y la radioterapia conformada en 3D (3DCRT), entre otras. El objetivo de todas las innovaciones tecnológicas es aplicar la dosis adecuada a la morfología del tumor (Caballero & Villegas, 2009; Murray & Robinson, 2016).

El avance más reciente para tratar el cáncer mediante la RT se encuentra el tratamiento por Tomoterapia, cuyo beneficio es mayor a las técnicas anteriores ya que posee un modo de entrega de la dosis que se aplica 360° alrededor del paciente con lo cual permite atacar con mayor precisión al tumor y reducir significativamente la exposición de los tejidos sanos. Además el sistema permite el diseño previo de un plan de tratamiento personalizado para cada paciente con base en su diagnóstico y el cual se puede modificar o ajustar rápidamente de acuerdo a las necesidades del tratamiento y minimiza el tiempo de tratamiento (Accuray, 2011). Sin embargo, como todos los sistemas IMRT la radiación de fuga y el blindaje aumenta significativamente debido a la necesidad de aumentar el tiempo de disparo del haz (Balog *et al.*, 2005).

El equipo de Tomoterapia es un acelerador lineal (TomoLinac) donde el cabezal se mueve en forma controlada alrededor del cuerpo del paciente y el haz se aplica en cortes cuyo espesor y tiempo de exposición se programa acorde a la morfología del tumor y el ángulo de ataque. Mientras se hace el tratamiento el cuerpo del paciente se desplaza y el haz de tratamiento se aplica en forma helicoidal. La tecnología previa al TomoLinac es el acelerador lineal o Linac, donde el haz también se puede aplicar en torno a los 360° y el haz se conforma acorde al perfil del tumor, sin embargo la exposición se hace usando campos completos (Biltekin *et al.*, 2015).

Los aceleradores lineales para radioterapia deben estar confinados en una sala con muros (búnker) capaces de evitar la radiación directa, la dispersada y la de fuga (McGinley, 1988; NCRP, 2005; IAEA, 2006).

Para el caso de la radiación dispersada, un elemento importante para calcular la dosis es el factor de dispersión o albedo, que representa

la dosis sobre el punto de interés debido a la dispersión de la radiación que depende de la energía del fotón incidente y el ángulo de dispersión. Este factor de dispersión es la contribución de la radiación dispersada por el cuerpo del paciente y el resto de las barreras; de estos factores, el más importante es albedo de la radiación en el cuerpo del paciente (NCRP, 2005). También, se ha señalado (Sil Chu, 2001) que la dosis que recibe un paciente debido a la radiación dispersada contribuye en forma significativa con la dosis no deseada en el paciente. Debido a esta contribución se han reportado mediciones de la dosis efectiva en diversos órganos cuando un paciente es tratado mediante Tomo terapia de cáncer de pulmón (Hsien-Chun *et al.*, 2015).

Para la determinación del espesor de las barreras primarias, la radiación directa es el factor más importante y para la determinación del espesor de las barreras secundarias los factores importantes son la radiación que se fuga del cabezal y la radiación que se dispersa en el cuerpo del paciente durante el tratamiento (McGinley, 1988; NCRP, 2005; IAEA, 2006). Así, Yang, Li & Liu (2016) han encontrado que para mastógrafos operando de 30 y 35 kVp la fracción de dispersión entre la dosis por la radiación dispersada y la dosis de la radiación directa es dos veces mayor y no es isotrópica ya que encontraron valores máximos a 25 y 160°. Esto lo atribuyen al sistema más que al cuerpo del paciente.

Debido a las características de operación del TomoLinac para la evaluación del espesor de la barrera primaria, así como el factor de fuga del cabezal, requerido para determinar el espesor de la barrera secundaria, se sigue el mismo procedimiento que para los Linacs, sin embargo para la determinación de la radiación dispersada los datos disponibles para los Linacs no incluyen las peculiaridades de operación del TomoLinac (Cecen & Yazgan, 2016; Yang, Li & Liu, 2016), donde por sus condiciones de operación la radiación de fuga del cabezal y el haz directo y el dispersado aumentan con el fin de mantener las condiciones del conformado del haz usando haces delgados (tiras) (Balog *et al.*, 2005).

De acuerdo a Chargari *et al.* (2016) el riesgo de inducir un cáncer fatal secundario asociado con la dosis debida a la radiación dispersada es aproximadamente el doble cuando se aplica radioterapia de intensidad modulada (IMRT) con 6 MV en comparación con el uso de radioterapia convencional con fotones de 6 MeV.

Las ventajas de usar fotones producidos por electrones acelerados con altos voltajes son que se deposita a mayor profundidad del cuerpo una alta dosis, la dosis a piel es menor, la cantidad de radiación dispersada que alcanza a otros órganos y a los tejidos en torno al tumor es menor y la penumbra del haz es menor. Por otro lado, la desventaja es la presencia de fotoneutrones o electroneutrones que por su eficiencia radiobiológica depositan una dosis indeseable, y no despreciable, en el cuerpo del paciente; también, inducen activación dentro del búnker y su presencia representa un tema de radioprotección de la instalación (Vega-Carrillo, Silva-Sanchez & Rivera-Montalvo, 2016). Usando dosímetros termoluminiscentes del tipo 100 como detector de neutrones térmicos en un sistema espectrométrico de esferas Bonner Barquero *et al.* (2002) midieron el espectro de los fotoneutrones en torno a un acelerador lineal de 18 MV y encontraron que a 100 cm del isocentro la dosis no era despreciable ya que era de 0.5 mSv/Gy_x. En linacs de 10 MV Vega-Carrillo *et al.* (2010) reportaron los espectros de neutrones y la dosis equivalente ambiental dentro de las salas de tratamiento. En estas mediciones usaron pares de TLDs 600 y 700 en un espectrómetro de esferas Bonner. De la misma forma Horst, Czamecki & Zink (2015) midieron la dosis debida a la contaminación de neutrones en torno a un acelerador lineal de 18 MV. La dosis la midieron con dosímetros termoluminiscentes del tipo 100, pero esta fue estimada sin la obtención del espectro. Jaradat & Biggs (2008) caracterizaron la fuga de neutrones de aceleradores de diferentes energías (9 a 20 MeV) y encontraron que el cambio en el diseño reducía hasta un orden de magnitud la producción de neutrones.

Cuando la energía de los fotones es menor a 8 MeV la dosis indeseada en el paciente por la presencia de los fotoneutrones es normalmente despreciada debido a que la sección eficaz de las reacciones fotonucleares con los materiales del cabezal es pequeña (Barquero *et al.*, 2002; Jaradat & Biggs, 2008). En opinión de Biltekin *et al.* (2015) no existe evidencia si esos valores siguen siendo despreciables cuando se usan fotones de 6 MeV en la modalidad de radioterapia de intensidad modulada o en la de radioterapia esterotáctica. Por esta razón hicieron un estudio con detectores de burbujas y midieron la dosis debida a los fotoneutrones producidos con fotones de 6 MV en el haz de irradiación de varios equipos. En su estudio encontraron dosis por fotoneutrones de 0.662, 0.475, 0.885 y 0.370 μ Sv por unidad monitor de tratamiento en un acelerador

Philips SL25 Elekta Synergy Plattform, Varian Clinac, DHX High Performance Systems y una unidad CyberKnife Robotic Radiosurgery respectivamente. También, encontraron que fuera del campo de tratamiento no había dosis por fotoneutrones (Biltekin *et al.*, 2015).

En la clínica de la Unidad de Especialidad Médica de Oncología (UNEME) de la Secretaría de Salud del Estado de Zacatecas ofrece los servicios de tratamiento por Tomoterapia mediante el equipo TomoTherapy HD a pacientes con cáncer de lunes a viernes. El búnker donde se ubica este equipo se diseñó y se construyó para albergar un linac de 18 MV (Hernández-Adame *et al.*, 2011), por lo que los espesores de las barreras evitan la dosis por fotones y fotoneutrones, sin embargo no existen estudios sobre la radiación dispersada por la superficie y el volumen del cuerpo del paciente en puntos cercanos a éste, tampoco existe evidencia empírica sobre la presencia de fotoneutrones en torno al TomoLinac.

Por lo anterior es necesario realizar un estudio sobre la radiación dispersada en puntos cercanos al cuerpo del paciente, así como evaluar la presencia de fotoneutrones o electroneutrones durante la operación del equipo de Tomoterapia de la UNEME. Debido a que el diseño del bunker para el equipo de Tomoterapia de la clínica de la UNEME del Estado de Zacatecas se realizó con magnitudes basadas en aceleradores lineales convencionales de mayor energía, donde la dispersión es menor, es importante generar datos para equipos de esta nueva tecnología. También es necesario determinar la probable presencia de foto y electro neutrones en torno al TomoLinac.

El objetivo de este trabajo es determinar el nivel de la dosis debida a la radiación dispersada, en puntos cercanos al isocentro, del equipo de radioterapia TomoTherapy HD de La Unidad de Especialidad Médica de Oncología de Servicios de Salud del Estado de Zacatecas y medir la presencia de neutrones.

Materiales y métodos

Con el fin de determinar la dosis debida a la radiación dispersada en puntos cercanos la isocentro virtual y para medir la presencia de fotoneutrones el trabajo se realizó en la sala de tratamiento por Tomoterapia mediante un equipo TomoTherapy HD de 6 MeV, mostrado en la figura 1, de la Unidad de Especialidad Médica de Oncología de Servicios de Salud del Estado de Zacatecas.

Para la medición de la dosis debida a la radiación dispersada se usaron 24 dosímetros termoluminiscentes (TLDs) tipo 100 (TLD 100). Antes de su uso se calentaron por 1 hora a una temperatura de 400°C , en una mufla electrónica marca Panasonic, con el objetivo de eliminar cualquier registro termoluminiscente producido por su exposición a fuentes de radiación natural o artificial.

Para determinar la radiación dispersada se colocaron 4 TLD 100 a una distancia de 60 cm del isocentro virtual y a 0° , 30° , 90° y 150° , y 4 TLDs a 270° y a 240 cm del isocentro virtual, que se ubica a 70 cm del isocentro real. Todos los TLDs se ubicaron en plano paralelo al piso y a una altura de 113 cm. Los 4 TLD 100 restantes se usaron para medir el fondo. Los TLDs a 0° , 30° , 150° y 270° se colocaron en una base de polietileno sobre un tipie, los TLDs a 90° se colocaron entre placas de metilmetacrilato y sobre un fantoma (paralelepípedo regular) de agua sólida.

Figura 1. Equipo de Tomoterapia (TomoTherapy)



Fotografía de elaboración propia obtenida de la sala de tratamiento.

La dosis debida a la radiación dispersada y los fotoneutrones se determinaron cuando el centro del fantoma de agua se expuso a 20 Gy en 3 dosis sucesivas, 2 de 7 y 1 de 6 Gy.

Una vez terminada la exposición se procedió a la lectura de los TLDs mediante un lector Harshaw modelo 3500 en una atmósfera de

nitrógeno. La lectura se hizo desde los 50°C hasta los 300 °C con un gradiente de temperatura de 10 °C/seg.

Con la lectura de los 4 TLD 100 usados en cada posición se obtuvo el promedio que se corrigió con el valor promedio de las lecturas de los TLD usados para medir el fondo. La lectura promedio corregida, R, se convirtió al valor de la dosis equivalente ambiental, $H^*(10)$, mediante la curva de calibración mostrada en la ecuación 1.

$$H^*(10)(R) = 0.0533 + 0.1747 R \quad (1)$$

Con el fin de determinar la presencia de fotoneutrones se usó un monitor pasivo con 4 pares de TLDs de tipo 600 y 700 que se colocó a 2 m del isocentro virtual. En la figura 2 se muestran los trípodes con los soportes de polietileno al lado de la mesa de tratamientos; y sobre ésta se muestra el monitor pasivo para neutrones y el fantoma de agua sólida.

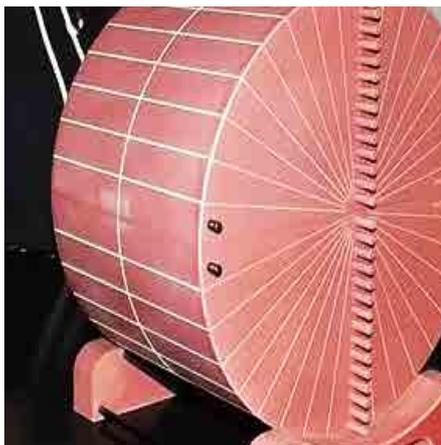
Figura 2. Arreglo experimental



Fotografía de elaboración propia obtenida del arreglo experimental.

Para simular el cuerpo del paciente se usó el fantoma de queso (*Cheese Phantom*) que es un cilindro de 30 cm de diámetro y 18 cm de espesor de agua sólida (Schiefer *et al.*, 2015), este fantoma se muestra en la figura 3.

Figura 3. Cheese Phantom



Fotografía de elaboración propia obtenida del dispositivo experimental.

Para determinar la presencia de fotoneutrones se usó el monitor pasivo con pares de TLDs de tipo 600 y 700 (Guzmán-García *et al.*, 2012; Valero-Luna *et al.*, 2012; Vega-Carrillo *et al.*, 2014) que se colocó 2 m del isocentro virtual. En la figura 4 se muestra un esquema del arreglo experimental.

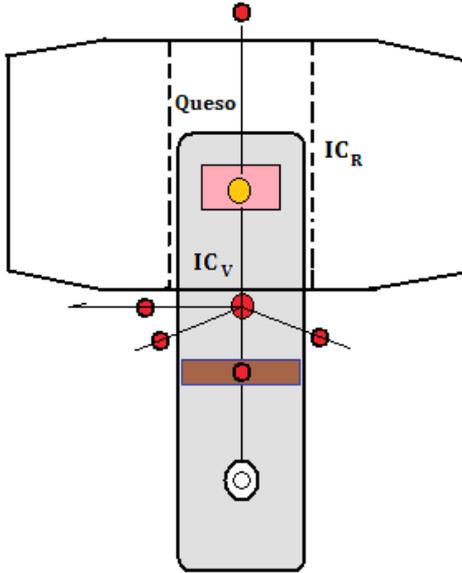
Para el caso de la medición de neutrones se usó el procedimiento sugerido por Vega-Carrillo (2002): Los TLDs 600 y 700 del monitor pasivo y los usados para medir el fondo se midieron de la misma manera que los TLD 100. Las lecturas individuales de los TLD 600 se usaron para calcular el valor promedio que se corrigieron por las lecturas promedio de los TLD 600 usados para medir el fondo, esto mismo se hizo con los TLD 700. La respuesta neta para medir la contribución de los neutrones se hizo mediante la ecuación 2.

$$S_n = R_{600} - KR_{700} \quad (2)$$

En esta ecuación S_n representa la respuesta, corregida por fondo, a los neutrones, R_{600} es la respuesta corregida por fondo de los TLD 600, mientras que R_{700} es la respuesta neta de los TLD 700. El valor de k es

un factor de corrección debida a la respuesta de ambos tipos de TLDs ante un campo de rayos gamma.

Figura 4. Arreglo experimental



Elaboración propia obtenida a partir del desarrollo experimental.

La desviación estándar de S_n , que se muestra en la ecuación 3, se obtuvo mediante la propagación de las incertidumbres de R_{600} , k y R_{700} .

$$s_{S_n} = \sqrt{s_{R_{600}}^2 + R_{700}^2 s_k^2 + k^2 s_{R_{700}}^2} \quad (3)$$

Para determinar el valor de k el lote de los TLDs 600 y el de los TLDs 700 se expusieron a los rayos γ de una fuente de Cs 137. Todos los TLDs recibieron la misma dosis ya que se colocaron a misma distancia respecto a la fuente y durante el mismo tiempo de exposición; al medir la respuesta termoluminiscente encontramos que $k = 1.05 \pm 0.12$.

Resultados y discusión

Se determinó la dosis dispersada en la sala de tratamiento de la UNEME del Estado de Zacatecas, en donde opera el equipo de Tomoterapia, así como se determinó la presencia de neutrones.

Radiación dispersada

De acuerdo a las lecturas arrojadas por los dosímetros termoluminiscentes, la mayor respuesta se midió en la posición a 0° cuya lectura fue 64.34 ± 8.82 nC, las lecturas a 30° y 150° son estadísticamente iguales, con 56.32 ± 1.54 nC y 53.66 ± 1.94 nC, respectivamente a 90° se obtuvieron 24.47 ± 0.71 nC y la menor respuesta se registró a 270° con 7.06 ± 0.54 nC. Además la radiación de fondo en la sala de tratamiento fue de 2.39 ± 0.32 nC.

Después de corregir las lecturas por la respuesta debida al fondo se calcularon los valores de la $H^*(10)$ y se obtuvo que a 0° con 11.29 ± 1.55 mSv, a 30° y 150° se preserva la similitud con 9.89 ± 0.27 mSv y 9.43 ± 0.34 mSv respectivamente, a 90° se registró una dosis de 4.33 ± 0.13 mSv y finalmente a 270° se obtuvo 1.29 ± 0.10 mSv.

De acuerdo a lo anterior, se puede observar que las menores dosis corresponden a las posiciones de 90° y 270° respectivamente, es decir, al frente del paciente y por detrás del equipo de tomoterapia. Además la mayor dosis se conservó en la posición a 0° , que está en la dirección de una de las barreras primarias, cuyo espesor es suficiente para absorber la dosis y mantener segura las zonas ubicadas fuera de estas barreras.

Los valores de la $H^*(10)$ se normalizó a la dosis aplicada al isocentro real de 20 Gy, estos resultados se muestran en la tabla 1. Estos factores de dispersión son menores, en aproximadamente un orden de magnitud, a los tabulados para los aceleradores convencionales (NCRP, 2005). La probable explicación de esta diferencia la atribuimos a que los valores tabulados son para un fantoma de agua ligera y con dispersión isotrópica, mientras que en nuestro caso usamos un fantoma cuya composición elemental es más cercana a la del cuerpo humano, así como al hecho de que el área de irradiación se limitó a un campo de 5×10 cm localizado en el centro del fantoma de queso y la dosis se aplicó en TomoDirect, con haces posterior y anterior.

Tabla 1. Dosis equivalente ambiental por cada Gy de dosis aplicada

Posición	$\frac{H^*(10)}{D} \left[\frac{mSv}{Gy} \right]$
0°	0.56±0.08
30°	0.49±0.01
90°	0.22±0.01
150°	0.47±0.02
270°	0.06±0

Tabla de elaboración propia obtenida a partir de los datos experimentales.

Fotoneutrones

El promedio de los valores de las lecturas de los TLD 600 y 700 usados para medir el fondo fueron 0.097 ± 0.009 nC y 0.101 ± 0.013 nC respectivamente. Los promedios de las lecturas de los dosímetros en el monitor pasivo son 9.745 ± 0.794 nC y 9.624 ± 0.507 nC para los TLD 600 y 700 respectivamente, por lo tanto las lecturas corregidas por fondo son: 9.648 ± 0.794 nC y 9.523 ± 0.507 nC para el TLD 600 y 700 respectivamente.

Estos valores se sustituyeron en las ecuaciones 2 y 3 y se obtuvo la señal neta por neutrones la cual fue: -0.351 ± 1.815 nC. La diferencia resultó negativa lo que implica que no hay neutrones y que la señal de ambos tipos de TLD se debió a su respuesta a los fotones.

Por lo tanto no se detectó la presencia de fotoneutrones fuera del haz de tratamiento y dentro de la sala de tratamiento, en virtud de que los materiales que entran en contacto con el haz de tratamiento tienen un umbral para la producción de fotoneutrones superior a los 6 MeV, esto coincide con lo reportado por Biltekin, Yeginer & Ozygit (2015).

Conclusiones

Se determinó la dosis dispersada por el equipo de tomoterapia de la UNEME usando TLDs 100, y mediante pares de TLD 600 y 700 como detector de neutrones térmicos en un monitor pasivo se midió

la presencia de fotoneutrones. A partir de los resultados obtenidos las conclusiones más importantes son las siguientes:

- Fuera del campo de tratamiento no se detectaron fotoneutrones.
- Los fotones dispersados, y por lo tanto la dosis equivalente ambiental debida a éstos, en puntos cercanos al isocentro real, no se dispersan en forma isotrópica. La dosis equivalente ambiental tiene una distribución angular que muestran un patrón simétrico a 30 y a 150° a 60 cm del isocentro virtual.
- La mayor dosis debida a la radiación dispersada se presenta en el costado derecho del paciente que se ubica en la dirección de la barrera primaria cuyo espesor, diseñado para absorber la radiación directa, es suficiente para absorber la dosis debida a los fotones dispersados.
- Desde el punto de referencia del isocentro real la dosis equivalente ambiental debida a la radiación dispersada es menor a 0.60 mSv/Gy_x, siendo la mayor dosis la ubicada de lado derecho del paciente y la menor dosis se encuentra en la parte posterior del acelerador en la dirección de una de las barreras secundarias cuyo espesor (> 1 m de concreto) es suficiente para garantizar que tras esa barrera secundaria la dosis se debe a la radiación de fondo.

Agradecimientos

Mayra Guadalupe García Reyna y Karla Karina Bernal Hernández agradecen al CONACyT (México) por la beca otorgada para cursar el postgrado en Ciencias Nucleares.

Bibliografía

- Accuray®. [En línea]. *TomoTherapy: TomoHD Product Specifications*. <www.accuracy.com/sites/default/files/500846.b_tt_tomohdspecbro.pdf>. (2011). [Consultado: 3 de Marzo de 2016].
- Balog, J., Lucas, D., DeSouza, C. & Crilly, R. (2005). Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations. *Medical Physics*, 32, 710-719.

- Barquero, R., Méndez, R., Iñiguez, M.P., Vega-Carrillo, H.R. & Voytchev, M. (2002). Thermoluminescence measurements of neutron dose around a medical linac. *Radiation Protection Dosimetry*, 101, 493-496.
- Biltekin, F., Yeginer, M. & Ozyigit, G. (2015). Evaluation of photoneutron dose measured by bubble detectors in conventional linacs and cyberknife unit: Effective dose and secondary malignancy risk estimation. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 15, 560-565.
- Bisht, R.K., Kale, S.S., Natanasabapathi, G., Singh, M.J., Agarwal, D., Garg, A., Rath, G.K., Julka, P.K., Kumara, P, Thulkar, S. & Sharma, B.S. (2016). Verification of gamma knife based fractionated radiosurgery with newly developed head-thorax phantom. *Radiation Measurements*, 91, 65-74.
- Bucci, M.K., Bevan, A. & Roach 3rd, M. (2005). Advances in radiation therapy: conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 55, 117-134.
- Caballero, J. & Villegas R. [En línea]. *Tomoterapia helicoidal. Usos actuales y utilidad*. <www.juntadeandalucia.es/salud/AETSA>. (2009) Sevilla: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias, Informe 1/2009. [Consultado: 10 de Marzo de 2016]
- Cecen, Y. & Yazgan, C. (2016). Re-shielding of Cobalt-60 teletherapy rooms for Tomotherapy and conventional linear accelerators using Monte Carlo simulations. *Proceedings of the ICRS-13/RPSD 2016, Paper 122 EA*. Paris, France.
- Chargari, C., Goodman, K.A., Diallo, I., Guy, J.-B., Rancoule, Ch., Cosset, J.-M., Deutsch, E. & Magne, N. (2016). Risk of second cancers in the era of modern radiotherapy therapy: Does the risk/benefit analysis overcome theoretical models? *Cancer and Metastasis Reviews*, 35, 277-288.
- Guzmán-García, K.A., Borja-Hernández, C.G., Valero-Luna, C., Hernández-Dávila, V.M. & Vega-Carrillo, H.R. (2012). Passive neutron area monitor with TLD pairs. *Revista Mexicana de Física*, 58, 220-233.
- Horst, F., Czamecki, D. & Zink, K. (2015). The influence of neutron contamination on dosimetry in external photon beam radiotherapy. *Medical Physics* 42, 6529-6536.
- Hsien-Chung, T., Wen-Shan, L., Hsiao-Han, T., Hsin-Yi, Ch., Jye-Bin, L. & Chien-Yi, Ch. (2015). Radiation dose for normal organs by helical tomotherapy for lung cancer. *Applied Radiation and Isotopes* 102, 35-41.

- IAEA (2006). Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. *International Atomic Energy Agency Safety Report Series, 47*. Vienna.
- Jaradat, A.K. & Biggs, P.J. (2008). Measurements of the neutron leakage from a dedicated intraoperative radiation therapy electron linear accelerator and a conventional linear accelerator for 9, 12, 15(16), and 18(20) MeV electron energies. *Medical Physics, 35*, 1711-1717.
- Lawrence, J.A. & Forrest, L.J. (2007). Intensity-modulated radiation therapy and Helical Tomotherapy: Its origin, benefits, and potential applications in Veterinary medicine. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, 37*, 1151-1165.
- McGinely, P.H. (1998). Shielding techniques for radiation oncology facilities. *Medical Physics Publishing*. Madison WI.
- Murray, L.J. & Robinson, M.H. (2016). Radiotherapy: Technical aspects. *Medicine, 44*, 10-14.
- NCI [En línea]. *Comprehensive Cancer Information*. <<http://www.cancer.gov>>. National Cancer Institute. (2016). [Consultado: 20 de marzo de 2016].
- NCRP (2005). Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. *Report No. 131*. National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda MD.
- Newhauser, W.D., de González, A.B., Schulte, R. & Lee, Ch. (2016). A review of radiotherapy-induced late effects research after advanced technology treatments. *Frontiers in Oncology, 6*, 1-11.
- OMS [En línea]. *La batalla mundial contra el cáncer no se ganará únicamente con tratamiento*. <<http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2014/cancer-report-20140203/es/>> (2014). [Consultado: 5 de Marzo de 2016].
- Schiefer, H., Buchauer, K., Heinze, S., Henke, G. & Plasswilm, L. (2015). Design and implementation of a “cheese” phantom-based Tomotherapy TLD dose intercomparison. *Strahlenther Onkology, 191*, 855-861.
- Sil Chu, S. (2001). Shielding for radiation scattered dose distribution to the outside fields in patients treated with high energy radiotherapy beams. Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. *Paper IAEA-CN-85-70*. pp. 601-604.

- Vega-Carrillo, H.R. (2002). TLD pairs, as thermal neutron detectors in neutron multisphere spectrometry. *Radiation Measurements*, 35, 251-254.
- Vega-Carrillo, H.R., Hernández-Almaraz, B., Hernández-Dávila, V.M. & Ortiz-Hernández, A. (2010). Neutron spectrum and doses in a 18 MV LINAC. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 283, 261-265.
- Vega-Carrillo, H.R.; Guzmán-García, K.A.; Gallego, E. & Lorente, A. (2014). Passive neutron area monitor with pairs of TLDs as neutron detector. *Radiation Measurements*, 69, 30-34.
- Vega-Carrillo, H.R., Silva-Sánchez, A. & Rivera-Montalvo, T. (2016). Photon spectrum and absorbed dose in brain tumor. *Applied Radiation and Isotopes*, 117, 51-54.
- Yang, K., Li X. & Liu B. (2016). Scatter radiation intensities around a clinical digital breast tomosynthesis unit and the impact on the radiation shielding considerations. *Medical Physics*, 43, 1096-1110.