

H*(10) debida a la radiación dispersada en un LINAC de 6 MV para Tomoterapia

Hector Rene Vega-Carrillo^{1/2}, Angélica Esparza Hernández¹, Mayra G. García Reyna³, Eric Reyes Rivera^{4,5}, Luis Hernandez-Adame⁶, Teodoro Rivera⁷

¹ Unidad Académica de Estudios Nucleares de la UAZ.
Ciprés 10, Fracc. La Peñuela.
98060 Zacatecas, Zac. México.

² Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica de la UAZ.
Av. Ramón López Velarde s/n.
98068 Zacatecas, Zac. México.

³ Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey Campus Zacatecas
Calzada Pedro Coronel 16. Dependencias Federales
98600 Guadalupe, Zac. México.

⁴ División de Ciencias e Ingenierías Campus León, Universidad de Guanajuato.
Loma del Bosque 103, Col. Lomas del Campestre. 37150 León, Gto. México

⁵ UNEME-Oncología. Guadalupe, Zac. México

⁶ CONACyT-Centro de Investigaciones Biológicas del Noreste (CIBNOR)
Mar Bermejo 195, Col. Playa Palo de Santa Rita- 23090 La Paz, Baja California Sur, México.

⁷ CICATA-IPN Unidad Legaria. Ciudad de México. México.

Buzón-e: fermineutron@yahoo.com

Resumen

Con el fin de determinar la dosis equivalente ambiental ($H^*(10)$), debida a la radiación que se dispersa sobre el cuerpo de un paciente, se usaron TLDs 100 en torno a TomoLINAC de 6 MV. Las características de la tomoterapia tiene el inconveniente de que el blindaje del búnker aumenta considerablemente y para su diseño se usan parámetros validados para los linacs convencionales. Con el fin de determinar la $H^*(10)$ debida a la radiación dispersada se hicieron mediciones en la vecindad del isocentro, mientras el haz de fotones de 6 MeV aplicó sobre un fantoma. También, se colocaron TLDs en los muros del bunker que permanecieron durante 7 días, donde aproximadamente se atendieron 50 pacientes/día. En puntos cercanos al isocentro la $H^*(10)$ presenta una distribución angular causada por la forma del fantoma. En los muros del bunker la mayor $H^*(10)$ se observó en las barreras primarias. En el laberinto, se observó el impacto de la radiación dispersada al medir un mayor valor de la $H^*(10)$ en el muro más alejado del isocentro en comparación con el punto ubicado más próximo a éste.

Palabras clave: Radioterapia; Acelerador lineal; Dosimetría; TomoLINAC.

1.- INTRODUCCIÓN

Desde el siglo pasado, el cáncer se ha considerado una enfermedad común convirtiéndose en un importante problema de salud pública en una escala global. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, es un problema que provoca una gran cantidad de decesos e impacta las finanzas públicas; este problema es aún más grave en países con ingresos bajos y medios. Organización Mundial de la Salud [OMS, 2015].

A partir del diagnóstico y las características del paciente, como el género y la edad, las opciones de tratamiento del cáncer que se usan con mayor frecuencia incluyen la cirugía, la radioterapia y la quimioterapia [ICN, 2016].

En radioterapia se aplica en dos modalidades, la teleterapia y la braquiterapia, en la teleterapia se usan haces de electrones, rayos X, protones, neutrones o iones pesados (conocida como Hadronterapia) que se hacen incidir sobre el tejido afectado. Los haces de electrones y rayos X se producen en aceleradores lineales que han evolucionado en sus diseños con el fin de depositar altas dosis en el tumor y la menor dosis en los tejidos sanos. En la tomoterapia los haces de rayos X se aplican en bandas pequeñas, como se hace en la tomografía computarizada, conformando el perfil del tumor a los largo de 360° [Murray & Robinson, 2016; Chargari, *et al.*, 2016].

Los avances en la radioterapia que incluyen la intensidad modulada tienen el inconveniente que la radiación de fuga y el blindaje del búnker aumentan considerablemente debido a que se aumenta el tiempo de disparo [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 programan 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 se aplica en forma helicoidal [Biltekin, Yeginer & Ozyigit, 2015]. El TomoLINAC, debe estar confinado en un recinto con muros capaces de absorber la radiación directa, la dispersada y la de fuga [IAEA, 2006].

Un elemento importante en el cálculo de las barreras del búnker es la dosis debida a la radiación dispersada por el cuerpo del paciente, que depende de la energía del fotón incidente en el cuerpo del paciente y el ángulo de dispersión [NCRP, 2005]. La radiación dispersada también es importante ya que la dosis que recibe un paciente debido a esta radiación contribuye en forma significativa a la dosis no deseada en el paciente [Chu, 2001]. Por lo tanto el riesgo de inducir un cáncer fatal secundario debido a la radiación dispersada es aproximadamente el doble cuando se aplica radioterapia de intensidad modulada con fotones de 6 MeV en comparación con el tratamiento con radioterapia convencional con fotones de la misma energía [Pereira *et al.*, 2016].

En tomoterapia se ha mejorado la calidad en la conformación del haz, sin embargo se usa una mayor cantidad de unidades monitor en cada tratamiento lo que contribuye a una mayor radiación de fuga del cabezal [Zacarias, Balog & Mills, 2006]. En el tomoLINAC a 180° del cabezal hay un bloque que además de atenuar el haz primario tiene la función de contrapeso, como se muestra en la figura 1.

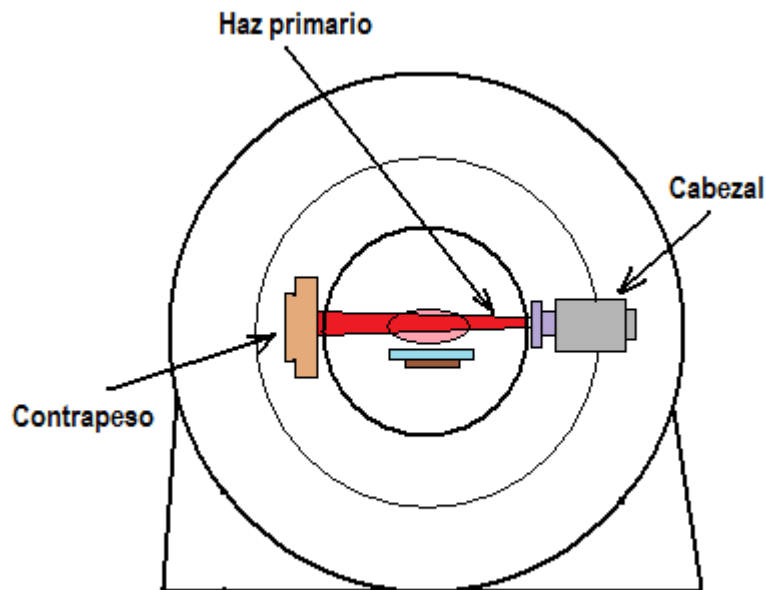


Figura 1.- Esquema de un TomoLINAC

De acuerdo a Balog *et al.* [2005] esta estructura contribuye con 2.4 espesores de blindaje. Debido a que la tomoterapia es una tecnología reciente no existen datos exhaustivos que permitan calcular las barreras primarias y secundarias del búnker por lo que en el diseño de éste se usan los datos de aceleradores convencionales.

El objetivo de este trabajo fue medir la dosis equivalente ambiental ($H^*(10)$) en diferentes puntos de las caras internas de las paredes del búnker de un TomoLINAC de 6 MV y determinar el valor de la $H^*(10)$ por unidad de dosis aplicada en jornadas reales de trabajo.

2.- MATERIALES AND MÉTODOS

El estudio se realizó en la Unidad de Especialidad Médica de Oncología de Zacatecas (UNEME) que cuenta con un TomoLINAC de la marca Accuray modelo TomoTherapy HD de fotones con una energía 6 MV el cual se muestra en la figura 2.



Figura 2.- TomoLINAC Tomo Therapy HD de 6 MV.

Con el fin de medir la $H^*(10)$ debida a la radiación dispersada se usaron dosímetros termoluminiscentes del tipo 100 (TLD 100) de Harshaw.

Estos dosímetros detectores pasivos son sensibles a fotones, partículas α y neutrones, tienen un número atómico efectivo de 8.2 y su rango de operación varia de 10 pGy a 10 Gy. Los TLD 100 están hechos de $^{nat}\text{LiF:Mg,Ti}$ y sus dimensiones son 0.3175 x 0.3175 x 0.0899 cm. Para borrar los TLDs se calentaron en una mufla a 400 °C durante 1 hora.

La calibración de los dosímetros se hizo con una fuente de ^{137}Cs . Cada TLD se colocó en un vial a 10 cm de la fuente de ^{137}Cs y se expusieron a diferentes tiempos de irradiación. En cada irradiación se obtuvo la respuesta termoluminiscente de cada dosímetro que se corrigió por la contribución del fondo a la respuesta termoluminiscente y se obtuvo el promedio que se correlacionó con la dosis equivalente ambiental de la fuente de ^{137}Cs .

La correlación se hizo ajustando las lecturas promedio corregidas por fondo y los valores de la $H^*(10)$ a una línea recta usando mínimos cuadrados ponderados [Vega-Carrillo, 1989] donde el factor de ponderación fue el recíproco de la suma de las varianzas de las lecturas de los TLDs y de la $H^*(10)$.

Para la medición de la $H^*(10)$ se usaron 4 TLD 100 que se colocaron en un embalaje de polietileno de espesor neto de 3 mm para garantizar el equilibrio electrónico. Los embalajes se fijaron en las caras internas de las barreras del bunker, incluyendo un par de estos en la superficie del TomoLINAC, como se muestra en la figura 3.

Todos los embalajes se colocaron en el plano del isocentro, también se dejó un embalaje para medir la contribución del fondo.

Los embalajes se mantuvieron en posición durante 7 días laborables, durante los cuales se trataron pacientes con diferentes patologías, edades y géneros. Este procedimiento se aplicó

en tres ocasiones y durante este proceso se atendieron entre 48 a 50 pacientes por día. El mayor grupo tratado en las tres ocasiones fueron mujeres y de edades mayores a 30 años.

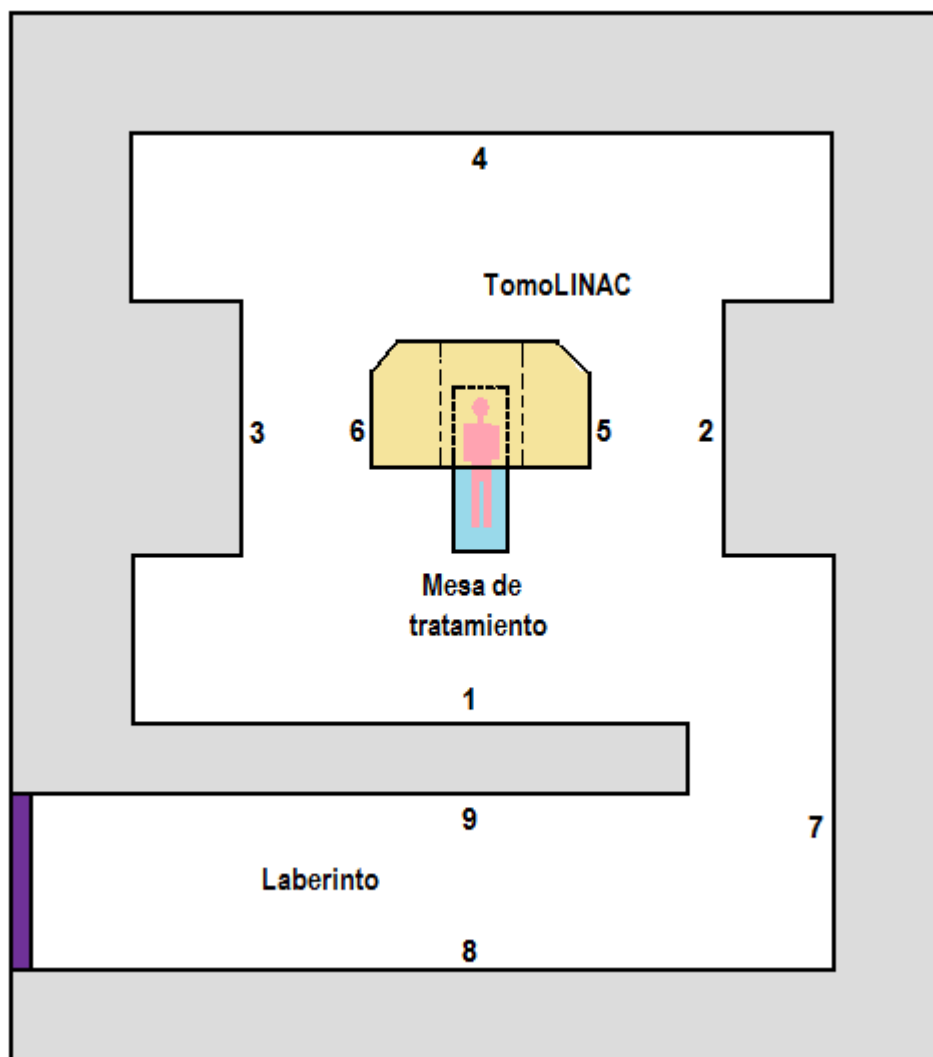


Figura 3.- Ubicación de los TLDs dentro de la sala de tratamiento.

Una vez terminado el proceso de exposición a la radiación dispersada se retiraron los embalajes y se trasladaron a la Laboratorio de Mediciones Nucleares de la Unidad Académica de Estudios Nucleares de la UAZ y se obtuvieron las lecturas de los TLDs, para esto se usó un lector de Thermo Scientific Harshaw TLD 3500.

Las respuestas se obtuvieron calentando los TLDs, en atmósfera de nitrógeno, de 50 a 300 °C con un gradiente de temperatura de 10 °C/seg. Las respuestas de los 4 TLDs de cada embalaje se promedió y se corrigió por el promedio de las lecturas de los 4 TLDs usados para la medición del fondo que se convirtió a unidades de H*(10) mediante la curva de calibración.

3.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La función lineal, con un coeficiente de correlación de 0.9964, derivada del proceso de calibración y que nos permite convertir la respuesta termoluminiscente a la Dosis equivalente ambiental se muestra en la ecuación 1.

$$H^*(10)(R_{TLD}) = 0.03099 + 0.1771 R_{TLD} \quad (1)$$

En esta ecuación H*(10) es la dosis equivalente ambiental en mSv y R_{TLD} es la respuesta termoluminiscente en nanoCoulombs. La medición de la H*(10) debido a la radiación dispersada se realizó en 9 puntos dentro del bunker del TomoLINAC y las mediciones se realizaron en tres ocasiones.

En la tabla 1, se muestran los promedios corregidos de la respuestas termoluminiscentes, R_{TLD}, en cada punto. Las mayores lecturas se obtuvieron en los puntos 5 y 6 que se ubican en la superficie del TomoLINAC debido a que se encuentran más cerca de la zona de dispersión.

En los puntos 2 y 3, localizados en las barreras primarias, las lecturas de los TLDs son estadísticamente iguales, lo que implica que hay simetría en el campo de la radiación dispersada. En los puntos 1 y 4 se observa que no existe simetría probablemente debido a que las distancias de esos puntos respecto al isocentro son diferentes. Las menores lecturas se

obtuvieron en los puntos 8 y 9 que se encuentran en el laberinto que se debe a la radiación dispersada que se refleja en el muro donde se encuentra el punto 7.

Tabla 1.- Valores de la R_{TLD} en las tres mediciones.

Posición	Medición 1 R_{TLD} [nC]	Medición 2 R_{TLD} [nC]	Medición 3 R_{TLD} [nC]
1	34.8 ± 0.7	26.4 ± 0.7	46.7 ± 0.8
2	107.2 ± 5.4	91.3 ± 1.6	148.2 ± 7.8
3	107.28 ± 5.4	91.5 ± 4.2	146.8 ± 8.0
4	27.2 ± 1.1	22.1 ± 1.0	38.5 ± 1.7
5	779.4 ± 0.1	674.7 ± 0.04	1514.4 ± 0.1
6	828.3 ± 0.1	502.8 ± 0.1	1309.7 ± 0.1
7	27.0 ± 0.8	20.5 ± 0.6	37.2 ± 0.8
8	0.28 ± 0.05	0.20 ± 0.06	0.37 ± 0.08
9	0.26 ± 0.09	0.09 ± 0.08	0.24 ± 0.06

Los valores de la tabla 1 se convirtieron a $H^*(10)$ mediante la ecuación 1 y se dividió entre el total de la dosis aplicada durante el proceso de medición; estos resultados se muestran en la tabla 2.

Table 2.- Valores de la $H^*(10)/D$ en las tres mediciones.

Posición	Medición 1 [mSv/Gy]	Medición 2 [mSv/Gy]	Medición 3 [mSv/Gy]
1	9.35E-02 ± 3.41E-03	7.5E-02 ± 2.94E-03	9.34E-02 ± 3.23E-03
2	2.88E-01 ± 1.68E-02	2.59E-01 ± 9.02E-02	2.97E-01 ± 1.79E-02
3	2.88E-01 ± 1.43E-02	2.60E-01 ± 1.40E-02	2.94E-01 ± 1.83E-02
4	7.31E-02 ± 3.63E-03	6.29E-02 ± 3.38E-03	7.70E-02 ± 4.16E-03
5	2.09 ± 6.28E-02	1.92 ± 5.75E-02	3.03 ± 9.09E-02
6	2.22 ± 6.67E-02	1.43 ± 4.29E-02	2.62 ± 7.86E-02
7	7.25E-02 ± 3.05E-03	5.81E-02 ± 2.35 E-03	7.43E-02 ± 2.74E-02
8	7.52E-04 ± 1.46E-04	5.8E-04 ± 1.82E-04	7.4E-04 ± 1.66E-04
9	6.98E-04 ± 2.68 E-04	2.56E-04 ± 2.29E-04	4.80E-04 ± 1.26E-04

Los valores observados en los puntos 2 y 3, localizados en las barreras primarias, presentan simetría lo que implica que debido a la distancia respecto a la zona de dispersión es la misma y la radiación dispersada es la misma y la probable contribución de la radiación de fuga se diluye debido a que durante los tratamientos se hacen disparos por tiempos breves y en posiciones que cubren los 360°.

Los valores de $H^*(10)/D$ en los puntos 7 y 8 son muy similares a pesar de que el punto 8 está a la mitad de laberinto y en el muro más alejado del isocentro esto se debe a que en esa posición la $H^*(10)$ se debe a la radiación que cruza el muro intermedio y la dosis que se dispersa en el muro donde se ubica el punto 7.

La $H^*(10)$ en el punto 9, ubicado enfrente del punto 8 y más próximo al isocentro, es menor que la dosis en el punto 9, lo que implica que la dosis en el punto 9 se debe principalmente a la radiación dispersada que alcanza el muro donde está el punto 7 y que a su vez es dispersada por éste, los fotones emergentes de esta doble dispersión son fotones Compton cuya energía es menor contribuyendo así a una menor dosis.

4.- CONCLUSIONES

Se midió la $H^*(10)$ debida a la radiación dispersada por el cuerpo de un paciente cuando es tratado con un TomoLINAC con fotones de 6 MeV, Las mediciones se realizaron con TLDs que se colocaron en la cara interna de las barreras de la sala de tratamiento. A partir de los resultados obtenidos las conclusiones más relevantes son las siguientes:

Las mayores dosis se obtuvieron en la superficie del TomoLINAC y no obstante ambos puntos se encuentran equidistantes de la zona de dispersión, los valores de los promedios son distintos (2.36 y 2.09 mSv/Gy) debido a que en esos puntos también se incluye la dosis debida a la radiación de fuga del cabezal.

En los puntos 2 y 3, ubicados en las barreras primarios y equidistantes de la zona de dispersión presentaron valores promedio de 0.281 mSv/Gy, donde la radiación dispersada presenta simetría.

En el laberinto la dosis debida a la radiación dispersada es mayor en el muro más alejado de la zona de dispersión (punto 8) que el punto 9 debido a que la dosis en estos puntos se debe a la radiación dispersada que alcanza el muro del fondo del laberinto y que a su vez es dispersada a lo largo de éste. Los valores promedios en estos puntos son 0.7 mSv/Gy en el punto 8 y 0.5 mSv/Gy en el punto 9.

Una limitante de este estudio es que los valores de la dosis medida en los muros del búnker se debe a la radiación dispersada y también a la radiación de fuga del cabezal, por lo que sería interesante e importante diseñar un experimento para separar ambas contribuciones.

Agradecimientos

El segundo y tercer autores agradecen al CONACyT la beca otorgada para realizar sus estudios de postgrado.

REFERENCIAS

- Balog J; Lucas D; De Souza C; Crilly R. (2005). *Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations. Medical Physics* **32**: 710-719.
- 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.

- Chargari C; Goodman KA; Diallo I; Guy J-B; Rancoule Ch; Cosset JM; Deutsch E; Magne N. (2016). *Risk of second cancers in the era of modern radiotherapy: Does the risk/benefit analysis become theoretical models?*. *Cancer and Metastasis Reviews* **35**: 277-288.
- Chu S. (2001). *Shielding for radiation scattered dose distribution to outside fields in patients treated with high energy radiotherapy beams*. Proceedings of the International Conference on the Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Malaga, March 26-30. Paper IAEA-CN-85-70, p 601-604.
- IAEA. (2006). *RADIATION PROTECTION IN THE DESIGN OF RADIOTHERAPY FACILITIES*. Report Series No. 47. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria.
- OMS. [online]. Organización Mundial de la Salud. [2015]. <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/>>. [Consultada en Septiembre 2015].
- Murray LJ; Robinson MH. (2016). *Radiotherapy: Technical aspects*. *Medicine* **44**: 10-14.
- NCI. (2016). [Online]. *National Cancer Institute Home Page*. (2016). <<http://www.cancer.gov>>. [Consultada en Mayo 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, United States of America.
- Pereira MF; Pereira J; Rangel S; Saraiva, M; Santos LM; Cardoso JV; Alves JG. (2016). *Environmental monitoring with passive detectors at CTN in Portugal*. *Radiation Protection Dosimetry* **170**: 342-345.
- Vega-Carrillo HR. (1989). *Least squares for different experimental data*. *Revista Mexicana de Fisica* **35**: 597-602.
- Zacarias A; Balog J; Mills M. (2006). *Shielding design for a tomotherapy facility*. *Health Physics* **91**: 289-295.