

Dosis Equivalente Ambiental Debida a la Radiación Dispersada Por el Cuerpo del Paciente en Tratamientos con Tomoterapia

Angélica Esparza Hernández, Karla Concepción Luna Sandoval y Héctor René Vega-Carrillo
Unidad Académica de Estudios Nucleares de la Universidad Autónoma de Zacatecas
C. Ciprés 10, Fracc. La Peñuela. 98068 Zacatecas, Zac.
ange.es.he55@gmail.com; lunari_k@hotmail.com; fermineutron@yahoo.com

Eric Reyes Rivera
UNEME de Oncología, Servicios de Salud de Zacatecas
98613 Guadalupe, Zac.
División de Ciencias e Ingeniería de la Universidad de Guanajuato
37150 León, Gto.
eric_1985@fisica.ugto.mx

Resumen

Uno de los parámetros importantes del diseño y evaluación del búnker de un acelerador lineal para radioterapia es la dosis en el punto a proteger tras las barreras de la sala de tratamiento. En el caso de las barreras primarias esta dosis es debida a la radiación directa y en el caso de las barreras secundarias es la dosis debida a la radiación que se fuga del cabezal y la dosis debida a la radiación dispersada por el cuerpo del paciente. En Zacatecas el búnker de la sala de oncología se diseñó para un acelerador lineal de 18 MV pero se instaló un acelerador de última tecnología que es un acelerador lineal de 6 MV para tomoterapia que tiene un mejor control de la dosis aplicada. Con el fin de determinar la dosis debida a la radiación dispersada que alcanza las superficies internas de las barreras de la sala se usaron dosímetros termoluminiscentes (TLDs) del tipo 100 que se colocaron, en tres ocasiones, en 9 puntos dentro del búnker por periodos de 7 días. Durante estos periodos se atendieron pacientes en forma rutinaria que fueron tratados de diferentes tumores usando diferentes procedimientos. En cada punto de medición se colocaron 4 dosímetros. Las lecturas de los TLDs se usaron para calcular la Dosis equivalente ambiental que se normalizó a la dosis aplicada. Las mayores dosis se encontraron en la superficie del acelerador y no mostraron simetría, en las barreras primarias se encontraron las mismas dosis y en el laberinto la dosis debida a la radiación dispersada es influida por la dispersión Compton que experimentan los fotones dispersado en el muro del fondo del laberinto.

1. INTRODUCCIÓN

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, el cáncer es un problema de salud pública 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. [1].

Se estima que aproximadamente el 50% de mujeres y hombres que nacen actualmente serán diagnosticados con algún tipo de cáncer durante su periodo de vida [2]. La detección temprana del cáncer permite abatir en forma considerable la tasa de mortalidad. Aún a pesar de existen diferentes procedimientos para la detección temprana del cáncer, como pruebas de laboratorio, biopsias y estudios de imágenes, la mayoría de los casos son diagnosticados en etapas avanzadas impactando la calidad y pronóstico de vida del paciente. 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 [3].

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, procurando depositar la mayor dosis en éste afectando en menor medida el tejido sano adyacente al tumor. 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 cortes pequeños conformando el perfil del tumor a los largo de 360° [4-6]. 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 [7].

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 [8].

El TomoLINAC, como todos los aceleradores lineales deben estar confinados en un recinto con muros capaces de absorber la radiación directa, la dispersada y la de fuga [9, 10]. Un elemento importante en el cálculo de las barreras del búnker es la dosis debida a la radiación dispersada que depende de la energía del fotón incidente en el cuerpo del paciente y el ángulo de dispersión [9].

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 [11]. Se han reportado los valores de la dosis efectiva en diversos órganos del paciente cuando es tratado de cáncer de pulmón usando un TomoLINAC [12]. De acuerdo con Chargari et al [13] 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.

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 Y 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 que se muestra en la figura 1.



Figura 1. 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 y son sensibles a fotones, partículas β y neutrones, tienen un número atómico efectivo de 8.2 y su rango de operación varia de 10 pGy a 10 Gy [14]. Los TLD 100 están compuestos de $^{nat}\text{LiF:Mg,Ti}$ y sus dimensiones son 0.3175 x 0.3175 x 0.0899 cm.

2.1. Calibración de los TLDs

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. Los tiempos de exposición se variaron desde los 15 minutos hasta varias horas.

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 [14] donde el factor de ponderación fue el recíproco de la suma de las varianzas de las lecturas de los TLDs y de la $H^*(10)$.

2.2. Medición de la $H^*(10)$ en la sala de tratamiento

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 2.

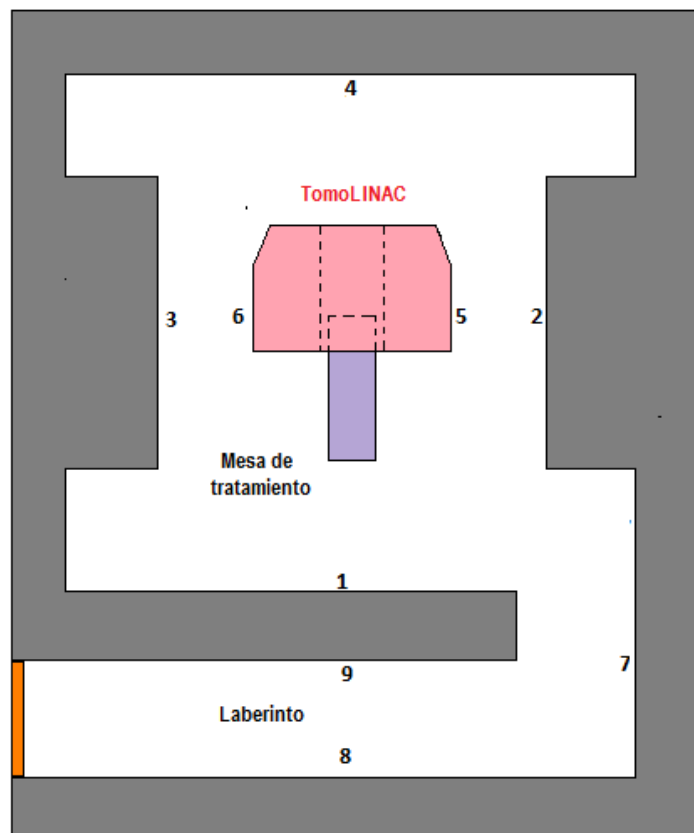


Figure 2. Ubicación de los TLDs dentro de la sala de tratamiento

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 y características de edad y género. Este procedimiento se hizo en tres ocasiones y durante este proceso se atendieron entre 48 a 50 pacientes por día, en su mayoría mujeres y de edades mayores a 30 años.

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.

La 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

3.1. Curva de calibración

En la figura 4 se muestran los promedios corregidos por fondo de las respuestas termoluminiscentes de los TLDs irradiados con la fuente de ^{137}Cs así como la función lineal resultante del ajuste por mínimos cuadrados ponderados cuya expresión se muestra en la ecuación 1.

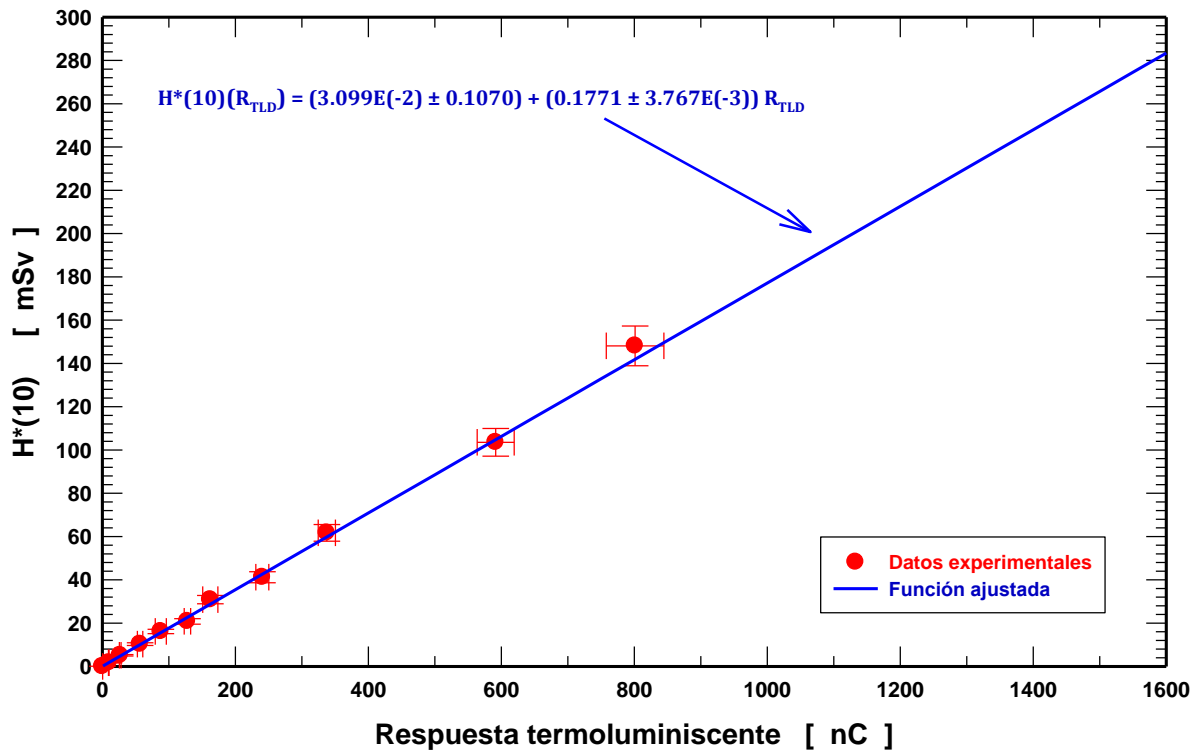


Figura 4. Curva de calibración

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

En esta ecuación $H^*(10)$ es la dosis equivalente ambiental en mSv y RTLD es la respuesta termoluminiscente en nanoCoulombs. El coeficiente de correlación del ajuste es $r^2 = 0.9964$.

El lote de los TLDs presentan un comportamiento lineal en el rango de 0 a 160 mSv que se puede extrapolar a valores mayores, por lo tanto la función ajustada es confiable para la medición de la $H^*(10)$ debida a la radiación dispersada.

3.2. $H^*(10)$ debida a la radiación dispersada

La medición de la $H^*(10)$ debido a la radiación dispersada se realizó en 9 puntos dentro del bunker del TomoLINAC se hizo en tres ocasiones.

En la tabla 1, se muestran los resultados obtenidos en las tres mediciones de los valores de los promedios corregidos de las respuestas termoluminiscentes, R_{TLD} , en cada punto.

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	34.83 ± 0.72	26.41 ± 0.67	46.69 ± 0.80
2	107.17 ± 5.36	91.17 ± 1.61	148.21 ± 7.75
3	107.28 ± 5.36	91.45 ± 4.09	146.75 ± 7.99
4	27.22 ± 1.08	22.14 ± 0.98	38.46 ± 1.73
5	779.40 ± 0.07	674.69 ± 0.04	1514.37 ± 0.11
6	828.33 ± 0.07	502.77 ± 0.08	1309.69 ± 0.11
7	27.00 ± 0.79	20.45 ± 0.55	37.15 ± 0.80
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

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. 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.

En la tabla 2 se presentan los valores de la $H^*(10)$ debida a la radiación dispersada y normalizada a la dosis aplicada en todos los pacientes y durante el periodo de medición.

Se observa que el patrón de la $H^*(10)/D$ es igual al observado con las lecturas de los TLDs, donde la mayor $H^*(10)/D$ se presenta en los puntos ubicados sobre la superficie del TomoLINAC.

La magnitud se atribuye a que son los puntos más cercanos a la zona de dispersión, la ausencia de simetría se atribuye a que además de recibir la radiación dispersada también están expuestos a la radiación de fuga del cabezal.

Tabla 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.

En la tabla 3 se muestran los promedios de la $H^*(10)/D$ obtenidos en cada punto a partir de las tres mediciones. Estos valores representan el albedo de los fotones de 6 MeV del TomoLINAC. La ausencia de simetría en los puntos 5 y 6 se atribuye a que debido a los tratamientos aplicados la $H^*(10)/D$ es mayor en el punto 5 que contabiliza la radiación dispersada y la de fuga.

Debido a la distancia respecto a la zona de dispersión entre los puntos 2 y 3 el albedo de la dosis es la misma. La dosis en los puntos 1 y 4 son similares pero estadísticamente diferentes y esto se debe a que la distancia entre esos puntos y la zona de dispersión son diferentes.

Tabla 3. Promedio de la H*(10)/D en la sala del TomoLINAC

Posición	H*(10)/D [mSv/Gy]
1	8.73E-02 ± 8.69E-03
2	2.81E-01 ± 1.60E-02
3	2.81E-01 ± 1.48 E-02
4	7.10E-02 ± 5.93E-03
5	2.36 ± 0.49
6	2.09 ± 0.50
7	6.83E-02 ± 7.26E-03
8	6.87E-04 ± 8.4E-05
9	4.78E-04 ± 1.81E-04

A pesar de que el punto 8 se encuentra más alejado de la zona de dispersión que el punto 9 (ambos en el laberinto), hay una mayor dosis en el punto 8 lo que implica que esos puntos reciben fotones dispersados que a su vez son dispersados por el muro del laberinto, la explicación de la magnitud de la dosis en estos sitios es probablemente debido a que son fotones que han experimentado más de una dispersión Compton emergiendo como fotones de baja energía.

4. CONCLUSIONES

Con el fin de determinar 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, se usaron TLDs 100 que se ubicaron en 9 puntos dentro de la sala del búnker. Las principales conclusiones derivadas de este estudio 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 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 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 en estos puntos son 0.7 µSv/Gy en el punto 8 y 0.5 µSv/Gy en el punto 9.

Cabe mencionar que aunque no se colocaron dosímetros en la cabina del operador la dosis que recibió la barrera primaria, (cuyo espesor está diseñado para absorber la radiación directa, suficiente para absorber la dosis debida a los fotones dispersados) la cual colinda con la cabina, es inferior.

AGRADECIMIENTOS

A las autoridades y personal de la UNEME Zacatecas por las facilidades otorgadas para realizar el presente estudio.

REFERENCIAS

1. Organización Mundial de la Salud Home Page 2015, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/>
2. Newhauser, W.D.; de Gonzalez, A.B.; Schulte, R.; Lee, Ch. 2016 A review of radiotherapy-induced late effects research after advanced technology treatments. *Frontiers in Oncology* **6**, p.1-11.
3. National Cancer Institute Home Page 2016, <http://www.cancer.gov>.
4. 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*, Paris, October 3-6. Paper 122_EA.
5. 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: Does the risk/benefit analysis become theoretical models?. *Cancer and Metastasis Reviews* **35**, p. 277-288.
6. Murray, L.J.; Robinson, M.H. 2016 Radiotherapy: Technical aspects. *Medicine* **44**, p. 10-14.
7. Balog, J.; Lucas, D.; De Souza, C.; Crilly, R. 2005 Helical tomotherapy radiation leakage and shielding considerations. *Medical Physics* **32**, p. 710-719.
8. 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**, p. 560-565.
9. 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.
10. IAEA, 2006 *Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities*. Report Series No. 47. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria.
11. Sil 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.
12. Hsien-Chung, T.; Wen-Shan, L.; Hsiao-Han, T.; Hsin-Yin, Ch.; Jye-Bin, L.; Chien-Yi, Ch. 2015 Radiation dose for normal organs by helical tomotherapy for lung cancer. *Applied Radiation and Isotopes* **102**, p. 35-41.

13. Pereira, M.F.; Pereira, J.; Rangel, S.; Saraiva, M.; Santos, L.M.; Cardoso, J.V.; Alves, J.G. 2016. Environmental monitoring with passive detectors at CTN in Portugal. *Radiation Protection Dosimetry* **170**, p. 342-345.
14. Vega-Carrillo, H.R. 1989 Least squares for different experimental cases. *Revista Mexicana de Física* **35**, p. 597-602.