



Universidad Autónoma de Zacatecas
"Francisco García Salinas"

Unidad Académica de Estudios Nucleares
Maestría en Ciencias Nucleares



Dosis en Cristalino, Tiroides y Gónadas en un Estudio de Radiodiagnóstico por TC

Tesis que en cumplimiento parcial de los requisitos para obtener el grado de

Maestro en Ciencias Nucleares con opción terminal en Ingeniería Nuclear

Presenta

Lic. en Fis. Joel Vázquez Bañuelos

Directores de tesis

**Dr. Héctor René Vega Carrillo, C. a Dr. Eric Reyes Rivera
C. a Dr. Víctor M. Hernández Dávila, Dr. José Manuel Ortiz Rodríguez**

Zacatecas, Zac., México. Septiembre 2018

**Dosis en Cristalino, Tiroides y Gónadas en
un estudio de radiodiagnóstico por TC**

Aprobada por el jurado

Dr. Héctor René Vega Carrillo

Dra. Consuelo Letechipía de León

Dr. Miguel Ángel Salas Luevano

Dr. Valentín Badillo Almaraz

Dr. José Manuel Ortiz Rodríguez

Agradecimientos

A mi padre Rosendo Vázquez García, a mi madre Luisa Bañuelos Alamillo y a mis hermanos Rosendo, Ezequiel, Elizabeth y Vanessa por todo el apoyo que me han otorgado a través de toda mi formación académica y social.

A mi novia Fernanda por su apoyo incondicional y motivación para la culminación de este logro académico.

Al M. en C. Eric Reyes Rivera por haberme permitido y asesorado en la realización experimental de este trabajo en la UNEME-Oncología.

A mis compañeros de generación Martha, Guillermo y Ángel por el apoyo que me brindaron para llevar a cabo esto.

Al Dr. Héctor René Vega Carrillo por todo el apoyo académico, y por su asesoramiento para la realización de este trabajo.

Al Consejo Zacatecano de Ciencia, Tecnología e Innovación (COZCyT) por el apoyo otorgado para la participación en congresos nacionales e internacionales.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por la beca otorgada para la realización de este posgrado.

RESUMEN

Los rayos X para el radiodiagnóstico contribuyen en mayor medida a la dosis media anual a nivel mundial. En radioterapia guiada por imagen es indispensable que al paciente se le haga una radiografía mediante tomografía computarizada, durante ésta la radiación es dispersada hacia el recinto alcanzando órganos sensibles del paciente. En este estudio se midió la dosis absorbida en el cristalino, tiroides y gónadas en un fantoma de agua sólida sometido a un estudio de radiodiagnóstico por tomografía computarizada. Con el valor de las dosis absorbidas se calcularon los valores de la dosis efectiva. El trabajo se realizó en la Unidad de Especialidades Médicas de Oncología del estado de Zacatecas en un tomógrafo General Electric, modelo BrightSpeed. Se colocaron dosímetros termoluminiscentes del tipo 100 sobre piezas de agua sólida que representan la cadera y piernas, así como cuello y cara mientras que entre estos se colocó un "Cheese phantom". En el centro de éste se ubicó una cámara de ionización y un dosímetro termoluminiscente. La dosis Efectiva debida a la radiación dispersada en cristalino, tiroides y gónadas es de aproximadamente 57, 214 y 9 μSv respectivamente. La dosis Efectiva depende de la distancia entre el órgano de interés y la zona de dispersión. A pesar de las dosis recibidas la probabilidad de contraer un cáncer o riesgo de muerte es pequeña.

Palabras clave: Dosis, órganos, radiodiagnóstico, TC, dosímetros termoluminiscentes, rayos X.

ABSTRACT

The X-rays for radiodiagnosis contribute most to the average annual dose worldwide. In image-guided radiation therapy, it is essential that the patient undergoes an X-ray using computed tomography, during which the radiation is dispersed to the area and reaches the patient's sensitive organs. In this study the absorbed dose in the lens, thyroid and gonads was measured in a solid water phantom undergoing a computed tomography imaging study. With the value of the absorbed doses the values of the effective dose were calculated. The work was performed in the Medical Specialties Oncology Unit of the State of Zacatecas on a General Electric Tomographer, model BrightSpeed. Type 100 thermoluminescent dosimeters were placed on solid water pieces representing the hips and legs, as well as the neck and face, and a 'Cheese phantom' was placed between them. In the centre of it was an ionisation chamber and a thermoluminescent dosimeter. The Effective dose due to scattered radiation in crystalline, thyroid and gonads is approximately 57, 214 and 9 μSv respectively. The Effective dose depends on the distance between the organ of interest and the area of dispersion. In spite of the doses received, the probability of contracting cancer or the risk of death is small.

Keywords: Dose, organs, radiodiagnostic, CT, thermoluminescent dosimeters, X rays.

CONTENIDO

1 INTRODUCCIÓN	1
Justificación	5
Pregunta Científica.....	5
Hipótesis	5
Objetivo general	6
Objetivos específicos	6
2 REVISIÓN DE LITERATURA	7
2.1 Clasificación de la radiación	7
2.1.1 Rayos X	7
2.1.1.1 Definición y producción.....	8
2.1.1.2 Interacción de la radiación con la materia	12
2.1.1.3 Aplicaciones en medicina.....	15
2.2 Magnitudes y unidades de radiación.....	16
2.2.1 Dosis.....	17
2.2.1.1 Tipos de dosis	18
2.3 Dosímetros termoluminiscentes	23
2.3.1 Proceso de luminiscencia	24
2.3.2 Curva de termoluminiscencia de brillo.....	26
2.3.3 Tipos de TLDs.....	28
2.3.4 Instrumentación	29
2.4 Tomografía computarizada.....	30
2.4.1 Características operativas del equipo	31
2.4.2 Dosis recibidas en exámenes de TC.....	35

3 MATERIALES Y MÉTODOS.....	36
3.1 Procedimiento de calibración de los TLDs	36
3.2 Determinación de la Dosis mínima detectable	40
3.3 Medición de la Dosis con Cámara de ionización	41
3.4 Dosimetría, en fantoma, durante una TC.....	42
4 RESULTADOS.....	47
4.1 Calibración de los TLDs.....	47
4.2 Dosis mínima detectable	49
4.3 Dosis medida con Cámara de ionización y TLD	49
4.4 Dosimetría, en fantoma, durante una TC.....	49
4.5 Riesgo de cáncer y muerte	50
5 DISCUSIÓN	52
5.1 Calibración de los TLDs con ¹³⁷ Cs.....	52
5.2 Dosis en cristalino, gónadas y tiroides	52
5.3 Probabilidad de inducción de cáncer y riesgo de muerte	54
6 CONCLUSIONES	55
Trabajo a futuro	56
REFERENCIAS.....	57
Curriculum vitae	61

Índice de Figuras

Figura 1. Producción de rayos X.	9
Figura 2. Dispersión de Bragg de rayos X para planos consecutivos de átomos.	9
Figura 3. Espectro de rayos X de un blanco metálico.....	11
Figura 4. Efecto Fotoeléctrico.....	13
Figura 5. Dispersión Compton.....	14
Figura 6. Producción de pares.....	15
Figura 7. Contribución a la dosis que en promedio reciben las personas.	17
Figura 8. Modelo de bandas de la termoluminiscencia.....	25
Figura 9. Relación entre probabilidad de escape, población de carga atrapada e intensidad luminiscente	26
Figura 10. Curva de brillo de un cristal con varios niveles trampa.....	27
Figura 11. Obtención de imágenes en una TC.....	32
Figura 12. Equipo de TC.....	33
Figura 13. Frecuencias radiográficas.....	34
Figura 14. UNEME-Oncología.....	36
Figura 15. Mufla Panasonic.....	37
Figura 16. Recipientes de polietileno para TLDs.....	38
Figura 17. Irradiación de los TLDs para calibración.....	38
Figura 18. Lector de TLDs.....	39
Figura 19. Colocación de la cámara de ionización y TLDs.	41
Figura 20. Ubicación de los TLDs.....	42
Figura 21. Tomógrafo General Electric modelo BrightSpeed.....	43
Figura 22. Ubicación de los TLDs en gónadas.	43
Figura 23. Ubicación de los TLDs en cristalinos y tiroides.	44
Figura 24. Curva de calibración de los TLDs.....	47

Índice de Tablas

Tabla 1. Valor de w_T	20
Tabla 2. Valores de w_T	22
Tabla 3. Requisitos de los TLDs para dosimetría médica.....	29
Tabla 4. Diferencias con una radiografía convencional.....	34
Tabla 5. Dosis efectiva en TC y radiografía convencional.....	35
Tabla 6. Dosis típicas en mGy durante la TC en adultos (ICRP, 2000).....	35
Tabla 7. Respuesta neta TL, D y E.	50
Tabla 8. Probabilidad de inducción de cáncer y riesgo de muerte.	51

1 INTRODUCCIÓN

La radiación presente en el planeta proviene tanto de fuentes naturales como artificiales, y estas son las responsables de las dosis a las que están expuestos los seres humanos. Las fuentes naturales provienen de las series radiactivas del Uranio y Torio, así como del Potasio-40 y la radiación cósmica. Las tres vías principales de exposición para los seres humanos, son la irradiación externa del cuerpo de la radioactividad terrestre y la radiación cósmica, la inhalación de radionúclidos naturales en el aire y la ingestión de radionúclidos naturales en alimentos y líquidos (Alharbi and El-Taher, 2013; Mc Laughlin, 2015).

Por otra parte, las fuentes antropogénicas de radiación se emplean en diferentes actividades como la minería, la industria, la medicina, entre otras, y estas también, contribuyen a la radiación recibida por los seres humanos. Unas de las más importantes y que más contribuye con la dosis anual, son las usadas en medicina, más específicamente los rayos X para el diagnóstico (Alharbi and El-Taher, 2013).

En el radiodiagnóstico una de las técnicas que tiene mayor utilidad es la tomografía computarizada (TC), que se caracteriza por ofrecer varias ventajas como: alta resolución, tiempo corto de estudio, no es invasiva, la información que se obtiene es más detallada. También, se obtienen imágenes detalladas en dos dimensiones, tres dimensiones e imagen volumétrica de áreas dentro del cuerpo con una alta comodidad para el paciente. Además, debido a que utiliza las propiedades de atenuación de los rayos X del cuerpo humano, puede detectar enfermedades como el cáncer, traumatismos, entre otras (Kalender, 2014; Mokhtar et al., 2017).

Otra característica importante de la TC es que el número de fotones emitidos por el tubo de rayos X, es de 100 a 1000 veces mayor que el número de fotones emitido por un tubo de rayos X para radiografía convencional (Lee et al., 2015).

Con el fin de proteger a grupos o individuos en los usos de fuentes de radiación se aplica el principio de ALARA, que significa que durante el uso de una fuente radiactiva se debe procurar mantener el nivel de dosis “tan pequeño como razonablemente sea posible”. Este principio se aplica en todos los usos de las fuentes de radiación, en particular en pacientes que se exponen a radiación durante la aplicación de rayos X para diagnóstico o tratamiento, o a otro tipo de radiación como en la radioterapia con rayos γ , iones pesados o neutrones; o en usos de radiofármacos con fines de diagnóstico o tratamiento (Hendee and Edwards 1986; Lin et al., 2017; Andresz et al., 2018).

Con el fin de procurar que el beneficio recibido supere el riesgo de un paciente por exponerse a la radiación ionizante la Comisión Internacional de Protección Radiológica en su publicación 102 (ICRP, 2007) enfatizó la importancia de administrar la dosis correcta al paciente, principalmente para exámenes repetidos o múltiples (Ding et al., 2015).

Debido al creciente uso de la TC es relevante evaluar la exposición y riesgos radiológicos para el paciente, porque la dosis recibida es el principal contribuyente a la exposición médica pública (Shdeed et al., 2016). El examen de TC representa sólo el 5% de todos los exámenes de rayos X, pero por sus características representa entre 40% y 67% de la dosis absorbida por el paciente, por tanto, es importante hacer un seguimiento dosimétrico durante su uso (Mokhtar et al., 2017).

Durante una TC algunos órganos quedan cerca de la sección de cuerpo cuya imagen se obtiene, tal es el caso de la tiroides cuando se obtiene un TC de tórax, por esta razón Behroozi et al. (2015), mediante TLDs midieron la dosis en tiroides y gónadas de 81 pacientes (41 hombres y 40 mujeres) sometidos a una angiografía cardiaca mediante TC. Encontraron que el promedio de la dosis efectiva en tiroides de hombres fue de 320 μ Sv, mientras que para las mujeres fue de 410 μ Sv, para el caso de gónadas en promedio los hombre recibieron 88 μ Sv y

las mujeres 112 μSv . [Kalender et al. \(1999\)](#) desarrollaron un programa que permite estimar la dosis en órganos y la dosis efectiva durante una TC. Para el caso de una radiografía de pecho, donde se recorren 31 cm con bandas de 0.5 cm la dosis en tiroides es de 3.60 mSv, en cristalino es 240 μSv y en gónadas menor a 10 μSv .

[Henzler et al. \(2017\)](#) realizaron un estudio sobre la dosis en órganos de hombres y mujeres durante CT de pecho usando 70 y 100 kVp. Reportaron que la tiroides recibe entre 100 y 340 μSv , ovarios entre 30 y 130 μSv , testículos entre 2 y 3 μSv y cristalino de 2 a 20 μSv .

De acuerdo a [Shdeed et al. \(2016\)](#) la dosis efectiva (E) en la tomografía del abdomen y la pelvis, es de aproximadamente 10 mSv, esto es 400 a 500 veces más la dosis recibida en las imágenes convencionales de tórax, que se estima entre 0.02-0.04 mSv, en promedio la E por imagen de TC varia de 1-12 mSv.

Debido a que la E es muy alta, cualquier esfuerzo por minimizarla es de importancia crítica, ya que esto afecta más a los individuos jóvenes, porque en el momento de la exposición a la radiación por TC, mayor es el riesgo, debido a que la rapidez de reproducción celular es mayor que la de personas de mayor edad. Por consiguiente, el cáncer de tiroides, piel, cerebro y mama a lo largo de toda la vida asociado con un examen de TC, es mayor en jóvenes que en los adultos ([Akhlaghi et al., 2014](#)).

Para promover el uso apropiado de la radiación en la TC y así evitar la exposición innecesaria, varias instituciones están desarrollando activamente programas de monitoreo de dosis ([Li et al., 2014](#)). También, la Asociación Americana de Físicos en Medicina, ha señalado que las modalidades para obtener imágenes que se usan en la planificación del tratamiento por radiación, como las imágenes de portal, TC y fluoroscopia, son las que depositan una mayor dosis. Esto ha

motivado a la búsqueda de procedimientos para reducir la dosis en pacientes (Lee et al., 2015).

Para determinar el riesgo se utilizan diferentes índices de dosis, con el propósito de relacionar la exposición de riesgo para el paciente. Actualmente, hay tres tipos de cantidades dosimétricas en la dosimetría TC, la primera incluye el índice de dosis ponderado ($CTDI_w$) y el índice de dosis volumétrico ($CTDI_{vol}$), la segunda es el producto dosis longitud (DLP) y la tercera es la E que permite establecer el riesgo. Para este objetivo, se utilizan materiales semejantes al tejido humano (tejido equivalente) en formas simples o antropomórficas (fantomas) que sustituyen al cuerpo del paciente en dosimetría externa e interna (Ding et al., 2015).

Asimismo, existen otros procedimientos que contribuyen a la reducción de los valores de dosis como: selección cuidadosa de los parámetros técnicos que controlan la exposición del paciente para que la dosis recibida sea la menor posible, verificaciones periódicas del funcionamiento del equipo, revisión de los protocolos de toma de imagen y una permanente política de control de calidad (Mansour et al., 2016). Debido a que los riesgos por recibir una dosis por radiación pueden ser somáticos o genéticos, ya que los peligros que surgen de esta radiación tienen un efecto aleatorio que no aparece inmediatamente, pero puede aparecer en años posteriores o incluso generaciones subsecuentes (Shdeed et al., 2016).

Actualmente, el nivel orientativo para la dosis efectiva en una TC de tórax es de 8 mSv, lo cual aproximadamente equivale a 3.6 años de exposición a la radiación de fondo (Shdeed et al., 2016). Y según la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) la radiación que se dispersa en este tipo de estudios alcanza órganos como cristalinos, tiroides, útero, ovarios y gónadas con dosis absorbidas de 0.14, 2.3, 0.06, 0.08 y menor que 0.005 mGy, respectivamente (ICRP, 2000).

Justificación

Debido a que la dosis efectiva recibida en una TC es mucho mayor en comparación a la de una radiografía convencional, la radiación que se dispersa en una TC de tórax, alcanza órganos sensibles como el cristalino, tiroides y gónadas por lo que es importante conocer la dosis efectiva y el riesgo al que pueden estar expuestos estos órganos.

Por lo tanto, la pregunta de investigación de este trabajo es la siguiente:

Pregunta Científica

¿Cuál es la dosis efectiva en cristalino, tiroides y gónadas de un paciente sometido a una TC de tórax?

Para dar una respuesta tentativa a la pregunta, la hipótesis de trabajo planteada es la siguiente:

Hipótesis

La dosis efectiva en cristalino, tiroides y gónadas de un paciente sometido a una TC de tórax es 16.8 μSv , 92 μSv y menor a 0.4 μSv , respectivamente; de acuerdo a la ICRP (ICRP, 2000).

Con la finalidad de corroborar la hipótesis el objetivo general de esta investigación es el siguiente:

Objetivo general

Medir la dosis absorbida en cristalino, tiroides y gónadas de pacientes sometidos a un estudio de radiodiagnóstico para tórax por TC, y con estos valores calcular la dosis efectiva.

Los objetivos particulares de esta investigación son los siguientes.

Objetivos específicos

1. Caracterizar y calibrar los dosímetros termoluminiscentes (TLDs).
2. Medir la dosis absorbida en la superficie de entrada de cristalino, tiroides y gónadas en fantoma sometido a una TC de tórax.
3. A partir de la dosis absorbida calcular la dosis efectiva, y con ésta determinar la probabilidad de la inducción de cáncer.

2 REVISIÓN DE LITERATURA

2.1 Clasificación de la radiación

De acuerdo a la **UNSCEAR (2000)** se define como radiación a cualquier emisión y propagación de energía, a través del vacío o de un medio material, en forma de onda electromagnética o partícula. Asimismo, las radiaciones de naturaleza ondulatoria no poseen masa, sólo energía y las corpusculares, se propagan asociadas a la masa. Además, las radiaciones se pueden clasificar en base a tres criterios:

1. Fuente: Natural o artificial.
2. Naturaleza: Electromagnética o corpusculares.
3. Efecto biológico: Ionizantes (de alta energía) o no ionizantes (de baja energía).

En el efecto biológico se encuentra la radiación ionizante o de alta energía, es aquella que es capaz de producir iones quitando o agregando un electrón a un átomo donde irradia. Sin embargo, existen dos formas de esta radiación ionizante, la directa, la cual consta de partículas cargadas, que son los electrones energéticos (positrones, protones, partículas alfa, mesones cargados, muones e iones pesados), y la indirecta, que se produce por partículas sin carga (rayos X, rayos gamma y todos los neutrones). También, estas a su vez se clasifican en dos grupos, radiación electromagnética: Rayos gamma y rayos X, y radiación de partículas: Radiación alfa, radiación beta, neutrones y rayos cósmicos (**UNSCEAR, 2000**).

2.1.1 Rayos X

Los rayos X se descubrieron en noviembre de 1895 por el físico alemán Wilhelm Roentgen, cuando había diseñado un experimento para estudiar los rayos catódicos, en el cual cubrió un tubo de descarga con cartulina negra, cuando

oscureció el cuarto e hizo pasar una descarga a través del tubo, se sorprendió ya que vio un débil resplandor a través del cuarto en la vecindad de una mesa. Por consiguiente, repitió una vez más el experimento, ya que él sabía que los rayos catódicos sólo pueden viajar unos cuantos centímetros en el aire, pero el resultado que obtuvo fue el mismo que la primera vez. Después encendió un cerillo y descubrió que la fuente de luz se debía a la fluorescencia de una pequeña pantalla de platino-cianuro de bario $[\text{BaPt}(\text{CN})_4]$ que estaba sobre la mesa, a esta nuevo fenómeno de radiación lo denominó rayos X (Acosta et al., 1975). Las propiedades de los rayos X las resumió en las siguientes:

- Hay sustancias que son transparentes a los rayos X.
- No pueden ser reflejados ni refractados y no muestran efectos de interferencia.
- Las placas fotográficas pueden ser veladas por los rayos X.
- No pueden ser desviados ni por campos eléctricos ni por campos magnéticos.
- Los cuerpos electrificados (positiva o negativamente) son descargados por los rayos X.
- Provocan fluorescencia en muchas sustancias.

2.1.1.1 Definición y producción

Los rayos X es una radiación electromagnética ionizante de alta energía, que viaja en longitudes de onda extremadamente cortas, en línea recta y con una gran capacidad de penetración. Estos se producen cuando un haz de electrones energéticos (energías de 50 hasta 100 keV) bombardean un blanco metálico (comúnmente Cobre, Tungsteno y Molibdeno), en la figura 1 se puede observar el mecanismo de producción de estos (Serway et al., 2004).

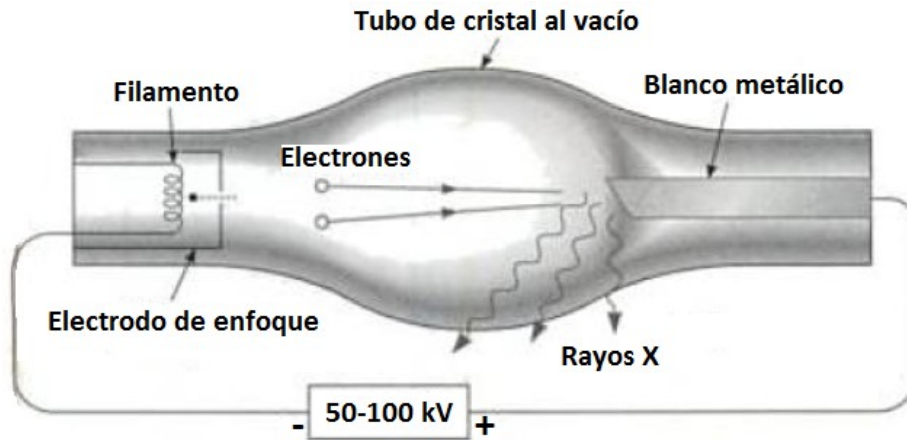


Figura 1. Producción de rayos X

Por otra parte, las primeras estimaciones obtenidas a partir de la difracción de rayos X a través de una estrecha ranura mostraron que las longitudes de onda de estos medían aproximadamente $10^{-10} m$, es por esto que son del mismo orden de magnitud que la separación atómica en los cristales.

Un método sencillo para analizar la dispersión de rayos X a partir de planos paralelos de cristal fue propuesto por W. L. Bragg en 1912. En la figura 2 se puede observar el método.

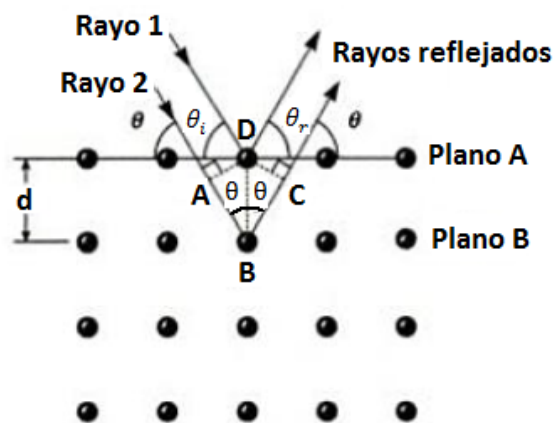


Figura 2. Dispersión de Bragg de rayos X para planos consecutivos de átomos

En este método, se consideran dos planos consecutivos de átomos, los átomos adyacentes en un solo plano, A, se dispersarán constructivamente si el ángulo de incidencia, θ_i , es igual al ángulo de reflexión, θ_r ; los átomos en planos consecutivos (A y B) se dispersarán constructivamente a un ángulo θ si la diferencia de longitud en la trayectoria de los rayos (1 y 2), es un número entero de longitudes de onda, $n\lambda$. La interferencia constructiva ocurre cuando:

$$AB + BC = n\lambda \quad \text{con} \quad n = 1,2,3, \dots \quad (1)$$

Pero como $AB = BC = d \text{ sen } \theta$, se obtiene:

$$n\lambda = 2d \text{ sen } \theta \quad \text{con} \quad n = 1,2,3, \dots \quad (2)$$

Donde n es el orden del máximo de intensidad, λ es la longitud de onda del rayo X, d es la distancia entre planos y θ es el ángulo del máximo de intensidad medido desde el plano A.

La ecuación 2, es conocida como la ecuación de Bragg y esta fue utilizada para determinar las posiciones atómicas en los cristales (Serway et al., 2004).

En la figura 3, se muestra un espectro típico de rayos X que se produce cuando un haz de electrones monoenergéticos interactúa con un blanco.

El amplio espectro continuo de rayos X resulta de la dispersión indirecta de los electrones con los átomos de metal. Esto es que en las colisiones sólo una parte de la energía de los electrones es transformada en radiación electromagnética, la cual se denomina *Bremsstrahlung* (radiación de frenado), esta es, la radiación emitida por cualquier partícula cargada cuando se frena (Serway et al., 2004).

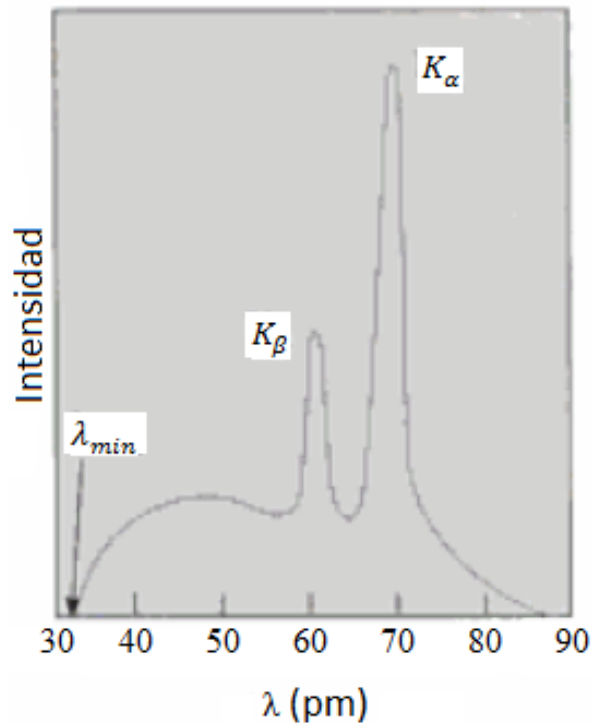


Figura 3. Espectro de rayos X de un blanco metálico

Sin embargo, la mínima longitud de onda de los rayos X, λ_{min} , es independiente de la composición del blanco, por lo que sólo depende del voltaje (V) del tubo de rayos X. Esto se puede explicar si se le atribuye al caso de una colisión frontal electrón-átomo, en la cual toda la energía cinética del electrón incidente se convierte en energía electromagnética en forma de un solo fotón de rayos X (Serway et al., 2004). Entonces se tiene que:

$$eV = hf = \frac{hc}{\lambda_{min}} \quad \text{ó} \quad \lambda_{min} = \frac{hc}{eV} \quad (3)$$

Por lo que el espectro característico de líneas agudas, es una función del material del blanco, para un blanco dado la intensidad depende del potencial acelerador.

Se sabe que los electrones en un átomo están ordenados en capas alrededor del núcleo; los más fuertemente ligados, están en la capa K, los siguientes están en la

capa L , y luego en la capa M , después en la capa N y así sucesivamente. De esta manera, cuando electrones incidentes altamente energéticos botan un electrón de la capa K , un electrón de la capa L cede energía en la forma de un rayo X cuando pasa a llenar la vacante dejada en la capa K . Esta radiación que es característica del material del blanco se denomina línea K_α . Y si el electrón de la capa M llena la vacante en la capa K cediendo su energía en forma de otro rayo X, se denomina línea K_β . Entonces las transiciones de las capas L, M, N , etc. a la capa K dan lugar a la serie de líneas $K_\alpha, K_\beta, K_\gamma$, etc. y se denomina serie K (Acosta et al., 1975).

Por lo tanto, a medida que el voltaje acelerador aumenta en el tubo de rayos X, los electrones incidentes producen un espectro continuo de Bremsstrahlung hasta que un cierto voltaje crítico, los electrones adquieren suficiente energía para desalojar electrones de las capas interiores (K, L , o M). Y cuando se alcance el potencial crítico V_c , los electrones incidentes serán lo suficientemente energéticos para que ocurran las transiciones K . Esto es:

$$eV_c \geq E_k \quad (4)$$

donde E_k es la energía necesaria para liberar un electrón K del átomo. Se denominan “rayos X duros” (más penetrantes) a los rayos X asociados con la serie K , y “rayos X suaves” a los asociados con las series menos energéticas (L, M, N) (Acosta et al., 1975).

2.1.1.2 Interacción de la radiación con la materia

Las rayos X al no tener carga no pueden ser frenados lentamente por ionización al atravesar un material. Debido a esto, sufren otros mecanismos que al final hacen que desaparezcan, transfiriendo su energía, pueden atravesar varios centímetros de un sólido, o cientos de metros en el aire, sin sufrir ningún proceso ni afectar la materia que cruzan (Serway et al., 2004). Los tres mecanismos de interacción con la materia son (Cember and Johnson, 2009):

1. **Efecto Fotoeléctrico:** Establece que para fotones de mayor energía, la interacción se da individualmente con los electrones, donde el fotón tiene la energía necesaria para arrancarle el electrón al átomo, desapareciendo el fotón (figura 4). Pero la condición necesaria que se requiere para que un fotón interactúe mediante este mecanismo es que el fotón tenga una energía, $h\nu$, mayor o igual a la energía de enlace del electrón con el átomo, ϕ . Experimentalmente, se observa que en este fenómeno la energía mínima necesaria es un poco mayor a ϕ ya que además de desprender el electrón, éste debe salir del metal que es irradiado con fotones, a esta energía se le conoce como función de trabajo, la cual es diferente para cada material. En resumen, para que este mecanismo pueda ocurrir es necesario que el electrón esté ligado a un átomo, por lo que el Efecto Fotoeléctrico no puede ocurrir con un electrón libre.

$$K_{max} = h\nu - \phi \quad (5)$$

donde K_{max} es la energía cinética máxima del electrón, $h\nu$ es la energía del fotón y ϕ es la función de trabajo.



Figura 4. Efecto Fotoeléctrico

2. **Dispersión Compton:** Es una colisión elástica entre un fotón y un electrón libre, donde la energía de unión del electrón a un átomo es mucho menor que la energía del fotón. Por consiguiente, el fotón no desaparece, solo cede parte de su energía al electrón, y a diferencia del caso anterior el electrón aquí sí puede estar libre o ligado a un átomo, por lo que éste se

lleva parte de la energía del fotón. Entonces la cantidad de energía transferida del fotón al electrón es función del ángulo de dispersión del fotón, θ . Entre mayor sea el ángulo de dispersión, mayor será la energía transferida al electrón y menor será la energía del fotón dispersado. Entonces, si $\theta = 0, K_{max} = 0$ y $h\nu_0 = h\nu_1$; y cuando $\theta = \pi, K_{max} > 0$ y $h\nu_0 > h\nu_1$. La figura 5, muestra una representación de este mecanismo.

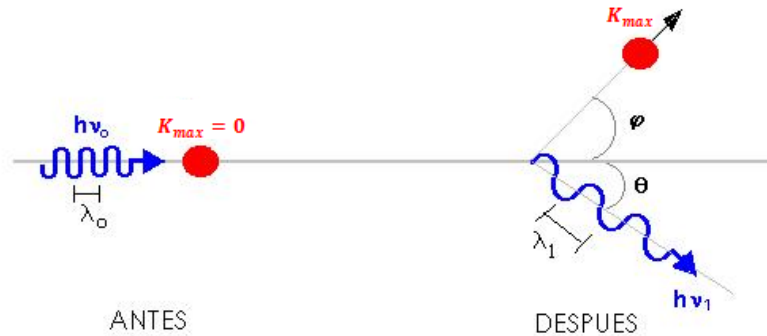


Figura 5. Dispersión Compton

3. **Producción de pares:** Ocurre cuando un fotón tiene una energía mayor o igual a 1.02 MeV, de esta forma, penetra todas las capas electrónicas y al llegar al núcleo, desaparece espontáneamente y su energía reaparece como un positrón y un electrón. Esta transformación de la energía en masa, debe tener lugar cerca de una partícula (núcleo), para que la cantidad de movimiento se conserve, razón por la cual salen en direcciones opuestas, como se muestra en la figura 6. Entonces la energía que comparten el positrón y el electrón, se obtiene de la diferencia entre la energía del fotón incidente y la masa en reposo de las partículas producidas, entonces se tiene que:

$$E = h\nu - 2m_0c^2 \quad (6)$$

donde m_0 es la masa en reposo del electrón y c es la velocidad de la luz.

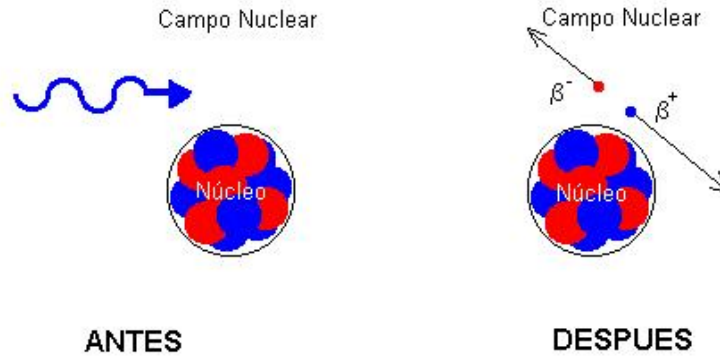


Figura 6. Producción de pares

En general, cuando un fotón incide en un medio la probabilidad de interacción por unidad de longitud con el medio, se expresa en términos de la suma de probabilidad de que el fotón interactué mediante los tres mecanismo descritos anteriormente (Cember and Johnson, 2009): Efecto Fotoeléctrico (μ_{EF}), Efecto Compton (μ_{EC}) y la Producción de pares (μ_{pp}). Por lo tanto, la suma de probabilidades de cada uno de estos tres mecanismos se conoce como el coeficiente de atenuación lineal, μ_t , esto es:

$$\mu_t = \mu_{EF} + \mu_{EC} + \mu_{pp} \quad (7)$$

2.1.1.3 Aplicaciones en medicina

En ramas de la salud se utilizan los rayos X y los materiales radiactivos para el diagnóstico de enfermedades, así como para su evolución y tratamiento de algunas patologías y son la mayor fuente de exposición a las radiaciones artificiales a las que están sometidos los seres humanos. En un país desarrollado la dosis media para fines diagnósticos anda del orden de 1.0 mSv por año, sin embargo, pueden alcanzarse dosis tan altas como 100 mSv (CSN, 2010).

Para cada miembro de la población de un país del nivel sanitario I (como es el caso de España), la dosis media por usos médicos se estima por la UNSCEAR en

1.28 mSv por año, de los cuales 1.2 mSv se deben a técnicas de diagnóstico con rayos X y el otro 0.08 mSv se debe a la medicina nuclear (CSN, 2010).

2.2 Magnitudes y unidades de radiación

Los aspectos de la medida de la radiación y su protección, deben convertirse en la consideración primaria toda vez que se utilice material radioactivo. El objetivo del sistema actual de magnitudes y unidades, es evaluar los efectos biológicos resultantes de la exposición externa e interna a la radiación ionizante en términos de efectos estocásticos (inducción del cáncer, efectos genéticos) y los efectos deterministas. Esto debido a que los efectos reales de la radiación no son completamente conocidos, pero puede asumirse en forma general que toda radiación es potencialmente nociva y por lo tanto, deben tomarse las medidas necesarias para prevenir una exposición innecesaria (Mattsson and Hoeschen, 2012).

Por consiguiente, en el campo de la dosimetría de radiación y la protección radiológica, dos organizaciones internacionales están activas en relación con cantidades y unidades: la Comisión Internacional de Unidades de Radiación y Medición (ICRU), la cual trabaja principalmente con el aspecto físico de la dosimetría, y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), que trabaja principalmente con evaluaciones y cuantificación de los efectos biológicos de la radiación, proporcionando así recomendaciones y orientación sobre todos los aspectos de la protección radiológica contra las radiaciones ionizantes (Mattsson and Hoeschen, 2012).

Existen tres unidades muy importantes e inconfundibles entre las principales formas de medida de la radiación:

1. Roentgen o unidad de exposición a la radiación.
2. Rad o unidad de dosis de radiación absorbida.

3. Rem o unidad de dosis biológica.

Estas unidades tienen su equivalencia en el sistema internacional de unidades (SI).

2.2.1 Dosis

La dosis de radiación es la cuantificación de los efectos que producen las radiaciones ionizantes (materiales radiactivos y fuentes de radiación), al incidir sobre el organismo humano. La dosis que en promedio recibe cualquier persona en el mundo proviene de diversas fuentes, en la figura 7, se muestra el porcentaje de participación (CSN, 2010).

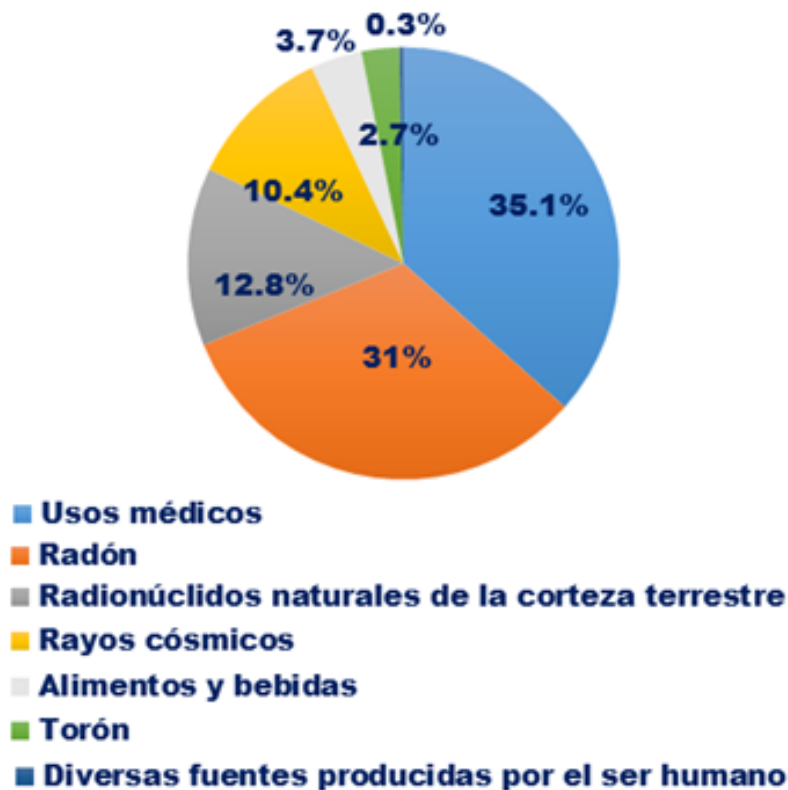


Figura 7. Contribución a la dosis que en promedio reciben las personas

2.2.1.1 Tipos de dosis

Una cantidad de medida de interés, tanto histórica como conceptualmente, es la exposición, esta es definida por la ICRU y se desarrolló como un medio para cuantificar la cantidad de radiación administrada a los pacientes tratados por rayos X (Durham, 2006). La exposición se define, como el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones por unidad de masa de aire son completamente frenados, esto es (IAEA, 2013):

$$X = \frac{\Delta Q}{m_{air}} \quad (8)$$

donde ΔQ es la carga de un solo signo y m_{air} es la masa de aire.

La unidad de exposición en el SI es el Coulomb por kilogramo (C/kg) y la unidad inglesa es el Roentgen, su equivalencia es $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$ (IAEA, 2013).

Conceptualmente, la exposición es una magnitud dosimétrica para la radiación electromagnética ionizante, basada en su capacidad para producir ionización en el aire. Sin embargo, esta magnitud solo se define para la radiación electromagnética en su interacción con el aire (IAEA, 2013).

Una alternativa a la unidad de exposición a la radiación, es el kerma en aire, este se define según la IAEA (2013):

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (9)$$

donde dE es la suma de la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas por unidad de masa dm .

Una unidad de kerma en aire representa la transferencia 1 Joule (J) por kilogramo desde el haz de radiación al aire, esto en el SI es $1 J/kg = 1 Gy$.

Pero en radiación, el interés es el efecto que la radiación tiene en el tejido, por lo que se necesita cuantificar otros campos de radiación además de campos de fotones. Debido a esto, se desarrolló el concepto de dosis absorbida, pero antes de este concepto se necesita definir el concepto de energía impartida.

La energía impartida, ε , por radiación ionizante a la materia en un volumen, se define por la relación (Durham, 2006):

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (10)$$

donde R_{in} es la suma de las energías (excluyendo las energías de reposo) de todas las partículas ionizantes cargadas y no cargadas que entran en el volumen, R_{out} es la suma de las energías (excluyendo las energías de reposo) de todas las partículas ionizantes cargadas, y no cargadas, que dejan el volumen; $\sum Q$ es la suma de todos los cambios de la energía de masa en reposo de núcleos y partículas elementales en cualquier interacción que se produzca en el volumen. Su unidad es el Joule (J).

Entonces la dosis absorbida se define como (Durham, 2006):

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (11)$$

donde $d\varepsilon$ es la energía promedio absorbida por unidad de masa dm en un lugar específico de material.

La unidad para la dosis absorbida en el SI es el gray (Gy), $1 Gy = 1 J/kg$, y la unidad inglesa es el Rad, su equivalencia es $1 Gy = 100 rad$. Este tipo de dosis se define para cualquier tipo de radiación ionizante y para cualquier material, no

solo para radiación electromagnética (como en el caso de la exposición) (IAEA, 2013). También, es importante tener en cuenta que el concepto de dosis absorbida no indica el efecto biológico que tendrá la radiación sobre el tejido. Debido a que estudios biológicos, han demostrado claramente que algunos tipos de radiación causan más daño que otros para las mismas dosis absorbidas, se desarrolló la cantidad conocida como dosis equivalente (H_T) y se define como (Durham, 2006):

$$H_T = \sum_r w_r D_{T,r} \quad (12)$$

donde w_r es el factor de ponderación de la radiación para los tipos de radiación r y $D_{T,r}$ es la dosis promedio absorbida del tipo de radiación r .

Para evitar confusión con la dosis absorbida, la unidad de dosis equivalente en el SI es el sievert (Sv), y la unidad inglesa es el Rem, su equivalencia es $1 Sv = 100 Rem$ (IAEA, 2013).

De acuerdo a Durham (2006) los valores de w_r son los mostrados en la tabla 1:

Tabla 1. Valor de w_r

Tipos de Radiación	w_r
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones > 2 MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados	20
Neutrones energéticos < 10 keV	5
Neutrones energéticos 10 a 100 keV	10
Neutrones energéticos > 100 keV a 2 MeV	20
Neutrones energéticos > 2 a 20 MeV	10
Neutrones energéticos > 20 MeV	5

La dosis equivalente permite cuantificar el daño a un tejido u órgano particular de múltiples tipos de radiación. Sin embargo, para la mayoría de las radiaciones usadas en medicina (rayos x, rayos gamma y electrones) $w_r = 1$, por lo que la dosis absorbida y la dosis equivalente son numéricamente iguales (IAEA, 2013).

Por otra parte, se sabe que la exposición a la radiación de los diferentes órganos y tejidos corporales causa daños con distintas probabilidades y diferente gravedad, a la combinación de probabilidad y gravedad se le conoce como “detrimento” (IAEA, 2013).

Otra cantidad de protección radiológica, que relaciona el detrimento total de una persona de irradiaciones no uniformes a diferentes órganos; y se presenta con frecuencia cuando un trabajador de radiación ingiere o inhala radiactividad. Dependiendo de la forma química de la contaminación, la radiactividad se acumulará en diferentes órganos, causando una distribución no homogénea de la dosis en todo el cuerpo. Con el propósito de dar cuenta de esta distribución, se desarrolló la cantidad de dosis efectiva (E). La E explica el hecho de que la misma dosis equivalente a diferentes tejidos del cuerpo puede presentar diferentes grados de riesgo para el individuo. Además, la E causada por la irradiación de un tejido particular, es numéricamente igual a la dosis uniforme de cuerpo entero que se espera tenga la misma probabilidad de cáncer o efectos genéticos, que está asociada con la irradiación de cuerpo parcial. De acuerdo a Durham (2006) la E se define:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_r w_r D_{T,r} \quad (13)$$

donde w_T es el factor de ponderación para el órgano o tejido T. La unidad de dosis efectiva es el Sv. El factor de ponderación de tejidos representa la contribución relativa de ese órgano o tejido al detrimento total, debido a estos efectos resultantes de la irradiación uniforme de todo el cuerpo. Porque la dosis efectiva

debe ser igual a la dosis equivalente para una irradiación uniforme, la suma de los factores de ponderación del tejido debe sumar a 1. En otras palabras:

$$\sum_T w_T = 1 \quad (14)$$

Andisco et al. (2014) señalan que los factores de ponderación de tejidos y órganos son los mostrados en la tabla 2.

Tabla 2. Valores de w_T

Tejido u órgano	w_T
Mama	0.12
Médula ósea roja	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estómago	0.12
Gónadas	0.08
Tiroides	0.04
Vejiga	0.04
Hígado	0.04
Esófago	0.04
Piel	0.01
Cerebro	0.01
Superficie ósea	0.01
Glándulas salivales	0.01
Resto del organismo	0.12

La dosis efectiva se calcula para fuentes de radiación tanto externas como internas.

2.3 Dosímetros termoluminiscentes

La termoluminiscencia (TL) o luminiscencia estimulada térmicamente, se refiere a la emisión de luz durante el calentamiento de una muestra sólida aislante o un semiconductor, después de ser previamente excitada por la radiación. El material TL absorbe energía cuando se expone a la radiación como luz visible, infrarroja (IR), ultravioleta (UV) y radiación ionizante, almacenando esta energía y liberándola hasta que se calienta. Entonces la intensidad de la luz emitida en función de la temperatura, es la curva de brillo de termoluminiscencia. Por lo general, la velocidad de calentamiento es constante y la curva de brillo se muestra a menudo en la literatura como la intensidad TL en función del tiempo del ciclo de medición o el número de canal en lugar de la temperatura (Ranogajec-Komor, 2003).

Los detectores TL, son materiales naturales o sintéticos que tienen la capacidad de medir la energía absorbida de la radiación, esto se basa en que cuando son calentados por debajo de su punto de incandescencia después de haber sido expuestos a la radiación emiten luz, cuya intensidad es proporcional a la dosis de absorbida por el detector. Actualmente, muchos detectores TL son bien conocidos y cumplen los requisitos para diversas aplicaciones prácticas en la dosimetría (Ranogajec-Komor, 2003).

El uso de la dosimetría de la radiación en la práctica médica, es una necesidad de optimizar el uso de las radiaciones, vigilar el buen estado del equipo de rayos X y emplear las técnicas radiológicas en forma adecuada. En radiología diagnóstica, como exámenes de rayos X, medicina nuclear, tomografía computarizada, entre otras, son necesarias las mediciones para relacionar la optimización de las técnicas radiológicas con la calidad de imagen y preservar los principios de la protección radiológica. De este modo, uno de los papeles de la dosimetría termoluminiscente (DTL) en radioterapia, consiste en garantizar la entrega

correcta de la dosis al tumor y al mismo tiempo validar el plan del tratamiento para que la dosis al tejido sano se reduzca al mínimo (Rivera, 2012).

La DTL hace posible realizar mediciones “*in vivo*” e “*in vitro*”, con el uso de dosímetros termoluminiscentes (TLDs) es posible tener una precisión del 3% en la medición incluso del 1 al 2 %, si son seleccionados y leídos cuidadosamente. Debido a esto, la DTL es preferida a otros métodos de dosimetría pues se tiene entre sus ventajas: Dosímetros pequeños que no interfieren con el procedimiento, posibilidad de hacer múltiples mediciones al mismo tiempo, su simplicidad y bajo costo por lectura (Medrano Sandoval et al., 2015).

2.3.1 Proceso de luminiscencia

Actualmente, no ha sido posible explicar el fenómeno TL, en su totalidad, pero se han propuesto modelos. Un modelo simplificado que trata de explicar el posible mecanismo para la emisión de TL, se basa en una red inorgánica cristalina perfecta, los niveles electrónicos de energía atómicos, son ensanchados dentro de una serie continua de bandas de energía permitidas separadas por regiones de energía prohibida. La banda llena superior se llama banda de valencia y está separada por varios eV de la banda más baja sin llenar llamada banda de conducción. La población electrónica de estas zonas y el ancho de las mismas determinan propiedades fundamentales para los sólidos (IB, 2017).

La figura 8, muestra la situación y como la radiación ionizante excita un electrón fuera de la banda de valencia a la banda de conducción dejando una vacancia en la banda de valencia llamado agujero ó huecos. Los electrones y agujeros son libres para moverse independientemente a través de sus respectivas bandas y son llamados portadores de carga.

En un cristal real, la banda prohibida contiene un conjunto discreto de niveles metaestables aceptores y donadores. Estos niveles son generados por las

imperfecciones intrínsecas del material o mediante la presencia de impurezas llamadas activadores (IB, 2017).

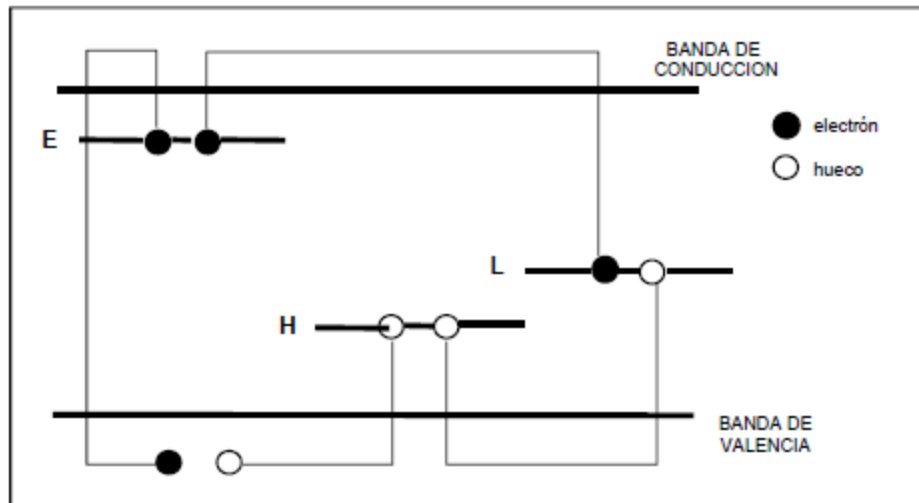


Figura 8. Modelo de bandas de la termoluminiscencia

En este caso, las radiaciones ionizantes generan pares de agujeros o huecos (h) y electrones (e^-) que se trasladan por las bandas de valencia y conducción. La mayoría vuelve en forma inmediata al estado fundamental; este proceso puede estar acompañado o no por emisión de luz, (la gran mayoría de las recombinaciones no son radiactivas), pero una fracción es capturada en los niveles trampa E (o H). Según la profundidad del nivel de energía de estas trampas, los portadores pueden liberarse con alguna facilidad a temperatura ambiente o permanecer en ellas durante un tiempo considerable. Los electrones liberados pueden recombinarse con los huecos en centros de luminiscencia L, y el exceso de energía se irradia como fotones visibles o cercanos al visible (IB, 2017).

Cuando se eleva la temperatura de la muestra, aumenta la probabilidad de escape y recombinación. Para cada nivel trampa (a partir de una cierta temperatura) ocurre una liberación significativa de portadores de carga. Ello se refleja en la aparición de picos en la intensidad TL emitida en función de la temperatura de la muestra. Esta curva se la conoce como curva de brillo. En la misma se incluyen

todas las longitudes de onda emitidas por la muestra. Si se grafica la intensidad total de la luz entregada en función de la longitud de onda, se obtiene la curva de emisión espectral (IB, 2017).

2.3.2 Curva de termoluminiscencia de brillo

El proceso de liberación que precede directamente a la observación de la señal luminosa se indica en la figura 9.

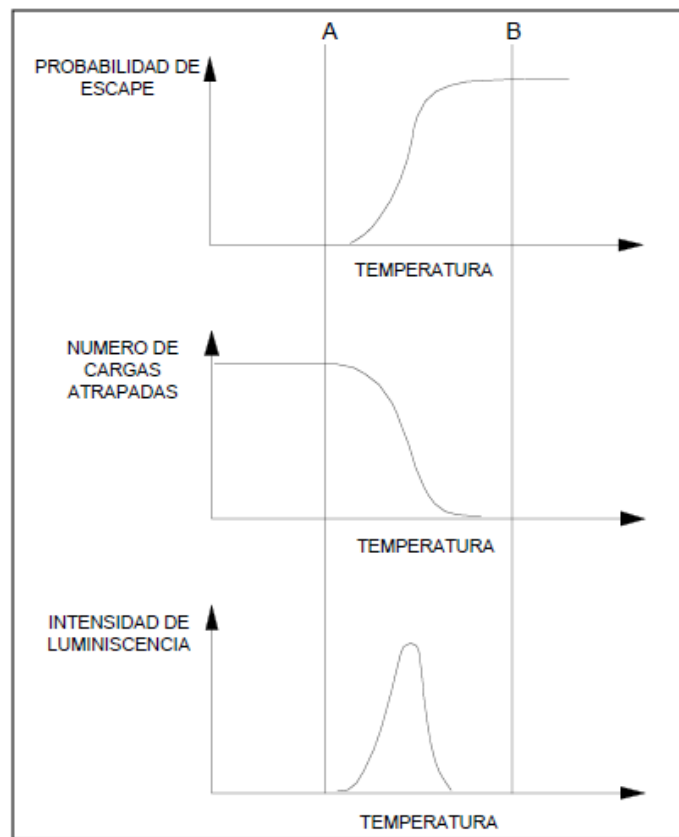


Figura 9. Probabilidad de escape, cargas atrapadas e luminiscencia

Se muestra la probabilidad de escape en función de la temperatura del cristal. A baja temperatura esta probabilidad es casi nula. Los portadores de carga no tienen suficiente energía cinética para escapar del pozo de potencial de los centros trampa. A medida que se incrementa la temperatura, la probabilidad de liberación también aumenta y una fracción de los portadores de carga llega a los centros de

recombinación. La intensidad luminosa llega a un máximo y luego disminuye debido al decremento en la población de cargas atrapadas (IB, 2017).

La intensidad luminosa vs. temperatura, está controlada por la liberación de los portadores de carga de las trampas y no por las propiedades de los centros de luminiscencia.

Si el cristal contiene más de un tipo de trampa (por ejemplo en LiF:Mg,Ti aproximadamente se identifican 10 a 11 picos de brillo por encima de la temperatura ambiente) este proceso se repetirá, donde, en cada tipo de trampa la curva de brillo será caracterizada por la temperatura de la máxima emisión de luz T, la profundidad de la trampa ó energía de activación E, como se muestra en la figura 10, y el factor de frecuencia s que indica la probabilidad de escape del pozo de potencial (IB, 2017).

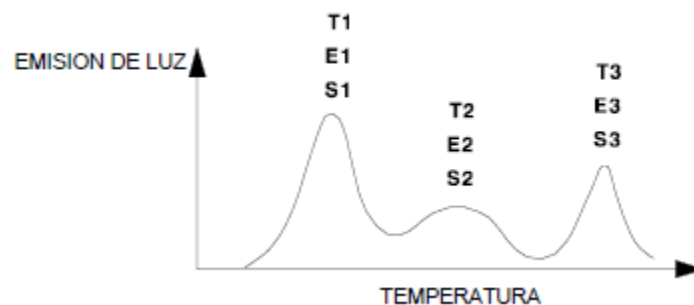


Figura 10. Curva de brillo de un cristal con varios niveles trampa

La importancia de la DTL reside en que tanto el área bajo un pico TL como la amplitud del mismo a una rapidez de calentamiento constante, son proporcionales al número total de iones capturados en las trampas; por lo tanto, el área bajo la curva TL es representativa de la energía luminosa liberada. La mayoría de los lectores TL comerciales aprovechan dicha propiedad, en los cuales las medidas se efectúan a partir de la emisión total de uno o varios picos de la curva TL. Y esto hace que los materiales termoluminiscentes puedan utilizarse como dosímetros en

el intervalo en el cual su respuesta es lineal con respecto a la dosis absorbida (Medrano et al., 2015).

2.3.3 Tipos de TLDs

Durante muchos años, los TLDs más utilizados fueron los de Fluoruro de Litio dopados con Magnesio y Titanio (LiF:Mg,Ti), estos se representan como TLD-100 y son producidos por Harshaw/Bicron. También, existen otros que se representan como TLD-600 y TLD-700, los cuales se producen a partir de isótopos enriquecidos de ^6Li y ^7Li , respectivamente (Ranogajec-Komor, 2003).

Existen otros dosímetros que también se utilizan, por mencionar algunos: $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ y Dy, $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$, entre otros. Sin embargo, cualquier material que se pretenda sea útil en dosimetría en base al fenómeno de termoluminiscencia debe presentar las siguientes características (Medrano et al., 2015):

- Respuesta lineal en función de la dosis.
- Bajo umbral de detección.
- Buena sensibilidad.
- Una curva TL adecuada.
- Respuesta independiente de la energía.
- Buena reproducibilidad.

En la tabla 3, se muestran los requisitos que deben satisfacer los materiales para ser usados en la dosimetría médica, de acuerdo a Rivera (2011). Según las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) los valores de la incertidumbre en la práctica médica están marcados por la dosimetría clínica. La contribución de la dosimetría clínica en radioterapia, se ha convertido en una herramienta relevante.

Para la dosimetría médica se perciben dos características importantes que deben cumplir los TLDs utilizados para la estimación de la dosis, son la precisión y exactitud, que se define de la siguiente manera: La precisión es un término relacionado con la incertidumbre aleatoria asociada a la medición y se refiere a los métodos estadísticos aplicados a un número repetido de mediciones. La exactitud es una magnitud de la cercanía con la que se espera una medida de aproximación al valor real, e incluye los dos tipos de incertidumbres (consideraciones teóricas y medidas experimentales) (Rivera, 2012).

Tabla 3. Requisitos de los TLDs para dosimetría médica

Tarea	Rango de Dosis (mSv)	Incertidumbre DS (%)	Tejido equivalente
Dosimetría a cuerpo entero	0.01– 0.5	-30, +50	importante
Radioterapia	0.1 – 100	±3.5	Muy importante
Radiología Diagnostica	0.001 – 10	±3.5	importante

2.3.4 Instrumentación

Las componentes esenciales de un equipo lector son: El sistema de calentamiento controlado y el sistema detector de la luz emitida y su posterior conversión en una señal eléctrica. El material termoluminiscente, es colocado en una plancheta o bandeja que es calentada normalmente por efecto Joule (calentamiento resistivo). En algunos casos el calentamiento se realiza por gas caliente o radiación de radiofrecuencia. Para reducir la señal no inducida por la radiación (tribo o quimioluminiscencia) los TLDs son calentados en una atmósfera inerte durante su lectura, en general, de gas nitrógeno. La temperatura de la plancheta de calentamiento está controlada, la luz emitida por el TLD pasa a través de un sistema óptico que consiste en una lente colectora y un filtro infrarrojo que focaliza

la luz en el fotocátodo del fotomultiplicador. El fotomultiplicador debe ser elegido de forma tal que presente su máxima (IB, 2017).

Los parámetros importantes que deben ser tenidos en cuenta ante la lectura de un TLD son:

- Alta tensión que alimenta al fototubo
- Temperatura máxima a la que debe llegar la muestra
- Velocidad de calentamiento
- Tiempo de lectura o de integración de la luz emitida
- Flujo de nitrógeno.

La elección del valor de estos parámetros depende del tipo de detector termoluminiscente a utilizar (IB, 2017).

2.4 Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (TC) se introdujo clínicamente en 1971, y era solamente una modalidad de rayos X que permitía obtener únicamente imágenes axiales del cerebro de interés en neurorradiología. Pero conforme el paso del tiempo se ha convertido en una técnica de imagen versátil, que permite obtener imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica, y que cuenta con una amplia gama de aplicaciones, por mencionar algunas: Oncología, radiología vascular, cardiología, traumatología, radiología intervencionista, entre otras (Calzado and Geleijns, 2010).

Esta técnica se utiliza en el diagnóstico, permitiendo observar la evolución de patologías o cánceres en los pacientes, así como en la planificación de tratamientos de radioterapia. El primer escáner que se introdujo para el uso médico en 1971 fue el “escáner-EMI”, este permitía adquirir datos de dos secciones contiguas del cerebro en un tiempo aproximado de 4 minutos, mientras

que el tiempo por imagen era de 7 minutos aproximadamente. Sin embargo, con el paso del tiempo se desarrollaron escáneres aplicables a cualquier parte del cuerpo; los primeros fueron escáneres axiales en 1976 los cuales solo tenían una sola fila de detectores, posteriormente se pasó a los escáneres helicoidales o espirales, los cuales permitieron el uso de equipos con múltiples filas de detectores (Calzado and Geleijns, 2010).

El término TC se refiere a un procedimiento computarizado de imágenes por rayos X en el que se proyecta un haz angosto de rayos X a un paciente, y se gira rápidamente alrededor del cuerpo, produciendo señales que son procesadas por la computadora de la máquina para generar imágenes transversales o cortes del cuerpo. Estos cortes se llaman imágenes tomográficas y contienen información más detallada que los rayos X convencionales. Una vez que la computadora de la máquina recolecta varios cortes sucesivos, se pueden “apilar” digitalmente para formar una imagen tridimensional del paciente que permita más fácilmente la identificación y ubicación de las estructuras básicas, por ejemplo, el cerebro, el corazón, o del sistema músculo-esquelético, o imágenes de cuerpo entero en diferentes modalidades (representaciones de volumen o de superficie, imágenes con selección y supresión de tejidos, etc.), así como de posibles tumores o anomalías (Calzado and Geleijns, 2010; INBIB, 2013).

2.4.1 Características operativas del equipo

Un escáner de TC utiliza una fuente motorizada de rayos X que gira alrededor de una abertura circular de una estructura en forma de dona llamada Gantry. Durante este procedimiento, el paciente permanece recostado en una cama que se mueve lentamente a través del Gantry, al mismo tiempo que el tubo de rayos X gira alrededor del paciente, disparando haces angostos de rayos X a través del cuerpo. Otro factor importante de los escáneres de TC, es que utilizan detectores digitales especiales de rayos X, localizados directamente al lado opuesto de la fuente de rayos X, estos son captados por los detectores y transmitidos a una computadora

cuando atraviesan al paciente. La figura 11 muestra el proceso de obtención de cortes en una TC (INBIB, 2013).

Cuando la fuente de rayos X completa toda una rotación, la computadora de TC utiliza técnicas matemáticas sofisticadas para construir un corte de imagen 2D del paciente.

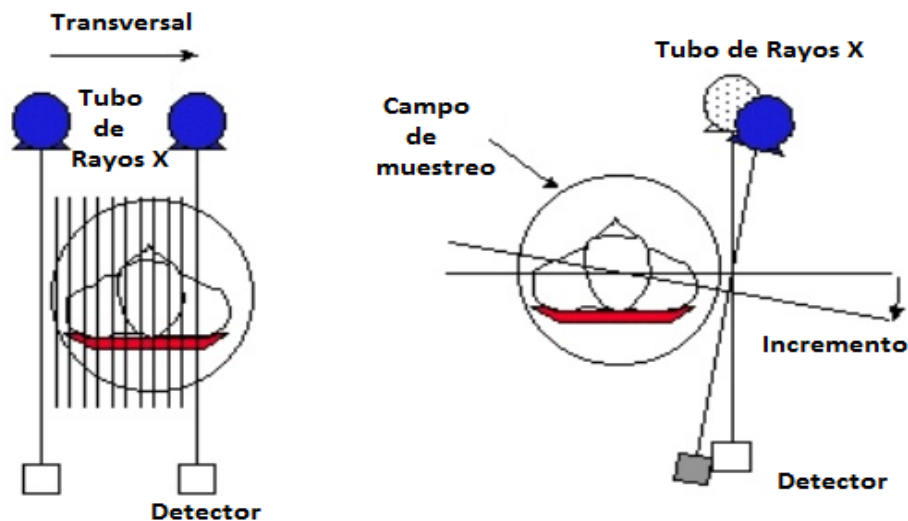


Figura 11. Obtención de imágenes en una TC

El grosor del tejido representado en cada corte de imagen puede variar dependiendo de la máquina de TC utilizada, pero por lo general, varía de 1-10 milímetros. Cuando se completa todo un corte, se almacena la imagen y la cama motorizada se mueve incrementalmente hacia adelante en el Gantry. Por consiguiente, cada que se repita este proceso de escaneo se produce un corte de imagen, y este proceso continúa hasta que se obtiene el número cortes deseados (INBIB, 2013). Los componentes del equipo de TC (figura 12) son los siguientes:

- Gantry: Es el bloque mecánico en donde se ubica el tubo de rayos X y los detectores.
- Generador de alta tensión.

- Camilla de soporte del paciente.
- Computadora: Reconstruye la imagen por medio de ecuaciones matemáticas.
- Consola de control: Desde donde se dirige el funcionamiento del equipo.
- Almacenamiento de las imágenes: Los escáneres almacenan los datos de las imágenes en discos o en cintas magnéticas (las más antiguas).



Figura 12. Equipo de TC

Una vez que se tienen los cortes, la computadora puede desplegar las imágenes en forma individual o en conglomerado, para generar una imagen 3D del paciente que muestre el esqueleto, los órganos y los tejidos, así como cualquier anomalía que el médico esté tratando de identificar.

Una de las ventajas de la TC, es la capacidad de rotar la imagen 3D en el espacio o ver los cortes en sucesión, haciendo más fácil encontrar el lugar exacto donde se puede localizar un problema.

La desventaja más notable de la TC en comparación con una radiografía convencional es que la dosis efectiva que se recibe es mucho mayor (INBIB,

2013). Como se muestra en la figura 13, Kalender (2014), señala que aunque de todos los estudios con rayos, la TC representa el 7%, sin embargo, la contribución a la dosis efectiva colectiva es del 60 %.



Figura 13. Frecuencias radiográficas

En la tabla 5 se comparan las características de la TC en comparación con la radiografía convencional (INBIB 2013, Kalender 2014).

Tabla 4. Diferencias con una radiografía convencional

Radiografía convencional	TC
Tubo de Rayos X fijo	Fuente motorizada de Rayos X que gira alrededor del Gantry
La imagen se obtiene por revelado de una película	Se utilizan detectores que reciben la radiación procedente del tubo de Rayos X, tras atravesar al paciente
La sobreexposición da como resultado el ennegrecimiento de la película	Se obtiene una imagen digital
Aumento de volumen cubierto en un examen particular	Se ajusta al volumen del paciente
Información buena	Información más detallada (mayor calidad de imagen)

2.4.2 Dosis recibidas en exámenes de TC

La tabla 5, muestra una comparación de la dosis efectiva en una TC y en una radiografía convencional para diferentes tipos de exámenes (ICRP, 2000).

Tabla 5. Dosis efectiva en TC y radiografía convencional

Examen TC	Dosis efectiva (mSv)	Examen de Radiografía	Dosis efectiva (mSv)
Cabeza	2	Cabeza	0.07
Tórax	8	Tórax	0.02
Abdomen	10-20	Abdomen	1.0
Pelvis	10-20	Pelvis	0.7

La tabla 6, muestra la dosis absorbida en diferentes órganos durante una TC, esta dosis se debe a la radiación que se dispersa a otros órganos dependiendo del tipo de examen que se realice.

Tabla 6. Dosis típicas en mGy durante la TC en adultos (ICRP, 2000)

Examen	Ojos	Tiroides	Pecho	Útero	Ovarios	Gónadas
Cabeza	50	1.9	0.03	*	*	*
Columna cervical	0.62	44	0.09	*	*	*
Columna torácica	0.04	0.46	28	0.02	0.02	*
Tórax	0.14	2.3	21	0.06	0.08	*
Abdomen	*	0.05	0.72	8	8	0.7
Pelvis	*	*	0.03	26	23	1.7

* Indica dosis <0.005 mGy

3 MATERIALES Y MÉTODOS

El presente estudio se realizó en la Unidad de Especialidades Médicas-Oncología (UNEME-Oncología) ubicada en el Municipio de Guadalupe, Zacatecas. En la figura 14 se muestra la fotografía de la fachada de la UNEME de Oncología perteneciente a la Secretaría de Salud del estado de Zacatecas.



Figura 14. UNEME-Oncología

3.1 Procedimiento de calibración de los TLDs

Con el propósito de medir el kerma en aire en la superficie de entrada de los órganos, se usaron TLDs de $^{Nat}LiF:Mg,Ti$, conocidos como TLD-100, de la marca Harshaw. Estos dosímetros miden $3.2 \times 3.2 \times 0.9$ mm (TFS, 2018), con una $Z_{eff} = 8.2$ que es muy parecida a la del tejido humano $Z_{eff} = 7.42$ (Furetta et al., 2001). Este tipo de dosímetros se deben de borrar antes de su uso, para esto se calientan a 400 °C por una hora (Furetta and Weng, 1998). En nuestro caso el borrado se hizo con una mufla marca Panasonic que se muestra en la figura 15, posteriormente, se dejaron enfriar a temperatura ambiente.



Figura 15. Mufla Panasonic

Los TLDs que se emplearon se seleccionaron de un lote de 100, a los cuales se les realizó una prueba de control de calidad que consistió en borrarlos y una vez temporizados se expusieron a la misma dosis y se midió su respuesta termoluminiscente [Furetta \(2000\)](#). Siguiendo la recomendación de [Furetta y Weng \(1998\)](#) el procedimiento se realizó 5 veces y al finalizar se obtuvo el promedio y desviación estándar de las respuestas. Los TLDs seleccionados fueron los que su lectura se encontró dentro de $\pm 1 \sigma$. El mejor grupo fueron 40 TLDs que se identificaron en forma individual y se volvieron a exponer a la misma dosis, se obtuvo su respuesta que se comparó con la respuesta promedio del mejor lote y de esta comparación se produjo un factor de corrección (FC) para cada TLD; este factor se calculó mediante la ecuación 15.

$$FC_i = \frac{R_i^{TLD}}{\langle R^{TLD} \rangle} \quad (15)$$

En esta ecuación FC_i es el factor de corrección del i -ésimo TLD, R_i^{TLD} es la respuesta termoluminiscente del i -ésimo dosímetro y $\langle R^{TLD} \rangle$ es el promedio de las respuestas de todos los TLDs.

La calibración de los TLDs consistió en exponerlos a un campo de radiación bien caracterizado, donde se conoce la rapidez de dosis y se retiran en un cierto tiempo; así se exponen a una dosis conocida. Esto se repitió varias veces

cambiando los tiempos de irradiación. Con la finalidad de mantener las condiciones de equilibrio electrónico cada TLD se insertó dentro de un cilindro de polietileno, que se muestran en la figura 16.



Figura 16. Recipientes de polietileno para TLDs

Los viales se distribuyeron alrededor de una fuente de ^{137}Cs como se muestra en la figura 17.



Figura 17. Irradiación de los TLDs para calibración

Los más próximos a la fuente se encontraban a una distancia de 5 cm, mientras que los otros a 10 cm. Para cada distancia, se calculó la rapidez de kerma en aire que produce la fuente a 5 y 10 cm. Los TLD se irradiaron por periodos de 10, 60, 300, 900, 1800, 5400, 15060, 18780 y 27000 segundos, esto se realizó en un

lapso cuatro días. Con el objeto de hacer correcciones por fondo, 8 TLDs se usaron para medir la contribución de la radiación de fondo a la respuesta TL.

La fuente de ^{137}Cs con la que fueron irradiados los TLDs fue fabricada el 10 de Noviembre del 1987 y tenía una actividad inicial de 30.0 ± 1.5 mCi. Para los días 3, 4, 10 y 11 de Mayo de 2018 tenía una actividad de 14.344, 14.343, 14.338 y 14.337 mCi respectivamente. Mientras que para una distancia de 10 cm de la fuente la rapidez kerma en aire era de 4.1312, 4.1309, 4.12934 y 4.1291 mGy/h respectivamente para los mismos días. En tanto que a una distancia de 5 cm la rapidez de kerma en aire el 11 de Mayo fue de 16.5164 mGy/h.

Después de ser irradiados, los TLDs se leyeron con un lector HarshawTLD modelo 3500 de Thermo Fisher Scientific, que se muestra en la figura 18.

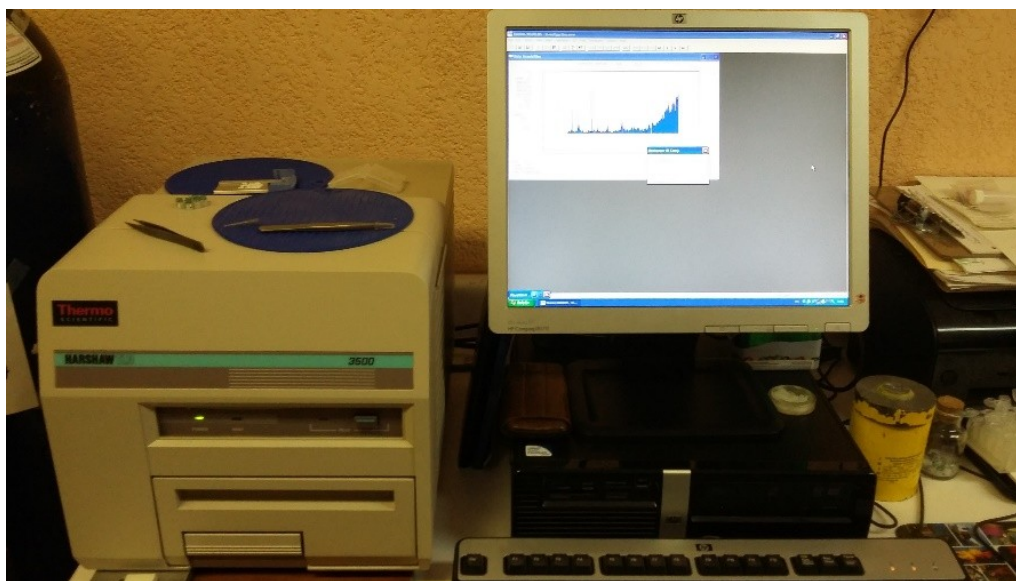


Figura 18. Lector de TLDs

Durante el proceso de lectura los TLDs se calentaron de 50 a 350 °C con un gradiente de 10 °C/seg en atmósfera de nitrógeno; conforme la temperatura aumento los electrones atrapados en las trampas fueron liberados y al descender a la banda de valencia emiten luz que es capturada y convertida en electrones en

un tubo fotomultiplicador cuya señal se recuperó en un analizador multicanal. El espectro de altura de pulsos que se obtuvo se conoce como curva de brillo.

La intergral de la curva de brillo es la respuesta termoluminiscente y se obtuvo en nC. La respuesta TL de los TLDs expuestos a la misma dosis se usó para calcular la respuesta media, esta se corrigió por el promedio de la respuesta promedió de los TLDs que se usaron para medir el fondo. La respuesta neta se correlacionó con la dosis aplicada y se obtuvo la curva de brillo.

3.2 Determinación de la Dosis mínima detectable

Con la finalidad de obtener la Dosis Mínima Detectable de los TLDs (DMD) se usó el criterio de [Furetta and Weng \(1989\)](#) y [Furetta \(2000\)](#), para esto se usaron 100 TLDs que se borraron calentándolos a 400 °C por 1 hora, se dejaron temporizar procurando que no incidiera sobre ellos la luz solar, ni la luz de las lámparas fluorescentes del laboratorio. Una vez temporizados se leyeron y se obtuvo el promedio de sus lecturas (\bar{B}), así como la desviación estándar (σ_B). Con estos valores se calculó la Respuesta TL mínima como se muestra en la ecuación 16 ([Furetta et al., 2000](#)):

$$R_{TLD_{min}} = \bar{B} + 2\sigma \quad (16)$$

La DMD se obtuvo con el valor de la respuesta mínima detectable y el factor que correlaciona la dosis con la respuesta TL, como se muestra en la ecuación 17 ([Furetta et al., 2000](#)):

$$DMD = (\bar{B} + 2\sigma)F = R_{TLD_{min}}F \quad (17)$$

El factor F es la pendiente de la función de calibración.

3.3 Medición de la Dosis con Cámara de ionización

Una de las pruebas de control de calidad que se realizan en la UNEME-Oncología, es colocar en el centro del fantoma de agua sólida (Cheese cake) una cámara de ionización calibrada en el laboratorio secundario del ININ. Este arreglo se usó con el equipo de TC, como se muestra en la figura 19.

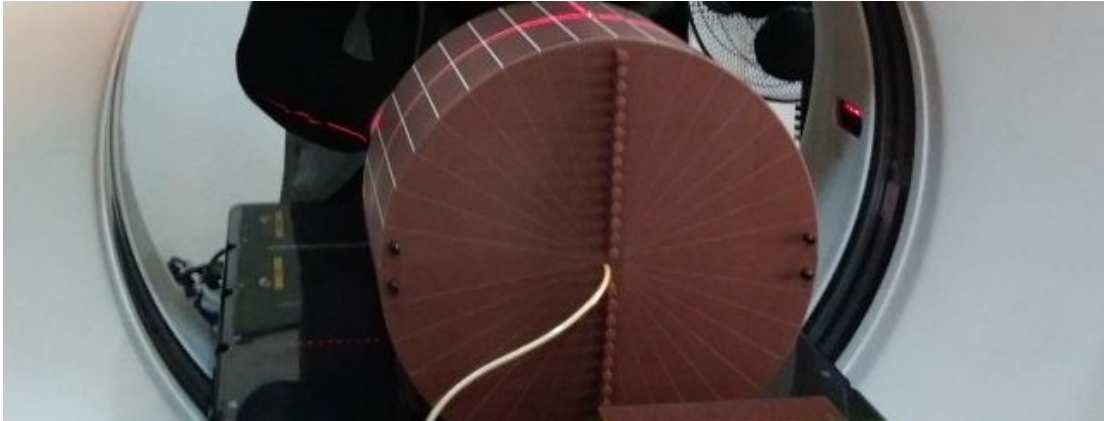


Figura 19. Colocación de la cámara de ionización y TLDs

Con la cámara de ionización en el centro del Cheese phantom, se obtuvo una tomografía computarizada y se midió la carga eléctrica liberada durante la interacción de los rayos X con el gas de la cámara; al mismo tiempo, se midió la temperatura y la presión atmosférica, y se calculó la dosis absorbida en el centro del fantoma.

Los TLDs se calibraron con una fuente de ^{137}Cs y se usaron para medir la dosis debida a los rayos X del equipo de TC, con el fin de validar el proceso de calibración, uno de los TLDs se colocó junto a la cámara de ionización, de tal forma que la cámara de ionización y el TLD se expusieron a la misma dosis. Para determinar la dosis a partir de la respuesta TL, se usó la curva de calibración y la dosis se comparó con la dosis medida con la cámara de ionización. Con el propósito de obtener datos estadísticamente válidos al arreglo se le hicieron 3 tomografías con el tomógrafo.

3.4 Dosimetría, en fantoma, durante una TC

Durante la exposición a rayos γ o rayos X el haz de fotones incide en la superficie del cuerpo y parte de los fotones se transportan dentro del cuerpo y otra parte se dispersa conforme el haz penetra. Esta radiación dispersada alcanza otros órganos y tejidos. En el caso de una TC de tórax los rayos X dispersados alcanzan el cristalino, la tiroides y las gónadas cuya posición respecto al tórax se muestra en la figura 20.



Figura 20. Ubicación de los TLDs

Con el fin de determinar la dosis en cristalino, tiroides y gónadas se usaron TLDs 100 que se borraron e inmediatamente después se trasladaron a la UNEME-Oncología; aquí los TLDs se colocaron en los cilindros de polietileno mostrados en la figura 15 para su manejo y exposición. El equipo de TC que se usó, es un tomógrafo General Electric modelo BrightSpeed, que se muestra en la figura 21.

Las condiciones de operación del equipo fueron de 120 kV y 240 mA. Este equipo se usa en la UNEME como parte inherente al tratamiento con un TomoLINAC (Vega-Carrillo et al., 2018).



Figura 21. Tomógrafo General Electric modelo BrightSpeed

La TC se realizó sobre un fantoma de agua sólida consistente en un “*Cheese phantom*” de 30 cm de diámetro y 18 cm de alto que se usó para representar el torso; para simular cadera y piernas se usó un fantoma en forma de un paralelepípedo regular de 55 cm de largo, 15 cm de ancho y 12 cm de altura. Para representar cuello y cara, se usó un fantoma de agua con paredes plexiglass de 21.5 cm de diámetro y 14 cm de alto. Cinco TLDs se colocaron sobre el fantoma simulando la posición de las gónadas a una distancia de 65 cm de la tiroides (punto de referencia), como se muestra en la figura 22.



Figura 22. Ubicación de los TLDs en gónadas

Cuatro TLDs se colocaron en la posición de los cristalinos izquierdo y derecho, dos en cada lado a una distancia de 19 cm de la tiroides a la parte central entre los cristalinos, de esta parte central se colocó el primer dosímetro a una distancia de 3.5 cm y el otro a 4 cm en cada cristalino. Por último, tres TLDs se ubicaron en la posición de la tiroides, todos los TLDs se colocaron en contenedores de polietileno de un espesor mayor a 2 mm con el fin de asegurar el equilibrio electrónico. En la figura 23, se muestran los TLDs ubicados en cristalinos y tiroides.



Figura 23. Ubicación de los TLDs en cristalinos y tiroides

Al Cheese phantom se le sacó una tomografía de 18×30 cm siguiendo una trayectoria helicoidal con corte de 2.5 mm.

Con el propósito de tener una buena estadística en la respuesta termoluminiscente, al arreglo experimental se le realizaron 3 tomografías con las mismas condiciones de operación.

Una vez expuestos los TLDs se obtuvo su lectura, junto a estos se leyeron 4 TLDs que se usaron para medir la contribución del fondo. De cada conjunto de TLDs, se obtuvo el promedio de la respuesta termoluminiscente que se corrigió por el promedio de la respuesta de los TLDs usados para medir fondo. Los promedios de la respuesta neta de los TLDs en cada posición, se usaron con la función de

calibración y se calculó la dosis absorbida, y con ésta se obtuvo la E mediante la ecuación 18 (Durham, 2006),

$$E = w_T w_R D \quad (18)$$

donde w_T es el factor de ponderación para el órgano o tejido, w_R es el factor de ponderación del tipo de radiación y D es la dosis absorbida.

Los factores de ponderación para los órganos de estudio son: $w_T = 0.04$, 0.12 y 0.08 para tiroides, cristalino y gónadas respectivamente. Mientras que el factor de ponderación por el tipo de radiación, que en nuestro caso son rayos X, es $w_R = 1$.

Los valores de la dosis efectiva se compararon con los niveles orientativos para la TC, estos son un instrumento práctico que permite alcanzar el propósito de ALARA en el uso de la radiación en pacientes. También, los valores de la dosis efectiva, en combinación con los coeficientes nominales de riesgo, se usaron para estimar el riesgo de la inducción de un cáncer secundario o un cáncer fatal en cristalino, tiroides y gónadas para pacientes sometidos a una TC de tórax. La probabilidad de adquirir un cáncer se calculó mediante la ecuación 19 (ICRP, 2007).

$$PC = E * CNR_{cáncer} \quad (19)$$

donde PC es la probabilidad de adquirir cáncer, E es la dosis efectiva y $CNR_{cáncer}$ son los coeficientes nominales de riesgo para cada órgano con unidades de personas por μSv .

En el caso de hombres los $CNR_{cáncer}$ de tiroides y gónadas son $1.2\text{E}(-9)$ y $2\text{E}(-9)$, respectivamente. Mientras que para la mujer son $5.3\text{E}(-9)$ para tiroides y $2\text{E}(-9)$ para ovarios. Para el cristalino no se cuenta con el $CNR_{cáncer}$ (ICRP, 2007).

De manera similar, se la calculo la probabilidad de riesgo de muerte por la dosis recibida en cada órgano con la ecuación 20 (ICRP, 2007).

$$PM = E * CNR_{muerte} \quad (20)$$

donde PM es la probabilidad de riesgo de muerte, E es la dosis efectiva y CNR_{muerte} son los coeficientes nominales de riesgo para cada órgano con unidades de personas por μSv .

Los valores CNR_{muerte} para el hombre en tiroides y gónadas son $4.0\text{E}(-10)$ y $1.9\text{E}(-9)$, respectivamente. Y para la mujer son $1.6\text{E}(-9)$ para tiroides y $1.9\text{E}(-9)$ para ovarios. Para el caso del cristalino no se cuenta con el CNR_{muerte} (ICRP, 2007).

4 RESULTADOS

4.1 Calibración de los TLDs

En la figura 24, se muestra la curva de calibración de los TLDs usados en este estudio.

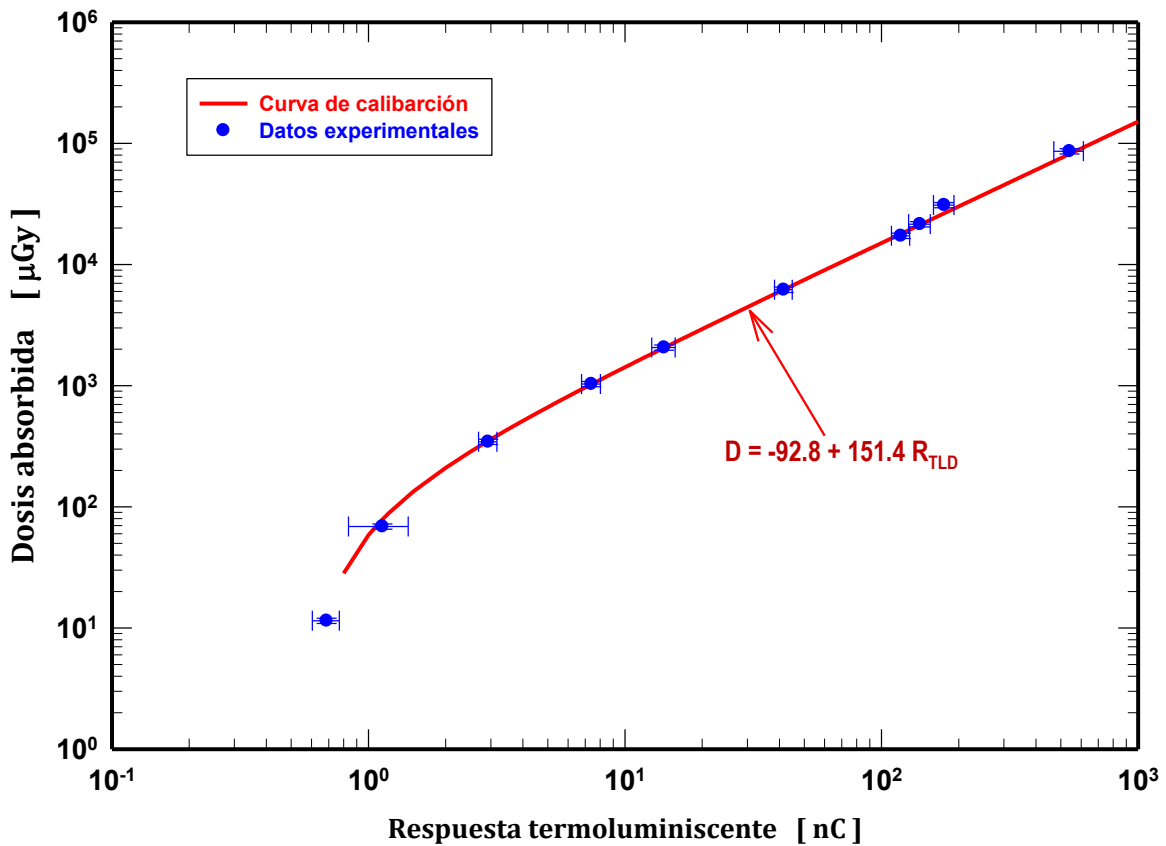


Figura 24. Curva de calibración de los TLDs

En esta figura, se muestran los puntos experimentales y la función continua (función de calibración) que se obtuvo mediante un ajuste por mínimos cuadrados ponderados, de este proceso el coeficiente de correlación es $r^2 = 0.9946$.

La función de calibración es una función lineal, en la figura 24 se muestra en escala log-log con el fin de mostrar que todos los puntos experimentales yacen dentro de la línea, ya que el rango de calibración va desde 11.5 μGy hasta 86 mGy. Con el ajuste por mínimos cuadrados ponderados (Vega-Carrillo, 1989) se obtuvo la ecuación 21.

$$D = -(92.8 \pm 2.9) + (151.4 \pm 3.9)R_{TLD} \quad (21)$$

donde D es la dosis absorbida en μGy , R_{TLD} representa la lectura neta promedio de los TLDs en nC. La ecuación 19 es la función de calibración, que permite calcular la dosis absorbida a partir de la respuesta termoluminiscente. Con la dosis absorbida se calculó la dosis efectiva y con ésta se determinó el riesgo de cáncer y muerte.

La propagación de errores para la dosis absorbida se realizó de acuerdo con la ecuación 22.

$$\sigma_D = \left(\frac{\sigma_{TLD}}{R_{TLD}} \right) D \quad (22)$$

donde σ_{TLD} es la raíz cuadrada de la desviación estándar de cada órgano al cuadrado más la desviación estándar del fondo al cuadrado, R_{TLD} es la lectura neta promedio corregida por el fondo y D es la dosis absorbida por cada órgano.

La incertidumbre de la dosis efectiva, se obtuvo mediante la ley de propagación de incertidumbre, para este caso, conforme a la ecuación 23.

$$\sigma_E = \left(\frac{\sigma_D}{D} \right) E \quad (23)$$

donde σ_D es la propagación de errores de la dosis absorbida, D es la dosis absorbida y E es la dosis efectiva.

4.2 Dosis mínima detectable

El promedio de la respuesta de los 100 TLDs medida después de haber sido borrados, corresponde a la Respuesta mínima detectable que fue $R_{TLD_{min}} = 0.91 \pm 0.18 \text{ nC}$, con este valor se calculó la Dosis mínima detectable, que resultó: $DMD = 0.14 \pm 0.03 \text{ mGy}$.

4.3 Dosis medida con Cámara de ionización y TLD

Con el propósito de validar el proceso de calibración de los TLDs con una fuente de ^{137}Cs , se usó una cámara de ionización que se insertó en el centro del Cheese phantom, junto con uno de los TLDs.

La dosis medida con la cámara de ionización fue de $1.39 \pm 0.07 \text{ cGy}$ mientras que la dosis determinada con el TLD fue de $1.29 \pm 0.09 \text{ cGy}$. La dosis medida con la cámara de ionización es aproximadamente 8% mayor que la dosis medida con el TLD.

La incertidumbre de la dosis medida con la cámara de ionización, fue de aproximadamente 5% y la medida con el TLD es del 7%, por lo tanto, la diferencia entre las dosis obtenidas con la cámara de ionización y el TLD es insignificante.

4.4 Dosimetría, en fantoma, durante una TC

En la tabla 7, se muestra el promedio de la respuesta termoluminiscente corregida por el fondo (respuesta neta), la dosis absorbida y la dosis efectiva en tiroides, cristalino, derecho e izquierdo, y gónadas en fantoma expuesto a una tomografía

Tabla 7. Respuesta neta TL, D y E

Órgano	R_{TLD} [nC]	D [mGy]	E [μSv]
Tiroides	36.01	5.36 \pm 6E(-1)	214.33 \pm 26
Cristalino derecho	3.83	0.49 \pm 3E(-2)	58.44 \pm 4
Cristalino izquierdo	3.65	0.46 \pm 2E(-2)	55.19 \pm 2
Gónadas	1.36	0.11 \pm 9E(-3)	9.03 \pm 1

En esta tabla, se observa que la mayor dosis efectiva debida a la radiación dispersada en una TC de tórax la recibe la tiroides, luego los cristalinos y finalmente las gónadas.

En el caso de los cristalinos, aparentemente la dosis en el cristalino derecho es mayor que la dosis en el cristalino izquierdo, sin embargo, la diferencia es no significativa. La probable explicación de la distribución de la dosis se debe a que la distancia entre el área de dispersión, que es el tórax, y el órgano de interés es menor para el caso de la tiroides, luego para cristalinos y por último, para gónadas.

4.5 Riesgo de cáncer y muerte

Los valores de la dosis efectiva se usaron, en combinación con los coeficientes nominales de riesgo de cáncer y riesgo de muerte en cada órgano, para calcular las probabilidades de que un paciente sometido a una TC de tórax adquiriera un cáncer y que el cáncer sea mortal.

En la tabla 8 se muestran estas probabilidades en función del órgano y del género del paciente.

Tabla 8. Probabilidad de inducción de cáncer y riesgo de muerte

Órgano	PC_{Hombres}	PC_{Mujeres}	PM_{Hombres}	PM_{Mujeres}
Tiroides	2.57E(-7)	1.14E(-6)	8.57E(-8)	3.43E(-7)
Gónadas	1.81E(-8)	x	1.72E(-8)	x
Ovarios	x	1.81E(-8)	x	1.72E(-8)

En esta tabla, se muestra que para el caso de los órganos reproductores, la probabilidad de inducción de cáncer y riesgo de muerte es igual para hombres y mujeres, pero para el caso de tiroides la probabilidad de inducción de cáncer en mujeres es 4.4 veces mayor que para el caso de hombres. Mientras que la probabilidad de riesgo de muerte por la dosis recibida en tiroides, es 4 veces mayor para las mujeres que para los hombres.

5 DISCUSIÓN

5.1 Calibración de los TLDs con ^{137}Cs

La calibración de los TLDs se realizó de tal modo que todas las lecturas obtenidas de estos estuvieran dentro de la curva de calibración sin la necesidad de extrapolar datos, ya que la mayor D fue de 5.83 mGy la cual se encuentra dentro del rango de calibración.

Entre las dosis obtenidas con la calibración de la cámara de ionización (1.29 cGy) y la de los TLDs (1.39 cGy) hay una diferencia de aproximadamente 8 % que no es estadísticamente significativa, por consiguiente, los valores medidos con los TLDs calibrados con una fuente de ^{137}Cs son confiables.

5.2 Dosis en cristalino, gónadas y tiroides

Para el caso de cristalino en este estudio encontramos que el valor de la dosis promedio fue de 56.8 μSv , este resultado difiere significativamente a lo obtenido por [Weis et al. \(2017\)](#) quienes reportan una dosis que varía de 2 a 20 μSv , donde el límite superior es 2.8 veces menor al nuestro. Sin embargo, difiere a lo reportado por [Kalender et al. \(1999\)](#) que encontraron una dosis de 240 μSv que es 4.2 veces mayor a nuestro valor promedio.

Para el caso de gónadas, encontramos un valor de 9 μSv , que es diferente a los valores reportados por [Behroozi, Davoodi and Aghasi \(2015\)](#), quienes reportan, dependiendo del género, una dosis efectiva que varía de 81 a 112 μSv . Además, [Weis et al. \(2017\)](#) reportan una dosis efectiva en testículos que varía de 2 a 3 μSv y para el caso de ovarios el rango va de 30 a 130 μSv . Estos valores son diferentes a lo encontrado en nuestro trabajo pero coincide con los 10 mSv que señalan [Kalender et al. \(1999\)](#).

A pesar de que este trabajo se realizó en un fantoma simple (no antropomórfico), la dosis efectiva en tiroides fue de $214 \pm 26 \mu\text{Sv}$. Este valor está en el rango de los valores reportados por [Behroozi, Davoodi and Aghasi \(2015\)](#) que varió de $310 \mu\text{Sv}$ para hombres a $410 \mu\text{Sv}$ para mujeres. Igualmente, coincide con el rango reportado por [Weis et al. \(2017\)](#) cuyas dosis varían de 100 a $340 \mu\text{Sv}$.

[Weis et al. \(2017\)](#) y [Behroozi, Davoodi and Aghasi \(2015\)](#) realizaron su trabajo en hombres y mujeres, con complejiones distintas, mientras que en nuestro caso usamos un fantoma simple, no obstante para el caso de la tiroides las dosis coinciden. Sin embargo, estos valores son menores a los $3600 \mu\text{Sv}$, que según [Kalender et al. \(1999\)](#) obtuvieron mediante un programa de cómputo, donde su equipo operó a 140 kV y 150 mA, mientras que en nuestro caso las condiciones fueron 120 kV y 240 mA.

Al comparar nuestros valores de la dosis en tiroides, con los valores reportados en la literatura, encontramos que nuestros resultados son consistentes; sin embargo, para el caso de gónadas y cristalino los valores difieren, esto probablemente se debe a que en nuestro fantoma la posición de los TLDs en los órganos no reprodujeron las condiciones de los pacientes.

Para que el haz de rayos X que incide sobre el Cheese phantom sea dispersado hacia la zona de gónadas y cristalino, es necesario que la interacción sea de tipo Compton, donde la energía del haz dispersado depende fuertemente del ángulo de dispersión; entre mayor sea el ángulo de dispersión menor será la energía del fotón dispersado. Cuando el haz penetra el Cheese phantom, el ángulo de dispersión va aumentando y cuando alcanzo el centro del fantoma, el ángulo de dispersión debe ser de 90° para que alcance tiroides, gónadas y cristalinos.

Sin importar el punto de dispersión del haz incidente en el Cheese phantom, la distancia que debe recorrer el fotón dispersado para alcanzar cristalinos, tiroides o

gónadas será siempre menor para tiroides, luego para cristalinos y finalmente para gónadas. Al tener que viajar una mayor distancia, existe una mayor probabilidad de que el fotón dispersado sufra otra interacción Compton donde el fotón reduciría su energía o una interacción fotoeléctrica, donde el fotón sería absorbido; por lo tanto a cristalinos y gónadas llegaría una menor cantidad de fotones y con una menor energía que los que alcanzan la tiroides.

5.3 Probabilidad de inducción de cáncer y riesgo de muerte

La probabilidad para hombres de contraer un cáncer en tiroides y gónadas por la exposición a este tipo de estudio, es de $2.57E(-7)$ y $1.81E(-8)$, respectivamente. Mientras que la probabilidad de muerte, es de $8.57E(-8)$ y $1.72E(-8)$, respectivamente (ICRP, 2007).

Por otra parte la probabilidad para mujeres de cáncer en tiroides y ovarios, es de $1.14E(-6)$ y $1.81E(-8)$, respectivamente. En cambio la probabilidad de muerte es de $3.43E(-7)$ y $1.72E(-8)$, respectivamente (ICRP, 2007).

Estos valores son muy pequeños debido a que al incidir el haz de rayos X sobre el cuerpo del paciente la radiación que se dispersa cambia su energía en función del ángulo de dispersión y la cantidad de fotones dispersados disminuye. En este proceso, el órgano más cercano de la zona de dispersión es la glándula tiroides, luego están los cristalinos y los más alejados son las gónadas.

6 CONCLUSIONES

En este trabajo se midió la dosis absorbida debida a la radiación dispersa en la superficie de entrada de los cristalinos, tiroides y gónadas cuando un paciente se realiza una TC de tórax. Para simular el cuerpo humano se utilizaron piezas de agua sólida de forma regular con el que se armó un fantoma. Los valores de la dosis absorbida se obtuvieron mediante dosímetros termoluminiscentes del tipo 100 de $^{Nat}LiF:Mg,Ti$. Una vez obtenida la dosis absorbida, se determinó la dosis efectiva para cada órgano de estudio, esta dosis nos permitió conocer el daño o riesgo radiológico que se le hace directamente a este, aun siendo un órgano sano o que no es el blanco de estudio. De acuerdo a los resultados encontramos las conclusiones más importantes son las siguientes.

1. La dosis es mayor conforme la distancia entre el órgano de interés y la zona de dispersión se reduce.
2. La dosis efectiva en tiroides, cristalino y gónadas debido a la radiación que se dispersa durante una TC de tórax es aproximadamente 214, 57 y 9 μSv respectivamente.
3. Para ambos géneros, la probabilidad de contraer un cáncer, en tiroides y gónadas es pequeña; varía aproximadamente de $1.81E(-8)$ a $1.14E(-6)$. Mientras que la probabilidad de riesgo de muerte es aún menor y se encuentra entre $1.72E(-8)$ a $3.43E(-7)$.

Trabajo a futuro

Sería interesante hacer un mayor número de mediciones, donde el fantoma represente a una persona adulta, una persona joven y un infante.

Más interesante sería poder hacer mediciones con pacientes y acumular suficiente información por el género, la edad y las características de operación de equipo, como voltaje, corriente, distancia recorrida del haz y tamaño del corte.

Diseñar y construir un fantoma con características antropogénicas y de un tejido equivalente que sea económico, estable, no tóxico, fácil de manejar y con la posibilidad de colocar TLDs en su interior.

REFERENCIAS

- Acosta, V., Cowan, C. L., & Graham, B. J. (1975). *CURSO DE FÍSICA MODERNA*. México, DF. Editorial Harla.
- Akhlaghi, P., Miri-Hakimabad, H., & Rafat-Motavalli, L. (2014). *Effects of shielding the radiosensitive superficial organs of ORNL pediatric phantoms on dose reduction in computed tomography*. *Journal of Medical Physics* **39**: 238-246.
- Alharbi, A., & El-Taher, A. (2013). *A study on transfer factors of radionuclides from soil to plant*. *Life Science Journal* **10**: 532-539.
- Andisco, D., Blanco, S., & Buzzi, A. E. (2014). *Dosimetría en radiología*. *Revista Argentina de Radiología* **78**: 114-117.
- Andresz, S., Morgan, J., Crounail, P. & Vermeersch, F. (2018). *Conclusions and recommendations from the 17th Workshop of the European ALARA Network "ALARA in emergency exposure situations*. *Journal of Radiological Protection* **38**: 434-439.
- Behroozi, H., Davoodi, M. & Aghasi, S. (2015). *Radiation dose to the thyroid and gonads in patients undergoing cardiac CT angiography*. *Iranian Journal of Radiology* **12**: e20619.
- Calzado, A. & Geleijns, J. (2010). *Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones*. *Revista de Física Médica* **11**: 163-180.
- Cember, H., & Johnson, T. E. (2009). *INTRODUCTION TO HEALTH PHYSICS*. Singapore. McGraw-Hill.
- CSN. (2010). [En línea]. *Dosis de radiación*. <[https://www.csn.es/documents/10182/914805/Dosis%20de%20radiaci%C3 %B3n](https://www.csn.es/documents/10182/914805/Dosis%20de%20radiaci%C3%BA3n)>. Consejo de Seguridad Nuclear de España. [Fecha de consulta: 8 de Septiembre del 2017].
- Ding, A., Gao, Y., Liu, H., Caracappa, P. F., Long, D. J., Bolch, W. E., & Xu, X. G. (2015). *VirtualDose: a software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients*. *Physics in Medicine & Biology* **60**: 5601-5625.
- Durham, J. (2006). *Concepts, quantities, and dose limits in radiation protection dosimetry*. *Radiation Measurements* **41**: S28-S35.

- Furetta, C., & Weng, P. S. (1998). *OPERATIONAL THERMOLUMINESCENCE DOSIMETRY*. Editorial World Scientific Publishing Company.
- Furetta, C., Prokic, M., Salamon, R., & Kitis, G. (2000). *Dosimetric characterisation of a new production of MgB₄O₇:Dy,Na thermoluminescent material*. Applied Radiation and Isotopes **52**: 243-250.
- Furetta, C., Prokic, M., Salamon, R., Prokic, V., & Kitis, G. (2001). *Dosimetric characteristics of tissue equivalent thermoluminescent solid TL detectors based on lithium borate*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A **456**: (411-417).
- Hendee, W. R. & Edwards, M. (1986). *ALARA and an integrated approach to radiation protection*. Seminars in Nuclear Medicine **16**: 142-150.
- IAEA. (2013). [En línea]. *Protección radiológica de los pacientes*. <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Contentes/InformationForHealthProfessionals/1_Radiology/QuantitiesUnits.htm>. Organismo Internacional de Energía Atómica. [Consultado el 6 de Septiembre del 2017].
- IB. (2017). [En línea]. *Principios de detección de la radiación*. <http://labrad.fisica.edu.uy/docs/Detectores_de_Radiacion_Balseiro.pdf>. Instituto Balseiro. [Consultada el 29 de Septiembre del 2017].
- ICRP. (2000). *Managing patient dose in Computed Tomography*. International Commission on Radiological Protection Publication 87. Annals of ICRP **30**.
- ICRP. (2007). *Managing patient dose in Computed Tomography (MDCT)*. International Commission on Radiological Protection Publication **102**. Annals of ICRP **37**.
- INBIB. (2013). [En línea]. *Tomografía Computarizada (TC)*. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc>. Instituto Nacional de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas. [Consultada el 1 de Octubre del 2017].
- Kalender, W. A., Schmidt, B., Zankl, M. & Schmidt, M. (1999). *A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography*. European Radiology **9**: 555-562.
- Kalender, W. A. (2014). *Dose in x-ray computed tomography*. Physics in Medicine & Biology **59**: R129-R150.

- Lee, H., Yoon, C., Cho, S., Park, S. H., & Lee, W. (2015). *The adaptation method in the Monte Carlo simulation for computed tomography*. Nuclear Engineering and Technology **47**: 472-478.
- Li, X., Segars, W. P., & Samei, E. (2014). *The impact on CT dose of the variability in tube current modulation technology: a theoretical investigation*. Physics in Medicine & Biology **59**: 4525-4548.
- Lin, H-C., Lai, T-J., Tseng, H-C., Lin, C-H., Tseng, Y-L. & Chen, C-Y. (2017). *Evaluating doses of multi-slice CT in brain examinations using various methods*. Computer Assisted Surgery **22**: 54-60.
- Mansour, Z., Mokhtar, A., Sarhan, A., Ahmed, M. T., & El-Diasty, T. (2016). *Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom*. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine **47**: 1665-1671.
- Mattsson, S., & Hoeschen, C. (Eds.). (2012). *RADIATION PROTECTION IN NUCLEAR MEDICINE*. Berlin. Springer-Verlag.
- Mc Laughlin, J. P. (2015). *Some characteristics and effects of natural radiation*. Radiation Protection Dosimetry **167**: 2-7.
- Medrano, S. A. C., Medina, A. O., Hidalgo, T. S. & Azorin, N. J. (2015). *Dosimetria Termoluminiscente en Tomografia Computada para Pacientes Pediátricos*. Proceedings of the ISSSD 2015: 410-425.
- Mokhtar, A., Elawdy, M., El-Hamid, M. A., Refaie, H., El-Diasty, T. A., & El Mogy, S. (2017). *Radiation dose associated with common computed tomography examination*. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine **48**: 701-705.
- Ranogajec-Komor, M. (2003). *Thermoluminescence dosimetry-application in environmental monitoring*. Radiation Safety Management **2**: 2-16.
- Rivera, T. (2012). *Thermoluminescence in medical dosimetry*. Applied Radiation and Isotopes **71**: 30-34.
- Serway, R. A., Moses, C. J., & Moyer, C. A. (2004). *FÍSICA MODERNA*. México, DF. Editorial Thomson.

- Shdeed, T. A., Nahili, M., Issa, N. A., & Bitar, A. (2016). *Study of absorbed dose in important organs during helical CT chest scan using MCNP code and MIRD phantom*. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine **47**: 1649-1663.
- TFS. (2018). [Online]. *TLD-100 Thermoluminescent Dosimetry Material*. <<http://www.thermofisher.com/order/catalog/product/SNO10106>>. Thermo Fisher Scientific. [Fecha de consulta: 04 de Junio de 2018].
- UNSCEAR. (2000). *Sources and effects of ionizing radiation*. UNSCEAR 2000. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Report to the General Assembly, with scientific annexes. Volume I: Sources.
- Vega-Carrillo, H.R. (1989). *Least squares for different experimental cases*. Revista Mexicana de Física **35**: 597-602.
- Vega-Carrillo, H. R., Esparza-Hernandez, A., Garcia-Reyna, M. G., Reyes Rivera, E., Hernandez-Adame, L., Rivera, T. (2018). *H*(10) due to scattered radiation on the cáncer-patient bodies treated with Tomotherapy*. Applied Radiation and Isotopes **141**: 206-209.
- Weis, M., Henzler, T., Nance, J. W., Haubenreisser, H., Meyer, M., Sudarski, S., Shoenberg, S. O., Neff, K. W. & Hagelstein, C. (2017). *Radiation dose comparison between 70 kVp and 100 kVp with spectral beam shaping for non-contrast-enhanced pediatric chest computer tomography*. Investigative Radiology **52**: 155- 162.

Curriculum vitae

Información personal

Fecha de nacimiento el 6 de Mayo de 1991 en la Ciudad de Zacatecas, Zac.

Buzón electrónico: joelvazba@gmail.com.

Teléfono: 492 146 7294.

Formación académica

- ❖ 2016-2018: Maestría en Ciencias Nucleares en la Unidad Académica de Estudios Nucleares, Universidad Autónoma de Zacatecas.
- ❖ 2009-2015: Licenciado en Física por la Unidad Académica de Física de la Universidad Autónoma de Zacatecas.
- ❖ 2006-2009: Bachillerato Fisicomatemático en la Preparatoria II de la Universidad Autónoma de Zacatecas.
- ❖ 2003-2006: Escuela Secundaria Técnica # 1 “Lázaro Cárdenas del Río”, Zacatecas, Zac.
- ❖ 1997-2003: Primaria “Felipe Ángeles Ramírez”, Guadalupe, Zac.

Idiomas

Español

Inglés intermedio

Trayectoria laboral

- ❖ En el Instituto Nacional Electoral (98613, Calz. Revolución Mexicana 99, Ejidal, 98613 Guadalupe, Zac.) como Notificador en el mes de mayo de 2015.
- ❖ En McDonald's (9190 N Federal Blvd, Federal Heights, CO 80221, EE. UU.) como Jefe de cocina, entre los meses de junio a julio de 2015.
- ❖ En Apex Pavement Solutions (607 10th St Ste. 207, Golden, CO 80401, EE. UU.) como Integrante de cuadrilla, entre los meses de agosto a octubre de 2015.
- ❖ En McDonald's (7400 Federal Blvd, Westminster, CO 80030, EE. UU.) como Jefe de mantenimiento, entre noviembre de 2015 y enero de 2016.
- ❖ En Transportes Vázquez (Parque industrial Guadalupe, Zac.) como Transportista, entre los meses de febrero a julio 2016.

PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

Seminarios, talleres y cursos

- ❖ Agosto-Diciembre 2017: Ponente en el marco de los seminarios de avances de proyectos de tesis de la uaen con el tema “Evaluación de riesgo por exposición a rayos X para pacientes en un estudio de radiodiagnóstico para tórax por TC”.
- ❖ Octubre 2017: Participación en la semana Nacional de Ciencia y Tecnología “La crisis del agua: problemas y soluciones” con la actividad taller

“Determinación experimental del valor de π usando sopa, escobas y recogedores”.

- ❖ Junio 2017: Participación en el taller en modalidad presencial denominado “El congreso científico como instrumento de aprendizaje y formación del investigador”.
- ❖ Mayo 2018: Ponente en el Seminario-Conferencia con el tema “Equipos para Radiodiagnóstico”.
- ❖ Junio 2018: Participación en el curso de verano denominado “El congreso científico como instrumento de comunicación y formación del investigador”.
- ❖ Junio 2018: Participación en el curso de verano “La gestión bibliográfica una herramienta para la elaboración de trabajos de investigación”.
- ❖ Junio 2018: Participación en el curso de verano “La publicación científica”.
- ❖ Junio 2018: Participación en el curso de verano “Introducción al método Monte Carlo”.
- ❖ Enero-Junio 2018: Ponente en el marco de los seminarios de avances de proyectos de tesis de la uaen con el tema “Dosimetría en Cristalino, Tiroides y Gónadas en un estudio de Radiodiagnóstico por TC”.

Congresos

- ❖ Asistencia al LV Congreso Nacional de Física “2012 Año Internacional de la Energía Sostenible para Todos” celebrado del 8 al 12 de octubre de 2012 en Morelia, Michoacán.

- ❖ Asistencia al LVII Congreso Nacional de Física celebrado del 6 al 10 de octubre de 2014 en Mazatlán, Sinaloa.

- ❖ Asistencia y participación en el LX Congreso Nacional de Física celebrado del 8 al 13 de octubre de 2017 en Monterrey, Nuevo León. En los siguientes trabajos:
 - “Identificación de los radioisótopos presentes en el agua potable”. Joel Vázquez Bañuelos, Joana Smith Alvarado Quintero, Ángel Eduardo Martínez Rendón, Martha Isabel Escalona Llaguno, Guillermo Eduardo Campillo Rivera y Héctor René Vega-Carrillo.

 - “Determinación del K-40 en croquetas”. Martha Isabel Escalona Llaguno, Guillermo Eduardo Campillo Rivera, Joel Vázquez Bañuelos, Ángel Eduardo Martínez Rendón y Héctor René Vega-Carrillo.

- ❖ Asistencia y participación en las Jornadas de Investigación UAZ-2017 celebradas del 30 al 31 de octubre de 2017 en Zacatecas, Zacatecas. En los siguientes trabajos:
 - “Presencia de radioisótopos naturales del agua potable”. Ángel Eduardo Martínez Rendón, Joel Vázquez Bañuelos, Joana Smith Alvarado Quintero, Guillermo Eduardo Campillo Rivera y Héctor René Vega-Carrillo.

 - “Capacidad de atenuación de los rayos gamma entre dos líquidos”. María Daniela Ortiz Allende, Joel Vázquez Bañuelos, Martha Isabel Escalona Llaguno, Joana Smith Alvarado Quintero, Diego Sánchez Cano y Héctor René Vega-Carrillo.

- ❖ Participación en la Segunda Reunión sobre Aplicaciones de la Ingeniería Física en la Biomedicina celebrada del 7 al 9 de mayo de 2018 en León, Guanajuato. En el siguiente trabajo:
 - “Dosis en Cristalino, Tiroides, Glándulas Mamarias y Gónadas durante la Radiografía Dental Panorámica”. Guillermo Eduardo Campillo Rivera, Martha Isabel Escalona Llaguno, Joel Vázquez Bañuelos y Héctor René Vega-Carrillo.

- ❖ Asistencia y participación en el XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana celebrado del 2 al 5 de julio de 2018 en Mérida, Yucatán. En los siguientes trabajos:
 - “Dosis en Cristalino, Tiroides y Gónadas en un Estudio de Radiodiagnóstico por TC”. Joel Vázquez Bañuelos, Ángel Eduardo Martínez Rendón, Guillermo Eduardo Campillo Rivera, Héctor René Vega-Carrillo y Eric Reyes Rivera.

 - “Dosis en Cristalino, Tiroides, Glándulas Salivales, Glándulas Mamarias y Gónadas durante la Radiografía Dental Panorámica”. Guillermo Eduardo Campillo Rivera, Joel Vázquez Bañuelos, Martha Isabel Escalona Llaguno, Héctor René Vega-Carrillo y Eduardo Medrano.

 - “Predicción Teórica del Comportamiento Densidad Contra Temperatura en la Transición Isotópico-Nemático del Cristal Líquido MBBA”. Martha Isabel Escalona Llaguno, María Daniela Ortiz Allende, Joel Vázquez Bañuelos, Héctor René Vega-Carrillo y Eduardo García Sánchez.

- ❖ Asistencia y participación en el XVIII Simposio Internacional de Dosimetría del Estado Sólido celebrado del 24 al 28 de septiembre de 2018 en Oaxaca, Oaxaca. En los siguientes trabajos:
 - “Dosis en un Estudio de Radiodiagnóstico de Tórax por TC”. Joel Vázquez Bañuelos, Guillermo Eduardo Campillo Rivera, Ángel Eduardo Martínez Rendón, Segundo Agustín Martínez Ovalle, Héctor René Vega-Carrillo y Eric Reyes Rivera.
 - “D y E en Cristalino, Tiroides, Glándulas Salivales, Glándulas Mamarias y Gónadas, en exámenes de Ortopantomografía”. Guillermo Eduardo Campillo Rivera, Joel Vázquez Bañuelos, Ángel Eduardo Martínez Rendón, Héctor René Vega-Carrillo, Víctor Martín Hernández Dávila y Eduardo Medrano.

Artículos *in-extenso*

- ❖ Vázquez Bañuelos J., Martínez Rendón A. E., Campillo Rivera G. E., Vega-Carrillo H. R. & Reyes Rivera E. (2018). *Dosis en Cristalino, Tiroides y Gónadas en un Estudio de Radiodiagnóstico por TC*. Memorias del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana.
- ❖ Campillo Rivera G. E., Vázquez Bañuelos J., Escalona Llaguno M. I., Vega-Carrillo H. R. & Medrano E. (2018). *Dosis en Cristalino, Tiroides, Glándulas Salivales, Glándulas Mamarias y Gónadas durante la Radiografía Dental Panorámica*. Memorias del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana.

- ❖ Escalona Llaguno M. I., Ortiz Allende M. D., Vázquez Bañuelos J., Vega-Carrillo H. R. & García Sánchez E. (2018). *Predicción Teórica del Comportamiento Densidad Contra Temperatura en la Transición Isotópico-Nemático del Cristal Líquido MBBA*. Memorias del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana.
- ❖ Vázquez Bañuelos J., Campillo Rivera G. E., Martínez Rendón A. E., Martínez Ovalle S. A., Vega-Carrillo H. R. & Reyes Rivera E. (2018). *Dosis en un Estudio de Radiodiagnóstico de Tórax por TC*. ISSSD 2018 Proceedings Vol 1: 51-63.
- ❖ Campillo Rivera G. E., Vázquez Bañuelos J., Martínez Rendón A. E., Vega-Carrillo H. R., Hernández Dávila V. M. & Medrano E. (2018). *D y E en Cristalino, Tiroides, Glándulas Salivales, Glándulas Mamarias y Gónadas, en exámenes de Ortopantomografía*. ISSSD 2018 Proceedings Vol 1: 29-39.

Artículos en revistas internacionales

- ❖ Campillo Rivera G. E., Vázquez Bañuelos J., Escalona Llaguno M. I., Vega-Carrillo H. R. & Medrano E. (2018). *Dosis en Cristalino, Tiroides, Glándulas Mamarias y Gónadas durante Radiografía Dental Panorámica*. Research in Computer Science. En revisión.
- ❖ Vázquez Bañuelos J., Campillo Rivera G. E., Martínez Rendón A. E., Martínez Ovalle S. A., Vega-Carrillo H. R. & Reyes Rivera E. (2018). *Doses in crystalline, thyroid and gonads in a CT x-ray image*. Applied Radiation and Isotopes. En revisión.