



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

MEDICIÓN DE DOSIS EN
MÚSCULO ORBICULAR Y
DOSIMETRÍA AMBIENTAL

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Físico

PRESENTA:

David Valdes Corona

DIRECTOR DE TESIS:

Dra. Karla Paola García Pelagio

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX.

2018





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Medición de dosis en Músculo Orbicular y Dosimetría Ambiental

David Valdes Corona

30 de julio de 2018

Índice

1. Introducción	6
2. Principios básicos	9
2.1. Radiación ionizante	9
2.2. Interacción de la radiación con la materia	13
2.3. Dosimetría de la radiación	15
2.3.1. Dosimetría TL	15
2.3.2. Fluoruro de Litio dopado con Magnesio y Titanio (LiF:Mg,Ti)	18
2.4. Conceptos radiológicos	20
2.5. Medicina Nuclear	27
2.5.1. Tomografía por emisión de positrones	27
2.5.2. Tomografía por emisión de fotón único	28
2.5.3. Tomografía computarizada	29
2.6. Músculo Orbicular de Ojo	31
3. Método experimental	34
3.1. Caracterización de los dosímetros	34
3.2. Elaboración y colocación de los porta-dosímetros	37
3.3. Curva de calibración	41
3.4. Maniquí de cabeza empleado en irradiación de músculo orbicular	42
3.5. Irradiación de músculo orbicular	43
4. Resultados	46
4.1. Curva de calibración	46
4.2. Respuesta termoluminiscente	48
4.2.1. Dosimetría ambiental	48
4.2.2. Músculo orbicular	49
4.3. Análisis de resultados	50
4.3.1. Eliminación de fondo	50
4.3.2. Corrección por desvanecimiento	51
4.3.3. Corrección por energía	52
4.4. Resultados	53
4.4.1. Dosimetría ambiental	53
4.4.2. Determinación de dosis en músculo orbicular	58
5. Discusión	64
5.1. Dosimetría ambiental	64
5.2. Dosis en músculo orbicular	65
6. Conclusiones	68
6.1. Dosimetría ambiental	68
6.2. Dosis en músculo orbicular	68
7. Trabajo a futuro	68

Índice de figuras

1.	Rayos X Característicos.	12
2.	Rayos X de frenado.	12
3.	Efecto predominante en función de Z del material y de la energía del fotón incidente.	15
4.	Proceso TL.	17
5.	Esquema del proceso de lectura de TL.	18
6.	Respuesta relativa del TLD-100 en función de la energía de fotones, [10].	20
7.	Equipo PET-CT del INCMNSZ.	28
8.	Equipo SPECT-CT del INCNNSZ.	29
9.	Equipo de mPET-CT del INNN.	31
10.	Anatomía del ojo	32
11.	Proceso de selección de los dosímetros	37
12.	Elaboración y diseño de porta-dosímetro.	38
13.	angle=90	39
14.	a) Pasillos de la unidad. b) Cuarto de inyección.	41
15.	Maniquí RSVP de cabeza.	42
16.	a) Colocación y b) Posición de los TLD-100 en maniquí.	43
17.	Alineación con el isocentro del Gantry	44
18.	Región de maniquí a irradiar en los protocolos.	44
19.	Curva de calibración de los TLD usados en la dosimetría ambiental.	46
20.	Curva de calibración de los TLD usados para la irradiación de músculo orbicular.	48
21.	a) Señal TL con fondo. b) Señal TL sin fondo.	51
22.	K_a de cada sitio de la unidad.	55
23.	Niveles de K_a en los sitios de la Unidad	56
24.	Niveles de DEA en los sitios de la Unidad	58
25.	Señal TL en función del mAs para un voltaje de 80 kV para ambos músculos orbitales.	59
26.	Señal TL en función del mAs para un voltaje de 120 kV para ambos músculos orbitales.	60
27.	Dosis absorbida en ambos músculos en función del mAs para una voltaje de 80 kVp.	61
28.	Dosis absorbida en ambos músculos en función del mAs para una voltaje de 120 kVp.	61
29.	Dosis promedio en músculo orbicular en función del mAs para 80 kV.	62
30.	Dosis promedio en músculo orbicular en función del mAs para 120 kV.	63
31.	Dosis en función del mAs para 80 kV	65
32.	Dosis en función del mAs para 120 kV	66

Índice de tablas

1.	Factor de ponderación asociado a los tipos de radiación, [12].	25
2.	Factor de ponderación para diferentes tejidos y órganos.	26
3.	Diferencias entre radionúclidos para PET y SPECT.	29
4.	Fuente ^{90}Sr	35
5.	Haces de radiación empleados en irradiación de músculo orbicular con CT.	45
6.	K_a para la curva de calibración para dosimetría ambiental.	46
7.	Coefficientes e incertidumbres asociadas a la regresión lineal de la curva de calibración en dosimetría ambiental.	47
8.	Dosis empleadas en la curva de calibración de los TLD usados en la irradiación de músculo orbicular.	47
9.	Coefficientes e incertidumbres asociadas a la regresión lineal en estudio de CT.	48
10.	Señal TL promedio (en nC) de los 3 dosímetros expuestos en sitios.	49
11.	Señal TL en irradiación de músculo orbicular.	50
12.	Factores de corrección para el LiF:Mg,Ti a distintas energías de fotones, [10].	52
13.	Caracterización más reciente del haz de irradiación de la CT, [25].	53
14.	Caracterización del haz de la CT proporcionada por el personal del INNN.	53
15.	Factores de corrección para el haz de CT.	53
16.	Señal termoluminiscente final de los TLD-100 expuestos en sitio.	54
17.	Valor de dosis equivalente ambiental en sitio.	57
18.	Señal TL y dosis en músculo orbicular derecho en estudio de cabeza en CT.	58
19.	Señal TL y dosis en músculo orbicular izquierdo en estudio de cabeza en CT.	59
20.	Señal TL promedio y dosis en músculo orbicular.	62
21.	Proceso de irradiación y lecturas en la caracterización de los TLD-100	73
22.	Datos extraídos del reporte No. 47, ICRU, 1992.	74

*Dedicado con mucho cariño a mi familia quienes siempre han creído y esperado mucho de mí, por su apoyo incondicional, por la oportunidad de prepararme y darme la libertad de hacerlo a mi manera.
Lo logramos!*

AGRADECIMIENTOS

Primero quiero agradecer a mis padres quienes siempre me han brindado su apoyo incondicionalmente. A mi madre le debo todo lo que soy, su amor, sus valores y su enseñanza son el pilar de mi persona. A mi papá le agradezco su trabajo duro y cansado, su paciencia y confianza; sin él no habría podido llegar a la universidad y sobre todo tener una segunda oportunidad. Espero vivir con el mismo coraje, valor y dignidad que ambos me han demostrado. También le agradezco a mi hermano su cariño y valentía, sobre todo el darme la oportunidad de conocer a mis sobrinos que tanto amo.

Mi más sincero agradecimiento a la Dra. Karla Paola García Pelagio, que sin conocerme, me brindo la confianza y acepto ser mi guía en esta difícil travesía, por sus horas de ayuda y apoyo tanto en lo académico como en lo personal. Todas las conversaciones con ella son transmisión de conocimiento y es motivo de alegría e inspiración para mí. En fin, las palabras son insuficientes para describir el agradecimiento y aprecio hacia su persona.

A la maestra Paty Avilés Mandujano, una excelente persona siempre con la disponibilidad y la amabilidad de ayudar, en general a todos los que trabajan en el Taller de Física de Radiaciones. Es un gusto trabajar en un ambiente amigable y positivo como el que ellos generan.

A los miembros de mi comité tutorial:

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por su tiempo personal prestado a la revisión de mi trabajo, por comentarios, correcciones, sugerencias y regaños que contribuyeron a mejorar mi escrito.

Al Maestro Eduardo López Pineda por su disponibilidad para ayudar con cualquier duda que pueda surgir, por sus clases tan interesantes y tan amenas que hace de la física algo más divertido e interesante.

Al Maestro Carlos Alberto Reynoso Mejía por sus observaciones realizadas para mejorar el escrito del trabajo, además de las sugerencias hechas en las irradiaciones y por permitirnos el acceso al equipo PET-CT del INNN.

A la Dra. Olga Aguirre por el tiempo prestado a la revisión de mi tesis y por el amable préstamo de sus dosímetros para la realización de este trabajo.

A la Maestra Euridice Rioja Guerrero por permitirnos hacer uso de las instalaciones de la Unidad de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubiran, así como a todo el personal que labora en la unidad.

Agradezco el apoyo económico brindado por el proyecto de DGAPA-UNAM, PAPIIT IA-210016.

Al Sr. Manuel por auxiliarme en la elaboración de los portadosímetros en el taller mantenimiento de medicina a su cargo.

Gracias a todos aquellos que no están aquí, pero que me ayudaron a que este gran esfuerzo se volviera realidad.

Objetivo: Determinación de la dosis equivalente ambiental en el recién remodelado departamento de medicina nuclear del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán con fines de seguridad radiológica. Así como cuantificar la dosis en músculo orbicular impartida en estudios de cabeza en una unidad CT.

Objetivos particulares:

- Emplear dosímetros termoluminiscentes TLD-100 para determinar la dosis equivalente ambiental en 24 sitios de la recién remodelada Unidad de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán.
- Determinar la dosis impartida en músculo orbicular mediante el uso de TLD-100 en estudios de Tomografía Computarizada.

Resumen

En este trabajo se hace uso de TLD-100 (LiF:Mg,Ti) para realizar dosimetría ambiental en la Unidad de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Ciencias Médica y Nutrición Salvador Zubirán (INCMNSZ), la unidad cuenta con un equipo SPECT-CT y un PET-CT, este último funcionando como CT únicamente, debido a su reciente adquisición. Los valores reportados dentro de la unidad cumplen con las normas vigentes de seguridad radiológica. El nivel máximo medido es en el cuarto donde se encuentra el equipo PET-CT y representa el 11 % del nivel límite establecido por la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, siendo menor en los sitios restantes, lo cual no representa peligro alguno tanto para el POE como para el PG.

Además de la dosimetría ambiental, con el mismo tipo de dosímetros, se realizó la irradiación de músculo orbicular (parte externa que rodea el ojo) mediante los protocolos establecidos en estudios de diagnóstico de cabeza por Tomografía Computarizada. Para ello se utilizó un equipo Siemens Biograph mPET-CT propiedad de la Unidad de Imagen Molecular del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN). Las irradiaciones se llevaron a cabo con distintos parámetros de voltaje y corriente del tubo generador de rayos-X. Los resultados de estas variaciones muestran que la dosis es influenciada fuertemente por estos parámetros.

1. Introducción

Dosimetría ambiental

La radiación se define como la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas o partículas y desde la aparición en la tierra de los seres vivos, incluyendo al ser humano, ellos han estado expuestos a diferentes tipos de radiación ya sea de forma natural o artificial. La radiación de origen natural se encuentra presente en todo el ambiente, entre las fuentes naturales se encuentra la radiación proveniente del espacio exterior como los rayos cósmicos, la radiación de la corteza terrestre mediante elementos radiactivos como el uranio, el torio, el actinio y el radón, la radiación proveniente del sol y la radiación presente en alimentos (^{40}K y ^{14}C principalmente). El valor promedio de la dosis efectiva recibida por radiación natural es de aproximadamente 2.4 mSv por año, aunque ésta puede variar por diversos factores como la latitud y la altitud (a una mayor latitud y altitud mayor nivel de dosis absorbida) [1], entre otros. Las fuentes de radiación artificial están asociadas principalmente con fines médicos, actividades industriales y nucleares. Los niveles promedio de dosis efectiva recibida por radiación artificial son de aproximadamente 0.6 mSv anuales [1]. Todos estos factores contribuyen en diferentes cantidades al nivel de radiación que puede recibir un ser humano dependiendo de la actividad realizada y al daño biológico producido ya que este puede variar notablemente de un tipo de radiación a otro.

Debido a que la radiación es imperceptible a nuestros sentidos, es necesario establecer métodos indirectos para detectarla y cuantificarla. Los métodos e instrumentos a emplear dependen tanto del tipo de radiación, su energía y la forma en como interacciona con la materia. Entre los detectores más empleados en el ambiente de la dosimetría se tienen los materiales termoluminiscentes. Este tipo de materiales se basan en el fenómeno de la termoluminiscencia (TL de aquí en adelante) el cual consiste en la emisión de luz visible del material cuando es estimulado térmicamente después de haber sido irradiado.

El fenómeno de la TL tuvo indicios a partir del año 1663 cuando Sir Robert Boyle informa a la Royal Society que había observado una extraña luminosidad al calentar un diamante en la oscuridad de su recámara [2]. Sin embargo, el fenómeno pasó desapercibido por la comunidad científica de ese tiempo. No fue sino hasta 1904 cuando se establece una conexión entre la TL y la radiación ionizante, cuando en su tesis doctoral M. Curie afirma: "Ciertos cuerpos, tales como la fluorita (fluoruro de calcio con propiedades termoluminiscentes), emiten luz cuando son calentados desapareciendo después de cierto tiempo. El radio (metal altamente radiactivo que generalmente decae por partículas α) puede restaurar la propiedad de TL de estos cuerpos" [3].

En los años posteriores y con el descubrimiento de nuevos materiales radiactivos, el campo de la investigación de materiales termoluminiscentes comenzó a tener grandes avances, uno de los primeros materiales termoluminiscentes propuestos fue el fluoruro de litio (LiF, fórmula química del fluoruro de litio, de aquí en adelante se utilizará LiF para referirse a este último), el material presentaba ciertas características, tal que los pioneros de la TL lo sugirieron como monitor de radiación personal. La primera aplicación práctica

del LiF en el campo de la medicina fue llevada a cabo por Daniels en 1953 [2].

En su artículo 'Thermoluminescence as a Research Tool', Daniels intenta medir la dosis de radiación recibida de manera interna por los pacientes de cáncer tratados con ^{131}I , haciendo tragar pequeñas bolitas de LiF, las cuales fueron recuperadas algunos días después de pasar a través del aparato digestivo. Por otro lado la dosis acumulada en los pacientes fue comparada con la TL de algunos cristales de LiF previamente irradiados a dosis conocidas. Esto fue realizado en el Hospital de Oak Ridge del Instituto de Estudios Nucleares de Manhattan EU, [3].

A partir de entonces un número considerable de investigadores comenzaron a experimentar con los distintos tipos de materiales termoluminiscentes ya existentes y a proponer otros nuevos que presentaban diversas ventajas y desventajas entre sí, todos ellos basados en el fenómeno de TL. Finalmente, Cameron y sus colaboradores en 1961 desarrollan un dosímetro basado en LiF dopado con magnesio y titanio, con características tales que lo convierten en uno de los mejores dosímetros hasta la actualidad [4]. Su principal aplicación es la dosimetría, cuyo objetivo principal es la medición de la energía depositada en un material por la exposición a un campo de radiación ionizante. Uno de los usos más frecuentes del LiF es la seguridad radiológica que tiene por finalidad la protección de los individuos de los riesgos derivados de aquellas actividades que impliquen la exposición a la radiación, asegurando con ello un nivel apropiado de protección sin limitar los beneficios que se obtienen del uso de la radiación.

En particular, cualquier sitio donde se trabaje con material radiactivo tiene como consecuencia la exposición a la radiación por el simple hecho de permanecer cerca de éste o trabajar ahí. De aquí la importancia de realizar dosimetría en este tipo de sitios para asegurar que los niveles de exposición no sobrepasen los límites establecidos tanto para el personal ocupacionalmente expuesto (POE) como para el público en general (PG).

Dosis en músculo orbicular

Por otro lado, se sabe que la exposición a la radiación por estudios diagnósticos o terapéuticos puede provocar efectos secundarios. En particular, para estudios de diagnóstico sigue en investigación cual es la dosis que pueda ocasionar efectos secundarios, lo que si es conocido es que la probabilidad de aparición aumenta conforme la frecuencia a este tipo de estudios en una persona es mayor. Una de la técnica más empleada por los médicos, aunque no la única, para tener un certero diagnóstico clínico de la ausencia o presencia de patologías de cabeza son los estudios de tomografía computarizada.

En esta técnica los pacientes son expuestos a rayos-X, en particular, cuando se hacen estudios en la zona de la cabeza, de las estructuras mas sensibles a la radiación (radiosensible) se encuentra el cristalino, componente de vital importancia para la visión y muy poco estudiado [5], entre otras causas, por la eficiencia en los métodos que cuantifiquen el daño producido por bajas energías como las del CT a este tipo de estructura. Por lo anterior, ésta área particular de la radiobiología lleva a un campo interesante por explorar en busca

de nuevas investigaciones. El presente trabajo brindará la pauta para poder determinar los valores de irradiación en cultivos celulares involucrados como músculo rápido, células corneales, entre otras.

Este trabajo se compone de dos partes:

1) Determinar la dosis equivalente ambiental mediante el uso de dosímetros termoluminiscentes TLD-100 en la unidad SPECT-CT y en la recién inaugurada (Marzo, 2017) unidad PET-CT dentro de la Unidad de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán.

2) Determinar la dosis impartida a músculo orbicular de párpado en estudios de Tomografía Computarizada (CT) para voltajes de uso clínico (80 kvp para uso pediátrico y 120 kVp para adulto) mediante el uso de un maniquí RSVP Phantom de cabeza. El CT empleado se encuentra en la Unidad de Imagen Molecular del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN).

El contenido del trabajo se estructura de la siguiente manera: En el capítulo I se da el fundamento teórico que sustenta el trabajo realizado incluyendo aquí los tipos de radiación ionizante, la interacción de la radiación con la materia, la dosimetría TL, los conceptos radiológicos, detalles generales sobre PET-CT y SPECT-CT y una introducción a la anatomía del músculo orbicular de ojo. En el capítulo II se describe el desarrollo experimental para la dosimetría ambiental que contiene la caracterización de los dosímetros TLD-100, la elaboración de los porta-dosímetros, los sitios de colocación de los TLD en el INCMNSZ. Y por otro lado para las irradiaciones en músculo orbicular se describe el arreglo experimental de los TLD-100 sobre el maniquí y los parámetros modificados en la CT. En el capítulo III se muestran los resultados de la dosimetría ambiental y de las irradiaciones en músculo orbicular en párpado. Finalmente en el capítulo 4 se presentan las conclusiones de este trabajo.

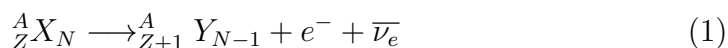
2. Principios básicos

2.1. Radiación ionizante

Existen diversas formas de clasificar la radiación, la más empleada es de acuerdo a su energía¹ y se clasifica en radiación no ionizante e ionizante; la primera se caracteriza por no tener la energía suficiente para poder ionizar los átomos que constituyen la materia, mientras que la radiación ionizante tiene la energía suficiente para ionizar o excitar los átomos que constituyen la materia y se puede clasificar en radiación directa e indirectamente ionizante. La primera es característica de partículas cargadas (electrones, protones, positrones e iones) las cuales liberan su energía a lo largo de su trayecto a través de interacciones coulombianas con las partículas constituyentes del medio, en tanto que la radiación indirectamente ionizante, característica de fotones y neutrones, transfiere su energía a partículas cargadas mediante interacciones con los átomos del medio [6]. Para este trabajo solo son de interés las partículas beta y los fotones (rayos X y rayos γ).

- Decaimiento β : Este decaimiento ocurre cuando un elemento presenta un exceso de nucleones (entiéndase por nucleón aquella partícula que se encuentra dentro del núcleo y puede ser un protón o un neutrón) que provoca cierta inestabilidad en el núcleo. Existen dos tipos de decaimiento dependiendo de la partícula emitida, cuando se presenta un exceso de protones, el decaimiento es β^+ , mientras que cuando hay un exceso de neutrones se presenta un decaimiento β^- . Las partículas beta presentan una trayectoria de corto alcance que va desde algunos milímetros hasta pocos centímetros, dependiendo de la energía de la partícula incidente y de las características del medio.

1. Decaimiento β^- : Este decaimiento se presenta en aquellos núcleos que presentan un exceso de neutrones en comparación con el número de protones. Como los núcleos no tienen electrones, un neutrón del núcleo se convierte en un protón, un electrón y un antineutrino, tal como aparece en (1). El protón resultante permanece en el núcleo, mientras que el electrón escapa como partícula beta (de aquí el nombre de decaimiento β^-) junto con el antineutrino².

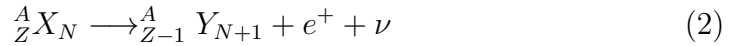


Donde X es el núcleo padre, Y el núcleo hija, e^- la partícula beta, $\bar{\nu}_e$ el antineutrino, Z el número de protones, N el número de neutrones y A el número másico.

¹Generalmente, para denominar la energía asociada a los diferentes tipos de radiación se suele emplear el término del electrón-voltio (eV), que es la energía que adquiere un electrón o toda partícula con una carga igual a la del electrón cuando se acelera a través de una diferencia de potencial igual a un voltio.

²Antipartícula del neutrino de carga nula, una masa aproximada de $\frac{1}{17000}$ la masa del electrón. La aparición de esta antipartícula justifica la conservación del número leptónico en la transformación [7].

2. Decaimiento β^+ : Este modo de decaimiento se presenta en núcleos que tienen un exceso de protones en comparación con el número de neutrones. Las partículas emitidas en este tipo de decaimiento se denominan positrones, que tienen la misma masa que los electrones pero con carga eléctrica positiva. Los positrones se crean cuando en el núcleo, un protón se convierte en un neutrón que permanece en el núcleo emitiéndose así el positrón formado (de aquí el nombre de decaimiento β^+) junto con un neutrino³ tal como se ve en la siguiente ecuación.



Donde X es el núcleo padre, Y el núcleo hija, e^+ la partícula beta, ν_e el neutrino, Z el número de protones, N el número de neutrones y A el número másico.

En ambos procesos la distribución de energía de las partículas emitidas tiene un comportamiento estocástico, por lo que el espectro de energía de las partículas es continuo.

- Decaimiento γ . Este tipo de decaimiento generalmente ocurre después de un decaimiento β (véase Beiser para más detalle, [6]), donde el núcleo no libera la energía suficiente para alcanzar su estado base. Cuando esto ocurre, se dice que se encuentra en un nivel de energía excitado o metaestable, para alcanzar el nivel de mínima energía, este núcleo emite fotones de una cierta frecuencia (ν), la frecuencia del fotón emitido es directamente proporcional a la energía liberada por el núcleo inestable, tal como aparece en la ecuación (3). A esta radiación se la llama radiación gamma o en ocasiones también se le llama decaimiento isomérico. Es decir, el núcleo no se transforma a diferencia del decaimiento β , sino que los nucleones que lo forman experimentan una transición entre dos niveles energéticos y esta transición se ve reflejada en la emisión de radiación γ .



Donde X^* es el núcleo padre en un estado metaestable, X el núcleo padre en un estado base, γ el fotón emitido, Z el número de protones, N el número de neutrones y A el número másico.

Otra forma alternativa de generar radiación gamma es el aniquilamiento de una partícula a través de la colisión con su propia antipartícula, como por ejemplo un electrón y un positrón. El resultado de este proceso es la emisión de dos rayos gamma en direcciones opuestas con una energía característica de 511 keV (principio

³Partícula subatómica sin carga y con una masa probable de 1/17000 veces la masa del electrón, su existencia en el decaimiento β^+ conserva el número leptónico [7].

físico de la PET, véase mas adelante).

- Rayos X: La producción de rayos X empleados para fines diagnósticos se logra mediante un generador de rayos X. El arreglo, generalmente consiste en una ampolla de vidrio o cerámica a un alto vacío, donde los electrones liberados por efecto termiónico de un filamento, por lo general de tungsteno ($Z=74$), que actúa como cátodo, son acelerados hacia el ánodo a través de cierta diferencia de potencial (es necesario que el arreglo se encuentre a un alto vacío para que las moléculas de aire no impidan el paso de los electrones y estos puedan alcanzar el ánodo) establecida entre ambos electrodos.

El ánodo es un metal usado como blanco (algunos materiales utilizados son tungsteno, molibdeno, rodio o una combinación de estos, el material empleado depende del fin) donde los electrones depositan su energía, la que se disipa principalmente en forma calor, y aunque solo una pequeña fracción del 1 o a lo más el 2% de la energía emitida es en forma de rayos X, la fracción depende tanto de la energía con la que son acelerados los electrones como del material con el cual interaccionan, el resto es detectado como corriente que circula a través de los electrodos. Debido a que la producción de calor es muy alta, el blanco debe de poseer un punto de fusión muy alto⁴.

Los rayos X se producen tanto en la superficie como en el interior del ánodo, por lo que el ánodo debe de tener un diseño especial y presentar una inclinación para favorecer que los rayos X logren salir de éste. Dentro de un tubo de rayos X se producen dos tipos de rayos X.

- Rayos X característicos: Si el electrón proyectil interacciona con un electrón de una capa interna del átomo del blanco se pueden producir rayos X característicos. La radiación X característica se origina cuando la interacción es capaz de ionizar el átomo del blanco expulsando un electrón de una capa interna, generalmente la capa K o L, produciendo un hueco de electrón temporal en esa capa. Este estado provoca una caída de un electrón de la capa externa (capa L o M dependiendo de donde se origine el hueco) en el hueco de la capa K. La transición de un electrón orbital desde una capa externa hasta otra interna va acompañada por la emisión de un fotón de rayos X. El rayo X producido tiene una energía igual a la diferencia de las energías de ligadura de los correspondientes electrones orbitales (Figura 1). Debido a que los niveles de energía son característicos de cada elemento, el rayo X que se emite tendrá una energía característica. En este caso los rayos X son monoenergéticos por lo que su espectro será discreto.

⁴Algunos generadores de rayos X tienen mecanismos de enfriamiento aparte del material empleado para el ánodo, entre estos están los ánodos giratorios y sistemas de refrigeración con aceite.

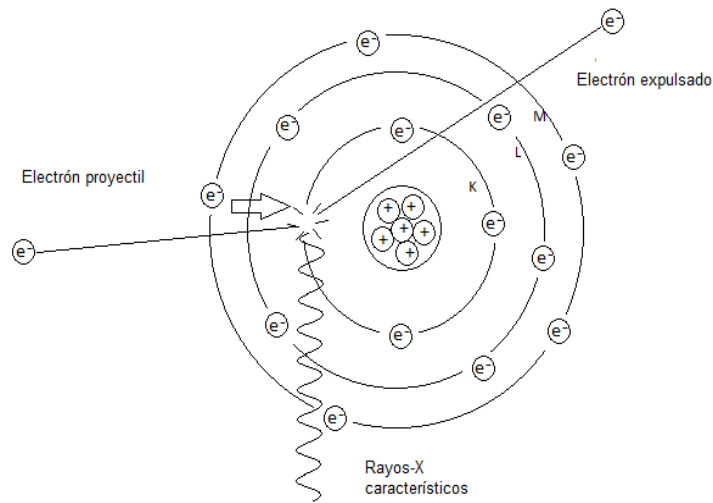


Figura 1: Rayos X Característicos.

- *Bremsstrahlung* o Radiación de frenado: En este tipo de interacción, la energía cinética del electrón proyectil se convierte en energía electromagnética. Dado que el electrón tiene carga negativa y el núcleo positiva, existe entre ellos una fuerza electrostática de atracción. Cuanto más cerca del núcleo llegue el electrón proyectil, más se verá influido por el campo electrostático del núcleo. Ese campo es muy fuerte, ya que el núcleo contiene muchos protones y la distancia entre el núcleo y el electrón proyectil es muy pequeña. Al pasar cerca del núcleo, el electrón proyectil disminuye su velocidad y cambia su curso, con lo que se reduce su energía cinética y se modifica su dirección. Esa energía cinética perdida reaparece como un fotón de rayos X (Figura 2).

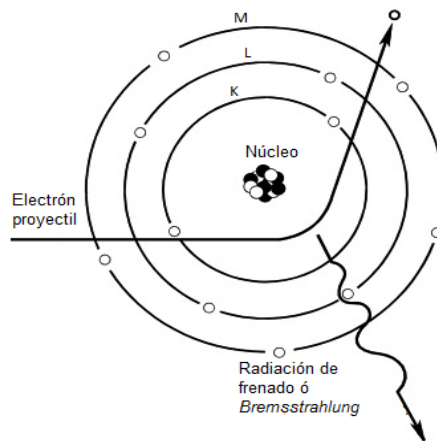


Figura 2: Rayos X de frenado.

Dependiendo de qué tan cerca estén los electrones del núcleo, será la energía de los rayos X de frenado generados. Es por esto que se tiene un espectro continuo de energía, donde la máxima energía se debe a la total transformación de la

energía cinética del electrón en un rayo X y la mínima cuando la desviación del electrón debido al núcleo sea casi nula.

El espectro de los rayos X generados por un tubo, se compone de la superposición del espectro continuo debido a la radiación de frenado, y el espectro discreto debido a la radiación característica. La máxima energía que pueden poseer los electrones acelerados y por tanto también un rayo X generado es la diferencia de potencial aplicada en el tubo emisor, algunas veces llamada kVp (kilovoltaje pico).

Al igual que la rayos γ , los rayos X son radiación electromagnética (fotones), la diferencia con estos es su origen: los rayos gamma son radiaciones cuyo origen son las diferentes transiciones entre los estados nucleares, mientras que los rayos X surgen por las transiciones de energía debido a electrones atómicos de las capas más cercanas al núcleo y las interacciones de los electrones con el núcleo.

2.2. Interacción de la radiación con la materia

Una de las características de la radiación ionizante es su capacidad de penetrar en la materia e interactuar con los átomos constituyentes de la misma. La manera en que interactúa la radiación con la materia depende del tipo de radiación, de su energía, así como de las propiedades físicas de la materia con la que interactúa.

Los fotones interactúan de manera única cediendo su energía a través de la interacción con los electrones del medio que son los responsables de la ionización directa de la materia. Los principales procesos de interacción entre los fotones y la materia son: dispersión elástica, fotodesintegración, producción de pares, efecto fotoeléctrico y efecto Compton. Debido a que todas estas interacciones son estocásticas, solamente es posible hablar de la probabilidad de que éstas sucedan. Dadas las energías que se emplean en este trabajo y el interés por aquellas interacciones que depositan energía en el medio, solo se atenderán las últimas dos.

1. Efecto Fotoeléctrico: Este mecanismo se debe a la incidencia de un fotón de energía igual o mayor que la energía de ligadura del electrón, al interactuar con los átomos de un material, más específicamente con un electrón de la capa K o L. Parte de la energía del fotón incidente, $h\nu$, se invierte en expulsar un electrón ligado de un átomo (generalmente denominado fotoelectrón), la energía restante del fotón incidente es adquirida como energía cinética por el electrón liberado. La energía cinética del fotoelectrón depende fuertemente de la frecuencia de la radiación incidente más no de la intensidad de la luz incidente y está dada por:

$$k = h\nu - \phi_k \quad (4)$$

Donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente y ϕ_k es la energía de ligadura del electrón de la capa K o L del átomo que depende del material. La energía de los electrones permanece constante al variar la intensidad de la radiación incidente; no obstante el

número de electrones desprendidos si cambia. El efecto fotoeléctrico dominará dependiendo de la energía incidente del haz y del número atómico del material con el que interaccione (Figura 3). La probabilidad de interacción del fotón puede ocurrir con cualquier electrón orbital pero principalmente ocurre con la capa K o L [6]. La capa de interacción depende tanto de la energía del fotón incidente como del material.

La sección eficaz por átomo⁵ para este tipo de interacción en el intervalo de energías de radiodiagnóstico, está dada por:

$${}_a\tau \simeq \frac{Z^4}{(h\nu)^3} \quad (5)$$

Donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente, Z es el número atómico del material y ${}_a\tau$ la sección eficaz por átomo.

2. Efecto Compton: A diferencia del efecto fotoeléctrico, el efecto Compton o también llamado dispersión de Compton esencialmente ocurre en los electrones de las últimas capas (electrones de valencia) del átomo. En esta interacción, el fotón incidente con energía $h\nu$, se dispersa fuera de su dirección original y transmite parte de su energía al electrón; por consiguiente el electrón adquiere energía cinética y se aleja del átomo. El fotón dispersado tendrá una frecuencia menor ν' que la del fotón incidente ν .

De esta forma, aplicando las leyes de conservación de energía y momento para el fotón incidente con longitud de onda λ y bajo la suposición de que los electrones pueden considerarse como partículas libres y en reposo⁶, se tiene que la longitud de onda del fotón dispersado a un ángulo θ con respecto a la dirección incidente está dada por:

$$\lambda' = \lambda + \frac{h}{m_0c}(1 - \cos\theta) \quad (6)$$

Donde h es la constante de Planck ($h=6.62 \cdot 10^{34}$ Js), m_0 es la masa del electrón ($m=9.109 \cdot 10^{-31}$ kg) y c la velocidad de la luz ($c=3 \cdot 10^8$ ms⁻¹).

La sección eficaz por átomo (${}_a\sigma$), se expresa en términos del coeficiente Klein-Nishina por electrón. Esta sección eficaz se refiere a la probabilidad de que este efecto suceda. Para cualquier material de Z dado, se tiene que la sección eficaz por átomo está dada por:

$${}_a\sigma = Z_e\sigma \quad (7)$$

⁵La sección eficaz se define como el área efectiva para la cual un haz incidente puede colisionar con un átomo.

⁶Con el término libre se hace referencia a un electrón que se encuentra débilmente ligado a un átomo y en reposo se hace la aproximación de que su momento lineal es nulo.

donde σ es la sección eficaz total de Klein-Nishima y Z es el número atómico del material.

La probabilidad de que suceda cualquiera de los eventos anteriormente descritos va a depender de la energía del fotón incidente y del número atómico Z del material con el que interactione. Debido a las energías de los fotones que se emplean en radiodiagnóstico, las únicas dos interacciones que se presentan son el efecto fotoeléctrico y la dispersión de Compton. En la Figura 3 se muestran las regiones en las cuales predomina cada una de estas interacciones. Las curvas representan la combinación de valores de energía ($h\nu$) y Z para los que la probabilidad de que ocurran dos tipos de interacción es la misma.

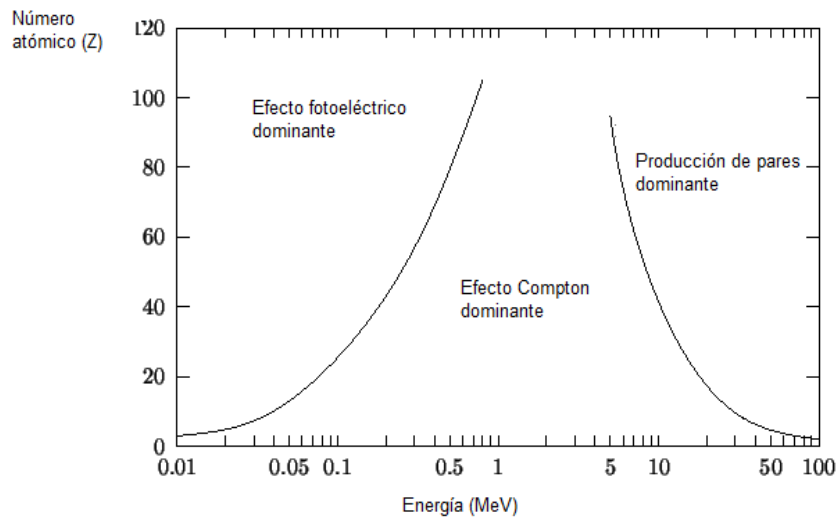


Figura 3: Efecto predominante en función de Z del material y de la energía del fotón incidente.

2.3. Dosimetría de la radiación

2.3.1. Dosimetría TL

Cualquier tipo de radiación ionizante interactúa con la materia ya sea por ionización o excitación y el resultado producido es imperceptible a los sentidos del hombre. Para proporcionar una estimación de la radiación ionizante presente en algún sitio, es necesario valerse de un medio auxiliar. Actualmente existe una gran cantidad de instrumentos que cuantifican la energía depositada por la radiación incidente y de forma indirecta proporcionan una estimación del riesgo causado por la misma, en particular solo se atenderán los detectores termoluminiscentes.

La importancia de la TL en la dosimetría de la radiación ionizante radica en el hecho de que la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado. Actualmente, la dosimetría TL es un método bien establecido utilizado prácticamente en toda actividad donde se requiere de mediciones experimentales de dosis absorbida, no

obstante, la selección del tipo de material TL empleado depende de los requisitos específicos de la aplicación en cuestión.

2.3.1.1 Proceso TL

En un sólido cristalino perfecto, los átomos tienen posiciones bien definidas en una estructura periódica, por lo que la existencia de cualquier alteración en su estructura constituye un defecto cristalino. Los cristales reales no presentan esta estructura ideal sino que presentan una gran cantidad de imperfecciones o defectos. Entre los diversos tipos de imperfecciones que pueden presentarse en el cristal, están los defectos puntuales ⁷ y las vacancias ⁸. Los iones o los átomos que ocupan los espacios de la red que normalmente deberían estar vacíos, se denominan intersticiales y pueden corresponder a átomos del cristal desplazados de su posición normal en la red o a átomos de impurezas. Cuando se adhieren impurezas de forma intencional al material TL se dice que el material es dopado, estas impurezas son llamadas activadores y permiten la creación de estados metatestables (defectos) en la separación entre la banda de conducción y la banda de valencia, comúnmente llamada banda prohibida. Existen dos tipos de trampas: trampas para electrones y trampas para huecos, en el caso particular del LiF algunos dopantes son: magnesio, titanio, cobre, fósforo, entre otros. En este trabajo se emplea LiF:Mg,Ti (LiF dopado con magnesio y titanio).

El proceso TL se desarrolla en dos etapas: excitación y recombinación [7]. Una vez que la radiación ionizante incidente con energía suficiente para liberar electrones de la última capa (capa de valencia) es absorbida en el material, parte de la energía se invierte en liberar estos electrones y el resto es cedida en energía cinética para que los electrones liberados puedan viajar a la banda de conducción en un periodo de tiempo muy corto (paso 1, Fig. 4). Esos electrones son libres de moverse a través de la banda de conducción del cristal (paso 2, Fig. 4). Si los niveles de captura metaestable (E en la Fig. 4) provocados por los dopantes insertados o por los defectos naturales en el cristal están presentes, los electrones liberados pueden ser atrapados en el espacio entre la banda de valencia y la banda de conducción, es decir, en la banda prohibida (Paso 3, Fig. 4). La producción de electrones libres está asociada con la producción de huecos positivos libres, es decir, por cada electrón liberado habrá un hueco formado, los cuales también pueden migrar hacia la banda prohibida, por medio de la banda de valencia (paso 2', Fig. 4). Los huecos también pueden ser atrapados en la banda prohibida (paso 3', Fig. 4).

Los huecos restantes (H, Fig. 4) producen defectos en el centro de la red del cristal, y como tal, las propiedades del cristal son principalmente determinadas por la red y sus defectos. Algunas de las trampas de huecos son térmicamente inestables y pueden decaer rápidamente a temperatura ambiente (paso 4' Fig. 4).

⁷Anomalías localizadas en ciertas regiones del cristal con tamaño comparable con un ión de la red.

⁸Defecto puntual producido por la ausencia de un ión en una posición normalmente ocupada de la red cristalina.

Los electrones atrapados permanecen ahí hasta que adquieran la energía suficiente para escapar de la trampa. Si la temperatura del material se eleva, los electrones atrapados pueden adquirir suficiente energía térmica y ser liberados (paso 4, Fig. 4). Los electrones liberados pueden recombinarse con los huecos en los centros de luminiscencia (L en la Fig. 4), y el exceso de energía es liberada como radiación visible (paso 5, Fig. 4).

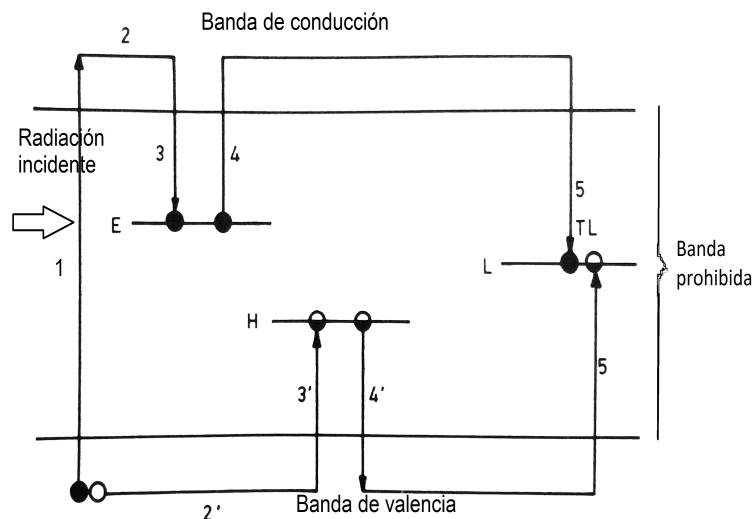


Figura 4: Proceso TL.

Aunque en la actualidad no hay un método analítico que logre explicar por completo el fenómeno de la TL, el más ampliamente utilizado es el modelo de Randall y Wilkins (R-W) o cinética de primer orden⁹. Este es el modelo más simple y describe la intensidad TL, $I(t)$, como:

$$I(T) = n_0 s e \frac{-E}{kT} \left[e^{\frac{-s}{\beta} \int_{T_0}^T e^{\frac{-E}{kT'}} dT'} \right] \quad (8)$$

Donde n_0 es la concentración de electrones en la trampa de energía E y al tiempo t , s es el llamado factor frecuencia que indica cuantos electrones son liberados por unidad de tiempo, k es la constante de Boltzmann ($1.38 \cdot 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$), $\beta = \frac{dT}{dt}$ es la tasa de calentamiento, $T(\text{K})$ es la temperatura absoluta y T_0 es la temperatura inicial. La expresión anterior da como resultado una curva denominada curva de brillo, con una intensidad máxima (pico de la curva de brillo) a una cierta temperatura (T_{max}).

La curva de brillo es característica de cada material y puede presentar uno o varios picos debido a que puede haber trampas a diferentes profundidades en la banda prohibida, y a que el proceso de emisión de la luz TL implica la liberación de dichas trampas a

⁹El término de cinética de primer orden en la teoría TL se refiere a que el número de electrones atrapados es proporcional a la tasa de liberación de la trampas y una vez liberados no son reatrapados nuevamente.

diferentes temperaturas. En la Figura 5 se puede ver el esquema del proceso de lectura de TL, en este proceso se eleva gradualmente la temperatura del dosímetro y se produce sucesivamente la excitación de las cargas atrapadas en diferentes trampas (electrones en este caso) a la banda de conducción (1, Fig. 5). Después de un tiempo muy corto en la banda de conducción, los eventos de combinación radiativa (2, Fig. 5) generan la curva de brillo. El área bajo la curva es la señal TL del dosímetro, permitiendo con esto determinar la dosis que el dosímetro recibió (previa calibración).

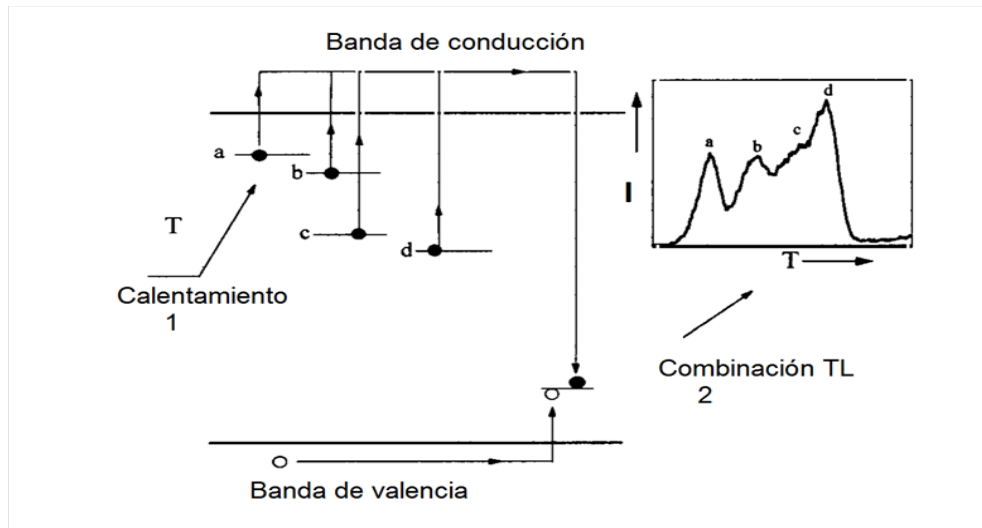


Figura 5: Esquema del proceso de lectura de TL.

Otro modelo que intenta describir el fenómeno de la TL con distintas consideraciones está dado por Garlick-Gibson [8] donde se considera la situación en que un portador de carga puede ser reatrapado o combinarse en un centro de luminiscencia (también llamado cinética de segundo orden).

2.3.2. Fluoruro de Litio dopado con Magnesio y Titanio (LiF:Mg,Ti)

El LiF:Mg,Ti o TLD-100 consiste de Litio natural conformado del 7.5% de ${}^6\text{Li}$ y 92.5% ${}^7\text{Li}$ con dopantes de 180 ppm de Mg^{2+} y 10 ppm Ti^{4+} y se presenta en forma de chips de $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$ elaborados por Thermo-Fisher Scientific, Cleveland, Estados Unidos. Los TLD-100 poseen ciertas características que los hacen apropiados para la dosimetría de la radiación ionizante en aplicaciones médicas, una de las más importantes es su tamaño, ya que pueden ser colocados en pequeñas cavidades sin que perturben apreciablemente el campo de radiación. Otras características son: buena equivalencia con el tejido, buena precisión y exactitud, alta sensibilidad y reutilización. A continuación se muestran las características¹⁰ más importantes de los TLD-100:

- Exactitud de ± 15 ($\sigma = \pm 2$) %
- Espectro de emisión de 3500 a 6000 Å (con un máximo a 4000 Å aproximadamente)

¹⁰Las características son proporcionadas por el manual del fabricante [9].

- Intervalo de medición 10 pGy a 10 Gy con un intervalo de linealidad 10 μGy a 3 Gy, seguido de una región supralineal (más allá de lo lineal) que se alcanza a altas dosis.
- Reproducibilidad de las medidas y posibilidad de ser reutilizado
- Número atómico efectivo de 8.14 (cercano al del tejido humano $Z=7.42$)
- Desvanecimiento¹¹ menor que el 5 % anual
- Poco sensible a la humedad y al espectro visible

La curva de brillo del TLD-100 en general es bastante complicada debido al traslape de los picos que la conforman. Los parámetros de cada pico como el ancho, la posición y la temperatura a la que aparecen en la curva de brillo es producto de las características físicas de cada trampa; hasta ahora se conocen 13 picos, pero son 10 los que se reportan [3]. El área de cada pico indica el número de electrones atrapados en esa trampa una vez que se ha expuesto a un campo de radiación. La forma de la curva de brillo depende de muchos factores físicos entre los que se puede encontrar el horneado, la tasa de calentamiento, el área de contacto dosímetro-plancheta, el tipo de irradiación y las condiciones ambientales (humedad, temperatura e iluminación), entre otros.

Los primeros picos (1 y 2) son muy inestables y desaparecen por recombinación térmica a temperatura ambiente; los picos 3 y 4 son estables, pero se hallan traslapados y presentan comportamientos anómalos que hacen que no sean utilizados como picos dosimétricos. La mejor emisión para dosimetría es el pico 5, por su buena sensibilidad y estabilidad a una tasa de calentamiento constante; los picos 6-10 aparecen a altas temperaturas y son notables después de que los dosímetros son expuestos a altas dosis de fotones, electrones o radiación altamente ionizante. Los picos 1-5 se conocen como picos de baja temperatura mientras que los picos 6-10 son picos de alta temperatura.

La respuesta de los TLD puede variar en función de la energía de los fotones al cual sean expuestos, es decir, un TLD-100 irradiado a una misma dosis con haces de diferente energía no producirá la misma respuesta TL. La Figura 6 muestra el comportamiento del TLD-100 en función de la energía de los fotones obtenido por tres métodos diferentes (véase Nunn, [10]).

¹¹Entiéndase por desvanecimiento como la liberación de los electrones atrapados en las trampas a condiciones ambientales.

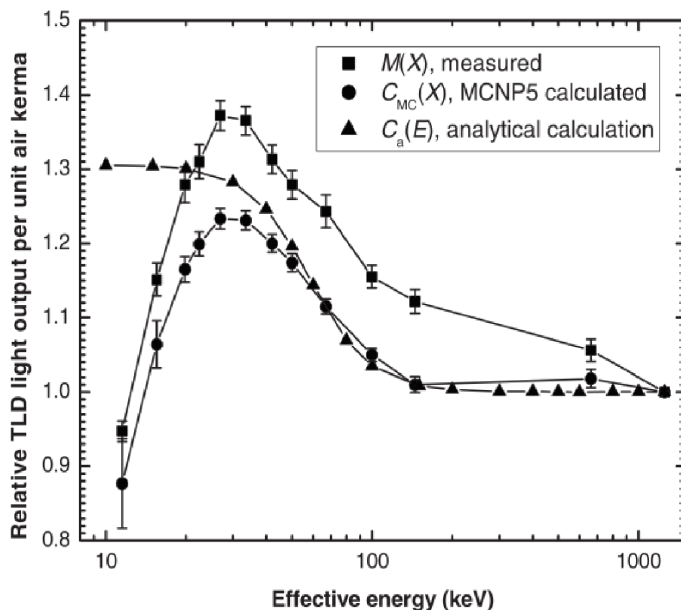


Figura 6: Respuesta relativa del TLD-100 en función de la energía de fotones, [10].

La Figura 6 un comportamiento supralineal para energía mayores a 20 keV y tiende a ser lineal a energías de 1.25 MeV. Artículos más recientes, [11], muestran un comportamiento similar a la mostrada anteriormente. En este trabajo las correcciones por energía se realizan con ayuda de la Figura 6.

2.4. Conceptos radiológicos

Fluencia

La fluencia se define como el número esperado, N_e , de partículas que atraviesan una esfera finita centrada en un punto p con área transversal da durante un intervalo de tiempo dt . Se define como:

$$\Phi = \frac{dN_e}{da} \quad (9)$$

La fluencia es independiente de la dirección de las partículas incidentes expresada en cm^{-2} . De forma similar se define la tasa de fluencia como el número de partículas que atraviesan una cierta área da por unidad de tiempo dt y se define como:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{dN_e}{da} \right) \quad (10)$$

La tasa de fluencia es expresada en $cm^{-2}s^{-1}$.

Fluencia de energía

Dada la fluencia, es necesario considerar la energía que lleva un haz monoenergético cuando atraviesa cierta área da . La fluencia de energía (Ψ) se define como la suma de todas las energías que lleva el haz incidente:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (11)$$

La fluencia de energía se expresa en Jcm^{-2} . Donde $R = EN_e$ y E es la energía de cada partícula incidente. De esta última ecuación podemos definir la relación entre la fluencia y la fluencia de energía como:

$$\Psi = E\Phi \quad (12)$$

De forma análoga se define la tasa de fluencia de energía como la variación temporal de la fluencia de energía, es decir que tanta energía está atravesando el área da en un intervalo de tiempo dt .

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt}\left(\frac{dR}{da}\right) \quad (13)$$

Coefficiente de atenuación

Cuando un haz de fotones monoenergético atraviesa un medio material de un cierto grosor, no todos los fotones incidentes se transmiten al otro lado del material. Esta disminución en la intensidad de fotones (entiéndase por intensidad al número de fotones) sin tomar en cuenta la radiación dispersa se calcula mediante la ley de atenuación y dada por:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (14)$$

Donde I_0 es la intensidad inicial del haz, I es la intensidad del haz transmitido, x es la espesor del medio que atraviesa el haz y μ es el coeficiente lineal de atenuación que se expresa en m^{-1} . Este último depende tanto de la energía de los fotones como de la densidad y el número atómico del medio y representa la probabilidad de que un fotón incidente interactúe con los átomos del medio por unidad de distancia recorrida.

Para eliminar la dependencia del coeficiente lineal de atenuación con la densidad, se define otra magnitud, el coeficiente másico de atenuación, (μ_{mas}), que es independiente de la densidad del medio ρ , pero dependiente del número atómico (Z). Se expresa en m^2kg^{-1} y se define como:

$$\mu_{mas} = \frac{\mu}{\rho} \quad (15)$$

Cuando el haz incidente atraviesa el medio, los diferentes tipos de interacción tales como el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton ([7]) contribuyen al valor de coeficiente másico de atenuación, teniendo lo siguiente:

$$\mu_{mas} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} \quad (16)$$

Donde $\frac{\tau}{\rho}$ es el coeficiente másico de atenuación debido al efecto fotoeléctrico y $\frac{\sigma}{\rho}$ la contribución del efecto Compton, ambos estos expresados en m^2kg^{-1} .

Coefficiente másico de transferencia de energía

Cuando el haz incidente de fotones atraviesa el medio tiene cierta probabilidad de interactuar con los átomos que lo componen, pero no todas estas interacciones logran ionizar los átomos del medio ni tampoco proporcionarles energía cinética a los electrones expulsados. Una forma de cuantificar la fracción de fotones del haz que si lo hacen es el coeficiente másico de transferencia de energía (μ_{tr}/ρ), es decir, la fracción del coeficiente másico de atenuación que proporciona energía cinética a los electrones cuando estos son expulsados de los niveles electrónicos de los átomos que constituyen el medio. El coeficiente másico de transferencia de energía se expresa en m^2kg^{-1} y su valor es el resultado de las distintas interacciones que sufren los fotones cuando atraviesan el medio, como se expresa a continuación:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} \quad (17)$$

Donde $\frac{\tau_{tr}}{\rho}$ es el coeficiente másico de transferencia de energía debido al efecto fotoeléctrico y $\frac{\sigma_{tr}}{\rho}$ es el coeficiente másico de transferencia de energía debido al efecto Compton, ambos expresados en m^2kg^{-1} .

Coefficiente másico de absorción de energía

El coeficiente másico de absorción de energía (μ_{en}/ρ) está relacionado con el coeficiente másico de transferencia de energía como:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1 - g) \quad (18)$$

Donde g representa la pérdida de energía por interacciones radiativas. De la ultima relación se puede ver que cuando g es nulo $\mu_{en}/\rho \approx \mu_{tr}/\rho$.

Dosis absorbida

La dosis absorbida (D) es el valor esperado de la energía impartida por la radiación ionizante en un medio material de volumen V y masa m en un intervalo de tiempo dt . Por energía impartida (ε) se refiere a la suma de la energía que entra al volumen de interés, tanto de fotones, como de partículas cargadas y la conversión de energía en masa, menos la energía que abandona el volumen. Esta definición incluye todos los tipos de radiación y está dada como:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (19)$$

Su unidad de medida es el Gray (Gy) y se define como $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$. De forma similar se define la tasa de dosis en un punto p como la variación temporal de la dosis en un intervalo de tiempo dt y está dada por:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (20)$$

La relación de la dosis absorbida entre medios diferentes se determina con ayuda del coeficiente másico de absorción de energía, en particular para pasar de dosis absorbida en aire a dosis absorbida agua o viceversa, se tiene la siguiente relación:

$$D_{H_2O} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire} = D_{aire} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{H_2O} \quad (21)$$

La expresión anterior es válida bajo la condición de equilibrio de partícula cargada (véase más adelante).

Kerma

El valor esperado de la energía cinética ($d\varepsilon$) transferida por los fotones a las partículas cargadas del medio por unidad de masa (dm) es definido mediante el kerma (por sus siglas en inglés Kinetic Energy Release for unit Mass):

$$K = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (22)$$

Su unidad es la misma que la de la dosis, el Gray. A diferencia de la dosis, esta magnitud es relevante solo para radiación indirectamente ionizante (fotones y neutrones). El kerma solo toma en cuenta la energía transferida por los fotones a partículas cargadas en el medio, sin importar si esta permanece o no en el medio con el que interaccionan.

Equilibrio de Partícula Cargada (EPC)

El equilibrio de partícula cargada en un volumen de interés significa que la energía, número y dirección de las partículas cargadas es constante a través de este volumen. Esto es equivalente a decir que la distribución de la energía de las partículas cargadas no varía dentro del volumen. En particular, se deduce que las sumas de las energías (excluidas las energías de reposo) de las partículas cargadas que entran y salen del volumen son iguales.

Para ilustrar lo anterior, considérese un material de masa m y volumen v , el cual es irradiado con un haz externo de fotones; la radiación secundaria generada por el haz incidente estará formada por partículas cargadas que permanecen y salen de v . La situación anterior complica la estimación de la energía depositada en el medio (partículas cargadas que permanecen en v), ya que parte de la energía depositada en v se pierde con la salida de partículas cargadas. Para solucionar este problema, se rodea el volumen v con otro medio de volumen V , de tal manera que la distancia entre los bordes del volumen v y el volumen V estén separados por una distancia mayor al alcance máximo de las partículas secundarias.

El objetivo de rodear el volumen v con otro medio, es que las partículas producidas por la radiación incidente en V reemplacen a las partículas secundarias que salen en v , con la condición de que las primeras sean del mismo tipo y energía que las segundas, entonces se tiene equilibrio de partícula cargada.

Relación entre Dosis y Kerma

El kerma, como se ha dicho, es la energía promedio transferida a los electrones por los fotones que inciden en el medio. Una vez que los electrones del medio han adquirido energía, esta se puede disipar de dos maneras: 1) pérdidas por colisión entre partículas (electrón-electrón o electrón-núcleo) y 2) pérdidas radiativas (*Bremsstrahlung* principalmente). El kerma total es por tanto la suma de la contribución de cada una de ellas y está dado por:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (23)$$

Donde K_{col} es el valor esperado de la energía transferida por los electrones primarios a partículas cargadas por unidad de masa en el punto de interés excluyendo las pérdidas de energía por interacciones radiativas. Si la fracción promedio de la energía perdida por los electrones que se disipa como pérdidas radiativas se representa con g , entonces, la fracción disipada por colisiones es $(1 - g)$, entonces:

$$K_{col} = K(1 - g) \quad (24)$$

Para un punto en un medio específico y una energía particular de fotones incidentes el kerma de colisión está dado en términos de la fluencia de energía (Ψ) y el coeficiente másico de absorción de energía:

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (25)$$

El kerma total, para fotones monoenergéticos, en términos de la fluencia de energía y del coeficiente másico de transferencia de energía, se puede escribir como:

$$K = \Phi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (26)$$

De manera general, la transferencia de energía de los fotones a los electrones del medio en una región en particular (kerma) no garantiza que toda esa energía transferida permanezca en el medio (dosis absorbida) ya que alguno de los electrones generados pueden llevar la energía a zonas externas provocando fuga de la energía incidente en el medio. Otra vía de fuga de energía de la zona de interés son las pérdidas radiativas por *Bremsstrahlung* ya que la mayor parte de los fotones generados escapan de la región de interés.

Las vías de fuga anteriormente mencionadas son las causantes de que la energía transferida inicialmente por los fotones a los electrones no se conserve en el medio, la forma de asegurar que la energía permanezca en el medio es que los electrones no generen radiación ni salgan del medio, o bien que los electrones transfieran su energía a los demás electrones del medio conservándose en el mismo (dosis absorbida), de esta manera se asegura que

la energía depositada en el medio es igual al kerma de colisión lográndose únicamente en el caso especial en que exista equilibrio de partícula cargada. En este caso particular, la dosis depositada en el medio es igual al kerma de colisión.

$$D = K_{col} = K(1 - g) \quad (27)$$

El kerma mediante la ecuación 27 es utilizada como una aproximación de la dosis absorbida en la medida que existe EPC y las pérdidas radiativas se consideran insignificantes

Dosis Equivalente

El uso de la dosis absorbida no es totalmente adecuado para fines de protección radiológica pues el daño biológico a un órgano o tejido depende del tipo de la radiación incidente. En este caso, la dosis promedio depositada sobre un órgano o tejido se multiplica por un factor de ponderación W_R (véase la Tabla 1). El resultado se llama dosis equivalente y se define como:

$$H_T = \sum_R W_R D_{R,T} \quad (28)$$

Donde H_T es la dosis equivalente, $D_{R,T}$ es la dosis absorbida en un tejido u órgano en particular y $\sum_R W_R$ es la suma de los factores de ponderación debido a los diferentes tipos de radiación incidente. W_R proporciona una estimación del depósito de energía de los distintos tipos de radiación conforme avanza en el medio con el que interacciona, es decir, a una misma dosis en un mismo tejido, el efecto biológico es mayor con un haz de partículas α a diferencia de un haz de γ por un factor de 20, ya que las partículas alfas depositan más energía por unidad de distancia que los fotones o electrones [7]. El valor del factor de ponderación tanto para fotones como para β se asigna por convención. Si el haz incidente no es uniforme, la dosis equivalente es un promedio ponderado sobre todos los tipos de radiación incidente. Aunque W_R es una unidad adimensional, H_T tiene unidades de Sievert y no de dosis (Gy), es decir $1\text{Sv}=1\text{Gy}$ (W_R).

Tabla 1: Factor de ponderación asociado a los tipos de radiación, [12].

Tipo de Radiación	Factor W_R
Fotones, muones	1
Partículas β	1
Protones	2
Neutrones	3-20 ¹²
Partículas pesadas (α , iones pesados, fragmentos de fisión)	20

¹²El factor W_R depende fuertemente de la cantidad de energía depositada por unidad de distancia conforme atraviesa el medio (Transferencia lineal de energía, LET por sus siglas en inglés, véase Attix para más detalle, [7]), en particular, el valor de W_R para los neutrones depende fuertemente de la energía térmica.

Dosis efectiva

Es necesario considerar también la diferente sensibilidad a la radiación ionizante de los diversos órganos y tejidos, para ello se define la dosis efectiva (H_E), como:

$$H_E = \sum_T (W_T) \sum_R D_{R,T}(W_R) = \sum_T H_T(W_T) \quad (29)$$

Donde H_T es la dosis equivalente en un órgano o tejido medida en Sv, $D_{R,T}$ es el promedio de la dosis absorbida en un órgano o tejido por radiación de tipo R y W_T es el factor de ponderación debido a la radiosensibilidad del órgano o tejido. La suma se realiza sobre todos los órganos y tejidos considerados. La Tabla 2 muestra los factores de ponderación para los órganos y tejidos [12].

Tabla 2: Factor de ponderación para diferentes tejidos y órganos.

Tejido u Órgano	W_T	$\sum_T(W_T)$
Médula ósea, colon, pulmón, estómago, seno, tejidos restantes ¹³	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04	0.16
Superficie ósea, cerebro, glándulas salivales, piel	0.01	0.04
Total		1

El valor del factor de ponderación para cada tejido u órgano depende fuertemente de la capacidad de regeneración que tenga, es decir, para tejidos u órganos que se regeneren más rápido el factor de ponderación es más alto; mientras que para una regeneración más lenta el factor de ponderación es menor. Los valores de W_T representan los valores promedio para humanos promediados en ambos sexos y todas las edades, y por tanto no se relacionan con las características de ningún individuo en particular.

Las magnitudes de dosis equivalente y dosis efectiva no son medibles de forma directa, puesto que para ello habría que situar los detectores en el interior de los órganos del cuerpo humano. Por esta razón el ICRP (International Commission on Radiological Protection por sus siglas en inglés) ha definido un grupo de magnitudes empleadas para la vigilancia ambiental de campos de radiación externa, capaces de proporcionar en la práctica una aproximación razonable (o una sobre-estimación) a partir de las magnitudes anteriormente descritas.

Para las magnitudes de vigilancia ambiental se introduce un concepto que relaciona un campo de radiación externo con la dosis equivalente y la dosis efectiva. Este concepto es la dosis equivalente ambiental (DEA).

¹³Tejidos restantes: Suprarrenales, región extra-torácica, vesícula biliar, corazón, riñones, ganglios linfáticos, mucosa oral, páncreas, próstata (varón), intestino delgado, bazo, timo y útero (mujer).

Dosis Equivalente Ambiental, $H^*(d)$

La dosis equivalente ambiental (DEA por las siglas en inglés de Equivalent Dose Ambient), $H^*(d)$, en un punto de un campo de radiación, es la dosis equivalente que se produciría por el correspondiente campo alineado y expandido en la esfera ICRU, a una profundidad de 10 mm y sobre el radio opuesto a la dirección de alineación del campo. Por un campo alineado y expandido se entiende un campo hipotético en el cual la fluencia, su dirección y su distribución de energía tienen el mismo valor en todo el volumen de interés como en el campo real existente en el punto de interés, es decir, este campo hipotético permite exponer la esfera ICRU en las mismas condiciones que el campo de radiación existente en el punto de interés. La unidad de la DEA es el Sievert (Sv). La esfera ICRU es una esfera de 30 cm de diámetro hecha de un material equivalente a tejido de densidad de 1 g/cm^{-3} y con composición de masa de 76.2 % de oxígeno, 11.1 % de carbono, 10.1 % de hidrógeno y 2.6 % de nitrógeno, [12].

En la práctica, la definición de un campo alineado y expandido no es completamente válida puesto que en realidad, los campos de radiación no son de esta forma, es por esta razón que la DEA, por definición, representa una sobrestimación del campo de radiación real. Una forma indirecta de medir la DEA es la medición del kerma en aire, este último se obtiene mediante la evaluación de la dosis absorbida en aire bajo la condición de EPC. La transición de kerma en aire a DEA se obtiene mediante factores de conversión que dependen de la energía de los fotones al cual fue expuesto el dosímetro (véase factores de conversión de kerma en aire a DEA en el apéndice II, [13].).

2.5. Medicina Nuclear

2.5.1. Tomografía por emisión de positrones

La tomografía por emisión de positrones o PET (por las siglas en inglés de Positron Emission Tomography) es una técnica de diagnóstico por imagen en medicina nuclear que se utiliza principalmente para detectar anomalías metabólicas y fisiológicas. En la PET se emplea un radionúclido emisor de positrones fuertemente ligado a una molécula portadora¹⁴ formando un radiofármaco. Este radiofármaco se aplica al paciente, una vez en el interior, el radiofármaco tiene preferencia por unirse a cierto órgano o tejido con hipermetabolismo (se denomina así cuando en un tumor hay un mayor consumo energético debido al crecimiento acelerado del tejido anormal) o hipometabolismo (disminución en el consumo energético) captando una mayor o menor cantidad de radiofármaco que el resto del cuerpo. Los radionúclidos más empleados en la PET son ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{68}Ga y ^{18}F , siendo este último el más utilizado en forma de ^{18}F -FDG¹⁵ (^{18}F -fluorodeoxiglucosa), molécula análoga a la glucosa.

¹⁴Las moléculas portadoras dependen del propósito de escaneo, ya que interactúan de forma específica con ciertas proteínas o azúcares en el cuerpo.

¹⁵El flúor de la molécula de FDG es reemplazado por el elemento radiactivo ^{18}F , dando así lugar a la molécula de ^{18}F -FDG empleada en la PET.

Una vez que el radiofármaco se encuentra en el interior del cuerpo del paciente, la emisión de positrones como consecuencia de la inestabilidad del trazador, estos al ser de carga positiva colisionan con electrones libres en el medio, resultando en un aniquilamiento de ambas partículas. Como producto de la aniquilación surgen dos fotones en direcciones opuestas con un ángulo de 180° uno respecto del otro que son detectados en coincidencia por el anillo de cristales de centelleo del equipo PET.

Las señales detectadas en el cristal centellador son amplificadas por un tubo fotomultiplicador y posteriormente convertidas a una señal digital, la cual se puede procesar mediante un sistema de cómputo; todo el sistema electrónico analiza los eventos coincidentes en los cristales centelladores reconstruyendo una imagen en tres dimensiones mostrando la zona de interés.

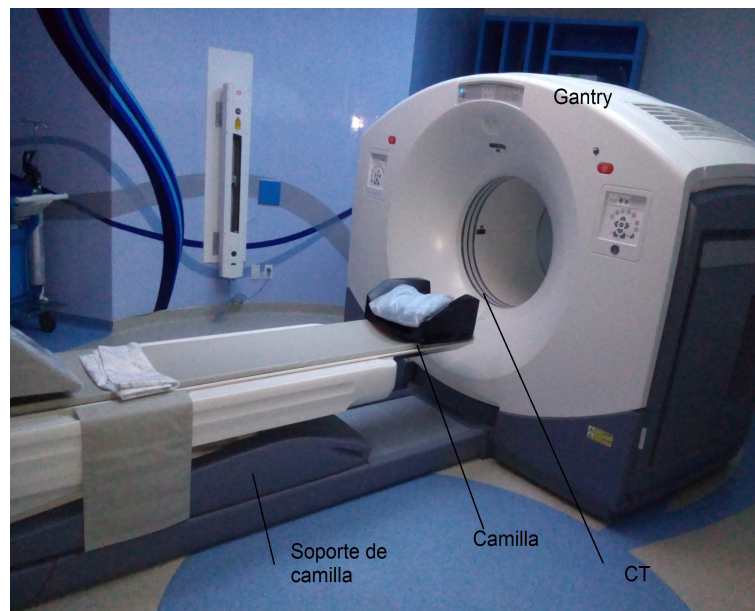


Figura 7: Equipo PET-CT del INCMNSZ.

2.5.2. Tomografía por emisión de fotón único

La tomografía por emisión de fotón único o SPECT (por las siglas en inglés de Photon Emission Computed Tomography) análogamente a la técnica PET constituye una herramienta de diagnóstico que utiliza radionúclidos emisores de rayos gamma como el ^{201}Tl , ^{67}Ga , ^{111}In , ^{123}I y ^{99m}Tc , siendo este último el más utilizado, gracias a su facilidad para ser obtenido a partir del generador de $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$. A diferencia del anillo con el que cuenta la PET, los fotones son detectados por uno o dos detectores planos que rotan alrededor del paciente desde diferentes ángulos generando imágenes tridimensionales que se forman por el uso de un colimador, el cual, selecciona aquellos que lleven una dirección determinada. Por lo general estos equipos son más accesibles y de menor costo en comparación con la PET.



Figura 8: Equipo SPECT-CT del INCNNSZ.

Las técnicas PET y SPECT proporcionan un método no invasivo para el paciente en estudios diagnósticos mediante el empleo de radiofármacos, cada una de ellas con características específicas como se muestra en la Tabla 3:

Tabla 3: Diferencias entre radionúclidos para PET y SPECT.

Característica del radionúclido	PET	SPECT
Emisión	Positrones	Fotones
Generación	Ciclotrón	Generadores portátiles
Radionúclido principal	^{18}F	^{99m}Tc
Energía	511 keV	140 keV
Vida media	minutos	horas
Colimación	Coincidencia	Física

2.5.3. Tomografía computarizada

Las técnicas de PET y SPECT, por sí solas, carecen de una referencia anatómica que determine la localización exacta de la región de interés y no proporcionan la información necesaria para un diagnóstico adecuado, por lo que usualmente se les fusiona con la Tomografía computarizada o CT (por las siglas en inglés de Computerized Tomography), llamándole PET-CT y SPECT-CT.

La CT es una herramienta de diagnóstico que permite visualizar imágenes tridimensionales a partir de cortes bidimensionales y consta de cuatro elementos básicos: 1) el Gantry, componente de mayor tamaño donde se ubican el tubo emisor de rayos X junto con el sistema de enfriamiento, el colimador, los detectores, el motor y el mecanismo de movimiento durante la adquisición de la imagen, así como los láseres que sirven para la ubicación del paciente; 2) la camilla de posicionamiento, en ésta se ubica al paciente para

la adquisición de la imagen, cuenta con movimiento tanto horizontal como vertical; 3) el procesador de datos, computadora a cargo del funcionamiento total del equipo, el almacenamiento y la manipulación de las imágenes; 4) la consola de control, opera el equipo, es decir, se introducen los datos del paciente, el tipo de adquisición a realizar, el grosor del corte, el avance de la camilla.

La CT utiliza un haz de rayos-X que al incidir en el paciente sufre atenuación, los rayos-X transmitidos son detectados por una serie de múltiples detectores diametralmente opuestos al tubo generador del haz girando de manera sincronizada alrededor del paciente. La atenuación de los rayos-X transmitidos proporciona información sobre la densidad del medio recorrido donde la diferencia de densidades es procesada mediante un sistema electrónico generando imágenes que son resultado de numerosas proyecciones desde diferentes ángulos. Esta imagen se manipulan para reconstruir la imagen final que es la superposición de aquella generada en la PET o la SPECT produciendo una imagen que proporciona mayor información que la generada en la PET o en la SPECT únicamente.

La CT determina de forma automática el espectro de energía de los rayos X generados mediante un topograma, que consiste en un barrido rápido para medir parámetros del medio como el área de exploración y el número de cortes a realizar. Algunos de los parámetros que se pueden variar en la CT dependiendo del propósito a emplear son los siguientes:

- kVp (kilo voltaje pico): En términos prácticos el kVp es la diferencia de potencial máxima aplicada a los electrodos en el tubo de rayos X y por tanto determina la energía máxima del haz. El kVp se ajusta de acuerdo con las necesidades diagnósticas de cada paciente y su capacidad de penetración depende del medio a estudiar. El kVp es el principal factor de control de contraste, el cual se define como la diferencia de densidades entre dos áreas adyacentes de una imagen generada en la CT; cuanto mayor es esta diferencia, mayor es el contraste. El kVp y el contraste son inversamente proporcionales.
- mAs: En radiología el término mAs se emplea para definir la corriente del tubo de rayos X, pero en sentido estricto el mAs tiene unidades de carga, en este trabajo usaremos el mAs como la corriente del tubo de rayos X. Este parámetro regula la temperatura del filamento del cátodo, es decir, una mAs alta en el filamento, aumenta la temperatura en el mismo, y como consecuencia, el número de electrones liberados por efecto termoiónico es mayor. A su vez, conforme aumenta el número de electrones liberados, al incidir en el ánodo, la probabilidad de interacción de los electrones incidentes con los electrones atómicos del medio aumenta, lo cual se ve reflejado en una mayor cantidad de rayos X generados.

Generalmente la energía adquirida por los rayos X en un estudio de CT se encuentra en el intervalo que va entre los 80 y 120 kVp y corrientes de 100 hasta 350 mAs para un ánodo de tungsteno.

En este trabajo se usó el equipo PET-CT de la unidad de imagen molecular del INNN (Figura 9), equipo híbrido Biograph mCT fabricado por Siemens Medical Solutions, USA, cuyo uso principal, aunque no el único, es en estudios diagnósticos de enfermedades neurológicas como la epilepsia, el Parkinson, la depresión, la esquizofrenia, el cáncer y el Alzheimer, esto gracias a que cuenta con software especializado en construcción de imágenes tridimensionales de la corteza cerebral.

El equipo PET-CT cuenta con tubo de rayos X que elimina el calor mediante un sistema de enfriamiento directo del ánodo, cuenta con un diseño compacto y una rotación tubo-detectores más rápida, lo cual permite realizar escaneos cerebrales en aproximadamente 20 s realizando 64 cortes por minuto. Está equipado con detectores de cristales de oxiorosilicato de lutecio (LSO) con una resolución espacial de 4 mm y un campo de visión de 23 cm. El equipo PET-CT está acoplado a una estación de trabajo que consiste en una computadora y monitores donde se despliegan las imágenes adquiridas previamente para su análisis [14].



Figura 9: Equipo de mPET-CT del INNN.

2.6. Músculo Orbicular de Ojo

El ojo está compuesto por varias capas (Figura 10): 1) Esclerótica, es la capa más externa, contiene la córnea, que es transparente y contiene el iris (membrana de color característico del ojo); 2) Capa vascular del ojo, es la capa media y está formada por la coroides (contiene los vasos sanguíneos), el cuerpo ciliar (músculo que ayuda a suspender la lente) y el iris (controla la cantidad de luz que entra al ojo al cambiar el tamaño de la pupila); 3) La retina es la capa más interna del ojo; contiene células fotorreceptoras y las células que pasan los impulsos nerviosos a lo largo del nervio óptico. De forma externa, el ojo está rodeado por músculos que coordinan su movimiento, protección y lubricación.

De los músculos que brindan mayor protección, aunque no el único, se tiene el músculo orbicular. Está compuesto de dos bandas concéntricas cuya función es la de abrir y cerrar los párpados superior e inferior dando protección a las estructuras internas y drenar las lágrimas de los ojos manteniéndolos lubricados.

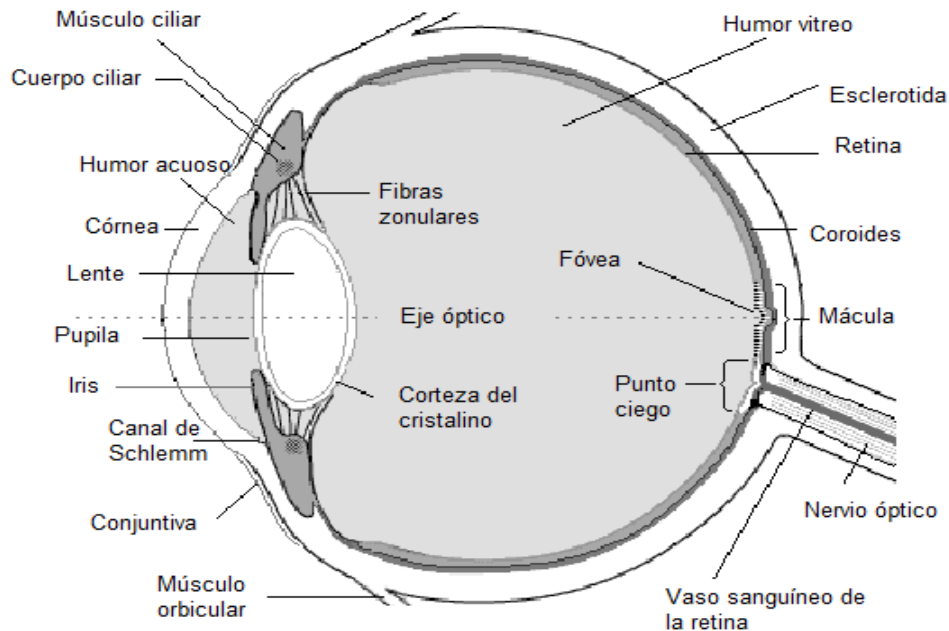


Figura 10: Anatomía del ojo

El ojo en todo su conjunto es una de las estructuras más sensibles a cualquier tipo de radiación, debido a que las células oculares no cuentan con un mecanismo de reparación por sí mismas (véase *Biological Effects of Ionizing Radiation Physics* para más detalle, [15]). Cuando se realizan estudios de diagnóstico como lo son los de CT, en particular los estudios en cabeza, las dosis de radiación impartidas tanto a la parte externa como a la interna del ojo es, tal vez, la principal preocupación de esta técnica. Sin embargo, es importante resaltar que los riesgos de desarrollar alguna patología debida a la radiación de rayos X en ojo, aún siguen siendo discutidos [16].

Una de las primeras investigaciones reportadas en la literatura que indican el daño causado por la CT en estudios de cabeza es la formación de cataratas por la exposición a rayos X. Sin embargo, la investigación solo se basó en el número de estudios de cabeza en CT más no en cómo fueron realizados los estudios de CT de cabeza. Por otro lado, estudios recientes en animales demuestran que el número de opacidades (cataratas y atrofia de retina principalmente) en ratones crece de forma lineal con el tiempo de exposición cuando estos son expuestos a rayos-X de 250 kVp donde el periodo de latencia es afectado por ciertos parámetros como la dosis impartida, la frecuencia de exposición, el sexo y la edad del mamífero [16].

Actualmente en humanos, los reportes sobre el estudio de la formación de patologías provocadas por estudios de CT es casi nula de forma que se encuentra abierta la veracidad sobre si la generación, en particular de cataratas son procesos estocásticos ¹⁶ o deterministas¹⁷. El nivel límite de dosis efectiva anual para cristalino es de 150 mSv para POE y 15 mSv para PG, pero estudios recientes realizado por el IAEA¹⁸ muestra que el cristalino es más radiosensible de lo que se creía y en su reporte del ICRP en 2013 los límites establecidos se redujeron a 20 mSv para POE, mientras que los de PG permanecen en el mismo nivel.

De aquí la importancia de estudiar tanto la parte externa como interna del ojo en técnicas de diagnóstico con la finalidad de asegurar que el paciente no presente efectos secundarios cuando es sometido a este tipo de procedimientos. En nuestro trabajo se reporta la dosis impartida a la zona de músculo orbicular en estudios de cabeza de CT, esto como preámbulo de trabajos futuros para la medición de la dosis en el cristalino.

¹⁶Son efectos con cierta probabilidad de aparición. Generalmente provocan lesiones en pocas células, su aparición es tardía y lo más importante es que los efectos son independientes de la dosis

¹⁷Efectos que aparecen tras superar un umbral de dosis, provoca la lesión de muchas células, su aparición puede ser inmediata o tardía.

¹⁸Agencia Internacional de Energía Atómica

3. Método experimental

En este capítulo se describe el protocolo experimental empleado durante este trabajo para la dosimetría ambiental y la colocación de los dosímetros en la irradiación de músculo orbicular. El protocolo consiste en la caracterización de los dosímetros a utilizar, el tratamiento térmico de los TLD-100, el procedimiento de irradiación, el manejo del equipo lector TL, la elaboración de los portadosímetros y la colocación de los dosímetros en los sitios seleccionados de la unidad de medicina nuclear del INCMNSZ. Así como el montaje experimental empleado en el maniquí RSVP Phantom ([17]) en el estudio de CT con la variación del voltaje y la corriente.

3.1. Caracterización de los dosímetros

Los dosímetros, incluso cuando provengan de un mismo lote, es decir que sean fabricados bajo las mismas condiciones y con la misma cantidad de impurezas, presentan diferencias en su señal TL cuando son expuestos a un campo de radiación y para poder garantizar un desempeño óptimo de los TLD-100, es necesario caracterizar su respuesta para que esta sea lo más homogénea, uniforme y reproducible posible.

Los tratamientos térmicos de los dosímetros tienen la misión de restaurar adecuadamente sus propiedades de origen, principalmente su sensibilidad. Para ello es indispensable llevar a cabo cuidadosamente el control de todas las fases y bajo las mismas condiciones de las que se compone el ciclo de tratamiento. En este trabajo se empleó un lote de 149 dosímetros TLD-100 en forma de chips elaborados por Harshaw Chemical Company, Cleveland Ohio, EUA (ver manual para más especificaciones, [9]). Diferentes tipos de tratamientos térmicos para los TLD-100 ([18],[19]) han sido propuestos, el utilizado en este trabajo fue el establecido en el Manual de Procedimientos de Trabajo del Laboratorio de Dosimetría de la Radiación elaborado por el Grupo de Dosimetría de la Radiación del Departamento de Física Experimental del Instituto de Física, UNAM (IFUNAM) [20], que consiste en un primer horneado a temperatura de 400 °C, seguido de un horneado de 2 horas a 100°C, enfriando a temperatura ambiente durante un lapso de 15 minutos entre ambos horneados. El primer horneado se realizó en una Mufla Felisa, Modelo FE-340 (véase las especificaciones en [21]), mientras que el segundo se llevó a cabo en un horno Binder Postfach 102, Modelo 78502 Tuttlingen (véase las especificaciones en [22]), ambos procesos realizados en el Taller de Física de Radiaciones (TFR) de la Facultad de Ciencias, UNAM (FCUNAM).

El propósito del primer horneado es borrar la señal acumulada de las trampas más profundas, mientras que el segundo elimina los electrones atrapados en la separación de la banda de conducción y de valencia de poca profundidad. Posterior al tratamiento térmico se realiza un proceso de irradiación con el objetivo de verificar la capacidad de respuesta a una cierta dosis de cada dosímetro. Para tal propósito los TLD-100 previamente horneados fueron irradiados con una fuente de radiación β^- de ^{90}Sr - ^{90}Y con tasa de dosis en agua de $2.838 \pm 0.0023 \text{ mGy s}^{-1}$ (15 de junio de 2017) propiedad del IFUNAM con las

siguientes características (ver Tabla 4).

Tabla 4: Fuente ^{90}Sr .

Radionúclido	Vida Media	Decaimiento	Energía máxima	Hija
^{90}Sr	28.79 años	β^-	546 keV	^{90}Y

El tiempo de irradiación a cada uno de los TLD-100 fue de 105 ± 1 segundos impartiendo una dosis de 294.8 ± 5.9 mGy dada la ecuación 20.

Por seguridad, durante el procedimiento de irradiación se utilizó un detector Geiger portátil que se mantiene encendido durante el proceso y apuntando a la fuente en todo momento para detectar algún incremento inusual en presencia de la fuente radiactiva. El área donde se irradió fue delimitada mediante bloques de acrílico seguidos de bloques de plomo de manera que rodeen la zona donde se colocó la fuente de radiación, los primeros para lograr que las partículas beta (electrones) depositen su energía en este medio y los segundos para evitar que la radiación dispersa generada por los electrones incidentes sea transmitida a la zona posterior de los bloques de plomo.

Para obtener la señal TL de los TLD-100 irradiados, se utilizó un equipo lector TL HARSHAW 3500 producido por Harshaw Chemical Company, Cleveland Ohio, EUA, controlado por el software WinREMS (Windows Radiation Evaluation and Management System) ubicado en el TFR de la FCUNAM. El funcionamiento de este equipo consiste básicamente en calentar a través de una plancheta metálica el material TL, detectando la luz emitida por el dosímetro mediante un tubo fotomultiplicador.

El tubo fotomultiplicador está conectado a un circuito analógico digital que recibe la corriente eléctrica y la transforma en una señal digital que se muestra en una computadora asociada al equipo. Integrando esta señal eléctrica en el intervalo de calentamiento se determina la carga eléctrica que es proporcional a la dosis impartida al dosímetro [20]. Para comprobar la estabilidad del equipo se establecen varios criterios: 1) la lectura de la corriente oscura del tubo fotomultiplicador, la cual se obtiene realizando una lectura con la plancheta semi-abierta; y 2) la lectura de la luz de referencia que se obtiene mediante la lectura con la plancheta completamente abierta, ambas lecturas sin ningún material TL dentro del lector.

La operación del lector se lleva a cabo en una atmósfera de nitrógeno con la finalidad de evitar la oxidación de la plancheta que pueda así alterar la lectura TL. Todas las lecturas se llevaron a cabo con los siguientes parámetros:

- Tiempo de lectura: 26 s
- Tasa de calentamiento: $10 \text{ }^\circ\text{C/s}$
- Intervalo de calentamiento: 50 a $300 \text{ }^\circ\text{C}$

- Lectura de la señal de referencia: 185.4-188.8 nC
- Lectura de la corriente oscura: 0.0247-0.0366 nC
- Voltaje de operación del tubo fotomultiplicador: 749 V
- Temperatura del TFRUNAM 20-23 °C
- Corriente de fuga: 1-6 pA

Para verificar que los parámetros anteriormente descritos no tuvieran variaciones más allá del intervalo mencionado y con ello garantizar la estabilidad del equipo durante el periodo de trabajo, se utilizaron dos criterios:

1) El registro que se lleva en el TFR de la FCUNAM sobre los parámetros del lector previo a la realización de este trabajo (aproximadamente año y medio), la bitácora muestra que los parámetros se encuentran en el intervalo mencionado.

2) Posterior a la culminación del trabajo se irradiaron 15 TLD-100 bajo las mismas condiciones con las que fueron caracterizados (dosis, diseño experimental, protocolo de horneado y lectura) mostrando con ello una variación del 4 % en la señal TL con respecto a las obtenidas en la caracterización.

Lo anterior asegura que actualmente el equipo lector empleado es estable y garantiza que la respuesta arrojada por el mismo es debida únicamente a la luz emitida por el dosímetro.

Para conocer la reproducibilidad de las respuestas termoluminiscentes de los TLD-100 a utilizar, todos los dosímetros se expusieron dos veces a la misma dosis bajo las mismas condiciones. Durante ambos procesos los TLD-100 se irradiaron 24 horas después del tratamiento térmico, mismo periodo que se dejó pasar entre la irradiación y la lectura de los TLD, así como entre la lectura y el próximo proceso de horneado.

El criterio utilizado para seleccionar los dosímetros fue intersectar en un gráfico las señales termoluminiscentes de ambas irradiaciones, cada una de ellas con su respectiva desviación estándar respecto al promedio de cada irradiación, el valor fue del 10 % para la primera irradiación y el 8 % para la segunda. Los dosímetros seleccionados fueron aquellos que se encontraban en el área comprendida entre $-\sigma$ y $+\sigma$ de la lectura de la primera irradiación y $-\sigma$ y $+\sigma$ de la lectura de la segunda irradiación (Figura 11).

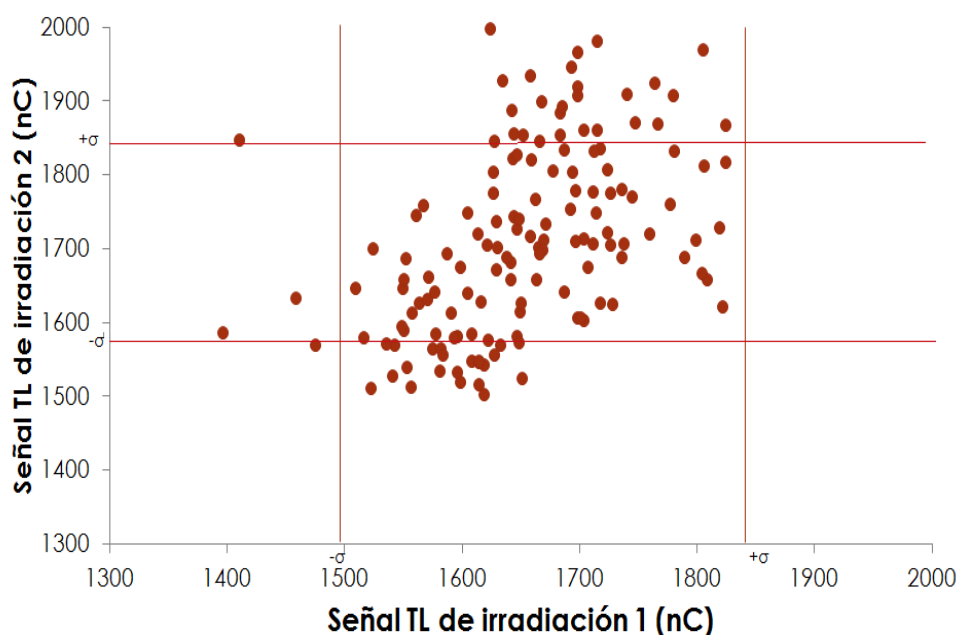


Figura 11: Proceso de selección de los dosímetros

3.2. Elaboración y colocación de los porta-dosímetros

Los TLD-100 fueron colocados en la unidad de Medicina Nuclear del INCMNSZ bajo condiciones de EPC, para esto se emplearon contenedores de acrílico denominados porta-dosímetros con las siguientes características: dos tapas rectangulares de acrílico de dimensiones de $7.1 \times 5.6 \times 0.45$ (largo, ancho y grosor, respectivamente) cm^3 , unidas mediante dos tornillos de nilamyd en esquinas opuestas. En una tapa se realiza un bajo relieve y en la otra un alto relieve con dimensiones de $5.1 \times 3.6 \times 0.5$ cm^3 (Figura 12 (a)), a fin de que cuando se encuentren en caras opuestas no haya movimiento de los TLD-100, una vez dentro del porta-dosímetro.

En el interior de una tapa se perforan 6 nichos circulares, 3 de ellos de 3 mm de diámetro y 1 mm de profundidad para colocar los dosímetros TLD-100 y otros 3 de 5 mm de diámetro por 1 mm de profundidad con espacio de 9 mm uno respecto del otro (Figura 12, (b)). Solo se colocaron 3 TLD-100 en cada porta-dosímetro. Cabe mencionar que los porta-dosímetros fueron elaborados en el taller de mantenimiento de la Facultad de Medicina de la UNAM.

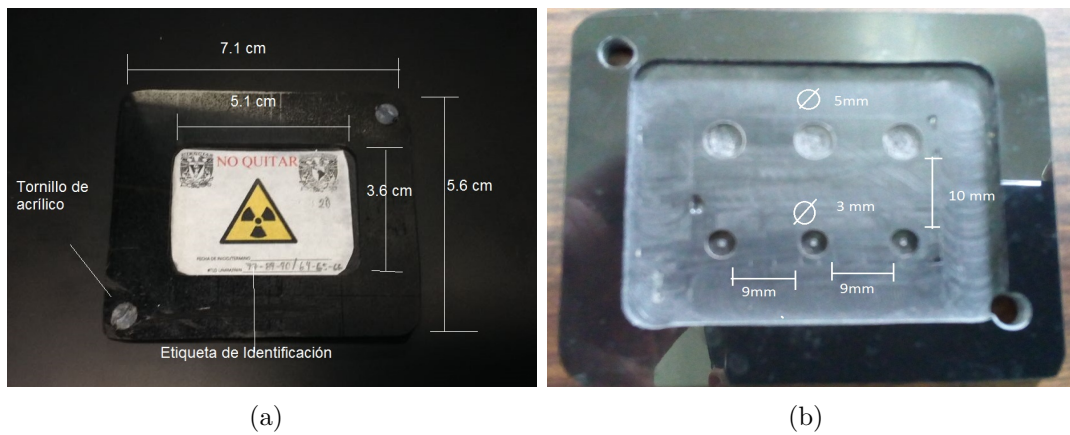


Figura 12: Elaboración y diseño de porta-dosímetro.

El objetivo de nuestro trabajo es conocer la dosis equivalente ambiental en los sitios de la unidad de Medicina Nuclear del INCMNSZ, los lugares de mayor interés fueron aquellos en los que se manipula material radiactivo asociado a estudios de diagnóstico sumado a aquellos donde hay una mayor afluencia tanto de pacientes como de personal que labora en la unidad. La Figura 13 muestra los sitios (denotados por un rectángulo color rojo) donde se colocaron los porta-dosímetros, siendo un total de 24 portadosímetros distribuidos en 14 sitios.

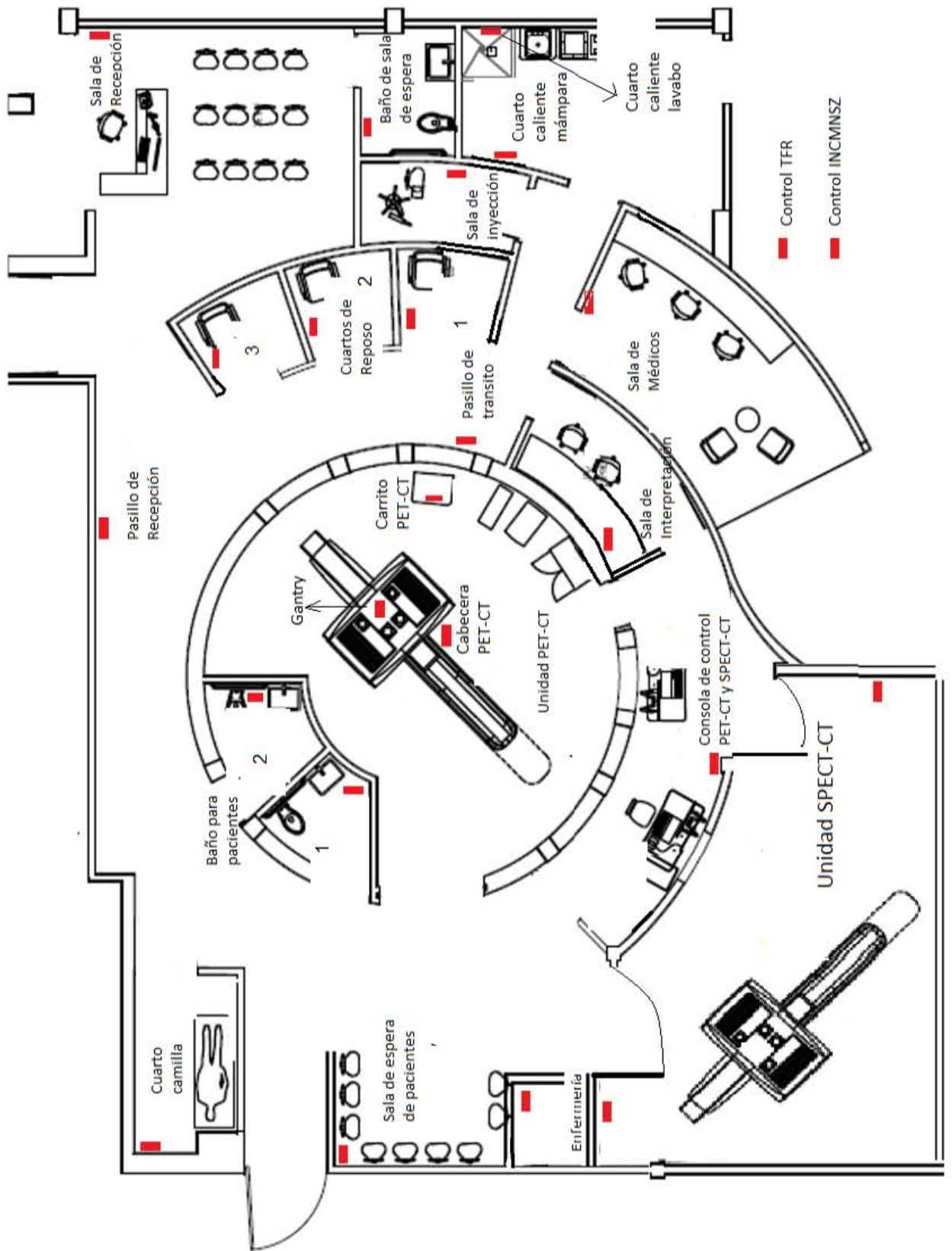


Figura 13: Plano de la unidad de Medicina Nuclear del INCMNSZ.

A continuación se describen los 14 sitios donde se colocaron los porta-dosímetros:

1. Cuarto Caliente. Se seleccionaron dos sitios: 1) la mampara donde se almacenan los contenedores de las fuentes radiactivas (^{60}Co y ^{137}Cs) y se realizan calibraciones diarias del activímetro¹⁹ y 2) el lavabo que se utiliza para almacenar el bote de desechos radiactivos (papeles y material clínico) y lavar el material que ha tenido contacto con el material radiactivo.
2. Unidad SPECT-CT. Aquí se realizan los estudios SPECT-CT a los pacientes previamente inyectados con material radiactivo, principalmente con ^{99m}Tc .
3. Unidad PET-CT. Aquí se realizan los estudios de diagnóstico PET-CT. Es importante señalar que hasta marzo de 2018 el PET no se encontraba en funcionamiento por falta de radiofármaco y funcionaba únicamente para realizar las calibraciones de la CT.
4. Área de recepción. Es el sitio de entrada a la Unidad de Medicina Nuclear. Aquí se encuentran la secretaria y los familiares que esperan en caso de que el paciente no necesite ayuda.
5. Pasillo. Es la vía de ingreso y tránsito de la unidad, este pasillo es recorrido por el personal y pacientes a los que se les han administrado dosis diagnósticas.
6. Cuarto de Inyección. En esta área se inyecta vía intravenosa con material radiactivo (^{99m}Tc) a los pacientes que tendrán un estudio SPECT-CT.
7. Cuartos de Reposo 1,2 y 3: Aquí los pacientes permanecen en reposo (sentados) una vez que se les ha administrado la dosis correspondiente para su estudio diagnóstico.
8. Baño de pacientes. Se ubica en la zona contigua a la unidad SPECT-CT y es exclusivo de pacientes a los que se les ha administrado alguna dosis.
9. Cuarto con camilla. Cuarto de reposo donde los pacientes permanecen acostados en camilla con el objetivo de lograr una distribución uniforme y adecuada del radiofármaco para su estudio diagnóstico.
10. Sala de pacientes/familiares. Este sitio se encuentra dentro de la unidad y es lugar de espera para los familiares.
11. Consola de control de SPECT-CT y PET-CT. Son lugares contiguos donde los técnicos radiólogos programan y operan ambos equipos.
12. Sala de médicos/Área de interpretación. Es el lugar donde los médicos analizan las imágenes.
13. Cuarto de enfermería. Sitio donde se resguarda todo el material de curación.
14. Controles TFR FCUNAM y oficina de seguridad radiológica INCMNSZ. Lugares de control.

¹⁹Dispositivo que mide la actividad de los radionúclidos.

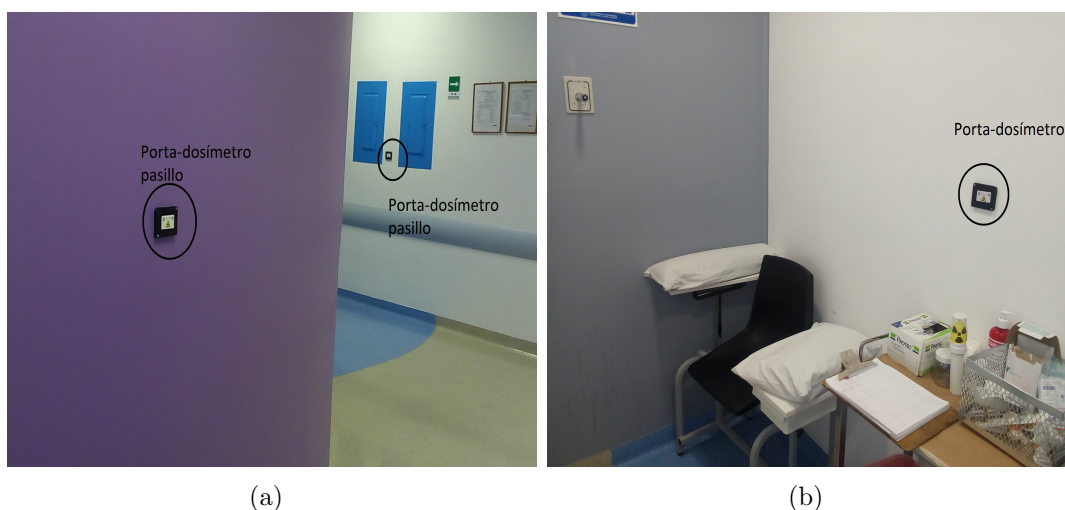


Figura 14: a) Pasillos de la unidad. b) Cuarto de inyección.

La estancia en los sitios seleccionados para los dosímetros fue de tres meses (20 de diciembre 2017 - 20 de marzo de 2018) donde se realizaron aproximadamente 310 estudios diferentes con el equipo SPECT-CT entre los cuales se encontraron estudios cardiacos, pulmonares, tiroideo, óseos, renales, paratiroides, gástricos, vías biliares, rastreos con yodo y gasto cardíaco (información proporcionada por el personal de la unidad).

3.3. Curva de calibración

Los TLD al ser dosímetros relativos requieren de una calibración previa a su uso para poder determinar la dosis a la que fueron expuestos. Para esto se irradian los TLD-100 a dosis conocidas y así poder conocer la correspondencia entre señal termoluminiscente-dosis.

Las irradiaciones para la parte de dosimetría ambiental se llevarón a cabo en el Laboratorio de Dosimetría TL del Instituto de Física, UNAM, con una fuente de ^{60}Co emisor de fotones de 1.25 MeV en promedio y una vida media de 5.27 años, con un tasa de dosis en agua de $0.098 \pm 0.004 \mu\text{Gys}^{-1}$ al 15 de junio de 2017. Esta fuente consiste en una cavidad cilíndrica resguardada con un blindaje de plomo. Dentro de la cavidad se introduce un trozo de madera de forma rectangular (6 cm de lado y 25 cm de altura), a media altura de ésta se coloca un contenedor cuadrado con un nicho adecuado para el dosímetro a irradiar y frente a este arreglo se encuentra en una posición fija la fuente de ^{60}Co . Con esta fuente se obtuvieron valores de dosis de hasta 6 mGy.

Para las irradiaciones de dosis en músculo orbicular, la curva de calibración se realizó con el Gammacell 2000, fuente de ^{60}Co con tasa de dosis en agua de $0.121 \pm 0.004 \text{ Gy/min}$ (20 marzo de 2018) fabricado por la compañía Atomic Energy of Canadá, Ltd., propiedad del Instituto de Ciencias Nucleares, ICN-UNAM. Este consiste en una serie de 24 barras de ^{60}Co colocadas en anillos formando una cavidad cilíndrica resguardada con un blindaje de plomo. Dentro de la cavidad se introduce un émbolo de acero inoxidable que tiene en

su extremo inferior un cilindro hueco (8.8 cm de diámetro y 14 cm de altura) que puede subir y bajar mediante un mecanismo eléctrico y en el que se coloca un contenedor de lucita con los dosímetros a irradiar. Con esta fuente se irradiaron cuatro dosímetros a dosis de 4 hasta 200 mGy.

3.4. Maniquí de cabeza empleado en irradiación de músculo orbicular

El maniquí de verificación en radiocirugía o RSVP (por las siglas en inglés de Radiosurgery Verification Phantom) de cabeza fue diseñado para proporcionar una mejor localización de patologías en estudios de CT, resonancia magnética y angiografías, así como la verificación de la dosis para sistemas tumorales dentro del maniquí en tratamientos de radioterapia. Este maniquí cuenta con la peculiaridad de tener en el interior un material que simula una cavidad tumoral, que puede manipularse mediante una barra externa (Figura 15). La cavidad tumoral puede hacer uso de gel sensible a la radiación, dosímetros, películas sensibles (PTR) y cámaras de ionización para mediciones de dosis cuantitativas.

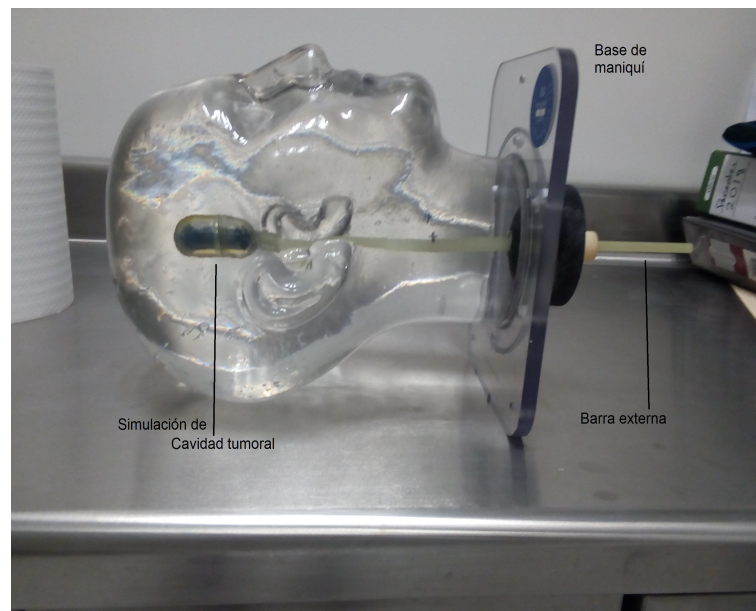


Figura 15: Maniquí RSVP de cabeza.

El maniquí está elaborado por una capa de acetato butirato de celulosa o CAB (por las siglas en inglés de Cellulose Acetate Butyrate) de 0.25 pulgadas de grosor , un plástico transparente elegido por su resistencia y baja absorción de agua. El maniquí se llena de agua durante la práctica, simulando la absorción de radiación y la dispersión del tejido blando humano. El RSVP está montado sobre una placa de policarbonato, que está unida a una placa de cubierta y un conjunto que permite rotar el vaso tumoral.

3.5. Irradiación de músculo orbicular

El maniquí se llena de agua destilada previo a las irradiaciones con la tomografía (Figura 15). Debido a que el maniquí no cuenta con nichos prefabricados para la colocación de los TLD-100 en el exterior de la superficie, éstos se colocaron sobre una cinta aspera auto-adherible para ofrecer resistencia y evitar que los dosímetros se cayeran cubriendo completamente la zona del músculo orbicular (Figura 16 (a)).

Dos dosímetros TLD-100 se colocaron en el ojo derecho y dos en el ojo izquierdo en posiciones simétricas respecto de cada ojo y de manera concéntrica a la región de los párpados (Figura 16 (b)).

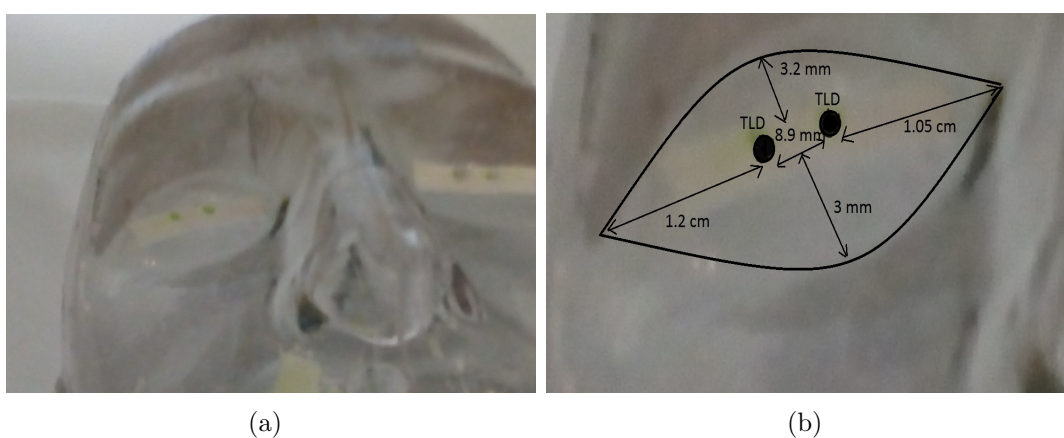


Figura 16: a) Colocación y b) Posición de los TLD-100 en maniquí.

Hecho lo anterior, se realizó la alineación del Gantry y posteriormente se definió el protocolo de irradiación. La alineación del Gantry consistió primero en un ajuste manual de los tres láseres con el isocentro (punto en el espacio imaginario sobre el cual giran los diversos componentes del tomógrafo). Los láseres cortan al maniquí de forma sagital, coronal y axial, haciendo coincidencia entre sí. Posteriormente se realizó el ajuste digital mediante una tomografía rápida.

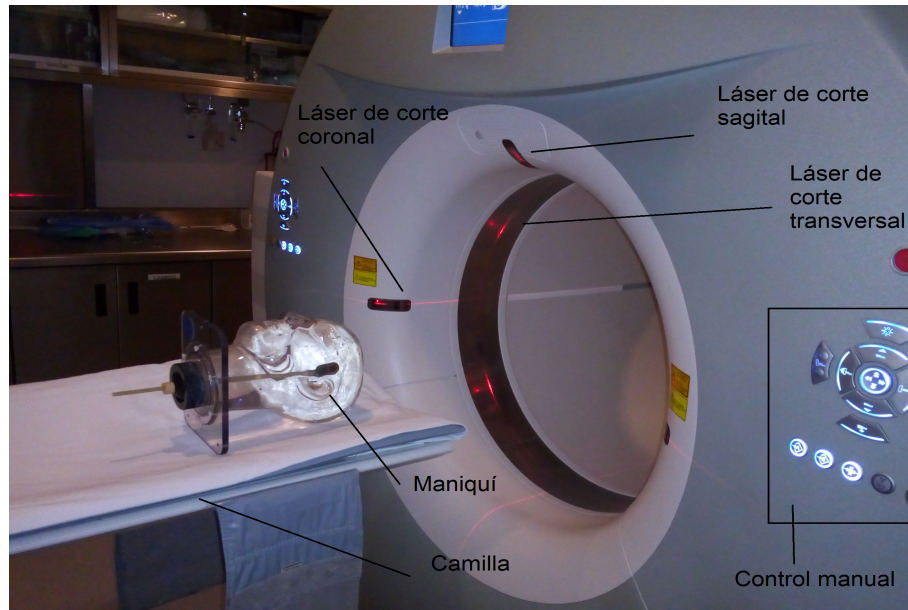


Figura 17: Alineación con el isocentro del Gantry

Se continúa con la adquisición del topograma que consiste en un barrido rápido donde la imagen adquirida ayuda a seleccionar el área a irradiar. La región a irradiar en el topograma durante todos los protocolos de adquisición empleados se muestra en la figura 18.

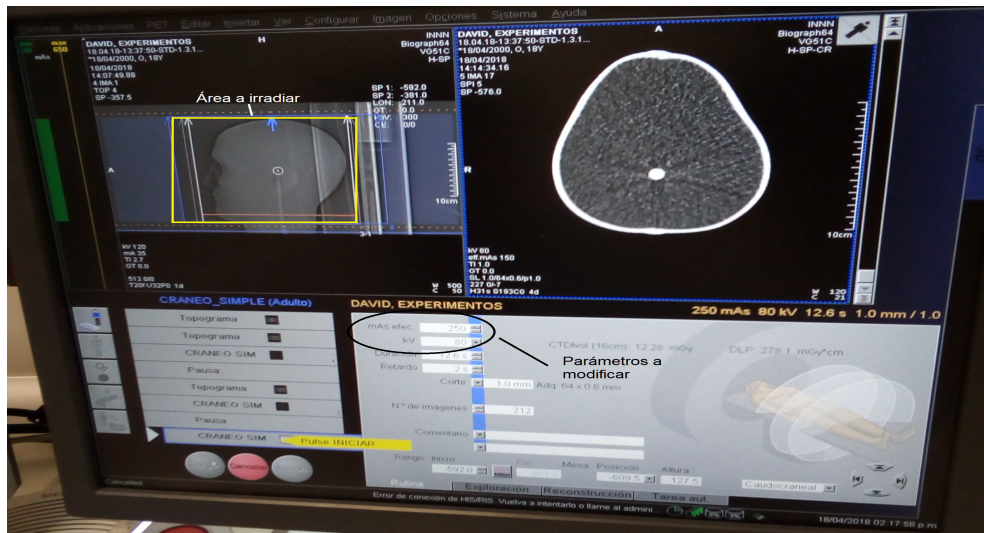


Figura 18: Región de maniquí a irradiar en los protocolos.

Una vez seleccionada la región de estudio, se definen los parámetros que ayudan a optimizar el estudio como: la energía del haz (kVp), la corriente del tubo (mAs), el tamaño y el número de los cortes, la velocidad de la mesa (pitch) y el filtro de adquisición. En este trabajo los parámetros modificados fueron el voltaje-pico (kVp) y la corriente del tubo (mAs) mostrados en la Tabla 5.

Los parámetros seleccionados fueron de índole clínico. Para el caso pediátrico de estudios

de CT de cabeza se usa una diferencia de potencial de 80 kVp en el tubo de rayos-X, mientras que 120 kVp lo es para adultos. La corriente usada tuvo un intervalo de entre 150 y 500 mAs.

Tabla 5: Haces de radiación empleados en irradiación de músculo orbicular con CT.

Voltaje (kV)	Corriente (mAs)
80	150
	250
	350
	500
120	150
	250
	350
	500

4. Resultados

4.1. Curva de calibración

Como se ha dicho, el EPC asegura que la dosis absorbida por el dosímetro es igual al kerma en aire K_a , por lo que de aquí en adelante se usará kerma para referirnos a este último.

Los valores de kerma en aire (K_a) empleados en la curva de calibración para dosimetría ambiental se muestran a continuación:

Tabla 6: K_a para la curva de calibración para dosimetría ambiental.

Señal TL (nC)	K_a (mGy)
0.8 ± 0.1	0.1 ± 0.01
3.3 ± 0.1	0.5 ± 0.2
8.7 ± 0.1	1.3 ± 0.1
15.4 ± 0.2	2.5 ± 0.1
21.5 ± 0.3	3.4 ± 0.2
40.5 ± 1	6 ± 0.3

Las señales TL de la Tabla 6 representan el promedio de tres dosímetros irradiados a un valor de kerma en aire específico (segunda columna), ambos con su respectiva incertidumbre.

Se realizó un ajuste mediante el método de regresión lineal ortogonal de los valores de la señal TL y de los valores de K_a empleados en la curva calibración de la Tabla 6, de esta forma se obtiene la relación entre la señal TL en nC y el kerma en aire en mGy. La curva de calibración se muestra en la Figura 19.

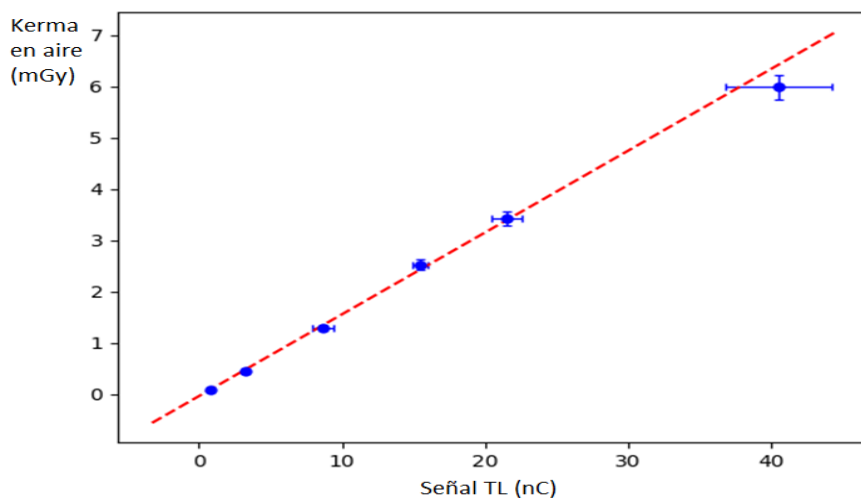


Figura 19: Curva de calibración de los TLD usados en la dosimetría ambiental.

Los coeficientes de la ordenada al origen y la pendiente con su respectiva incertidumbre dados por el ajuste por regresión lineal se reportan en la Tabla 7.

Tabla 7: Coeficientes e incertidumbres asociadas a la regresión lineal de la curva de calibración en dosimetría ambiental.

	a	b
Valor	0.159	-0.044
Incertidumbre	0.003	0.014
Factor de correlación $R^2 = 0.991$		

La relación entre el kerma y la señal TL para los TLD usados en la dosimetría ambiental está dada por:

$$K_a(mGy) = (0.159 \pm 0.003) \cdot TL + (-0.044 \pm 0.014) \quad (30)$$

A partir de la expresión anterior es posible determinar el kerma en aire al que estuvieron expuestos los dosímetros en los sitios.

Las dosis empleadas en la curva de calibración en la irradiación de músculo orbicular se muestran en la Tabla 8.

Tabla 8: Dosis empleadas en la curva de calibración de los TLD usados en la irradiación de músculo orbicular.

Señal TL (nC)	Dosis (mGy)
27.2 ± 0.6	4.8 ± 0.2
62.4 ± 2.3	10.4 ± 0.4
93.4 ± 3.3	20.2 ± 0.8
261.9 ± 2.2	50.8 ± 2
434.6 ± 7.3	90.8 ± 3.6
541.8 ± 29.8	121.4 ± 4.9
747.6 ± 6.7	151.4 ± 6.1
983.8 ± 17.1	202.1 ± 8.1

La primera columna de la Tabla 8 representa la señal TL promedio de los cuatro dosímetros irradiados a una dosis conocida, la segunda muestra la dosis, ambas con su respectiva incertidumbre.

Se realizó un ajuste mediante el método de regresión lineal ortogonal de los puntos de calibración (Tabla 8) y se muestra en la siguiente figura.

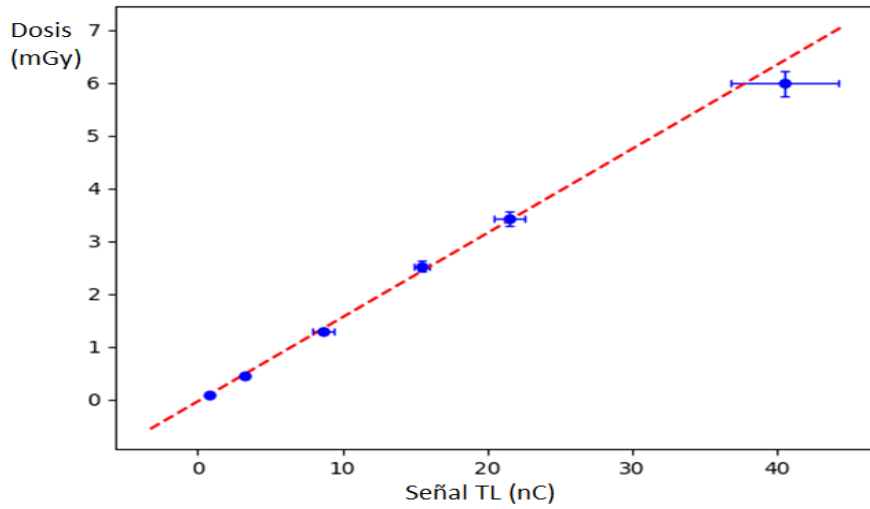


Figura 20: Curva de calibración de los TLD usados para la irradiación de músculo orbicular.

Los coeficientes de la ordenada al origen y la pendiente con su respectiva incertidumbre se reportan en la Tabla 9.

Tabla 9: Coeficientes e incertidumbres asociadas a la regresión lineal en estudio de CT.

	a	b
Valor	0.204	-0.849
Incertidumbre	0.004	0.342
Factor de correlación $R^2 = 0.995$		

La relación analítica entre la señal TL en nC y la dosis (D) en mGy está dada por:

$$D(mGy) = (0.204 \pm 0.004) \cdot TL + (-0.849 \pm 0.342) \quad (31)$$

A partir de la expresión anterior es posible determinar la dosis absorbida que recibieron los dosímetros expuestos en las irradiaciones de músculo orbicular con CT.

4.2. Respuesta termoluminiscente

4.2.1. Dosimetría ambiental

Las primeras tres columnas de la Tabla 10 presentan las señales TL de los tres TLD-100 expuestos por un periodo de tres meses en los sitios de la Unidad de Medicina Nuclear del INCMNSZ sin corrección alguna, la cuarta columna presenta la señal TL promedio con su incertidumbre respectiva.

Tabla 10: Señal TL promedio (en nC) de los 3 dosímetros expuestos en sitios.

Sitio	Señal TL 1	Señal TL 2	Señal TL 3	Señal TL promedio
Baño de hombres	3.71	3.52	3.23	3.49 ± 0.14
Sala de pacientes	11.42	10.39	10.53	10.78 ± 0.32
Sala de control	6.16	5.25	5.07	5.49 ± 0.34
Gantry PET	12.04	9.83	10.33	10.73 ± 0.67
Cabecera PET	32.01	33.51	30.35	31.96 ± 0.91
Enfermería	3.09	3.44	3.15	3.23 ± 0.11
Control TFR	5.85	5.65	4.32	5.27 ± 0.48
SPECT barda	6.51	5.69	6.11	6.1 ± 0.24
Pasillo pared morada	2.7	2.48	2.38	2.52 ± 0.09
Baño de mujeres	8.51	11.71	9.54	9.92 ± 0.94
Cuarto caliente (mampara)	6.25	5.74	6.16	6.05 ± 0.16
Sala de espera (recepción)	5.11	6.44	4.47	5.34 ± 0.58
Cuarto caliente (lavabo)	6.6	6.09	6.93	6.54 ± 0.24
Cuarto de reposo 4 camilla	5.27	9	13.76	9.34 ± 2.46
Control INCMNSZ	4.04	4.39	5.41	4.61 ± 0.41
Sala de médicos	3.47	3.75	3.6	3.61 ± 0.08
Carrito PET	8.91	8.88	9.04	8.94 ± 0.05
Oficina de médicos	5.3	3.26	3.99	4.18 ± 0.60
Puerta adjunta SPECT	5.67	6.55	7.93	6.72 ± 0.66
Cuarto de inyección	5.77	5.64	6.28	5.89 ± 0.20
Cuarto de reposo 1	2.14	3.09	2.4	2.54 ± 0.28
Cuarto de reposo 2	2.25	1.98	2.8	2.34 ± 0.24
Cuarto de reposo 3	1.95	2.22	2.39	2.18 ± 0.13
Pasillo pared blanca	5.05	5.02	5.53	5.2 ± 0.16

4.2.2. Músculo orbicular

La Tabla 11 muestra la señal TL promedio con su respectiva incertidumbre de los dosímetros expuestos en músculo orbicular en los estudios de cabeza en CT sin corrección alguna.

Tabla 11: Señal TL en irradiación de músculo orbicular.

Voltaje (kV)	Corriente (mAs)	Señal TL (nC) músculo orbicular derecho	Señal TL (nC) músculo orbicular izquierdo
80	150	65.12 ± 1.26	66.18 ± 0.50
	250	154.30 ± 7.50	118.30 ± 0.20
	350	138.35 ± 3.05	142.20 ± 35.35
	500	190.70 ± 0.00	197.60 ± 1.95
120	150	192.45 ± 4.15	182.00 ± 2.55
	250	294.45 ± 4.45	307.50 ± 9.60
	350	430.75 ± 3.25	426.80 ± 8.65
	500	602.45 ± 3.85	635.70 ± 6.60

En toda la manipulación de los dosímetros, tanto en la calibración como en la irradiación, se utilizaron testigos (dosímetros que no son irradiados pero que se transportan junto con los dosímetros a utilizar y fungen como pruebas que demuestran algún indicio de un factor externo que modifica la señal TL del dosímetro durante el trayecto o manipulación antes de la irradiación). Se decide no sustraer la lectura de estos debido a que los dosímetros están expuestos a la radiación permanentemente y, a partir del horneado, guardan la información de la energía absorbida hasta su lectura, además, que la curva de brillo es casi constante a un nivel de fondo, el cual demuestra que los testigos recibieron dosis muy bajas y se puede comprobar mediante la señal TL detectada por el lector.

4.3. Análisis de resultados

4.3.1. Eliminación de fondo

Al proceso de descomposición de una curva en sus picos individuales se le conoce como deconvolución. Mediante la deconvolución de la curva de brillo de cada TLD se logra separar la señal de fondo (señal que no proviene del cristal irradiado) de la lectura obtenida por los dosímetros en el sitio donde fueron colocados. Para realizar las deconvoluciones de las curvas de brillo se utilizó el software CGCD.

El proceso de restar la señal de fondo consiste en señalar tres puntos en la curva de brillo, en principio estos puntos se pueden elegir de manera arbitraria, pero el CGCD define el fondo como una constante más una función exponencial, los puntos seleccionados por el usuario pasan por los datos de la curva de brillo. Una vez seleccionado el punto definido en la región a baja temperatura (antes del pico 5, que es el más estable y el usado como referencia por el CGCD) el programa resta la parte constante del fondo y los otros dos puntos en la región a altas temperaturas (pasado el pico 5 de la curva de brillo del TLD-100) resta la parte exponencial, el programa ajusta automáticamente la curva que se comporta mejor a la curva de brillo, en caso de que los puntos seleccionados no logren ajustarse a la curva de brillo, se eligen otros puntos de forma que los puntos ajusten de la mejor manera a la curva de brillo. De esta forma solo se elimina la señal de fondo,

sin desechar cierta parte a la lectura real de la exposición al campo de radiación en el sitio.

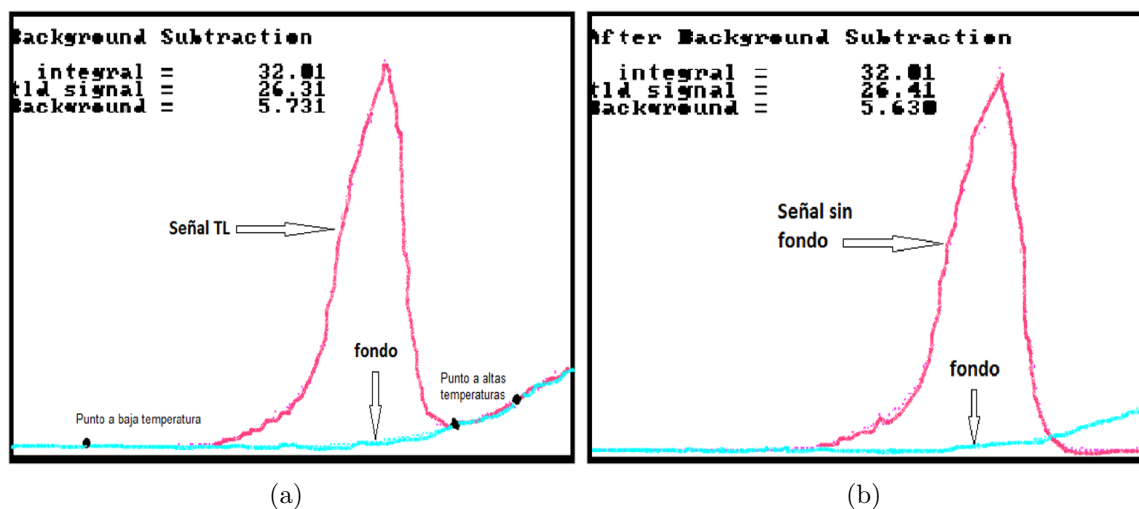


Figura 21: a) Señal TL con fondo. b) Señal TL sin fondo.

Una vez sustraído el fondo, el área bajo la curva de brillo representa la señal TL total de la dosis absorbida por el dosímetro en sitio. La incertidumbre asociada a la resta de fondo por parte del equipo lector se obtuvo realizando la selección de los tres puntos mencionados anteriormente de forma aleatoria en una misma curva, el proceso anterior realizado 10 veces en una misma curva y posteriormente para 10 curvas diferentes. En toda la selección, se trató de que los puntos se ajustaran lo más próximo a la curva de brillo. La incertidumbre asociada a la resta de fondo por el programa de CGCD es del 2% sobre la señal TL. Se decide no tomar en cuenta la incertidumbre por la resta de fondo debido a que esta es pequeña en comparación con las lecturas obtenidas tanto en la curva de calibración como en los sitios donde fueron expuestos los dosímetros.

4.3.2. Corrección por desvanecimiento

Cuando los dosímetros son expuestos por largos periodos de tiempo como en el caso de la dosimetría ambiental en nuestro trabajo, pueden exhibir desvanecimiento de la señal TL debido a la liberación de los electrones o huecos presentes en las trampas menos energéticas por factores ambientales como la temperatura, la luz y la humedad, entre otros [19]. En este trabajo es importante considerar este factor ya que los dosímetros permanecieron expuestos por un periodo de tres meses en la unidad, donde la temperatura en promedio es de 21°, que es la temperatura a la cual los equipos de la unidad tienen un buen funcionamiento. El comportamiento del desvanecimiento se describe mediante la siguiente relación:

$$S = S_0 e^{-\lambda t} \quad (32)$$

Donde S es la señal TL obtenida una vez transcurrido un tiempo t , S_0 es la señal TL inicial y λ es el factor de desvanecimiento. Para realizar esta corrección se utilizó el dato

aportado por el fabricante (5% de desvanecimiento anual a una temperatura de 20°C), el cual resulta en una constante de desvanecimiento de $1.4 \cdot 10^{-4}$ día⁻¹. Aplicando nuevamente la relación 32 y dado el valor de la constante de desvanecimiento con un periodo de 90 días se realiza la corrección de todas las lecturas termoluminiscentes.

4.3.3. Corrección por energía

Cuando el TLD-100 es expuesto a fotones con diferentes energías, la señal TL varía en función de esta última. Usualmente esta dependencia se muestra graficando la respuesta del TLD normalizada con la respuesta generada por el mismo dosímetro cuando se es expuesto a una misma dosis en aire de fotones de ⁶⁰Co (Figura 6), llamándole respuesta relativa.

Por lo anterior es necesario realizar una corrección por energía asociada a la energía de los fotones emitidos del material radiactivo empleado en la unidad de medicina nuclear del INCMNSZ. El único radionúclido empleado durante la estancia fue el ⁹⁹Tc cuya energía de emisión es de 140 keV. Haciendo una interpolación de los factores de corrección para el TLD-100 medidos por Nunn ([10]) para distintas energías (véase Tabla 12) de los fotones incidentes, el factor de corrección asociado a la energía de 140 keV es de 1.13 ± 0.01 .

Tabla 12: Factores de corrección para el LiF:Mg,Ti a distintas energías de fotones, [10].

Energía efectiva (KeV)	Factor de corrección	Incertidumbre (% del factor)
11.5	0.947	1.4
15.5	1.151	1.9
19.8	1.279	1.9
22.4	1.31	1.8
26.9	1.372	1.5
33.5	1.365	1.4
42.1	1.313	1.4
49.9	1.279	1.5
67	1.243	1.8
99.8	1.155	1.3
145	1.122	1.4

De la misma manera que en dosimetría ambiental, en las irradiaciones de músculo orbicular también se necesitan hacer correcciones por energía. En trabajos previos se realizó la caracterización del haz de CT del equipo mPET-CT del INNN para distintas energías.

La caracterización más recientes del haz de CT llevada a cabo por Rojas [25], para energías 80 y 120 kVp se muestran en la Tabla 13.

Tabla 13: Caracterización más reciente del haz de irradiación de la CT, [25].

Voltaje (kV)	Energía efectiva (keV)
80	44.8 ± 0.1
120	53.7 ± 0.4

Otra caracterización del haz llevada a cabo por el encargado de seguridad radiológica del INNN (información proporcionada vía personal) para energías de 80,100, 120 y 140 keV se muestra en la Tabla 14.

Tabla 14: Caracterización del haz de la CT proporcionada por el personal del INNN.

Voltaje (kV)	Energía efectiva (keV)
80	45.8
120	54.4

En este trabajo se utilizará la caracterización más reciente (Tabla 13). Los factores de corrección para el TLD-100 en las irradiaciones de músculo orbicular se obtuvieron mediante la interpolación de los datos reportados en la Tabla 12 y se muestran en la Tabla 15.

Tabla 15: Factores de corrección para el haz de CT.

Voltaje (keV)	Energía efectiva (keV)	Factor de corrección
80	44.8 ± 0.1	1.28 ± 0.1
120	53.7 ± 0.4	1.24 ± 0.1

4.4. Resultados

4.4.1. Dosimetría ambiental

La Tabla 16 muestra el valor de las señales termoluminiscentes, tras haber realizado las correcciones mencionadas anteriormente. La primera columna denota el sitio donde se colocaron los dosímetros, la segunda es la señal termoluminiscente promedio de los tres dosímetros expuestos, la tercer columna es el resultado de eliminar el fondo de la lectura de la segunda columna, en la cuarta columna se aprecia el valor de la señal termoluminiscente aplicando la corrección por desvanecimiento, la quinta columna muestra las lecturas de la cuarta columna corregidas por el factores de energía debido a los fotones de ^{99m}Tc y finalmente en la última columna se muestra el valor del kerma en aire (K_a) asociado a la señal TL de acuerdo con la ecuación 30.

Tabla 16: Señal termoluminiscente final de los TLD-100 expuestos en sitio.

Sitio	Señal TL (nC)	Corrección por fondo (nC)	Corrección por desvanecimiento (nC)	Corrección por energía (nC)	K_a (mGy)
Baño de hombres	3.49 ± 0.14	2.10 ± 0.29	2.08 ± 0.30	1.84 ± 0.11	0.25 ± 0.06
Sala de pacientes	10.78 ± 0.32	6.84 ± 0.56	6.76 ± 0.59	5.98 ± 0.45	0.91 ± 0.19
Sala de control	5.49 ± 0.34	1.29 ± 0.39	1.28 ± 0.40	1.13 ± 0.20	0.14 ± 0.05
Gantry de PET	10.73 ± 0.67	5.65 ± 0.79	5.58 ± 0.81	4.94 ± 0.85	0.74 ± 0.20
Cabecera de PET	31.96 ± 0.91	26.78 ± 1.28	26.45 ± 1.41	23.40 ± 2.61	3.68 ± 0.82
Enfermería	3.23 ± 0.11	2.05 ± 0.27	2.03 ± 0.28	1.79 ± 0.10	0.24 ± 0.06
Control TFR	5.27 ± 0.48	1.22 ± 0.52	1.20 ± 0.52	1.06 ± 0.35	0.13 ± 0.07
SPECT barda	6.1 ± 0.24	2.61 ± 0.37	2.58 ± 0.38	2.28 ± 0.18	0.32 ± 0.08
Pasillo pared morada	2.52 ± 0.09	1.27 ± 0.22	1.25 ± 0.22	1.11 ± 0.06	0.13 ± 0.04
Baño de mujeres	9.92 ± 0.94	2.61 ± 0.98	2.58 ± 1.00	2.28 ± 1.27	0.32 ± 0.21
Cuarto caliente (mampara)	6.05 ± 0.16	2.18 ± 0.30	2.15 ± 0.31	1.90 ± 0.12	0.26 ± 0.06
Sala de espera (recepción)	5.34 ± 0.58	1.59 ± 0.62	1.57 ± 0.63	1.39 ± 0.50	0.18 ± 0.09
Cuarto caliente (lavabo)	6.54 ± 0.24	3.31 ± 0.40	3.26 ± 0.41	2.89 ± 0.22	0.42 ± 0.09
Cuarto de reposo 4 camilla	9.34 ± 2.46	1.70 ± 2.47	1.68 ± 2.48	1.49 ± 7.83	0.19 ± 1.25
Control INCMNSZ	4.61 ± 0.41	1.50 ± 0.46	1.48 ± 0.47	1.31 ± 0.28	0.16 ± 0.06
Sala de médicos	3.61 ± 0.08	1.14 ± 0.20	1.13 ± 0.21	1.00 ± 0.06	0.11 ± 0.03
Carrito de PET	8.94 ± 0.05	5.34 ± 0.40	5.27 ± 0.43	4.67 ± 0.24	0.70 ± 0.15
Oficina de médicos	4.18 ± 0.60	1.22 ± 0.63	1.20 ± 0.63	1.06 ± 0.51	0.12 ± 0.09
Puerta adjunta SPECT	6.72 ± 0.66	2.54 ± 0.71	2.51 ± 0.73	2.22 ± 0.67	0.31 ± 0.13
Cuarto de inyección	5.89 ± 0.20	2.44 ± 0.33	2.41 ± 0.35	2.13 ± 0.15	0.29 ± 0.07
Cuarto de reposo 1	2.54 ± 0.28	1.24 ± 0.34	1.22 ± 0.35	1.08 ± 0.16	0.13 ± 0.04
Cuarto de reposo 2	2.34 ± 0.24	0.87 ± 0.29	0.86 ± 0.29	0.76 ± 0.11	0.08 ± 0.03
Cuarto de reposo 3	2.18 ± 0.13	1.16 ± 0.23	1.15 ± 0.23	1.01 ± 0.07	0.12 ± 0.04
Pasillo pared blanca	5.2 ± 0.17	1.73 ± 0.28	1.71 ± 0.29	1.52 ± 0.11	0.20 ± 0.05

En la Figura 22 se muestra el plano de la unidad donde se especifica el K_a en mGy en cada sitio de la Unidad de Medicina Nuclear del INCMNSZ.

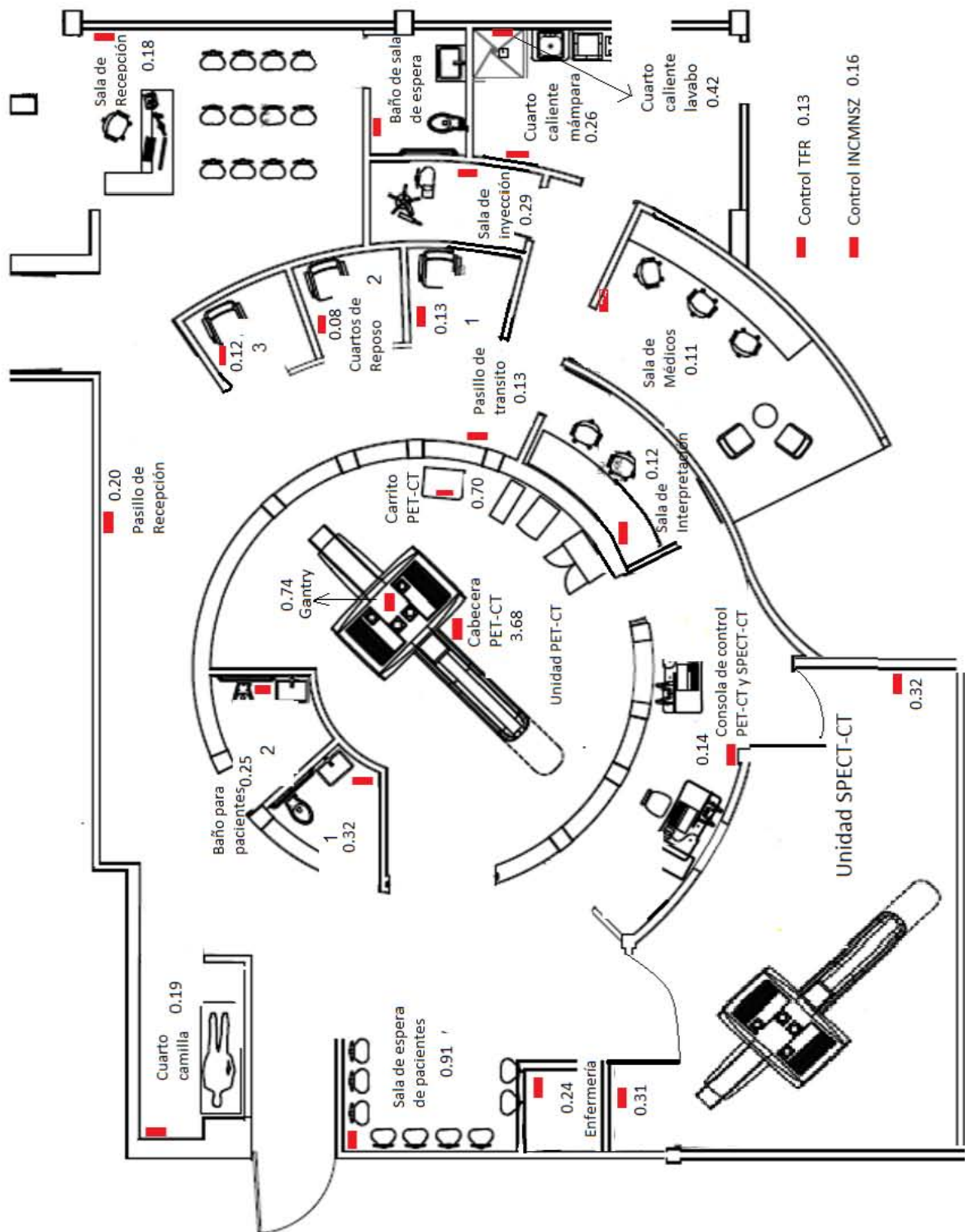


Figura 22: K_a de cada sitio de la unidad.

La figura 23 presenta un histograma donde se muestra el K_a (mGy) en cada sitio.

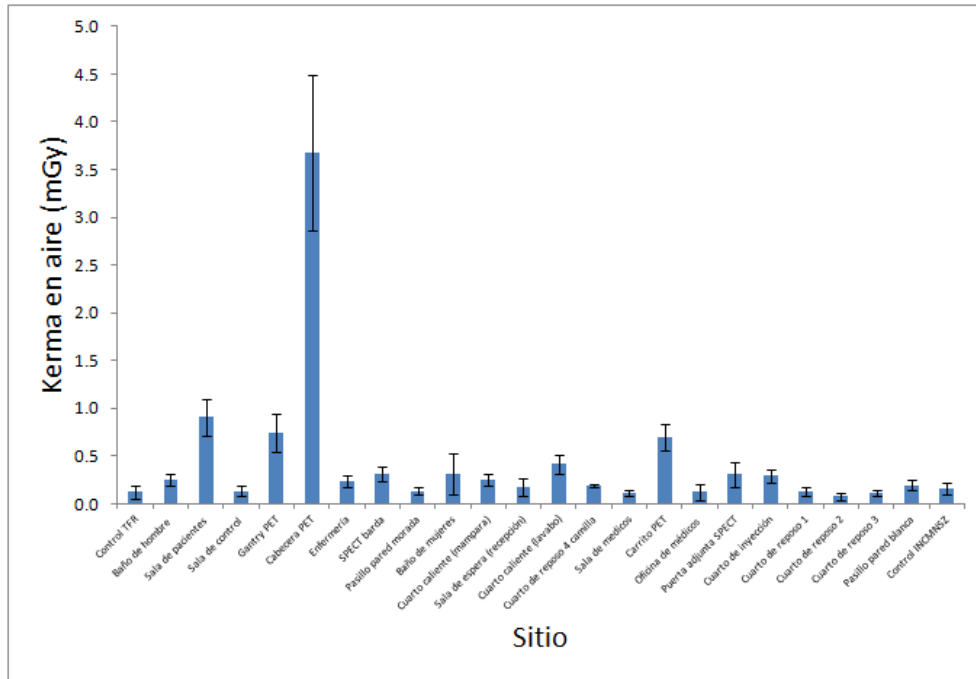


Figura 23: Niveles de K_a en los sitios de la Unidad

Para determinar la dosis equivalente ambiental es necesario relacionar los valores de kerma con DEA. Para esto se utilizan los coeficientes de conversión del reporte No. 47 del ICRP, [26], (ver apéndice II). La tabla 17 muestra los valores asociados de DEA a cada valor de kerma medido.

Tabla 17: Valor de dosis equivalente ambiental en sitio.

Sitio	K_a (mGy)	DEA (mSv)
Baño de hombre	0.25 ± 0.06	0.37
Sala de pacientes	0.91 ± 0.19	1.37
Sala de control	0.14 ± 0.05	0.20
Gantry PET	0.74 ± 0.20	1.12
Cabecera PET	3.68 ± 0.82	5.55
Enfermería	0.24 ± 0.06	0.36
control TFR	0.13 ± 0.07	0.19
SPECT barda	0.32 ± 0.08	0.48
Pasillo pared morada	0.13 ± 0.04	0.20
Baño de mujeres	0.32 ± 0.21	0.48
Cuarto caliente (mampara)	0.26 ± 0.06	0.39
Sala de espera (recepción)	0.18 ± 0.09	0.27
Cuarto caliente (lavabo)	0.42 ± 0.09	0.63
Cuarto de reposo 4 camilla	0.19 ± 1.25	0.29
Control INCMNSZ	0.16 ± 0.06	0.25
Sala de medicos	0.11 ± 0.03	0.17
Carrito PET	0.70 ± 0.15	1.05
Oficina de médicos	0.12 ± 0.09	0.19
Puerta adjunta SPECT	0.31 ± 0.13	0.47
Cuarto de inyección	0.29 ± 0.07	0.44
Cuarto de reposo 1	0.13 ± 0.04	0.19
Cuarto de reposo 2	0.08 ± 0.03	0.12
Cuarto de reposo 3	0.12 ± 0.04	0.18
Pasillo pared blanca	0.20 ± 0.05	0.30

La figura 24 muestra los niveles de DEA en cada sitio de la unidad.

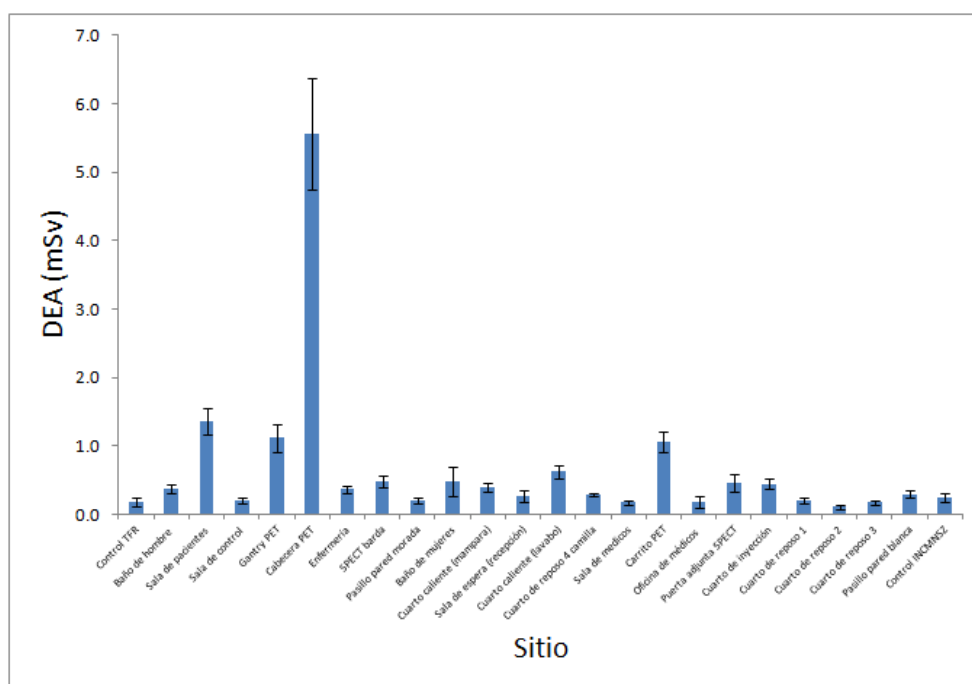


Figura 24: Niveles de DEEA en los sitios de la Unidad

4.4.2. Determinación de dosis en músculo orbicular

La Tabla 18 presenta las respuestas termoluminiscentes de los dosímetros empleados en las irradiaciones de músculo orbicular derecho. Las columnas 1 y 2 muestran los parámetros del haz de CT con el que fueron irradiados; la tercera columna muestra la eliminación del fondo de la señal TL reportada en la Tabla 11, la cuarta columna muestra las señales TL modificadas debido al factor de corrección de energía y la última columna presenta la dosis asociada a la señal TL de la columna 4 dada por la ecuación 31. En las irradiaciones de músculo orbicular las correcciones por desvanecimiento no se consideran por no ser significativas.

Tabla 18: Señal TL y dosis en músculo orbicular derecho en estudio de cabeza en CT.

Voltaje (kV)	Corriente (mAs)	Señal TL (nC)	Corrección por energía (nC)	Dosis (mGy)
80	150	55.73 ± 1.64	43.54 ± 5.96	8.03 ± 1.27
	250	148.16 ± 7.70	115.75 ± 17.79	22.76 ± 3.67
	350	115.37 ± 3.41	90.13 ± 12.33	17.54 ± 2.56
	500	165.98 ± 1.82	129.67 ± 16.76	25.60 ± 3.48
120	150	172.02 ± 4.55	138.73 ± 18.10	27.45 ± 3.75
	250	265.86 ± 5.01	214.40 ± 27.30	42.89 ± 5.65
	350	380.89 ± 4.26	307.17 ± 38.45	61.81 ± 7.95
	500	526.16 ± 5.03	424.32 ± 52.98	85.71 ± 10.95

La Tabla 19 muestra la señal TL con su dosis respectiva en las irradiaciones de músculo orbicular izquierdo una vez realizadas las mismas correcciones anteriormente mencionadas.

Tabla 19: Señal TL y dosis en músculo orbicular izquierdo en estudio de cabeza en CT.

Voltaje (kV)	Corriente (mAs)	Señal TL (nC)	Corrección por energía (nC)	Dosis (mGy)
80	150	57.67 ± 1.19	45.05 ± 5.96	8.34 ± 1.28
	250	101.97 ± 1.44	79.67 ± 10.36	15.40 ± 2.17
	350	165.60 ± 35.40	129.38 ± 48.24	25.54 ± 9.86
	500	175.31 ± 2.70	136.96 ± 17.87	27.09 ± 3.70
120	150	165.39 ± 3.13	133.38 ± 5.95	26.36 ± 1.37
	250	289.51 ± 9.90	233.48 ± 10.35	46.78 ± 2.33
	350	358.57 ± 9.06	289.17 ± 46.91	58.14 ± 9.65
	500	556.69 ± 7.40	448.94 ± 17.85	90.73 ± 4.07

De las Tablas 18 y 19 observamos una relación directamente proporcional de la señal TL y el mAs. Las figuras 25 y 26 muestran la señal TL en función del mAs para un voltaje constante de 80 kVp 120 kV, respectivamente.

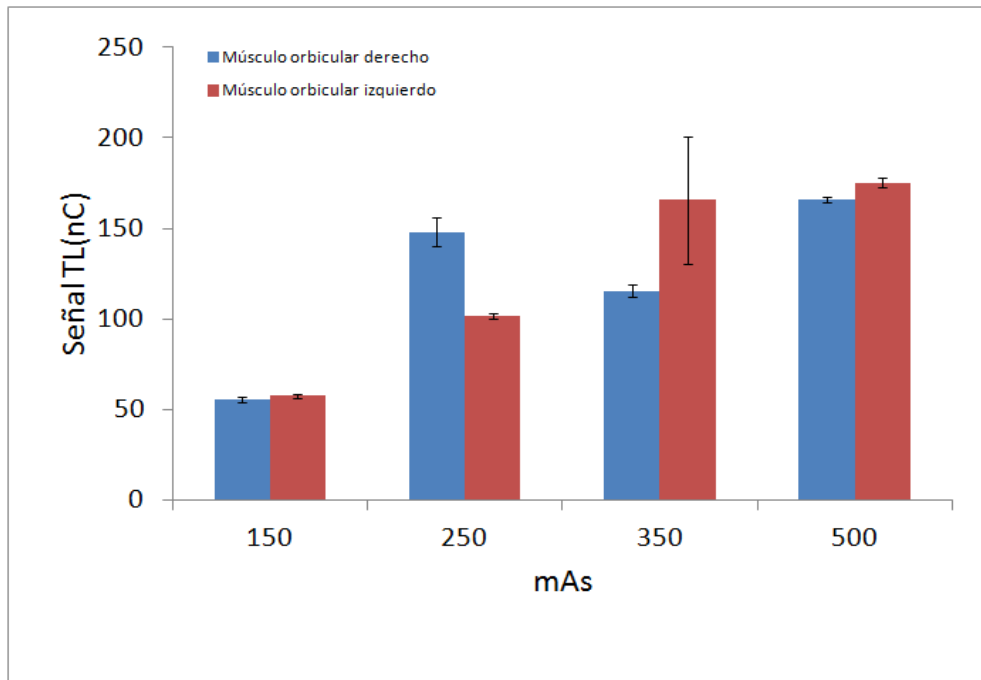


Figura 25: Señal TL en función del mAs para un voltaje de 80 kV para ambos músculos orbitales.

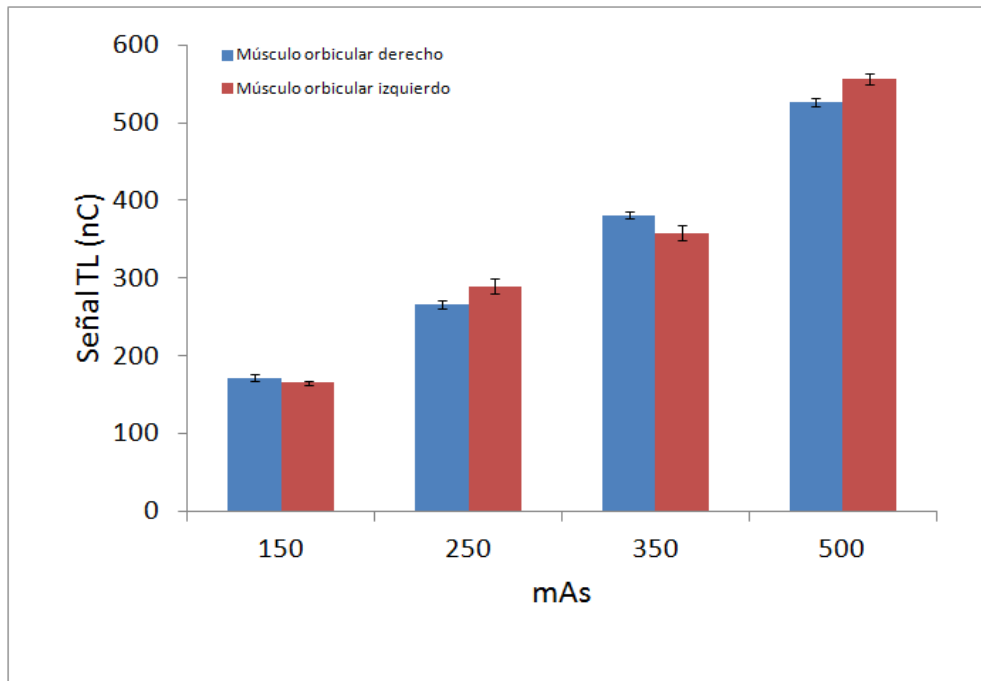


Figura 26: Señal TL en función del mAs para un voltaje de 120 kV para ambos músculos orbiculares.

Desde el punto de vista físico se tiene que al aumentar el mAs se generan mas interacciones con los electrones ligados a los átomos del material constituyente del ánodo, generando así un mayor número de rayos X, es decir, una mayor intensidad, por ende una mayor dosis impartida.

De igual forma se observa que un aumento en el voltaje suministrado entre los electrodos hace que los electrones que alcanzan el ánodo incidan con mayor energía generando rayos X mas energéticos y así la producción de un haz con mayor calidad (mayor penetración) y mayor intensidad (mayor número de rayos X generados) generando una mayor dosis impartida.

Los valores de dosis medidos para ojo izquierdo y ojo derecho presentan una diferencia máxima de hasta un 9% uno respecto del otro para valores de 80kVp a 150 y 500 mAs y de 120 a 150,250,350 y 500 mAs. Mas no así para los valores de 80 kVp a 250 mAs y a 350 mAs donde la diferencia fue de un 47% y 32% respectivamente, como se puede ver en las Figuras 27 y 28 .

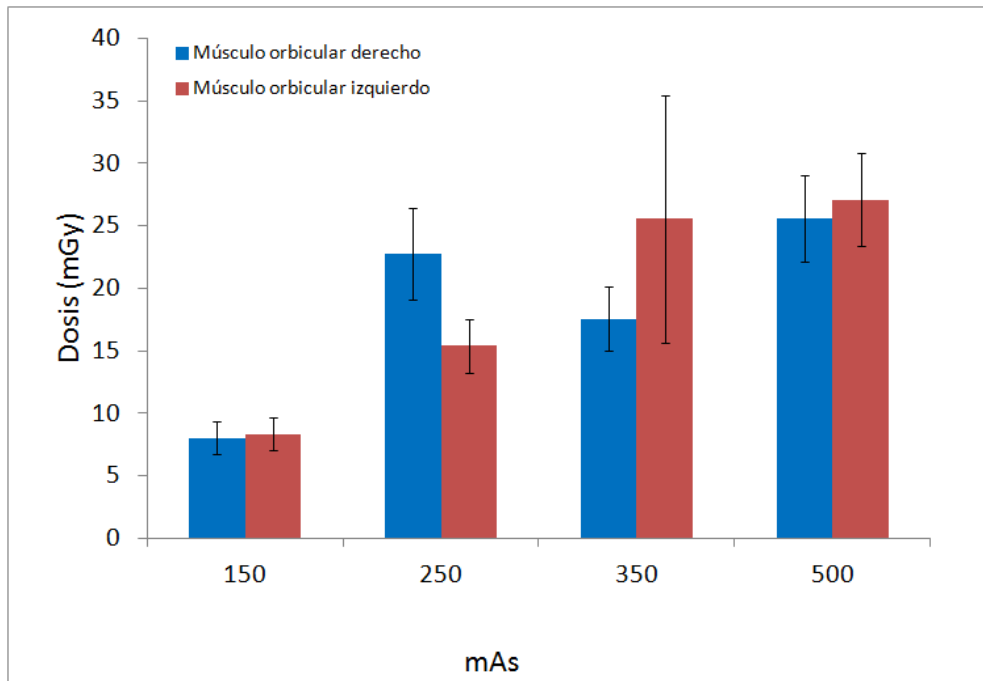


Figura 27: Dosis absorbida en ambos músculos en función del mAs para una voltaje de 80 kVp.

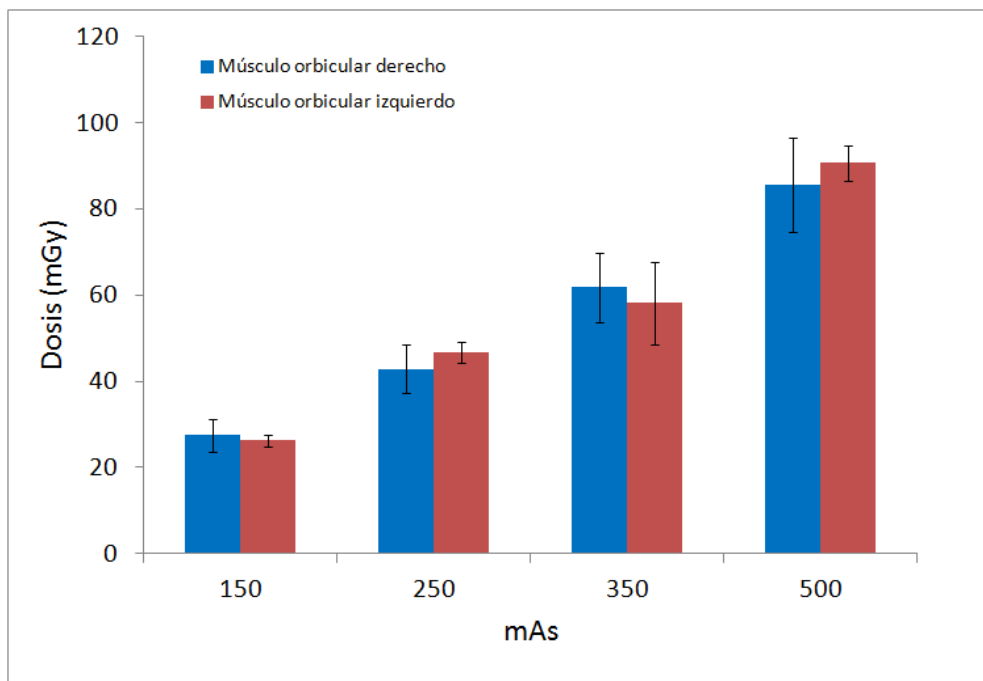


Figura 28: Dosis absorbida en ambos músculos en función del mAs para una voltaje de 120 kVp.

Cabe mencionar que las posiciones de los TLD-100 en todos los casos fueron las mismas, existiendo variaciones en algunos casos de hasta un 15 %, en contados casos para

el borde inferior del párpado derecho con respecto al izquierdo (véase borde inferior de la Figura 14b)). Dicha variación en la posición no explica la diferencia entre las medidas de ojo derecho y ojo izquierdo a 250 mAs con 80 y 120 kVp conociendo la intrínseca simetría del maniquí. Aún así se decidió promediar las lecturas y la dosis de ambos ojos considerando la uniformidad del haz en el área de interés.

Tabla 20: Señal TL promedio y dosis en músculo orbicular.

Voltaje (kV)	Corriente (mAs)	Señal TL (nC)	Dosis (mGy)
80	150	56.70 ± 1.41	8.19 ± 1.28
	250	125.07 ± 4.57	19.08 ± 2.92
	350	140.49 ± 19.40	21.54 ± 6.21
	500	170.64 ± 2.26	26.35 ± 3.59
120	150	168.70 ± 3.84	26.91 ± 2.56
	250	277.69 ± 7.45	44.83 ± 3.99
	350	369.73 ± 6.66	59.98 ± 8.80
	500	541.42 ± 6.21	88.22 ± 7.51

Las figuras 29 y 30 muestran la dosis promedio de ambos músculos en función del mAs para voltajes de 80 y 120 kV, respectivamente.

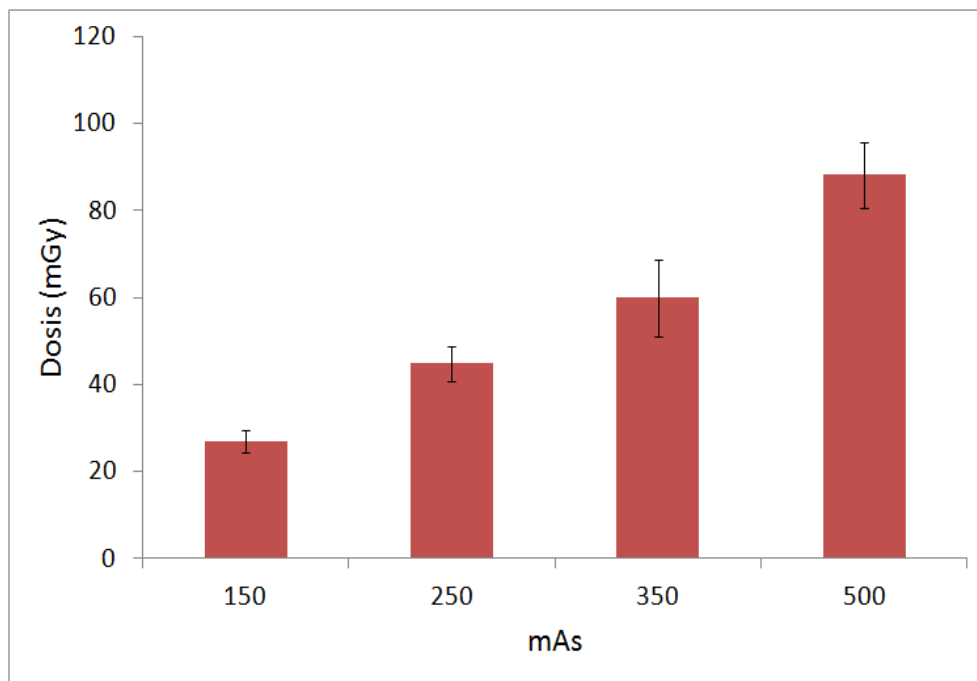


Figura 29: Dosis promedio en músculo orbicular en función del mAs para 80 kV.

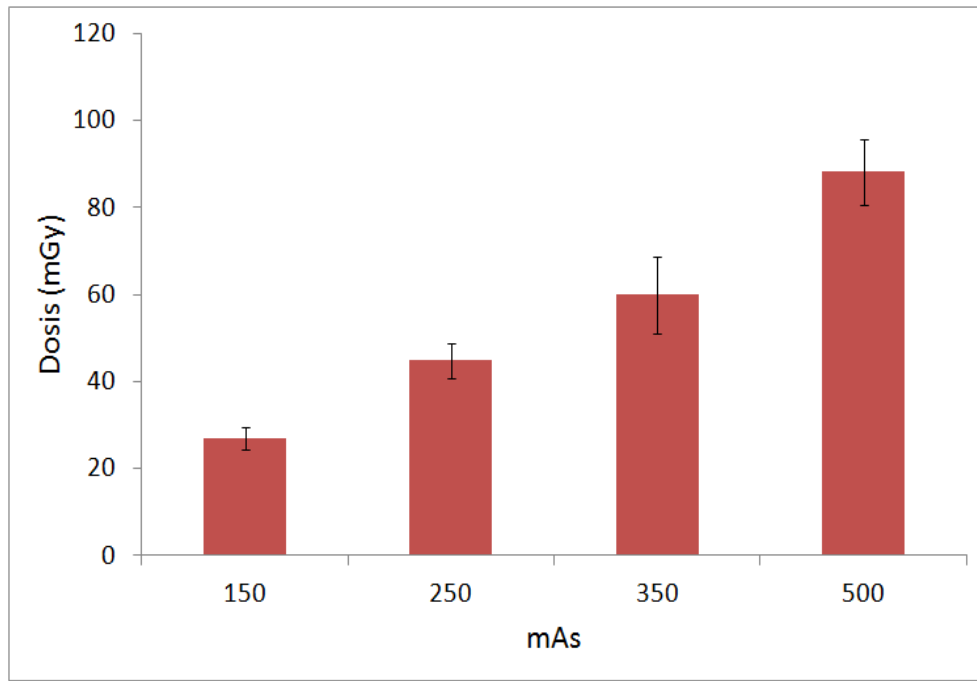


Figura 30: Dosis promedio en músculo orbicular en función del mAs para 120 kV.

Actualmente en los equipos modernos de CT, el voltaje y la corriente son parámetros fijos y como consecuencia también la dosis impartida al paciente. De la Tabla 20 se observa que la reducción o aumento de la dosis recibida por el paciente en un estudio de CT está fuertemente modulada por ambos.

5. Discusión

5.1. Dosimetría ambiental

Haciendo referencia a la Tabla 17, el nivel medido más alto de DEA en toda la unidad es la cabecera del equipo PET-CT con un valor de 5.55 mSv, este resultado se debió principalmente a la radiación emitida durante las calibraciones de los detectores del equipo CT. Entre las pruebas de calibración realizadas durante la estancia destacan las siguientes: uniformidad de los detectores, calibración y constancia del número CT, todas ellas realizadas de manera semanal, quincenal y trimestral, respectivamente [27].

Dado que el equipo PET nunca estuvo en uso durante la estancia debido a la ausencia de radiofarmaco, la dosis absorbida por los dosímetros colocados en el cuarto del equipo son de las más altas en toda la unidad, esto debido a la radiación del haz principal y a la radiación dispersa generada por las pruebas de calibración de la CT, prueba de ello tenemos el Portador móvil del radiofarmaco (Carrito PET en la Tabla 17) y el Gantry con valores de DEA con 1.05 mSv y 1.12 mSv, respectivamente.

Otro lugar donde los dosímetros reportan un alto nivel de DEA es la sala de pacientes con un valor de 1.37 mSv, debido principalmente a que los pacientes inyectados con el radiofármaco previo a su estudio SPECT-CT permanecen en este lugar (de manera que al estar en este sitio pueden considerarse como fuentes puntuales). Los pacientes en este sitio son inyectados con ^{99m}Tc diluido con distintos trazadores cuya actividad ronda alrededor de los 30 mCi (información proporcionada por la encargada de seguridad radiológica de la unidad).

Algunos de los lugares que consideramos como lugares de nivel medio de DEA respecto a los niveles más altos reportados en este trabajo son los siguientes: baño de hombres, baño de mujeres, enfermería, cuarto del equipo SPECT-CT, cuarto caliente y cuarto de inyección, con niveles de DEA de 0.37, 0.48, 0.36, 0.48, 0.63 y 0.44 mSv, respectivamente. En principio, en los lugares anteriormente mencionados se esperaría que los niveles de DEA fueran más altos debido a que de alguna forma se tiene contacto de forma directa o indirecta con el material radiactivo.

Los sitios restantes como la sala de control de equipos, los pasillos de la unidad, la sala de recepción, la sala de médicos y los cuartos de reposo 1,2 y 3 muestran los niveles más bajos de DEA.

Haciendo referencia a la Figura 22, se puede observar que los niveles más altos de radiación medidos en la unidad se encuentran cerca de lugares de donde se emite radiación o se manipula material radiactivo, como los cuartos de los equipos PET-CT y SPECT-CT, el cuarto de inyección y los baños para pacientes, donde de manera directa o indirecta se está más cerca del punto de emisión de la radiación.

Ninguno de los niveles medidos en la unidad sobrepasa los límites para POE ya que el límite de dosis efectiva a cuerpo entero es de 50 mSv anuales según la Norma Oficial

Mexicana NOM-229-SSA1-2002 denominada Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos-X” publicada en 2006 [28]. Con este valor en mente, el valor semanal para el POE es de un aproximado de 0.41 mSv, tomando en cuenta las 12 semanas de estadía de los dosímetros en la unidad, el valor máximo de DEA medido fue de 5.55 mSv, el cual representa un 11 % del límite, esto sin tomar en cuenta que la radiación dispersa en el lugar también contribuye a la lectura de la dosis obtenida. Un factor que contribuye aún más a reducir el nivel recibido por el personal de la unidad, es que estos no permanecen de forma estática en el mismo lugar. Lo anterior permite asegurar que el trabajo realizado dentro de la Unidad de Medicina Nuclear del INCMNSZ cumple con las normas establecidas en cuanto a seguridad radiológica tanto para POE como para PG.

5.2. Dosis en músculo orbicular

Como se puede ver en la Tabla 20, la dosis impartida en músculo orbicular en estudios de cabeza en CT está fuertemente modulada por la corriente y voltaje del tubo generador de rayos-X, siendo mayor cuando el voltaje y la corriente toman valores más altos. La variación de la dosis en función del mAs para una diferencia de potencial constante de 80 kVp se muestra en la figura 31.

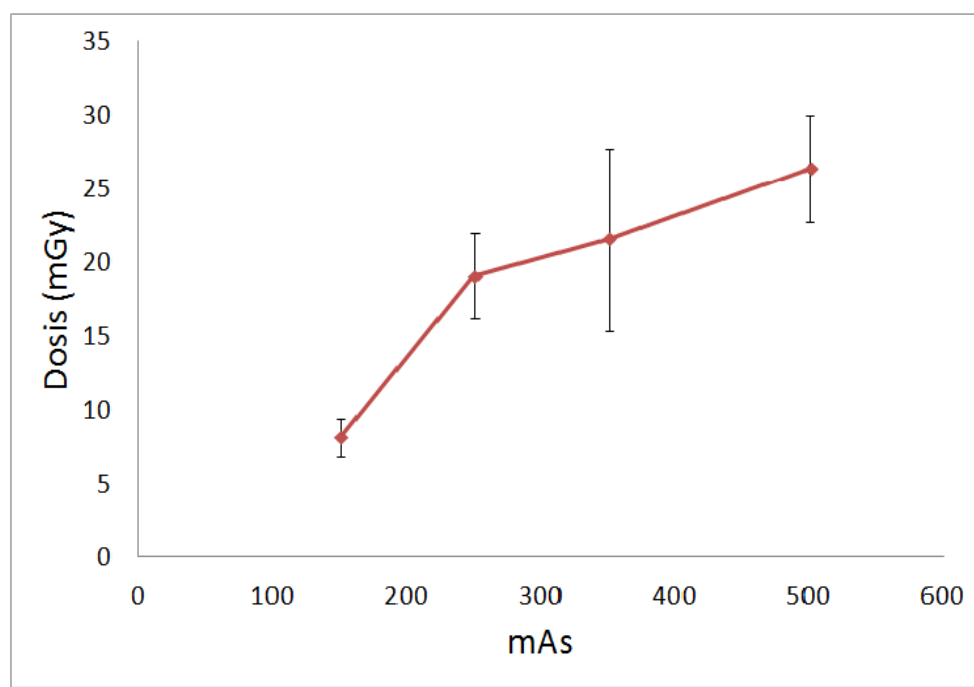


Figura 31: Dosis en función del mAs para 80 kV

Se observa el mismo comportamiento cuando se aumenta la diferencia de potencial a 120 kVp con los mismos valores de corriente, como se puede ver en la Figura 32.

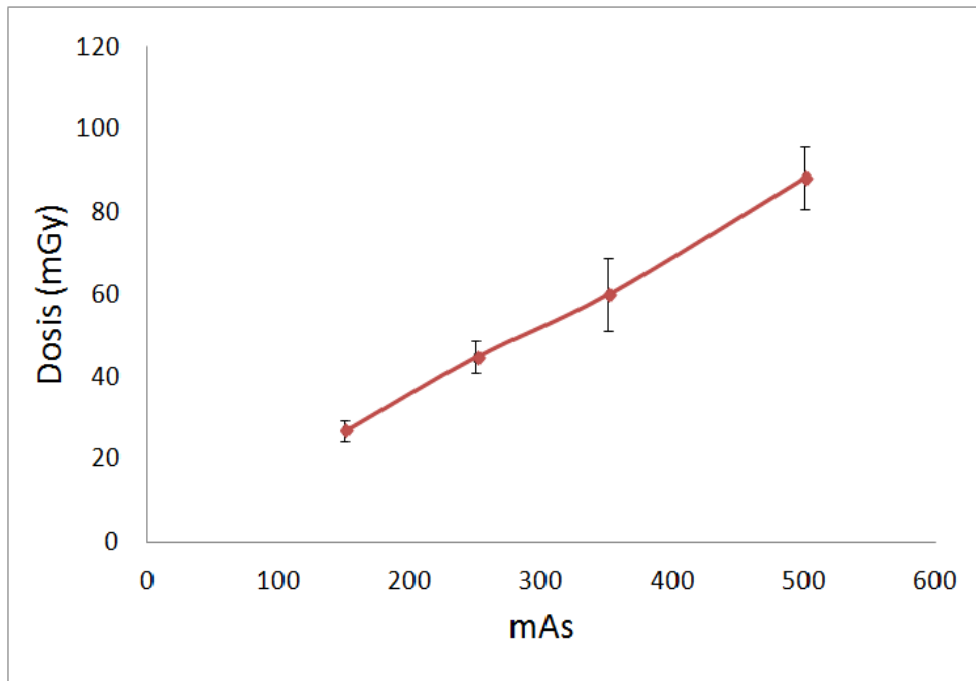


Figura 32: Dosis en función del mAs para 120 kV

Como se puede observar en las Figuras 31 y 32, el comportamiento de la dosis en función del mAs tiene un comportamiento lineal.

Una forma analítica en radiología que saber la dependencia entre el kVp y la dosis impartida se da de la siguiente manera:

$$\frac{(kVp_f)^2}{(kVp_i)^2} \propto \frac{D_f}{D_i} \quad (33)$$

Donde kVp_f y kVp_i son los voltajes del tubo impartiendo una dosis D_f y D_i , respectivamente. La ecuación anterior muestra que la dosis aumenta conforme el cuadrado del voltaje.

Una forma de ejemplificar lo anterior, se puede observar que a una corriente constante de 150 mAs, la dosis absorbida en el estudio de CT aumenta en un 228 % cuando se utiliza un voltaje de 120 respecto al de 80 kVp, es decir:

$$\frac{(120kVp)^2}{(80kVp)^2} \propto \frac{D_{120}}{D_{80}} = \frac{26.91}{8.19} = 3.28 \quad (34)$$

El resto de las lecturas a un valor de corriente constante muestra el mismo comportamiento, deduciendo de esta manera que la dosis impartida aumenta conforme el cuadrado del voltaje aplicado al tubo generador de rayos-X, como se muestra en la ecuación 33.

Aunque la dosis aumenta conforme al cuadrado del voltaje y linealmente con la corriente, se puede observar que para algunos puntos a distintos voltajes y corrientes la dosis impartida es casi la misma, para ilustrar esto, las dosis impartidas a 80 kVp y 500 mAs

con 120 kVp, 150 mAs son similares, tomando valores de 26.35 ± 3.59 y 26.91 ± 2.56 , respectivamente.

Lo anterior nos da la intuición que para impartir una cierta dosis constante, una disminución en el voltaje se ve balanceado con el aumento de la corriente y viceversa, aunque por el contrario el objetivo de todo estudio es la generación de una imagen que permita realizar el mejor diagnóstico posible con la menor dosis impartida al paciente. Sin embargo, en la actualidad muchos equipos modernos de CT tienen selecciones limitadas de configuraciones para los potenciales aplicados al tubo (80, 100, 120 o 140 kVp) lo cual restringe la capacidad de lograr modificaciones en la dosis de radiación a impartir. En tanto que para la corriente se emplean sistemas automatizados que modulan su magnitud, ya sea de forma angular y/o longitudinal, de esta forma, durante las tomografías se logra un nivel aceptable de la calidad de imagen con una corriente menor, que redistribuye la dosis a los órganos y reduce la dosis a algunos de ellos.

La dosis medida en nuestro trabajo, aunque nos da un panorama de la dosis impartida en músculo orbicular en estudios de cabeza en CT, gran parte de la dosis reportada es generada por la radiación dispersa ocasionada por el agua con la que fue llenado el maniquí. En un medio como el agua, el predominio de las interacciones de los fotones a las energías empleadas en este trabajo son el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton; la primera domina a energías bajas y altos números atómicos (ecuación 5), mientras que la probabilidad de dispersión, casi independiente del número atómico del material (ecuación 7), aumenta conforme aumenta la energía de los fotones como se puede ver en la Figura 3. El efecto predominante en un medio como el agua es la dispersión es por esto que la radiación dispersa juega un papel importante en este estudio.

Además de la radiación dispersa generada por el agua, un problema intrínseco en cualquier tipo de estudio de CT es la radiación dispersa generada en el mismo estudio. Esta siempre es considerable y puede ser más alta que la dosis de radiación del haz primario. La radiación dispersa no se limita solo al perfil del haz colimado de los rayos X primarios, sino que proporciona una dosis sustancial por la dispersión del haz primario por los tejidos adyacentes. Además de que la mayoría de los protocolos de CT requieren la adquisición de una serie de cortes de CT casi contiguos sobre el volumen de tejido examinado. Para evidenciar esto, en un protocolo en el que se obtienen diez cortes de CT de 10 mm en el abdomen (estudio estándar de abdomen, aunque depende del fin que se busque), el tejido en el corte 5 recibirá radiación primaria inducida por el haz incidente y dispersa por la misma zona irradiada, pero también recibirá la dosis de radiación dispersa de los cortes 4 y 6 (zonas más contiguas a la zona de interés), y en menor medida de los cortes 3 y 7, aunque menor que las mas cercanas, pero que aun contribuyen a la dosis impartida y así sucesivamente.

6. Conclusiones

6.1. Dosimetría ambiental

Como se puede observar en la dosimetría ambiental, las áreas frecuentadas tanto por el POE como por el PG son seguras ya que los niveles de radiación se encuentran muy por debajo de los niveles límite establecidos por las normas nacionales e internacionales vigentes actualmente. Aquellas zonas en que los niveles son mayores, se debe a la cercanía que se tiene con el campo de radiación, en cuyo caso no es necesario utilizar algún dispositivo de protección radiológica, como por ejemplo un mandil plomado, debido a que el personal POE se encuentra en constante movimiento, además que, una vez que los pacientes son inyectados o posicionados para el estudio diagnóstico, el POE se retira del lugar del paciente, de esta forma asegurando el menor tiempo de exposición.

6.2. Dosis en músculo orbicular

Con base en nuestro trabajo, medir la dosis en un estudio de CT, independiente de la zona a diagnosticar, es bastante complicado, ya que no existe un método que indique la magnitud exacta impartida, tan solo hay aproximaciones que dan una estimación de la dosis. El empleo de maniqués equivalentes a tejido humano con ayuda de métodos computacionales puede dar una estimación de la dosis impartida en este tipo de estudios. Por otra parte, algunos parámetros físicos del paciente como el peso, la edad, el tamaño del cuerpo y las diversas técnicas de la CT como el pitch, el área y el tipo de corte, así como la modulación de la corriente y el voltaje del tubo complican el método de estimación.

7. Trabajo a futuro

Como mejora de nuestro trabajo se propone implementar el mismo método, en las mismas instalaciones del INCMNSZ, ahora que se cuenta con la licencia de manipulación de ^{18}FDG para estudios de PET-CT y aunque la unidad aún no se encuentra dando servicio a su máxima capacidad, el número de estudios ha ido en aumento conforme se logra el abastecimiento del radiofármaco, de esta forma comparar los niveles reportados en los mismos sitios en nuestro trabajo con los futuros. Como ampliación de este trabajo, aumentar los en sitios que no fueron considerados como la bodega de desechos radiactivos (sótano), el sitio del generador de Tecnecio, el cuarto de aislamiento para pacientes de tratamiento con yodoterapia y cualquier otro que se considere adecuado.

El estudio de músculo orbicular sirve como antecedente para implementar un método para medir la dosis impartida en cristalino en estudios de cabeza, dado que órganos como el lente, el cerebro, las glándulas salivales, la médula ósea roja y la superficie ósea reciben las dosis más altas debido a su sensibilidad a la radiación y dado que hay poca literatura sobre este tipo de estructuras, principalmente en lente. Uno de los medios a implementar en el método es el uso de un maniquí antropomorfo, de esta manera eliminar

la radiación dispersa generada por el maniquí relleno de agua empleado en este trabajo, que proporcionará una lectura mas adecuada de la dosis recibida por los pacientes en este tipo de estudios, así como la caracterización del haz del tomógrafo.

Apéndice I

Valores de la señal TL en los procesos de irradiación de los TLD-100 a una dosis de 0.2948 ± 5.9 mGy.

Dosímetro	Señal TL 1 (nC)	Señal TL 2 (nC)
1	1698	1607
2	1671	1734
3	1726	1705
4	1540	1528
5	1632	1570
6	1728	1624
8	1808	1659
9	1575	1564
10	1703	1603
11	1649	1614
12	1616	1628
13	1587	1693
14	1747	1871
15	1643	1822
16	1598	1520
17	1550	1590
18	1557	1613
19	1621	1705
20	1665	1702
21	1556	1513
22	1711	1777
23	1723	1721
24	1777	1761
25	1582	1565
27	1726	1776
28	1759	1720
29	1703	1713
30	1608	1584
31	1583	1556
32	1744	1771
33	1663	1658
34	1627	1556
35	1598	1675
36	1658	1717
37	1717	1627
38	1516	1580
39	1629	1671
40	1522	1511

Dosímetro	Señal TL 1 (nC)	Señal TL 2 (nC)
41	1542	1569
42	1622	1576
43	1618	1543
44	1707	1675
45	1766	1869
46	1667	1899
47	1553	1539
48	1692	1754
49	1614	1516
51	1608	1548
52	1711	1707
53	1714	1749
54	1549	1647
55	1641	1682
56	1475	1570
57	1799	1711
58	1669	1712
59	1563	1627
60	1644	1744
61	1630	1702
62	1736	1688
64	1618	1503
65	1650	1626
66	1570	1631
67	1701	1606
68	1804	1667
69	1668	1699
70	1646	1582
71	1535	1572
72	1646	1727
73	1648	1740
74	1651	1525
75	1590	1613
76	1638	1689
77	1614	1546
78	1604	1640
79	1687	1641
80	1581	1535
81	1666	1694
82	1596	1582
83	1696	1710
84	1648	1573

Dosímetro	Señal TL 1 (nC)	Señal TL 2 (nC)
85	1593	1579
86	1577	1584
87	1789	1689
88	1613	1720
89	1614	1548
90	1576	1642
91	1571	1661
92	1596	1532
93	1548	1594
94	1550	1659
95	1737	1707
96	1806	1813
97	1641	1658
98	1683	1885
99	1819	1729
100	1396	1587
101	1627	1846
102	1764	1924
103	1629	1737
104	1561	1746
105	1552	1687
106	1646	1828
107	1642	1887
108	1634	1927
109	1821	1621
110	1410	1847
111	1604	1748
112	1567	1758
113	1624	1998
114	1659	1820
115	1694	1804
116	1683	1854
117	1685	1893
118	1687	1834
119	1715	1981
120	3460	1829
121	1736	1781
122	1779	1907
123	1696	1779
124	2080	2071
125	1703	1860
126	1524	1700

Dosímetro	Señal TL 1 (nC)	Señal TL 2 (nC)
127	1805	1970
128	1717	1835
129	1658	1935
130	1626	1775
131	1509	1646
132	1677	1805
133	1824	1817
134	1740	1910
135	1780	1832
136	1458	1633
137	1652	1854
138	1715	1860
139	1626	1804
140	1666	1846
141	1662	1767
142	1723	1808
143	1693	1946
144	1698	1920
145	1824	1868
146	1644	1855
147	1698	1907
148	1712	1833
149	1698	1966

Tabla 21: Proceso de irradiación y lecturas en la caracterización de los TLD-100 .

Apéndice II

Coeficientes de conversión de Kerma en aire, K_a , a dosis equivalente ambiental $H^*(10)$, para fluencia de fotones monoenergéticos [26].

Energía del fotón (MeV)	$H * 10 / K_a$ (Sv/Gy)
0.01	0.008
0.015	0.26
0.02	0.61
0.03	1.1
0.04	1.47
0.05	1.67
0.06	1.74
0.08	1.72
0.1	1.65
0.15	1.49
0.2	1.4
0.3	1.31
0.4	1.26
0.5	1.23
0.6	1.21
0.8	1.19
1	1.17
1.5	1.15
2	1.14
3	1.13
4	1.12
5	1.11
6	1.11
8	1.11
10	1.1

Tabla 22: Datos extraídos del reporte No. 47, ICRU, 1992.

Referencias

- [1] Image Gently, Radiation Effects and Sources from United Nations Environment Programme (UNEP), (2018). Disponible en: www.imagegentlyparents.org/resource/radiation-effects-sources-2016-united-nations-environment-programme-unep/, [Consultado el 2 de Mayo de 2018].
- [2] Daniels, F., Boyd, C.A. y Saunders, (1953). Thermoluminescence as a Research Tool, Science 117 343.
- [3] McKeever, S. (2011). Thermoluminescence of Solids. Cambridge, GBR: Cambridge University Press.
- [4] Cameron, J.R., Daniels, F., Jhonson, N. y Kenney, G., (1961). Radiation dosimeter utilizing the thermoluminescence of lithium fluoride. Science 134, 333 .
- [5] Jung-Su Kim, Soon-Mu Kwon, Jung-Min Kim and Sang-Wook Yoon (2017). New organ-based tube current modulation method to reduce the radiation dose during computed tomography of the head: evaluation of image quality and radiation dose to the eyes in the phantom study. La radiología medica, 122(8), pp.601–608.
- [6] Beiser, A. and Carrasco Jimeno, F. (1967). Conceptos de Física
- [7] Attix, F. (2007). Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. Weinheim: VCH.
- [8] Garlick G.F.J., M.H.F. Wilkins, (1948). The Electron Trap Mechanism of Luminescence in Sulphide and Silicate Phosphors, Department of Physics, The University, Birmingham. Proc. Phys. Soc. 60 574.
- [9] Thermofisher Company. (2010). Disponible en: www.thermofisher.com/order/catalog/product/S [Consultado 6 de Abril de 2018].
- [10] AA Nunn, SD Davis, JA Micka, LA DeWerd, (2008). LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered X-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to ^{60}Co , Medical physics.
- [11] G. Massillon, I Gamboa-de Buen, M. E. Brandan, (2006). Onset of supralinear response in TLD-100 exposed to ^{60}Co gamma-rays, Instituto de Física, UNAM.
- [12] Clement, C., Petoussi-Henss, N., Bolch, W., Hunt, J. (2010). ICRP publication 116. Oxford: International Commission on Radiological Protection and the International Commission on Radiation Units and Measurements by Elsevier.
- [13] ICRU, (1992). Institute Commission on Radiation Units and Measurement Report 47.
- [14] Manual de Siemens Biograph mCT Disponible en: www.medimatingsales.com/wp-content/uploads/2014/11/Siemens-Biograph-mCT-Inside-Biograph-mCT.pdf, [Consultado 12 de marzo de 2018].

- [15] Biological Effects of Ionizing Radiation Physics (2018). Disponible en: www.courses.lumenlearning.com/physics/chapter/32-2-biological-effects-of-ionizing-radiation/, [Consultado 20 de marzo de 2018].
- [16] Januzis, N. (2016). Radiation Dose to the Lens of the Eye from Computed Tomography Scans of the Head. Program of Medical Physics in the Graduate School. Duke University.
- [17] The Phantom Laboratory, Manual RSVP Head Phantom. Disponible en: www.phantomlab.com/srt-phantoms/
- [18] Gad, S. (1991). Radiation Dosimetry Instrumentation and Methods. 2nd ed. Beer Sheeva: CRC Press, pp.63-113.
- [19] Sáez Vergara J.C. (1990), Sistema de dosimetría ambiental TL basado en LiF:Mg,Ti (TLD-100), Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas-España, MADRID.
- [20] Manual de Procedimientos de Trabajo del Laboratorio de Dosimetría de la Radiación, (2010). Grupo de Dosimetría de la Radiación del Departamento de Física Experimental, Instituto de Física, UNAM.
- [21] Manual de operación de muflas Felisa, (2005). Disponible en: www.felisa.com.mx/2014/instructivos/mufla.pdf, [consultado 22 de mayo de 2018].
- [22] Manual de funcionamiento. (2017). Disponible en: <https://s-a-le.nl/wp-content/uploads/2017/04/Manual-Binder-FD-53-oven-1.pdf> [consultado 22 de mayo de 2018].
- [23] Hubbell, J.H. and Seltzer, S.M. (2004), Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.4). [en línea] Disponible en: physics.nist.gov/xaamdi [2018, Mayo 3]. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.
- [24] Manual de Lector Termofisher Harshaw 3500, lector Disponible en: www.thermofisher.com/order/catalog/product/3500TLDDS3 [Consultado el 1 de junio de 2018]
- [25] Rojas López, J. (2018). Medida de la energía efectiva dentro de un maniquí expuesto a un haz de rayos-X de tomografía computada (CT) usando dosímetros termoluminiscentes TLD-300 (Licenciatura). Universidad Nacional Autónoma de México.
- [26] International Commission Radiological Units, ICRU, 1992. Reporte No. 47. Disponible en: www.academic.oup.com/jicru/article-pdf/os29/2/NP/9587428/jicruos29-NP.pdf [Consultado el 4 de Junio de 2018].
- [27] Valencia O.F., Tesis de maestría en Ciencias (Física Médica). Calidad de imagen y dosis en tomografía computarizada impartida a pacientes durante un estudio de cabeza, (2006) UNAM, México, DF.

[28] Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental, (2016). Disponible en: [www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipoMedico/normas/NOM-229-SSA1 - 2002.pdf](http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipoMedico/normas/NOM-229-SSA1-2002.pdf) [consultado 14 de abril 2018].