



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

Cálculo de blindajes y su verificación
utilizando dosimetría TLD para una
instalación que alojará un mastógrafo por
emisión de positrones

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Físico

PRESENTA:

Omar Canseco Hernández

DIRECTOR DE TESIS

M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna

Junio 2015





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Hoja de datos del Jurado

1.Datos del alumno	1.Datos del alumno
Apellido paterno	Canseco
Apellido materno	Hernández
Nombre(s)	Omar
Teléfono	58 45 06 66
Universidad Nacional Autónoma de México	Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias	Facultad de Ciencias
Carrera	Física
Número de cuenta	097127927
2.Datos del tutor	2.Datos del tutor
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Alejandro
Apellido paterno	Rodríguez
Apellido materno	Laguna
3.Datos del sinodal 1	3.Datos del sinodal 1
Grado	Dra.
Nombre(s)	María Isabel
Apellido paterno	Gamboa
Apellido materno	de Buen
4.Datos del sinodal 2	4.Datos del sinodal 2
Grado	M. en C.
Nombre(s)	Patricia Raquel
Apellido paterno	Avilés
Apellido materno	Mandujano
5.Datos del sinodal 3	5.Datos del sinodal 3
Grado	Dr.
Nombre(s)	Luis Alberto
Apellido paterno	Medina
Apellido materno	Velázquez
6.Datos del sinodal 4	6.Datos del sinodal 4
Grado	Fís.
Nombre(s)	Miguel Ángel
Apellido paterno	Pérez
Apellido materno	Pastenes
7.Datos del trabajo escrito	7.Datos del trabajo escrito
Título	Cálculo de blindajes y su verificación
Subtítulo	utilizando dosimetría TLD para una
	instalación que alojará un mastógrafo por
	emisión de positrones
Número de páginas	77
Año	2015

Dedicatoria

A mi madre.

Agradecimientos

Agradezco a mi familia por el incondicional e inmenso apoyo. ¡Muchas gracias!

A los compañeros y amigos de la Facultad de Ciencias. A Moisés, Andrés, Antonio, José Iván, Erica, Ricardo, Leticia, Paloma, Gerardo y demás que en este momento no recuerdo, gracias.

Especialmente a Paulina, por la amistad, regañones, jalones de oreja, las comidas, las salidas en bici, etc. Y a Claudia, por todos los momentos que pasamos juntos y la ayuda que me brindaste todo este tiempo. ¡Muchas gracias!

A mis amigas (Físicas) en el INCan y el curso propedéutico a la maestría en Física Médica, Katya, Leyla y Mariana. Gracias por su amistad, por su ayuda y por estar constantemente molestando con la tesis. Un especial agradecimiento a Leyla, quien me ayudó en la realización de las mediciones con los dosímetros.

A los profesores de la Facultad de Ciencias, los que con sus clases, consejos y ayuda hicieron que no me rindiera: Dra. Susana Orozco, Dra. Gabriela Murguía, Dra. Ana María Soler, Dr. Darío Núñez, M. en C. Ali Michel Angulo, Dr. Arturo Quintanar, Dr. Eduardo Andrade, Dr. Efraín Chávez, ...
... y de los que no me acuerdo sus nombres.

A los profesores del bloque de radiaciones, Dra. Gamboa, M. en C. Ana Elena Buelfil, Dra. Karla Paola Pelagio, M. en C. César Ruiz, Fís. Miguel Ángel Pérez y M. en C. Dante Nava, por hacer que me interesara el fascinante mundo de la Física Médica.

A la Dra. Gamboa, muchas gracias por todo el apoyo proporcionado en la tesis.

A la M. en C. Patricia Avilés, muchas gracias por todo el apoyo proporcionado en la tesis y en los cursos.

Al Dr. Medina, por el apoyo en la beca, servicio social, credenciales, consejos y las constantes preguntas por la tesis.

Al M. en C. Cesar Ruiz, por los consejos y constantes preguntas sobre la tesis.

A la Dra. Olga Ávila por el préstamo de los dosímetros y porta dosímetros.

Al Fís. Pérez, muchas gracias por todo el apoyo proporcionado en la tesis y el voto de confianza.

Al M. en C. Alejandro Rodríguez, por darme la oportunidad de realizar el presente trabajo en el INCan, por su amistad, regañones y consejos. Por todo lo que me has enseñado. Gracias.

Al personal del Departamento de Medicina Nuclear del INCan y anexos, al personal de enfermería Ana Laura y Don Gildardo; a los técnicos Elsa, Mónica, Antonio, Ulises, Víctor,

Armando y Mario; al personal de recepción Karina, Silvia, Jessica y Héctor. A los médicos Quetzalli, Amanda, David, Arturo, Nayelly, Violeta, Juan, Osvaldo, etc. Muchas gracias al Dr. Estrada por todo el apoyo proporcionado.

A DGAPA por el apoyo a este trabajo a través del programa de apoyo a proyectos de investigación PAPIIT IN-111512.

Al Instituto Nacional de Cancerología por facilitarme sus instalaciones, equipo y alimentarme sanamente.

Al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares por la calibración con cesio 137 de los dosímetros.

Al Instituto de Física de la UNAM por facilitarme su equipo y sus instalaciones.

A la Facultad de Ciencias, por ser mí segundo hogar, por cuidarme y aguantarme. ¡Muchas Gracias!

¡A la UNAM!

¡Goya! ¡Goya! ¡Universidad!

Índice general

Resumen	8
Introducción	9
1. Conceptos básicos	10
1.1. Emisión de positrones y aniquilación de pares	10
1.1.1. Transformación beta positiva	10
1.1.2. Actividad, decaimiento radiactivo y vida media	11
1.1.3. Interacción del positrón con la materia	12
1.1.4. Alcance y aniquilación del positrón	13
1.2. Interacción de los fotones de aniquilación con la materia	15
1.2.1. Efecto Compton	15
1.2.2. Efecto fotoeléctrico	16
1.2.3. Coeficiente total de atenuación	17
1.2.4. Coeficientes de transferencia y absorción de energía másicos	17
1.2.5. Atenuación de los fotones	18
1.3. Dosimetría de la radiación	19
1.3.1. Magnitudes y unidades dosimétricas	19
1.3.2. Dosímetros termoluminiscentes	21
1.3.3. Propiedades de los dosímetros termoluminiscentes	22
1.3.4. Lector de TLD y curva de brillo	24
1.4. Protección radiológica	25
1.4.1. Daño en tejido por radiación ionizante	26
1.4.2. Efectos deterministas y estocásticos	27
1.4.3. Magnitudes y unidades utilizadas en la protección radiológica	27
1.4.4. Principios y factores de protección radiológica	28
1.4.5. Límites de dosis	29
1.5. Legislación mexicana	30
1.6. Mastografía por emisión de positrones	31
1.6.1. Funcionamiento del PEM	32
1.6.2. Características del PEM	33
2. Cálculo de blindajes	35
2.1. Distancia	35
2.2. Factores de reducción de equivalente de dosis	36
2.3. Cálculo de equivalente de dosis	37
2.4. Dosis objetivo, factor de ocupación y factor de transmisión	38
2.5. Grosor de blindaje	40
3. Verificación de blindajes con TLD-200	43
3.1. Selección y caracterización de dosímetros	43
3.1.1. Homogeneidad	43
3.1.2. Reproducibilidad	44

3.2. Calibración	44
3.2.1. Curva de calibración	44
3.2.2. Curva de calibración a otra energía	45
3.3. Equivalente de dosis personal	47
4. Metodología experimental	49
4.1. Cálculo de blindajes	49
4.1.1. Área del PEM. Colindancias y distancias	49
4.1.2. Cálculo de equivalente de dosis	50
4.2. Verificación de blindajes	52
4.2.1. Tratamiento térmico y lectura de dosímetros	52
4.2.2. Homogeneidad, reproducibilidad y calibración	53
4.2.3. Medición del equivalente de dosis con TLD-200	54
5. Cálculos y resultados	58
5.1. Cálculo de blindajes	58
5.2. Verificación de los blindajes	60
Discusión	66
Conclusión	68
A. Homogeneidad y reproducibilidad	69
B. Calibración	74
C. Mediciones	75
Bibliografía	76

Resumen

El propósito de este trabajo fue realizar el cálculo de grosores de blindaje necesarios para un área del Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (INCan), en la cual se alojará un mastógrafo por emisión de positrones Naviscan PEM Flex Solo II. Posteriormente, ya instalados los blindajes, se realizaron mediciones utilizando dosímetros termoluminiscentes TLD 200.

Para la parte de cálculo de blindajes, la metodología se basó en “PET and PET/CT Shielding Requirements” del Grupo de Trabajo 108 de la “American Association of Physicists in Medicine” (AAPM), debido a que el PEM es un equipo con tecnología PET enfocado específicamente a la mama. Considerando los límites de dosis establecidos en el ICRP 103, se determinó que solo era necesario colocar blindaje de 2.98 cm de concreto baritado a una barrera y 9.19 cm de concreto al techo del cuarto de inyección.

Los resultados de los cálculos de blindaje se tomaron como referencia para la construcción de los blindajes del área donde permanecerá el PEM. Se instalaron blindajes de 1 mm de plomo para las puertas y se construyeron blindajes de 3 cm de concreto baritado para todas las paredes del área. A los techos de los cuartos de inyección y adquisición no se les colocó blindaje debido a que están hechos de 12 cm de grosor de concreto.

Ya construidos los blindajes, se procedió a su verificación por medio de dosimetría termoluminiscente. Se realizaron mediciones en las condiciones en que se calcularon los blindajes, colocando los dosímetros en los puntos de cálculo.

Se verificaron exitosamente los blindajes ya que se encontraron mediciones menores a los límites de dosis semanales obtenidas de los establecidos por la norma internacional ICRP 103.

Introducción

La medicina nuclear es una rama de la medicina que usa radiofármacos que se incorporan en el paciente. La radiación ionizante que emiten se puede utilizar para imagenología o terapia. Las imágenes metabólicas generadas por esta disciplina, se originan al rastrear procesos biológicos a nivel molecular.

Las técnicas de imagenología en medicina nuclear son la gammagrafía, la tomografía por emisión de fotón único (SPECT, Single Photon Emission Computed Tomography) y la tomografía por emisión de positrones (PET, Positron Emission Tomography). El principio básico de éstas es el uso de detectores que registran, la radiación emitida desde el interior del paciente. La emisión de la radiación permite conocer la distribución de concentración del material radiactivo, la cual depende de los procesos biológicos a observar y del tipo de material que se ha incorporado al paciente, con la finalidad de descubrir cambios metabólicos o funcionales que pueden estar asociados con una patología.

Una técnica PET de reciente creación es la mastografía por emisión de positrones (PEM, Positron Emission Mammography), específica para la mama y auxiliar a la mamografía digital convencional mediante rayos X.

El Instituto Nacional de Cancerología, como institución líder en México en investigación, diagnóstico y tratamiento del cáncer, ha adquirido un mastógrafo por emisión de positrones, el primero en su tipo en el país. Al adquirirse un equipo generador de radiación ionizante o un equipo que haga uso de material radiactivo, como este es el caso, se debe obtener una licencia de operación otorgada por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS).

Entre los requisitos para la obtención de la licencia se encuentran el desarrollo de un programa de calidad y protección radiológica que permitan la optimización del uso de las radiaciones ionizantes, así como el diseño y construcción de instalaciones físicas que permitan cumplir con los requerimientos de seguridad radiológica, incluyendo la limitación de dosis al personal, a los pacientes y al público en general. Esto se logra mediante la colocación de blindajes que atenúan la radiación hasta cumplir con los límites de dosis establecidos en el Reglamento General de Seguridad Radiológica, que es la normativa vigente en México.

Los blindajes son diseñados a partir de cálculos que consideran las características radiológicas de las fuentes radiactivas y los procedimientos que se ejecuten con éstas.

Este trabajo tiene como objetivo diseñar los blindajes para la instalación que alojará el PEM, así como, la validación de los blindajes, mediante dosimetría termoluminiscente, de tal manera de asegurar que cumplan con su función de protección a los niveles establecidos.

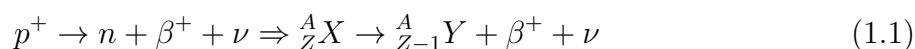
Capítulo 1

Conceptos básicos

1.1. Emisión de positrones y aniquilación de pares

1.1.1. Transformación beta positiva

Una transformación nuclear ocurre cuando un núcleo radiactivo cambia en su composición o en su nivel de energía, emitiendo energía en forma de partículas o fotones, de tal forma que termina en una configuración más estable. Existen varias transformaciones nucleares, no obstante, la que nos compete en este trabajo es la transformación beta positiva. En esta transformación nuclear, un protón se transforma en un neutrón, un positrón (β^+) y un neutrino, lo que implica que el núcleo padre (X) se transforma al núcleo hija (Y), con la misma masa atómica A, pero con una disminución en el número atómico por una unidad, emitiendo un positrón (β^+) y un neutrino (ν). La transformación se representa en la ecuación 1.1. [Khan]



Para el caso del flúor 18, que es el emisor de positrones de mayor uso en PET, se tiene que la transformación está descrita por la ecuación 1.2. En la figura 1.1 se esquematiza la transformación beta positiva del flúor 18. El núcleo hija es el oxígeno 18, el cual es estable.

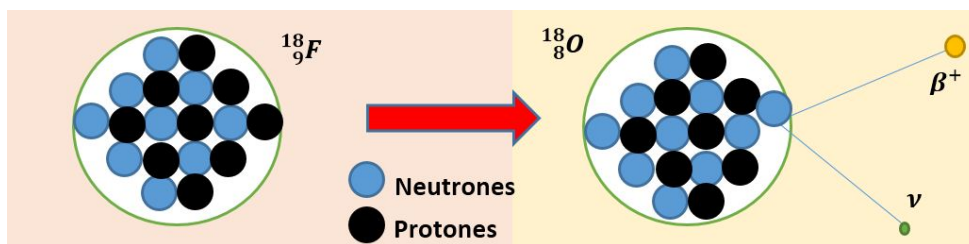


Fig. 1.1: Transformación beta positiva del flúor 18.

Por conservación de energía, se define el valor Q de la transformación como la energía liberada en la transformación. Se muestra en la ecuación 1.3 el valor Q de la transformación del flúor 18. Esta energía resulta de la diferencia de masas iniciales y finales, la cual se distribuye como energía cinética entre los componentes finales de la transformación, en este caso el núcleo hija, el positrón y el neutrino. [Podgorsak]

$$Q_{\beta^+} = K(\beta^+) + K(\nu) = [M(^{18}_9F) - M(^{18}_8O) - 2m_e]c^2 = 0.634 \text{ MeV} \quad (1.3)$$

Donde M representa las masas atómicas de los núclidos y m_e es la masa del electrón, que es la misma que la del positrón. Las letras K representan las energías cinéticas del positrón y el neutrino, y se asume que el núcleo resultante (hija) no se mueve.

La distribución de energía de las partículas resultantes tiene un comportamiento estocástico, por lo que el espectro de energía de los positrones y neutrinos es continuo. Los positrones tendrán una energía cinética con valores desde casi cero hasta el valor Q , debido a que la energía máxima disponible en la transformación es el valor Q . El valor mínimo de esta energía cinética no es cero, debido a que el positrón después de ser expulsado del núcleo es repelido por éste al tener la carga del mismo signo que los protones en el núcleo. En la figura 1.2 se muestra la forma del espectro de energía. [Podgorsak]

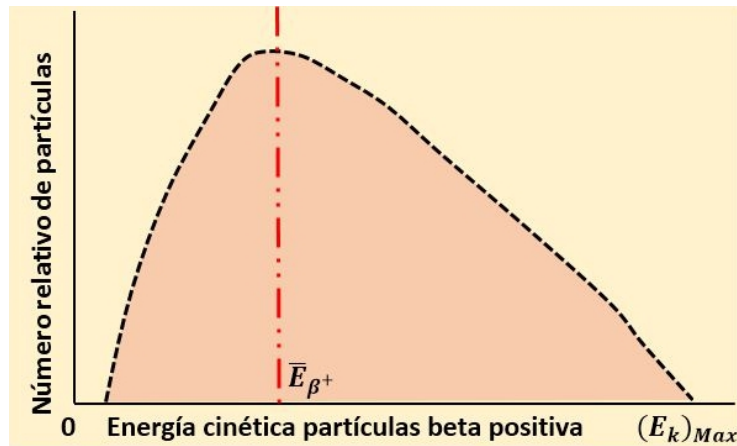


Fig. 1.2: Espectro de energía del positrón.

El valor Q es característico de cada transformación, debido a que depende de las masas de los núcleos padre e hija en ella, ver ecuación 1.3. La energía promedio del positrón tiene un valor aproximado dado por la ecuación 1.4. [Podgorsak, Martin]

$$\bar{E}_{\beta^+} \approx \frac{E_{\beta^+}^{max}}{3} \quad (1.4)$$

Para el caso de la transformación del flúor 18, la energía promedio del positrón es el valor Q dividido entre 3, es decir 211 keV.

1.1.2. Actividad, decaimiento radiactivo y vida media

No todos los átomos en una muestra de material radiactivo se transforman a la vez. Existe una probabilidad de que cada núcleo se transforme y está dada por la constante de decaimiento radiactivo (λ). Dicha constante es característica del radionúclido, tiene unidades de inverso de tiempo (s^{-1}) y multiplicada por el número de núcleos radiactivos

presentes en la muestra da como resultado el valor esperado de transformaciones por unidad de tiempo, ver ecuación 1.5. [Attix, Martin, Podgorsak, Turner]

$$\mathcal{A} = -\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (1.5)$$

La unidad de la actividad es el becquerel (Bq), que equivale a una transformación por segundo. La unidad antigua, que se sigue utilizando por comodidad, es el curie (Ci), el cual equivale a $3.7 \times 10^{10} Bq$.

En la ecuación 1.5, se escribió la actividad como la diferencial negativa de N con respecto al tiempo, ya que va disminuyendo conforme se van transformando los núcleos y depende de la constante de decaimiento radiactivo y el número de núcleos radiactivos. Resolviendo la ecuación diferencial 1.5 se obtiene la ecuación 1.6, tomando las condiciones iniciales $\mathcal{A}_0 = \lambda N_0$ al tiempo $t = 0$. [Attix, Martin, Podgorsak, Turner]

$$\mathcal{A} = \lambda N = \mathcal{A}_0 e^{-\lambda t} \quad (1.6)$$

Tomando la ecuación 1.6 y sustituyendo una actividad al tiempo $t_{1/2}$ igual a la mitad de la actividad inicial, se obtiene la ecuación 1.7, de donde se despeja $t_{1/2}$. Esta última representa el tiempo que debe transcurrir para que la actividad disminuya a la mitad de su valor inicial, a dicho tiempo se le llama vida media y es característico de cada radionúclido.

$$\mathcal{A}(t_{1/2}) = \frac{\mathcal{A}_0}{2} = \mathcal{A}_0 e^{-\lambda t_{1/2}} \rightarrow t_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad (1.7)$$

A la disminución de la actividad o del número de núcleos radiactivos con respecto al tiempo relativos a los valores iniciales se le llama decaimiento radiactivo, en la figura 1.3 se muestra el cambio de actividad $\mathcal{A}(t)$ normalizada con respecto a \mathcal{A}_0 en función de la vida media. [Turner]

1.1.3. Interacción del positrón con la materia

Las partículas cargadas son directamente ionizantes, debido a que su carga interacciona con los átomos del medio produciendo ionización y excitación electrónica. Debido a la carga del positrón, al salir del átomo con una energía cinética inicial T , interacciona con los electrones de los átomos que conforman el medio donde se encuentra. Conforme va avanzado, por cada interacción va perdiendo energía cinética hasta detenerse. A la rapidez de pérdida de energía por unidad de longitud de la trayectoria recorrida se le llama poder de frenado lineal, el cual se muestra en la ecuación 1.8, junto con sus unidades. [Attix]

$$-\left(\frac{dT}{dx}\right) \left[\frac{MeV}{cm}\right] \quad (1.8)$$

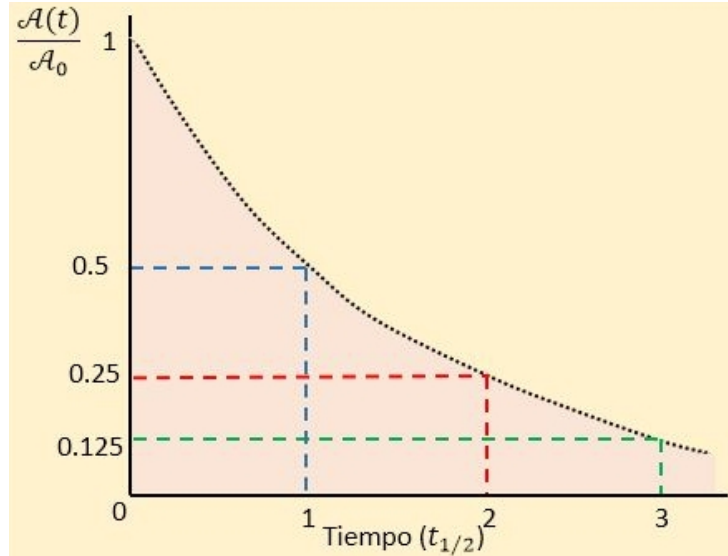


Fig. 1.3: Cambio de actividad con respecto a su valor inicial en función de la vida media.

El poder de frenado másico (S) resulta de dividir el poder de frenado lineal por la densidad del medio. Está compuesto por dos procesos de pérdida de energía, la radiativa (S_{rad}) y la de colisión (S_{col}), ver ecuación 1.9. [Attix]

$$S = - \left(\frac{dT}{\rho dx} \right) = S_{col} + S_{rad} \quad (1.9)$$

El poder de frenado radiativo es debido a las interacciones coulombianas de la partícula cargada con los núcleos del medio. Las partículas, al pasar cerca de los núcleos son frenadas, emitiendo fotones de frenado o bremsstrahlung. Las partículas cargadas pesadas, como los protones y partículas alfa (α), son mucho más difíciles de frenar debido a su gran masa con respecto a la de las partículas cargadas ligeras (electrones y positrones). Por lo tanto, las partículas cargadas pesadas tienen un poder de frenado radiativo despreciable.

1.1.4. Alcance y aniquilación del positrón

Conforme va avanzando el positrón va perdiendo energía cinética, debido a las interacciones con los electrones y núcleos del medio. Antes de detenerse, el positrón habrá recorrido una distancia que depende de la energía cinética inicial del positrón, así como del medio donde se encuentra. El alcance R se define como la longitud que atraviesa en el medio la partícula hasta detenerse. En el caso de los positrones, a diferencia de las partículas pesadas, el alcance es un indicador inexacto de la profundidad a la que llegan en un medio debido a que, al tener una masa muy pequeña son más fáciles de desviar en comparación con las partículas pesadas, sus trayectorias son muy caóticas. [Turner]

Tomando la aproximación de frenado continuo (CSDA, continuous slowing down approximation), la cual supone que las pérdidas de energía son graduales y continuas conforme

la partícula se mueve a través del medio, se obtiene el alcance CSDA, ver ecuación 1.10. Los valores mostrados requieren ser multiplicados por la densidad del agua para obtener una distancia como tal. [Attix]

$$R_{CSDA} = \int_0^{T_0} \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)^{-1} dT \quad [g/cm^2] \quad (1.10)$$

Dado que el poder de frenado es muy parecido para electrones y positrones, cuando se habla del alcance del positrón generalmente se utilizan los alcances de los electrones, ver tabla 1.1. [Attix]

Tabla 1.1: Alcance de positrones en agua.

Energía [MeV]	Alcance CSDA [$10^{-1}g/cm^2$]
0.5	1.766
0.6	2.65
0.7	2.778

El positrón creado por una transformación nuclear, que pierde energía por interacciones radiativas y de colisión, recorre una cierta distancia hasta perder toda su energía cinética. Entonces, al ser una partícula cargada positivamente, interacciona con un electrón libre del medio produciendo la aniquilación de ambas partículas y cuya energía se emite en forma de dos fotones de 0.511 MeV.

Por conservación de la energía y de momento lineal, los fotones son emitidos con un ángulo de 180° entre ellos, ver figura 1.4, sin embargo puede existir un momento residual que provoca que los fotones de aniquilación no se emitan exactamente 180° .

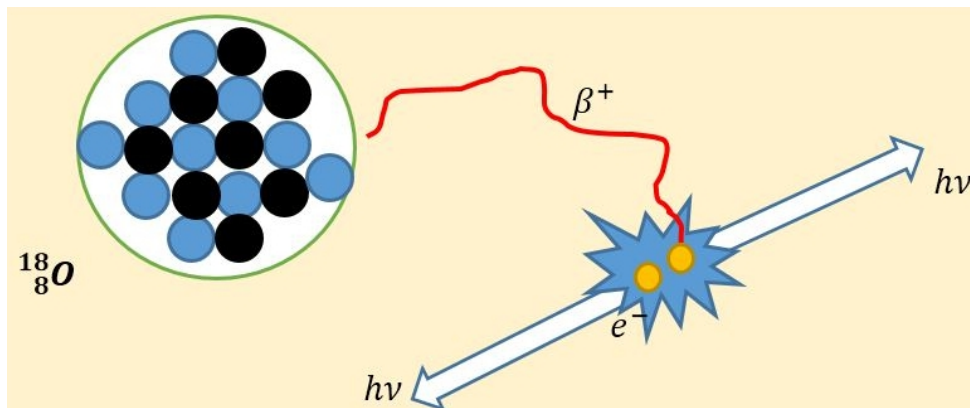


Fig. 1.4: Aniquilación del par electrón - positrón.

1.2. Interacción de los fotones de aniquilación con la materia

Los fotones, a diferencia de las partículas cargadas, son partículas indirectamente ionizantes y se necesitan dos pasos para producir ionización y excitación en el medio. El primer paso consiste en liberar una partícula cargada para que, en el segundo paso, ésta produzca la ionización y la excitación. Existen diferentes procesos de interacción de los fotones con la materia, la probabilidad de que suceda cada uno de ellos depende de la energía de los fotones y del número atómico del medio. Sin embargo, los procesos relevantes para los fotones de aniquilación son el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico, debido a la energía de los fotones de aniquilación (0.511 MeV), ver figura 1.5. [Evans]

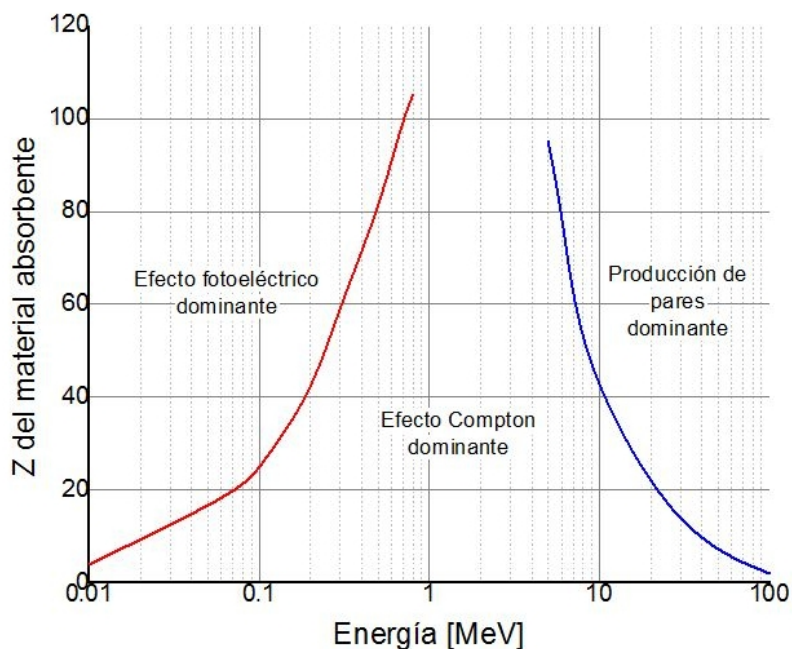


Fig. 1.5: Interacción dominante en términos de energía del fotón y del Z del material absorbente.

1.2.1. Efecto Compton

Consiste en la interacción de un fotón con un electrón “libre” y en “reposo”, que absorbe totalmente el fotón incidente, produciendo la dispersión del electrón y la emisión de un nuevo fotón con energía menor al incidente. Con el termino electrón “libre” se hace referencia a un electrón que se encuentra debilmente ligado a un átomo y con el de electrón en “reposo” se hace la aproximación de que su momento lineal es cero, es decir que el electrón es de las capas externas o de valencia del átomo, de otra forma la ecuación que describe el efecto Compton no es válida. Se muestra un esquema del efecto Compton, que también se le llama dispersión Compton, en la figura 1.6. [Attix, Martin, Podgorsak, Turner]

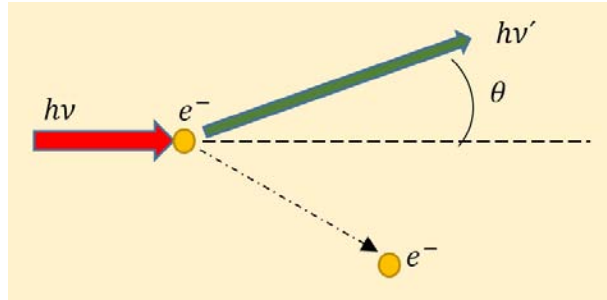


Fig. 1.6: Efecto Compton.

El fotón incidente tiene energía $h\nu$, el fotón dispersado tiene energía $h\nu'$ y se dispersó un ángulo θ con respecto a la línea de incidencia del fotón. La energía del fotón dispersado está dada por la ecuación 1.11, donde $m_e c^2$ es la energía proveniente de la masa en reposo del electrón. [Attix]

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + (h\nu/m_e c^2)(1 - \cos \theta)} \quad (1.11)$$

Como resultado del efecto Compton, se tiene un nuevo fotón con energía menor que puede interactuar con otros electrones y el electrón dispersado puede tener otras interacciones con el medio.

1.2.2. Efecto fotoeléctrico

Un fotón que incide en un electrón ligado a un átomo en las capas K o L, es absorbido completamente, cediéndole toda su energía al electrón. Parte de esa energía es utilizada para liberar al electrón, el resto pasa a ser la energía cinética del electrón liberado, ver figura 1.7. [Attix]

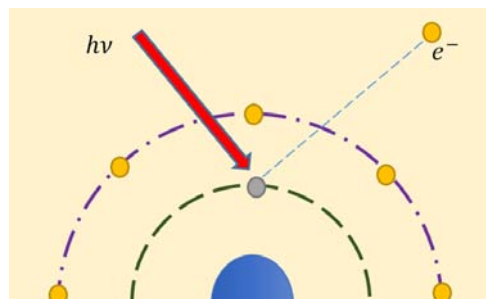


Fig. 1.7: Efecto Fotoeléctrico.

La energía que tendrá el electrón liberado E_e será la energía del fotón incidente $h\nu$ menos la energía ligadura de la capa K o L $(E_b)_{K o L}$, suponiendo que la energía cinética de retroceso del núcleo es despreciable, ver ecuación 1.12. [Attix, Martin, Podgorsak, Turner]

$$E_e \approx h\nu - (E_b)_{K \text{ o } L} \quad (1.12)$$

La probabilidad de interacción del fotón con un electrón de la capa K es aproximadamente del 90 %, el resto con la capa L. Como resultado de esta interacción, se crea una vacancia debido al electrón liberado, la cual es llenada por un electrón que se desplaza a la vacancia desde una capa superior. Debido a la transición de capas, el electrón tiene un exceso de energía que es emitido en forma fotón. Este fotón se llama rayo X característico.

1.2.3. Coeficiente total de atenuación

Como el fotón tiene diferentes procesos de interacción con la materia, es necesario mostrar la probabilidad total de interacción, con este propósito se define el coeficiente de atenuación másico total, el cual es independiente de la densidad del medio, pero dependiente del número atómico Z y el número de masa A del medio.

Para el efecto fotoeléctrico, el coeficiente de atenuación másico es función de la Z del medio y de la energía del fotón; mientras que para el efecto Compton es función de la densidad electrónica y de la energía del fotón. Denotando al coeficiente de atenuación másico para el efecto fotoeléctrico por $\frac{\tau}{\rho}$ y para el efecto Compton por $\frac{\sigma}{\rho}$, el coeficiente de atenuación másico total $\frac{\mu}{\rho}$ es la suma de cada uno de los coeficientes de atenuación por cada efecto, ver ecuación 1.13. [Attix]

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} \quad (1.13)$$

El coeficiente lineal de atenuación μ , es el coeficiente de atenuación másico multiplicado por la densidad, ver ecuación 1.14. [Attix]

$$\mu = \left(\frac{\mu}{\rho} \right) \rho \quad [1/cm] \quad (1.14)$$

1.2.4. Coeficientes de transferencia y absorción de energía másicos

La energía transferida promedio \overline{E}_{tr} es la energía promedio que los fotones ceden como energía cinética a partículas cargadas liberadas o producidas en el medio. Entonces la fracción de energía transferida promedio es el cociente de la energía transferida promedio y la energía de los fotones incidentes $h\nu$, por lo que se define el coeficiente de transferencia de energía másico como lo muestra la ecuación 1.15. [Podgorsak]

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{\overline{E}_{tr}}{h\nu} \quad (1.15)$$

1.2. INTERACCIÓN DE LOS FOTONES DE ANIQUILACIÓN CON LA MATERIA

La energía absorbida promedio \overline{E}_{ab} es la energía promedio transferida de las partículas cargadas secundarias al medio, es decir, la energía absorbida promedio del medio. Por lo que se define el coeficiente de absorción de energía másico como se muestra en la ecuación. [Podgorsak]

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{\overline{E}_{ab}}{h\nu} \quad (1.16)$$

Ambos coeficientes de energía másicos están relacionados como se observa en la ecuación 1.17.

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot (1 - g) \quad (1.17)$$

Donde g representa la fracción de energía que las partículas cargadas secundarias pierden por procesos radiativos.

1.2.5. Atenuación de los fotones

El coeficiente lineal de atenuación es la probabilidad de ocurrencia de interacción de los fotones con el medio, que hace que el número de fotones cambie conforme se adentran al él. La ley de atenuación de fotones, ver ecuación 1.18, permite calcular el número de fotones o la intensidad de radiación que atraviesa un medio material de un grosor dado. Sin tomar en cuenta la radiación secundaria dispersa, considerando una geometría de haz angosto y que el haz es mono energético. [Attix]

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.18)$$

De donde la I_0 es la intensidad inicial, I la intensidad después de atravesar el material, μ es el coeficiente de atenuación lineal y x es el grosor del material. Como se puede observar, la intensidad final o número de fotones es menor que el inicial.

Se define la capa hemirreductora, HVL por sus siglas en inglés Half Value Layer, como el grosor de cierto material necesario para disminuir a la mitad el número de fotones o intensidad de radiación incidente, ver ecuación 1.19. [Attix]

$$\frac{I_0}{2} = I_0 e^{-\mu HVL} \rightarrow HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (1.19)$$

En la figura 1.8 se muestra el cambio en la intensidad de fotones en relación a la capa hemirreductora.

Se define la capa decirreductora, TVL por sus siglas en inglés Tenth Value Layer, el grosor de algún material que reduce a la décima parte del número de fotones o intensidad de radiación incidente, ver ecuación 1.20. [Attix]

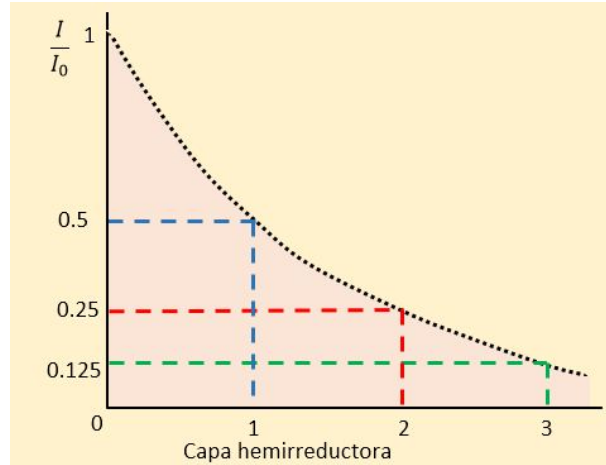


Fig. 1.8: Atenuación de fotones y capa hemirreductora.

$$\frac{I_0}{10} = I_0 e^{-\mu HVL} \rightarrow TVL = \frac{\ln(10)}{\mu} \quad (1.20)$$

1.3. Dosimetría de la radiación

Cuando se habla de dosimetría, se hace referencia a la medición o cálculo de la tasa de dosis, la dosis absorbida, la exposición, el kerma, la fluencia, la dosis equivalente, la energía impartida, así como cualquiera de las otras magnitudes radiológicamente pertinentes resultantes de la interacción de la radiación ionizante con la materia. Generalmente, se mide o calcula una magnitud y se deriva otra de ella a través de los cálculos basados en las relaciones definidas previamente.

1.3.1. Magnitudes y unidades dosimétricas

Fluencia de partículas y Fluencia de energía

La fluencia de partículas ϕ se define como el número de partículas dN que atraviesan el área transversal de una esfera dA , ver ecuación 1.21. [IAEA H]

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad [1/m^2] \quad (1.21)$$

La fluencia de energía se define en términos de la energía radiativa incidente dE sobre el área transversal de una esfera dA , ver ecuación 1.22. [IAEA H]

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad [J/m^2] \quad (1.22)$$

1.3. DOSIMETRÍA DE LA RADIACIÓN

Para haces mono energéticos de energía E , la fluencia de energía se puede escribir en términos de la fluencia de partículas, como lo muestra la ecuación 1.23. [IAEA H]

$$\Psi = \frac{dE}{dA} = E \frac{dN}{dA} = E\phi \quad (1.23)$$

Exposición

La exposición X se define como el cociente de dQ y dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo producidos en el aire cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por los fotones que atraviesan una masa de aire dm son completamente frenados en aire. Ver ecuación 1.24. [IAEA H]

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [C/kg] \quad (1.24)$$

Una unidad antigua, pero todavía en uso es el roentgen R . $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$.

Dosis absorbida

Es la energía impartida ε por la radiación ionizante por unidad de masa m , ecuación 1.25. [IAEA H]

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad [Gy] \quad (1.25)$$

La energía impartida ε es la suma de la energía entrante al volumen de interés menos la energía que deja el volumen. Su unidad es el gray (Gy) que equivale a un J/kg .

Kerma

Es la energía transferida dE_{tr} de la radiación indirectamente ionizante a partículas cargadas en el medio de masa dm , ecuación 1.26. [IAEA H]

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [Gy] \quad (1.26)$$

Otra forma de escribir al kerma es en términos de la fluencia de energía como lo muestra la ecuación 1.27, donde el coeficiente de atenuación másico de transferencia de energía depende del material y de la energía de los fotones. [IAEA H]

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (1.27)$$

Dado que, la energía transferida a los electrones puede ser perdida por colisiones y por procesos radiativos, se tiene que el kerma está compuesto por dos partes, el kerma de colisión y el kerma radiativo, ver ecuación 1.28. [IAEA H]

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (1.28)$$

La fracción de la energía transferida a electrones que es perdida en procesos radiativos se denota con la fracción radiativa g . Por lo que el kerma radiativo se escribe como en la ecuación 1.29. [IAEA H]

$$K_{rad} = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) g \quad (1.29)$$

Por lo que el kerma de colisión se escribe en términos de la fluencia de energía como muestra la ecuación 1.30. [Attix]

$$K_{col} = K(1 - g) = \Psi \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right) \quad (1.30)$$

1.3.2. Dosímetros termoluminiscentes

Al dispositivo, instrumento o sistema que permita medir o evaluar, directa o indirectamente, las magnitudes radiológicas o dosimétricas se le llama dosímetro. Al dosímetro junto con su lector se le llama sistema de dosimetría. Existen diferentes tipos de dosímetros como lo son las cámaras de ionización, películas de tintes radiocrómicos, termoluminiscentes, óptico luminiscentes, gel, etc.

Los termoluminiscentes son dosímetros pasivos debido a que no utilizan medios electrónicos para registrar la respuesta termoluminiscente a la radiación y posteriormente leerlos. No son adecuados para medir tasa de dosis por ejemplo, pero si para la medición de dosis integrada. [Ahmed]

Funcionamiento de los dosímetros termoluminiscentes

Los dosímetros termoluminiscentes (TLD, ThermoLuminescent Dosimeters) son cristales semiconductores con impurezas. Al ser un semiconductor, existe una brecha entre la banda de conducción y la banda de valencia, entre ellas se encuentran las trampas de electrones y los centros luminiscentes, ambas originadas por las propiedades de las impurezas del dosímetro. Al incidir la radiación ionizante sobre el dosímetro, se liberan electrones con la suficiente energía para llegar a la banda de conducción, donde son atrapados en la trampas de electrones; por otro lado, la vacancia que queda en la banda de valencia migra hacia la brecha, quedándose en el centro de luminiscencia, ver figura 1.9 izquierda. [Attix, Furetta, IAEA H]

Al excitar por medio de un agente externo al cristal, se le transfiere energía al electrón atrapado para que se libere, saliendo a la banda de conducción y posteriormente cae al centro de luminiscencia, donde se encuentra la vacancia, emitiendo energía electromagnética debido a la diferencia de nivel de energía, ver figura 1.9 derecha. Este fenómeno de emisión de energía se conoce como luminiscencia y si el agente externo es el calor, es decir se liberan

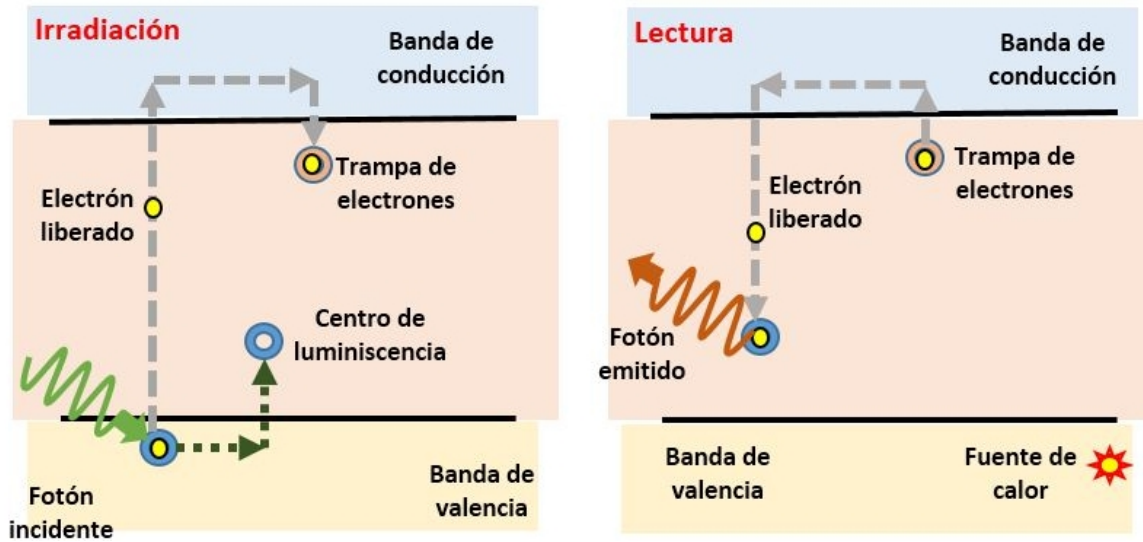


Fig. 1.9: Funcionamiento del dosímetro termoluminiscente.

los electrones atrapados al calentar el cristal, entonces se llama termoluminiscencia. Las energías de emisión, las temperaturas de calentamiento, el rango de operación y la señal de respuesta dependen de la composición química del dosímetro, así como de las impurezas. [Attix, Furetta, IAEA H]

1.3.3. Propiedades de los dosímetros termoluminiscentes

Cada tipo de dosímetro tiene sus propiedades muy bien definidas, el tipo de radiación a la cual pueden ser expuestos, sensibilidad y respuesta, así como el rango en el cual puede ser utilizado, propiedades a tomar en cuenta para escoger el dosímetro.

Sensibilidad y dependencia energética

La sensibilidad se refiere al tamaño de la respuesta del dosímetro con respecto a un punto de referencia, si es más sensible la respuesta será mayor, lo que permitirá diferenciar con más facilidad las señales debidas a alguna irradiación y la debida al fondo natural de radiación. Se suele hacer referencia de la sensibilidad a la energía del cobalto 60 (^{60}Co , 1.25 MeV) relativa al TLD-100, ver tabla 1.2. [Thermo, Zoetelief]

La dependencia energética del dosímetro representa el cambio en el tamaño de la respuesta de los dosímetros debido a la energía de los fotones que inciden en él. En la figura 1.10, se muestran las dependencias de la respuesta del TLD por unidad de kerma en aire con la energía de los fotones incidentes, normalizadas con respecto a 1 MeV. En esta figura se observa que para algunos de los TLD mostrados, la respuesta a energías de algunos keV a unos cientos de keV es mayor que 1, debido al dominio del efecto fotoeléctrico en el material de los dosímetros. En la tabla 1.2, se muestra la respuesta energética a 30 keV con respecto a la de ^{60}Co . [Thermo, Zoetelief]

Tabla 1.2: Propiedades de los dosímetros termoluminiscentes.

	TLD-100	TLD-200	TLD-800	TLD-900
Composición	LiF: Mg, Ti	CaF ₂ : Dy	Li ₂ B ₄ O ₇ : Mn	CaSO ₄ : Dy
Densidad [g/cm ³]	2.64	3.18	2.3	2.61
Z_{Ef}	8.2	16.3	7.4	15.3
Sensibilidad	1	30	0.15	20
Respuesta	1.25	13	0.9	10
Rango	10 μGy a 10 Gy	0.1 μGy a 10 Gy	0.5 mGy a 0.1 MGy	1 μGy a 100 Gy
Desvanecimiento	< 5%/año	$\sim 10\%$ 1 ^{er} mes	$\sim 10\%$ 1 ^{er} mes	$\sim 50\%$ 1 ^{er} dia

Z_{Ef} - Z efectiva, Sensibilidad a ⁶⁰Co relativo a TLD-100, Respuesta energética 30 keV / ⁶⁰Co

Linealidad y rango de uso

La linealidad es la región donde el dosímetro presenta una respuesta lineal en función de la magnitud dosimétrica. Lo anterior no implica que no exista otro comportamiento de la respuesta termoluminiscente, supra lineal o saturación, términos de la exposición, dosis absorbida o kerma en aire.

El rango de uso es el intervalo de la magnitud dosimétrica en el cual, generalmente la respuesta es lineal. El rango de uso de los dosímetros termoluminiscentes se muestran en la tabla 1.2. [Thermo2, Zoetelief]

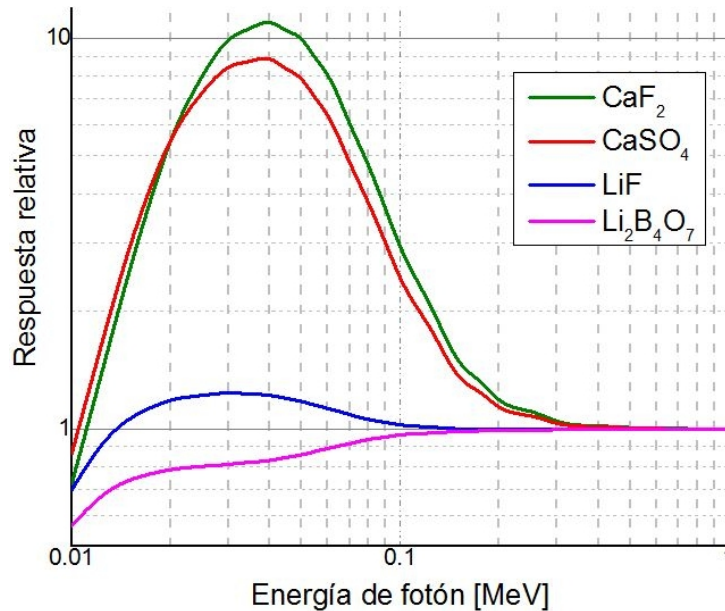


Fig. 1.10: Dependencia energética de la respuesta relativa a kerma en aire de diferentes dosímetros con respecto a fotones de 1 MeV.

Desvanecimiento

Los electrones liberados debido a la radiación y que son atrapados en las trampas de elec-

trones no permanecerán permanentemente en ese estado. Gradualmente se pierde el número de electrones atrapados con el tiempo lo que provoca una disminución en la respuesta del TLD. Cada tipo de dosímetro termoluminiscente tiene su grado de desvanecimiento, por lo que es de suma importancia dicha información. Si la pérdida no es despreciable se tiene que corregir por desvanecimiento. [Attix]

En la tabla 1.2, se muestran el rango de uso y el desvanecimiento de los dosímetros termoluminiscentes. [Thermo2]

Sensibilidad a la luz

Todos los TLD presentan sensibilidad a la luz, especialmente ultravioleta, luz solar y luz fluorescente; lo que provoca un desvanecimiento acelerado o una respuesta del TLD no ocasionada por radiación ionizante. [Attix]

Los dosímetros termoluminiscentes 200 y 400 son muy sensibles a la luz ultravioleta, los TLD-500 a la luz ambiental y los demás no son sensibles. [Thermo2]

1.3.4. Lector de TLD y curva de brillo

Lector de TLD

Un lector de dosímetros termoluminiscentes consiste en una plancheta metálica en donde se coloca el dosímetro, que se calienta gradualmente haciéndole pasar una corriente a través de ella al estar conectada a una fuente de alimentación. La luz emitida por el dosímetro pasa por un filtro óptico, el cual elimina la luz emitida por la plancheta, e incide en un tubo fotomultiplicador (véase sección 1.5.2). El tubo fotomultiplicador convierte la señal luminosa en una señal eléctrica, la cual es amplificada y registrada por un sistema de cómputo, que también registra el aumento gradual de la temperatura de la plancheta por medio de un termopar, ver figura 1.11. [Ahmed]

Curva de brillo

Con los datos de temperatura e intensidad de la luz recabados por el sistema de cómputo, se obtiene la curva de brillo. La intensidad de la luz emitida por el dosímetro termoluminiscente depende de la temperatura a la cual se calienta y de la profundidad de las trampas en las que se encuentran los electrones. La probabilidad de que los electrones sean liberados de las trampas aumenta con la temperatura. La forma de la curva de brillo depende de los materiales con que está hecho el dosímetro, puede presentar varios picos que corresponden a las diferentes trampas, donde la temperatura del máximo de cada pico está relacionada con la profundidad de energía de la trampa, ver figura 1.12. [Thermo2]

A pesar de que se calentaron los dosímetros termoluminiscentes con la plancheta al momento de leerlos, no significa que al ser irradiados nuevamente se obtenga una respuesta termoluminiscente adecuada. Puede quedar señal termoluminiscente remanente de la irradiación anterior, que afectara la señal de la nueva irradiación, por lo cual es necesario

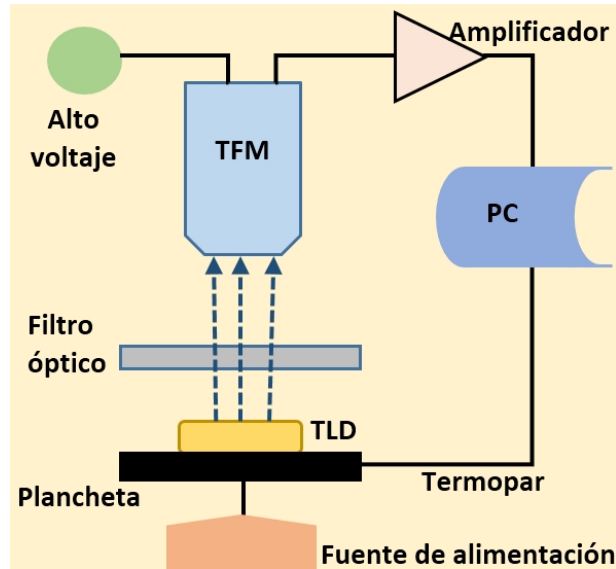


Fig. 1.11: Esquema del lector de TLD.

aplicar un borrado o tratamiento térmico a los dosímetros.

Equilibrio de partículas cargadas

Considerando un dosímetro con volumen sensible v , encapsulado en un material de volumen exterior V , dentro del volumen v existe equilibrio de partícula cargada EPC durante el proceso de irradiación, si cada partícula cargada de un tipo y energía presente que abandona el volumen v es reemplazada por una partícula idéntica de las mismas características que entra al volumen v . Las fronteras entre v y V deben estar separadas al menos por una distancia igual a la distancia máxima de penetración de los electrones secundarios. En condiciones de que exista el equilibrio, se cumple la ecuación 1.31.

$$D = K_{col} \quad (1.31)$$

1.4. Protección radiológica

La protección radiológica es la disciplina encargada del estudio de las propiedades de la radiación ionizante y los efectos que produce, así como de proteger a las personas de los efectos biológicos de la radiación. Dado que se obtiene un beneficio social derivado del uso de las radiaciones ionizantes, también es necesario proteger a los trabajadores que laboren con radiación para llegar así a un equilibrio entre el riesgo que implica el uso de la radiación y los beneficios obtenidos, esta es la función esencial de la protección radiológica.

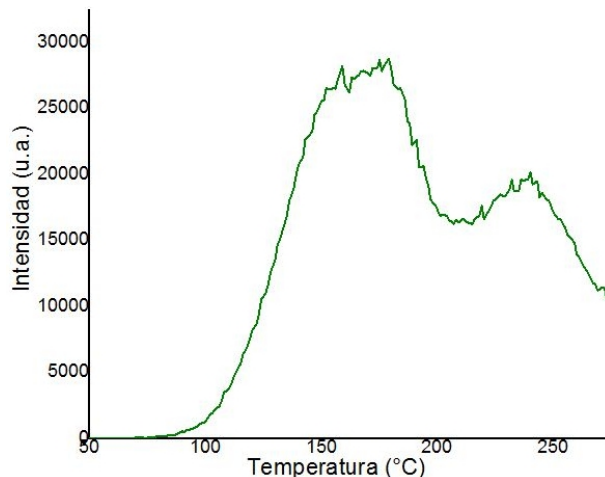


Fig. 1.12: Curva de brillo de TLD-200

1.4.1. Daño en tejido por radiación ionizante

La radiación ionizante al incidir sobre un tejido vivo produce ionización en las células. Todo nuestro cuerpo está formado por átomos que están unidos por medio de enlaces, que a su vez forman las moléculas. Si la radiación interacciona con estas moléculas las ioniza, es decir rompe sus enlaces y al reaccionar se producen otras moléculas. En particular, al interaccionar esta radiación con las moléculas de agua intracelular, se producen radicales libres, que se caracterizan por un electrón desapareado en su estructura, lo que los hace muy reactivos y por lo tanto, reaccionan con moléculas y causan un daño estructural molecular, ver figura 1.13. [Turner, Saha]

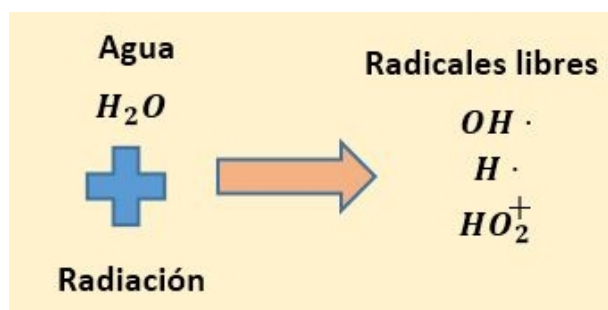


Fig. 1.13: Producción de radicales libres.

En el caso de la interacción de la radiación con la hebra del ADN (Ácido Dextrribonucleico), se produce el rompimiento de una o ambas cadenas que conforman la estructura. Dado que el ADN es la estructura que guarda la información genética, si el proceso de reparación de la cadena no es adecuado, las fallas debido a la errónea secuencia de información se harán más evidentes al replicarse las células.

1.4.2. Efectos deterministas y estocásticos

Los efectos que se producen debido a la exposición a la radiación se dividen en dos tipos. Los efectos deterministas son aquellos que se presentan únicamente en el mismo sujeto que fue expuesto, su gravedad depende fuertemente de la dosis recibida, además de que existe un umbral bajo del cual no se presenta ningún efecto. En cambio, los estocásticos pueden presentarse también en la descendencia del sujeto expuesto. No existe un umbral bajo del cual se asegure que no se produzcan algún efecto. Como ejemplos de efectos deterministas se encuentran las cataratas, el eritema y la esterilidad, en cambio los efectos hereditarios y el cáncer son ejemplos de efectos estocásticos. [ICRP 105, Saha]

Con respecto a lo anterior, la protección radiológica tiene como objetivo evitar la aparición de efectos deterministas y reducir lo más posible la aparición de los efectos estocásticos.

1.4.3. Magnitudes y unidades utilizadas en la protección radiológica

Anteriormente se mencionaron algunas magnitudes dosimétricas y sus unidades, sin embargo, ninguna de ellas toma en cuenta los efectos biológicos producidos. Enseguida se enuncian las magnitudes y unidades utilizadas en Protección Radiológica.

Dosis equivalente

La dosis equivalente en un órgano o tejido, H_T , está definida por la ecuación 1.32.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{R,T} \quad [Sv] \quad (1.32)$$

Donde w_R es el factor de ponderación que depende del tipo de radiación a la que se está exponiendo el tejido T y $D_{R,T}$ es la dosis absorbida por el tipo de radiación R en el tejido T . Se define una nueva unidad llamada sievert (Sv) que equivale a un J/kg. También se le suele llamar como equivalente de dosis. En la tabla 1.3 se muestran los diferentes valores del factor de ponderación para los diferentes tipos de radiación. [ICRP 103]

Tabla 1.3: Factores de ponderación según el tipo de radiación.

Tipo de radiación	Factor de ponderación w_R
Fotones	1
Electrones y muones	1
protones y piones cargados	2
Alfas, fragmentos de fisión e iones pesados	20
Neutrones	Depende de la energía (1 a 20)

Dosis efectiva

La dosis efectiva (E) está definida como la suma ponderada de las dosis equivalentes a

los tejidos por un factor de ponderación w_T que depende de la radiosensibilidad del tejido irradiado, ver ecuación 1.33.

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{R,T} \quad [Sv] \quad (1.33)$$

En la tabla 1.4, se pueden observar los factores de ponderación de los diferentes tejidos. La columna denotada por w_T , corresponde al factor para cada tejido, mientras que la columna Σw_T corresponde a la suma de todos los tejidos. [ICRP 103]

Tabla 1.4: Factores de ponderación según el tipo de tejido.

Tipo de Tejido	w_T	Σw_T
Médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto tejidos	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04	0.16
Superficie de hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0.01	0.04

Equivalente de dosis personal

Es el equivalente de dosis en tejido suave bajo un punto específico en el cuerpo a una profundidad d , se denota por $H_p(d)$, donde d es 10 mm para fotones de energía mayor que 15 keV, 7 mm para fotones de energía menor a 15 keV y 3 mm para radiación beta. El equivalente de dosis personal de la exposición a la radiación penetrante durante el año es la magnitud que se compara con los límites de dosis anuales (dosis efectiva). [IAEA H, IAEA S]

1.4.4. Principios y factores de protección radiológica

Cualquier práctica que haga uso de radiación ionizante debe someterse a los principios de la protección radiológica, que son:

- **Justificación:** Cualquier decisión que altere la situación de exposición a la radiación debería producir más beneficio que daño.
- **Optimización de la protección:** La probabilidad de recibir exposiciones, el número de personas expuestas, y la magnitud de las dosis individuales deben mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.
- **Limitación de dosis:** En situaciones de exposición planificada para fuentes reguladas, que no consistan en exposiciones médicas de pacientes, la dosis total de cualquier individuo no deberá exceder los límites pertinentes establecidos por la autoridad reguladora.

Dentro del principio de la optimización de la protección se hace uso de los tres factores de protección radiológica, los cuales son:

- **Distancia:** Al aumentar la distancia que existe entre la fuente de radiación y los individuos expuestos, se disminuye la intensidad del campo de radiación a la cual se está expuesto. Suponiendo una fuente radiactiva puntual de actividad \mathcal{A} , con una constante gamma específica Γ , la cual es característica del radionúclido, y a una distancia d , la tasa de exposición está dada por la ecuación 1.34.

$$\dot{X} = \frac{\Gamma \cdot \mathcal{A}}{d^2} \quad (1.34)$$

En la ecuación anterior se observa que el valor de la tasa de exposición disminuye conforme aumenta la distancia con respecto a la fuente.

- **Tiempo:** Minimizar el tiempo de exposición resulta en una menor cantidad de dosis absorbida. Al multiplicar el tiempo de exposición t por la tasa de dosis absorbida, se obtiene la dosis absorbida total D , ver ecuación 1.35.

$$D = \dot{D} \cdot t \quad (1.35)$$

- **Blindaje:** La utilización de barreras de ciertos materiales reducen el campo de radiación al que se está expuesto. Aplicando capas hemirreductoras como blindajes se tiene que se reduce idealmente la tasa de exposición como lo muestra la ecuación 1.36, n denota el número de capas hemirreductoras utilizadas.

$$\dot{X} = \frac{\dot{X}_0}{2^n} \quad (1.36)$$

1.4.5. Límites de dosis

El personal ocupacionalmente expuesto (POE) se define como la persona capacitada para el manejo de radiación ionizante y que recibe una paga por ello. En contraste, las demás personas se llaman público en general. Para cada una de las dos figuras anteriores, existe un límite de dosis con base en el principio de limitación de dosis, que tiene como objetivo evitar los efectos deterministas y prevenir lo más posible los efectos estocásticos. Cabe señalar que existen recomendaciones internacionales, de la comisión internacional de protección radiológica [ICRP 103], además de que en cada país pueden existir los propios. En México, los límites de dosis anuales están dados en el Reglamento General de Seguridad Radiológica [RGSR], ver tabla 1.5.

Tabla 1.5: Límites anuales de dosis efectiva.

Fuente	Público en general	POE
ICRP 103	1 mSv	20 mSv
RGSR	5 mSv	50 mSv

Los límites anuales de dosis efectiva para el personal ocupacionalmente expuesto establecidos en el ICRP 103 son el promedio sobre 5 años, sin rebasar 50 mSv en un solo año. Todos los límites de la tabla 1.5 no incluyen exposiciones médicas.

1.5. Legislación mexicana

En México, la Ley Reglamentaria del Artículo 27 Constitucional en Materia Nuclear establece que las instalaciones radiactivas, esto es, aquella en la que se produce, fabrica, almacena o hace uso de material radiactivo deberán contar con sistemas de seguridad radiológica que satisfagan los requisitos establecidos en el Reglamento General de Seguridad Radiológica, vigente hasta la fecha, y cuyos lineamientos están basados en las recomendaciones de la ICRP No. 26.

Esta misma ley establece que las instalaciones radiactivas serán objeto de inspecciones, auditorias, verificaciones y reconocimientos por parte de la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS), para comprobar las condiciones de seguridad radiológica.

Entre las atribuciones de la CNSNS, en relación con las instalaciones, se pueden mencionar las siguientes:

- Vigilar la aplicación de las normas de seguridad radiológica para que el funcionamiento de las instalaciones radiactivas se lleve a cabo con la máxima seguridad para los habitantes del país.
- Expedir, revalidar, reponer, modificar, suspender y revocar, los permisos y licencias requeridos para las instalaciones radiactivas de acuerdo con las disposiciones legales.
- Ordenar y practicar auditorias, inspecciones, verificaciones y reconocimientos para comprobar el cumplimiento y observancia de las disposiciones legales en materia de seguridad radiológica; así como imponer las medidas de apremio y las sanciones administrativas que procedan.

En particular, para hacer uso de material radiactivo es necesaria una licencia otorgada por la CNSNS, la cual depende del tipo de instalación radiactiva, radionúclidos y cantidad de material radiactivo que se va a utilizar.

Existen dos tipos de instalaciones radiactivas:

- Tipo I: instalaciones donde se producen fabrican, almacenan o usan fuentes selladas o dispositivos generadores de radiación ionizante; en las que se extrae o procesa mineral radiactivo, o en las que se tratan, acondicionan o almacenan desechos radiactivos de niveles bajo e intermedio.
- Tipo II: instalaciones en las que se producen, fabrican, almacenan o usan fuentes abiertas. Estas pueden ser del Tipo IIA, IIB o IIC, considerando el tipo y la actividad del radionúclido que se utilice, así como las operaciones que se lleven a cabo con ellas.

La diferencia entre una fuente abierta y una fuente sellada es que en la abierta el material radiactivo durante su utilización puede estar en contacto directo con el medio ambiente, en cambio las fuentes selladas tienen un recubrimiento que impide que lo anterior se produzca.

El Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (INCan) es una instalación en la cual se maneja fuentes abiertas que son introducidas a los pacientes para fines de diagnóstico o terapéuticos. Debido a los radionúclidos y su cantidad, el

INCan tiene una licencia tipo IIB.

Para obtener la licencia de la CNSNS para el uso de material radiactivo se debe entregar entre otras cosas un manual de procedimientos de seguridad radiológica y memoria analítica de los blindajes de la instalación en el que se utilizan o almacenan las fuentes de radiación ionizante, este último realizado por un asesor especializado de seguridad radiológica.

El INCan al adquirir el PEM, se vio en la necesidad de modificar su licencia debido a que debía destinar un área para el uso del PEM, el cual debe contar con los blindajes necesarios. Por lo que para obtener licencia que incluyera el uso del PEM, tenía que entregar una memoria analítica del área del PEM.

En el Reglamento General de Seguridad Radiológica, en el artículo 110, establece que en el diseño de las instalaciones radiactivas se deberán tomar en consideración entre otros aspectos los siguientes: carga de trabajo, materiales de construcción de las barreras primarias y secundarias, distancias de la fuente a las áreas ocupadas por individuos, factores de ocupación de las áreas adyacentes a la instalación.

Una barrera primaria es el blindaje de la instalación sobre el cual puede incidir directamente, en un momento dado, el haz útil producido por el equipo de rayos X. Para instalaciones de material radiactivo, todas las barreras se consideran primarias.

Como blindaje se entiende aquel material empleado para atenuar la intensidad de las radiaciones al interponerse en su trayectoria.

En este trabajo, se realizaron los cálculos de blindajes necesarios para asentar en la memoria analítica y respaldar la instalación de los blindajes necesarios para el área del PEM.

1.6. Mastografía por emisión de positrones

El mastógrafo por emisión de positrones (PEM) utiliza la misma tecnología que el tomógrafo por emisión de positrones (PET), sin embargo el PEM es específico para la mama.

Al igual que el PET, el PEM no es un equipo generador de radiación, depende de la administración a la paciente de un radiofármaco marcado por un radionúclido emisor de positrones. Los positrones emitidos se aniquilan con los electrones atómicos generando dos fotones emitidos en direcciones opuestas con una energía de 511 keV cada uno. Los fotones son detectados por el PEM para la generación de las imágenes clínicas.

Los estudios típicos que se realizan utilizando el PEM necesitan una actividad promedio de 74 MBq (2 mCi) de ^{18}F -FDG (Fluor Desoxiglucosa) que se administra de forma intravenosa. La paciente permanece en reposo por un periodo máximo de una hora, tiempo en el cual se garantiza una distribución del radiofármaco en todo el cuerpo. Después, la

paciente pasa a la sala de imagen, donde se utiliza el PEM para realizar el estudio; cabe destacar que el PEM debe estar en una sala distinta a la sala de espera de los pacientes inyectados para reducir la radiación de fondo que puede alterar los resultados. El tiempo máximo de adquisición de las imágenes es de 30 minutos.

1.6.1. Funcionamiento del PEM

La detección de los fotones de aniquilación se lleva a cabo en dos detectores colocados dentro de las dos paletas que comprimen la mama. Esto hace posible la detección de los 2 fotones de aniquilación provenientes del paciente, lo que permite trazar una línea de respuesta (LOR) que define un volumen en el evento de aniquilación acontecido.

El detector consta de un arreglo de cristales centelladores acoplados a un sistema de amplificación y transmisión de la señal formado por tubos fotomultiplicadores que transforman la señal luminosa del cristal en una señal eléctrica. En la figura 1.14 se muestra un esquema del acoplamiento. El detector de centelleo es un cristal inorgánico que es excitado por el depósito de energía de los fotones de aniquilación y se desexcita emitiendo luz y radiación ultravioleta. El depósito de energía es a través de la interacción de los fotones con la materia, para fotones de 511 keV por los efectos fotoeléctrico y Compton. El electrón liberado o dispersado en el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton excitan al centellador el cual emite fotones luminosos. En el efecto Compton se emite también un nuevo fotón de energía menor, se pueden producir centros de centelleo adicionales, mediante nuevas interacciones fotoeléctricas y Compton, que producen la reducción en la exactitud de localización del sitio de aniquilación.

A los centelladores inorgánicos se les añaden pequeñas impurezas llamadas activadores, los cuales modifican la estructura de bandas del cristal puro con el fin de crear sitios especiales en la red cristalina, logrando la existencia de estados de energía en la zona prohibida y a través de la cual los electrones pueden desexcitarse y regresar a la banda de valencia. Esto ocurre de la misma forma que en los dosímetros termoluminiscentes, pagina 22 y la figura 1.9, con la diferencia que en este caso la liberación de la luz no necesita de un calentamiento del material. [Ahmed]

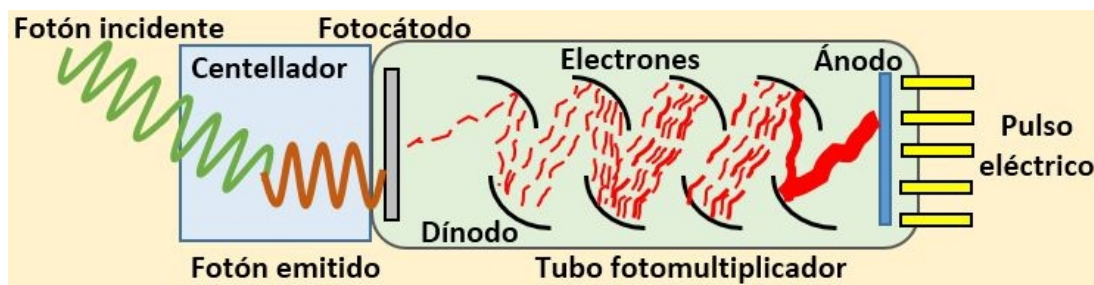


Fig. 1.14: Esquema de acoplamiento del cristal centellador y tubo fotomultiplicador.

Los tubos fotomultiplicadores (TFM) consisten en un cristal al alto vacío con una ventana de transmisión de luz; contienen un fotocátodo, una serie de electrodos (dínodos) y un ánodo. Los fotones ultravioleta del centellador entran por la ventana del tubo fotomultiplicador e interactúan con un fotocátodo por medio del efecto fotoeléctrico. Los electrones liberados son acelerados en un primer dínodo, en el cual se liberan electrones secundarios de baja energía que son acelerados por el segundo dínodo. Se va generando una avalancha de electrones conforme van pasando por los dínodos hasta que son colectados por el ánodo, donde se produce un pulso de corriente que es registrado y analizado por la electrónica del equipo, ver figura 1.14. Los pulsos eléctricos generados en los fotomultiplicadores son analizados por el sistema, con el fin de determinar aquellos pulsos que corresponden a dos fotones de aniquilación originados en un único evento de aniquilación. Con lo anterior, se establece una línea de respuesta (LOR) entre un par de centelladores.

El sistema analiza la amplitud de las señales y el tiempo de llegada de las mismas (ventana temporal), con lo cual determina si las señales provienen de un evento de aniquilación y con ellos determina la posición del evento de aniquilación.

1.6.2. Características del PEM

En la tabla 1.6 se muestran algunas características del equipo que se alojará en el área de PEM del Departamento de Medicina Nuclear del INCAN.

Tabla 1.6: Características del PEM.

Fabricante / modelo	Naviscan / PEM Flex Solo II
Cabezales	2
Campo de visión (FOV)	16.4 cm × 24 cm
Tamaño arreglo detectores	16.4 cm × 5 cm (2×6 módulos)
Tamaño cristales centelladores	2 mm × 2mm × 13 mm (13×13/módulo)
Material cristal centellador	LYSO - Orto Silicato de Lutecio e Itrio
Tubos fotomultiplicadores	12 PS-PMT sensibles a posición
Resolución espacial	2 mm

En la figura 1.15, se muestra el tamaño del arreglo de detectores en los cabezales, bloques de color blanco (16.4 cm × 5 cm), en comparación con el campo de visión (FOV, Field Of View) que tiene dimensiones de 16.4 cm × 24 cm. Los arreglos de detectores se desplazan a lo largo de los cabezales para cubrir el área del campo de visión. En la figura 1.16, se muestra las posiciones de la paciente y la tecnóloga, así como la compresión por los cabezales. [EYMSA]

1.6. MASTOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES

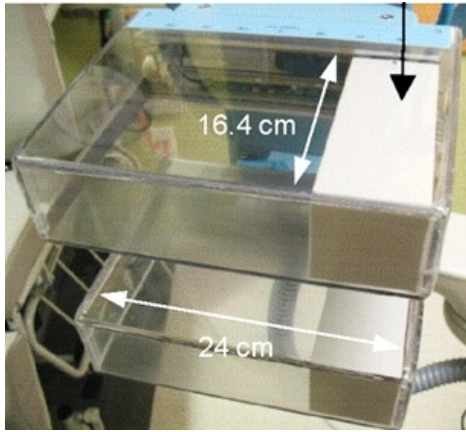


Fig. 1.15: Arreglo de detectores y FOV.



Fig. 1.16: Representación de un estudio PEM.

Capítulo 2

Cálculo de blindajes

En la presente sección se explicaran los conceptos sobre los cuales esta basado el cálculo de blindajes, en particular a lo referente con el documento del Grupo de Trabajo 108 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina titulado Requerimientos de blindaje para PET y PET/CT. [TG 108]

2.1. Distancia

Para la definición de las distancias, denotadas por la letra d , desde la fuente hasta el punto de cálculo se tomaron las siguientes consideraciones, ver figura 2.1:

- La distancia se midió en una línea recta perpendicular a la barrera en cuestión a partir de la posición de la fuente radiactiva. De esta forma, se utiliza la distancia mínima hacia la barrera.
- No se despreció el grosor de la barrera. No hacerlo implica la sobrestimación de la dosis.
- El punto final de la distancia se ubicó 30 cm después de la cara externa de cada barrera. Lo que supone que del lado exterior de la barrera se encuentra una persona.

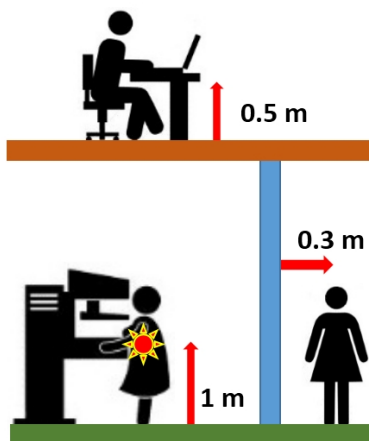


Fig. 2.1: Diagrama de distancias de la fuente a los puntos de cálculo.

- Para el techo, la distancia se midió a 0.5 m por encima del suelo del nivel superior. Lo que supone la irradiación de órganos de riesgo al encontrarse una persona sentada en el nivel superior.

- Se ubicó la fuente radiactiva a una altura de 1 m. No hacerlo subestima la dosis para niveles superiores.

2.2. Factores de reducción de equivalente de dosis

Por tiempo

Dado que se hace uso de material radiactivo, la tasa de equivalente de dosis en un punto a una cierta distancia de la fuente está dada por la ecuación 2.1, debido al decaimiento radiactivo.

$$\dot{H}(t) = \dot{H}(0)e^{-\ln(2) \cdot t/t_{1/2}} \quad (2.1)$$

Donde $\dot{H}(0)$ representa una tasa de equivalente dosis inicial al tiempo $t = 0$ y $\dot{H}(t)$ la tasa de equivalente de dosis en un tiempo t . Dado que se desea obtener el equivalente de dosis total en un periodo de tiempo, se integra la ecuación 2.1, obteniendo la ecuación 2.2.

$$H(t) = \int_0^t \dot{H}(t) dt = \int_0^t \dot{H}(0)e^{-\ln(2) \cdot t/t_{1/2}} dt \quad (2.2)$$

Resolviendo la integral y dividiendo por el producto $\dot{H}(0) \cdot t$, se obtiene el factor de reducción de equivalente de dosis R_t , ver ecuación 2.3.

$$R_t = \frac{H(t)}{\dot{H}(0) \cdot t} = \left(\frac{t_{1/2}}{\ln(2) \cdot t} \right) [1 - e^{-\ln(2) \cdot t/t_{1/2}}] \quad (2.3)$$

El equivalente de dosis total al tiempo t es menor que el producto de la tasa de equivalente de dosis inicial $\dot{H}(0)$ y el tiempo de exposición t , debido al decaimiento radiactivo, por lo que es necesario corregir con el factor de reducción de equivalente de dosis para no sobrestimar el equivalente de dosis total.

El factor de reducción de equivalente de dosis para el cuarto de inyección $R_{t_{CI}}$, considerando la vida media $t_{1/2}$ del flúor 18 y un tiempo de permanencia en el cuarto de inyección t_{CI} está dado por la ecuación 2.4. [TG 108]

$$R_{t_{CI}} = \left(\frac{t_{1/2}}{\ln(2) \cdot t_{CI}} \right) (1 - e^{-\ln(2) \cdot t_{CI}/t_{1/2}}) \quad (2.4)$$

El factor de reducción de equivalente de dosis para el cuarto de adquisición $R_{t_{CA}}$, considerando un tiempo de permanencia t_{CA} , está dado por la ecuación 2.5. [TG 108]

$$R_{t_{CA}} = \left(\frac{t_{1/2}}{\ln(2) \cdot t_{CA}} \right) (1 - e^{-\ln(2) \cdot t_{CA}/t_{1/2}}) \quad (2.5)$$

Suponiendo una exposición al tiempo $t_2 = t + t_1$, donde t_1 representa un tiempo previo de exposición, la tasa de equivalente de dosis al tiempo t_2 en términos de la tasa de equivalente de dosis al tiempo $t_1 = 0$ está por la ecuación 2.6.

$$\dot{H}(t_2) = \dot{H}(t_1) \cdot e^{-\ln(2) \cdot t/t_{1/2}} = \dot{H}(t_1 = 0) \cdot e^{-\ln(2) \cdot t_1/t_{1/2}} \cdot e^{-\ln(2) \cdot t/t_{1/2}} \quad (2.6)$$

Por lo que el factor de decaimiento F_t esta dado como se muestra en la ecuación 2.7.

$$F_{t_1} = e^{-\ln(2) \cdot t_1/t_{1/2}} \quad (2.7)$$

El factor de decaimiento F_{CI} , debido al tiempo que transcurrió en el cuarto de inyección se obtiene el cálculo con base en la tasa de equivalente de dosis debida a la actividad inyectada a la paciente. Ver factor de decaimiento en ecuación 2.8. [TG 108]

$$F_{CI} = e^{-\ln(2) \cdot t_{CI}/t_{1/2}} \quad (2.8)$$

Por micción y por atenuación debida al cuerpo

La fuente radiactiva utilizada para este trabajo es una fuente abierta, se le llama así debido a que durante su utilización puede entrar en contacto con el ambiente. Dicha fuente es inyectada a la paciente y a partir de entonces, la radiación que emite el material radiactivo inyectado es atenuada por el cuerpo de la paciente. Por lo anterior, es necesario usar un factor de atenuación F_A que modifique el equivalente de dosis calculado. El factor de absorción de cuerpo completo para fotones de 500 keV es de 0.34 [Snyder]. Sin embargo, el Grupo de Trabajo 108 recomienda usar un factor de absorción efectivo corporal de 0.36 para fotones de 511 keV, por lo que el factor de atenuación debido a cuerpo tiene un valor de 0.64. [TG 108]

Otra disminución importante de equivalente de dosis es debida a que la paciente pierda material radiactivo al orinar. En este caso se considera una perdida de 15 % del material radiactivo incorporado a la paciente, por lo que se debe utilizar un factor de micción de 0.85. [TG 108]

2.3. Cálculo de equivalente de dosis

Tomando en cuenta la distancia d entre la fuente radiactiva y un punto de cálculo, la tasa de equivalente de dosis está dada por la ecuación 2.9, donde \mathcal{A} es la actividad de la fuente radiactiva y Γ es la constante de tasa de equivalente de dosis. Con validez únicamente para fuentes puntuales.

$$\dot{H} = \frac{\Gamma \cdot \mathcal{A}}{d^2} \quad (2.9)$$

2.4. DOSIS OBJETIVO, FACTOR DE OCUPACIÓN Y FACTOR DE TRANSMISIÓN

Para calcular el equivalente de dosis total, se multiplica la ecuación 2.9 por el tiempo de exposición y el factor de reducción de equivalente de dosis 2.3, obteniendo la ecuación 2.10.

$$H = \frac{\Gamma \cdot \mathcal{A} \cdot t \cdot R_t}{d^2} \quad (2.10)$$

El valor de la constante de tasa de equivalente de dosis recomendada por el Grupo de Trabajo 108 tiene un valor de $0.143 \mu Sv m^2 / MBq h$ para fotones de 511 keV. [ANS]

La ecuación 2.10 es para calcular el equivalente de dosis por un paciente, por lo que al multiplicarla por el número de pacientes a la semana se obtiene el equivalente de dosis semanal. Denotando como N_{sem} el número de pacientes, el equivalente de dosis semanal está dada por 2.11.

$$H = \frac{\Gamma \cdot N_{sem} \cdot \mathcal{A} \cdot t \cdot R_t}{d^2} \quad (2.11)$$

Tomando las ecuaciones 2.11 y 2.4, se tiene que el equivalente de dosis semanal del cuarto de inyección se obtiene la ecuación 2.12, donde \mathcal{A}_0 es la actividad inyectada a la paciente.

$$H_{CI} = \frac{F_A \cdot \Gamma \cdot N_{sem} \cdot \mathcal{A}_0 \cdot t_{CI} \cdot R_{tCI}}{d^2} \quad (2.12)$$

Para el cuarto de adquisición, utilizando las ecuaciones 2.11, 2.5 y 2.8, se tiene que el equivalente de dosis semanal está dada por la ecuación 2.13.

$$H_{CA} = \frac{F_M \cdot F_A \cdot \Gamma \cdot N_{sem} \cdot \mathcal{A}_0 \cdot t_{CA} \cdot R_{tCA} \cdot F_{CI}}{d^2} \quad (2.13)$$

2.4. Dosis objetivo, factor de ocupación y factor de transmisión

La dosis objetivo depende del tipo de área que se está resguardando. Existen dos tipos de área [NCRP 147]:

- **Área controlada.** Área con acceso limitado, en la cual la exposición ocupacional del personal a la radiación está bajo la supervisión de un individuo a cargo de la protección radiológica, llamado Encargado de Seguridad Radiológica (ESR). Lo que implica que el acceso, la ocupación y las condiciones de trabajo están controladas para propósitos de protección radiológica.
- **Área no controlada.** Áreas en las cuales no se tiene control de acceso a ellas, en términos de protección radiológica, generalmente son todas las demás áreas en el hospital o clínica y los alrededores.

2.4. DOSIS OBJETIVO, FACTOR DE OCUPACIÓN Y FACTOR DE TRANSMISIÓN

La dosis objetivo es el valor al cual se desea reducir la dosis calculada sin blindajes, ver tabla 1.5. Dado que la dosis ha sido calculada por semana, se calcula los límites de dosis semanales considerando 50 semanas laborales al año. Los límites objetivo semanal a partir del ICRP 103 y el Reglamento General de Seguridad Radiológica para cada tipo de área están dados en la tabla 2.1.

Tabla 2.1: Dosis objetivo semanal para las personas.

Tipo de área	Tipo de personas	Dosis objetivo semanal	
		ICRP 103	RGSR
Controlada	POE	400 μSv	1000 μSv
No controlada	Público en general	20 μSv	100 μSv

Se puede observar en la tabla 2.1 que los límites objetivo semanal calculados a partir de los límites de dosis establecidos en el Reglamento General de Seguridad Radiológica son 2.5 y 5 veces más grandes que los recomendados por el ICRP 103, para POE y público en general. En México, legalmente se tienen que cumplir los establecidos en el reglamento.

El factor de ocupación (T) es un factor que toma en cuenta la fracción de tiempo durante la cual el área colindante es ocupada por una persona. En la tabla 2.2 se muestran los diferentes tipos de ocupación y sus correspondientes factores. [NCRP 147]

Tabla 2.2: Factor de ocupación para las diferentes áreas.

Tipo de área	T
Oficinas, áreas de recepción, laboratorios, tiendas, áreas de juego para niños, estaciones de enfermeras, cuartos del personal, salas de control	1
Cuartos de examen y de tratamiento pacientes	1/2
Corredores, salas de hospital, cuarto de pacientes	1/5
Puerta de corredores	1/8
Baños, áreas externas con asientos	1/20
Escaleras, salas de espera sin supervisión, almacenes (no de película radiográfica)	1/40

Denotado como P la dosis objetivo semanal y el producto $H \cdot T$ como el equivalente de dosis en el punto de cálculo tomando en cuenta el tiempo de permanencia con el factor T , se tiene que el factor de transmisión B es el cociente de la dosis objetivo entre el equivalente de dosis calculado, ver ecuación 2.14.

$$B = \frac{P}{H \cdot T} \quad (2.14)$$

Si el factor de transmisión tiene un valor mayor o igual a 1, la dosis objetivo semanal es mayor a la dosis calculada, indica que no es necesario blindaje.

El grosor de la capa decirreductora para el plomo (11.4 g/cm^3) para fotones de 511 keV es de 16.6 mm. [NCRP 49]

De la ecuación de la capa decirreductora, ver ecuación 1.20, se tiene que el factor de transmisión en función del grosor de plomo esta dado por la ecuación 2.15, atenuación de haz angosto.

$$B = e^{-\ln(10) \cdot x / 16.6 \text{ mm}} \quad (2.15)$$

Se han realizado simulaciones con cálculos de Monte Carlo para obtener ecuaciones que se acerquen más a los valores experimentales con geometría de haz ancho, para fotones de 511 keV se tiene una función del factor de transmisión dada en la ecuación 2.16, modelo de Archer. [Archer, Simpkin]

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) e^{\alpha \gamma x} - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}} \quad (2.16)$$

Las constantes α , β y γ se muestran en la tabla 2.3 para el concreto y el plomo. [Archer]

Tabla 2.3: Constantes para el cálculo del grosor de blindajes.

Material de blindaje	α [cm ⁻¹]	β [cm ⁻¹]	γ [cm ⁻¹]
Plomo ($\rho = 11.4 \text{ g/cm}^3$)	1.543	-0.4408	2.136
Concreto ($\rho = 2.35 \text{ g/cm}^3$)	0.1539	-0.1161	2.0752

En las figuras 2.2 y 2.3 se muestran las gráficas de los factores de transmisión en función del grosor de plomo y concreto con la atenuación de haz angosto y con modelo de Archer.

En las figuras 2.2 y 2.3 se muestran las gráficas de los factores de transmisión en función del grosor de plomo y concreto con la atenuación de haz angosto y con el modelo de Archer. Se observa que para ambos materiales a pequeños grosores de blindaje se subestima el grosor necesario para un determinado factor de transmisión por parte de la atenuación de haz angosto, mientras que a mayores grosores se sobrestima el grosor requerido.

2.5. Grosor de blindaje

Para calcular el grosor de blindaje necesario, se despeja x de la ecuación 2.16 y se obtiene la ecuación 2.17.

$$x = \frac{1}{\alpha \gamma} \text{Ln} \left\{ \frac{B^{-\gamma} + (\beta/\alpha)}{1 + (\beta/\alpha)} \right\} \text{ [cm]} \quad (2.17)$$

Para proponer un espesor de blindaje con concreto baritado, el cual no está reportado por el Grupo de Trabajo 108, se utilizó la ecuación 2.18. En este caso para concreto normal y concreto baritado, el cual contiene grava de barita que aumenta su densidad.

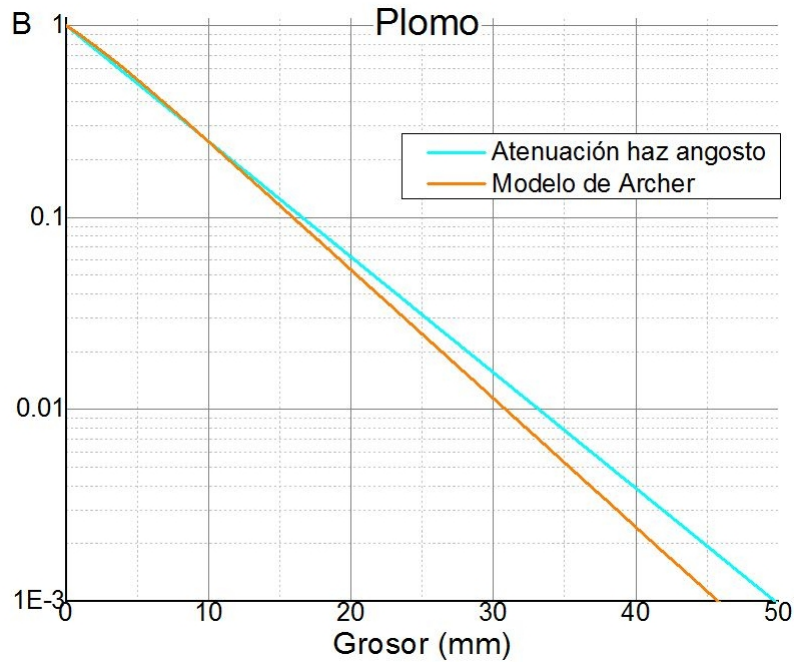


Fig. 2.2: Factor de transmisión en función de grosor de plomo.

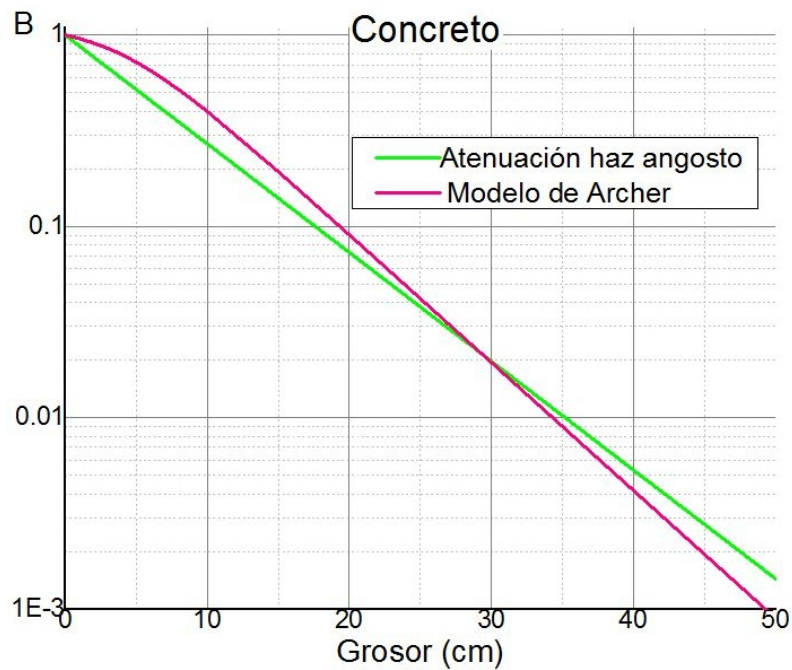


Fig. 2.3: Factor de transmisión en función de grosor de concreto.

Las densidades que se utilizaron de concreto baritado es de 3.1 g/cm^3 y la densidad del concreto ordinario es de 2.35 g/cm^3 .

$$\rho_{\text{Baritado}} \cdot x_{\text{Baritado}} = \rho_{\text{Concreto}} \cdot x_{\text{Concreto}} \Rightarrow x_{\text{Baritado}} = \frac{\rho_{\text{Concreto}}}{\rho_{\text{Baritado}}} \cdot x_{\text{Concreto}} \quad (2.18)$$

2.5. GROSOR DE BLINDAJE

Por lo que el grosor para el concreto baritado en función del factor de transmisión B esta dada por la ecuación 2.19.

$$x = \frac{\rho_{\text{Concreto}}}{\alpha \gamma \rho_{\text{Baritado}}} \text{Ln} \left\{ \frac{B^{-\gamma} + (\beta/\alpha)}{1 + (\beta/\alpha)} \right\} \quad [cm] \quad (2.19)$$

En la figura 2.4 se muestra la gráfica del factor de transmisión en función del grosor del blindaje para el plomo, el concreto ordinario y el concreto baritado. [TG 108]

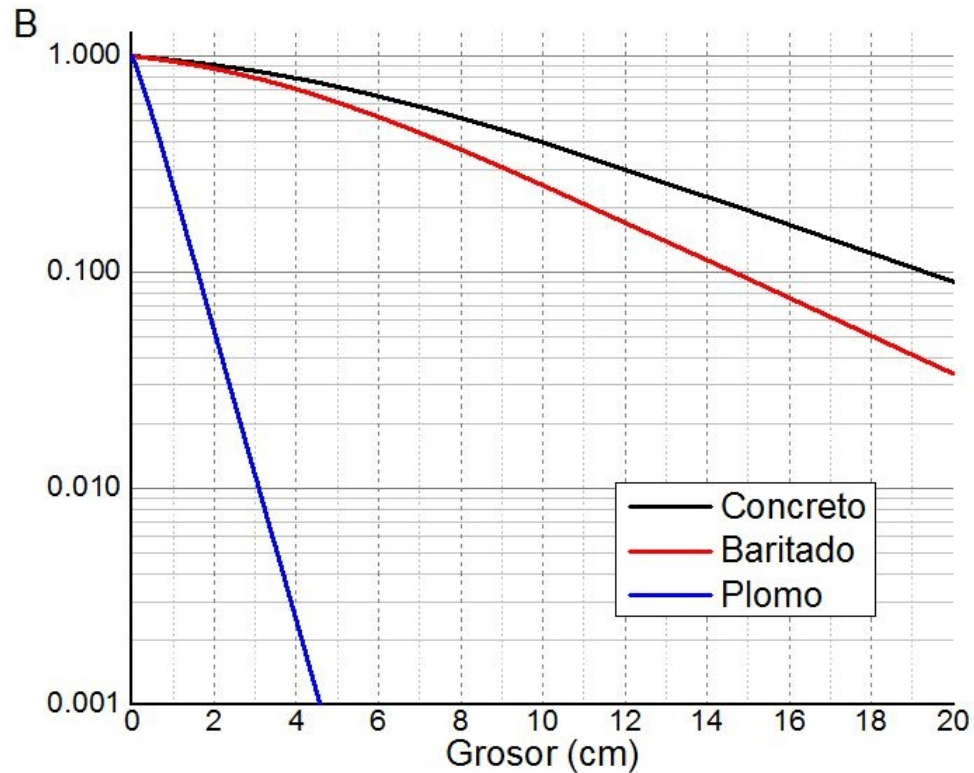


Fig. 2.4: Factor de transmisión en función del grosor de blindaje para el plomo y el concreto.

Capítulo 3

Verificación de blindajes con TLD-200

Se utilizaron dosímetros TLD-200, debido a que éstos eran los que cumplían con las condiciones de sensibilidad y rango de uso para el trabajo de esta tesis.

Antes de empezar, hay que hacer la observación de los pasos a seguir en el uso de los TLD-200, que son: horneado, irradiación y lectura.

- El horneado o tratamiento térmico de los TLD-200 consiste en calentar en un horno o mufla los dosímetros, colocados en un plancheta de metal, a una temperatura de 400 °C por 1 hora. Su objetivo es eliminar señales termoluminiscentes remanentes debido a anteriores irradiaciones.
- La irradiación es la exposición de los TLD-200 a un campo de radiación, bajo condiciones de luz de seguridad o colocados dentro de porta dosímetros. La finalidad de la irradiación es impartir la energía a los electrones para que lleguen a las trampas y sean capturados, lo que produce que haya una señal termoluminiscente.
- La lectura de los TLD-200 se realiza con el lector de TLD, se calientan individualmente los TLD-200 obteniendo la curva de brillo a partir de la señal termoluminiscente debida a la liberación de los electrones de las trampas.

3.1. Selección y caracterización de dosímetros

3.1.1. Homogeneidad

La prueba de homogeneidad consiste en seleccionar los dosímetros de un lote que se ajusten en mayor medida a un valor promedio.

Para realizar la prueba de homogeneidad, los dosímetros tienen que estar horneados previamente, se debe contar con una fuente de radiación y el material adecuado para el manejo de los dosímetros.

- Todos los TLD del lote se deben irradiar en las mismas condiciones, tiempo, fuente, distancia, etc., de esta forma se garantiza que cualquier diferencia en la señal termoluminiscente es debida al dosímetro.
- Las curvas de brillo y las respuestas termoluminiscentes de cada dosímetro servirán para identificar si son TLD-200 u otro tipo de dosímetro, ya que la forma y números de picos, así como el tamaño de la respuesta dependen del tipo de dosímetro.

- Ya habiendo eliminado los dosímetros que no son TLD-200, se promedian las respuestas termoluminiscentes y se obtiene la desviación estándar del grupo. Los dosímetros que tengan una respuesta termoluminiscente fuera del rango dado por el promedio y la desviación estándar, serán descartados.
- Los dosímetros que quedaron, son los seleccionados del lote para utilizarlos.

3.1.2. Reproducibilidad

La prueba de reproducibilidad es para hacer que reproduzcan lo más cercano posible la respuesta termoluminiscente, para lo anterior es necesario calcular el factor de corrección individual C_i .

- Los TLD-200 seleccionados se hornean, posteriormente se irradian en las mismas condiciones y se leen. Se registran todos los datos.
- Se repite varias veces el paso anterior, mínimo 3 veces.
- Se calcula el factor de corrección individual.

La respuesta termoluminiscente del i dosímetro del lote de n correspondiente a la j irradiación de las m se denota por R_{ij} . El promedio de las respuestas de todos los dosímetros en la irradiación j esta denotada como \bar{R}_j , ver ecuación 3.1. [Mayles]

$$\bar{R}_j = \sum_{i=1}^n \frac{R_{ij}}{n} \quad (3.1)$$

La ecuación 3.2 muestra el factor de corrección individual para el dosímetro i (C_i).

$$C_i = \sum_{j=1}^m \frac{\bar{R}_j}{m \cdot R_{ij}} \quad (3.2)$$

Ya habiendo calculado los factores de corrección, todas las lecturas posteriores deben ser corridas por sus respectivos valores. Un lote bien identificado y ordenado es importante.

3.2. Calibración

3.2.1. Curva de calibración

Consiste en determinar una función que relacione la respuesta termoluminiscente con una magnitud dosimétrica. Para lo anterior, es necesario una fuente de radiación calibrada.

- Colocar los TLD-200 en porta dosímetros.
- Seleccionar un grupo de dosímetros como testigos, los cuales no se irradiaran y corresponderán a un kerma en aire de 0 Gy.
- Escoger diferentes valores de kerma en aire, a los cuales se van a irradiar los dosímetros restantes, de tal forma que el rango que cubren sea del mismo orden que de las posibles mediciones posteriores.
- Irradiar los grupos de dosímetros a sus respectivos valores de kerma en aire.
- Leer todos lo TLD-200.

Se promedian las respuestas termoluminiscentes de cada grupo de dosímetros, obteniendo un valor promedio de respuestas asociado a un valor de kerma en aire, desde 0 Gy hasta el valor mayor.

Restar a todas las respuestas el valor correspondiente a 0 Gy, de esta forma se obtiene la ecuación de la respuesta termoluminiscente, ver ecuación 3.3.

$$R = f(K_{aire}) \quad (3.3)$$

En particular, si la ecuación es una recta que pasa por el origen, se tiene la ecuación 3.4

$$R = M \cdot K_{aire} \quad (3.4)$$

Donde K_{aire} es el kerma en aire y R es la respuesta del grupo de dosímetros.

3.2.2. Curva de calibración a otra energía

En caso que la calibración haya sido con una energía diferente a la energía de las mediciones siguientes, se requiere una nueva ecuación de calibración para la nueva energía. Se define la sensibilidad como el cociente de la respuesta termoluminiscente y la magnitud dosimétrica, ver ecuación 3.5.

$$S = \frac{R}{K_{aire}} = \frac{f(K_{aire})}{K_{aire}} \quad (3.5)$$

Si la ecuación es de una recta que pasa por el origen, ecuación 3.4, se tiene que la sensibilidad está dada por la ecuación 3.6.

$$S = \frac{R}{K_{aire}} = M \quad (3.6)$$

Esta ecuación muestra que la respuesta del dosímetro dividida entre el kerma en aire da como resultado una constante, dicha constante depende de la energía de los fotones.

3.2. CALIBRACIÓN

Denotando como E la nueva energía y Cal la energía de calibración, se puede escribir la respuesta energética relativa, ver ecuación 3.7. [Attix]

$$\frac{\left[\frac{R}{K_{aire}} \right]_E}{\left[\frac{R}{K_{aire}} \right]_{Cal}} \simeq \frac{\left(\frac{(\mu_{ab}/\rho)_{dosi}}{(\mu_{ab}/\rho)_{aire}} \right)_E}{\left(\frac{(\mu_{ab}/\rho)_{dosi}}{(\mu_{ab}/\rho)_{aire}} \right)_{Cal}} \quad (3.7)$$

Donde $(\mu_{ab}/\rho)_{dosi}$ y $(\mu_{ab}/\rho)_{aire}$ son los coeficientes másicos de absorción de energía del dosímetro y del aire, respectivamente. La ecuación 3.7 supone que:

- El volumen sensible del dosímetro se encuentra en equilibrio de partícula cargada y la pared es del mismo material que el dosímetro.
- La atenuación debida al dosímetro es despreciable, para los fotones incidentes y los fotones generados en el dosímetro.
- Un kerma en aire produce la misma lectura, sin importar la energía de los fotones.

La respuesta de los dosímetros, según la energía E , está dada por la ecuación 3.8. [Zoetelief]

$$R_E = C \left[\frac{(\mu_{ab}/\rho)_{dosi}}{(\mu_{ab}/\rho)_{aire}} \right]_E \left[\frac{1 - e^{-(\mu/\rho)_{dosi}(\rho t)_{dosi}}}{(\mu/\rho)_{dosi}(\rho t)_{dosi}} \right]_E \quad (3.8)$$

Donde $(\mu/\rho)_{dosi}$ es el coeficiente másico total del dosímetro, ρ la densidad del dosímetro, t es el grosor del dosímetro y C es una constante de proporcionalidad. En la ecuación 3.8 se considera la atenuación de los fotones en el dosímetro.

Se utilizó una densidad del dosímetro TLD-200 de 3.18 g/cm^3 y un grosor del dosímetro de 0.89 mm . [Thermo]

Utilizando el cociente de las respuestas de los dosímetros para las energías 662 keV y 511 keV, se obtiene la ecuación 3.9.

$$R_{662 \text{ keV}}^{511 \text{ keV}} = \frac{(\mu_{ab}/\rho)_{dosi}^{511 \text{ keV}} (\mu_{ab}/\rho)_{aire}^{622 \text{ keV}}}{(\mu_{ab}/\rho)_{aire}^{511 \text{ keV}} (\mu_{ab}/\rho)_{dosi}^{622 \text{ keV}}} \left(\frac{1 - e^{-(\mu/\rho)_{dosi}^{511 \text{ keV}}(\rho t)_{dosi}}}{1 - e^{-(\mu/\rho)_{dosi}^{622 \text{ keV}}(\rho t)_{dosi}}} \right) \frac{(\mu/\rho)_{dosi}^{662 \text{ keV}}}{(\mu/\rho)_{dosi}^{511 \text{ keV}}} \quad (3.9)$$

En la tabla 3.1 se muestran los coeficientes de atenuación másicos para el aire y para el fluoruro de calcio, este último es el material base de los dosímetros TLD-200 utilizados para obtener el factor de corrección por energía. Los valores correspondientes a 0.511 y 662 keV fueron interpolados. [NIST]

La ecuación 3.7 se escribe como la ecuación 3.10.

Tabla 3.1: Coeficientes de atenuación total y de absorción de energía másicos.

Energía [MeV]	Fluoruro de calcio		Aire	
	μ/ρ [cm ² /g]	μ_{ab}/ρ [cm ² /g]	μ/ρ [cm ² /g]	μ_{ab}/ρ [cm ² /g]
0.500	0.08570	0.02920	0.08712	0.02966
0.511	0.8488	0.02916	0.08631	0.02964
0.600	0.07905	0.02892	0.08055	0.02953
0.662	0.07554	0.02864	0.07705	0.02928
0.800	0.06924	0.02811	0.07074	0.02882

$$\frac{\left[\frac{R}{K_{aire}} \right]_{511 \text{ keV}}}{\left[\frac{R}{K_{aire}} \right]_{622 \text{ keV}}} = R_{662 \text{ keV}}^{511 \text{ keV}} \quad (3.10)$$

Despejando el kerma en aire para 511 keV de la ecuación 3.10, se obtiene la ecuación 3.11.

$$K_{511 \text{ keV}} = \frac{R_{511 \text{ keV}}}{R_{662 \text{ keV}}^{511 \text{ keV}} \left[\frac{R}{k_{aire}} \right]_{622 \text{ keV}}} = \frac{R_{511 \text{ keV}}}{R_{662 \text{ keV}}^{511 \text{ keV}} \cdot M} \quad (3.11)$$

3.3. Equivalente de dosis personal

Para calcular el equivalente de dosis personal, es necesario multiplicar el kerma en aire por un coeficiente de conversión, en la tabla 3.2 se muestran algunos valores, incluido el correspondiente a 511 keV que fue interpolado. [IAEA S]

Tabla 3.2: Coeficientes de conversión de kerma en aire a equivalente de dosis personal.

Energía [MeV]	$H_P(10)/K_{aire}$ [Sv/Gy]
0.500	1.256
0.511	1.242
0.600	1.226
0.800	1.190

Multiplicando la ecuación 3.11 por el factor de conversión de kerma en aire a equivalente de dosis personal se obtiene la ecuación 3.12.

$$H_P(10) = \frac{(H_P(10)/K_{aire})}{R_{662 \text{ keV}}^{511 \text{ keV}} \cdot M} R_{511 \text{ keV}} \quad (3.12)$$

3.3. EQUIVALENTE DE DOSIS PERSONAL

Con la ecuación 3.12 se obtiene el equivalente de dosis personal para solo una medición de estudio PEM, suponiendo que se ha utilizado una actividad diferente \mathcal{A}_m a la actividad con la que se realizaron los cálculos \mathcal{A}_0 , es necesario multiplicar por un factor N, el cual permite obtener la actividad semanal, N_{sem} es el número de pacientes por semana, ver ecuación 3.13.

$$N = \frac{\textit{Actividad semanal total}}{\textit{Actividad medida}} = \frac{\mathcal{A}_0 \cdot N_{sem}}{\mathcal{A}_m} \quad (3.13)$$

Por otro lado, la ecuación 3.12 no distingue entre un pasillo y el cuarto de inyección, por ejemplo, por lo que hay que multiplicarla por el factor de ocupación T. Entonces, la ecuación para obtener el equivalente de dosis personal está dado por la ecuación 3.14.

$$H_P(10) = \frac{(H_P(10)/K_{aire}) \cdot N \cdot T}{R_{662 \text{ keV}}^{511 \text{ keV}} \cdot M} R_{511 \text{ keV}} \quad (3.14)$$

Capítulo 4

Metodología experimental

4.1. Cálculo de blindajes

La metodología para el cálculo de blindajes está basada en el documento del Grupo de Trabajo 108 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina titulado Requerimientos de blindaje para PET y PET/CT. [TG 108]

4.1.1. Área del PEM. Colindancias y distancias

En la figura 4.1 se muestra un croquis del área destinada a albergar el PEM, compuesta por un cuarto de adquisición y un cuarto de inyección.



Fig. 4.1: Esquema del área que albergará el PEM y sus barreras.

4.1. CÁLCULO DE BLINDAJES

Hacia el este, se encuentra la sala de una cámara de gammagrafía, de la cual se observan el sanitario y un área de guarda. Hacia el norte, el sur y el oeste la instalación colinda con pasillos. La edificación no cuenta con nivel inferior, mientras que en el nivel superior se encuentran laboratorios. Con las colindancias establecidas se determinó el tipo de área.

Las barreras denotadas con números de 1 a 6, así como 6A, 6B y 6C, pertenecen al cuarto de inyección, mientras que las denotadas con números de 7 a 11 pertenecen al cuarto de adquisición de imágenes, ver figura 4.1. La barrera que divide a los cuartos del PEM tienen doble nomenclatura debido a que se realizarán los cálculos desde los cuartos de inyección y de adquisición. El área cuenta con 2 puertas, ver cuadros grises en la figura 4.1.

Para propósito del cálculo se asume que las fuentes radiactivas se encuentran al centro de ambos cuartos. A partir del centro se midieron las distancias hacia las barreras, de tal forma que incidieran perpendicularmente en ellas, se midieron los grosores de todas las barreras y se les agregó los 30 cm. [TG 108]

Para el caso del nivel superior, se midió desde un metro de altura hasta la losa, se retiró el techo falso hasta llegar a la losa. Se le agregó el grosor de la losa y se le aumentaron los 50 cm. [TG 108]

4.1.2. Cálculo de equivalente de dosis

Se tomaron tiempos de 60 minutos y 30 minutos para el cuarto de inyección y el cuarto de adquisición, respectivamente. Una vida media de 110 minutos y una actividad de 74 MBq (2 mCi) de flúor 18.

El número de pacientes se sobrestimó debido a que se garantiza que en una saturación del servicio los blindajes sigan siendo efectivos. Se supuso 12 pacientes al día, por lo que en una semana son 60 pacientes.

Se consideraron los límites de dosis establecidos por el ICRP 103, ver tabla 1.5, por lo que se tomaron $400 \mu Sv/semana$ para zonas controladas y $20 \mu Sv/semana$ para zonas no controladas, ver tabla 2.1. En la tabla 4.1 se muestran los valores utilizados.

Tabla 4.1: Valores utilizados para el cálculo de blindajes

Tiempo Cuarto Inyección	t_{CI}	60 min.	Tiempo Cuarto Adquisición	t_{CA}	30 min.
Vida media flúor 18	$t_{1/2}$	110 min.	Actividad inyectada	A_0	74 MBq (2 mCi)
Factor Atenuación	F_A	0.64	Factor micción	F_M	0.85
Pacientes por semana	N_{sem}	60 pacientes	Constante de tasa de H	Γ	0.143 $\mu Sv m^2/MBq h$
Limite semanal POE	P	$400 \mu Sv/sem$	Limite semanal PG	P	$20 \mu Sv/sem$

Debido a que se utilizó una actividad inyectada de 74 MBq (2 mCi) y un valor de N_{sem}

de 60 pacientes por semana, la actividad total semanal es de 4440 MBq (120 *mCi*). Las ecuaciones y tablas utilizadas para el cálculo de los blindajes se encuentran en el capítulo 2.

4.2. Verificación de blindajes

Para la verificación de blindajes se utilizaron dosímetros TLD 200, ver tabla 1.2, los cuales se dividen en 2 lotes, uno de los lotes estaba compuesto por 55 y el otro por 41 dosímetros. Los dosímetros eran TLD-200 Harshaw Thermo Scientific en forma de paralelepípedo de dimensiones de $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$. Para determinar su homogeneidad y reproducibilidad, se utilizó el Manual de procedimientos de trabajo del Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Física de la UNAM. Mientras que, para el resto del trabajo con los TLD-200 se utilizó el Manual de procedimientos del Taller de Física de Radiaciones de la Facultad de Ciencias, UNAM. [Aviles, Buenfil]

4.2.1. Tratamiento térmico y lectura de dosímetros

Para el tratamiento térmico se utilizó una mufla Felisa FE-340, ver figura 4.2. Los dosímetros se calentaron a una temperatura constante de $400 \text{ }^\circ\text{C}$ por un periodo de 1 hora, colocados en un soporte de metal con cavidades numeradas. Al finalizar el horneado se extrajeron del horno y se dejaron enfriar durante 20 minutos. Posteriormente se colocaron en los porta dosímetros. Se registraron con detalle los números de dosímetros y la posición en que se colocaron dentro ellos.



Fig. 4.2: Mufla Felisa.

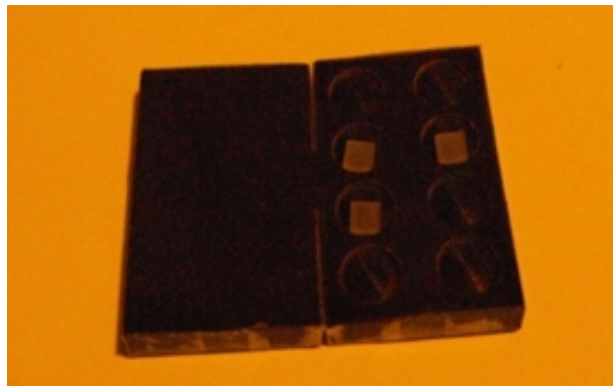


Fig. 4.3: Porta dosímetro abierto con 3 TLD.

Los porta dosímetros tienen la finalidad de proteger a los dosímetros de la luz, golpes que fueran a dañarlos y como medio para asegurar el equilibrio de partícula cargada. Se utilizaron 12 porta dosímetros, compuestos por dos bloques de acrílico con 8 nichos o huecos cada uno para los TLD-200, ver figura 4.3.

El manejo de los dosímetros fuera de los porta dosímetros se realizó en un ambiente con luz de seguridad de color amarilla, la cual no produce alguna señal en el dosímetro. En todo momento, se manejaron con pinzas para evitar que cualquier contaminante se depositara en su superficie e interfiriera en la lectura. Los dosímetros se irradiaron 24 horas después del tratamiento térmico. Una vez irradiados, se leyeron uno a uno con un lector TLD

Harshaw 3500, ver figura 4.4, el cual calentó los dosímetros desde temperatura ambiente hasta 400 °C aplicando una tasa de calentamiento de 10 °C por segundo.



Fig. 4.4: Lector Harshaw 3500.

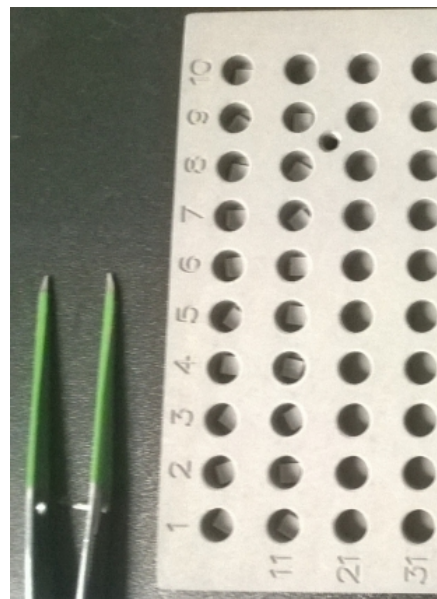


Fig. 4.5: Soporte con dosímetros.

Al término de la lectura los TLD-200, se colocaron en un contenedor numerado y se guardaron, hasta que fueran utilizados de nueva cuenta, ver figura 4.5. Cabe recalcar que antes de ser utilizados nuevamente, los TLD tienen que ser horneados. Tanto el tratamiento térmico como la lectura de los dosímetros se realizaron en el Taller de Física de Radiaciones de la Facultad de Ciencias de la UNAM.

4.2.2. Homogeneidad, reproducibilidad y calibración

En el Laboratorio de Dosimetría del Instituto de Física de la UNAM, se irradiaron los TLD-200 con las partículas beta emitidas por una fuente radiactiva de estroncio 90 e itrio 90 ($^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$) propiedad del IFUNAM. Dicha fuente tenía una tasa de dosis de $(3.44 \pm 0.03) \text{ mGy/s}$ el 28/05/2009. Los dosímetros se irradiaron sin porta dosímetros por un periodo de 2 minutos, que corresponde a 0.4 Gy. Posteriormente, los dosímetros se leyeron, con el fin de realizar la prueba de uniformidad, que consiste en seleccionar los dosímetros que presentan una respuesta uniforme, dentro de un rango con respecto a la respuesta promedio. Se suele tomar un porcentaje definido o la desviación estándar para definir el rango. Los dosímetros que quedan fuera del criterio son descartados para su uso.

Se colocó la fuente con su blindaje dentro de un arreglo de bloques de plomo, cada dosímetro se colocó en una base de acrílico para posteriormente ubicar la fuente sobre la base, ya que la fuente radiactiva está blindada y el acceso al haz de radiación es por la parte de abajo, ver arreglo de irradiación con la fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ en la figura 4.6. Con un cronómetro se midió el tiempo de irradiación, 2 minutos, en la base de acrílico expuesto directamente a la fuente. Se utilizó un cuadro de acrílico para poder manipular los TLD, después

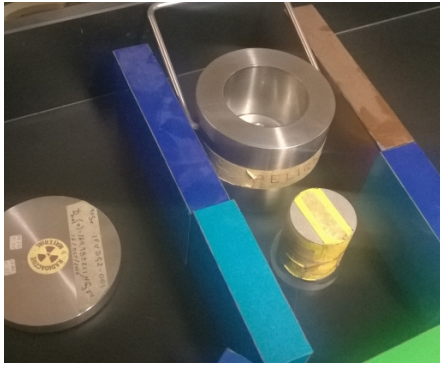


Fig. 4.6: Arreglo para irradiación de los dosímetros.

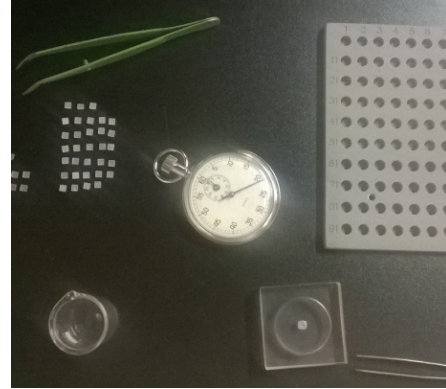


Fig. 4.7: Material para manejo de dosímetros.

de irradiar cada dosímetro, se colocó en contenedor numerado para su identificación, ver figura 4.7.

A los dosímetros seleccionados mediante la prueba de uniformidad, se les realizó la prueba de reproducibilidad. Se irradiaron utilizando la fuente de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ durante 2 minutos. Se irradiaron y leyeron los TLD-200 sin porta dosímetros 3 veces para que de cada dosímetro se tuvieran varias mediciones a una misma dosis.

La calibración de los TLD-200 se realizó en el Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ). Los dosímetros fueron repartidos en 7 porta dosímetros, 6 de ellos fueron irradiados utilizando una fuente de cesio 137 (^{137}Cs , emisor beta-gamma), con valores de kerma en aire de 0.5, 1.25, 2.00, 2.75, 3.5 y 5.0 mGy. A los dosímetros que no se irradiaron se les asigna un valor de kerma en aire de 0 mGy y son llamados dosímetros testigo.

La calibración permite relacionar el kerma en aire con la respuesta de los dosímetros, así como verificar la linealidad de la respuesta de los dosímetros con el kerma.

4.2.3. Medición del equivalente de dosis con TLD-200

Para la realización de la verificación de los blindajes, se realizaron mediciones en simulacros de estudios PEM siguiendo las condiciones establecidas para el cálculo de blindajes. Se utilizaron los TLD-200 distribuidos en 12 porta dosímetros, los cuales se colocaron en cada punto de cálculo. Se utilizaron dos contenedores de 20 litros llenos de agua destilada para simular a la paciente, y a los que de aquí en adelante se les llamará en conjunto maniquí.

No fue posible realizar mediciones en el nivel superior, para verificar el blindaje del techo, debido a que son laboratorios de acceso restringido.

Las mediciones se realizaron depositando 370 MBq (10 mCi) de ^{18}F -FDG en el maniquí,

debido a que al usar 74 MBq (2 mCi), la actividad requerida clínicamente por paciente, se obtuvo una respuesta del TLD-200 muy similar a la del fondo. Se hizo uso de un activímetro Capintec CRC 25R para medir la actividad en cada simulación.

Los mediciones se realizaron el día sábado por la mañana, debido a que no se programan estudios esos días y hay muy poca actividad en el área circundante al área del PEM. Además de que no habían otras fuentes radiactivas en el área que pudieran alterar las mediciones.

Para colocar los porta dosímetros a la altura y a la distancia, requeridos por los cálculos, se utilizaron soportes de fijación para cada uno de ellos. Los soportes de fijación consistían en un cuadro de madera triplay de $3 \times 2.5 \times 0.9 \text{ cm}^3$ con un orificio central, en el cual se colocó el extremo de un palo de madera de 32 cm de largo y 0.5 cm de diámetro, el otro extremo del palo de madera soportaba una tira de papel cascaron donde se encontraba pegado con cinta el porta dosímetro.

En la figura 4.8, se muestra un esquema del área y las posiciones del maniquí y los porta dosímetros.

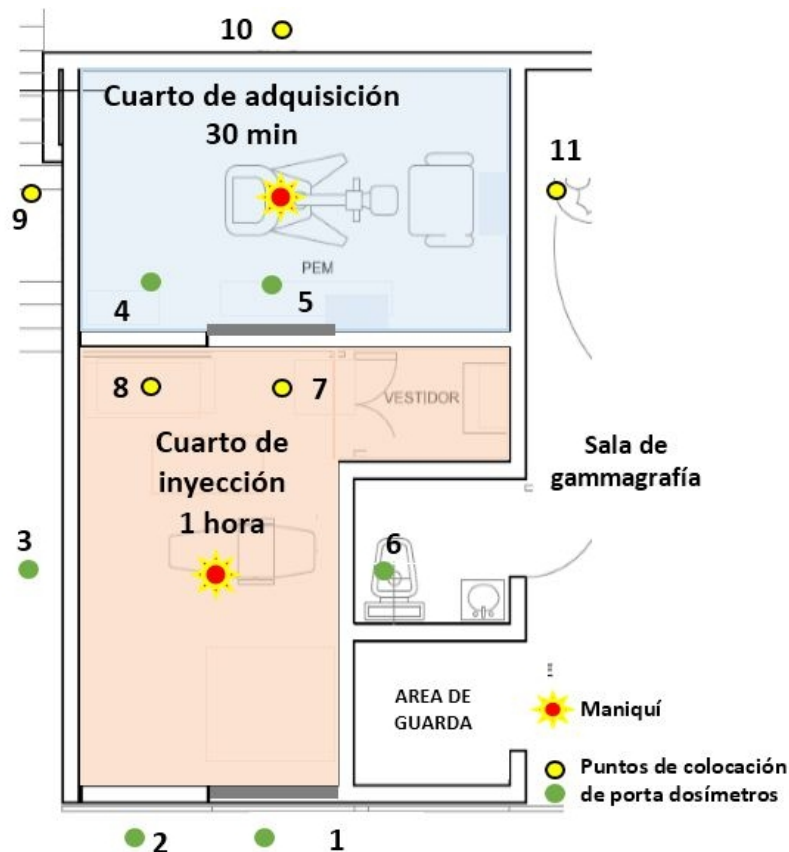


Fig. 4.8: Esquema de colocación de los porta dosímetros.

4.2. VERIFICACIÓN DE BLINDAJES

Las irradiaciones de los TLD se realizaron como se enuncia a continuación:

- Los porta dosímetros se llevaron a sitios alejados de cualquier fuente radiactiva, para evitar irradiaciones innecesarias. Allí, los porta dosímetros se pegaron a las tiras de papel cascarón y se les colocaron los palos de madera, ver figura 4.9 del material utilizado.
- Se colocaron en las paredes del área de PEM los cuadros de madera con un orificio, pegándolos con cinta con pegamento por ambos lados.
- Los porta dosímetros 3, 4 y 5 se colocaron en los soportes de fijación, ver puntos verdes en la figura 4.8.
- La actividad de ^{18}F -FDG se midió con el activímetro y a cada contenedor se le inyectó la mitad de la actividad disponible. Los contenedores se agitaron para asegurar la homogeneidad de la concentración de actividad.
- Se llevó el maniquí al cuarto de inyección y se colocó encima de una silla, la cual se ubicó en el centro del cuarto, ver figura 4.10.
- Se cerró la puerta de entrada al área del PEM y se colocaron los dosímetros 1, 2 y 6 en sus respectivos lugares, ver puntos verdes en la figura 4.8. Se esperó 1 hora.
- Transcurrido el tiempo de permanencia en el cuarto de inyección, los porta dosímetros 4 y 5 se retiraron. Los porta dosímetros restantes se retiraron, 1, 2, 3 y 6.

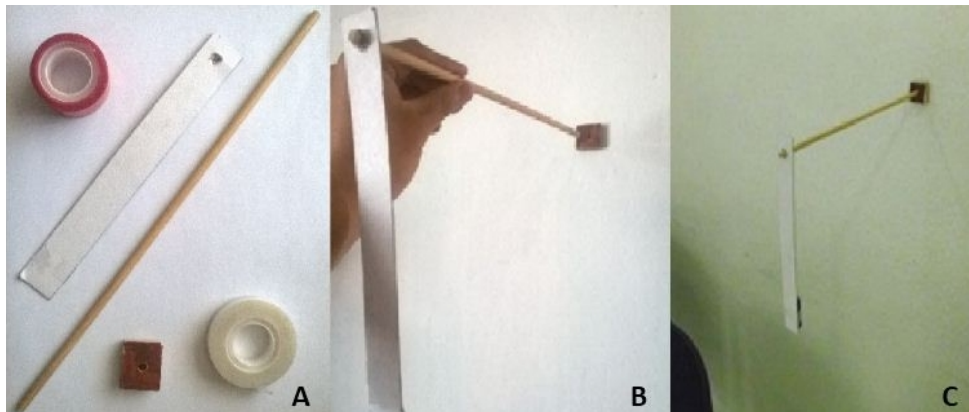


Fig. 4.9: A. Material del soporte, B. Colocación del TLD y C. TLD ya instalado.

- Se colocaron los porta dosímetros 9, 10 y 11, ver puntos amarillos en la figura 4.8.
- Se llevó el maniquí al cuarto de adquisición y se colocó sobre el sillón del PEM, el cual se ubicó en el centro del cuarto de adquisición, ver figura 4.11. Se cerró la puerta de entrada al cuarto y se colocaron los porta dosímetros 7 y 8, ver puntos amarillos en la figura 4.8. Se esperó media hora.
- Cumplido el tiempo de permanencia en el cuarto de adquisición, se retiraron los porta dosímetros 7, 8, 9, 10 y 11.



Fig. 4.10: Maniquí en el cuarto de inyección. Fig. 4.11: Maniquí en el cuarto de Adquisición.

- Se retiró el maniquí del área del PEM y se almacenó en el cuarto de guarda de material radiactivo.
- Se retiraron los cuadros de madera de la pared.
- El porta dosímetro 12 permaneció en todo momento en un lugar alejado de cualquier fuente radiactiva, como testigo.

Capítulo 5

Cálculos y resultados

5.1. Cálculo de blindajes

Con base en el croquis del área que albergará el PEM, ver figura 4.1, en la tabla 5.1 se muestran las barreras con sus respectivos nombres, colindancias y tipo de área.

Tabla 5.1: Características de las barreras del área del PEM.

Cuarto de inyección			
	Barrera	Colindancia	Tipo de área
1	Puerta	Pasillo	NC
2	Pared	Pasillo	NC
3	Pared	Pasillo	NC
4	Pared	Cuarto de adquisición	C
5	Puerta	Cuarto de adquisición	C
6	Pared	Sanitario	C
6A	Pared	Sala de gammagrafía	C
6B	Pared	Sanitario	C
6C	Pared	Área de guarda	C
TI	Techo	Laboratorio	NC
Cuarto de adquisición			
7	Puerta	Cuarto de inyección	C
8	Pared	Cuarto de inyección	C
9	Pared	Pasillo	NC
10	Pared	Pasillo	NC
11	Pared	Sala de gammagrafía	C
TA	Techo	Laboratorio	NC

NC = área no controlada C = área controlada

En la tabla 5.2 se muestran las distancias que se midieron desde la fuente radiactiva al punto de cálculo de dosis para cada barrera, el factor de ocupación que se le asignó a cada barrera según el área colindante y la dosis objetivo de acuerdo al tipo de personas que se encuentran en dicha área.

Como se ha mencionado, la fuente radiactiva se consideró al centro de cada cuarto y se consideraron los límites de dosis establecidos por el ICRP 103.

En la tabla 5.2, se puede notar que el factor de ocupación de $1/8$ para las puertas 1, 5 y 7 se cambió al factor de ocupación correspondiente a la pared de ese mismo lado, con el objetivo de no subestimar el tiempo de permanencia en la puerta. Para el caso de 6 y 6C, que son paredes que colindan con sanitario y área de guarda con factores de ocupación de $1/20$ y $1/40$, respectivamente, se unieron en una sola barrera denotada por 6 con un

factor de ocupación de 1/20 para no subestimar el tiempo de permanencia en el área.

Tabla 5.2: Valores considerados para las barreras del área del PEM.

Cuarto de inyección			
Barrera	Distancia d [m]	Factor de ocupación T	Dosis objetivo P [$\mu Sv/sem$]
1, 2	2.15	1/5	20
3	1.65	1/5	20
4, 5	2.15	1	100
6	1.65	1/20	400
6A	2.95	1	100
6B	2.95	1/20	400
TI	2.75	1	20
Cuarto de adquisición			
Barrera	Distancia d [m]	Factor de ocupación T	Dosis objetivo P [$\mu Sv/sem$]
7, 8	1.58	1	400
9	2.45	1/5	20
10	1.58	1/5	20
11	2.45	1	100
TA	2.75	1	20

En colindancias con áreas donde se encuentran equipos de detección de radiación, por ejemplo la cámara de gammagrafía o el mismo PEM, al ser áreas controladas la dosis objetivo es de $400 \mu Sv/semana$, sin embargo, se asignó un valor de $100 \mu Sv/semana$ para reducir la radiación que podría llegar a los equipos de imagen y afectar la calidad de las imágenes.

Tabla 5.3: Equivalente de dosis calculado para cada barrera.

Cuarto de inyección			Cuarto de adquisición		
Barrera	H [$\mu Sv/sem$]	H·T [$\mu Sv/sem$]	Barrera	H [$\mu Sv/sem$]	H·T [$\mu Sv/sem$]
1, 2	73.6	14.7	7, 8	43.4	43.4
3	124.9	25.0	9	18.1	3.6
4, 5	73.6	73.6	10	43.4	8.7
6	124.9	6.2	11	18.1	18.1
6A	39.1	39.1	TA	14.3	14.3
6B	39.1	2.0			
TI	45.0	45.0			

En la tabla 5.3 se muestran los valores del equivalente de dosis calculado en cada punto utilizando las ecuaciones 2.12 y 2.13, considerando la distancia y el factor de ocupación

para cada barrera, ver tabla 5.2. Con los resultados anteriores, tablas 5.2 y 5.3, utilizando las ecuaciones 2.16, 2.17 y 2.19 se calcularon los factores de transmisión y los grosores de las barreras mostrados en la tabla 5.4.

Tabla 5.4: Valores calculados para las barreras del área del PEM.

Cuarto de inyección				
Barrera	Factor de transmisión B	Grosor plomo [mm]	Grosor concreto [cm]	Grosor baritado [cm]
1, 2	1.36	0	0	0
3	0.80	0.19	3.82	2.90
4, 5	1.36	0	0	0
6	64.0	0	0	0
6A	2.56	0	0	0
6B	2.04	0	0	0
TI	0.44	0.61	9.19	6.97
Cuarto de adquisición				
Barrera	Factor de transmisión B	Grosor plomo [mm]	Grosor concreto [cm]	Grosor baritado [cm]
7, 8	9.22	0	0	0
9	5.54	0	0	0
10	2.30	0	0	0
11	5.54	0	0	0
TA	1.40	0	0	0

Todas las barreras del área del PEM se construyeron con 3 cm de concreto baritado de densidad 3.1 g/cm^3 , excepto el techo que ya cuenta con 12 cm de concreto.

5.2. Verificación de los blindajes

Homogeneidad y reproducibilidad

La respuesta de los 96 dosímetros de la prueba de homogeneidad se muestran en las tablas del apéndice A, con ellas se realizó la selección de los dosímetros utilizando una desviación estándar para limitar el número de dosímetros. En la figura A.1 se muestran los resultados obtenidos para el lote 1, que consta de 55 TLD-200, los cuales se denotaron desde 1 hasta 55, ver tablas A.1. Mientras que en la figura A.2 son mostrados para el lote 2, con 41 TLD, los cuales se nombraron a partir de 101 hasta 141, ver tabla A.2.

Se consideró una desviación estándar alrededor del promedio como criterio de selección de dosímetros, cabe aclarar que la selección de los dosímetros se realizó en dos etapas, debido a que los TLD del lote 2 fueron incorporados después. Para el lote 1, se encontró una respuesta promedio de $(92.3 \pm 9.0) \text{ nC}$, por lo que los TLD con respuestas fuera del rango de la desviación estándar con respecto al promedio fueron descartados. Se seleccionaron 42 TLD del lote 1.

En el caso del lote 2, la respuesta promedio fue de $(79.4 \pm 5.3) nC$, razón por la cual se descartaron 8 TLD.

Se realizaron 2 irradiaciones de los 75 TLD seleccionados para la prueba de reproducibilidad, los valores de respuesta se promediaron con los de la homogeneidad para tener 3 valores para cada dosímetro, dichos valores se muestran en las tablas A.3 y A.4 del apéndice. Con ellas se calculó el factor de corrección individual para cada dosímetro, utilizando la ecuación 3.2. Los valores del factor de corrección individual obtenidos se muestran en las tablas A.3 y A.4 del apéndice A.

Calibración

Los valores de la respuesta termoluminiscente sin corregir de los TLD debido a la calibración con ^{137}Cs se muestran en la tabla B.1 del apéndice B, se multiplicó cada lectura por el factor de corrección individual correspondiente y se promediaron las lecturas para cada valor del kerma en aire, ver tabla 5.5.

Tabla 5.5: Valores para cada grupo de dosímetros obtenidos de la calibración con ^{137}Cs .

Kerma en aire [mGy]	Respuesta TL [nC]
Testigo	3.75 ± 0.61
0.50	143.5 ± 3.5
1.25	330 ± 25
2.00	538 ± 27
2.75	746 ± 31
3.50	942 ± 66
5.00	1306 ± 45

Debido a que el grupo de dosímetros denotado como testigos no fue irradiado con ^{137}Cs y presenta una respuesta termoluminiscente, a los demás valores de las respuestas de los dosímetros irradiados se les restó el valor obtenido del testigo. De esta forma, se obtienen los valores de la tabla 5.6.

Tabla 5.6: Valores obtenidos de la calibración con ^{137}Cs .

Kerma en aire [mGy]	Respuesta TL [nC]
0.50	139.8 ± 3.6
1.25	326 ± 25
2.00	534 ± 27
2.75	742 ± 31
3.50	938 ± 66
5.00	1306 ± 45

Tomando los valores de la tabla 5.6 se realizó la gráfica de la figura 5.1 y realizando un ajuste lineal utilizando el programa Origin Pro 9.0, se obtiene la ecuación 5.1. La

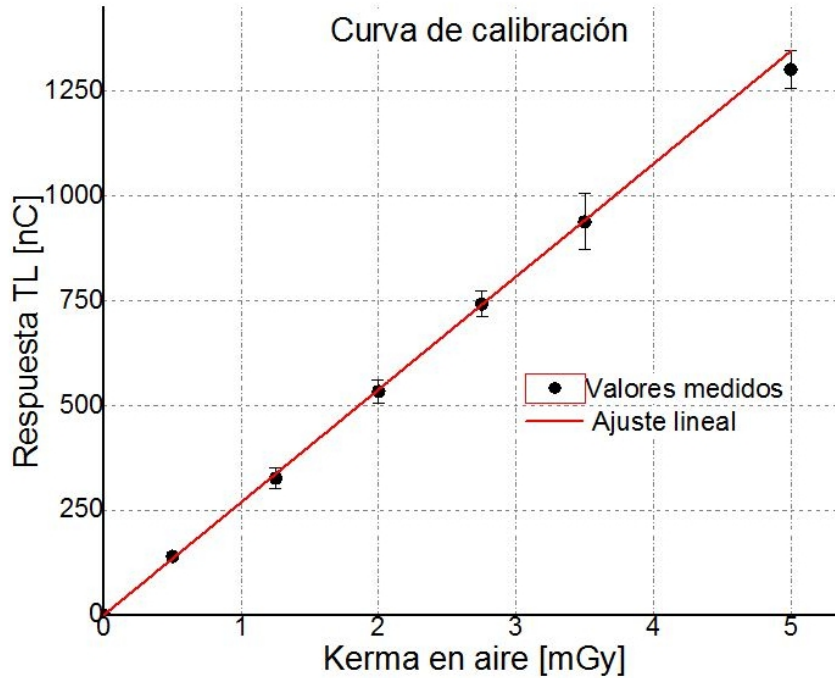


Fig. 5.1: Respuesta TL en función del kerma en aire para la calibración con ^{137}Cs .

ecuación corresponde a una recta con ordenada al origen igual a cero, ya que se le asoció un valor de 0 Gy a la respuesta de los dosímetros testigo, por lo que se restó la respuesta termoluminiscente a los dosímetros que fueron irradiados.

$$R_{662\text{keV}} = (270.3 \pm 3.5) \cdot K_{\text{aire}}^{662\text{keV}} \quad (5.1)$$

Comparando la ecuación 5.1 con la ecuación 3.4, se obtuvo que M tiene un valor de $(270.3 \pm 3.5) \text{ nC/mGy}$.

Las mediciones se realizaron con las barreras de 3 cm de concreto baritado construidas en el área de PEM. Los valores de la actividad utilizada en cada medición se encuentran en la tabla C.1 del apéndice C, obteniendo una actividad promedio de $(341 \pm 11) \text{ MBq}$ [$(9.20 \pm 0.29) \text{ mCi}$].

Mediciones en área de PEM

Para las mediciones en el área del PEM, se realizó el mismo procedimiento que con la calibración, la lectura del dosímetro se multiplicó por el factor de calibración correspondiente, se promediaron las lecturas corregidas obtenidas en cada punto de medición y se les restó la lectura de los dosímetros testigo, para cada medición.

En la tabla C.2 del apéndice C, se muestran los valores obtenidos promedio de la respuesta de los dosímetros debido a las 5 mediciones realizadas corregidas.

En la tabla 5.7, se muestran los valores calculados de la respuesta para punto de medición,

obtenidos al promediar los valores de la tabla C.2 del apéndice C, como resultado de las 5 mediciones.

Tabla 5.7: Valores promedio calculados de la respuesta para cada punto de medición.

Cuarto de inyección		Cuarto de adquisición	
Barrera	Respuesta TL [nC]	Barrera	Respuesta TL [nC]
1	1.26 ± 0.17	7	0.53 ± 0.14
2	0.66 ± 0.16	8	0.48 ± 0.15
3	0.92 ± 0.14	9	0.38 ± 0.14
4	1.27 ± 0.18	10	0.58 ± 0.13
5	0.96 ± 0.18	11	0.36 ± 0.15
6	0.53 ± 0.16		

Los valores de la tabla 5.7 son multiplicados por diferentes factores de acuerdo a la ecuación 3.14. Estos factores son: el factor de corrección por energía obtenido de la ecuación 3.9, la pendiente de calibración obtenida de la ecuación 5.1, el factor de pacientes para llegar a los 60 pacientes por semana, el factor de ocupación de la tabla 5.2 y el coeficiente de conversión de kerma en aire a equivalente de dosis personal calculado por interpolación de valores de la tabla 3.2.

El factor N, ver ecuación 3.13 se obtuvo considerando la actividad de los cálculos de blindaje $\mathcal{A}_0 = 74 \text{ MBq}$ (2 mCi) con 60 pacientes por semana y la utilizada en las mediciones con los dosímetros $\mathcal{A}_m = 370 \text{ MBq}$ (10 mCi).

En la tabla 5.8 se muestran los valores de cada factor.

Tabla 5.8: Factores para obtener equivalente de dosis personal.

Factor corrección energía	Pendiente calibración	Factor pacientes	Factor de ocupación	Coef. kerma aire a equivalente de dosis personal
$R_{662\text{keV}}^{511\text{keV}}$	M	N	T	$H_P(10)/K_{\text{aire}}$
1.005	$(270.3 \pm 3.5) \text{ nC/mGy}$	12	Depende de barrera	$1.242 \mu\text{Sv/mGy}$

Los equivalentes de dosis personal obtenidos a partir de los valores de las tablas 5.2, 5.7 y 5.8, además de la ecuación 3.14, se muestran en la tabla 5.9.

En las gráficas de las figuras 5.2 y 5.3 se muestran los resultados de la tabla 5.9 separados por límites de dosis semanales de 20 y la otra de 100 y 400 $\mu\text{Sv/sem}$.

5.2. VERIFICACIÓN DE LOS BLINDAJES

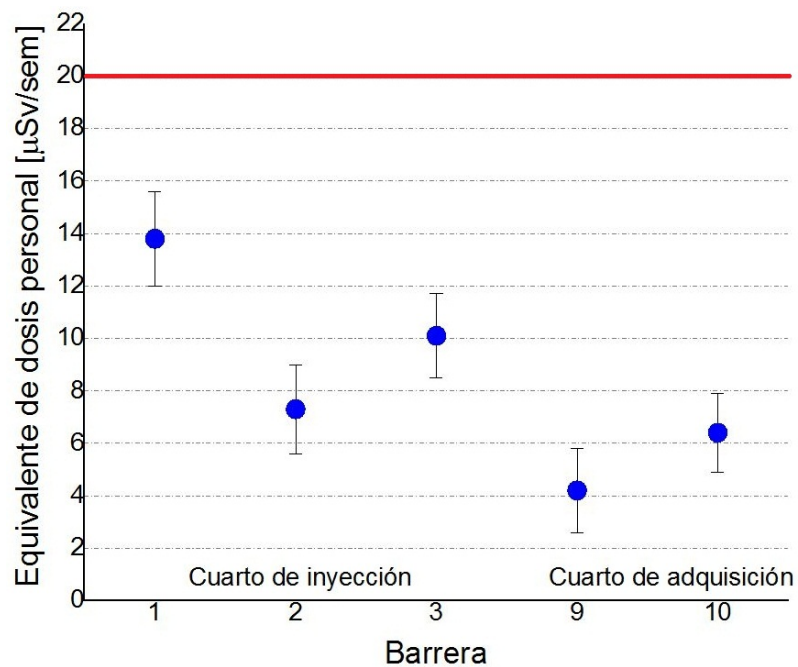


Fig. 5.2: Equivalente de dosis personal para las barreras con límite de dosis de $20 \mu\text{Sv/sem}$.

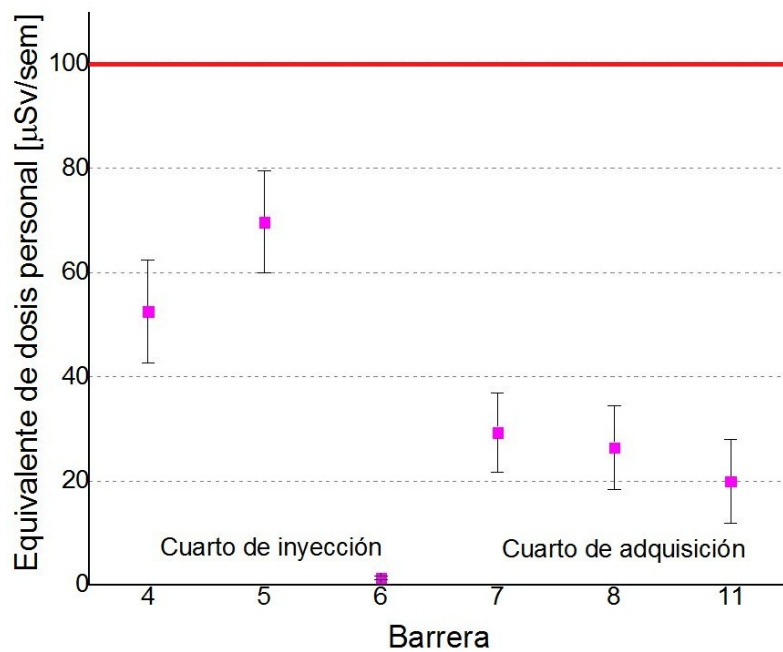


Fig. 5.3: Equivalente de dosis personal para las barreras con límite de dosis de 100 y 400 $\mu\text{Sv/sem}$.

Tabla 5.9: Valores medidos de equivalente de dosis personal para cada punto de medición.

Cuarto de inyección		Cuarto de adquisición	
Barrera	Equivalente de dosis personal [$\mu Sv/sem$]	Barrera	Equivalente de dosis personal [$\mu Sv/sem$]
1	13.8 ± 1.8	7	29.3 ± 7.6
2	7.3 ± 1.7	8	26.4 ± 8.1
3	10.1 ± 1.6	9	4.2 ± 1.6
4	52.5 ± 9.9	10	6.4 ± 1.5
5	69.7 ± 9.8	11	19.9 ± 8.0
6	1.44 ± 0.44		

Para comparar los resultados teóricos y experimentales, se calcularon los factores de transmisión para los blindajes instalados en el área de PEM. Utilizando las ecuaciones 2.16 y 2.18 se encontró que para 1 mm de plomo es de 0.8912 y para 3 cm de concreto baritado es de 0.7917; dichos valores se multiplicaron según la ecuación 2.14 por los valores obtenidos de dosis de la tabla 5.3. Los resultados se muestran en la tabla 5.10.

Tabla 5.10: Comparación de valores teóricos y experimentales.

Cuarto de inyección			Cuarto de Adquisición		
Equivalente de dosis personal [$\mu Sv/sem$]			Equivalente de dosis personal [$\mu Sv/sem$]		
Barrera	Medido	Calculado	Barrera	Medido	Calculado
1	13.8 ± 1.8	13.1	7	29.3 ± 7.6	38.7
2	7.3 ± 1.7	11.6	8	26.4 ± 8.1	34.2
3	10.1 ± 1.6	19.7	9	4.2 ± 1.6	2.8
4	52.5 ± 9.9	58.1	10	6.4 ± 1.5	6.8
5	69.7 ± 9.8	65.6	11	19.9 ± 8.0	14.2
6	1.44 ± 0.44	4.9			

Discusión

En la tabla 5.4, donde se muestran el factor de transmisión y los grosores de blindaje, se observa que sólo las barreras 3 y TI requieren blindaje. La barrera 3 requiere 0.19 mm de plomo, 3.82 cm de concreto ordinario o 2.90 cm de concreto baritado. Mientras que el techo del cuarto de inyección 0.61 mm de plomo, 9.19 cm de concreto ordinario o 6.97 cm de concreto baritado.

Las barreras 3 y TI requieren blindaje debido a que se les asoció la dosis objetivo de $20 \mu Sv/sem$, el más bajo, y que tienen factores de ocupación de 1/5 y 1, respectivamente. La barrera 3 colinda con un pasillo fuera del Departamento de Medicina Nuclear y TI colinda con un laboratorio, ambos son zonas no controladas y por lo tanto se considera público en general.

Aunque existen otras dos barreras que tienen la misma dosis objetivo y el mismo factor de ocupación 1/5, los puntos de cálculo para las barreras 1 y 2 se encuentran a una distancia, con respecto a la posición de la fuente radiactiva, mayor (2.15 m) que la barrera 3 (1.65 m), por lo que no requieren blindaje.

Cabe destacar que los resultados de los cálculos de blindaje son válidos únicamente en las condiciones en que se realizaron, fuentes radiactivas ubicadas al centro de los cuartos de inyección y adquisición, actividad inyectada de 74 MBq (2 mCi) de flúor 18 y una carga de trabajo de 60 pacientes por semana. De tal forma que no se debe exceder la actividad semanal de 4440 MBq (120 mCi), para el cual están calculados los blindajes. Otro punto muy importante son los límites de dosis, se utilizaron los límites establecidos por el ICRP 103, 1 mSv para público en general y 20 mSv para POE, los cuales son menores que los establecidos en el Reglamento General de Seguridad Radiológica, 5 mSv para público en general y 50 mSv para POE.

Al utilizar una carga de trabajo muy por encima del número de pacientes semanal real y los límites del ICRP 103, se obtiene un margen con el cual se garantiza cumplir con la norma mexicana y permite la ubicación de la paciente en un punto que no sea el centro de los cuartos.

Durante la adaptación del área, con base en los resultados mostrados en la tabla 5.4, se decidió recubrir todos los muros existentes con una capa de 3 cm de concreto baritado ($3.1 g/cm^3$) y revestir las puertas con una lámina de plomo de 1 mm de espesor, para agregar un factor de protección adicional, considerando que existen otros equipos de imagenología cercanos al PEM y para disminuir en mayor medida la exposición del personal del Departamento de Medicina Nuclear y el público en general.

A los techos del área del PEM no se les colocó ningún blindaje debido a que están constituidos por una losa de 12 cm de espesor de concreto ordinario, el cual es mayor que los 9.19 cm que se obtuvieron de los cálculos de blindaje.

La verificación de los blindajes se realizó en algunos puntos del cálculo de blindajes, debido al número limitado de dosímetros y porta dosímetros. Se realizaron las mediciones con 370 MBq (10 mCi) debido a que con la actividad de 74 MBq (2 mCi) no se obtuvo una respuesta termoluminiscentes de los TLD-200 que fuera diferente a las de los dosímetros

testigo. Se utilizó un maniquí lleno con agua para simular el cuerpo de la paciente. Los valores del equivalente de dosis personal semanal medidos son menores que los de los límites de dosis semanales de referencia utilizados, 20, 100 y 400 $\mu Sv/sem$, ver figuras 5.2 y 5.3. En particular, para la barrera 3 que requería blindaje con límite de dosis objetivo de 20 $\mu Sv/sem$, se obtuvo un equivalente de dosis personal de $(10.1 \pm 1.6) \mu Sv/sem$, lo cual verifica el blindaje de dicha barrera. Por lo que se puede decir que los blindajes fueron verificados y cumplen cabalmente su objetivo.

En la parte de comparación de los cálculos y las mediciones, ver tabla 5.10, se tomaron los cálculos de equivalentes de dosis semanal en los puntos de interés y se multiplicaron por el factor de ocupación y el factor de transmisión respectivos a cada barrera. Se utilizaron los factores de transmisión de 1 mm de plomo (0.8912) y 3 cm de concreto baritado (0.7917). Para las 11 barreras en las que realizó la verificación de blindajes se obtuvieron valores menores o iguales que el valor calculado de equivalente de dosis semanal, utilizando el rango de la incertidumbre de las mediciones.

Para la barrera 6, que colinda con un sanitario, se midió un equivalente de dosis de $(1.4 \pm 0.4) \mu Sv/sem$ que es mucho menor que la calculada de 4.9 $\mu Sv/sem$ y para la barrera 3 se midió una dosis de $(10.1 \pm 1.6) \mu Sv/sem$ en comparación con la calculada de 19.7 $\mu Sv/sem$. Esto puede deberse a que el grosor de concreto baritado puede ser mayor que el requerido, debido a que a la mezcla de concreto se le agregaba la barita conforme se iba colocando, o debido a alguna estructura ya existente dentro de las barreras.

En general, la metodología del Grupo de Trabajo 108 para el cálculo de blindajes para las instalaciones de PET/CT, a pesar de que está basada en una ecuación para fuentes puntuales, da resultados muy aproximados a los medidos.

Conclusión

Se utilizó la metodología del TG 108 y se determinó que únicamente 2 barreras del área del PEM requerían blindaje. La barrera 3 requería 2.90 cm de concreto baritado y el techo del cuarto de inyección 9.19 cm de concreto ordinario.

Con base en los resultados anteriores, se decidió recubrir todos los muros existentes con una capa de 3 cm de concreto baritado y a las puertas con 1 mm de plomo. A los techos no fue necesario colocarles un blindaje debido a que están constituidos por una losa de 12 cm de concreto ordinario.

En la parte de verificación de blindajes con dosimetría termoluminiscente se encontraron mediciones menores a los límites de dosis semanales obtenidas de los establecidos anualmente por el ICRP 103. Por lo que se verificaron exitosamente los blindajes.

Apéndice A

Homogeneidad y reproducibilidad

Tabla A.1: Valores obtenidos de la prueba de homogeneidad para el lote 1, ver figura A.1.

Nombre	Respuesta [nC]	Nombre	Respuesta [nC]
1	101.5	29	106.1
2	103.2	30	83.96
3	85.49	31	89.20
4	84.23	32	88.79
5	88.67	33	87.64
6	95.36	34	88.09
7	99.17	35	86.99
8	113	36	109.8
9	84.75	37	84.67
10	96.88	38	86.82
11	104.9	39	83.40
12	85.15	40	106.3
13	98.15	41	83.69
14	108.2	42	86.25
15	108.5	43	84.87
16	83.99	44	85.51
17	85.23	45	88.11
18	109.9	46	93.25
19	83.96	47	98.24
20	99.43	48	88.46
21	99.66	49	102.0
22	86.39	50	84.57
23	86.95	51	107.8
24	82.86	52	84.90
25	85.78	53	85.79
26	83.53	54	92.67
27	91.03	55	84.23
28	87.80		

Tabla A.2: Valores obtenidos de la prueba de homogeneidad para el lote 2, ver figura A.2.

Nombre	Respuesta [nC]	Nombre	Respuesta [nC]
101	83.24	122	78.04
102	81.83	123	80.95
103	81.86	124	75.88
104	79.96	125	80.89
105	78.01	126	80.45
106	76.20	127	70.05
107	77.64	128	79.27
108	91.43	129	81.31
109	78.72	130	75.03
110	81.39	131	77.82
111	80.14	132	77.31
112	84.59	133	71.16
113	68.37	134	91.20
114	81.34	135	77.89
115	79.63	136	80.90
116	79.30	137	75.53
117	74.41	138	90.71
118	91.82	139	78.58
119	80.82	140	76.91
120	75.56	141	69.56
121	77.85		

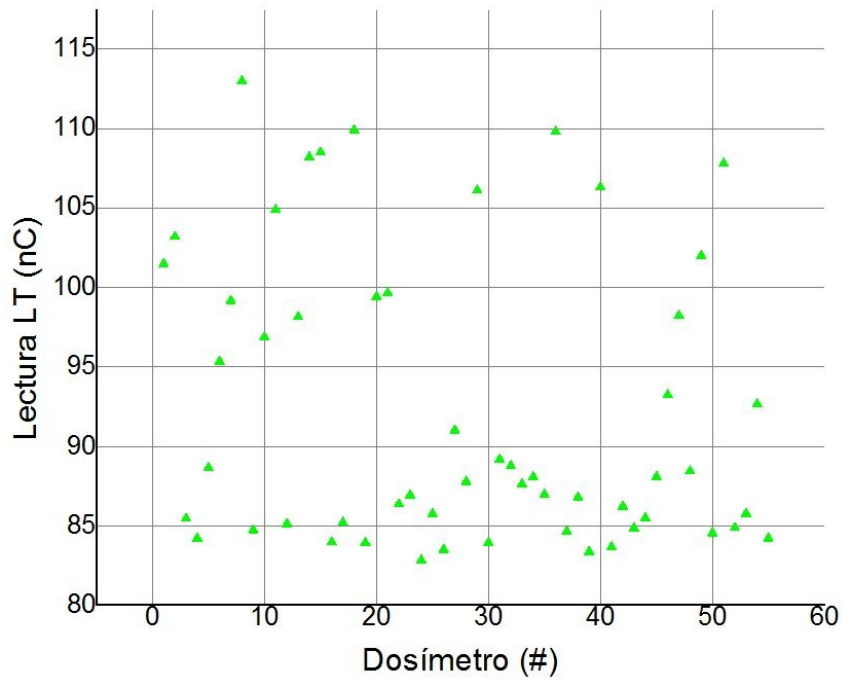


Fig. A.1: Respuesta de la prueba de homogeneidad para los TLD del lote 1.

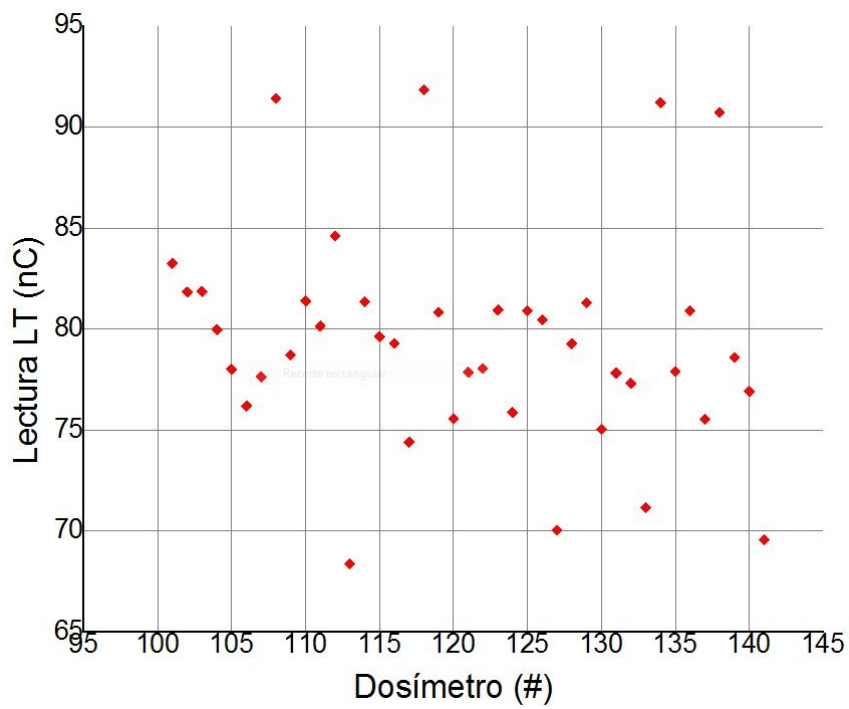


Fig. A.2: Respuesta de la prueba de homogeneidad para los TLD del lote 2.

Tabla A.3: Valores obtenidos de la reproducibilidad del lote 1.

Lote 1				C_i
Nombre	Respuesta [nC]	Respuesta [nC]	Respuesta [nC]	Factor de corrección
1	85.49	98.16	87.78	0.9367
2	84.23	95.24	99.16	0.9157
3	88.67	82.62	81.63	1.0014
4	95.36	90.00	84.33	0.9396
5	99.17	89.77	94.51	0.8944
6	84.75	95.95	84.54	0.9580
7	96.88	98.42	94.14	0.8749
8	85.15	93.61	88.66	0.9490
9	98.15	80.73	73.76	1.0122
10	83.99	93.57	86.24	0.9624
11	85.23	92.66	94.66	0.9327
12	83.96	81.83	79.83	1.0307
13	99.43	76.87	78.87	1.0024
14	99.66	75.28	76.46	1.0202
15	86.39	80.66	73.15	1.0564
16	86.95	82.49	80.57	1.0128
17	85.78	79.34	79.13	1.0370
18	83.53	81.05	78.75	1.0404
19	91.03	81.32	75.23	1.0261
20	87.80	82.54	70.95	1.0543
21	83.96	80.96	77.31	1.0453
22	89.20	79.35	73.51	1.0497
23	88.79	77.43	73.97	1.0578
24	87.64	78.38	76.02	1.0479
25	88.09	78.56	74.38	1.0532
26	86.99	84.22	83.87	0.9926
27	84.67	81.74	74.56	1.0518
28	86.82	81.25	76.22	1.0375
29	83.40	88.90	86.86	0.9785
30	83.69	92.77	85.45	0.9691
31	86.25	83.80	77.29	1.0243
32	84.87	99.68	91.75	0.9217
33	85.51	80.06	74.80	1.0545
34	88.11	85.67	74.34	1.0235
35	93.25	92.73	82.40	0.9448
36	98.24	78.84	77.71	1.0019
37	88.46	77.84	74.25	1.0557
38	84.57	82.29	72.99	1.0576
39	84.90	83.17	79.49	1.0227
40	85.79	78.08	73.23	1.0700
41	92.67	81.97	70.72	1.0403
42	84.23	76.36	75.60	1.0730

Tabla A.4: Valores obtenidos de la reproducibilidad del lote 2.

Nombre	Lote 2			C_i
	Respuesta [nC]	Respuesta [nC]	Respuesta [nC]	Factor de corrección
101	83.24	77.69	80.45	0.9666
102	81.83	75.32	82.1	0.9757
103	81.86	76.68	79.48	0.9802
104	79.96	74.82	81.69	0.9870
105	78.01	81	81.46	0.9705
106	76.2	72.7	71.32	1.0598
107	77.64	74.11	80.81	1.0036
108	78.72	71.14	83.91	1.0012
109	81.39	77.8	82.55	0.9650
110	80.14	71.38	79.13	1.0129
111	84.59	78.76	75.85	0.9769
112	81.34	75.55	72.94	1.0167
113	79.63	77.21	81.81	0.9775
114	79.3	75.33	80.91	0.9906
115	74.41	73.05	79.07	1.0304
116	80.82	75.77	83.14	0.9737
117	75.56	74.8	82.92	1.0016
118	77.85	74.67	72.08	1.0394
119	78.04	71.42	73.57	1.0466
120	80.95	76.27	74.91	1.0057
121	75.88	77.44	72.36	1.0348
122	80.89	76.64	80.44	0.9803
123	80.45	74.1	79.03	0.9991
124	79.27	80.25	79.18	0.9773
125	81.31	74.41	81.04	0.9860
126	75.03	78.26	75.89	1.0184
127	77.82	74.48	80.4	1.0028
128	77.31	79.96	81.88	0.9760
129	77.89	76.05	80.39	0.9956
130	80.9	72.73	80.11	0.9992
131	75.53	72.58	73.4	1.0530
132	78.58	75.02	75.16	1.0198
133	76.91	74.88	76.35	1.0223

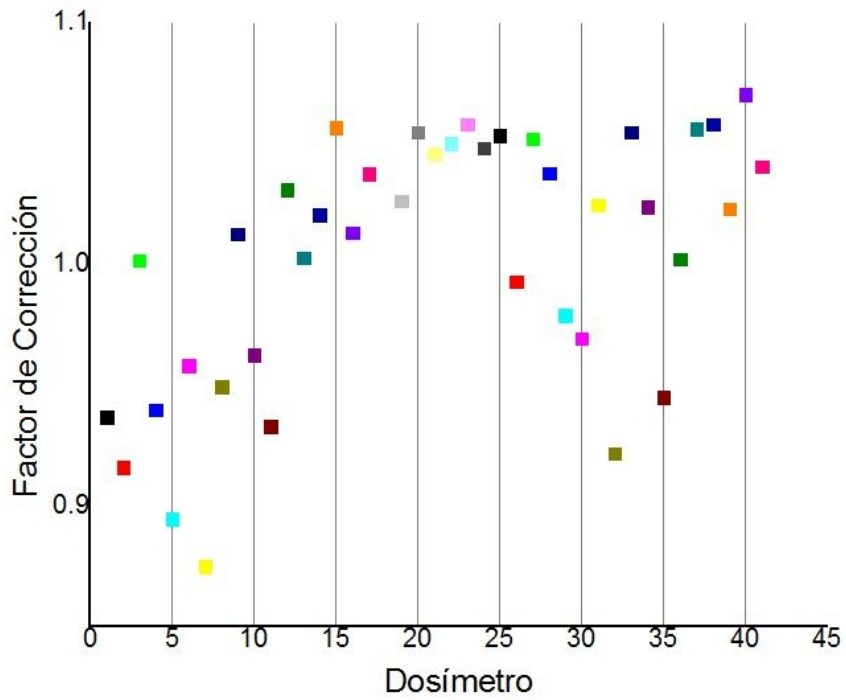


Fig. A.3: Factor de corrección para cada dosímetro del lote 1, ver tabla A.3.

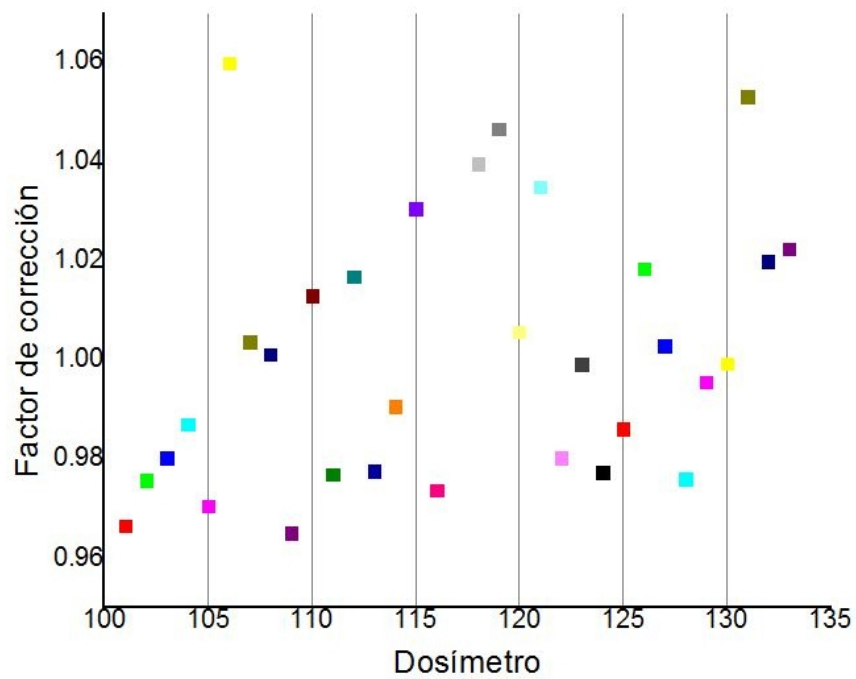


Fig. A.4: Factor de corrección para cada dosímetro del lote 2, ver tabla A.4.

Apéndice B

Calibración

Tabla B.1: Valores obtenidos sin corrección de la calibración con ^{137}Cs para cada dosímetro

0.50 mGy		1.25 mGy		2.00 mGy	
Nombre	Respuesta [nC]	Nombre	Respuesta [nC]	Nombre	Respuesta [nC]
Nombre	Lec [nC]	Nombre	Lec [nC]	Nombre	Lec [nC]
1	157.8	2	358.9	3	526.2
7	159.2	8	354.9	9	504.6
13	144.0	14	323.8	15	484.2
19	141.2	20	330.5	21	534.6
25	138.2	26	356.5	27	548.9
31	135.8	32	307.9	33	511.7
2.75 mGy		3.50 mGy		5.00 mGy	
Nombre	Respuesta [nC]	Nombre	Respuesta [μC]	Nombre	Respuesta [μC]
4	782.6	5	1.008	6	1.376
10	777.5	11	1.029	12	1.273
16	730.2	17	0.894	18	1.315
22	721.5	23	0.9177	24	1.253
28	765.9	29	1.068	30	1.336
34	685.0	35	0.9002	36	1.226
Testigo					
Nombre	Respuesta [nC]				
37	4.615				
38	3.266				
39	3.076				
40	3.136				
41	3.695				
42	3.578				

Apéndice C

Mediciones

Tabla C.1: Valores de actividad obtenidas en cada medición

No.	Actividad total	Actividad residual
	[mCi]	[μ Ci]
1	9.29 \pm 0.28	125 \pm 4
2	9.88 \pm 0.30	570 \pm 17
3	9.42 \pm 0.28	527 \pm 16
4	10.02 \pm 0.30	238 \pm 7
5	8.99 \pm 0.27	116 \pm 3

Tabla C.2: Valores promediados de respuesta de porta dosímetro para cada medición

Nombre	Medición 1	Medición 2	Medición 3
	Respuesta [nC]	Respuesta [nC]	Respuesta [nC]
D1	1.558 \pm 0.530	1.037 \pm 0.163	1.056 \pm 0.366
D2	1.435 \pm 0.549	0.324 \pm 0.232	0.559 \pm 0.227
D3	1.630 \pm 0.390	0.553 \pm 0.253	0.785 \pm 0.247
D4	1.500 \pm 0.477	0.866 \pm 0.322	1.322 \pm 0.294
D5	1.476 \pm 0.545	0.582 \pm 0.230	0.958 \pm 0.306
D6	0.527 \pm 0.465	0.345 \pm 0.178	0.328 \pm 0.203
D7	0.769 \pm 0.342	0.268 \pm 0.260	0.040 \pm 0.241
D8	0.705 \pm 0.489	0.299 \pm 0.251	0.188 \pm 0.228
D9	0.735 \pm 0.467	0.175 \pm 0.256	0.063 \pm 0.225
D10	0.616 \pm 0.389	0.556 \pm 0.253	0.428 \pm 0.243
D11	0.795 \pm 0.464	0.041 \pm 0.178	0.080 \pm 0.244
Medición 4		Medición 5	
	Respuesta [nC]	Respuesta [nC]	
D1	1.528 \pm 0.346	1.131 \pm 0.372	
D2	0.852 \pm 0.299	0.143 \pm 0.343	
D3	1.075 \pm 0.306	0.541 \pm 0.389	
D4	1.844 \pm 0.455	0.821 \pm 0.406	
D5	1.385 \pm 0.480	0.383 \pm 0.370	
D6	1.247 \pm 0.450	0.182 \pm 0.386	
D7	0.773 \pm 0.350	0.821 \pm 0.333	
D8	0.841 \pm 0.255	0.377 \pm 0.359	
D9	0.879 \pm 0.277	0.068 \pm 0.327	
D10	1.123 \pm 0.338	0.184 \pm 0.251	
D11	0.588 \pm 0.345	0.308 \pm 0.323	

Bibliografía

- [Ahmed] Ahmed, Syed Naeem; *Physics and Engineering of the radiation detection*. Academic Press, Elsevier, 1a edición, 2007.
- [ANS] American Nuclear Society; *ANSI/ANS-6.1.1-1991: Neutron and Gamma-Ray Fluence-To-Dose Factors*. American Nuclear Society, 1991.
- [Archer] Archer, B. R.; Thornby, J. I. y Bushong, S. C.; *Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation*. Health Physics, 44, 507–517, 1983.
- [Aviles] Avilés Mandujano, Patricia Raquel; *Manual de procedimientos del Taller de Física de Radiaciones*. Facultad de Ciencias, UNAM; 2000.
- [Attix] Attix, Frank Herbert; *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. WILEY-VCH Verlag GmbH and Co; 2a edición; 2004.
- [Buenfil] Buenfil Burgos, Ana Elena; *Manual de procedimientos de trabajo de laboratorio de dosimetría*. Instituto de Física, UNAM, 1990.
- [Furetta] Furetta, Claudio; *Handbook of Thermoluminescence*. World Scientific Publishing; 2003.
- [Evans] Evans, Robley D.; *The Atomic Nucleus*. McGraw Hill; 1958.
- [EYMSA] Electronica Y Medicina S.A, [http : //www.eymsa.mx](http://www.eymsa.mx)
- [IAEA H] International Atomic Energy Agency, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and students*. 2005.
- [IAEA S] International Atomic Energy Agency, *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. edición interim; 2007.
- [ICRP 103] International Commission on Radiological Protection, *Las recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Seguridad Radiológica*. 2007.
- [ICRP 105] International Commission on Radiological Protection, *Protección Radiológica en Medicina*. 2011.
- [Khan] Khan, Faiz M.; *The physics of radiation therapy*. Maple Press; 3a edición; 2003.
- [Martin] Martin, James E.; *Physics for radiation protection*. Wiley-VCH Verlag GmbH and Co; 2a edición; 2006.
- [Mayles] Mayles, W. P. N.; Heisig, S.; Mayles, H. M. O.; *Treatment verification and in vivo dosimetry*. Radiotherapy Physics; Oxford University Press; 1993.
- [NCRP 49] National Council on Radiation Protection and Measurements; *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*. 1976.
- [NCRP 147] National Council on Radiation Protection and Measurements; *Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities*. 2007.

-
- [NIST] The National Institute of Standards and Technology; *X-Ray Mass Attenuation Coefficients*.
[http : //physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/tab4.html](http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ComTab/tab4.html)
- [NOM 229] Secretaría de Salud; *Norma Oficial Mexicana: NOM- 229-SSA1-2002*. 2006.
- [Podgorsak] Podgorsak, Ervin B.; *Radiation physics for medical physicists*. Springer, 2a edición, 2003.
- [Saha] Saha, Gopal. B.; *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*. Springer, 4a edición, 2013.
- [TG 108] Madsen, Mark T.; Anderson, jon. A.; Halama, James R.; Kleck, Jeff; Simpkin, Douglas J.; Votaw, John R; Wendt III, Richard E; Williams, Lawrence E; Yester, Michael V.; *PET y PET/CT (PET and PET/CT Shielding Requirements*. Medical physics, Vol. 33, No.1; American Association of Physicists in Medicine; 2006.
- [Thermo] Thermo Scientific; *TLD Materials Specifications: Features and Technical Specifications*.
- [Thermo2] Thermo Scientific; *TLD Materials Properties*.
- [Turner] Turner, James E.; *Atoms, radiation and radiation protection*. WILEY-VCH Verlag GmbH and Co, 3a edición, 2007.
- [RGSR] Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias; *Reglamento General de Seguridad Radiológica*. Diario Oficial de la Federación; 22 de Noviembre de 1988.
- [Simpkin] Simpkin, D. J.; *Shielding requirements for constant-potential diagnostic x-ray beams determined by a Monte Carlo calculation*. Health Physics, 56, 151–164, 1989.
- [Snyder] Snyder, Waiter S.; *MIRD Pamphlet 5: Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom*. Journal of Nuclear Medicine, 10 Suplemento 3; 1969.
- [Zoetelief] Zoetelief, Julios y Christensen; *Nuclear science and technology: Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD*. Comunidad Europea de Energía Atómica, 2000.