



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**“MEDICIÓN DE DOSIS RECIBIDA POR EL  
PERSONAL OCUPACIONALMENTE EXPUESTO DEL  
DEPARTAMENTO DE MEDICINA NUCLEAR DEL  
INCAN”**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**F Í S I C O**

**P R E S E N T A:**

**NOHEMI ARACELI SÁNCHEZ URIBE**



**DIRECTOR DE TESIS:  
DRA. OLGA LETICIA ÁVILA AGUIRRE  
2011**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## Hoja de Datos del Jurado

- |  |   |
|--|---|
| 1. Datos del alumno<br>Apellido Paterno<br>Apellido Materno<br>Nombre(s)<br>Teléfono<br>Universidad Nacional Autónoma de México<br>Facultad de Ciencias<br>Carrera<br>Número de Cuenta | 1. Datos del alumno<br>Sánchez<br>Uribe<br>Nohemí Araceli<br>57 30 85 16<br>Universidad Nacional Autónoma de México<br>Facultad de Ciencias<br>Física<br>300285507                |
| 2. Datos del Tutor<br>Grado<br>Nombre(s)<br>Apellido Paterno<br>Apellido Materno   | 2. Datos del Tutor<br>Dra.<br>Olga Leticia<br>Ávila<br>Aguirre  |
| 3. Datos del sinodal 1<br>Grado<br>Nombre(s)<br>Apellido Paterno<br>Apellido Materno   | 3. Datos del sinodal 1<br>Dr.<br>Ernesto José<br>Belmont<br>Moreno  |
| 4. Datos del sinodal 2<br>Grado<br>Nombre(s)<br>Apellido Paterno<br>Apellido Materno   | 4. Datos del sinodal 2<br>M. en C.<br>Alejandro<br>Rodríguez<br>Laguna  |
| 5. Datos del sinodal 3<br>Grado<br>Nombre(s)<br>Apellido Paterno<br>Apellido Materno   | 5. Datos del sinodal 3<br>M. en C<br>Ana Elena<br>Buenfil<br>Burgos   |
| 6. Datos del sinodal 4<br>Grado<br>Nombre(s)<br>Apellido Paterno<br>Apellido Materno   | 6. Datos del sinodal 4<br>Dr.<br>Pedro Ramón<br>González<br>Martínez  |
| 7. Datos del trabajo escrito<br>Título<br>Subtítulo<br><br>Número de páginas<br>Año  | 7. Datos del trabajo escrito<br>Medición de Dosis Recibida por el Personal<br>Ocupacionalmente Expuesto del Departa-<br>mento de Medicina Nuclear del INCan<br>54 páginas<br>2011 |

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco apreciablemente y de la manera más atenta a mi asesora: Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre por todas sus atenciones para conmigo durante el tiempo de convivencia. Por su paciencia y comprensión, por su apoyo múltiple además de sus enseñanzas y comentarios que le dieron forma a este trabajo. Gracias.

A mis sinodales: Dr. Ernesto José Belmont Moreno, M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna, M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos y Dr. Pedro Ramón González Martínez por su tiempo en la revisión, comentarios y correcciones para la mejora de dicha tesis.

De manera especial agradezco a la Dra. Ma. Ester Brandan Siques por el apoyo otorgado a la realización de esta tesis dentro de su grupo de trabajo.

Al Dr. Enrique Estrada Lobato, Jefe del Departamento de Medicina Nuclear, Dr. Luis Alberto Medina Velázquez y M. en C. Alejandro Rodríguez Laguna por permitir mi estancia durante el desarrollo de este trabajo. A todo el Personal del Departamento de Medicina Nuclear por su colaboración y disposición para portar los dosímetros. Conjuntamente agradezco su apoyo y sobre todo su amistad.

Al personal del Departamento de Metrología del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares: Fís. Víctor Tovar, Dr. José Trinidad Álvarez e Ing. Jaime Ayala por su apoyo para realizar las medidas de calibración de los dosímetros ante irradiación gamma proveniente de  $^{137}\text{Cs}$ .

Al Instituto de Física de la UNAM por permitirme el uso del Laboratorio de Dosimetría Termoluminiscente y a DGAPA por el apoyo a este trabajo a través del Programa de Apoyo a proyectos de investigación tecnológica PAPIIT UNAM-IN102610.

Al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares por aceptarme como becaria asociada y permitirme desarrollar parte de este trabajo en sus instalaciones así como por el apoyo económico otorgado.

Agradezco a Dios por darme la dicha de tener esta vida y concederme compartirla al lado de gente maravillosa. Gracias por la mayor bendición como lo es tener a mis papás.

A mis padres y hermano que con su apoyo incondicional me han permitido llegar hasta esta etapa. Por todo su amor y dedicación, por sus consejos y muchos motivos más por los cuales no encuentro palabras para decirles gracias. A toda mi familia que ha permanecido a mi lado en todo momento pendiente de mi crecimiento como persona, gracias Jefa. A quienes fueron requeridos en el cielo y por mala fortuna ya no están en persona, les dedico y comparto este trabajo.

A mis profesores que en el transcurso de la carrera fueron parte importante en mi formación como estudiante, entre ellos: Mat. Gabriel Ocampo Márquez, M. en C. Jacqueline Cañetas, Dra. Catalina Stern, Dra. Alicia Oliver, Dr. Manuel Alvarado, M. en C. César Ruiz, laboratorista y amigo Jaime Basurto Trejo.

Agradezco enormemente a todos mis amigos que en alguna etapa de mi vida han llegado para quedarse. A mis amigos Carmen, Oscar, Horacio, Gerardo y Ma. Elena. De igual manera a la Dra. Nahiely Flores Fajardo y becarios del museo UNIVERSUM por su grata amistad.

Gracias a mis amigos de la facultad: Jessica, Miguel, Romeo, Alberto, Delia, Adriana, Itzel, Andrómeda, Yadira, Arturo, Iván, Ulises, Fernando, Guillermo, Kiyoshi y Andrés por representar más que una amistad...una segunda familia que fui ganando a lo largo de la carrera.

A Néstor Cotzomi Guerrero por ser mi compañero, mi amigo, mi apoyo. Gracias por formar parte de mi vida... Te amo.

## ÍNDICE

|   | Página |
|---|--------|
| Agradecimientos   |        |
| INTRODUCCIÓN  | 1      |
| <br>  |        |
| CAPÍTULO 1. CONCEPTOS BÁSICOS   |        |
| 1.1 Interacción de la Radiación con la Materia                          | 3      |
| 1.1.1 Generalidades   | 3      |
| 1.1.2 Interacción de la Radiación Electromagnética<br>con la Materia    | 5      |
| 1.1.2.1 Efecto Fotoeléctrico  | 5      |
| 1.1.2.2 Efecto Compton  | 6      |
| 1.1.2.3 Producción de pares   | 7      |
| 1.1.3 Conceptos Radiológicos  | 8      |
| 1.1.4 Dosimetría termoluminiscente                                      | 12     |
| 1.1.4.1 Termoluminiscencia del LiF: Mg, Ti (TLD-100)                    | 14     |
| 1.1.4.2 Dependencia de energía  | 15     |
| 1.1.5 Dosimetría basada en luminiscencia ópticamente estimulada         | 15     |
| 1.1.6 Protección radiológica  | 16     |
| 1.1.6.1 Principios de Protección Radiológica                            | 16     |
| 1.1.6.2 Reglamentos y Normativas Internacionales<br>Limitación de Dosis | 16     |
| 1.1.7 Medicina Nuclear. Instituto Nacional de Cancerología              | 17     |
| 1.1.7.1 Radiofármacos y Radionúclidos                                   | 18     |
| 1.1.7.2 Equipos asociados a Medicina Nuclear                            | 21     |
| 1.1.7.3 Sitios de interés en el DMN del INCan                           | 25     |

|  |    |
|--|----|
| CAPITULO 2. TRABAJO EXPERIMENTAL                               |    |
| 2.1 Método experimental  | 29 |
| 2.1.1 Protocolo experimental de uso de dosímetros TLD-100      | 29 |
| 2.1.2 Selección de dosímetros                                  | 30 |
| 2.1.3 Calibración de dosímetros                                | 32 |
| 2.1.4 Uso cotidiano de dosímetros por el POE del DMN del INCan | 33 |
| 2.1.5 Lecturas de dosímetros TL                                | 34 |
| <br>   |    |
| CAPÍTULO 3. RESULTADOS   |    |
| 3.1 Calibración de los dosímetros TLD-100                      | 35 |
| 3.2 Lecturas del POE del DMN del INCan                         | 36 |
| 3.3 Análisis de datos  | 36 |
| 3.3.1 Corrección por desvanecimiento                           | 36 |
| 3.3.2 Resultados de dosis equivalente personal                 | 39 |
| <br>   |    |
| CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES                           | 48 |
| <br>   |    |
| Apéndice A   | 50 |
| Referencias  | 53 |

## INTRODUCCIÓN

Las radiaciones ionizantes han sido ampliamente utilizadas en beneficio de la salud humana. Entre las aplicaciones médicas más utilizadas se tiene la Medicina Nuclear que hace uso de radiofármacos para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades, lo que implica el uso de material radiactivo sujeto a medidas adecuadas de protección radiológica. En México, el Reglamento General de Seguridad Radiológica establece que las prácticas donde se utilicen fuentes de radiación ionizante, deberán sujetarse a un sistema de limitación de dosis. Este trabajo hace uso de la dosimetría termoluminiscente para determinar las dosis recibidas por el Personal Ocupacionalmente Expuesto del Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología (INCan) y comparar con las dosis reportadas por la empresa que presta el servicio de dosimetría personal. Dicha tesis forma parte de un proyecto más amplio dentro del cual se pretende contar con bases de datos que permitan conocer y evaluar las condiciones actuales de trabajo referentes a varios aspectos en relación con la Medicina Nuclear: dosis ambiental, personal ocupacionalmente expuesto y pacientes tratados con  $^{131}\text{I}$  y sus familiares. En particular existe interés en considerar con mayor cuidado al Personal Ocupacionalmente Expuesto que recibe dosis cotidianas a lo largo de su vida laboral que, por ejemplo, a los pacientes tratados con  $^{131}\text{I}$  y sus familiares que reciben dosis altas pero en una sola ocasión. Los resultados de este trabajo permitirán contar con elementos suficientes para valorar la pertinencia de las normativas actuales (ICRP no. 26 y no. 60) y en su caso proponer modificaciones a futuro. Simultáneamente a este trabajo se están investigando las dosis recibidas por familiares de pacientes tratados con  $^{131}\text{I}$  lo cual complementará la información relacionada con la aplicación de la Medicina Nuclear en el INCan.

El contenido de esta Tesis se presenta de la siguiente manera: En el capítulo 1 se describen conceptos básicos de importancia para este trabajo; interacción de radiación con materia, conceptos radiológicos, dosimetría termoluminiscente, protección radiológica y medicina nuclear. El capítulo 2 describe el trabajo experimental, el protocolo de trabajo asociado al uso de los dosímetros seleccionados así como el manejo que se les dio al entregar al personal que los portó durante 5 periodos



mensuales. El capítulo 3 presenta los resultados, su análisis, correcciones consideradas y conversión a dosis equivalente personal mostrando la comparación entre los resultados reportados por la empresa que presta el servicio de dosimetría personal y los obtenidos en este trabajo. El capítulo 4 presenta las conclusiones. El Apéndice A presenta tablas con las medidas de la reproducibilidad de la respuesta termoluminiscente para cada uno de los dosímetros del lote utilizado así como el factor de corrección individual encontrado.

# CAPÍTULO 1

## CONCEPTOS BÁSICOS

### 1.1 Interacción de la Radiación con la Materia

#### 1.1.1 Generalidades

Cuando la radiación interacciona con la materia, puede causar que ésta expulse electrones y resulte por lo tanto ionizada tanto directa como indirectamente. Algunos tipos de radiación ionizante son [1]:

- Partículas  $\alpha$ . Son núcleos de He que consisten de 2 protones y 2 neutrones ( ${}^4_2\text{He}^{++}$ ), son emitidos por los núcleos de isótopos radiactivos y se absorben fácilmente en la materia.
- Partículas  $\beta$ . Las partículas beta son electrones o positrones. Un núcleo inestable se transforma espontáneamente emitiendo un electrón o positrón y, además, necesita transformar un protón en un neutrón o un neutrón en un protón. Cuando el protón se convierte en neutrón, se emite una partícula  $\beta^+$  y en el otro caso, una partícula  $\beta^-$ .
- Radiación  $\gamma$ . Es radiación electromagnética que se produce a partir de un núcleo excitado, el cual regresa a su estado fundamental por medio de la emisión de fotones cuyas energías corresponden a la diferencia entre los estados inicial y final de la transición que se trate. Los fotones emitidos por los núcleos tienen valores de energía de hasta 10 MeV.

Otra manera de producir radiación  $\gamma$  es mediante la aniquilación de un positrón con un electrón originando dos fotones de 0.511 MeV que son emitidos en direcciones opuestas por conservación de momento.

La figura 1.1 muestra un esquema de estas radiaciones.

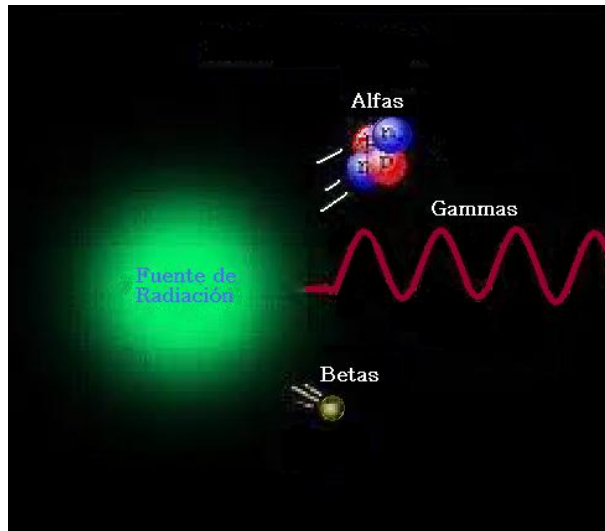


Figura 1.1 Radiación  $\alpha$ , partículas  $\beta$  y radiación  $\gamma$ .

- Radiación X. Es radiación electromagnética que es producida debido a la incidencia de partículas cargadas como electrones en la materia y que son frenados por interacción coulombiana con los núcleos atómicos, produciendo así la emisión de fotones de Rayos-X. A esta radiación se le conoce como bremsstrahlung y es un mecanismo de pérdida de energía considerable de los electrones.

Adicionalmente, los Rayos-X también pueden ser emitidos debido a las transiciones de los electrones dentro del átomo. A éstos se les denomina Rayos X característicos porque cuando un electrón es expulsado de su órbita por colisiones con electrones libres, deja una vacante que inmediatamente es ocupada por otro electrón de una órbita con mayor energía. La energía sobrante que es emitida por un fotón al pasar a un estado de menor energía es única y característica del material.

Tanto la radiación por frenado como los rayos X característicos se muestran en la figura 1.2.

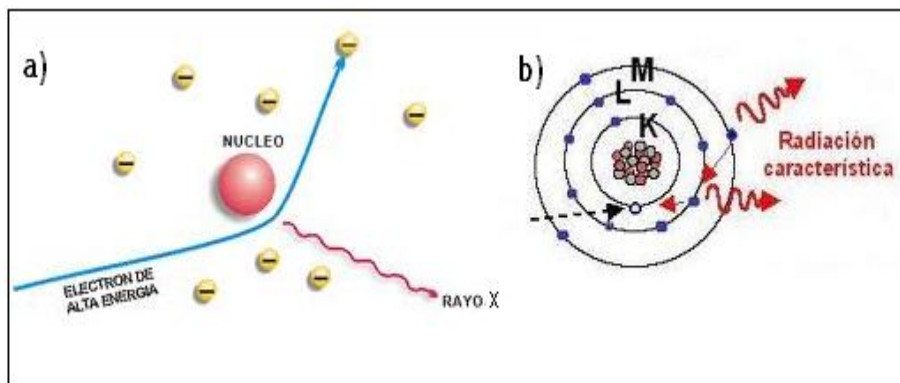


Figura 1.2 Rayos X a) Por radiación de Frenado y b) Característicos.

### 1.1.2 Interacción de la Radiación Electromagnética con la Materia

La energía de la radiación electromagnética puede expresarse como  $E = h\nu$  donde  $h$  es la constante de Planck y  $\nu$  es la frecuencia de los fotones incidentes. Tanto los rayos X como los rayos gamma son atenuados al atravesar un medio. Esta atenuación se debe a los diferentes mecanismos de interacción con la materia, siendo los principales:

- a) Efecto Fotoeléctrico.
- b) Efecto Compton.
- c) Producción de pares.

La Figura 1.3 muestra las zonas en que predomina cada tipo de interacción dependiendo del medio de interacción ( $Z$ ) y de la energía de los fotones incidentes ( $E$ ).

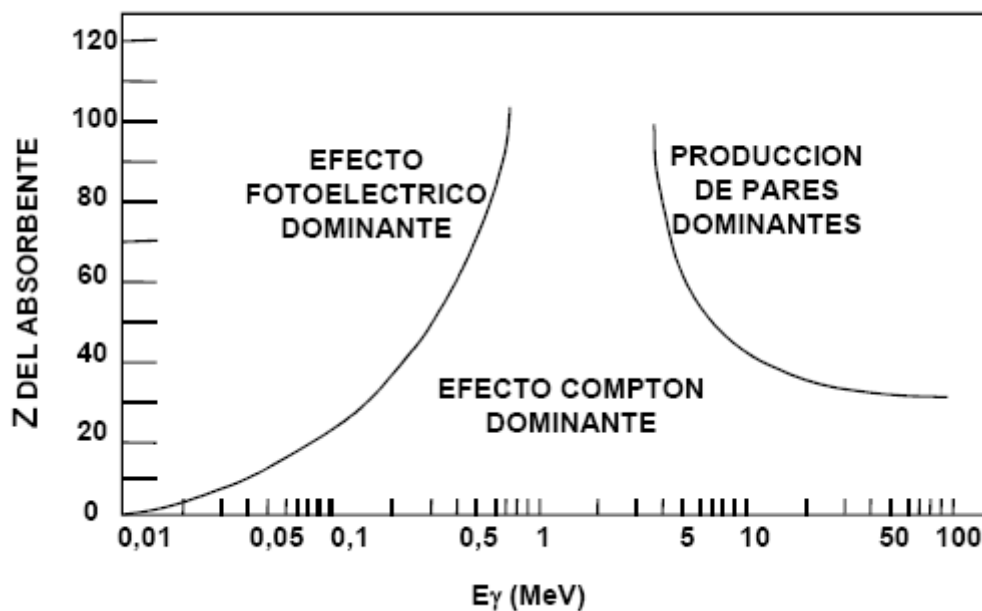


Figura 1.3. Importancia de los 3 mecanismos principales de interacción y la zona predominante de cada uno de ellos.

#### 1.1.2.1 Efecto Fotoeléctrico

Este mecanismo se debe a la incidencia de un haz de radiación electromagnética de frecuencia suficientemente elevada y que interacciona con los átomos de un material, más específicamente con un electrón de las capas internas del átomo. Toda la energía del fotón incidente,  $h\nu$ , es cedida al electrón ligado de un átomo que resulta expulsado del mismo con una energía cinética  $T$ .

$$T = h\nu - W \quad (1)$$

Donde  $W$  es el potencial de ionización necesario para que el electrón sea liberado. Este mecanismo de interacción de fotones con la materia es dominante cuando la energía de los rayos  $\gamma$  es baja. Este mecanismo depende directamente del número atómico  $Z$  del material ya que entre más grande sea su  $Z$ , la absorción es mayor.

La figura 1.4 ilustra el efecto fotoeléctrico.

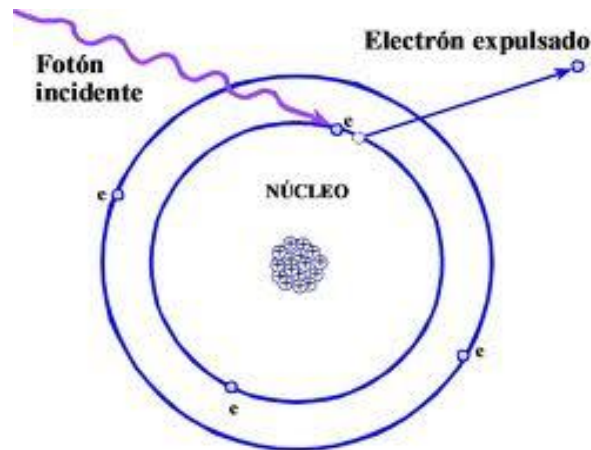


Figura 1.4. Esquema que muestra el efecto fotoeléctrico.

### 1.1.2.2 Efecto Compton

A diferencia del efecto fotoeléctrico, en el efecto Compton, la radiación interacciona con los electrones de manera individual, esencialmente con los electrones menos ligados al átomo debido a que pueden considerarse como partículas libres. Un fotón con energía  $h\nu$  colisiona con un electrón transfiriéndole parte de su energía y es dispersado a un ángulo  $\phi$  con energía  $h\nu'$  mientras que el electrón obtiene una energía  $T$  (y momento  $p$ ) con la cual puede desligarse de su órbita y dispersarse a un ángulo  $\theta$ . Por conservación de energía y momento, la energía con la que el electrón es expulsado de su órbita está dada por

$$T = h\nu - h\nu' \quad (2)$$

En términos de conservación de momento a lo largo de la dirección original del fotón,

$$h\nu = h\nu' \cos \phi + pc \cos \theta \quad (3)$$

de la masa relativista  $m$  del electrón y la velocidad  $v$  con la que éste sale expulsado de la órbita se derivan las siguientes expresiones para el efecto Compton:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0 c^2}\right) (1 - \cos \phi)} \quad (4)$$

$$\cot \theta = \left( 1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2} \right) \tan (\phi/2) \quad (5)$$

Para átomos con Z grande, los fotones incidentes que fueron dispersados, pueden ser dispersados nuevamente al chocar con otros electrones del mismo átomo. La figura 1.5 describe el efecto Compton.

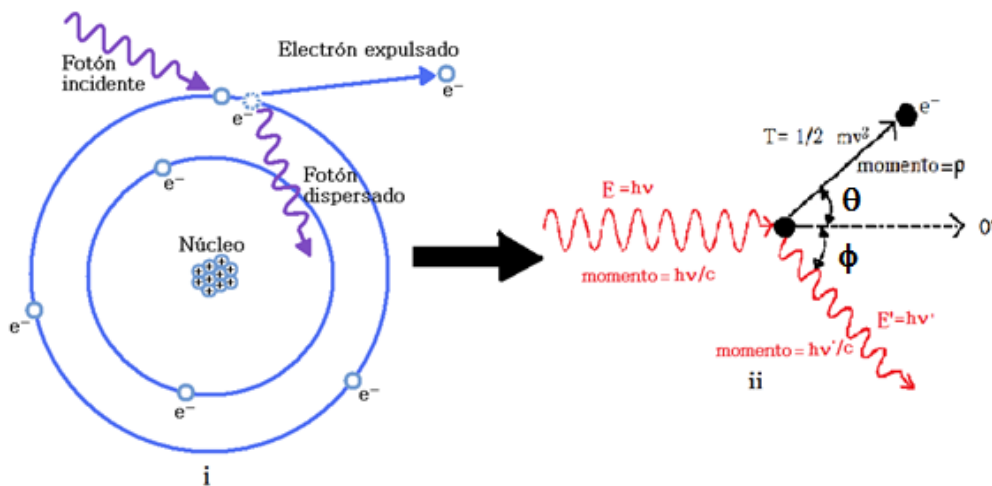


Figura 1.5. Efecto Compton

### 1.1.2.3 Producción de pares

Este mecanismo es un proceso de absorción en el cual un fotón incidente “desaparece” debido a la interacción coulombiana cerca del núcleo dando lugar a la creación de un electrón y de un positrón; es decir, la energía  $h\nu$  del fotón es transformada en materia.

$$E_{\text{fotón}} = 1.022 \text{ MeV} = 2 m_0 c^2 \quad (6)$$

La producción de pares está estrechamente ligada con la aniquilación electrón-positrón. Después de ser creado el positrón, éste va perdiendo velocidad debido a la interacción en el átomo (excitación o ionización) hasta encontrarse con un electrón en su mismo estado uniéndose y dando lugar a dos fotones de energías iguales (0.511 MeV) que se mueven en direcciones opuestas.

La radiación emitida por estos fotones es conocida como radiación de aniquilamiento, que acompaña a la absorción de rayos gamma por la materia (Figura 1.6)



Figura 1.6. Esquema de producción y aniquilamiento de pares.

### 1.1.3 Conceptos Radiológicos

#### Radiación directamente ionizante

Son partículas cargadas (partículas  $\alpha$ , electrones, protones, positrones, etc.) que liberan su energía en la materia de manera directa por medio de diversas interacciones coulombianas a través de sus trayectorias.

#### Radiación indirectamente ionizante

Son neutrones y radiación X y  $\gamma$  (sin carga) que primero transfieren su energía a las partículas cargadas en el material y éstas, ya con la energía transferida, se encargan de ionizar el medio.

#### Actividad

Es el número de transformaciones nucleares espontáneas que ocurren en un material radiactivo por unidad de tiempo

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (7)$$

donde  $A$  es la actividad,  $dN$  es el valor esperado del número de dichas transformaciones nucleares en un tiempo  $dt$ .

Su unidad es el Bequerel (Bq), donde 1 Bq es igual a 1 desintegración/s. Anteriormente era usado el Curie (Ci), donde 1 Ci=3.7 x 10<sup>10</sup> Bq

### Actividad Específica

La actividad específica  $AE$  es el número de transformaciones nucleares espontáneas que ocurren en un material radiactivo en un tiempo  $dt$  por unidad de masa  $dm$  del mismo.

$$AE = \frac{A}{dm} = \frac{dN/dt}{dm} \quad (8)$$

Su unidad es el Bq /g

### Vida Media

Es el intervalo de tiempo necesario para que el número inicial de núcleos radiactivos en una muestra, se reduzca a la mitad.

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (9)$$

siendo  $\lambda$  la constante de desintegración

### Exposición

La exposición se define como la carga total  $Q$  de los iones con un mismo signo producidos en aire cuando todos los electrones liberados por fotones en un volumen de aire de masa  $dm$  son completamente detenidos en él y se define por la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés) como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (10)$$

La unidad para dicha magnitud es el Roentgen (R), donde  $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/Kg$ .

### Dosis Absorbida

Es la energía promedio  $d\epsilon$  impartida por la radiación ionizante a la materia de masa  $dm$  en un volumen  $V$  finito

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

Su unidad es el Gray,  $1Gy = 1 J/ Kg$

### Tasa de Dosis Absorbida

Es la variación de la Dosis Absorbida  $dD$  en un intervalo de tiempo  $dt$

$$D' = \frac{dD}{dt} = \frac{d}{dt} \left( \frac{d\epsilon}{dm} \right) \quad (12)$$

Su unidad es el Gy /s



## **Kerma**

Este término es relevante solamente para campos de radiación indirectamente ionizante (fotones o neutrones) y su nombre proviene del acrónimo de Kinetic Energy Release in Matter; es la suma de las energías cinéticas iniciales  $dE$  de las partículas directamente ionizantes liberadas por partículas no cargadas por unidad de masa  $dm$  en un punto de interés

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (13)$$

Al igual que para la Dosis absorbida, su unidad es el Gray,  $1\text{Gy} = 1 \text{ J/ kg}$

## **Dosis Equivalente**

La magnitud dosimétrica esencial es la dosis absorbida. Sin embargo, no es totalmente satisfactoria para fines de protección radiológica pues el efecto biológico depende del tipo de radiación incidente. La dosis equivalente  $H$  es la dosis absorbida promedio multiplicada por un factor de calidad o de ponderación  $W$  que depende del tipo de radiación ionizante.

Se define como

$$H = D * W \quad (14)$$

Para fotones  $W = 1$ .

La dosis equivalente se mide en Sievert (Sv),  $1 \text{ Sv} = 1\text{Gy} \cdot W$

## **Efecto determinista**

Efecto para el cual existe un umbral de dosis absorbida necesario para su ocurrencia y cuya gravedad aumenta con el aumento de la dosis.

## **Efecto estocástico**

Efecto para el cual no existe un umbral de dosis para que ocurra y cuya probabilidad de ocurrencia es una función de la dosis.

## **POE**

El Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE por sus siglas) son aquellos trabajadores con actividades que emplean o hacen uso de materiales o fuentes radiactivas. En este trabajo, el POE del Departamento de Medicina Nuclear (DMN) del Instituto Nacional de Cancerología (INCan) utiliza estos materiales y fuentes para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades.

### **Coefficiente másico de atenuación**

Es la fracción de partículas no cargadas  $dN$  que experimentan interacciones al atravesar una distancia  $dl$  de un material con densidad  $\rho$ .

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{dN}{N\rho dl} \quad (15)$$

Este coeficiente  $\mu/\rho$  depende de la interacción tanto por efecto fotoeléctrico como por efecto Compton y producción de pares.

### **Coefficiente másico de transferencia de energía**

Es la fracción de energía de las partículas incidentes no cargadas transferida como energía cinética inicial de partículas cargadas por interacciones al atravesar una distancia  $dl$  del material con densidad  $\rho$ .

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{dE}{EN\rho dl} \quad (16)$$

### **Equilibrio de Partícula Cargada**

Existe el equilibrio de partícula cargada (EPC) dentro de un volumen  $v$ , si cada partícula cargada de un tipo y energía dados que abandona el volumen  $v$ , es reemplazada por una partícula idéntica de la misma energía que entra en dicho volumen [2].

En la figura 1.7 se muestra un volumen  $V$  que contiene un volumen  $v$ . Los límites de  $v$  y  $V$  deben estar separados al menos por una distancia igual a la distancia máxima de penetración de las partículas cargadas secundarias presentes. Si se cumplen las condiciones siguientes para el volumen  $v$  existirá equilibrio de partícula cargada (EPC):

- a) La composición del medio es homogénea
- b) La densidad del medio es homogénea
- c) Existe un campo de radiación indirectamente ionizante uniforme (es decir que la atenuación de la radiación es despreciable al pasar por el medio).
- d) No hay presencia de campos eléctricos o magnéticos inhomogéneos.

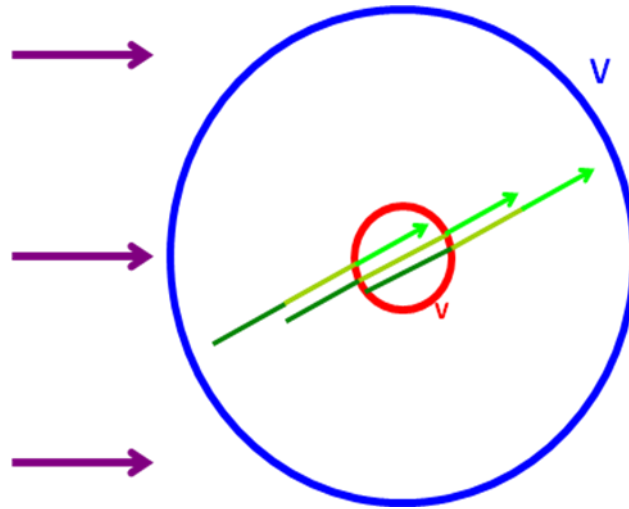


Figura 1.7 Condiciones de EPC para una fuente externa. Contiene un medio homogéneo uniformemente irradiado por radiación indirectamente ionizante (se supone despreciable la atenuación). Las PC secundarias se producen uniformemente en V, no necesariamente isotrópicas, pero sí con la misma distribución direccional y de energía en cualquier parte.

#### 1.1.4 Dosimetría termoluminiscente

La termoluminiscencia (TL) es la emisión de luz mediante estimulación térmica (calentamiento) de un material aislante subsecuente a la absorción previa de energía. Cuando un material termoluminiscente es expuesto a radiación ionizante, los electrones son excitados y acceden a niveles altos de energía y pueden quedar atrapados en estados metaestables asociados a defectos o impurezas del mismo.

En el momento en que se calienta el material TL irradiado, los electrones son liberados de sus trampas ocasionando así emisión de luz. La totalidad de luz emitida durante el calentamiento, depende del número de electrones originalmente atrapados y éste depende a su vez de la energía impartida por la radiación ionizante. Esta propiedad permite que los materiales TL sean utilizados como dosímetros.

Varios materiales presentan propiedades termoluminiscentes; entre ellos el fluoruro de litio con impurezas de magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti), el fluoruro de litio con magnesio, cobre y fósforo (LiF:Mg,Cu,P), el sulfato de calcio con disprosio como impureza (CaSO<sub>4</sub>:Dy) y el óxido de aluminio con impurezas de carbono (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C) [3].

Para escoger el material TL apropiado para cierto estudio dosimétrico es necesario conocer sus propiedades, como la relación lineal entre la respuesta termoluminiscente y la dosis absorbida (D). Otras propiedades importantes por considerar son: su sensibilidad, intervalo de dosis útil, dependencia de la respuesta con la energía de los fotones incidentes, reproducibilidad y estabilidad. La dosis mínima detectable varía debido tanto a la sensibilidad intrínseca del material como al tamaño del detector, al tratamiento térmico y a la exposición de radiación.

El fenómeno de termoluminiscencia se explica con base en la teoría de bandas de estado sólido (Figura 1.8).

Los átomos que componen un cristal están sujetos a cierto arreglo periódico donde los electrones presentan un acomodamiento en 3 tipos de bandas dependiendo de su energía; la banda de valencia, la banda de conducción y la banda "prohibida". Al introducir algunas impurezas al cristal, puede producirse un defecto estructural o cambiar la distribución de los átomos y puede ocurrir que algunas "trampas" se formen en niveles de energías prohibidas, en las cuales quede atrapado un electrón.

Cuando un cristal es expuesto a radiación ionizante, el arreglo sufre alteraciones. Debido a la energía proporcionada por la ionización se generan los portadores de carga, electrones y agujeros, los cuales se mueven a través de la estructura cristalina, pueden pasar de la banda de valencia a la banda de conducción y moverse libremente hasta recombinarse o quedar atrapados en algún defecto de la red asociado a un estado metaestable en la banda prohibida. Estos electrones (o agujeros) permanecen atrapados hasta que se les proporcione energía suficiente (mayor o igual a la energía de activación o profundidad de la trampa), en este caso debido a excitación térmica, para ser liberados de las trampas y recombinarse con un agujero (o electrón) emitiendo luz.

Algunos de los niveles de energía localizados pueden actuar como trampas y otros como centros de recombinación [3].

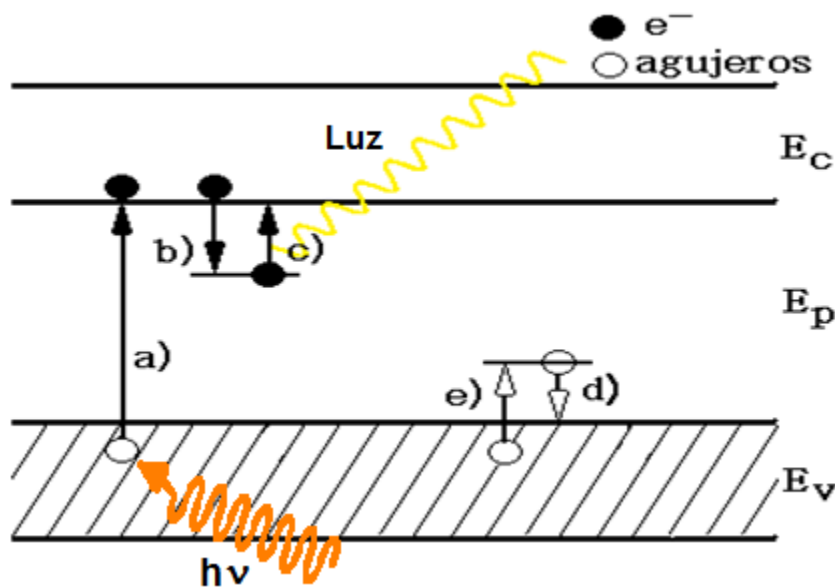


Figura 1.8 Transición electrónica: a) ionización; b) y e) portadores de carga atrapados; c) y d) portadores liberados.

Dado que la intensidad de luz emitida depende de la temperatura a la que se calienta el dosímetro y de la profundidad de las trampas en la que se encuentran los portadores de carga, al calentar el cristal se obtiene una gráfica de intensidad termoluminiscente en función de la temperatura conocida como curva de brillo. La curva de brillo es propia de cada material y pueden presentarse uno o varios picos y cada uno de ellos corresponden a un tipo diferente de trampa. La probabilidad de que los portadores de carga sean liberados de las trampas aumenta cuando la temperatura

es mayor. La temperatura a la cual aparece el máximo de cada pico está relacionada con la profundidad en energía de la trampa. A una tasa de calentamiento constante, tanto el área bajo el pico TL como su amplitud son proporcionales al número total de electrones (o agujeros) liberados de la trampa. El área total bajo la curva de brillo es representativa de la energía luminosa liberada. La figura 1.9 muestra la curva de brillo característica del LiF:Mg,Ti.

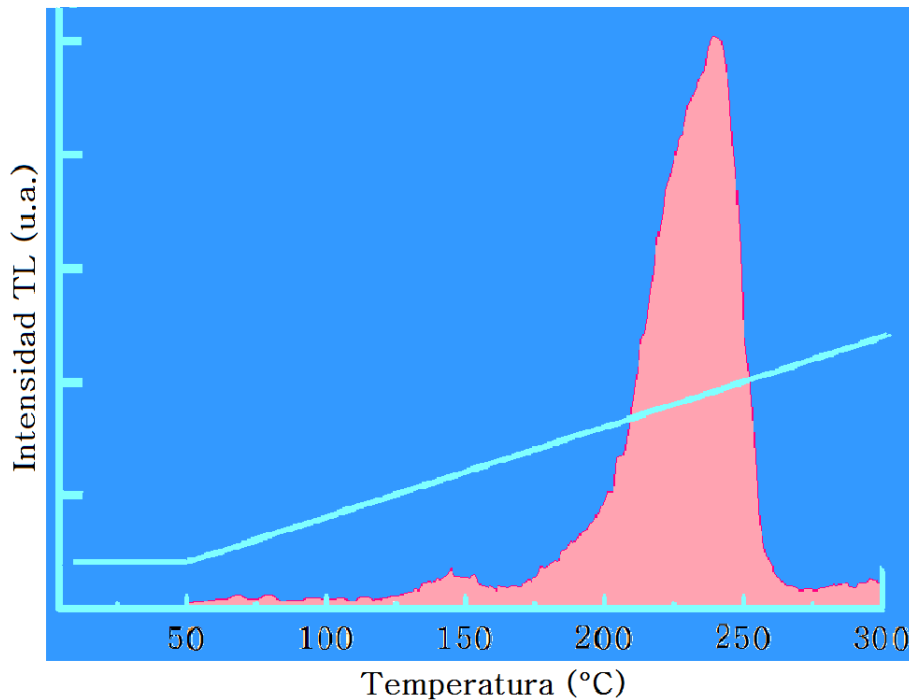


Figura 1.9 Curva de brillo característica de dosímetros TLD-100

#### 1.1.4.1 Termoluminiscencia del LiF: Mg, Ti (TLD-100)

El LiF es un material útil en medición de dosis por ser considerado como el estándar de material termoluminiscente pues presenta un intervalo amplio de linealidad en su respuesta a la dosis que va desde  $10\mu\text{Gy}$  hasta  $10\text{ Gy}$ . Fuera de este intervalo, se presenta sublinealidad o supralinealidad. Además, muestra poca sensibilidad ante luz visible, buena estabilidad, reproducibilidad en las lecturas, puede ser reutilizado y su número atómico efectivo ( $Z_{\text{ef}}=8.2$ ) es cercano al del tejido humano ( $Z_{\text{ef}}=7.8$ ).

La empresa Thermo-Fisher Scientific produce dosímetros TLD-100 enriquecidos con 7% de  $^6\text{Li}$  y 92.5% de  $^7\text{Li}$  e impurezas de Mg y Ti.

Debido a que el propósito de este trabajo es medir Dosis Equivalente Personal (mSv), se escogió el uso de dosímetros TLD-100 para este trabajo por sus características dosimétricas mencionadas.

#### 1.1.4.2 Dependencia de energía

La dependencia del dosímetro con la energía, es la dependencia de su respuesta TL por unidad de dosis o kerma con la energía de los fotones incidentes en el dosímetro. La figura 1.10 muestra cálculos de la respuesta de dosímetros de LiF:Mg,Ti por unidad de kerma en aire en función de la energía de los fotones, normalizada con respecto a la respuesta para fotones de 1 MeV para dosímetros TLD-100[4]. En esta gráfica, la respuesta TL relativa muestra un aumento para energías de fotones por debajo de 95 keV. Este comportamiento se debe al predominio del efecto fotoeléctrico en el volumen sensible del dosímetro (sección 1.1.2.1).

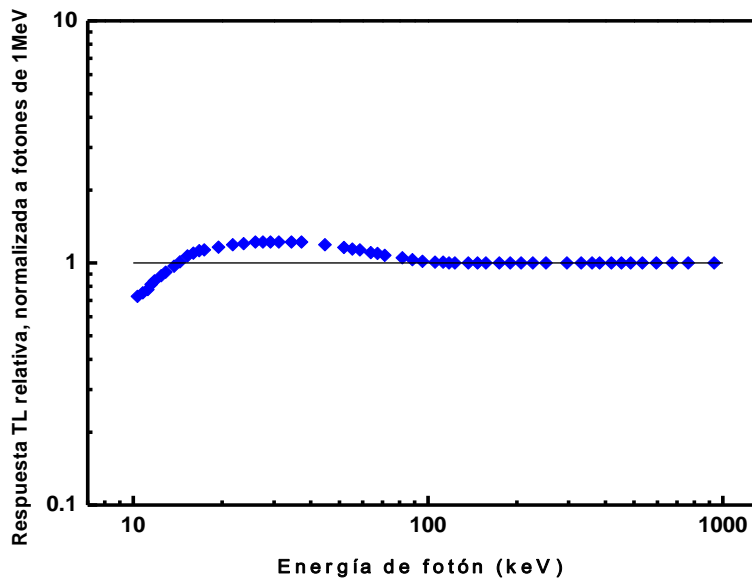


Figura 1.10 Curva de respuesta TL dependiente a la energía para dosímetros de LiF:Mg,Ti [4].

#### 1.1.5 Dosimetría basada en luminiscencia ópticamente estimulada

La luminiscencia ópticamente estimulada (OSL) es un fenómeno de emisión de luz por un cristal aislante o semiconductor irradiado cuando el material es expuesto a luz de una longitud de onda apropiada [5,6].

El óxido de aluminio con impurezas de carbón ( $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ) es un material con propiedades termoluminiscentes que adicionalmente es altamente sensible a la luz por lo cual también es empleado para dosimetría basada en luminiscencia por estimulación óptica (OSL). La cantidad de luminiscencia, al igual que la respuesta TL, es directamente proporcional a la dosis de la radiación.

Cuando la radiación incide sobre el dosímetro, excita a los electrones de la red cristalina, haciendo que queden atrapados en “trampas” formadas en diferentes

niveles de energías prohibidas de la propia red. Para llevar a cabo las lecturas de respuesta OSL, los dosímetros son iluminados con luz en la región del verde; esta luz hace que los electrones atrapados regresen a su estado base, emitiendo luz en la región del azul, la cual es registrada por un tubo fotomultiplicador. Esta luz es una medida de la cantidad de radiación que recibió el dosímetro.

La empresa que realiza el servicio de dosimetría personal para el Departamento de medicina Nuclear del INCan utiliza el método OSL para ello.

### **1.1.6 Protección radiológica**

El objetivo de la protección radiológica es proteger la salud humana en relación a la exposición a radiaciones ionizantes evitando los efectos deterministas que aparecen cuando la dosis rebasa cierto umbral y limitando el riesgo de los resultados estocásticos que presentan secuelas tardías como cáncer o efectos hereditarios.

#### **1.1.6.1 Principios de Protección Radiológica**

Para lograr este objetivo la ICRP (Comisión Internacional de Protección Radiológica por sus siglas en inglés) en su publicación no. 26 [7] establece un sistema de protección radiológica basado en los 3 principios fundamentales:

- **Justificación:** El uso de las radiaciones ionizantes cual sea la práctica no deberá aprobarse a menos que su introducción produzca un beneficio neto positivo, a partir del análisis de ventajas y desventajas, con el propósito de evitar exposiciones no necesarias.
- **Optimización:** El diseño, planificación, uso y aplicación de las fuentes de radiación ionizante y de los trabajos que con ellas se realicen deben optimizarse de modo que se asegure que las exposiciones sigan el principio ALARA: “As Low As Reasonably Achievable” (Tan bajo como razonablemente sea posible).
- **Limitación de dosis:** La exposición de los individuos producida por todas las prácticas relevantes debe sujetarse a límites de dosis o a un control de riesgo en caso de exposiciones potenciales, con el fin de asegurarse de que ningún individuo se exponga a riesgos que se juzguen inaceptables para esa práctica en circunstancias normales.

#### **1.1.6.2 Reglamentos y Normativas Internacionales. Limitación de Dosis**

Debido a que cotidianamente se usa material radiactivo en el DMN del INCan, éste debe cumplir con la normativa vigente en seguridad radiológica. El Reglamento General de Seguridad Radiológica [8] establece un límite anual de dosis efectiva equivalente de 50 mSv para el Personal Ocupacionalmente Expuesto y de 5 mSv para público en general anteriormente.

En la publicación 60 del ICRP, 1990 [9] se indica que es necesario considerar la mejor manera de usar los recursos, para reducir los riesgos por radiación para los individuos y para la población. El objetivo es asegurarse de que las dosis individuales, el número de personas expuestas y la probabilidad de incurrir en exposiciones se mantengan tan bajas como razonablemente pueda lograrse (principio ALARA). Dicha publicación recomienda disminuir estos límites a 20mSv/año promediados en 5 años y 1 mSv/año para POE y público en general, respectivamente.

Estos nuevos valores en los límites de dosis establecidos por la ICRP fueron obtenidos por medio de ensayos con varios valores de la dosis total recibida en ~50años de trabajo con radiaciones y se evaluaron las consecuencias de una exposición continua uniforme para cada valor con el fin de determinar el valor que diera lugar a un conjunto de consecuencias que pudieran juzgarse justo en la frontera entre lo inaceptable y lo permisible, ese valor se escogió como límite. Para ello se consideró:

- la probabilidad de muerte en toda la vida (atribuible a la radiación)
- la reducción en la esperanza de vida
- la distribución anual de la probabilidad de muerte
- el incremento en la probabilidad de muerte en función de la edad

También se incluyeron las probabilidades de cáncer no fatal y los efectos hereditarios. Después de probar con valores de dosis anual de 10, 20, 30 y 50 mSv, utilizando dos modelos para proyección del riesgo, se concluyó que **el límite conveniente recomendado debía ser 20 mSv /año.**

### **1.1.7 Medicina Nuclear. Instituto Nacional de Cancerología**

El Instituto Nacional de Cancerología es un organismo dependiente de la Secretaría de Salud; que brinda atención médica especializada a enfermos oncológicos siendo además un centro de referencia y órgano rector del cáncer en México [10].

Esta dependencia cuenta con varios departamentos o áreas de servicio a pacientes, entre ellas: el área de radioterapia, mamografía, patología y el Departamento de Medicina Nuclear (DMN).

La Medicina Nuclear se define como la rama de la medicina que emplea la administración de fármacos “marcados” con algún radionúclido vía oral, inyectable o por inhalación para la obtención de imágenes en el estudio anatómico de procesos biológicos además del diagnóstico y de usos terapéuticos [11].

A principios de la década delos 70, su desarrollo y evolución se acentuó gracias a la electrónica, al aporte de nuevos instrumentos de detección para el diagnóstico por imágenes tales como: la Cámara Gamma, la Tomografía por Emisión de Positrones (PET por sus siglas en inglés) y la Tomografía Computarizada por Emisión de fotón único (SPECT por sus siglas en inglés); y al empleo de nuevos radionúclidos (en particular, el  $^{99m}\text{Tc}$ ).



Aunque la física fundamental en que se basa la medicina nuclear sigue siendo la misma; sí ha cambiado la tecnología utilizada para la producción de trazadores radiactivos y para la obtención de imágenes. Se ha logrado combinar los avances en la física de aceleradores y los detectores con tecnología computarizada y se cuenta con métodos optimizados para cuantificar correctamente la concentración de trazadores radiomarcados en estructuras anatómicas de interés midiendo procesos biológicos [12].

#### 1.1.7.1 Radiofármacos y Radionúclidos

La mayor parte de los radiofármacos son una combinación de un átomo radiactivo que permite la detección externa y una molécula o fármaco dotado de actividad biológica que actúa como vehículo y determina la localización y biodistribución. Ofrecen una imagen de la fisiología, la bioquímica o la patología anatómica de un sistema corporal sin alterar su función. Se les denomina radiomarcadores porque “marcan” un proceso concreto fisiológico o patológico del organismo administrados en dosis subfarmacológicas.

En algunos radiomarcadores, los propios átomos radiactivos confieren las propiedades deseadas de localización y no se requiere añadir un componente farmacológico mayor como sucede con el yoduro de sodio (marcado con  $^{131}\text{I}$  o  $^{125}\text{I}$ ), con el citrato de galio (marcado con  $^{67}\text{Ga}$ ) y el cloruro de talio (marcado con  $^{201}\text{Tl}$ ) [13].

Los radiofármacos se clasifican con respecto a su uso:

- Diagnóstico; en este caso se administran con el fin de:
  - a) visualizar la anatomía de un órgano o sistema
  - b) evaluar el comportamiento fisiológico a nivel de los tejidos
  - c) analizar el comportamiento bioquímico a través de su metabolismo
  - d) determinar cuantitativamente sus parámetros farmacocinéticos

Y se seleccionan considerando:

- i. La energía de emisión gamma adecuada para el estudio además de su abundancia.
- ii. La vida media física apropiada para obtener una óptima localización y adquisición de la imagen debido a que la mayoría de los radionúclidos tienen vidas medias “largas” y en ese caso se continúa la emisión de radiación fuera de tiempo de la adquisición del estudio provocando la impartición de dosis mayores a las requeridas.
- iii. Una alta actividad específica (un alto cociente de radiactividad-masa provee una abundancia de radiación gamma).
- iv. Ausencia de efectos farmacológicos y tóxicos.
- v. Biodistribución adecuada para el procedimiento en estudio.
- vi. Disponibilidad y costo razonable.

- **Terapéutico:** Se administran al paciente con el propósito de irradiar tejido interno. Su valor terapéutico se basa en el efecto de las radiaciones sobre el tejido blanco y en la selectividad de la localización de la fuente radiactiva, incluido el fin paliativo.

Los radiofármacos para fin terapéutico deben caracterizarse por:

- i. Su emisión de partículas para impartir dosis en la zona diagnosticada
- ii. El alcance de las partículas y energía adecuados según el tratamiento sugerido
- iii. La ausencia de emisión de radiación gamma para evitar aislar al paciente
- iv. En algunas ocasiones la emisión gamma puede aprovecharse para la visualización del resultado de la terapia. En este caso el porcentaje de emisión gamma y su energía deben ser lo más pequeños posible [12].

La tabla 1.1 muestra algunos de los procedimientos diagnósticos y terapéuticos habituales en el Departamento de Medicina Nuclear del INCan.

En la Medicina Nuclear es de suma importancia determinar el modo de decaimiento, la energía emitida, la vida media y la actividad de cada radionúclido. Para la detección externa de un radionúclido dentro del cuerpo, los fotones (rayos gamma) y fotones de aniquilación de pares emitidos por el decaimiento con energías en un rango de 50 a 600 keV son convenientes porque para energías menores (<50 keV) se presentaría una alta probabilidad de que los fotones interactúen dentro del cuerpo lo que implica que nunca habrá un escape total de ellos para su detección. En la tabla 1.2 se muestran las vidas medias y las energías de los radionúclidos usados en el DMN del INCan [14] y en la tabla 1.3 se indican las áreas y el porcentaje de utilización de estos radionúclidos en los estudios que se realizan.

**Tabla 1.1 Radiofármacos usados en los procedimientos diagnósticos y terapéuticos en el DMN.**

| <b>Núclido</b>       | <b>Fármaco</b>                           | <b>Medición</b>          | <b>Fin</b>                | <b>Método de obtención del estudio</b> |
|----------------------|--|--------------------------|---------------------------|--|
| <sup>99m</sup> Tc    | MDP(Metileno-Difosfonato)                | Metabolismo óseo         | Diagnóstico               | Cámara gamma                           |
|                      | Sestamibi                                | Perfusión miocárdica     |                           |  |
|                      | Tetrofosmina                             | Perfusión miocárdica     |                           |  |
|                      | MAG3 (Mercapto-acetil-triglicina)        | Función renal            |                           |  |
|                      | DTPA(ácido dietilentriaminpenta-acético) | Función Renal            |                           |  |
|                      | HMPAO (leucocitos con pertenectato)      | Flujo sanguíneo cerebral |                           |  |
| <sup>201</sup> Talio | Cloruro de Talio                         | Perfusión Miocárdica     | Diagnóstico               |  |
| <sup>131</sup> I     | Yoduro de sodio                          | Función Tiroidal         | Diagnóstico y tratamiento |  |
| <sup>67</sup> Ga     | Citrato de Galio                         | Secuelas en tumores      | Diagnóstico               |  |
| <sup>111</sup> In    | Leucocitos marcados                      | Sitios de infección      | Diagnóstico               |  |
| <sup>18</sup> F      | FDG(Fluoruro de Desoxiglucosa)           | Metabolismo glucoso      | Diagnóstico               | PET                                    |

**Tabla 1.2 Radionúclidos suministrados a pacientes por el POE del DMN del INCan.**

| <b>RADIONÚCLIDO</b> | <b>VIDA MEDIA</b> | <b>ENERGÍAS DE LOS RAYOS GAMMA EMITIDOS (MeV)</b> | <b>PORCENTAJE DE EMISIÓN</b> |
|---------------------|-------------------|---|------------------------------|
| <sup>67</sup> Ga    | 3.3 días          | 0.093, 0.184, 0.300                               | 39.2, 21.2, 16.8             |
| <sup>111</sup> In   | 2.8 días          | 0.171, 0.245                                      | 90.2, 94.0                   |
| <sup>201</sup> Tl   | 73.1 horas        | 0.135, 0.167                                      | 2.5, 10.0                    |
| <sup>131</sup> I    | 8.02 días         | 0.364   | 81.7                         |
| <sup>99m</sup> Tc   | 6.01 horas        | 0.140   | 89.1                         |
| <sup>18</sup> F     | 109.8 minutos     | 0.511   | (β <sup>+</sup> 96.7)        |

**Tabla 1.3 Porcentaje y días de utilización de varios radionúclidos en las áreas controladas del DMN.**

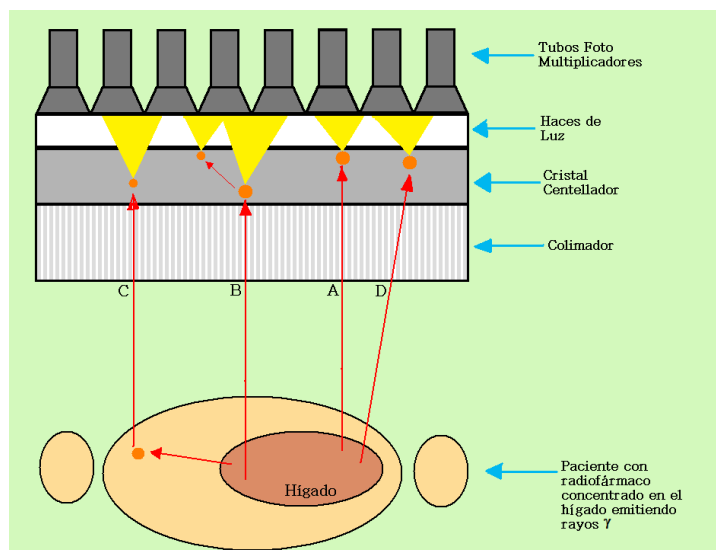
| <b>Sitios</b>     |                       | <b>Cuarto</b>    | <b>Sala 2</b>    | <b>Pasillo de Inyección</b> | <b>Sala de Espera</b> |
|-------------------|-----------------------|------------------|------------------|-----------------------------|-----------------------|
| <sup>99m</sup> Tc | Porcentaje de estudio | 71.5             | 93               | 96.5                        | 71.5                  |
|                   | Días de estudio       | Lunes a sábado   | Lunes a sábado   | Lunes a sábado              | Lunes a Sábado        |
| <sup>67</sup> Ga  | Porcentaje de estudio | 2.5              | 5                | 2.5                         | 2.5                   |
|                   | Días de estudio       | Lunes y Martes   | Jueves y Viernes | Lunes y Martes              | Jueves y Viernes      |
| <sup>131</sup> I  | Porcentaje de estudio | 25               | ---              | ---                         | 25                    |
|                   | Días de estudio       | Jueves y Viernes | ---              | ---                         | Jueves y Viernes      |
| <sup>111</sup> In | Porcentaje de estudio | 1                | 2                | 1                           | 1                     |
|                   | Días de estudio       | 1 cada 2 semanas | 1 cada 2 semanas | 1 cada 2 semanas            | 1 cada 2 semanas      |

### **1.1.7.2 Equipos asociados a Medicina Nuclear**

Cuando un radionúclido que es emisor gamma decae, las energías de los fotones emitidos pueden ser detectadas por medio de una cámara gamma y formar una imagen a partir de la distribución del radionúclido por todo el organismo. Para imágenes formadas por emisión de positrones se emplean radionúclidos que emiten emisión β<sup>+</sup>, los positrones emitidos tienen una vida muy corta seguida de una aniquilación con un electrón produciendo simultáneamente dos rayos gamma que subsecuentemente son detectados por cristales centelladores para obtener una tomografía (PET). El Departamento de Medicina Nuclear del INCan cuenta con dos cámaras gamma y un equipo PET cuyo funcionamiento se describe a continuación.

## Cámara gamma

La cámara gamma es uno de los instrumentos para la obtención de imágenes en medicina nuclear. Consiste de un cristal centellador montado a un sistema móvil el cual permite el desplazamiento y giro de éste respecto al paciente al cual ya se le ha suministrado el radiofármaco. La imagen de la distribución del radiofármaco en el cuerpo se produce por medio de los rayos gamma emitidos por el paciente y transformados en destellos de luz cuando se introducen en el cristal de centelleo. Posteriormente, los haces de luz se convierten en señales electrónicas por un arreglo de tubos fotomultiplicadores colocados en la parte posterior del cristal. Solamente los rayos gamma que llegan de manera perpendicular al detector entran a él, los que llegan en otras direcciones son atenuados por un colimador de plomo con diferentes espesores en función de la energía de los radiofármacos (Figura 1.11).



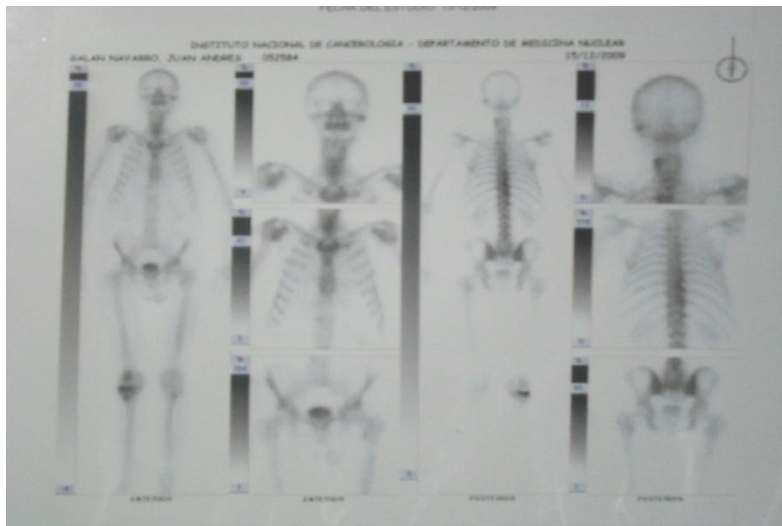
**Figura 1.11** Diferentes eventos que pueden ser detectados por una cámara gamma. A: Los rayos llegan perpendiculares al colimador interaccionando dentro del cristal y depositando toda su energía en una ubicación única, B: los rayos llegan perpendiculares al colimador e interaccionan por dispersión Compton dentro del cristal e interaccionan por segunda vez con el cristal, C: Los rayos son dispersados por el cuerpo y luego son emitidos a través del colimador y por último son detectados, D: Los rayos son emitidos a través del colimador pero no de manera perpendicular [12].

Actualmente las cámaras gamma con 2 detectores son muy comunes debido a que se logra la adquisición de 2 o más imágenes de manera simultánea. El controlador del sistema de detectores es manipulado de tal manera que permite seleccionar el tiempo de adquisición del estudio o el número de cuentas adquiridas para rechazar la radiación dispersada [15].

En la figura 1.12 se muestra la cámara gamma de un cabezal ubicada en la sala 1 del DMN (a), la cámara gamma de 2 cabezales ubicada en la Sala 2 del mismo departamento (b) y una imagen obtenida empleando  $^{99m}\text{Tc}$  mediante la cámara gamma de 2 cabezales (c).



a) b)

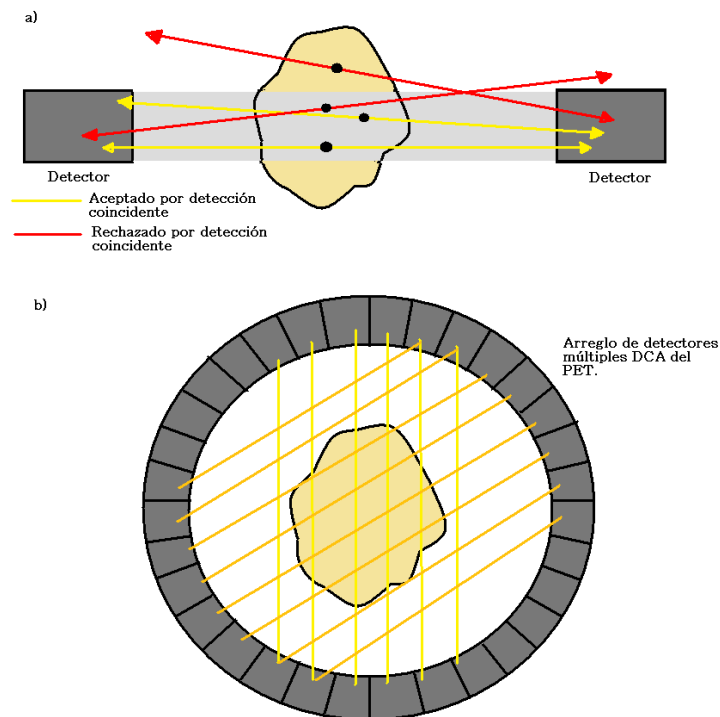


c)

Figura 1.12 a) Cámara gamma de un solo cabezal, Sala 1 b) Cámara gamma de 2 cabezales, Sala 2 c) Imágenes obtenidas mediante la cámara gamma de 2 cabezales.

## PET/CT

La Tomografía por Emisión de Positrones (PET por sus siglas en inglés) es otro método para la obtención de imágenes en medicina nuclear que emplea radionúclidos que decaen por emisión de positrones. Los positrones son las antipartículas de los electrones. Cuando son emitidos por un núcleo y encuentran electrones, por atracción de cargas colisionan provocando su aniquilación y produciendo simultáneamente dos fotones con energía de 0.511 keV cada uno viajando en direcciones opuestas ( $180^\circ$  entre ellos). El equipo PET se encarga de detectar simultáneamente estos rayos gamma producidos por la aniquilación dentro del cuerpo del paciente. Esta detección le permite al PET localizar su origen a lo largo de la línea entre los dos detectores y definir el volumen del cual fueron emitidos (Figura 1.13). Este mecanismo se llama Detección por Coincidencia de Aniquilación (DCA). Al igual que la cámara gamma, el PET cuenta con cristales centelladores en donde se producen haces de luz que después serán convertidas en señales electrónicas por medio de tubos fotomultiplicadores. La mayoría de los detectores DCA tienen secciones transversales ya sean cuadradas o rectangulares.



**Figura 1.13 Detección por Coincidencia de Aniquilación (DCA) a) Para 2 detectores opuestos, colocados en la línea de trayectoria de los rayos gamma producidos por la aniquilación. b) Sistema de detectores en el PET.**

Para obtener una alta resolución en la imagen se necesitan millones de pares de fotones (o eventos coincidentes). Estos eventos de centelleo provienen de diferentes ángulos del cuerpo donde se encuentra el radionúclido; estos eventos sumados se reconstruyen formando imágenes en tres dimensiones de cortes tomográficos de PET: axial, coronal y sagital (Figura 1.14).

Recientemente se ha agregado a estos equipos un tomógrafo computarizado (CT) que permite fusionar las imágenes funcionales del PET con imágenes anatómicas CT para

localizar las alteraciones funcionales en las estructuras correspondientes de modo que se cuenta con información más precisa en una sola imagen pudiendo obtener una interpretación y diagnóstico más acertados.

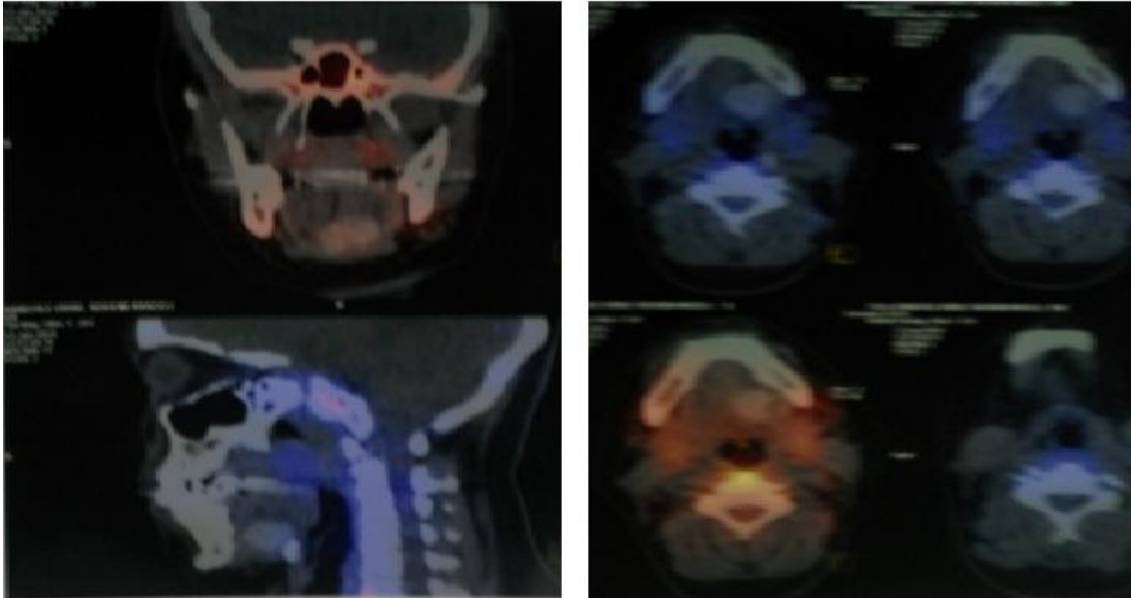


Figura 1.14 Imágenes obtenidas por el PET/CT del INCan usando FDG ( $^{18}\text{F}$ ).

### 1.1.7.3 Sitios de interés y actividades del POE en el DMN del INCan

Dado que este trabajo se enfoca en la dosis recibida por el POE del DMN del INCan a continuación se identifican las áreas donde labora el POE así como sus actividades respectivas lo que será útil más adelante en la discusión de resultados.

- Sala 1. Se encuentra una cámara gamma con un detector, el POE coloca al paciente previamente inyectado ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) en la posición de estudio. El POE lleva a cabo alguno de los estudios, tales como gammagrafía ósea, estudio renal, del corazón y hepáticos además de realizar los rastreos con  $^{131}\text{I}$  para tratamiento.
- Oficina de interpretación. Entre el POE, se encuentran algunos médicos que se encargan de la interpretación de los estudios realizados.
- Cuarto de guarda. Aquí se reciben los radiofármacos con las actividades requeridas para los estudios programados. Algunas radiofarmacias, además del Ciclotrón de la UNAM proveen estos radiofármacos de lunes a viernes. Se reciben en la mañana y en la tarde. Quienes realizan la actividad de inyectar, proporcionar las dosis y monitorear a los pacientes de  $^{131}\text{I}$ , entran a esta sala.
- Área de inyección. El POE abre el blindaje donde viene la jeringa ya preparada e inyecta a los pacientes que después entrarán a la Sala 1 o 2 para realizar su



estudio. Inmediatamente de haber sido inyectados, los pacientes pasan a una sala de espera especial hasta que se les llame.

- Sala 2. Se encuentra otra cámara gamma pero con 2 detectores. Al igual que en la Sala 1, el POE pasa y ayuda al paciente previamente inyectado ( $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{67}\text{Ga}$  o  $^{111}\text{In}$ ) a colocarse en la cama para que el POE adquiera el estudio.
- Sala de pacientes inyectados para PET-CT. En principio es una sala para la permanencia exclusiva de pacientes inyectados para pasar al PET-CT pero se considerará como área de actividad del POE debido a que aquí mismo se suministra el radiofármaco ( $^{18}\text{F}$ ).
- Sala de operación del PET-CT e interpretación. Desde esta sala el POE opera el PET-CT para llevar a cabo el estudio del paciente y realiza el procesamiento de imagen e interpretación de los estudios adquiridos.
- PET-CT. Al igual que en la Sala 1 y 2, el POE coloca al paciente en la posición de estudio y da indicaciones antes y durante el estudio.
- Tercer piso de hospitalización. En esta zona se encuentran pacientes tratados con  $^{131}\text{I}$  para ablación de tejido residual de cáncer de tiroides post-cirugía. Estos pacientes permanecen hospitalizados hasta que la actividad retenida sea menor a 30 mCi o la tasa de exposición a 1 m de distancia sea menor a 5 mR/h. Uno de los médicos o el encargado de seguridad radiológica son los autorizados (POE) para suministrar las dosis de  $^{131}\text{I}$  y realizar el monitoreo de rutina con un detector Geiger-Müller a 1 metro de distancia para, en su momento, dar de alta a los pacientes.

Otros sitios de interés:

- Oficina del Jefe del Departamento de Medicina Nuclear. En este lugar no hay pacientes, aquí labora uno de los médicos al que le fue entregado uno de los contenedores con dosímetros.
- Archivo del DMN. Aquí se realizó el reemplazo mensual de dosímetros y se dejaron 2 de los contenedores con dosímetros testigo.

En las figuras 1.15 y 1.16 se muestra el mapa del Departamento de Medicina Nuclear indicando las zonas específicas y el primer piso de hospitalización donde labora el POE, respectivamente.

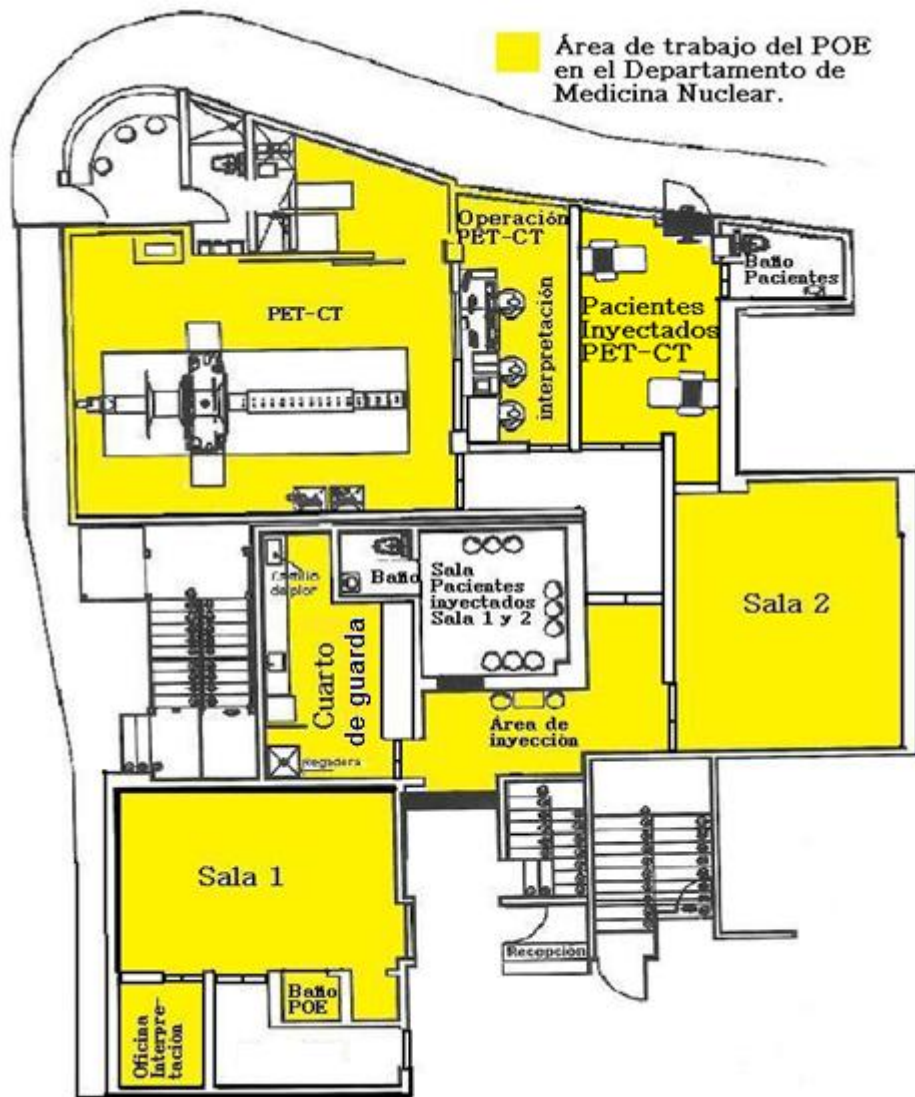


Figura 1.15 Mapa del Departamento de Medicina Nuclear donde el POE desarrolla sus actividades haciendo uso del dosímetro.

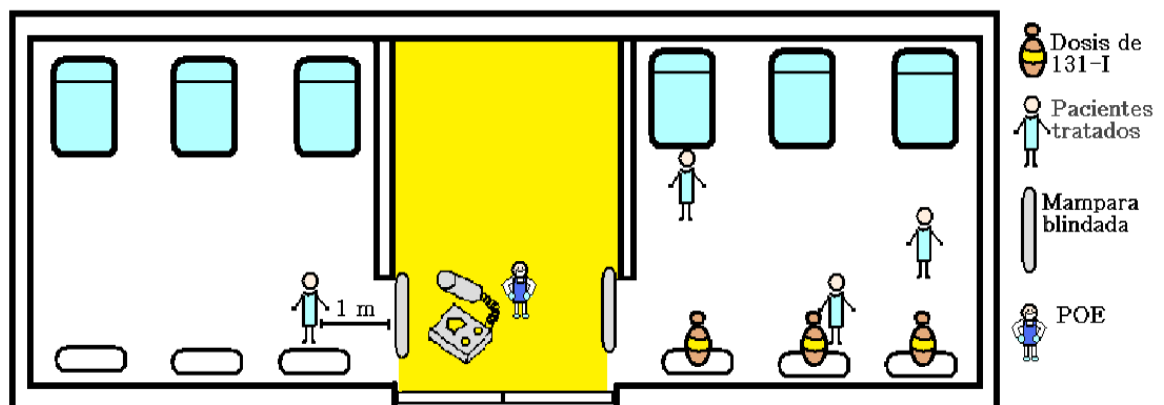


Figura 1.16 Área de hospitalización donde el POE suministra las dosis a pacientes para ablación de tejido residual de tiroides con  $^{131}\text{I}$  y realiza el monitoreo de rutina para darlos de alta en su momento.

Otro sitio de interés fuera del INCan:

- Laboratorio de Termoluminiscencia, IFUNAM. En este lugar se llevaron a cabo tanto los horneados como las lecturas de los dosímetros y se colocó un último contenedor testigo para cada periodo.

A continuación, en la tabla 1.4 se identifican las actividades que realizan cada uno de los trabajadores en los sitios de interés.

Tabla 1.4 Actividades que desarrolla el POE dentro del DMN del INCan

| Actividad<br>POE | Iny* | CP* | CC* | AE<br>PET* | AE<br>CG* | S y/o<br>R* | IE* | MDR* | RMR* | RC* |
|------------------|------|-----|-----|------------|-----------|-------------|-----|------|------|-----|
| 1                |      |     |     |            |           |             | X   |      |      |     |
| 2                | X    | X   |     |            | X         |             |     |      | X    | X   |
| 3                |      | X   |     |            | X         | X           |     |      |      |     |
| 4                |      |     |     |            |           | X           | X   |      |      |     |
| 5                | X    | X   |     |            |           |             |     |      |      |     |
| 6                |      |     |     | X          |           |             |     |      |      |     |
| 7                |      |     | X   |            |           | X           |     | X    |      |     |
| 8                |      |     | X   |            |           | X           |     | X    | X    |     |
| 9                |      |     |     |            |           |             | X   |      |      |     |
| 10               | X    | X   |     | X          |           |             |     |      |      |     |
| 11               | X    | X   |     | X          | X         |             |     |      |      |     |
| 12               | X    | X   |     |            | X         |             |     |      | X    | X   |
| 13               | X    | X   |     |            | X         |             |     |      | X    | X   |
| 14               |      |     |     |            |           |             | X   |      |      |     |
| 15               | X    | X   |     | X          |           |             |     |      |      |     |
| 16               |      |     |     |            |           |             | X   |      |      |     |

\*Iny = inyección

\*CP = Colocación de paciente en camilla

\*CC = Control de calidad de los sistemas de adquisición de imágenes

\*AE PET = Adquisición de estudios PET

\*AE CG = Adquisición de estudios con cámaras gamma

\*S y/o R = Suministración de dosis terapéuticas y/o rastreo de <sup>131</sup>I

\*IE = Interpretación de estudios

\*MDR = Manipulación de desechos radiactivos

\*RMR = Recepción de material radiactivo y verificación de dosis personalizadas

\*RC = Remoción de catéter.

## CAPITULO 2

### TRABAJO EXPERIMENTAL

#### 2.1 Método experimental

##### 2.1.1 Protocolo experimental de uso de dosímetros TLD-100

A continuación se describe el protocolo experimental para el uso de los dosímetros TLD-100 que se utilizó en este trabajo:

Tratamiento térmico: El tratamiento térmico consiste en un primer horneado de los TLD durante 1 hora a 400°C en un horno programable Thermolyne (Figura 2.1) seguido de enfriamiento a temperatura ambiente por 10 minutos y posteriormente la aplicación de un segundo horneado por 2 horas a 100°C en un horno Thelco.



**Figura 2.1. Horno programable Thermolyne usado para tratamiento térmico a 400°C en el laboratorio de dosimetría, IFUNAM.**

Irradiación de dosímetros: En este trabajo la irradiación se refiere a la radiación gamma proveniente de los radionúclidos presentes en el ambiente al que está expuesto el POE. Adicionalmente, para la selección de dosímetros a utilizar en el estudio, éstos fueron expuestos a radiación beta proveniente de una fuente de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ . Para las medidas de calibración, los dosímetros fueron expuestos a radiación gamma proveniente de una fuente de  $^{137}\text{Cs}$ .

Lecturas de la respuesta TL: Para obtener la respuesta TL de cada dosímetro expuesto a la radiación éste se somete a calentamiento mediante el uso de un equipo lector TL Harshaw 3500 aplicando una tasa de calentamiento de 10°C/s desde temperatura ambiente hasta 300°C. Durante las lecturas se aplica al equipo lector un flujo de nitrógeno. La temperatura del laboratorio debe ser menor que o igual a 19°C.

Ambos hornos y el equipo lector pertenecen al laboratorio de dosimetría termoluminiscente del IFUNAM.

El tiempo de espera entre cada etapa: tratamiento térmico, irradiación y lectura fue entre 24 y 48 horas.

### 2.1.2 Selección de dosímetros

Para obtener mediciones de dosis recibidas por el POE es de suma importancia que se utilice un conjunto de dosímetros que presente una respuesta TL homogénea y reproducible ya que eso permitirá obtener resultados más precisos. Se realizaron pruebas de homogeneización y reproducibilidad a un lote de dosímetros TLD-100 exponiendo cada dosímetro a radiación beta proveniente de una fuente de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  a una dosis igual a 0.3 Gy, calculando el tiempo de irradiación a partir de la tasa de dosis para la fecha de irradiación [16] y siguiendo el protocolo descrito anteriormente. La figura 2.2 muestra los resultados de la prueba de homogeneidad en que se encontró que los valores de las lecturas están dentro de una desviación estándar del promedio igual a 14 %.

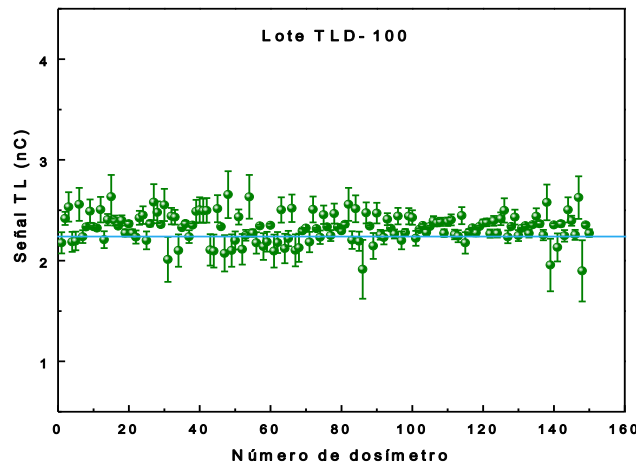


Figura 2.2. Gráfica de homogeneización para lote de dosímetros TLD-100

Posteriormente se realizaron pruebas de reproducibilidad que consistieron en exponer todos los dosímetros del lote tres veces a la misma dosis y, a partir de las tres lecturas determinar su factor de corrección individual [17] mediante el método descrito a continuación:

Sea  $R_{ij}$  donde  $j$  es la lectura  $j$ -ésima ( $j=1, 2, \dots, m$ ) tomada al  $i$ -ésimo dosímetro ( $i=1, 2, 3, \dots, n$ ). El primer paso es calcular el factor de calibración  $C_{ij}$  del dosímetro para convertir esta lectura en la media del lote:

$$C_{ij} = \sum_{i=1}^n \frac{R_{ij}}{nR_{ij}} \quad (17)$$

El factor de calibración promedio de cada dosímetro  $C_i$  es entonces:

$$C_i = \sum_{j=1}^m \frac{G_{ij}}{m} \quad (18)$$

Éste será usado de aquí en adelante para corregir las lecturas obtenidas de cada dosímetro.

La figura 2.3 muestra los resultados obtenidos de la prueba de reproducibilidad para el lote de dosímetros TLD-100 (ver apéndice A). La gráfica 2.3 (a) muestra los valores de la primera lectura TL (de las tres realizadas) sin aplicar el factor de corrección individual, se puede observar que varias lecturas quedan fuera de una desviación estándar del promedio. La gráfica 2.3 (b) muestra los valores de las lecturas TL una vez corregidas mediante la aplicación del factor individual y se puede observar que ahora la mayoría de los valores corregidos caen dentro de una desviación estándar del 3%.

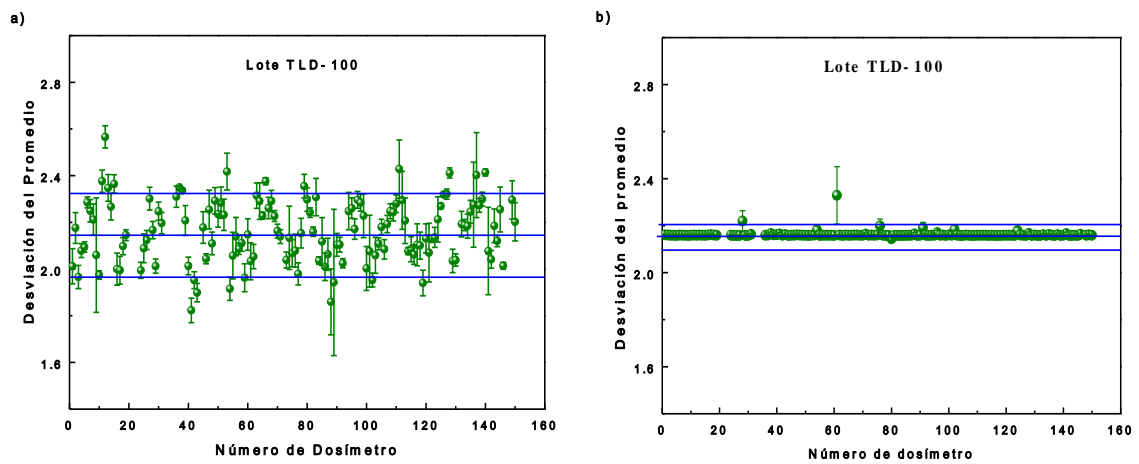


Figura 2.3. Pruebas de reproducibilidad. (a) sin corregir y (b) corregidas por factor individual.

Los dosímetros que presentaron una respuesta reproducible dentro de una desviación estándar del promedio del lote una vez que se aplicó el factor de corrección individual fueron seleccionados para realizar tanto las medidas de calibración como las medidas al POE del INCan.

### 2.1.3 Calibración de dosímetros

Las medidas de calibración de los dosímetros consisten de irradiaciones a dosis conocidas para posteriormente poder asociar lecturas de respuesta TL con la dosis.

Las irradiaciones se realizaron en el Laboratorio Secundario del Departamento de Metrología de Radiaciones Ionizantes del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ) utilizando una fuente de  $^{137}\text{Cs}$  "Cesagamatron", a una tasa de kerma en aire igual a 2.64 mGy/min (0.044 mGy/s).

Se utilizaron cinco contenedores rectangulares de acrílico con un espesor de 3.6 mm para asegurar condiciones de Equilibrio de Partícula Cargada. Cada contenedor dispone de 8 nichos en la base; se colocaron 2 dosímetros TLD-100 en los nichos centrales de cada contenedor después de haber sido sometidos al tratamiento térmico descrito anteriormente. Cada contenedor fue expuesto a uno de 5 valores conocidos de kerma en aire iguales a 0.50, 1.25, 2.00, 2.75 y 3.50 mGy.

La figura 2.4 muestra el arreglo experimental utilizado durante las irradiaciones de calibración.

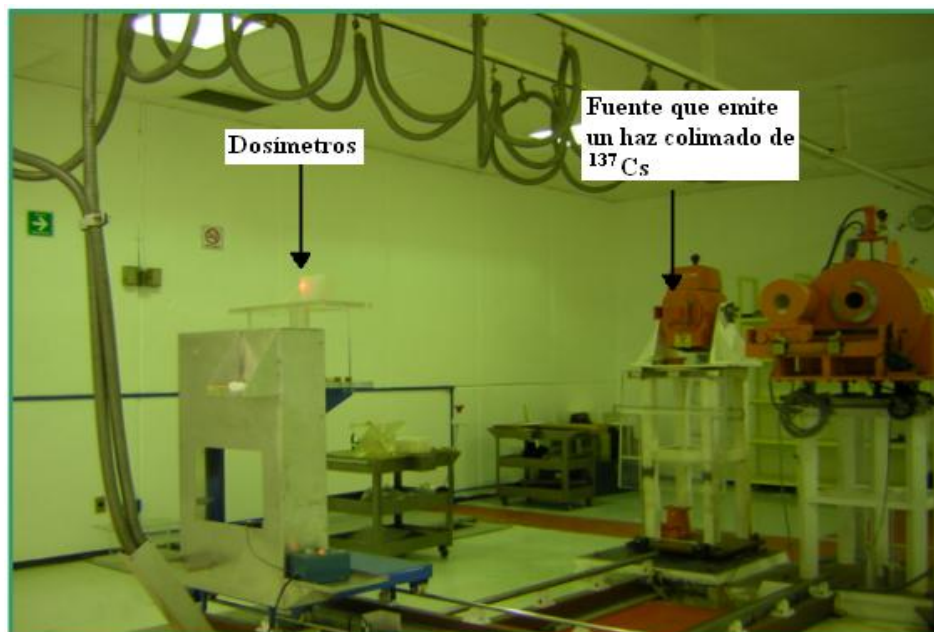


Figura 2.4. Arreglo experimental para las irradiaciones de calibración.

### 2.1.4 Uso cotidiano de dosímetros por el POE del DMN del INCan

Para el uso cotidiano de dosímetros TL por el POE del DMN del INCan se utilizaron portadosímetros iguales a los contenedores descritos en la sección 2.1.3. Este estudio se realizó durante 5 periodos mensuales para 16 trabajadores (POE) del DMN del INCan. Previamente a la entrega de los portadosímetros a cada trabajador, los dosímetros seleccionados fueron sometidos al tratamiento térmico correspondiente. Posteriormente, se armaron los portadosímetros en el Instituto de Física de la UNAM de la siguiente manera: se colocaron 3 dosímetros para la medición de dosis mensual (Figura 2.5). Adicionalmente a los 16 contenedores del POE se usaron otros 3 como control, 2 de ellos se colocaron en el archivo del Departamento del INCan que es una zona libre de fuentes radiactivas y el otro permaneció en el laboratorio de dosimetría TL del IFUNAM. A cada contenedor le fue asignado un número para después ser entregados al POE y llevar un control de sus lecturas así como la identificación de sus actividades dentro del área.

Como el DMN debe cumplir con la normativa referente a protección radiológica, el POE porta durante su jornada laboral un portadosímetro proporcionado por la empresa que presta el servicio de dosimetría. Aproximadamente cada mes, cuando el personal de la empresa hacía entrega de los dosímetros para el monitoreo, los contenedores armados en este trabajo se anexaban al de la empresa y se entregaban a cada POE. Al terminar cada periodo mensual cuando la empresa entregaba los nuevos dosímetros correspondientes al siguiente periodo, nuestros contenedores eran retirados, en cada uno de ellos se reemplazaban los 3 cristales por otros 3 horneados 24 horas antes. Se sellaba el contenedor y se anexaba cada uno al nuevo portadosímetro de la empresa y nuevamente se hacía entrega de ellos al personal. Este procedimiento se repitió hasta completar los 5 periodos estudiados. Posteriormente a la entrega mensual de cada portadosímetro se trasladaron al laboratorio de dosimetría TL del IFUNAM donde, después de 24 horas se tomaron las lecturas de los dosímetros irradiados mediante el Equipo Lector Harshaw 3500. Al término del último periodo, se retiraron todos los contenedores.

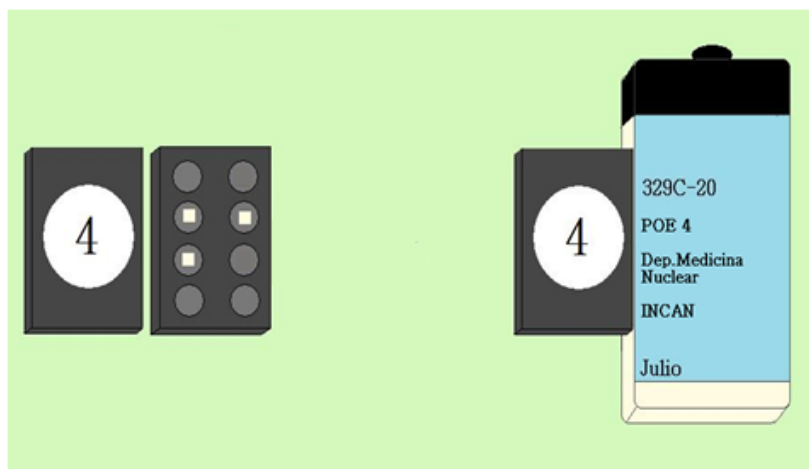


Figura 2.5 Contenedor con dosímetros TLD-100 portado por el POE cada periodo de estudio. También se muestra la colocación del contenedor junto al portadosímetro proporcionado por la empresa.



### 2.1.5 Lecturas de dosímetros TL

El equipo lector Harshaw 3500 se muestra en la figura 2.6, éste contiene una plancheta donde se coloca el dosímetro para ser calentado, un tubo fotomultiplicador que recibe la luz emitida por el propio dosímetro y que se encarga de transformarla en una señal eléctrica. Adicionalmente, el equipo lector cuenta con un software que permite visualizar la gráfica de intensidad TL en función de la temperatura (curva de brillo).

En este trabajo, el protocolo de lectura consistió de utilizar una tasa de calentamiento de 10°C/s y un intervalo de temperatura entre temperatura ambiente y 300°C.

Antes de cada sesión de lecturas TL se enciende el aire acondicionado en el laboratorio para asegurar una temperatura controlada de 19°C y media hora antes de dar inicio a las lecturas se permite el flujo de gas nitrógeno que circula en el equipo lector para evitar la contribución de señales espurias debidas a impurezas.



Figura 2.6 Equipo Lector Termoluminiscente Harshaw 3500.

## CAPÍTULO 3

### RESULTADOS

#### 3.1 Calibración de los dosímetros TLD-100

En la tabla 3.1 se presentan los valores de respuesta termoluminiscente (nC) obtenidos para los dosímetros TLD-100 expuestos a dosis conocidas de una fuente de  $^{137}\text{Cs}$ . La señal TL asociada a cada valor de kerma en aire se obtuvo promediando los valores correspondientes de los 2 dosímetros que fueron irradiados a la misma dosis

Tabla 3.1 Lecturas de dosímetros TLD-100 expuestos a dosis conocidas de radiación gamma proveniente de una fuente de  $^{137}\text{Cs}$

| Kerma en Aire (mGy) | Señal TL (nC)    |
|---------------------|------------------|
| 0.50                | $6.22 \pm 0.42$  |
| 1.25                | $14.40 \pm 0.42$ |
| 2.00                | $21.82 \pm 0.89$ |
| 2.75                | $32.53 \pm 2.07$ |
| 3.50                | $37.62 \pm 0.21$ |

La figura 3.1 muestra la curva de brillo para dosímetros TLD-100 expuestos a un valor de kerma en aire igual a 3.5 mGy.

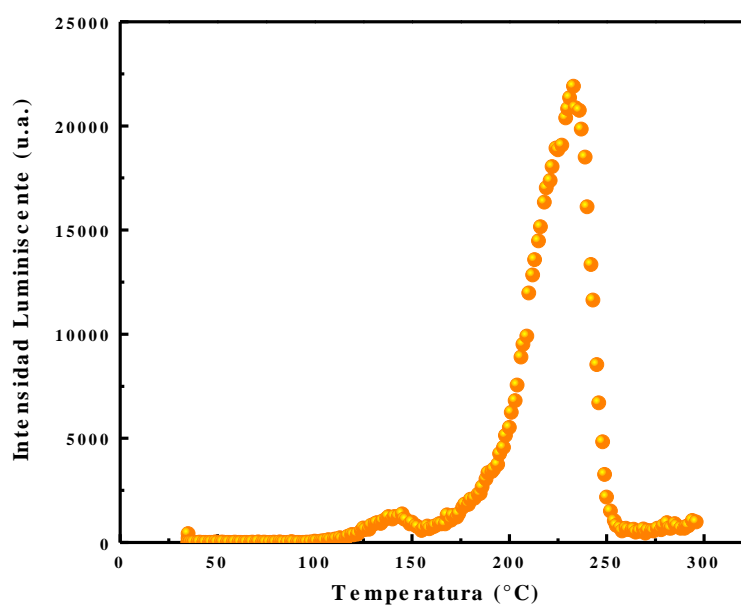


Figura 3.1 Curva de brillo de TLD-100 expuesto a 3.5 mGy (kerma en aire)

La figura 3.2 muestra la curva de calibración: señal TL en función de kerma en aire obtenida a partir de los valores mostrados en la tabla 3.1.

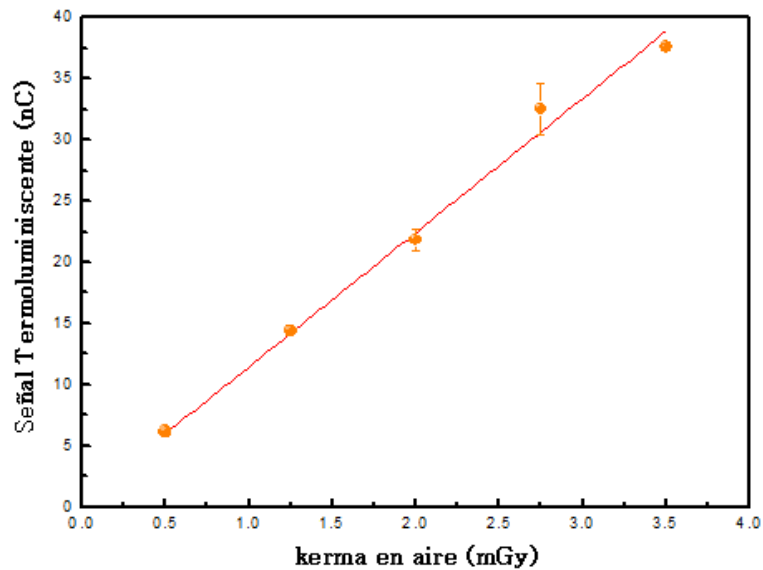


Figura 3.2 Respuesta termoluminiscente de dosímetros TLD-100 expuestos a radiación gamma de una fuente de  $^{137}\text{Cs}$  en función de kerma en aire.

Para relacionar señal TL con kerma en aire se realizó un ajuste lineal obteniendo la siguiente relación:

$$k_{\text{aire}} (\text{mGy}) = \frac{\text{Señal TL (nC)}}{(10.96 \pm 0.30)} \quad (19)$$

### 3.2 Lecturas del POE del DMN del INCan

Al término de cada periodo se llevaron a cabo las lecturas de los dosímetros TLD-100 en el equipo lector Harshaw 3500 del IFUNAM. Se mantuvo la identificación de cada uno de los cristales para realizar la corrección por factor individual descrita en el capítulo 2. También se realizó corrección por desvanecimiento. No se realizó corrección por dependencia con la energía debido a que sólo el  $^{67}\text{Ga}$  presenta algunas emisiones con energía menor a 95 keV y su uso representa menos del 5% de los estudios que se llevan a cabo en el DMN (tabla 1.3).

### 3.3 Análisis de Datos

#### 3.3.1 Corrección por desvanecimiento

Los dosímetros presentan desvanecimiento en la señal TL dependiente del tiempo entre exposición y lectura debido a la liberación de los electrones o agujeros presentes en las trampas de baja temperatura. Como en este trabajo los dosímetros son expuestos a la

radiación de radionúclidos presentes en el DMN durante un mes es necesario corregir por desvanecimiento.

Para realizar esta corrección se utiliza el dato aportado por el fabricante (5% de desvanecimiento en un año a 20°C [18]):

Para ello usamos la siguiente ecuación:

$$S = S_0 e^{-\lambda(t-t_i)} \quad (20)$$

Donde S designa a la Señal TL obtenida en un tiempo t,  $S_0$  designa a la señal TL inicial que se leería en un tiempo  $t_i$  corto (un día) después de la irradiación y  $\lambda$  es el factor de desvanecimiento.

Entonces si  $S = 0.95S_0$  en un año, y suponiendo  $t_i = 1$  y  $t = 364$  días tenemos que:

$$0.95S_0 = S_0 e^{-\lambda(t-t_i)} \quad (21)$$

Obteniendo  $\lambda = 1.4 \times 10^{-4}$  /día

Una vez conociendo el valor de  $\lambda$  se hace uso de la expresión (20) para corregir cada lectura obtenida en los diferentes periodos del POE llevando el control del número de días en que cada persona portó su contenedor respectivo.

La tabla 3.2 muestra los valores obtenidos de respuesta TL una vez aplicado el factor de corrección individual y su corrección por desvanecimiento para cada POE y para cada periodo estudiado, excepto el periodo 5 para el que se perdieron las lecturas. Los contenedores 17 y 18 fueron utilizados como control en el INCan y el 19 en el laboratorio del IFUNAM.

**Tabla 3.2 Respuesta TL corregida por factor individual y por desvanecimiento para los periodos estudiados.**

|                 | Periodo 1<br>Señal TL<br>Corregida (nC) | Periodo 2<br>Señal TL<br>Corregida (nC) | Periodo 3<br>Señal TL<br>Corregida (nC) | Periodo 4<br>Señal TL<br>Corregida (nC) | Periodo 6<br>Señal TL<br>Corregida (nC) | Periodo largo<br>Señal TL<br>Corregida (nC) |
|-----------------|---|---|---|---|---|---|
| <i>POE 1</i>    | 1.9 ± 0.3                               | 1.72 ± 0.08                             | 1.7 ± 0.4                               | 1.16 ± 0.03                             | 1.4 ± 0.1                               | 4.2 ± 0.2                                   |
| <i>POE 2</i>    | 6.9 ± 0.9                               | 8.3 ± 0.2                               | 6.6 ± 0.8                               | 6.5 ± 0.6                               | 8.4 ± 0.5                               | 33.53 ± 0.01                                |
| <i>POE 3</i>    | 2.0 ± 0.1                               | 2.2 ± 0.5                               | 1.7 ± 0.2                               | 1.6 ± 0.2                               | 2.2 ± 0.3                               | 5.4 ± 0.2                                   |
| <i>POE 4</i>    | 2.7 ± 0.6                               | 2.6 ± 0.2                               | 2.4 ± 0.5                               | 2.0 ± 0.3                               | 1.8 ± 0.1                               | 7.4 ± 0.5                                   |
| <i>POE 5</i>    | 2.5 ± 0.5                               | 2.5 ± 0.2                               | 2.2 ± 0.2                               | 2.2 ± 0.2                               | 2.1 ± 0.1                               | 8.8 ± 0.6                                   |
| <i>POE 6</i>    | 2.3 ± 0.5                               | 3.7 ± 0.2                               | 2.5 ± 0.4                               | 1.6 ± 0.2                               | 1.75 ± 0.07                             | 9.9 ± 0.1                                   |
| <i>POE 7</i>    | 2.3 ± 0.2                               | 1.6 ± 0.1                               | 2.2 ± 0.7                               | 1.3 ± 0.08                              | 1.8 ± 0.4                               | 4.93 ± 0.08                                 |
| <i>POE 8</i>    | 2.5 ± 0.7                               | 1.7 ± 0.2                               | 1.68 ± 0.07                             | 1.7 ± 0.2                               | 1.8 ± 0.5                               | 5.0 ± 0.2                                   |
| <i>POE 9</i>    | 2.29 ± 0.07                             | 2.3 ± 0.6                               | 2.1 ± 0.7                               | 1.5 ± 0.07                              | 1.9 ± 0.5                               | 4.80 ± 0.09                                 |
| <i>POE 10</i>   | 3.4 ± 0.1                               | 3.8 ± 0.3                               | 3.4 ± 0.4                               | 2.78 ± 0.08                             | 4.6 ± 0.4                               | 14.6 ± 0.2                                  |
| <i>POE 11</i>   | 5.7 ± 0.5                               | 3.5 ± 0.6                               | 2.68 ± 0.08                             | 5.31 ± 0.09                             | 3.1 ± 0.5                               | 15.1 ± 0.1                                  |
| <i>POE 12</i>   | 5.90 ± 1.04                             | 6.6 ± 0.5                               | 5.2 ± 0.8                               | 2.8 ± 0.3                               | 5.1 ± 0.6                               | 20 ± 2                                      |
| <i>POE 13</i>   | 3.9 ± 0.4                               | 3.0 ± 0.3                               | 2.8 ± 0.3                               | 2.9 ± 0.1                               | 3.14 ± 0.04                             | 13.6 ± 0.6                                  |
| <i>POE 14</i>   | 1.99 ± 0.06                             | 1.8 ± 0.7                               | 1.6 ± 0.3                               | 1.1 ± 0.1                               | 1.22 ± 0.05                             | 4.1 ± 0.2                                   |
| <i>POE 15</i>   | 5.6 ± 0.2                               | 2.96 ± 0.05                             | 2.4 ± 0.2                               | 2.56 ± 0.05                             | 2.96 ± 0.04                             | 12.3 ± 0.2                                  |
| <i>POE 16</i>   | 2.2 ± 0.1                               | 1.7 ± 0.2                               | 2 ± 1                                   | 1.26 ± 0.06                             | 4.1 ± 0.3                               | 6.1 ± 0.5                                   |
| <i>INCan 17</i> | 2.6 ± 0.7                               | 1.6 ± 0.3                               | 2.0 ± 0.2                               | 1.6 ± 0.3                               | 1.5 ± 0.2                               | 4.9 ± 0.1                                   |
| <i>INCan 18</i> | 2.7 ± 0.6                               | 2.2 ± 0.4                               | 1.8 ± 0.2                               | 1.4 ± 0.2                               | 1.9 ± 0.6                               | 5.2 ± 0.8                                   |
| <i>Lab 19</i>   | 2.0 ± 0.5                               | 2.0 ± 0.7                               | 1.5 ± 0.2                               | 1.2 ± 0.1                               | 1.3 ± 0.1                               | 4.05 ± 0.05                                 |

### 3.3.2 Resultados de Dosis Equivalente Personal

Una vez obtenidos los valores de respuesta TL corregidos, se usa el factor de calibración (Figura 3.2 y ecuación 19) para convertir la respuesta TL (nC) a kerma en aire (mGy). Posteriormente, el valor de kerma en aire se convirtió a Dosis Equivalente Personal Hp(d). Para ello se consideró el intervalo de energías de las emisiones gamma de los radionúclidos empleados en Medicina Nuclear (90-600 keV). Se encontró el promedio de los cocientes de los coeficientes másicos de atenuación para fotones de estas energías en tejido respecto de aire [19] y se aplicó la siguiente expresión:

$$D_{\text{tejido}}(\text{mGy}) = D_{\text{kerma aire}}(\text{mGy}) * \frac{\mu_{\text{en}}/\rho_{\text{tejido}}}{\mu_{\text{en}}/\rho_{\text{aire}}} = D_{\text{kerma aire}}(\text{mGy}) * 1.100 \pm 0.005 \quad (22)$$

A partir de los valores de dosis en tejido se obtuvieron valores de Dosis Equivalente Personal multiplicando por el factor de calidad  $W$  que en este caso es igual a 1 ya que el POE está expuesto a radiación gamma (sección 1.1.3).

La figura 3.3 muestra los resultados obtenidos para cada uno de los trabajadores del DMN que portaron los contenedores con dosímetros TLD-100 y para los testigos (en el archivo del INCAN y en el laboratorio del IFUNAM) con su incertidumbre asociada. La Figura 3.3 a) muestra la señal TL (nC) corregida por los factores individual y de desvanecimiento. La Figura 3.3 b) muestra el valor de kerma en aire (mGy) y la figura 3.3 c) la Dosis Equivalente Personal (mSv), todas correspondientes al periodo 1.

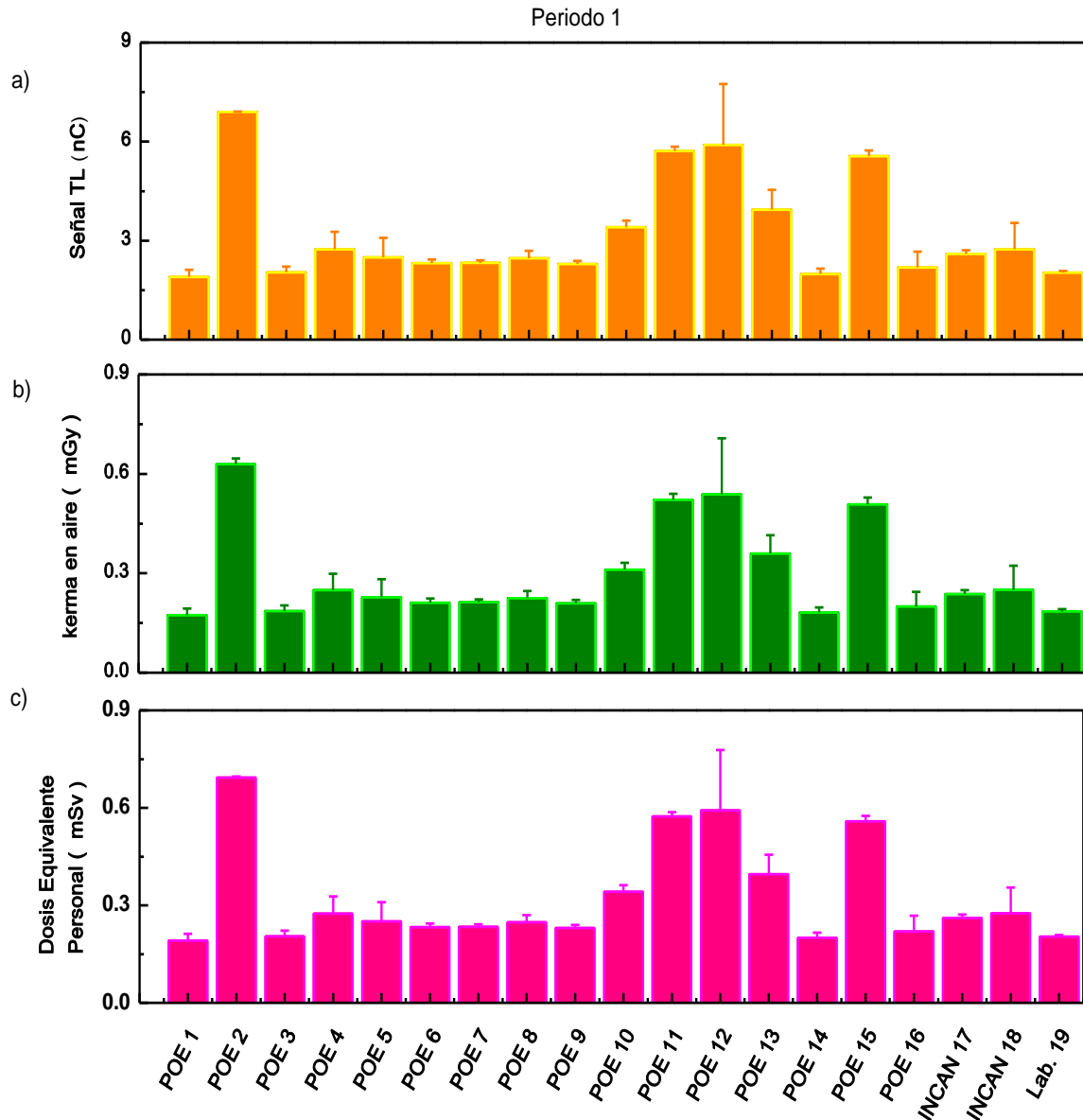


Figura 3.3 Resultados obtenidos en el periodo 1 para toda la población de estudio y los contenedores testigo a) Señal TL corregida, b) kerma en aire (mGy) y c) Dosis Equivalente Personal (mSv).

Las tablas 3.3 a) y b) muestran los resultados de kerma en aire (mGy) y Dosis Equivalente Personal (mSv) de los periodos estudiados obtenidos a partir de la expresión (22) y multiplicado por el factor de calidad  $W=1$ .

**Tabla 3.3 a) Kerma en aire (mGy) y Dosis Equivalente Personal (mSv) obtenida para los periodos 1, 2 y 3.**

| POE      | Periodo 1           |                             | Periodo 2        |                             | Periodo 3        |                             |
|----------|---------------------|-----------------------------|------------------|-----------------------------|------------------|-----------------------------|
|          | Kerma en aire (mGy) | Dosis Equiv. Personal (mSv) | Kerma aire (mGy) | Dosis Equiv. Personal (mSv) | Kerma aire (mGy) | Dosis Equiv. Personal (mSv) |
| POE 1    | 0.17±0.02           | 0.19±0.02                   | 0.19±0.01        | 0.21±0.01                   | 0.16±0.04        | 0.17±0.04                   |
| POE 2    | 0.63±0.02           | 0.69±0.06                   | 0.83±0.03        | 0.83±0.02                   | 0.60±0.08        | 0.66±0.08                   |
| POE 3    | 0.19±0.02           | 0.20±0.02                   | 0.19±0.04        | 0.22±0.05                   | 0.15±0.02        | 0.17±0.02                   |
| POE 4    | 0.25±0.05           | 0.27±0.05                   | 0.26±0.02        | 0.26±0.02                   | 0.22±0.04        | 0.25±0.05                   |
| POE 5    | 0.23±0.05           | 0.25±0.06                   | 0.24±0.02        | 0.25±0.02                   | 0.20±0.02        | 0.22±0.02                   |
| POE 6    | 0.21±0.01           | 0.23±0.01                   | 0.36±0.02        | 0.37±0.02                   | 0.23±0.04        | 0.25±0.04                   |
| POE 7    | 0.21±0.01           | 0.23±0.01                   | 0.16±0.01        | 0.18±0.01                   | 0.20±0.07        | 0.22±0.07                   |
| POE 8    | 0.22±0.02           | 0.25±0.02                   | 0.15±0.02        | 0.17±0.02                   | 0.15±0.01        | 0.17±0.01                   |
| POE 9    | 0.21±0.01           | 0.23±0.01                   | 0.19±0.05        | 0.23±0.06                   | 0.19±0.06        | 0.21±0.07                   |
| POE 10   | 0.31±0.02           | 0.34±0.02                   | 0.39±0.03        | 0.39±0.03                   | 0.31±0.04        | 0.34±0.04                   |
| POE 11   | 0.52±0.02           | 0.57±0.01                   | 0.32±0.05        | 0.36±0.06                   | 0.24±0.01        | 0.27±0.01                   |
| POE 12   | 0.54±0.2            | 0.59±0.2                    | 0.62±0.05        | 0.66±0.05                   | 0.47±0.08        | 0.52±0.08                   |
| POE 13   | 0.36±0.06           | 0.40±0.06                   | 0.28±0.03        | 0.30±0.03                   | 0.26±0.03        | 0.28±0.03                   |
| POE 14   | 0.18±0.02           | 0.20±0.02                   | 0.14±0.06        | 0.18±0.07                   | 0.15±0.02        | 0.16±0.03                   |
| POE 15   | 0.51±0.02           | 0.56±0.02                   | 0.30±0.01        | 0.30±0.00                   | 0.22±0.02        | 0.24±0.02                   |
| POE 16   | 0.20±0.04           | 0.22±0.05                   | 0.18±0.02        | 0.17±0.02                   | 0.19±0.1         | 0.21±0.1                    |
| INCan 17 | 0.24±0.01           | 0.26±0.01                   | 0.16±0.03        | 0.16±0.03                   | 0.18±0.02        | 0.20±0.02                   |
| INCan 18 | 0.25±0.07           | 0.27±0.08                   | 0.21±0.04        | 0.22±0.04                   | 0.17±0.02        | 0.18±0.02                   |
| Lab 19   | 0.18±0.01           | 0.20±0.01                   | 0.18±0.06        | 0.20±0.07                   | 0.14±0.02        | 0.15±0.02                   |

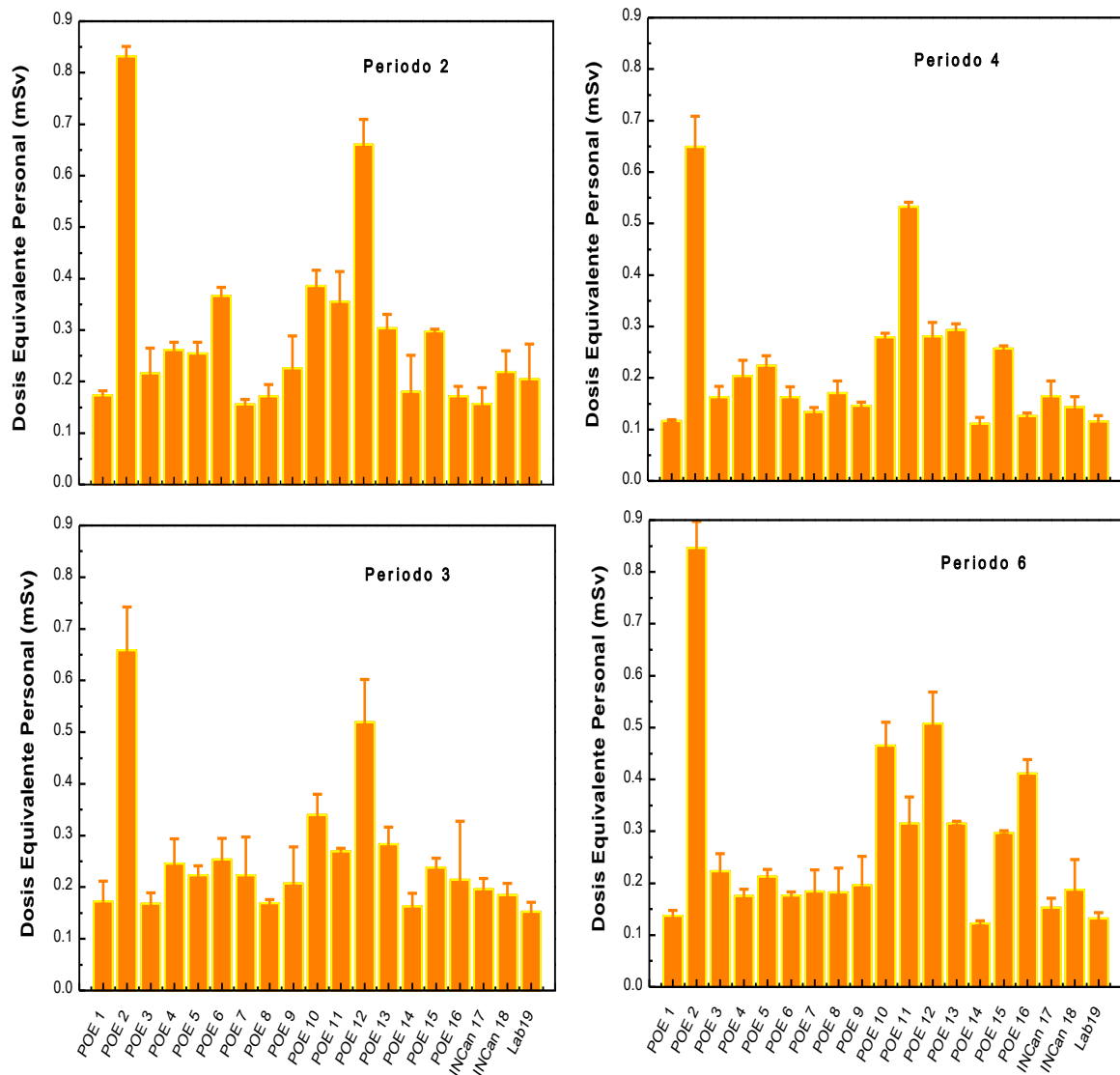


**Tabla 3.3 b) Kerma en aire (mGy) y Dosis Equivalente Personal (mSv) obtenida para los periodos 4 y 6.**

| POE             | Periodo 4        |                             | Periodo 6        |                             |
|-----------------|------------------|-----------------------------|------------------|-----------------------------|
|                 | Kerma aire (mGy) | Dosis Equiv. Personal (mSv) | Kerma aire (mGy) | Dosis Equiv. Personal (mSv) |
| POE 1           | 0.11±0.03        | 0.12±0.03                   | 0.12±0.01        | 0.14±0.01                   |
| POE 2           | 0.59±0.06        | 0.65±0.06                   | 0.77±0.05        | 0.85±0.05                   |
| POE 3           | 0.15±0.02        | 0.16±0.02                   | 0.20±0.03        | 0.22±0.03                   |
| POE 4           | 0.18±0.03        | 0.20±0.03                   | 0.16±0.01        | 0.18±0.01                   |
| POE 5           | 0.20±0.02        | 0.22±0.02                   | 0.19±0.01        | 0.21±0.01                   |
| POE 6           | 0.15±0.02        | 0.16±0.02                   | 0.16±0.01        | 0.18±0.01                   |
| POE 7           | 0.12±0.01        | 0.13±0.01                   | 0.17±0.04        | 0.18±0.04                   |
| POE 8           | 0.16±0.02        | 0.17±0.02                   | 0.17±0.04        | 0.18±0.05                   |
| POE 9           | 0.13±0.01        | 0.15±0.01                   | 0.18±0.05        | 0.20±0.06                   |
| POE 10          | 0.25±0.01        | 0.28±0.01                   | 0.42±0.04        | 0.47±0.04                   |
| POE 11          | 0.48±0.02        | 0.53±0.01                   | 0.29±0.05        | 0.32±0.05                   |
| POE 12          | 0.26±0.03        | 0.28±0.03                   | 0.46±0.06        | 0.51±0.06                   |
| POE 13          | 0.27±0.01        | 0.29±0.01                   | 0.29±0.01        | 0.31± 0.03                  |
| POE 14          | 0.10±0.01        | 0.11±0.01                   | 0.11±0.01        | 0.12± 0.03                  |
| POE 15          | 0.23±0.01        | 0.26±0.01                   | 0.27±0.01        | 0.30± 0.03                  |
| POE 16          | 0.11±0.01        | 0.13±0.01                   | 0.37±0.03        | 0.41±0.03                   |
| 17 (test INCan) | 0.15±0.03        | 0.16±0.03                   | 0.14±0.02        | 0.15±0.02                   |
| 18 (test INCan) | 0.13±0.02        | 0.14±0.02                   | 0.17±0.05        | 0.19±0.06                   |
| 19 (test Lab)   | 0.10±0.01        | 0.12±0.01                   | 0.12±0.01        | 0.13±0.01                   |

La figura 3.4 muestra los histogramas de la Dosis Equivalente Personal para cada POE correspondientes a los periodos 2, 3, 4 y 6.

### Dosis Equivalente Personal en Periodos 2, 3, 4 y 6

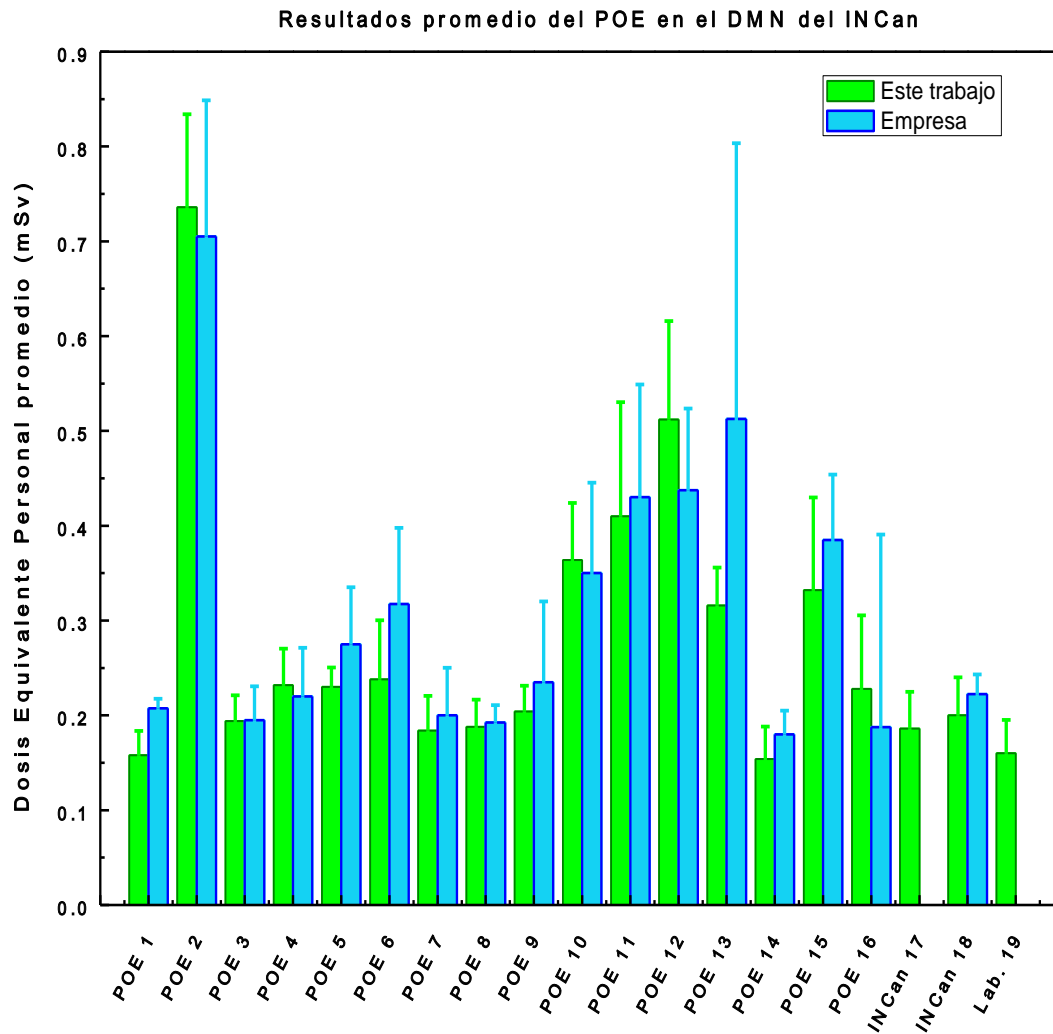


**Figura 3.4. Histogramas correspondientes a los periodos 2, 3, 4 y 6 de Dosis Equivalente Personal (mSv) recibida por el Personal Ocupacionalmente Expuesto del Departamento de Medicina Nuclear del INCan**

En la tabla 3.4 y figura 3.5 se muestran los valores de Dosis Equivalente Personal promedio de los periodos estudiados para cada trabajador con dosímetros TLD-100 comparados con los valores reportados por parte de la empresa que presta el servicio de dosimetría personal.

**Tabla 3.4 Valores promedio de los periodos estudiados comparados con los proporcionados por empresa. Se comparó uno de los controles del INCan con el dosímetro proporcionado por la empresa que no fue utilizado por ningún POE.**

| Personal | Dosis Equiv Personal (mSv) (Este trabajo) | Dosis Equiv Personal (mSv) (Empresa) |
|----------|---|--------------------------------------|
| POE 1    | 0.16 ± 0.03                               | 0.21 ± 0.01                          |
| POE 2    | 0.74 ± 0.09                               | 0.7 ± 0.1                            |
| POE 3    | 0.19 ± 0.03                               | 0.20 ± 0.04                          |
| POE 4    | 0.23 ± 0.04                               | 0.22 ± 0.05                          |
| POE 5    | 0.23 ± 0.02                               | 0.28 ± 0.06                          |
| POE 6    | 0.24 ± 0.06                               | 0.32 ± 0.08                          |
| POE 7    | 0.18 ± 0.04                               | 0.20 ± 0.05                          |
| POE 8    | 0.19 ± 0.03                               | 0.19 ± 0.02                          |
| POE 9    | 0.20 ± 0.03                               | 0.23 ± 0.09                          |
| POE 10   | 0.36 ± 0.06                               | 0.35 ± 0.09                          |
| POE 11   | 0.4 ± 0.1                                 | 0.4 ± 0.1                            |
| POE 12   | 0.5 ± 0.1                                 | 0.44 ± 0.09                          |
| POE 13   | 0.32 ± 0.04                               | 0.5 ± 0.3                            |
| POE 14   | 0.15 ± 0.03                               | 0.18 ± 0.03                          |
| POE 15   | 0.33 ± 0.09                               | 0.39 ± 0.07                          |
| POE 16   | 0.23 ± 0.08                               | 0.2 ± 0.1                            |
| INCan 17 | 0.19 ± 0.04                               | -----                                |
| INCan 18 | 0.20 ± 0.04                               | 0.22 ± 0.02                          |
| Lab. 19  | 0.16 ± 0.04                               | -----                                |



**Figura 3.5 Comparación de Dosis Equivalente Personal promedio (mSv) de este trabajo con los valores reportados por la empresa que presta el servicio de dosimetría personal.**

La figura 3.6 muestra los valores promedio de a) Señal TL (nC), b) Kerma en aire (mGy) y c) Dosis Equivalente Personal (mSv) de la persona (POE 2) que recibió la mayor dosis durante todo el periodo de estudio.

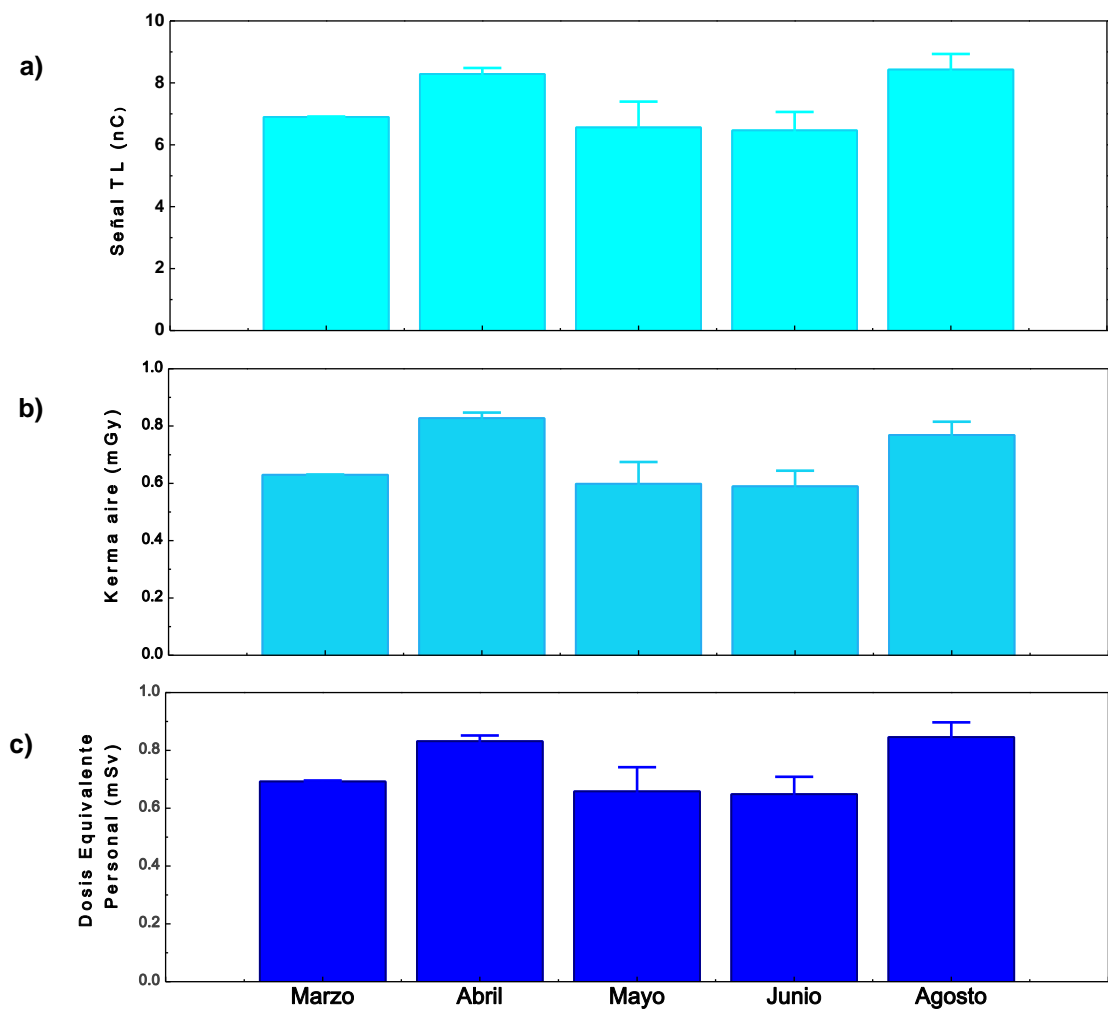


Figura 3.6. a) Señal TL (nC), b) Kerma en aire (mGy) y c) Dosis Equivalente Personal (mSv) recibida por el POE 2 durante el periodo de estudio.

La tabla 3.5 muestra una estimación de Dosis Equivalente Personal (mSv) anual obtenida a partir de los promedios de los periodos y del número de días que portaron los dosímetros.

**Tabla 3.5 Valores de Estimación de Dosis Equivalente Personal anual para cada POE.**

| <b>POE</b> | <b>Estimación de Dosis Equivalente Personal Anual (mSv)</b> |
|------------|---|
| POE 1      | 1.92  |
| POE 2      | 8.99  |
| POE 3      | 2.31  |
| POE 4      | 2.88  |
| POE 5      | 2.79  |
| POE 6      | 3.33  |
| POE 7      | 2.23  |
| POE 8      | 2.30  |
| POE 9      | 2.46  |
| POE 10     | 4.45  |
| POE 11     | 4.64  |
| POE 12     | 6.19  |
| POE 13     | 3.85  |
| POE 14     | 1.90  |
| POE 15     | 4.17  |
| POE 16     | 2.66  |
| INCan 17   | 2.30  |
| INCan 18   | 2.44  |
| Lab 19     | 1.92  |

## CAPÍTULO 4

### DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En este trabajo se evaluó la Dosis Equivalente Personal recibida por el Personal Ocupacionalmente Expuesto del Departamento de Medicina Nuclear del INCan durante 5 periodos mensuales. Los valores encontrados están por debajo de los límites establecidos tanto por el Reglamento General de Seguridad Radiológica vigente en México (50 mSv anuales) así como del límite recomendado por la ICRP en su publicación no. 60 (20 mSv anuales).

Los valores obtenidos están entre el fondo de radiación natural (aproximadamente 2mSv anuales medidos por los dosímetros control en el INCan) y un valor máximo de 9 mSv anual para el POE 2 seguido por un valor de 6 mSv anual para el POE 12. Estos dos miembros del personal realizan cotidianamente labores de enfermería, reciben radiofármacos, tienen contacto directo con los pacientes a quienes inyectan, pasan a las salas de espera, apoyan en su acomodo en las camillas y también remueven los catéteres aplicados.

Para otros 5 miembros del departamento se estimó una dosis anual entre 3 y 5 mSv. Este personal realiza principalmente labores de operación ya sea del equipo PET o de las Gamma Cámaras que se encuentran en las Salas 1 y 2. Algunos también inyectan FDG a los pacientes para estudios PET. Uno de ellos también realiza labores de enfermería.

Para otros 3 miembros se estimó una dosis entre 2.5 y 3 mSv y el resto recibió dosis similares con el fondo de radiación ambiental. En estos casos se trata de POE que tiene como actividad principal la interpretación de estudios y/o labores de control de calidad de los equipos, aunque no está exento de tareas que implican uso de material radiactivo.

Considerando el promedio mensual y comparando los resultados obtenidos mediante dosimetría termoluminiscente con los valores reportados por la empresa que proporciona el servicio se observa que éstos son consistentes dentro de las incertidumbres. Es de notar el caso del POE 13 para el cual el promedio obtenido, basándonos en los datos proporcionados por la empresa, difiere en un 64% del valor medido. Esto se atribuye a que la empresa reportó un valor extremadamente alto para el periodo 1, no evaluado en este trabajo.

Los resultados también muestran consistencia de periodo a periodo para cada POE lo que permite vislumbrar que la Dosis recibida por cada uno es un reflejo de sus actividades cotidianas. Las fluctuaciones entre periodos para cada POE muestran incertidumbres entre 2 y 10 % excepto para los casos de los POES 11, 12 y 15 con incertidumbres entre 13 y 14%.

Los resultados obtenidos permiten verificar que el Departamento de Medicina Nuclear cumple cabalmente con la normativa vigente y pueden ser elementos importantes a considerar si a futuro hubiese propuestas de modificaciones en las normativas nacionales respecto del uso de la medicina nuclear en nuestro país.



## APÉNDICE A

### Factores individuales de calibración de los dosímetros termoluminiscentes

Tal como se describió en la sección 2.1.2, el lote de 150 dosímetros se irradió 3 veces con una fuente de partículas beta, cada una seguida de la lectura de la señal TL. En la tabla A.1 se muestra la Señal TL obtenida para cada dosímetro en cada irradiación y su factor de calibración individual. La incertidumbre relativa de la señal TL es igual al 6%.

**Tabla A.1 Factores de corrección individual para cada dosímetro utilizado en este trabajo.**

| Dosímetro | Señal TL 1 (nC) | Señal TL 2 (nC) | Señal TL 3 (nC) | C <sub>i</sub> |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|
| A1        | 2.346           | 2.348           | 2.355           | 1.07373        |
| A2        | 2.323           | 2.369           | 2.316           | 0.992464       |
| A3        | 2.354           | 2.244           | 2.28            | 1.098357       |
| A4        | 2.23            | 2.189           | 2.287           | 1.038374       |
| A5        | 2.207           | 2.321           | 2.325           | 1.030681       |
| A6        | 2.231           | 2.229           | 2.238           | 1.079985       |
| A7        | 2.348           | 2.401           | 2.503           | 1.082371       |
| A8        | 2.292           | 2.288           | 2.293           | 1.029022       |
| A9        | 2.227           | 2.214           | 2.245           | 1.00613        |
| A10       | 2.374           | 2.383           | 2.372           | 1.082585       |
| A11       | 2.266           | 2.214           | 2.305           | 0.978055       |
| A12       | 2.275           | 2.239           | 2.361           | 1.072453       |
| A13       | 2.319           | 2.334           | 2.413           | 1.18468        |
| A14       | 2.243           | 2.266           | 2.384           | 1.105665       |
| A15       | 2.22            | 2.245           | 2.26            | 1.136943       |
| A16       | 2.266           | 2.324           | 1.89            | 1.127654       |
| A17       | 2.274           | 2.251           | 2.4             | 1.050548       |
| A18       | 2.23            | 2.19            | 2.325           | 1.009606       |
| A19       | 2.223           | 2.251           | 2.309           | 1.034534       |
| A24       | 1.984           | 2.213           | 2.317           | 1.022694       |
| A25       | 2.26            | 2.297           | 2.332           | 0.969247       |
| A26       | 2.241           | 2.226           | 2.385           | 0.998076       |
| A27       | 2.234           | 2.212           | 2.285           | 1.009144       |
| A28       | 2.249           | 2.259           | 2.332           | 1.27726        |
| A29       | 2.363           | 2.351           | 2.572           | 1.058659       |
| A30       | 2.279           | 2.257           | 2.347           | 1.060026       |
| A31       | 2.256           | 2.27            | 2.095           | 1.021102       |
| A36       | 2.158           | 2.196           | 2.284           | 1.074428       |
| A37       | 2.259           | 2.282           | 2.268           | 1.046954       |
| A38       | 2.329           | 2.205           | 2.424           | 1.164984       |
| A39       | 2.327           | 2.297           | 2.339           | 0.969641       |
| A40       | 2.406           | 2.464           | 2.364           | 1.079357       |
| A41       | 2.216           | 2.131           | 2.48            | 1.042669       |
| A42       | 2.411           | 2.413           | 2.384           | 1.105344       |
| A43       | 2.287           | 2.239           | 2.294           | 1.049595       |
| A44       | 2.321           | 2.236           | 2.341           | 1.039226       |
| A45       | 2.398           | 2.414           | 2.428           | 1.035812       |
| A46       | 1.941           | 1.939           | 2.161           | 1.046938       |
| A47       | 2.101           | 1.84            | 2.105           | 1.027122       |
| A48       | 2.417           | 2.389           | 2.499           | 1.028166       |
| A49       | 2.357           | 2.328           | 2.203           | 1.060876       |

| Dosímetro | Señal TL 1 (nC) | Señal TL 2 (nC) | Señal TL 3 (nC) | C <sub>i</sub> |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|
| A50       | 2.242           | 2.189           | 2.176           | 1.058934       |
| B1        | 1.933           | 2.083           | 2.02            | 0.944375       |
| B2        | 2.103           | 2.231           | 2.194           | 0.959864       |
| B3        | 1.923           | 2.02            | 1.955           | 0.976497       |
| B4        | 2.057           | 2.113           | 2.067           | 1.059045       |
| B5        | 2.074           | 2.118           | 2.091           | 1.093372       |
| B6        | 1.925           | 2.059           | 2.016           | 1.033786       |
| B7        | 1.93            | 2.008           | 2.047           | 1.016181       |
| B8        | 2.067           | 2.138           | 2.089           | 0.938026       |
| B9        | 2.155           | 2.119           | 2.162           | 0.996348       |
| B10       | 1.986           | 2.032           | 1.965           | 1.072485       |
| B11       | 2.141           | 2.268           | 2.215           | 1.22999        |
| B12       | 1.972           | 2.046           | 2.021           | 0.991676       |
| B13       | 1.779           | 1.881           | 1.809           | 1.055988       |
| B14       | 1.925           | 1.994           | 1.939           | 0.957903       |
| B15       | 1.863           | 1.941           | 1.893           | 1.02331        |
| B16       | 1.939           | 1.949           | 1.858           | 1.100226       |
| B17       | 1.952           | 2.15            | 2.071           | 1.005548       |
| B18       | 2.045           | 2.185           | 2.189           | 1.062366       |
| B19       | 2.078           | 2.114           | 2.068           | 1.051424       |
| B20       | 2.089           | 2.151           | 2.093           | 0.932716       |
| B21       | 2.201           | 2.245           | 2.235           | 1.014219       |
| B22       | 2.131           | 2.168           | 2.189           | 1.044219       |
| B23       | 2.105           | 2.154           | 2.158           | 1.038903       |
| B24       | 1.348           | 1.945           | 1.92            | 1.090764       |
| B25       | 2.002           | 2.045           | 2.07            | 1.002969       |
| B26       | 2.027           | 2.055           | 2.027           | 1.131751       |
| B27       | 2.168           | 2.186           | 2               | 1.026227       |
| B28       | 1.949           | 2.014           | 2.066           | 1.025581       |
| B29       | 1.986           | 2.119           | 2.084           | 1.065992       |
| B30       | 1.891           | 1.705           | 1.982           | 1.041063       |
| B31       | 2.12            | 2.287           | 2.278           | 1.023794       |
| B32       | 1.913           | 2.101           | 1.994           | 0.99018        |
| B33       | 1.964           | 2.013           | 2.252           | 1.035511       |
| B34       | 1.924           | 1.983           | 1.952           | 0.984294       |
| B35       | 2.11            | 2.097           | 1.97            | 0.960195       |
| B36       | 2.06            | 2.091           | 2.08            | 1.112746       |
| B37       | 2.03            | 2.137           | 2.087           | 1.013225       |
| B38       | 2.034           | 2.111           | 2.042           | 1.045696       |
| B39       | 2               | 2.156           | 2.155           | 1.013165       |
| B40       | 2.043           | 2.159           | 2.099           | 1.010956       |
| B41       | 1.999           | 2.014           | 2.092           | 0.998505       |
| B42       | 2.034           | 2.067           | 2.015           | 0.984637       |
| B43       | 2.26            | 2.306           | 2.291           | 0.986327       |
| B44       | 2.3             | 2.245           | 2.204           | 0.988658       |
| B45       | 2.271           | 2.139           | 2.225           | 0.96146        |
| B46       | 2.282           | 2.101           | 1.797           | 1.044697       |
| B47       | 1.991           | 1.977           | 1.955           | 1.057438       |
| B48       | 2.08            | 2.032           | 2.154           | 0.988291       |
| B49       | 2.127           | 2.082           | 2.164           | 1.018125       |
| B50       | 2.345           | 2.249           | 2.311           | 0.957861       |
| C1        | 2.204           | 2.167           | 2.13            | 0.908586       |
| C2        | 2.015           | 1.981           | 2.042           | 0.851224       |
| C3        | 2.229           | 1.23            | 2.222           | 0.919597       |

| Dosímetro | Señal TL 1 (nC) | Señal TL 2 (nC) | Señal TL 3 (nC) | C <sub>i</sub> |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|
| C4        | 2.249           | 2.114           | 2.171           | 0.952009       |
| C5        | 2.046           | 2.022           | 2.064           | 0.912703       |
| C6        | 2.193           | 2.222           | 2.349           | 0.960871       |
| C7        | 2.105           | 2.064           | 2.16            | 0.983003       |
| C8        | 1.969           | 1.9             | 2.019           | 0.934416       |
| C9        | 2.091           | 2.223           | 2.13            | 0.918595       |
| C10       | 2.045           | 1.949           | 2.106           | 0.924121       |
| C11       | 2.028           | 2.019           | 2.113           | 0.941858       |
| C12       | 2.322           | 2.257           | 2.365           | 0.965762       |
| C13       | 1.979           | 2.233           | 2.189           | 0.945309       |
| C14       | 2.022           | 2.048           | 2.133           | 0.966732       |
| C15       | 2.055           | 2.023           | 2.158           | 0.893312       |
| C16       | 1.991           | 1.927           | 2.02            | 0.942125       |
| C17       | 2.15            | 2.219           | 2.092           | 0.968466       |
| C18       | 2.083           | 1.584           | 2.161           | 0.908311       |
| C19       | 2.09            | 2.063           | 2.158           | 0.954495       |
| C20       | 2.094           | 2.08            | 2.14            | 0.942141       |
| C21       | 2.048           | 2.012           | 2.015           | 0.916528       |
| C22       | 2.047           | 2.072           | 2.101           | 0.939836       |
| C23       | 2.116           | 2.08            | 2.129           | 0.962862       |
| C24       | 2.142           | 2.195           | 2.203           | 1.008632       |
| C25       | 2.078           | 2.047           | 2.129           | 0.935556       |
| C26       | 2.17            | 2.173           | 2.236           | 0.960405       |
| C27       | 2.248           | 2.216           | 2.28            | 0.954735       |
| C28       | 1.915           | 1.903           | 2.003           | 0.997811       |
| C29       | 2.087           | 2.103           | 2.203           | 0.939997       |
| C30       | 2.163           | 2.121           | 1.927           | 0.945664       |
| C31       | 2.122           | 2.12            | 2.149           | 0.96207        |
| C32       | 2.182           | 2.097           | 2.128           | 0.946781       |
| C33       | 2.101           | 2.219           | 2.168           | 0.889905       |
| C34       | 2.135           | 2.199           | 2.244           | 0.940884       |
| C35       | 2.173           | 2.176           | 2.216           | 0.979617       |
| C36       | 2.235           | 2.132           | 2.185           | 0.975827       |
| C37       | 2.196           | 2.245           | 2.295           | 0.951003       |
| C38       | 2.289           | 1.933           | 2.01            | 0.931764       |
| C39       | 2.08            | 2.004           | 2.041           | 0.929962       |
| C40       | 2.221           | 2.102           | 2.233           | 0.895482       |
| C41       | 2.099           | 2.115           | 2.146           | 0.951879       |
| C42       | 2.187           | 2.214           | 2.365           | 0.898415       |
| C43       | 2.43            | 2.338           | 2.361           | 0.949509       |
| C44       | 2.366           | 2.339           | 2.993           | 0.938984       |
| C45       | 2.293           | 2.343           | 2.407           | 0.894359       |
| C46       | 2.264           | 2.281           | 2.257           | 1.074167       |
| C47       | 2.344           | 2.341           | 2.41            | 1.07496        |
| C48       | 2.193           | 2.208           | 2.342           | 0.886589       |
| C49       | 2.199           | 2.241           | 2.15            | 0.941144       |
| C50       | 2.308           | 2.279           | 2.343           | 0.980304       |

## REFERENCIAS

1. Beiser Arthur. *Conceptos de Física Moderna*. Editorial Mc Graw-Hill
2. Attix Frank H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons Inc, 1986.
3. McKeever S. W. S. *Thermoluminescence of Solids*. Cambridge University Press, 1985.
4. Zoetelief J., Julius H. W., Christensen P. *Nuclear science and technology: Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD*. Comunidad Europea 2000.
5. Bøtter-Jensen L., McKeever S.W.S. y Whistle A.G. 2003 *Optically Stimulated luminescence*, Elsevier, Amsterdam
6. Correa, C.A, Bisauta, M.A. "Evaluation of personal integrating dosimeters". Comisión Nacional de Energía Atómica, Argentina. 2002
7. ICRP "International Commission on Radiological Protection", publication number 26: *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*.
8. *Reglamento General de Seguridad Radiológica*, Diario Oficial de la Federación, México. 1988.
9. ICRP, "International Commission of Radiation Protection". Publication number 60: *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, 1990.
10. <http://www.incan.edu.mx>
11. <http://www.incan.salud.gob.mx/contenido/medicos/direccion/medicinanuclear.html>
12. Cherry Simon R., Sorenson James A., Michael E. Phelps. *Physic in Nuclear Medicine*, Editorial Saunders 3ra. Edición 2003.
13. Harvey A. Ziessman Janis P. O'Malley James H. Thrall. *Medicina Nuclear: Los requisitos en radiología*. Editorial Elsevier España 2007.
14. Table of Nuclides. <http://atom.kaeri.re.kr/>
15. Peter F. Sharp, Howard G. Gemmell and Alison D. Murray. *Practical Nuclear Medicine*. Springer Third Edition 2005.

16. Buenfil A. E. *Reporte de Calibración de las Fuentes de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$* , Departamento de Física Experimental, Instituto de Física, UNAM, México, 2005.
17. Mayles W.P.M, Heisig S. and Mayles H.M.O. *Treatment verification and in vivo Dosimetry*, In: Williams J.R. and Thwaites D.I., Editors. *Radiotherapy Physics in Practice*. Oxford: Oxford University Press, 1993, Chapter 11, p 226.
18. Thermo-Fisher Scientific,  
<http://www.thermofisher.com/global/en/products/home.asp> Información del fabricante.
19. National Institute of Standards and Technology:  
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XraymassCoef/ComTab/tissue.htm>