



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA  
DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**DOSIMETRÍA PERSONAL EN LA CLÍNICA DE  
IMAGENOLÓGÍA, UNAM**

**T E S I S**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**FÍSICO**

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

**SANTOS LEÓN ADOLFO RAFAEL**



**DIRECTOR DE TESIS:  
M. en C. PATRICIA RAQUEL AVILÉS MANDUJANO  
CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX. 2018**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



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

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

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

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

## Tabla de contenido

INTRODUCCIÓN.....	6
JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	7
CAPÍTULO 1. CONCEPTOS BÁSICOS .....	8
<b>1.1. Fuentes de radiación ionizante</b> .....	9
<i>1.1.1 Fuentes naturales</i> .....	9
<i>1.1.2 Fuentes artificiales</i> .....	9
<i>1.1.3 Tipos de radiación ionizante</i> .....	10
<b>1.2. Radiactividad</b> .....	11
<b>1.3 Tipos de decaimiento radiactivo</b> .....	11
<b>1.4 Actividad</b> .....	12
CAPÍTULO 2. RADIACIÓN X.....	14
<b>2.1 El fotón</b> .....	14
<b>2.2 Propiedades de la radiación X</b> .....	15
<b>2.3 Producción de Rayos X</b> .....	17
2.3.1 Radiación de Bremsstrahlung o de frenado .....	17
<i>2.3.2 Radiación X característica</i> .....	18
2.3.3 Aparato de rayos X para radiología intra-oral.....	20
<i>2.3.3. 1 Cabeza del tubo de rayos X</i> .....	21
<b>2.4 Producción de rayos X en aparato de rayos X para radiología intra-oral</b> .....	22

<b>2.5 Interacción de la radiación X</b> .....	23
2.5.1 <i>Ninguna interacción</i> .....	23
<b>CAPÍTULO 3. PROTECCION Y SEGURIDAD RADIOLÓGICA</b> .....	28
<b>3.1 Principios de Protección Radiológica</b> .....	28
<b>3.2 Objetivos de la Protección Radiológica</b> .....	30
<b>3.3 Magnitudes y unidades en seguridad radiológica</b> .....	31
3.3.1 <i>Medidas de exposición</i> .....	31
3.3.2 <i>Medidas de dosis</i> .....	32
3.3.3 <i>Medidas de dosis equivalente, H</i> .....	34
3.3.4 <i>Medidas de dosis efectiva, E</i> .....	35
3.3.5 <i>Medidas empleadas en odontología</i> .....	36
<b>3.4 Reglamentos y Normas Nacionales e Internacionales</b> .....	36
<b>3.5 Dosímetros</b> .....	39
3.5.1 <i>Dosímetros personales</i> .....	40
3.5.2 <i>Dosímetro de “bolsillo”</i> .....	41
3.5.3 <i>Dosímetro de película</i> .....	42
3.5.4 <i>Dosímetros Termoluminiscentes (TLD)</i> .....	44
3.5.5 <i>Dosímetros Radiofotoluminiscentes (DRFL)</i> .....	48
3.5.6 <i>Dosimetría de Luminiscente ópticamente estimulada (OSL)</i> .....	49
3.5.7 <i>Dosimetría de Neutrones</i> .....	50

CAPITULO 4. TRABAJO EXPERIMENTAL.....	52
<b>4.1 Metodología general sobre la dosimetría.....</b>	<b>52</b>
<b>4.2 Metodología de tratamiento de los dosímetros .....</b>	<b>53</b>
<i>4.2.1 Lectura de los TLD 100.....</i>	<i>53</i>
<i>4.2.2 Reseteo de los TLD 100.....</i>	<i>53</i>
<i>4.2.3 Sustracción de la radiación de fondo.....</i>	<i>54</i>
<i>4.2.4 Homogeneidad en la respuesta individual del lote de dosímetros.....</i>	<i>55</i>
<i>4.2.5 Factor de corrección (<math>f_i</math>) .....</i>	<i>55</i>
<i>4.2.6 Calibración de los TLD 100.....</i>	<i>57</i>
CAPÍTULO 5. RESULTADOS .....	60
CAPÍTULO 6. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	68
CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES .....	70
Apéndice A. Homogeneidad de la respuesta y Calibración .....	72
Apéndice B. Lecturas Mensuales .....	76
APÉNDICE C. Cálculo de Dosis .....	85
APÉNDICE D. Gráficas Mensuales.....	90
Apéndice E. Cálculo de incertidumbres .....	93
E1. Incertidumbre de la calibración.....	93
E2. Incertidumbre de la respuesta de los dosímetros.....	94
E3 Incertidumbre en la dosis equivalente.....	94

Apéndice F. Protocolo para Dosimetría Personal en la Clínica de Imagenología UNAM .....	95
Apéndice G. Instrucciones para el uso de Dosímetros Personales .....	100
REFERENCIAS .....	101

# INTRODUCCIÓN

La radiación ha sido omnipresente en la historia del hombre. La radiación solar hizo posible la vida en la Tierra, luego la radiación del fuego ayudó a desdoblar los carbohidratos haciendo que los nutrientes nos fueran más fáciles de obtener de los alimentos. Además de calor y protección, aprendimos a usar esta radiación para moldear nuestro entorno. Hubo de esperar varios siglos para que aprendiéramos de otras radiaciones, unas más sutiles, tanto que, solo científicos de la talla de Berzelius y Bequerel las detectaron y vieron algunos efectos.

El día que Roentgen radiaba la mano de su esposa, no imaginó las consecuencias ni los alcances de esta acción. Pero Marie Curie tuvo la mente para notar que servía para fines médicos.

La radiactividad artificial es una aliada en el campo de la medicina, en particular en el diagnóstico dental. Mediante rayos X nos hemos dado la posibilidad de hacer diagnósticos precisos acerca de los padecimientos en las piezas dentales.

En Odontología, la radiografía, intra o extraoral, es una herramienta útil, y en ocasiones necesaria, en el diagnóstico o seguimiento de la evolución de los tratamientos aplicados [Van der Stelt 1995]. Los efectos deterministas que se traducen en daños a órganos o tejidos se pueden producir cuando una persona se expone a dosis de radiación altas. Cuando los niveles de dosis son pequeños, como en el caso de las radiografías dentales, los efectos que pueden inducir son estocásticos. Sin embargo, por su utilidad y accesibilidad, los equipos genéricos de rayos X están ampliamente diseminados, por lo que la cantidad de radiografías dentales que se realizan es grande. Durante la obtención de una radiografía en odontología los órganos críticos que se encuentran en la región de la cabeza y el cuello son la tiroides, el cristalino, las glándulas salivales y el cerebro [Hufton *et al.*, 1998]. La Facultad de Odontología de la UNAM cuenta con un servicio integral de

salud bucal cuyos servicios se ofrecen al público. Este servicio es también usado como un espacio de aprendizaje para los estudiantes del Servicio Social.

## **JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

El radiodiagnóstico expone necesariamente a pacientes y odontólogos a dosis desconocidas de radiación ionizante. El presente trabajo mide objetivamente la radiación de los alumnos del servicio social de la Facultad de Odontología para saber si la radiación que reciben se encuentra por debajo de las Normas Oficiales Mexicanas y deja precedente para un protocolo de dosimetría personal rutinario para los estudiantes de Servicio Social que trabajan en el Departamento de Imagenología de la Facultad de Odontología, extensible a los profesores.

En virtud de lo anterior se plantearon como objetivos:

- Verificar que la dosis absorbida por estudiantes este por debajo de las Normas Oficiales Mexicanas e internacionales
- Medir la radiación ionizante recibida y hacer el tratamiento estadístico para conocer la dosis absorbida por estudiantes y profesores.
- Elaborar un protocolo para conocer la radiación ionizante recibida por aquellas personas expuestas cotidianamente a los rayos X propios del radiodiagnóstico dental.
- Proporcionar un dosímetro a estudiantes y profesores, tal que sea posible medir la dosis recibida.



# CAPÍTULO 1. CONCEPTOS BÁSICOS

*1.1 Fuentes de radiación ionizante*

*1.2 Radiactividad*

*1.3 Tipos de decaimiento*

*1.4 Actividad*

Cuando se usan los rayos X con fines terapéuticos o de diagnóstico, el cuerpo del paciente recibe una dosis en una zona limitada de su cuerpo; sin embargo, esta dosis se justifica por el beneficio que recibe. Este riesgo es justificable para el odontólogo pues le permite hacer un correcto diagnóstico en beneficio del paciente.

Los valores se sugieren intentando mantener un equilibrio entre el riesgo y el beneficio. De acuerdo a la normatividad nacional [NOM 2006] el nivel orientativo de la dosis absorbida que recibe un paciente cuando se le hace una radiografía dental periapical, que consiste en introducir placas radiográficas dentro de la boca, esta no debe ser mayor a 7 mGy.

El factor de calidad de los rayos X es 1 [ICRP 2003]. La norma nacional también señala que para la toma de radiografías intrabucales el operador del equipo de rayos X no requiere de dispositivos de protección siempre y cuando lo opere desde una zona protegida [NOM 2006].

Los rayos X son solo un tipo de radiación ionizante, definiremos los conceptos de radiactividad, decaimientos, actividad y radiación ionizante.

## ***1.1. Fuentes de radiación ionizante***

Las fuentes de radiación ionizante se pueden dividir en dos categorías: naturales y artificiales.

### ***1.1.1 Fuentes naturales***

Hay tres tipos de fuentes naturales de radiación: cósmicas, terrestres que la constituyen los isótopos radioactivos depositados en la corteza terrestre, e interna ( $^{14}\text{C}$ ). Las exposiciones a la mayoría de estas fuentes no causan ningún daño cuantificable a nuestros cuerpos, los seres vivos han estado expuestos siempre a estas fuentes de radiación. Sin embargo, hay algunos materiales potencialmente peligrosos, tales como el radón que se acumula en nuestro entorno, lo que de hecho es una causa de preocupación, ya que es capaz de ofrecer dosis altas en ambientes cerrados o de poca ventilación.

La radiación natural está presente en pequeñas cantidades a nuestro alrededor y es más o menos ineludible. Nuestro entorno, tal como el agua que bebemos, el aire que respiramos, y los alimentos que consumimos, tienen intrínsecamente pequeñas cantidades de isótopos que emiten radiación. Aunque estos isótopos, en general, son extremadamente peligrosos en altas concentraciones no son causa de ningún daño apreciable a nuestros cuerpos.

### ***1.1.2 Fuentes artificiales***

Toda aquella fuente de radiación creada o producida por el hombre la llamamos fuente artificial de radiación, por ejemplo:

- Equipos de Rayos X
- Radiaciones ionizantes para uso médico.
- Radiación proveniente de isótopos generados por las centrales nucleares.

- Radiación por precipitación radiactiva proveniente de explosiones nucleares.
- Radiación proveniente de aceleradores de partículas.

El uso de las radiaciones ionizantes de máquinas para uso médico es extensivo. Aproximadamente 2.5 millones de personas en el mundo están expuestos anualmente a rayos X para el diagnóstico de tumores o patologías (IAEA 2002 o McParland Brian, Medical Radiation Dosimetry, Springer, 2014). Esto es, que uno de cada tres de todos los seres humanos recibe radiación ionizante para cuestiones médicas al año para diagnóstico, dando como resultado una dosis per capita anual de al menos 0.4 mSv, según el reporte de la International Atomic Energy Agency (IAEA). De esta cantidad se calcula que el 78% es debido a procedimientos de rayos X no dentales, el 21% debido a exámenes radiológicos dentales y el 1% a exámenes de medicina nuclear. Además, hay que considerar la contribución de 2.5 mSv por radiación natural. También hay que considerar que existe gran variación en estas cantidades ya que en países con altos niveles de atención médica la dosis efectiva anual per capita se estima en 1.3 mSv, mientras que en los países con los niveles más bajos se estima en 0.02 mSv.

### ***1.1.3 Tipos de radiación ionizante***

Existen dos tipos de radiación ionizante, la primera es aquella donde se interactúa de manera directa con los electrones orbitales para causar la ionización a esta la conocemos como radiación ionizante directa, en esta categoría se incluyen las partículas cargadas, como son electrones, protones, iones pesados, etc. En la radiación indirectamente ionizante, que es causada por partículas que ceden su energía a las partículas cargadas, las cuales luego causan la ionización de manera directa. En esta

categoría se encuentran los fotones, que transfieren su energía a los electrones, y los neutrones que la transfieren principalmente a los protones.

## ***1.2. Radiactividad***

Se entiende por radiactividad al conjunto de cambios nucleares espontáneos que implican la redistribución de los componentes del núcleo tendiendo a buscar una estructura más estable y dando lugar a nuevos elementos. Cualquiera que sea la edad del núcleo, si hay  $N$  núcleos radiactivos en el instante  $t$ , y en la muestra no se generan nuevos núcleos, la probabilidad de desintegración por unidad de tiempo es constante, es decir, el número de núcleos que decaen por unidad de tiempo es proporcional a  $N$ .

$$\lambda = - \frac{(dN/dt)}{N} \qquad \frac{dN}{dt} = -\lambda N \qquad (1.1)$$

donde  $\lambda$  es la probabilidad de que un núcleo se desintegre en la unidad de tiempo y se llama constante de decaimiento.

Integrando se tiene:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \qquad (1.2)$$

## ***1.3 Tipos de decaimiento radiactivo***

El decaimiento radiactivo es posible mediante la emisión de partículas y/o radiación electromagnética (fotones gamma), buscando así el núcleo su estado de mínima energía. Los núcleos que se transforman espontáneamente son conocidos como radionúclidos o radioisótopos, los cuales pueden ser naturales o artificiales.

Los núclidos inestables, ya sean naturales o artificiales, pueden lograr su estabilidad mediante un número limitado de modos de decaimiento radiactivo, como son: decaimiento alfa ( $\alpha$ ), beta menos ( $\beta^-$ ), beta más ( $\beta^+$ ) y captura electrónica (C.E.). Hay que hacer notar que, en un buen número de estos casos el proceso es seguido por emisión de radiación electromagnética, conocida como radiación gamma ( $\gamma$ ) pero en este caso no hay transformación de los núcleos.

### ***1.4 Actividad***

En la práctica el concepto de actividad es el de número de núcleos desintegrados por unidad de tiempo, se define como la disminución del número de núcleos por unidad de tiempo y puede representarse por las siguientes expresiones analíticas

$$A = \frac{dN}{dt} = \lambda N \qquad A = A_0 e^{-\lambda t} \qquad (1.3)$$

donde  $A_0$  es la actividad en el tiempo  $t = 0$ ,  $A$  es la actividad en el tiempo  $t$  y  $\lambda$  es la constante de decaimiento relacionada con la probabilidad de que suceda la desintegración del isótopo correspondiente.

Si se tiene una cantidad dada de masa de una sustancia radiactiva puede comprobarse que:

La intensidad de emisión de radiación, y por lo tanto de la transformación nuclear, es proporcional a la masa.

La intensidad decrece con el transcurso del tiempo, lenta o rápidamente, dependiendo del radionúclido observado; cada uno tiene su propio ritmo de desintegración.

La unidad de actividad en el SI es el Becquerel (Bq), que es igual a una transformación nuclear por segundo. La unidad tradicional es el Curie (Ci) que por definición es igual a la actividad de un gramo de radio (Ra) y equivale a  $3.7 \times 10^{10}$  des/s, (Attix F. 1997) es decir:

$$1Ci = 3.7 \times 10^{10} Bq$$

Dado que la actividad de una muestra radiactiva disminuye exponencialmente con el tiempo. Para un período de tiempo preciso, sin importar cuando se inicie éste, la actividad de la muestra disminuye a la mitad de la que tenía al iniciarse este período, le llamamos vida media ( $T_{1/2}$ ).

Cada radionúclido tiene una vida media característica que puede variar desde microsegundos, en algunos casos, hasta miles de millones de años en otros.

La ley que rige la variación de la actividad en el tiempo está dada por:

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (1.4)$$

$$A = \frac{A_0}{2} = A_0 e^{-\lambda T_{1/2}} \quad \rightarrow \quad T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (1.5)$$

La vida promedio de un radioisótopo es la suma de las vidas medias de los átomos individuales dividida por el número total de átomos presentes originalmente.

$$\tau = \frac{1}{N_0} \int_0^{\infty} t \lambda N dt \quad \rightarrow \quad \tau = \frac{1}{\lambda} = 1.45 T_{1/2} \quad (1.6)$$

# CAPÍTULO 2. RADIACIÓN X

2.1 El fotón

2.2 Propiedades de la radiación X

2.3 Producción de rayos X

2.4 Tipos de rayos X producidos

2.5 Interacción de la radiación X

La radiación X es una consecuencia de la interacción del fotón con la materia. Considerando esto, estudiaremos primero al fotón.

## 2.1 El fotón

Bien conocido es el espectro electromagnético donde tenemos la clasificación de los fotones de acuerdo a su frecuencia, energía o longitud de onda.

En la física médica, la radiación ionizante por fotones se puede clasificar en rayos X y  $\gamma$ , la diferencia será por la forma de producción más que por la energía del fotón, como es común en otras áreas de la física.

De acuerdo con Syed 2007 la frecuencia de los rayos X esta entre los  $10^8$  a los  $10^{20}$  Hz. Para este intervalo de frecuencias, le corresponde, en el vacío, una longitud de onda de:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \times 10^8 \text{ m/s}}{10^{18} \text{ 1/s}} = 3 \times 10^{-10} \text{ m} \quad (2.1)$$

Donde  $c$  es la velocidad de la luz en el vacío y la longitud de onda está dada en metros ( $m$ )

La energía para este tipo de fotones, es  $E = hf = h \frac{c}{\lambda}$ , donde  $h$ , es la constante de Plank,

$$E = (6.626 \times 10^{-34} \text{ Js})(10^{20} \text{ Hz}) = 6.626 \times 10^{-14} \text{ J} \quad (2.2)$$

Los rayos X se consideran fotones de alta energía *Bremsstrahlung*, causados por las interacciones de un electrón en movimiento con el campo de Coulomb de un núcleo atómico y que tiene un espectro de energía continua. También pueden ser las radiaciones de fotones característicos monoenergéticos, que son la consecuencia de las transiciones electrónicas atómicas.

Los rayos  $\gamma$  son fotones producidos por transiciones nucleares y, por lo tanto, son monoenergéticos. En las transiciones nucleares, las probabilidades y las distribuciones angulares de la radiación  $\gamma$  emitida son funciones de los estados cuántico-mecánicos entre los que se realiza la transición. Recordamos que un fotón representa un cuanto de energía electromagnética y se trata como una partícula fundamental en el modelo estándar de la física de partículas.

La luz visible es una superposición de una serie de fotones. Los fotones están involucrados en todos los tipos de interacciones electromagnéticas.

La energía de un fotón puede ser absorbida por las partículas con las que interacciona. El daño biológico lo hacen en general fotones de alta energía, como los rayos gamma, los rayos X y los rayos ultravioletas. Estos fotones pueden penetrar más profundamente y causar más daño que los fotones de baja energía, como la luz visible.

## ***2.2 Propiedades de la radiación X***

La radiación X es una radiación ionizante de alta energía que comparte la dualidad onda-partícula. Se define como haces de energía (fotones) y sin carga eléctrica que viajan en ondas con una frecuencia específica a la velocidad de la luz. (Iannucci, J. & Jansen, L. 1997).

A continuación se enlistan algunas de sus propiedades:

- La radiación X no es perceptible para los humanos.
- Por ser compuesta de fotones no poseen masa.



- Su carga es nula.
- La velocidad de la radiación X es análoga a la velocidad de la luz.
- Su longitud de onda es corta ( $3 \times 10^{-10}m$ ) y su frecuencia es alta (108 a los 1020 Hz)
- No pueden ser colimados y siempre divergen de un punto.
- Su movimiento es rectilíneo y se puede desviar o dispersar.
- Pueden penetrar sólidos, líquidos y gases; la composición de la sustancia determina si la radiación X penetra, absorbe o se dispersa.
- Presentan un alto poder de ionización cuando interacciona con la materia.
- Puede causar fluorescencia o emitir radiación en longitudes de onda mayor.
- Genera imágenes en películas fotográficas.
- Puede causar cambios biológicos en las células vivas.

## 2.3 Producción de Rayos X

### 2.3.1 Radiación de *Bremsstrahlung* o de frenado

*Bremsstrahlung* (una palabra alemana para la radiación de frenado) se refiere a la radiación emitida por las partículas cargadas cuando se desaceleran en un medio. En caso de los rayos X, los electrones de alta energía son frenados rápidamente en el material que se usa de blanco; *Bremsstrahlung* son los rayos X que se emplean habitualmente para producir imágenes de objetos internos (tales como órganos internos del cuerpo en el diagnóstico médico) (Syed N. 2007).

En el aparato de rayos X para uso dental, la radiación se produce cuando un electrón choca o pasa muy cerca del núcleo un átomo de tungsteno (Iannucci J. & Jansen, L. 1997).

La mayor parte de los electrones pasan cerca del núcleo, este los atrae, y se hacen más lentos, esta energía perdida se traduce en la emisión de un fotón de baja energía. Un solo electrón puede seguir atravesando varios átomos de tungsteno antes de repartir toda su energía cinética, en consecuencia, se producen rayos X de muchas energías y longitud de onda diferentes (Fig. 2.1).

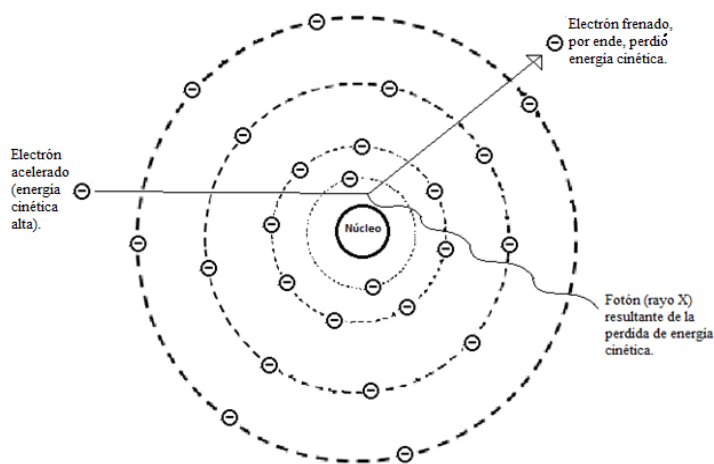


Fig.2.1 Esquema de radiación *Bremsstrahlung* o radiación de frenado.

### 2.3.2 Radiación X característica

Los electrones acelerados orientados a un objetivo también pueden alcanzar energías suficientes para golpear los electrones de las capas atómicas internas de los átomos del blanco dejándolos en estados inestables. Para recuperar la estabilidad atómica, los electrones de los niveles de energía más altos llenan rápidamente estas deficiencias. Puesto que la energía de estos electrones es mayor que la energía necesaria para mantenerse en las nuevas órbitas, el exceso de energía se emite en forma de fotones, estos constituyen rayos X característicos. La energía de rayos X característicos no depende de la energía o de la intensidad del haz de electrones incidente, porque los fotones emitidos siempre tienen la característica de que su energía es la diferencia en los niveles de energía atómica correspondientes (Attix F. 1997).

La radiación característica es una fracción muy pequeña de los rayos X producidos en el aparato de rayos X para uso dental y se presenta solo a un potencial de 70 kVp (pico de kilovoltaje) o mayor debido a la energía de unión del electrón en el nivel K que es de cerca de 70 keV.

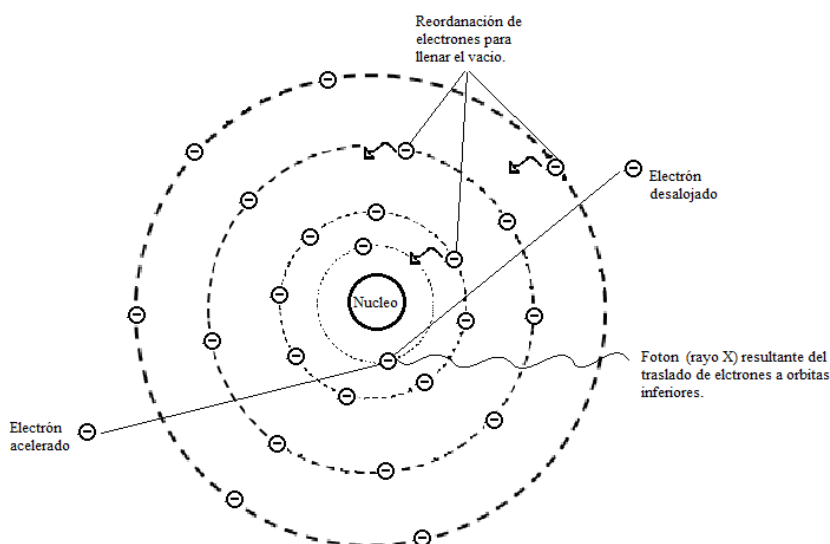


Fig. 2.2 Esquema de la radiación característica.

En resumen, los rayos X producidos varían en energía. Estas variaciones se deben a la forma en que los electrones interactúan con los átomos de tungsteno en el ánodo. La energía cinética de los electrones se convierte a fotones de rayos X por medio de dos mecanismos: radiación de Bremsstrahlung o radiación característica. En la Fig. 2.3 se muestra un espectro calculado con SpekCalc (interfaz gráfica) por Poludniowski y Evans en 2007, para un tubo de rayos X con ánodo de tungsteno a 80 kVp y 0.5 mm Al. A un metro de distancia se deposita en aire por Bremsstrahlung  $216.5 \mu\text{Gy mA}^{-1} \text{s}^{-1}$  y  $0.7575 \mu\text{Gy mA}^{-1} \text{s}^{-1}$  por rayos X característicos, para un total de  $217.3 \mu\text{Gy mA}^{-1} \text{s}^{-1}$ .

Donde “ $\mu\text{Gy mA}^{-1} \text{s}^{-1}$ ” es la dosis absorbida por cada segundo. Note que los rayos X característicos se presentan entre 58 y 69 keV.

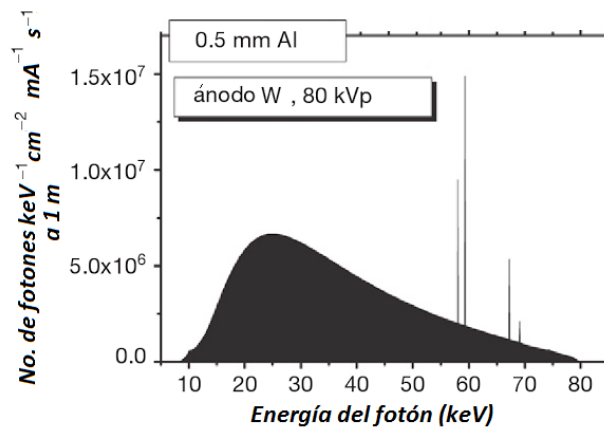


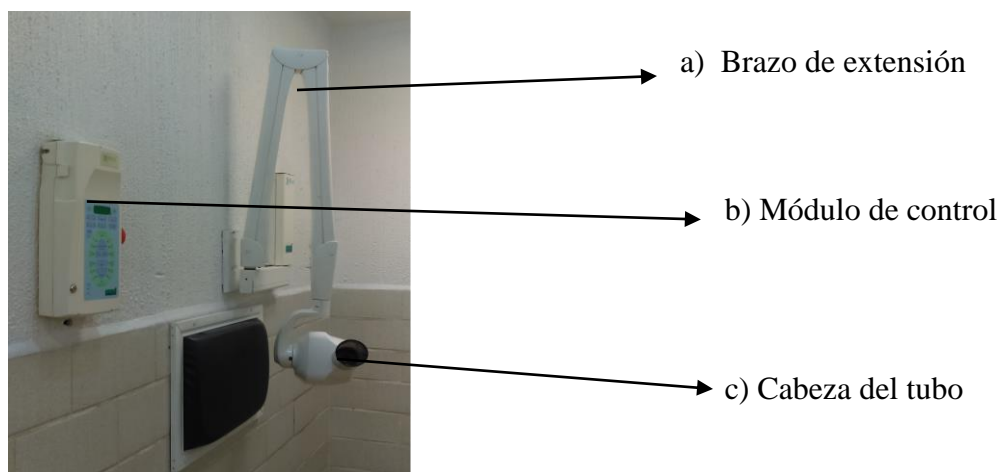
Fig. 2.3 Espectro de rayos X (80 kVp, 0.5 mm Al)

### 2.3.3 Aparato de rayos X para radiología intra-oral

Un aparato de rayos X para radiología intra-oral, se observa en la Fig. 2.4; el brazo de extensión (Fig. 2.4.a), permite los movimientos y coloca en posición la cabeza del tubo.

El módulo de control (Fig. 2.4.b) contiene aparatos de control (selectores de tiempo, kilovoltaje y miliamperaje) para regular el rayo X, se conecta a un enchufe eléctrico y se ve como un módulo o gabinete montado en la pared fuera del operatorio dental.

La cabeza del tubo de rayos X (Fig.2.4.c) es una caja de metal pesado que contiene el tubo que produce los rayos X para uso dental.



*Fig. 2.4 Partes visibles del aparato de rayos X,*

### 2.3.3. 1 Cabeza del tubo de rayos X

La cabeza de un equipo de rayos X (Fig. 2.5) está formada por:

- Caja de metal o cuerpo metálico que rodea al tubo de rayos X y que está llena de aceite; protege el tubo y conecta a tierra los componentes de alto voltaje.
- Aceite aislante, evita el sobrecalentamiento al absorber el calor creado con la producción de rayos X.
- Discos de aluminio, de 0.5 mm de espesor, estos filtran los rayos no penetrantes de longitud de onda larga.
- Colimador de plomo, tiene un orificio central que se ajusta de manera directa sobre la abertura del contenedor de donde salen los rayos X, restringe el tamaño del haz.
- Cilindro recubierto de plomo, direcciona y da forma al haz de rayos X.
- Transformadores, aparatos que cambian la electricidad de ingreso.

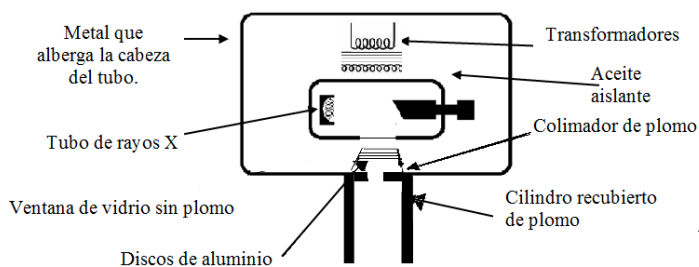


Fig. 2.5 Esquema de la cabeza de un tubo de rayos X, donde observamos sus componentes

- Tubo de rayos X (Fig., 2. 6), corazón del aparato donde se generan los rayos.

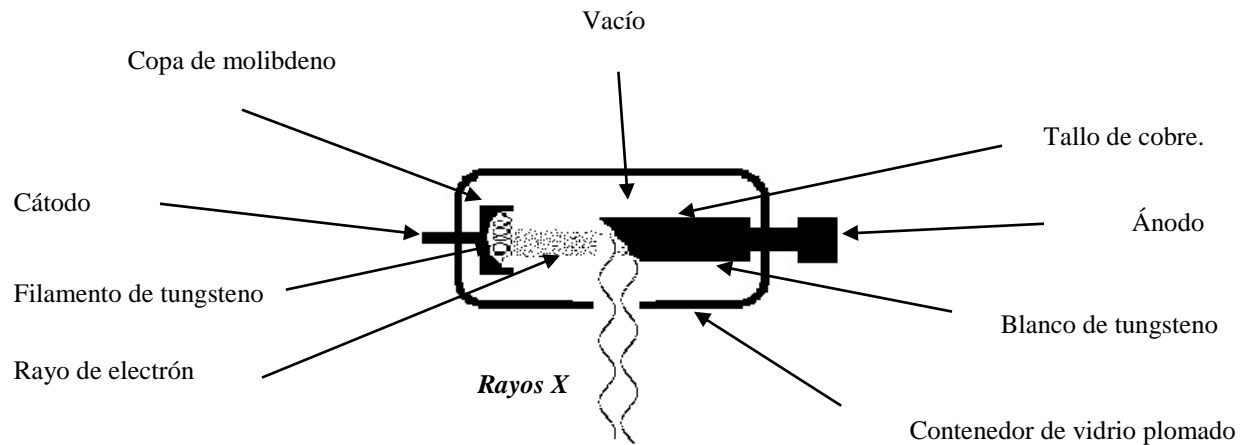


Fig. 2.6 Componentes del tubo de rayos X

#### **2.4 Producción de rayos X en aparato de rayos X para radiología intra-oral**

La electricidad del enchufe proporciona la energía para generar los rayos X, la corriente viaja del módulo en la pared por el brazo de extensión hasta la cabeza del tubo.

Los transformadores reducen el voltaje de 110 o 220 voltios hasta 3 a 5 voltios, este voltaje es transmitido al filamento de tungsteno ubicado en la porción del cátodo, provocando la liberación de electrones por calentamiento llamada emisión termoiónica. Los electrones ubicados en el último nivel energético del filamento adquieren suficiente energía para salir y se forma una nube electrónica alrededor del filamento.

Cuando se presiona el botón de exposición se activa el circuito de alto voltaje, los electrones producidos en el cátodo se aceleran a través del tubo provocando el haz de electrones, la copa de molibdeno dirige los electrones del cátodo al ánodo.

Los electrones viajan del cátodo al ánodo; cuando chocan con el blanco de tungsteno su energía cinética se convierte en energía de rayos X (menos del 1%) y calor (aproximadamente 99%) (Iannucci, J. & Jansen, L. 1997)

El calor generado por la producción de rayos X es dispersado por el tallo de cobre y el aceite de la cabeza del tubo lo absorbe, mismos que podemos observar en la Fig. 2.6.

Los rayos X producidos en el blanco de tungsteno se emiten en todas direcciones, sin embargo, el contenedor de vidrio plomado evita que escapen fuera de tubo. Una cantidad pequeña de rayos X salen por la parte sin plomo (ventana de vidrio), pasan por los discos de aluminio que filtran las longitudes de onda larga, el colimador de plomo restringe el tamaño del haz y sale por el tubo direccionador hecho de plomo.

## ***2.5 Interacción de la radiación X***

La forma de medir o detectar la radiación es hacerla interactuar con algún material y luego estudiar los cambios resultantes en el sistema.

En odontología esta interacción se usa en un principio para poder obtener la radiografía, sin embargo, es inevitable que la radiación X interactúe con células inútiles para el diagnóstico. Estas células pertenecen tanto al paciente como al personal que realiza la radiografía.

Se requiere conocer la estructura atómica y molecular para comprender estas interacciones y efectos. A nivel atómico hay cuatro posibilidades de la radiación X con la materia: ninguna interacción, efecto de absorción o fotoeléctrico, dispersión Compton y dispersión coherente (Attix F. 2007).

### ***2.5.1 Ninguna interacción***

Es posible que el fotón pase a través del átomo sin cambio (Fig. 2.7). Los fotones de rayos X que pasan a través del sistema sin interacción son responsables de los diferentes contrastes en las películas fotográficas y hacen posible la radiografía dental.



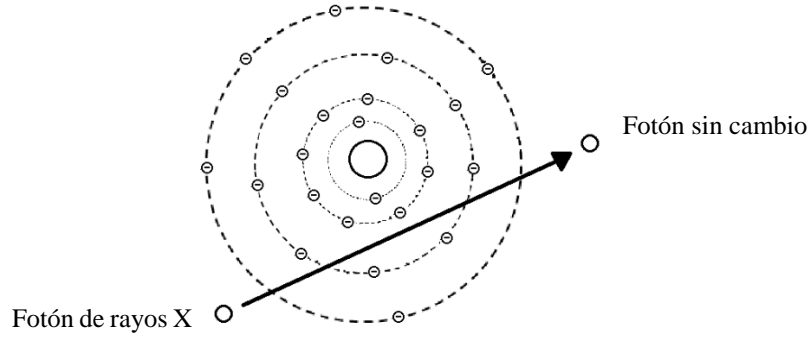


Fig.2.7 Cuando un fotón pasa a través de un átomo sin cambio, no hay interacción.

### 2.5.2 Efecto de absorción o fotoeléctrico

El efecto fotoeléctrico es una interacción entre un fotón y un electrón fuertemente ligado cuya energía de enlace es igual o menor a la energía del fotón, este desaparece para dar lugar a una partícula llamada fotoelectrón, de acuerdo con Arthur Beiser, 1965 la energía está dada por:

$$E_f = h\nu - \phi \quad (2.3)$$

El fotón disipa su energía en el medio absorbedor principalmente por excitación o ionización. La energía de enlace ( $\phi$ ) es transmitida al absorbedor por medio de la emisión de rayos X característicos que sigue a la interacción inicial.

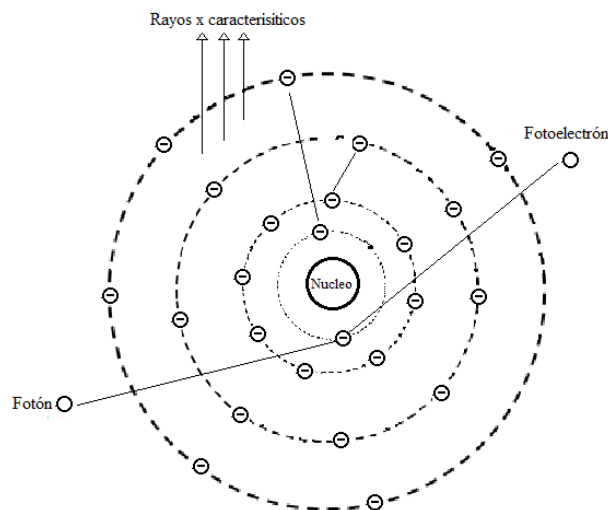


Fig. 2.8 Esquema del efecto fotoeléctrico

### 2.5.3 Dispersión Compton

La dispersión Compton es una interacción entre un rayo X y un electrón orbital externo de algún átomo, cediéndole solo parte de energía y saliendo desviado con respecto a su dirección original. Puesto que no da toda su energía este es dispersado con una energía menor que la del fotón incidente, la diferencia de energías es la que adquiere el electrón. Como lo menciona Arthur Beiser, 1965 la diferencia entre las longitudes de onda del fotón incidente y el dispersado será:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta) = 0.00242(1 - \cos\theta)nm \quad (2.4)$$

Mientras que la relación entre los ángulos de dispersión del fotón y el electrón estará dada por la ecuación.

$$\cot \frac{\theta}{2} = \left(1 + \frac{h}{\lambda m_0c}\right) \tan\phi \quad (2.5)$$

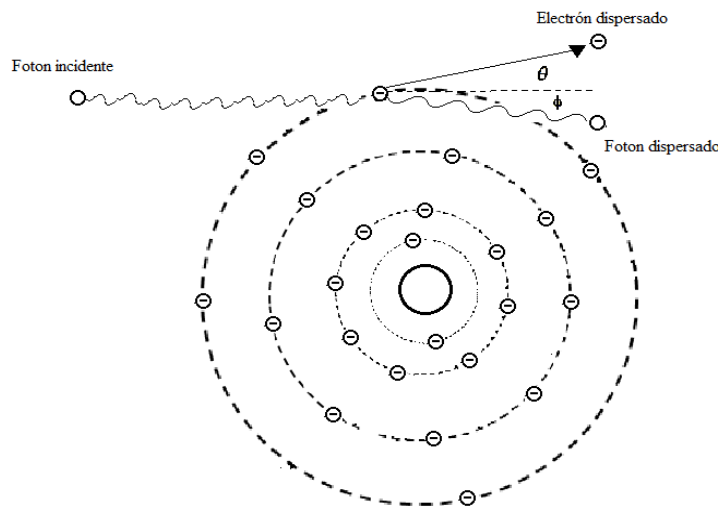


Fig. 2.9 Esquema del efecto Compton.

#### 2.5.4 *Dispersión coherente o de Rayleigh*

En este proceso el fotón incidente excita al átomo y sale dispersado en una dirección cercana a la de incidencia, en este caso no hay transferencia de energía ni ionización.

La dispersión de la luz visible o cualquier otra radiación electromagnética se produce por partículas cuyo tamaño es mucho menor que la longitud de onda de los fotones dispersados, se llama dispersión de Rayleigh, se presenta cuando el fotón posee energías menores a 30 keV.

La dispersión coherente se presenta cuando un fotón de rayos X de baja energía interactúa con un electrón de un nivel externo, en esencia, el fotón de rayos X permanece sin cambio energético y solo hay cambio de dirección (Attix F. 1997).

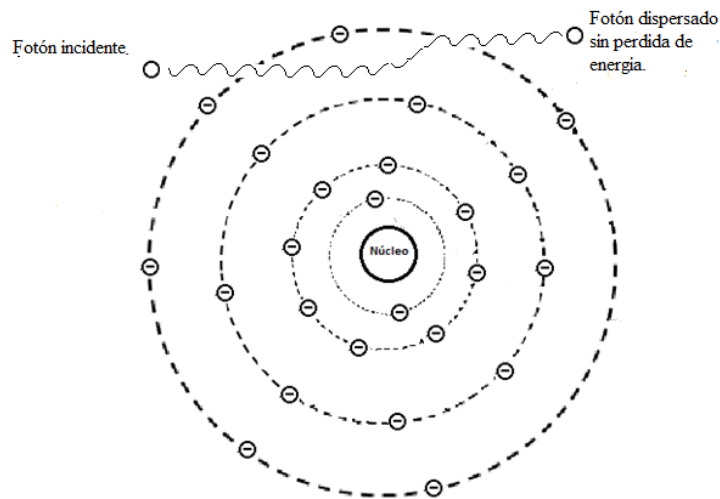


Fig. 2.10 Esquema de la dispersión coherente o de Rayleigh

Si la energía del fotón es mayor o igual a dos veces la masa del electrón, 1.02 MeV, se produce el efecto que se conoce como producción de pares.

La producción de pares en el caso de radiodiagnóstico no se presenta pues no se alcanzan las energías requeridas, como puede entenderse al analizar la Fig. 2.11, donde se muestran los tres principales efectos en la interacción de los fotones con la materia.

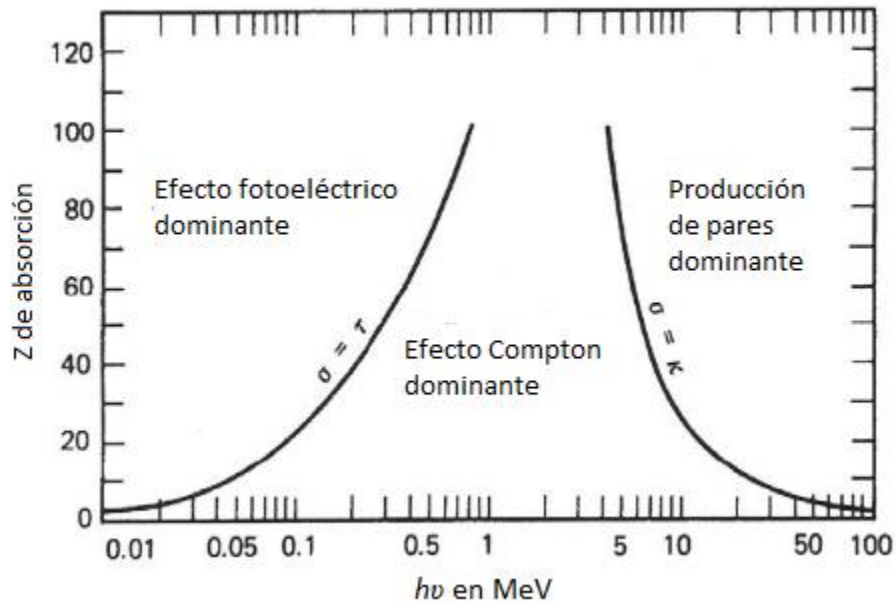


Fig. 2.11 Gráfica que muestra la relación de la Z del material con la energía del fotón y las regiones para los tres efectos más importantes de los fotones con la materia. Modificado de Attix F, 1997

# CAPÍTULO 3. PROTECCION Y SEGURIDAD RADIOLÓGICA

- 3.1 Principios de la protección radiológica*
- 3.2 Objetivos de la protección radiológica*
- 3.3 Dosímetros*
- 3.2 Magnitudes y unidades en la seguridad radiológica*
- 3.3 Reglamentos y normas nacionales e internacionales*
- 3.4 Radiodiagnóstico en odontología*

La radiación es una aliada peligrosa y conlleva riesgos, pues nuestras células están expuestas a modificaciones, alterando el funcionamiento normal de tejido u órganos. Debido a estos riesgos es necesario tener en cuenta siempre la protección y seguridad radiológica que expondremos con detalle.

## ***3.1 Principios de Protección Radiológica***

La protección radiológica se basa en tres principios:

- Justificación.
- Limitación de Dosis.
- Optimización.

### Principio de Justificación

Tiene como objetivo garantizar que toda exposición esté debidamente justificada, ante cada aplicación de una práctica que conlleva exposición a las radiaciones, es necesario realizar un análisis “riesgo-beneficio”, donde prevalezca el último aspecto. La idea es evitar la realización de prácticas que suponga exposiciones injustificadas que conlleven un riesgo innecesario de las personas expuestas a la radiación ionizante.

### Principio de Limitación de Dosis:

La base fundamental de este principio, es establecer límites de exposición para las personas. Los principales son los “límites primarios de dosis” para trabajadores ocupacionalmente expuestos (POE) y público en general (PG).

Estos límites no deben considerarse como la frontera entre la seguridad y el peligro, sino como un indicador evaluativo de exposición, de riesgo y de detrimento a la salud. Actualmente, el cumplimiento de estos límites garantiza la no aparición de los efectos determinísticos y limita al máximo, el riesgo a padecer los efectos estocásticos (cánceres y alteraciones genéticas) producidos por las radiaciones ionizantes.

En México las Normas Oficiales dan estos parámetros, aunque existen recomendaciones internacionales, más restrictivas, que es adecuado seguir.

### Principio de Optimización:

Este principio se trata de que, desde el origen, planificación, hasta el uso y aplicación de cualquier fuente de radiaciones ionizantes se realice tal que se aseguren los niveles “tan bajo como sea razonablemente posible” (ALARA, por sus siglas en inglés) teniendo en cuenta factores económicos y sociales. Este principio satisface de modo cualitativo el trabajo utilizando las radiaciones ionizantes.

### ***3.2 Objetivos de la Protección Radiológica***

Los principales objetivos de la Protección Radiológica son:

-Garantizar que toda práctica que conlleve exposición a las radiaciones ionizantes se realice con la mayor seguridad y protección, minimizando al máximo posible, la exposición y el riesgo, de los trabajadores expuestos, de la población y del medio ambiente.

-Llevar un programa de vigilancia radiológica individual, obteniendo la información necesaria que permita calcular y estimar la dosis efectiva recibida por irradiación externa en un período de tiempo determinado.

-Llevar el registro, control y evaluación de la dosis que el POE, va recibiendo y acumulando por su trabajo teniendo en cuenta los límites de dosis establecidos y recomendados internacionalmente.

-Detectar posibles casos de exposiciones inadecuadas y elevadas para las prácticas que realizan.

-Realizar un análisis del nivel de exposición e indicar la necesidad de posibles modificaciones de las técnicas o procedimientos de trabajo.

-Efectuar una efectiva vigilancia epidemiológica del personal expuesto y correlacionar la exposición con posibles efectos adversos a la salud.

### ***3.3 Magnitudes y unidades en seguridad radiológica***

De acuerdo con la Comisión Internacional de Magnitud y Unidades de Radiación (ICRU, por sus siglas en inglés), se tienen tres principales magnitudes de radiación: exposición, dosis absorbida, dosis equivalente.

En el presente se utilizan dos sistemas para definir las unidades de medida de la radiación, el Sistema Tradicional y el Sistema Internacional.

Las unidades del Sistema Tradicional se encuentran cada vez más en desuso y son:

- El Roentgen (R), para exposición
- El rad (*radiation absorbed dose*, por sus siglas en inglés) para dosis absorbida
- El rem (*roentgen equivalent man*, por sus siglas en inglés) para dosis equivalente

Usaremos indistintamente ambos sistemas de medidas.

#### ***3.3.1 Medidas de exposición***

El término exposición se refiere a la medida de ionización producida por los rayos X. La unidad tradicional de exposición es el Roentgen (R) que es la cantidad de rayos X o radiación gamma que produce una carga eléctrica de  $2.58 \times 10^{-4}$  coulombs en un kilogramo de aire a velocidad de la luz en condiciones normales de temperatura y presión.

Al medir el roentgen se irradia un volumen conocido de aire; la interacción de los rayos X con las moléculas de aire producen iones (cargas eléctricas), estos se miden. Un roentgen produce cerca de 2 000 millones de iones en un centímetro cúbico (cc) de aire. El roentgen tiene limitaciones como unidad de medida pues solo mide la cantidad de radiación superficial que alcanza a un organismo, pero no mide la cantidad de radiación absorbida. Se limita de manera esencial a



medidas en el aire, y por definición se utiliza para rayos X o gamma y no incluye otros tipos de radiación.

No hay una unidad en el SI para el equivalente de exposición al Roentgen, en lugar se establece como coulombios por kilogramos (c/kg); las equivalencias son:

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} c/kg$$

$$\frac{1C}{kg} = 3.88 \times 10^3 R$$

### 3.3.2 Medidas de dosis

La dosis absorbida de radiación se puede definir como la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un tejido; la dosis de radiación absorbida a diferencia del Roentgen no está restringida al aire y se puede aplicar a cualquier radiación. La dosis absorbida puede considerarse como una magnitud física fundamental en radiología y está dada por:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (3.1)$$

Donde  $d\varepsilon$  es la energía media impartida a la masa  $dm$  por la radiación ionizante. La unidad SI es

el  $J kg^{-1}$  y su nombre especial es Gray (Gy). Un Gray es la dosis absorbida que es igual al depósito de 1 Joule de energía por cada kilogramo.

En el sistema tradicional, un rad equivale a 0.01 Joule por kilogramo o 100 ergios por gramo.

Las equivalencias quedan:

$$1Gy = 100 rad$$

$$1rad = 0.01 Gy$$

El Kerma, (K), es el cociente entre la suma de las energías cinéticas de todas las partículas cargadas liberadas por las partículas no cargadas en una masa  $dm$  de materia y la masa  $dm$  de esa materia.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (3.2)$$

El kerma es una magnitud no estocástica y  $dE_{tr}$  es la energía media transferida a los electrones por cada interacción.

La unidad para el kerma es el  $J\ kg^{-1}$  y su nombre especial es Gray (Gy).

Aunque todas las radiaciones ionizantes son capaces de producir efectos biológicos similares, una cierta dosis absorbida puede producir efectos de magnitudes distintas según el tipo de radiación de que se trate. Esta diferencia de comportamiento ha llevado a definir una cantidad llamada factor de calidad (Q) para cada tipo de radiación. Se seleccionó arbitrariamente  $Q = 1$  para rayos X.

A partir de la dosis absorbida ( $D_{ab}$ ) podemos calcular la dosis equivalente (H) simplemente multiplicando por el factor de calidad (Q)

$$H = D_{ab} Q \quad (3.3)$$

La unidad para la dosis equivalente es el julio por kilogramo ( $J\ kg^{-1}$ ) y recibe el nombre de sievert (Sv).

### 3.3.3 Medidas de dosis equivalente, *H*

Diferentes tipos de radiación tienen efectos diversos en los tejidos. La dosis equivalente se utiliza para comparar los efectos biológicos de diversos tipos de radiación. La unidad tradicional es el “rem” que es el producto de la dosis absorbida ( $D_{ab}$ ) multiplicado por el factor calidad.

La dosis en un órgano o tejido  $H_T$  dada por:

$$H_T = \sum_R w_R D_{TR} \quad (3.4)$$

donde,  $D_{TR}$  es la dosis absorbida media debida al tipo de radiación  $R$  en el órgano o tejido  $T$ , y  $w_R$  es el factor de calidad. Como  $w_R$  no tiene dimensiones, la unidad de la dosis equivalente es la misma que para la dosis absorbida,  $J\ kg^{-1}$ , y su nombre especial es Sievert (Sv)

Para los rayos X el factor de calidad  $Q=1$ . Para otros tipos de radiación se tienen factores diferentes de 1. (Ver Tabla 3.1)

Tabla 3.1. Factores de calidad por el tipo de radiación según (ICRP 2003)

Tipo de radiación	Factor de calidad por el tipo de radiación, $w_R$
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, iones pesados	20
Neutrones	Una función continua dependiente de la energía del neutrón

En el SI la unidad de dosis equivalente es el Sievert y las conversiones son:

$$1\text{rem} = 0.01\text{ Sv} \qquad 1\text{Sv} = 100\text{ rem}$$

### 3.3.4 Medidas de dosis efectiva, $E$

La dosis efectiva es la resultante de sumar las dosis equivalentes  $H_T$  que afectan los diversos órganos o tejidos, ponderados en función de la radiosensibilidad del tipo de órgano o tejido  $T$  dada por:

$$E = \sum_T w_T H_T \qquad (3.5)$$

donde,  $H_T$ , es la dosis equivalente en el órgano o tejido  $T$  y  $w_T$  es el factor de ponderación por tejido (Tabla 3.2). Como  $w_T$  no tiene dimensiones, la unidad de la dosis efectiva es la misma que para la dosis absorbida,  $\text{J kg}^{-1}$ , y su nombre especial es sievert (Sv)

Tabla 3.2. Factores de ponderación recomendados por el tipo de tejido (ICRP 2003)

Tejido	Factor de ponderación por tipo de tejido, $w_T$	Suma de los valores $w_T$
Medula ósea (roja), colón, pulmón, estómago, mama, resto de tejidos	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0.04	0.16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0.01	0.04
Total		1.00

### ***3.3.5 Medidas empleadas en odontología***

En radiología dental el Gray y Sievert son iguales, numéricamente hablando, pero el concepto es diferente. De manera similar y principalmente para cuestiones de seguridad radiológica, el Roentgen, rad y rem se consideran casi iguales. En la práctica se usan múltiplos más pequeños de estas unidades de radiación debido a que se utilizan cantidades pequeñas de radiación durante los procesos radiográficos. El prefijo mili permite al radiólogo y al físico expresar cantidades pequeñas de exposición, dosis absorbida y dosis equivalente, sin necesidad de manejar decimales.

### ***3.4 Reglamentos y Normas Nacionales e Internacionales***

La normatividad mexicana actual en materia de diagnóstico médico con rayos X tiene como antecedentes las siguientes normas mexicanas, NOM, hasta el 20 de febrero del 2007, en que fueron canceladas:

- NOM-146-SSA1-1996: Responsabilidades sanitarias (8 de octubre de 1997)
- NOM-156-SSA1-1996: Requisitos técnicos para instalaciones (26 de septiembre 1997)
- NOM-157-SSA1-1996: Protección y seguridad radiológica (29 de septiembre 1997)
- NOM-158-SSA1-1996: Especificaciones técnicas para equipos de rayos X (20 de octubre del 97)

En su lugar fue publicada la norma

- NOM-229-SSA-1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección Radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. (15 de septiembre de 2006).

Esta norma ha tenido modificaciones, una el 26 de diciembre de 2011, en el numeral 6 de la Norma Oficial Mexicana NOM229SSA12002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y Protección Radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X; otra modificación del 29 de diciembre de 2014, en los numerales 2, 3.1, 3.2, 3.30, 6.3.2.2 y 17.4, eliminación de los numerales 6.2.1.4, 6.2.1.5, 6.2.1.8, 6.2.2.3.2, 6.2.2.3.3, 6.3.2.1.5, 6.3.2.4 y 7.2.8 y adición de los numerales 6.3.2.6 y 6.3.2.7.

Por este motivo y en observancia al artículo 51 de la Ley Federal sobre Metrología y Normalización y 40 de su Reglamento de Metrología y Normalización, derivado de la revisión de estas normas, se obtuvo la modificación de la presente NOM-229-SSA1-2002. Salud ambiental, fijando los requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias especificaciones técnicas para los equipos y Protección Radiológica en establecimiento de diagnóstico médico con rayos X.

Esta Norma Oficial Mexicana es de observancia obligatoria en territorio nacional para todas las instalaciones fijas o móviles en establecimientos de diagnóstico médico en seres humanos, que utilizan equipos generadores de radiación ionizante (Rayos X) en los que se incluyen los estudios panorámicos dentales y se excluyen las aplicaciones odontológicas convencionales.

La ICRP no propone límite de dosis para poblaciones, argumentando que tales límites podrían ser considerados como sugerencia para aceptar exposiciones a la población más altas de lo deseable o necesario, y puntualiza que el conocimiento adquirido durante los últimos cuarenta años indica que los efectos hereditarios, aunque importantes, son ahora considerados menos restrictivos que los somáticos. Además, consideran que el límite de irradiación para una población deberá ser

tomado como la suma de todas las contribuciones mínimas necesarias y no como un total permisible obtenible aparentemente por prorratio.

La energía depositada por las radiaciones ionizantes al atravesar las células vivas da lugar a iones y radicales libres que rompen los enlaces químicos en el ADN y provocan cambios moleculares que dañan las células afectadas. En principio, cualquier parte de la célula puede ser alterada por la radiación ionizante, pero el ADN es el blanco biológico más crítico debido a la información genética que contiene. Una dosis absorbida lo bastante elevada para matar una célula en división es de 2 Gy la cual sería suficiente para originar centenares de lesiones irreparables en sus moléculas de ADN. Las lesiones producidas por la radiación ionizante de naturaleza corpuscular (protones o partículas alfa) son, en general, menos reparables que las generadas por una radiación ionizante fotónica (rayos X o rayos gamma). El daño en las moléculas de ADN que queda sin reparar o es mal reparado puede manifestarse en forma de mutaciones cuya frecuencia está en relación con la dosis recibida (Azorín N., J., & Azorín V., J. 2010).

La ICRP concluye que esta limitación de dosis asegura que la dosis equivalente anual promediada sobre toda la población no debe exceder 0.5 mSv, la cual es muy inferior a la dosis que causa daño genético de 5 rem *per cápita* en 30 años. La Tabla 3.3 es un resumen de los límites de dosis equivalente recomendados por ICRP en 2007.

Límites de dosis recomendados en situaciones de exposición planificadas<sup>A</sup>

<i>Tipo de limite</i>	<i>Ocupacional</i>	<i>Público</i>
<b>Dosis Efectiva:</b>	20 mSv por año promediada en periodos definidos de 5 años <sup>E</sup>	1 mSv en un año <sup>F</sup>
<b>Dosis equivalente anual</b>		
Cristalino <sup>B</sup>	150 mSv	15 mSv
Piel <sup>C,D</sup>	500 mSv	50 mSv
Manos y pies	500 mSv	

**Tabla 3.3 Valores permitidos para el personal ocupacionalmente expuesto y el público ICRP (2007)**

- A Los límites de dosis efectiva son para la suma de la dosis efectiva de relevancia procedentes de exposiciones externas en el periodo de tiempo especificado y la dosis efectiva comprometida de la incorporación de radionúclidos en el mismo periodo. Para adultos, la dosis efectiva comprometida se calcula para un periodo de 50 años tras la incorporación, mientras que para niños se calcula para el periodo de hasta 70 años de edad.*
- B Este límite está actualmente siendo revisado por un grupo de trabajo de la ICRP.*
- C La limitación de dosis efectiva proporciona una protección suficiente para la piel frente a efectos estocásticos.*
- D Promediado en un área de 1cm<sup>2</sup> de piel, independientemente del área expuesta.*
- E Con la condición adicional de que la dosis efectiva no debe exceder los 50 mSv en ninguno de los años individuales, En el caso de la exposición ocupacional de mujeres embarazadas se aplican restricciones adicionales.*
- F En casos especiales, se puede permitir un nivel superior de dosis efectiva en un único año, a condición de que la media durante 5 años no exceda 1 mSv*

### 3.5 Dosímetros

Un dosímetro es un dispositivo o material que permite evaluar la cantidad de radiación absorbida (dosis absorbida) por el individuo, sea personal ocupacionalmente expuesto, paciente o público. Por extensión se aplica este término para dispositivos que permiten medir la exposición, dosis equivalente, etc.

Los dosímetros se pueden clasificar en absolutos y secundarios. Son absolutos si miden la energía absorbida directamente, sin necesidad de calibrarlos (calorímetros, cámaras de ionización). Los dosímetros secundarios son aquellos que deben ser calibrados para medir la energía absorbida (por ejemplo, dosímetros químicos, de película, dosímetro de estado sólido). También se pueden



clasificar por la forma en que se obtiene la lectura en activos (respuesta en tiempo real) y pasivos o integradores (respuesta en el tiempo).

### ***3.5.1 Dosímetros personales***

Son aquellos que utiliza el POE durante el desarrollo de su trabajo y se pueden agrupar en dosímetros de lectura directa y dosímetros de lectura diferida. Por el principio de operación se pueden clasificar en: de película, tipo condensador, químicos, termoluminiscentes, fotoluminiscentes, electrónicos, etc. Por la forma de obtención de la lectura pueden ser: integradores o pasivos y activos.

Los dosímetros personales, aún sin considerar la forma en que se interpretan las mediciones, deben cumplir con los siguientes requisitos:

-Deben ser pequeños, fáciles de llevar sobre la ropa de trabajo, mecánicamente resistentes y de bajo costo.

-El intervalo de respuesta lineal debe extenderse desde 0.1 mSv hasta 1 Sv.

-La respuesta debe ser, en lo posible, independiente de la orientación del dosímetro.

-La medición de la dosis debida a rayos X o radiación gamma no debe ser influenciada por otros tipos de radiación; éstos deben medirse en forma independiente.

-El dosímetro no debe perder información con el tiempo, si presenta desvanecimiento este debe ser muy bajo.

-La respuesta de dosímetro no debe verse afectada por condiciones ambientales normales.

-La lectura del dosímetro debe ser rápida, sencilla, económica y de incertidumbre baja.

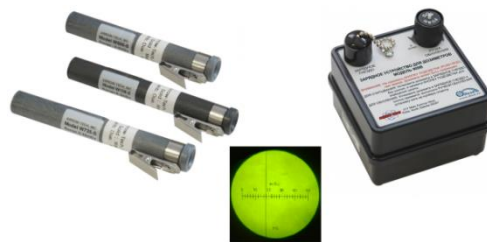
En la actualidad, son cinco los tipos de dosímetros que se utilizan comúnmente para dosimetría personal, éstos son: dosímetros de bolsillo (cámara de ionización), dosímetros de película, dosímetros radiofotoluminiscentes (DRFL), dosímetros termoluminiscentes (DTL), dosímetros luminiscentes ópticamente estimulados (OSL) y dosímetros electrónicos.

### **3.5.2 Dosímetro de “bolsillo”**

El dosímetro de “bolsillo” consiste de una pequeña cámara de ionización tipo condensador de forma cilíndrica llena de aire ( $2\text{cm}^3$ ) y provista de un electrodo central. Estos dispositivos deben cargarse antes de exponerlos a la radiación, lo que se logra por medio de un cargador que aplica un voltaje al electrodo central. La Fig. 12 presenta un dosímetro de bolsillo con su correspondiente cargador.

Al exponer el dosímetro a la radiación, el aire se ioniza y los iones se mueven hacia los electrodos ocasionando una pérdida de carga proporcional a la cantidad de radiación recibida. Los dosímetros de bolsillo pueden ser de lectura directa o de lectura indirecta.

Los primeros están provistos de un electroscopio de fibra de cuarzo y de un sistema de lente que permite observar el desplazamiento de la fibra a lo largo de una escala graduada. Este desplazamiento se debe a que el movimiento de la imagen de la fibra es una medida de la cantidad de radiación recibida por el dosímetro.



*Figura 3.12. Dosímetro de bolsillo de lectura directa*

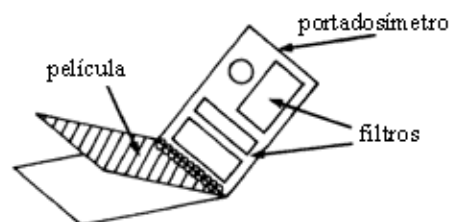
En el dosímetro de lectura indirecta, ésta se efectúa mediante un dispositivo lector-cargador el cual contiene un electrómetro que permite estimar la exposición midiendo la carga perdida por el electrodo.

Este tipo de dosímetros se usan principalmente en áreas controladas como dosímetros secundarios para determinar dosis diarias cargándolos al inicio de la jornada de trabajo y registrando la lectura al final de la misma.

### ***3.5.3 Dosímetro de película.***

Este tipo de dosímetro fue muy empleado para dosimetría personal. Por lo general consiste de un paquete conteniendo dos placas fotográficas (una de alta y otra de baja sensibilidad) protegidas de la luz y colocadas en un chasis (portadosímetro) Fig. 3.13.

Las películas constan de una base de acetato de celulosa o de algún plástico revestida por ambos lados por una capa gelatinosa (emulsión) fotosensible constituida por cristales microscópicos de halogenuros de plata: bromuro de plata ( $\text{AgBr}$ ), yoduro de plata ( $\text{AgI}$ ) y azufre ( $\text{S}$ ), soportados en una base de agua y glicerina. Su funcionamiento se basa en el hecho de que la acción de la radiación produce ionización de las moléculas de los halogenuros de plata. Los iones de plata ( $\text{Ag}^+$ ) producen conglomerados microscópicos, lo que constituye la imagen latente, que al ser relevada ocasiona el oscurecimiento de la emulsión.



*Fig.3.13 Dosímetros de película*

.El proceso de revelado consiste en reducir los iones de plata  $Ag^+$  a plata elemental  $Ag^0$ . Los granos que no han sido irradiados también se reducen, pero con menor rapidez que los que han recibido radiación, luego se somete a un baño en una solución con pH alto (solución de ácido clorhídrico (HCl)), después a un proceso de fijado donde se remueven los granos no revelados y hay mayor adhesión de los átomos de plata metálica a la base de celulosa, y, por último, la película se lava y se seca en aire. Después, mediante un densitómetro de reflexión o de transmisión se mide el grado de oscurecimiento (densidad óptica) de la película producido por el relevado de la imagen latente y su lectura se expresa como el logaritmo de la luz transmitida por ésta.

La densidad óptica se puede relacionar cuantitativamente con la exposición para obtener una curva que presenta una forma característica de irradiación y procesamiento. Finalmente, el análisis de la película o el cálculo de dosis se hacen en referencia a películas normalizadas o películas sometida a un proceso de calibración.

Una característica muy importante que debe tenerse en cuenta es la estabilidad de la película, que por lo general es baja, y por lo tanto limita su aplicación en ambientes húmedos y calurosos. Otra característica importante es que presentan una fuerte dependencia con la energía de la radiación para bajas energías. Por esta razón, para discriminar entre diferentes tipos de energías de radiación, el dosímetro está equipado con una serie de filtros de diferentes materiales.

Este tipo de dosímetros tienen la ventaja de guardar permanentemente la información, permitiendo repetir la lectura cuantas veces se requiera sin sufrir cambios significativos de la información son útiles para la medición de datos absorbidas de fotones, electrones y neutrones térmicos.

### 3.5.4 Dosímetros Termoluminiscentes (TLD)

Entre los materiales termoluminiscentes (TL) de interés para dosimetría personal, se encuentran el fluoruro de litio, el borato de litio y el sulfato de calcio a los cuales se les han introducido impurezas para inducir estados metaestables de energía que capturan electrones y agujeros. Estas impurezas se llaman activadores porque provocan un marcado aumento en la eficiencia del fenómeno de TL. Por ejemplo, fluoruro de litio activado con magnesio y titanio se escribe  $\text{LiF:Mg,Ti}$ ; sulfato de calcio activado con disprosio,  $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ ; etc.

Cuando cristales de estos materiales se exponen a la radiación ionizante, parte de los electrones libres y de los agujeros producidos son capturados por los estados metaestables de energía (trampas) en los cuales estos portadores de carga pueden permanecer atrapados por períodos de meses o aún de años a temperatura ambiente. El calentamiento de los cristales a unos cientos de grados Celsius libera a los electrones y a los agujeros de sus trampas. Al ser liberados estos electrones y agujeros se recombinan entre sí emitiendo luz. Esta emisión de luz al ser registrada produce una curva llamada curva de brillo o “curva TL”, (Fig. 3.14), el eje de las ordenadas representa la intensidad TL y el eje de las abscisas la temperatura.

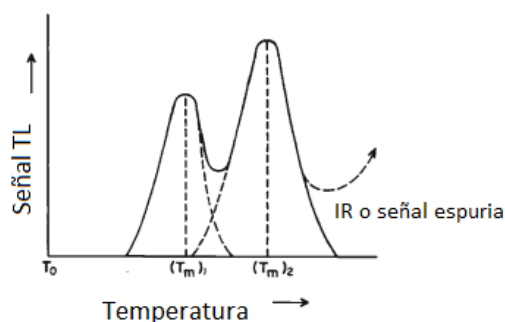
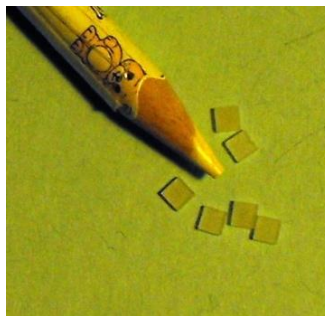


Fig. 3.14 Curvas de brillo características de algunos materiales TL.

La cantidad de luz emitida durante el calentamiento es proporcional a la dosis absorbida. Para determinar la dosis se puede medir la cantidad total de luz emitida o bien medir la altura de alguno de los picos de la curva TL.

Entre las características de los dosímetros TL que los hace apropiados para dosimetría personal se encuentran: su tamaño, su alta sensibilidad, su amplio intervalo de respuesta y su buena estabilidad ante las condiciones ambientales; así como el hecho de que se pueden usar varias veces. Estos dosímetros pueden presentarse en polvo o en diversas formas sólidas como discos, barras, entre otros y pueden ser extruidos o mezclados con ciertos polímeros o con algunas sales.

Algunos dosímetros termoluminiscentes (TLD), dependiendo de la sustancia TL empleada, son casi equivalentes a tejido; un solo detector cubre un amplio intervalo de dosis y su respuesta es independiente de la tasa de dosis, son sumamente pequeños y resistentes (Fig. 3.15), después de ser leídos la información desaparece, pero pueden ser utilizados repetidas veces.



*Fig. 3.15. Dosímetros termoluminiscentes (TLD)*

Un cristal no irradiado normalmente es un aislante. La interacción de la radiación con el cristal proporciona la energía suficiente a los electrones para pasarlos a la banda de conducción, dejando los correspondientes agujeros en la banda de valencia. Tanto electrones como agujeros pueden

desplazarse por el cristal y recombinarse emitiendo luz o quedar atrapados en estados metaestables de energía (trampas) que existen en la banda prohibida Fig. 3.16.

Cuando el material TL es calentado, los electrones que permanecían atrapados en las trampas adquieren la suficiente energía para alcanzar la banda de conducción y decaer recombinándose con un agujero atrapado emitiendo un fotón de luz visible (fotón TL). Por ello el fenómeno de TL realmente es un proceso de luminiscencia térmica estimulada.

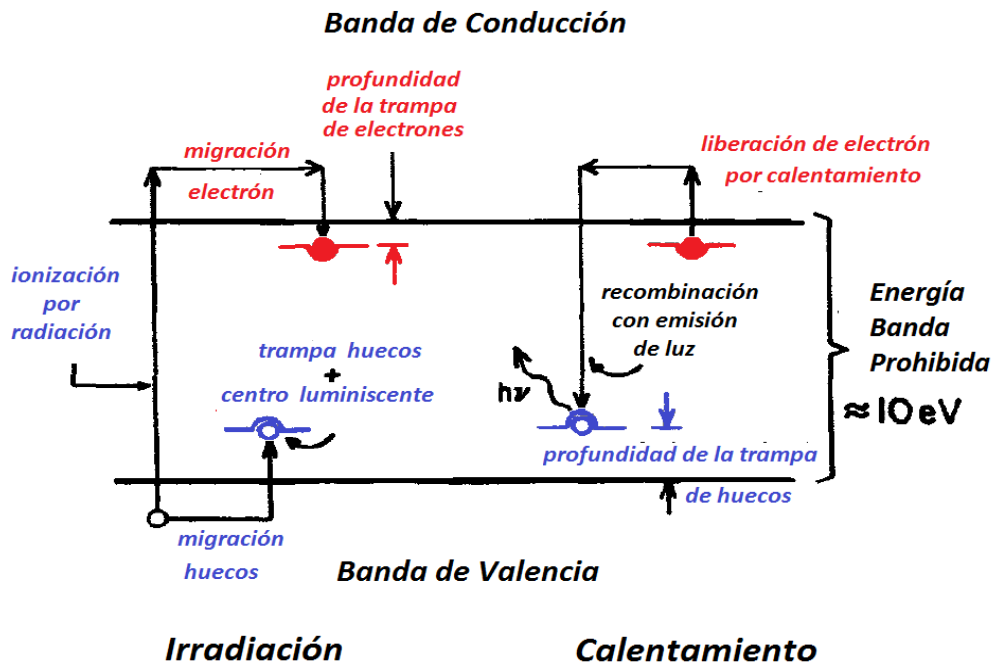


Fig. 3.16 Esquema que muestra el proceso de irradiación y calentamiento en un cristal termoluminiscente

El equipo de lectura es sencillo (Fig. 3.17), consta de un sistema para calentar los dosímetros en forma controlada y un dispositivo para aumentar la luz emitida (un tubo fotomultiplicador (TFM)) y transformarla en una señal eléctrica fácilmente procesable.

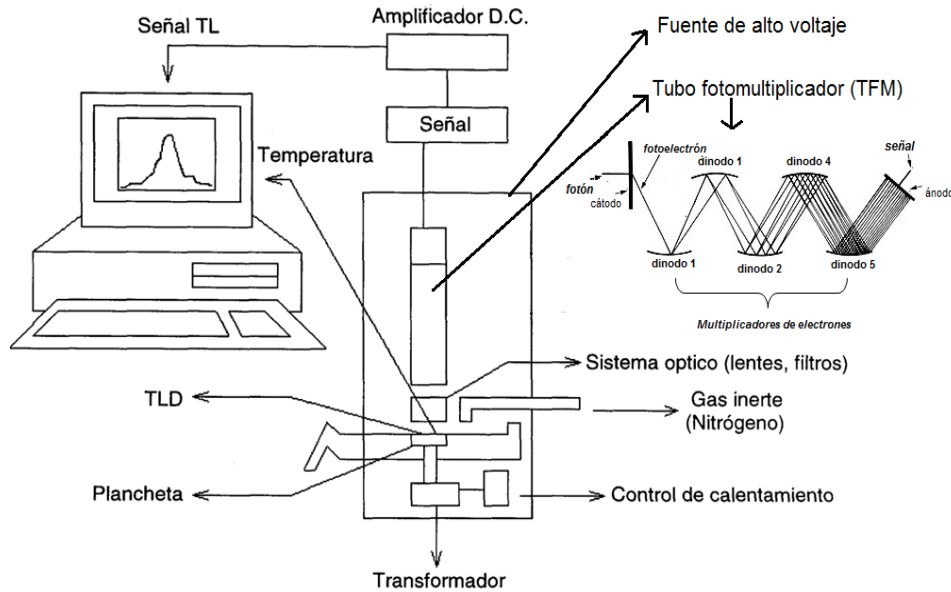


Fig. 3.17. Diagrama esquemático de los componentes de un equipo de lector TL.

Durante la lectura, el cristal se somete a un calentamiento progresivo o barrido de temperatura desde la temperatura ambiente hasta una temperatura característica de material TL; temperatura a la cual los electrones atrapados pasan a la banda de conducción y decaen recombinándose con los agujeros de la banda de valencia, emitiendo fotones de luz que son registrados como intensidad luminosa (intensidad TL).

El TFM convierte la intensidad luminosa emitida en una magnitud eléctrica (corriente eléctrica), la integra y la presenta al operador en forma analógica, gráfica y/o digital, en términos nanocoulombs.

Entre las principales ventajas de los TLD se pueden mencionar las siguientes:

- No necesitan empaque especial, solo un portadosímetro
- La dosimetría se puede efectuar prácticamente en un punto
- Cubren un amplio intervalo de dosis
- Son casi equivalente al tejido (los más usuales)



- Presentan bajo desvanecimiento (los más usuales)
- No necesitan conexiones entre el dosímetro y el equipo de lectura
- Son independientes de la intensidad del campo de radiación, por lo tanto, pueden ser usados cerca de campo intensos generados por fuentes de elevada actividad
- Son sensibles a cualquier tipo de radiación
- Su respuesta en función de la dosis absorbida es lineal en un amplio intervalo
- La precisión para la medida de la radiación gamma de 0.1 a 10 Sv es de  $\pm 1\%$ .
- Se pueden usar varias veces y son baratos

Entre las principales desventajas se tiene:

- Se requiere de un equipo relativamente costoso para la lectura de los dosímetros.
- Pérdida de la información tras la lectura del dosímetro (método de lectura destructivo). Esta desventaja se recompensa con su reutilización.
- El proceso de lectura requiere una cuidadosa calibración, instrumentación adecuada, metrología precisa y personal calificado.

### ***3.5.5 Dosímetros Radiofotoluminiscentes (DRFL)***

Los materiales radiofotoluminiscentes (RFL) usados en dosimetría personal son vidrios de metafosfato de aluminio y litio con impurezas de plata como activador.

Estos iones de plata, situados en posiciones intersticiales de la red de metafosfato capturan los electrones que fueron liberados por la acción de la radiación sobre el material RFL. Después de ser irradiados, los vidrios RFL emiten luz en la región visible del espectro al ser excitados con luz ultravioleta. La medición puede repetirse tantas veces como se quiera. Si se desea borrar toda la

información para volver a usar el dosímetro basta con someterlo a un proceso térmico de recocido a alta temperatura.

Las características de estos dosímetros que los hacen apropiados para dosimetría personal son: su tamaño y su amplio intervalo de respuesta a su alta estabilidad. Sin embargo, presentan una fuerte dependencia con la energía de la radiación a bajas energías, por lo que deben estar provistos de filtros metálicos para compensar dicha dependencia.

El sistema de lectura es sencillo, consiste de una fuente de luz ultravioleta para excitar el dosímetro, un dispositivo sensible a la luz (por lo general un TFM) y un sistema electrónico para amplificar la señal eléctrica producida.

### ***3.5.6 Dosimetría de Luminiscente ópticamente estimulada (OSL)***

Otro tipo de dosímetro que es más nuevo en el mercado es de materiales con luminiscencia ópticamente estimulada (OSL) el cual es similar a los materiales termoluminiscentes, pero a diferencia de los TLDs la información acumulada se lee mediante una luz láser en lugar de calor. Tienen alta sensibilidad, precisión, tiempo de lectura más rápido, lectores más simples y más automatizables que los termoluminiscentes. La evaluación de la dosis de radiación que reciben estos materiales, se realiza por la alta creación de pares electrón – hueco y eficiencia de captura. Los pares electrón – hueco formados durante la irradiación son atrapados en estados metaestables localizados en la banda prohibida. Posteriormente, por medio de estimulación óptica del material, se produce una liberación de los electrones, para producir la recombinación y con esto la emisión de luminiscencia. La respuesta luminiscente es proporcional a la exposición a la radiación (dosis). Estos materiales también tienen que calibrarse exponiéndose a dosis conocidas de una radiación de referencia.

### 3.5.7. Dosimetría de Neutrones

La medición de la dosis de neutrones en dosimetría personal constituye un arte más que una ciencia. Por fortuna, la exposición a neutrones es rara y la mayoría de los casos está acompañada de cantidades significativas de radiación gamma, especialmente en los reactores nucleares en donde predomina esta última.

Las dosis debidas a los neutrones térmicos se miden mediante cámaras de ionización de bolsillo cuyo gas de llenado no es aire sino algún gas sensible a los neutrones térmicos. Por lo general se emplea un compuesto de boro como el  $BF_3$ , o con dosímetros de película por comparación de las lecturas obtenidas con filtros de estaño y de cadmio.

La dosis de neutrones rápidos en dosimetría se mide con una emulsión nuclear especial, contando el número de protones que producen al interaccionar los neutrones con los átomos de hidrógeno de la emulsión. Estos protones dejan huellas (trazas) que se hacen visibles al revelar la emulsión y observarla al microscopio. La densidad de trazas es proporcional a la dosis de neutrones rápidos y se evalúa por comparación con una película calibrada.

Los dosímetros TL para neutrones generalmente están compuestos de dos tipos de materiales TL, uno altamente sensible a los neutrones (por lo general compuestos conteniendo  $^6\text{Li}$  o  $^{10}\text{B}$ ) como  $^6\text{LiF:Mg,Ti}$ ;  $^6\text{Li}_2^{10}\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$  o  $\text{CaSO}_4\text{:Dy}+^6\text{LiF}$  y otro prácticamente insensible para determinar el fondo de radiación gamma que acompaña a la irradiación con neutrones.

### ***3.6 Radiodiagnóstico en odontología***

Una radiografía dental es una imagen fotográfica producida en una película por el paso de los rayos X a través de los dientes y estructuras de soporte. Debemos comprender por completo el valor y la importancia de las radiografías, además, de estar familiarizados con los usos, beneficios e información que se pueda encontrar en ellas.

Las radiografías capacitan al profesional dental para identificar muchos trastornos que de otra manera pasan inadvertidos. Permiten que el practicante vea varios trastornos de los dientes y maxilares que no producen signos ni síntomas clínicos y solo se detectan en las radiografías, Algunas de las enfermedades, lesiones y trastornos que se encuentran más frecuentemente en las radiografías incluyen:

- Dientes no presentes
- Diente extra
- Dientes impactados
- Caries dental
- Enfermedad periodontal
- Anomalías dentales
- Raíces retenidas
- Quistes y tumores

Debido a los múltiples beneficios, la radiografía dental es necesaria para el quehacer odontológico (Eric W, & Nicholas Drage, 2014). Sin embargo, la protección del operador es básica para evitar la exposición ocupacional. Las radiografías de película van en desuso y han sido sustituidas por las radiografías digitales.

# CAPITULO 4. TRABAJO EXPERIMENTAL

## *4.1 Metodología general sobre la dosimetría*

### *4.2 Metodología de tratamiento de los dosímetros*

Para la medición de la dosis personal de los estudiantes de odontología que realizan el servicio social en el departamento de Imagenología de la Facultad de Odontología de la UNAM, se utilizaron dosímetros de bolsillo con cristales termoluminiscentes de LiF:Mg,Ti, comercialmente conocido como TLD-100. Y se considero que si un alumno cumplía con el 90% del tiempo en que se llevo el presente trabajo entonces su incluiría en el mismo.

## ***4.1 Metodología general sobre la dosimetría***

Se dispusieron dos TLD 100 en gafetes porta-dosímetros para cada alumno (15 estudiantes) que realizaba su Servicio Social (SS) en el departamento de Imagenología de la Facultad de Odontología de la UNAM, para determinar los niveles de radiación a que estuvieron expuestos durante su trabajo.

No se dieron instrucciones en cuanto a la seguridad radiológica en el proceso de toma de radiografías.

El procedimiento que se siguió para la dosimetría se resume en los siguientes puntos.

- ✓ Se dieron instrucciones para que portaran el gafete portadosímetros en la bolsa superior izquierda de su bata durante el trabajo de su SS. Los gafetes portadosímetros quedaban guardados en las oficinas lejos de las salas de rayos X, fuera del horario de trabajo. Los dosímetros de bolsillo se portaban por periodos mensuales.

- ✓ Los TLD 100 fueron retirados para su respectiva lectura en el Harshaw 3500 de manera mensual, y entregados nuevamente en un tiempo máximo de 36 horas, durante un año (exceptuando vacaciones). Aun cuando se continúa con las lecturas los resultados en el presente trabajo comprenden únicamente de diciembre del 2014 a diciembre del 2015.
- ✓ Se interpretaron los resultados de las lecturas de manera mensual restando el respectivo fondo a cada lectura.
- ✓ Se hizo una interpretación estadística de los resultados finales de los niveles detectados por los dosímetros.

## ***4.2 Metodología de tratamiento de los dosímetros***

### ***4.2.1 Lectura de los TLD 100***

En el Taller de Física de Radiaciones (TFR) se realizó la lectura de los dosímetros TLD con el equipo Lector Termoluminiscente Harshaw TLD 3500 asociado a una computadora personal, el cual usa el software WinsRems. En todo momento se tenía identificado cada dosímetro etiquetándolos del 1 al 40 respectivamente. Cuando se introduce cada TLD a la plancheta del Harshaw este hace el barrido de la temperatura ambiente hasta 300°C obteniendo consecuentemente una curva de brillo por cada dosímetro que nos da una señal o respuesta en nanocoulombs y la curva de brillo con el detalle de la emisión de luz en función de la temperatura.

### ***4.2.2 Reseteo de los TLD 100***

Los materiales termoluminiscentes son reutilizables, por lo que se requiere de un borrado profundo que deje las trampas vacías cada vez que se utiliza de nuevo el material.

Con la lectura respectiva de cada TLD se procedió al reseteo del lote completo mediante un tratamiento térmico que tiene dos pasos.

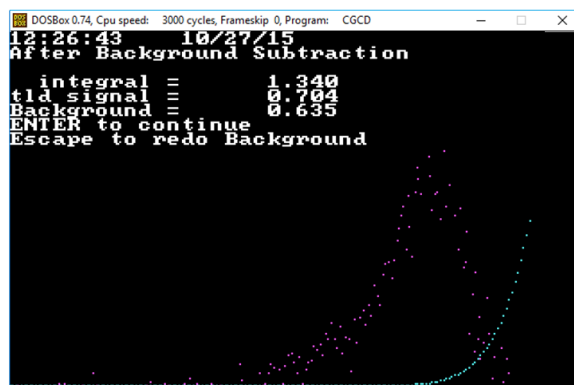
1. Borrado: 2 horas a 400°C en la Mufla Felisa modelo FE-340 ubicado en TFR.
2. Restaurado: 1 hora a 100°C en Horno Binder APT Line Serie BD/ED/53-UL ubicado en TFR.

Una vez terminado estos dos pasos los TLD quedan listos para recibir una nueva dosis.

#### ***4.2.3 Sustracción de la radiación de fondo.***

Debido a que al calentar el material conforme se aumenta la temperatura aparece radiación infrarroja y espuria, se utilizó el programa CGCD (Computerized Glow Curve Deconvolution) para eliminar esta radiación de la curva de brillo. El programa elimina la radiación en los extremos de la curva quedándose únicamente con la lectura termoluminiscente que generan los rayos X (Fig. 4.1).

El programa también proporciona el valor de la radiación de fondo restado y la señal efectiva, datos importantes para quien realiza la lectura, pues de estos datos se obtendrá la dosis equivalente absorbida, en el presente trabajo este resto de fondo se realizó en cada curva de brillo obtenida.



*Figura 4.1. Sustracción de la radiación de fondo (en azul) a la curva de brillo (en morado) con el programa CGCD*

#### ***4.2.4 Homogeneidad en la respuesta individual del lote de dosímetros***

Para conocer la respuesta individual de cada uno de los dosímetros TLD 100, todos los dosímetros utilizados fueron irradiados a la misma dosis con una fuente de Cesio-137, utilizando un portafuentes misma que observamos en la Fig. 4.2, los resultados de este proceso se encuentran detallados en el apéndice A.

#### ***4.2.5 Factor de corrección ( $f_i$ )***

La precisión y exactitud de la medida termoluminiscente depende en gran medida de la calidad de nuestros dosímetros que dependen a su vez de factores ajenos al presente trabajo, a saber:

-Defectos intrínsecos (vacancias, ubicaciones intersticiales, etc.). La temperatura de la red determina el número de defectos.

-Defectos extrínsecos o de sustitución de iones por impurezas, la sustitución afecta la concentración de vacancias.

-El lote de fabricación al que pertenece cada dosímetro.

-El número de veces que ha sido usado cada dosímetro.

-El ruido propio del lector termoluminiscente.

Debido a lo anterior y de acuerdo con Thermo Electron. (2005) se calculó un factor de corrección ( $f_i$ ) que se obtuvo irradiando con  $^{137}\text{Cs}$  durante 15 minutos a cada dosímetro. Con ayuda de un portafuentes (Fig.4.2) se irradiaron los 40 dosímetros en bloques de 6, con 30 segundos de diferencia entre bloque y bloque esta diferencia de tiempo se consideró despreciable e irrelevante para la lectura de la carga.



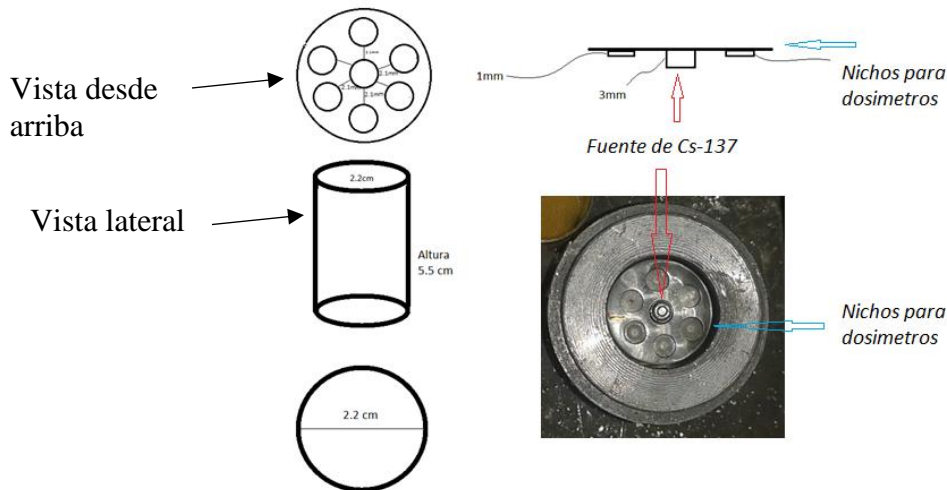


Fig. 4.2. Irradiación de los Dosímetros termoluminiscentes (TLD-100) con Cs-137.

Con la lectura de carga inducida ( $Q_0$ ), obtenida del Harshaw 3500 y se calculó un promedio, mismo que se dividió entre la lectura individual y arrojaba el factor de corrección.

Matemáticamente se tiene:

$$f_i = \frac{\sum_{j=1}^{47} Q_{0j}}{47 Q_{0i}} \quad (4.1)$$

Este factor de corrección se aplicará a cada lectura termoluminiscente del dosímetro en cuestión; mismo que aparece en la Tabla A1 del Apéndice A.

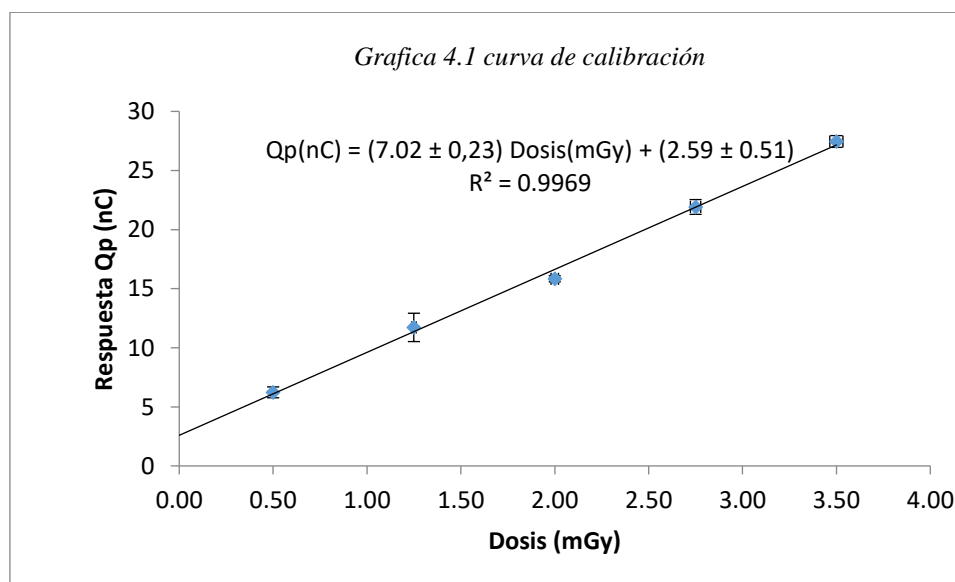
#### 4.2.6 Calibración de los TLD 100

Para obtener una curva de calibración de los 40 TLD-100 usados, el ININ (Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares), los irradió a 5 valores de una dosis conocida, bajo las mismas condiciones, pero no simultáneamente, a: 0.5mGy, 1.25mGy, 2 mGy, 2.75mGy y 3.5 mGy. La certificación A2 se encuentra anexada en el Apéndice A. Se promedió la respuesta de los dosímetros para cada una de las dosis conocidas (Tabla 4.1) y se obtuvo la Grafica 4.1

Número de Dosímetro	Dosis (mGy)	Respuesta con fondo (nC)
1-8	0.50	$6.23 \pm 0.46$
9-16	1.25	$11.72 \pm 1.20$
17-24	2.00	$16.78 \pm 0.26$
25-32	2.75	$21.92 \pm 0.62$
33-40	3.50	$27.45 \pm 0.50$

Tabla 4.1 Promedio de las respuestas con fondo a dosis conocidas del lote de 40 TLD.

Se obtuvieron coeficientes de regresión que representan los cambios medios en la variable de respuesta para una unidad de cambio en la variable de dosis impartida, también se obtuvo el coeficiente de regresión lineal, que vemos en la Grafica 4.1 donde apreciamos la linealidad de la dosis contra la respuesta TL.

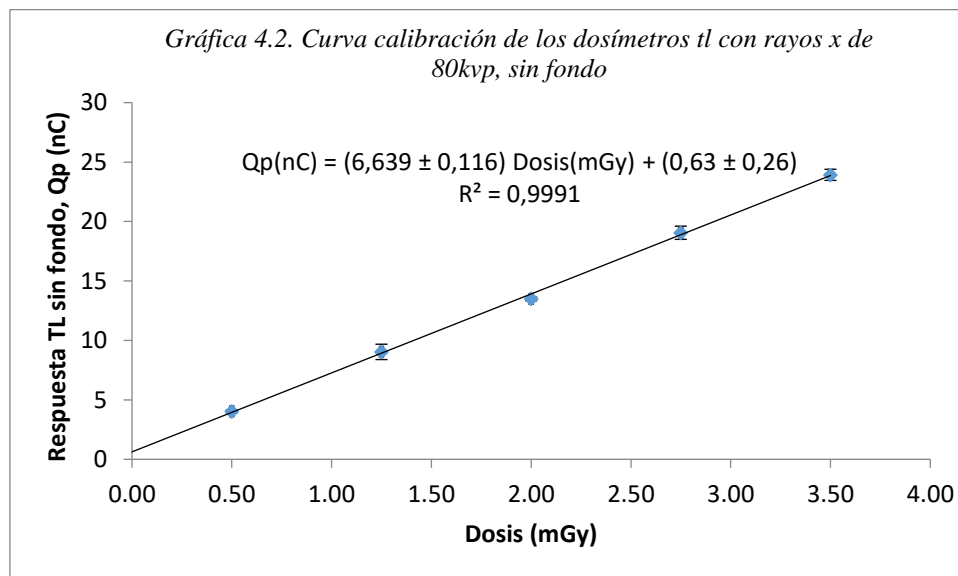


Como parte del protocolo se restó el fondo de la curva de brillo con ayuda del programa WinRems obteniendo la Tabla 4.2

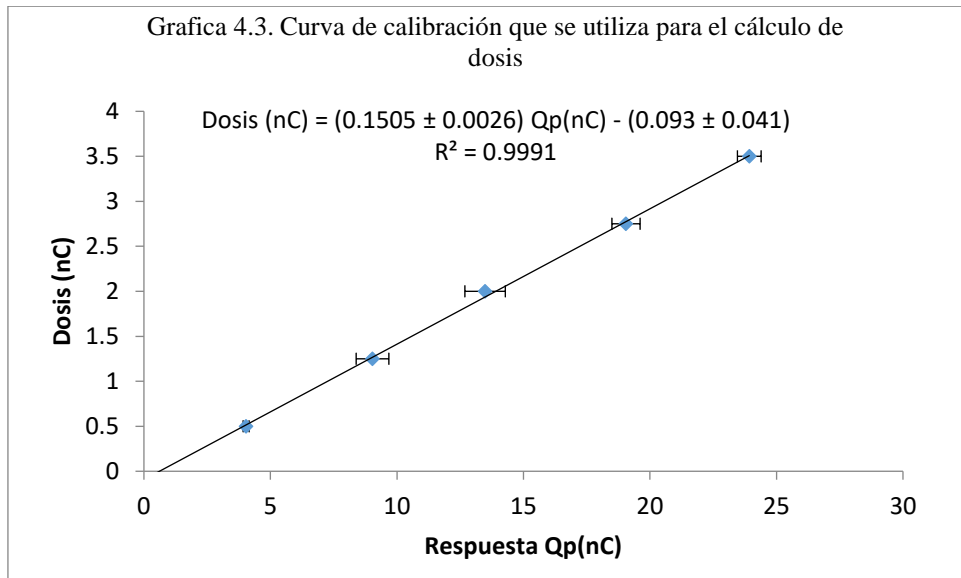
Número de Dosímetro	Dosis (mGy)	Respuesta Qp (mGy)
1-8	0.5	4.04 ± 0.12
9-16	1.25	9.04 ± 0.65
17-24	2.0	14.28 ± 0.16
25-32	2.75	19.05 ± 0.56
33-40	3.5	23.93 ± 0.47

Tabla 4.2 Promedio de las respuestas TL ante radiación X después de sustraer el valor de fondo.

A partir de la Tabla 4.2 graficamos y obtuvimos la Grafica 4. 2. El coeficiente de regresión es mejor que el obtenido en las respuestas con fondo observemos que restar el fondo nos lleva a unos coeficientes de regresión más cercanos a la linealidad.



Con la Grafica 4.2 obtuvimos la respuesta TL en función de la dosis, sin embargo, para fines de dosimetría requerimos la dosis en función de la respuesta TL para esto solo calculamos la función inversa mostrada en la Gráfica 4.3.



Analicemos un momento la pendiente de la recta de la Grafica 4.3 que nos relacionara nuestra dosis promedio con la dosis absorbida, así:

$$D_{ab}[mGy] = (0.1505 \pm 0.0026) Q_p[nC]$$

La pendiente de esta recta tendrá su respectiva incertidumbre calculada en el Apéndice E1.

## CAPÍTULO 5. RESULTADOS

En la clínica de Imagenología los estudiantes que realizan su servicio social y/o sus prácticas utilizan radiación X con el fin de diagnosticar adecuadamente a los pacientes. Los estudiantes de SS trabajan cuatro horas diarias por seis meses, dependiendo de las horas dedicadas, el tiempo total del servicio puede ser hasta por un año. En la Tabla 5.1 se observa la cantidad de radiografías que procesan los estudiantes y los pacientes atendidos mensualmente (solo se incluyen los meses en los que los alumnos tuvieron el portadosímetro para este estudio).

FECHA	dic-14	ene-15	feb-15	mar-15	abr-15	may-15	nov-15	dic-15
Pacientes	434	1875	3715	2219	1932	540	2045	369
Radiografías dentoalveolar	1712	6191	8219	7670	5504	1347	7967	1611
Radiografías panorámicas	108	726	821	702	478	164	792	118
Radiografías oclusales	4	21	17	27	8	19	0	6
TOTAL	1824	6938	9057	8399	5990	1530	8759	1735

*Tabla 5.1 Total de radiografías y pacientes en la Clínica de Imagenología*

La cantidad de radiografías dentales (Fig 5.1) implican el uso y exposición frecuente a rayos X y en consecuencia una dosis equivalente mayor a la que el público general se expone con la radiación de fondo. Para obtener esta dosis equivalente extra se midió la carga inducida por termoluminiscencia con un equipo Harshaw 3500 tal como se detalló en el Capítulo 4.



*Fig. 5.1 Radiografía periapical.*

Los portadosímetros fueron etiquetados con el nombre del estudiante y numerados del D1 al D15. Es importante mencionar que el portadosímetro D10 se le asignó el papel de TESTIGO y permaneció en el Taller de Física de Radiaciones que se ubica en el edificio Tlahuizcalpan en la Facultad de Ciencias, UNAM.

Una vez obtenida la carga de cada dosímetro ( $Q_0$ ) se realizó el siguiente proceso:

- I. A esta carga  $Q_0$  se le resta el fondo con el procedimiento detallado en el Capítulo 4 obteniendo así una carga sin fondo  $Q_f$ .
- II. Se aplica el factor de corrección que es único para cada dosímetro, (Apéndice A, Tabla 2A). Sea  $Q_f$  la carga sin fondo y  $f_i$  el factor de corrección con  $i= 1,2,\dots,47$ , entonces la carga corregida  $Q_c$  queda:

$$Q_c = Q_f f_i \quad (5.1)$$

- III. Del total de dosímetros que tiene cada portadosímetro se realiza un promedio para obtener una carga promedio ( $Q_p$ ) por cada estudiante.

$$Q_p = \frac{\sum_i^n Q_{fi}}{n} \quad (5.2)$$

- IV. Este promedio por portadosímetro tiene asociada una desviación estándar misma que se debe indicar y con ella se asigna la incertidumbre.

Los resultados de cada paso se encuentran desglosados y calculados en el Apéndice B, una tabla para cada mes de la investigación, con la carga inducida promedio ( $Q_p$ ).

- V. Según la calibración vigente para los cristales TL, se obtendrá la relación lineal entre la Carga y la Dosis o Kerma. Esta relación lineal para este trabajo, fue:

$$D_{ab} = (0.1505 \pm 0.0026)(Q_p) \quad (5.3.)$$

donde  $D_{ab}$  es la dosis absorbida que está dada en miligray (mGy).

- VI. Ahora, para obtener la dosis equivalente,  $H$  solamente hay que multiplicar por el factor de calidad para rayos X el cual reporta ICRP-103 (2007), como  $w_R = 1$ .

Tenemos:

$$H = D_{ab} * w_R \quad (5.4)$$

- VII. Para la mayor parte de las radiaciones empleadas en medicina,  $w_R$  es 1, por lo que, la dosis absorbida y la dosis equivalente son numéricamente iguales.
- VIII. Como los órganos tienen diferente sensibilidad a la radiación, debe tomarse en cuenta los factores de ponderación de los tejidos (ICRP-103, 2007), lo que lleva a determinar la dosis efectiva,  $E$ , donde se evalúa el efecto total sobre el organismo al sumar la dosis equivalente en los distintos órganos

$$E = \sum w_T H_T \quad (5.5)$$

Las magnitudes de interés en dosimetría personal de trabajadores con radiación tienen que reflejar la dosis en superficie. Estas magnitudes (en mSv) son las dosis equivalentes en piel. Todas las magnitudes radiológicas están correlacionadas, por lo que cualquiera puede ser utilizada para obtener la medición del riesgo radiológico por métodos no invasivos, a partir de la medición de la exposición. La dosis equivalente,  $H$ , permite estimar el riesgo y la intensidad de los efectos deterministas y la dosis efectiva,  $E$ , sirve para determinar la probabilidad de efectos estocásticos.

Otro dato a considerar es la Respuesta Natural al Fondo (RNF) que se obtiene tomando la lectura que arroja el Porta-dosímetro TESTIGO que esta etiquetado con D10, matemáticamente tenemos:

$$RNF = \frac{Q_{Pi}}{Q_{P10}} \text{ con } i = 1, \dots, 17 \quad (5.6)$$

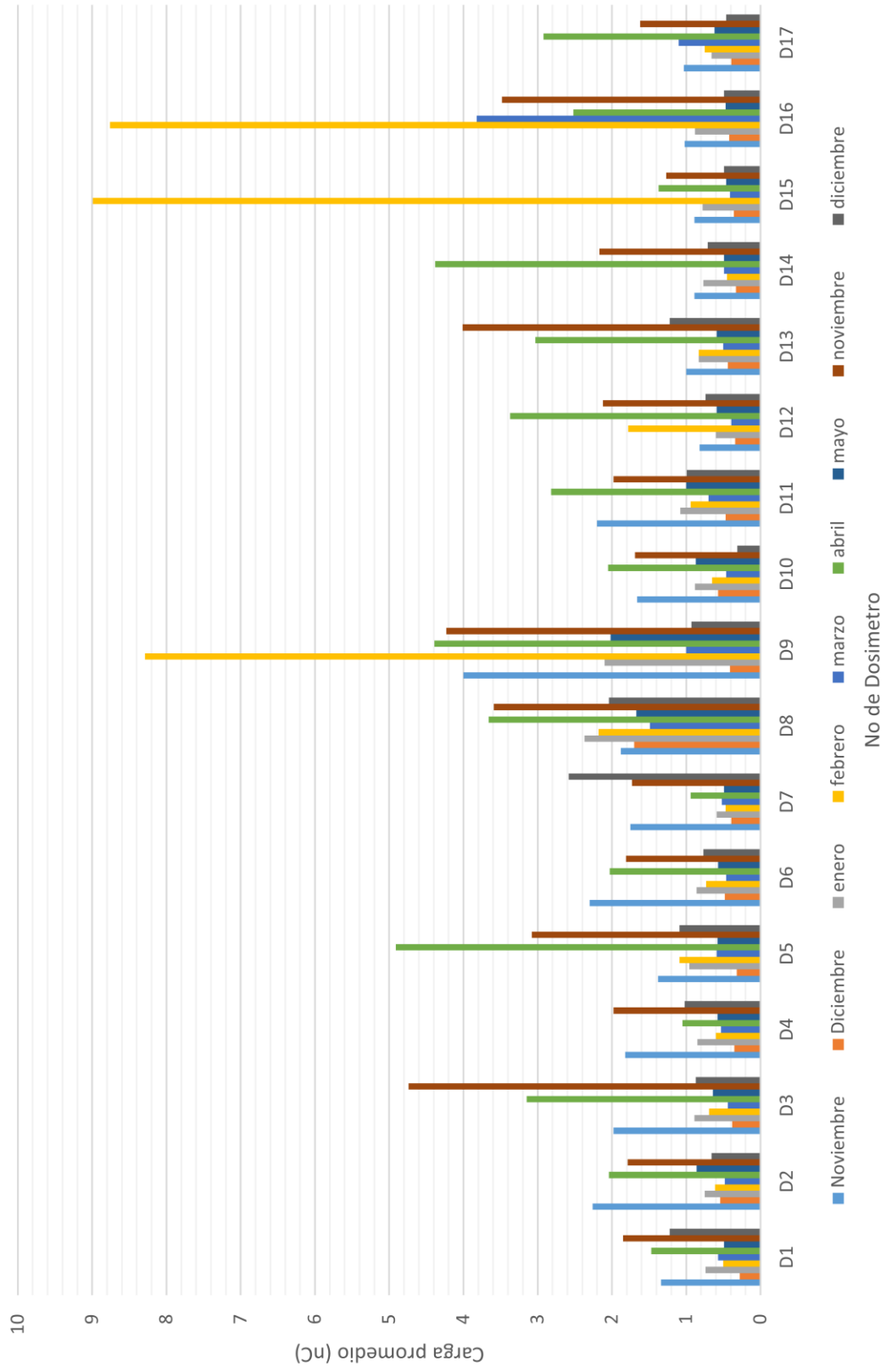
Para hacer visual los resultados obtenidos mes a mes se muestran a continuación las gráficas de la carga respecto a la carga del testigo. Esta indicaría de manera cuantitativa, cuantas veces se ha recibido la radiación de fondo.

En las Gráficas 5.1, 5.2, 5.3 se muestra la carga promedio, la dosis efectiva y la respuesta relativa de cada dosímetro respecto al fondo natural, con lo cual se visualiza cuantas veces se ha superado la dosis del fondo.

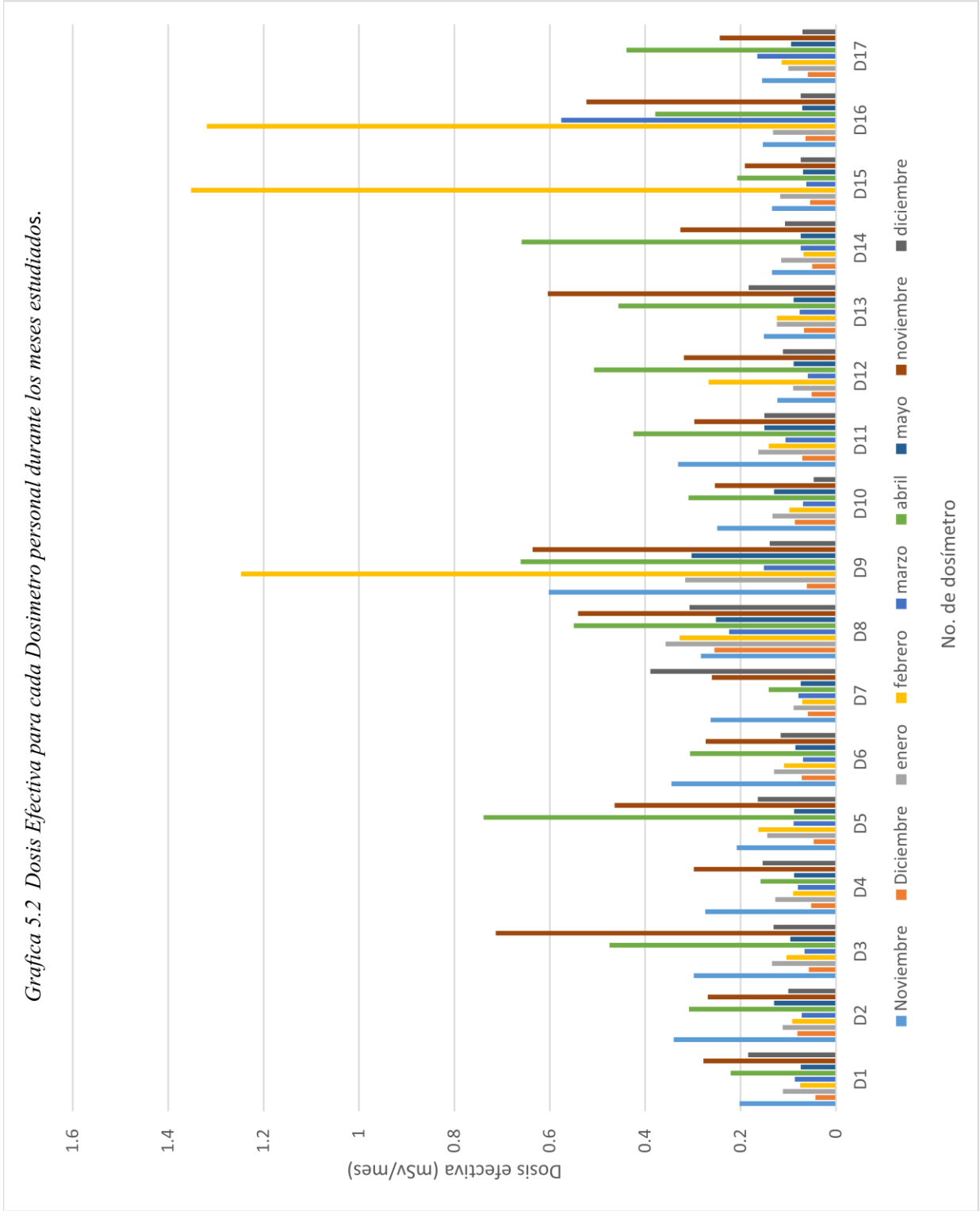
Para el presente trabajo se tomó como fondo natural lo registrado por el Dosímetro testigo (D10) pues las condiciones varían para tomar el fondo natural de radiación que recibe un ser humano promedio de 2.4mSv reportado en la literatura, pues este varia de acuerdo con la altitud y los materiales de construcción cercanos, elementos que rebasan los objetivos propios del trabajo.



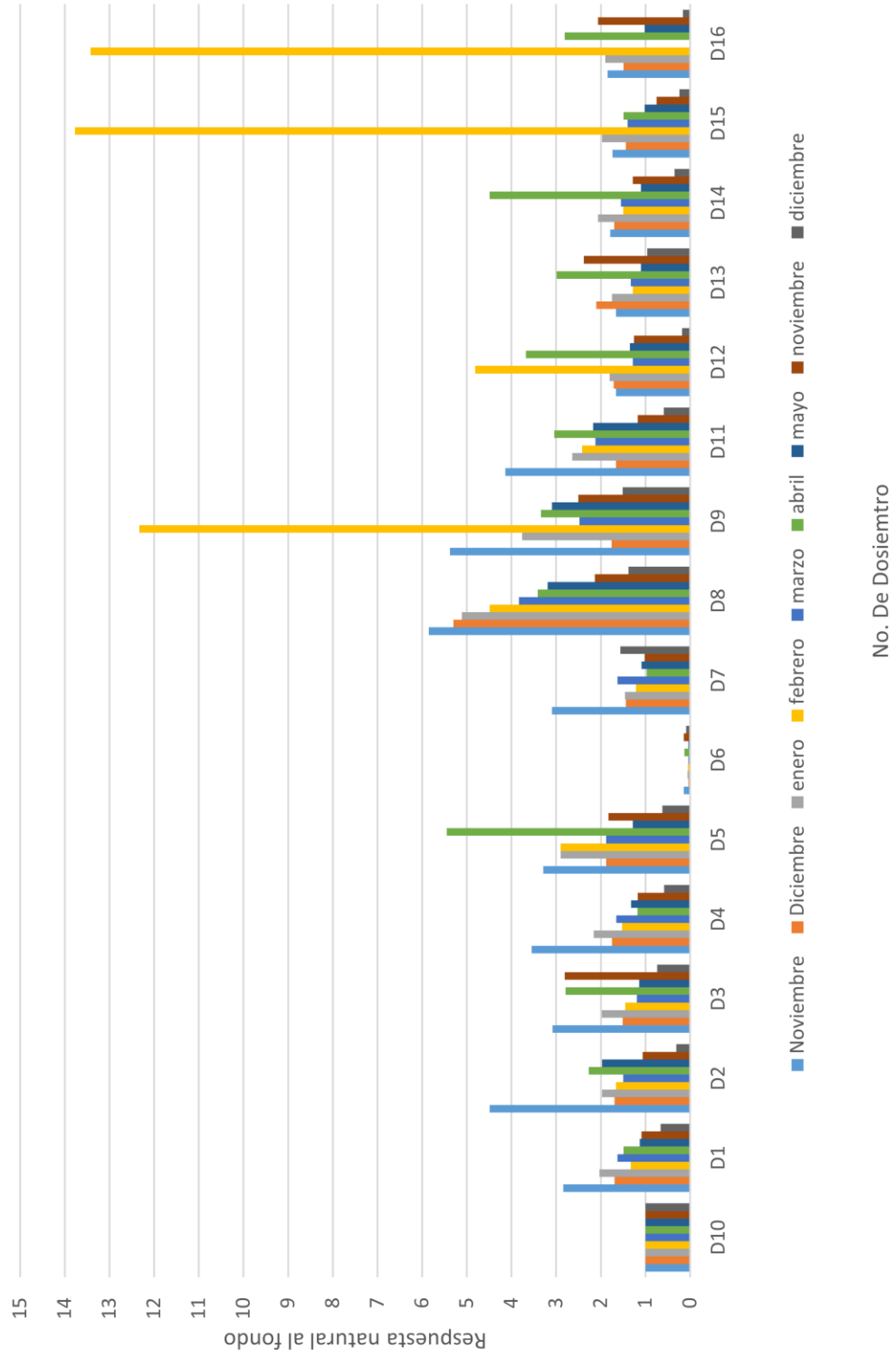
Grafica 5.1 Carga promedio para cada dosimetro de todos los meses estudiados



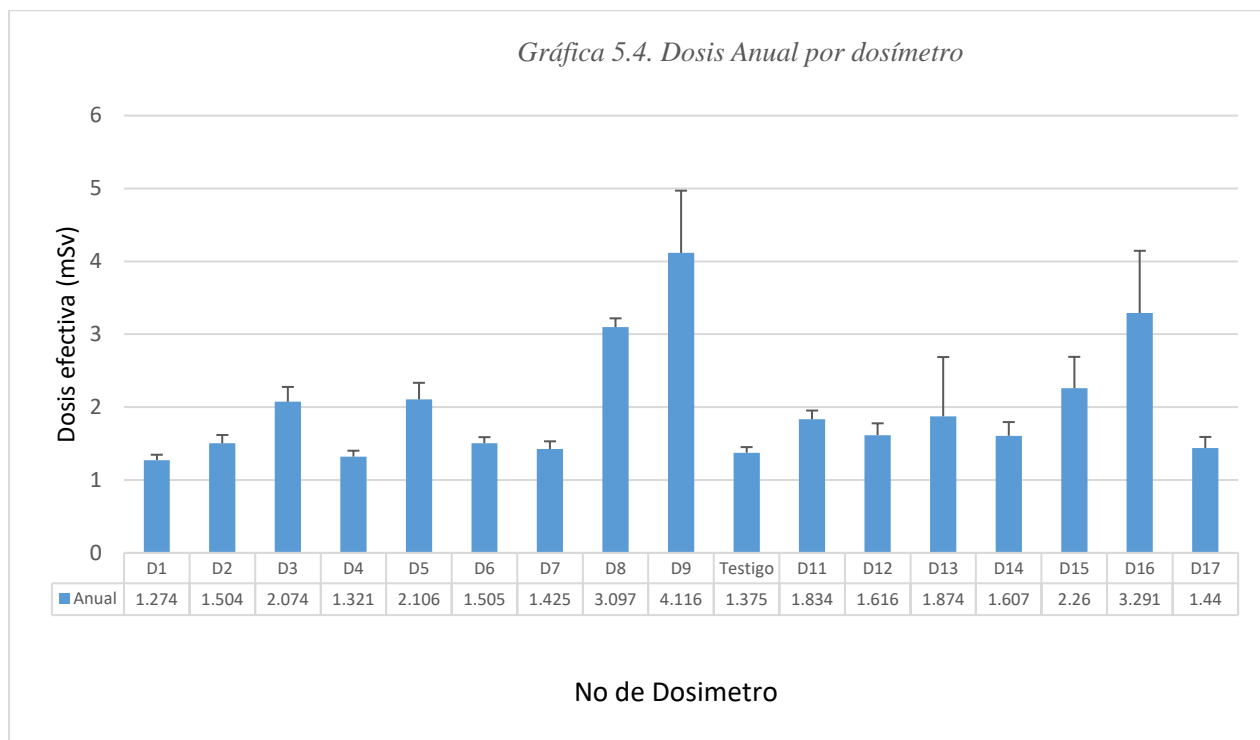
Grafica 5.2 Dosis Efectiva para cada Dosimetro personal durante los meses estudiados.



Grafica 5.3 Respuesta natural al fondo en los meses estudiados



Para tener un dato global se calculó una dosis efectiva anual, sumando la dosis efectiva de los 9 meses para cada dosímetro. En la gráfica 5.4, se muestra el valor de esta dosis efectiva anual en los estudiantes de servicio social, que comparando con los límites de PG recomendados internacionalmente por la ICRP-103 (1 mSv) es superada por todos los estudiantes, pero no rebasa el valor para POE recomendado que es de 20 mSv y son mucho menores que la normativa nacional de 50 mSv, para POE y 5 mSv, para PG.



## CAPÍTULO 6. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

Si consideramos que es la primera vez que se realiza este tipo de mediciones tenemos resultados reveladores que animan a seguir con la dosimetría personal en la clínica de imagenología.

El tratamiento de datos en los 9 meses de investigación, nos arrojó las gráficas, 5 y 6 que es el concentrado del tratamiento matemático y físico que se le dio a las lecturas arrojadas por el lector termoluminiscente.

Cada mes se obtuvo una dosis efectiva por cada portadosímetro promediamos estos datos cada mes obtenemos la Tabla 6.1.

Mes	Radiografías	Promedio de todos los dosímetros Dosis efectiva mSv
Noviembre 2014	7565	.025
Diciembre 2014	1824	$0.07 \pm (0.116)$
Enero 2015	6938	$0.15 \pm (0.047)$
Febrero 2015	9057	$0.34 \pm (0.072)$
Marzo 2015	8399	$0.12 \pm (0.030)$
Abril 2015	5990	$0.41 \pm (0.121)$
Mayo 2015	1530	$0.12 \pm (0.174)$
Noviembre 2015	8759	$0.38 \pm (0.064)$
Diciembre 2015	1735	$0.15 \pm (0.084)$

*Tabla 6.1 Comparativo de radiografías realizadas contra dosis efectiva recibida.*

Si bien no es posible establecer una función de radiografías realizadas vs dosis efectiva si podemos relacionar que la dosis aumenta cuando se toman mayor número de radiografías y podemos atribuir las desviaciones al comportamiento humano.

La grafica 5.1 nos muestra el comportamiento de la carga promedio ( $Q_p$ ) en los meses que los estudiantes usaron los portadosímetros, la importancia de esta gráfica y sus resultados es para poder calcular matemáticamente la dosis equivalente, pues no existe un instrumento que mida directamente dosis absorbida por los organismos.

Si observamos la gráfica 5.4 (Dosis Absorbida Anual) podemos ver que los valores van desde 1.2 hasta 4.1 mSv cuando el límite de dosis para el público es de solamente 1 mSv si bien para el personal ocupacionalmente expuesto es de 20 mSv según recomendación ICRP-103(2007).

Con respecto a la respuesta Natural al Fondo podemos darnos cuenta que la razón supera inclusive 4 veces lo que una persona promedio recibiría al año. Es importante recalcar en este punto que la radiación ionizante es acumulable durante un año. Si superponemos la radiación por el servicio social y alguna otra exposición extra, (placa de rayos X, viaje largo en avión, etc.) la persona implicada acumularía una dosis absorbida superior a las recomendaciones..

Alumnos y profesores informados de su dosis absorbida al través del año escolar mitigaría el riesgo de sobrepasar los límites de radiación ionizante recomendada por la ICRP 103 (2007).

Este análisis nos habla que no se debe subestimar la dosis absorbida por las personas del servicio social de odontología, que trabajan tomando las placas de rayos X.

## CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES

La Clínica de Imagenología de la UNAM ofrece la oportunidad del diagnóstico dental oportuno tanto para prevención como para tratamiento, el uso de radiación X es fundamental y de uso diario para este fin. El riesgo versus el beneficio es mínimo para el paciente. Sin embargo, para los estudiantes que realizan su servicio social en ese mismo lugar se someten a tasas de radiación que debemos medir y conocer.

Dado lo anterior evaluamos que la dosimetría personal está justificada, además, en materia de radiación ionizante la prevención es fundamental, y realizar la dosimetría personal es recomendable, además de medir la dosis personal de los estudiantes crea una cultura de prevención e identifica a los estudiantes que no siguen los procedimientos de protección radiológica o los incidentes y accidentes, que aunque poco probables con este tipo de equipos, requieren la debida atención.

Por primera vez se midió objetivamente la Dosis efectiva a la que están expuestos los estudiantes y dados los resultados se corroboró que en ningún caso rebasa lo recomendado por ICRP 103 (2007), por ende, en las NOM-229-SSA1-2002 y en el Reglamento General de Seguridad Radiológica (RGSR).

Hay que recordar que, los estudiantes son personas en entrenamiento y son considerados personal ocupacionalmente expuesto (POE) según el RGSR, lo que obliga a llevar una vigilancia radiológica y medica estricta. Debido a lo anterior se concluyó que *aplicar el protocolo de este trabajo de manera permanente en la Clínica de Imagenología, representa un beneficio para los estudiantes de SS de Odontología al dar a conocer su dosis efectiva y detectar desde malas*

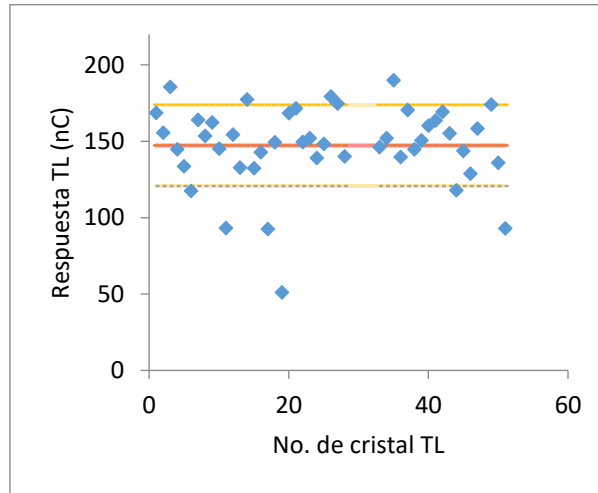
*prácticas, o algún funcionamiento anómalo de los aparatos de rayos X de uso dental, así como a los estudiantes de SS de Física al capacitarlos en la evaluación de dosimetría personal.*



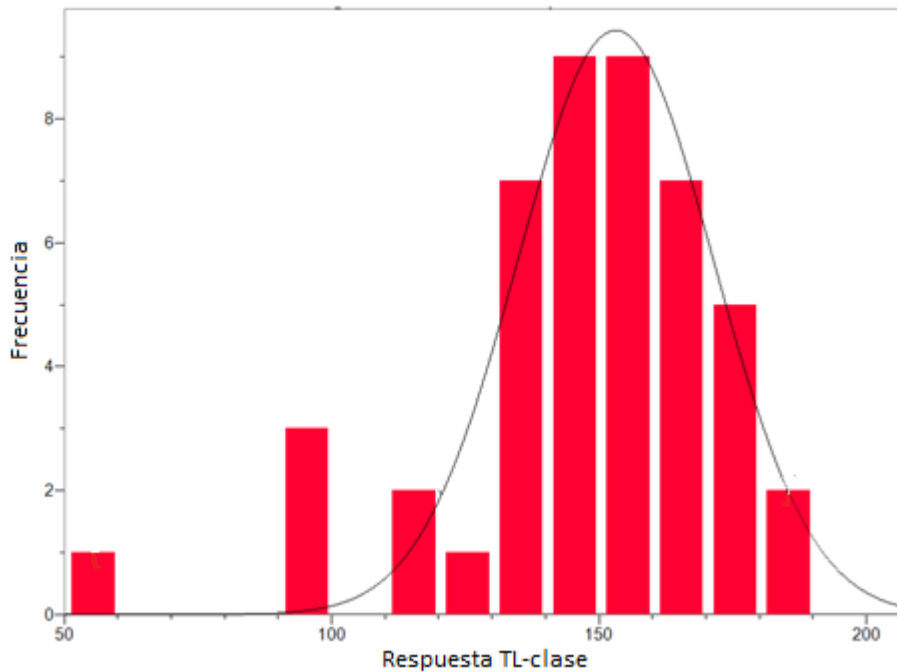
# Apéndice A. Homogeneidad de la respuesta y Calibración

## A1 Homogeneidad en la respuesta TL del lote

En la gráfica A1 y A2 se muestra la respuesta de cada cristal TL y el histograma de valores agrupados correspondiente.



Gráfica A1. Respuesta de los cristales TLD-100, irradiados con  $^{137}\text{Cs}$  en condiciones de repetibilidad.



Gráfica A2. Histograma de valores agrupado correspondiente a la Gráfica A1.

**Tabla A1 Factor de corrección.**

Dosímetro	Q <sub>0</sub> (nC)	factor (promedio/carga) (fi)
1	168.5	0.874
2	155.6	0.946
3	185.5	0.794
4	144.7	1.017
5	133.7	1.101
6	117.5	1.253
7	164.0	0.898
8	153.6	0.958
9	162.3	0.907
10	145.1	1.015
11	93.24	1.579
12	154.4	0.953
13	132.8	1.109
14	177.4	0.830
15	132.3	1.113
16	142.9	1.030
17	92.50	1.592
18	149.4	0.985
19	51.14	1.043
20	168.3	0.875
21	171.3	0.859
22	149.5	0.985
23	152.0	0.969
24	139.1	1.058
25	148.3	0.993
26	179.2	0.822
27	174.6	0.843
28	140.2	1.050
29	174.0	0.846
30	136.0	1.082
31	92.92	1.584
32	148.6	0.991
33	146.2	1.007
34	152.0	0.969
35	189.9	0.775
36	139.6	1.055
37	170.4	0.864
38	144.8	1.017
39	150.6	0.978
40	160.3	0.918
41	163.6	0.900
42	169.2	0.870
43	155.2	0.949
44	118.0	1.248
45	143.6	1.025
46	128.8	1.143
47	158.3	0.930
48	145.3	1.013
<b>Promedio</b>	<b>147</b>	
<b>Desviación estándar</b>	<b>26</b>	
Tabla A1 A cada dosímetro se le asignó un factor de corrección dividiendo el promedio de todos con la lectura individual después de ser radiado por 15 minutos con una fuente de <sup>137</sup> Cs		

# A2 Calibración de la respuesta TL del lote



instituto nacional de investigaciones nucleares

SENER  
SECRETARÍA DE ENERGÍA



## DEPARTAMENTO DE METROLOGIA DE RADIACIONES IONIZANTES LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACION DOSIMETRICA

### INFORME DE IRRADIACION DE DOSIMETROS TLD

Fecha: 14 de agosto de 2015    INFORME No: 630-2015-R-X    LSCD No: 646

USUARIO: UNAM, FACULTAD DE CIENCIAS  
DOMICILIO: Ciudad Universitaria  
ESTADO: MEXICO D.F.                      C.P.



En las instalaciones del LSCD se realizó la irradiación de los dosímetros TLD para diferentes dosis en kerma en aire, en Rayos - X, a continuación se describe la identificación de los mismos:

Parámetros de operación de la irradiación  
kV= 70 ; H.V.L = 2.6 mm de Al

Kerma en aire mGy	Porta dosímetro de Plástico	Bolsa N° 1 Etiqueta Naranja	Bolsa N° 2 Etiqueta Verde
0,5	1F	D1 – D2	D1 – D2
1,25	2F	D11 – D12	D13 – D14
2,0	3F	D23 – D24	D20 – D46
2,75	4F	D31 – D32	D37 – D38
3,5	5F	D47 – D48	D55 – D56

Los dosímetros se colocaron de frente al haz de radiación para su irradiación, y se realizó aplicando el procedimiento del laboratorio P.LSCD-24.

FECHA DE IRRADIACION: 11 de agosto de 2015

	
Responsable de la irradiación Quím. Jesús Cejudo Alvarez	Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica Fis. Víctor M. Tovar Muñoz

(Véase las notas al reverso de esta hoja)

Hoja: 1 de 1

Centro Nuclear " Dr. Nabor Carrillo Flores", Carretera México-Toluca S/N. La Marquesa Ocoyoacac, México C.P. 52750 Tel. 329 72 55

Figura A2 Certificado de calibración

Tabla A2. El ININ irradió nuestros dosímetros a una dosis conocida, en bloques de 8 dosímetros, de lo cual se obtuvo un promedio, y el conjunto de promedios nos permitió generar una regla de correspondencia entre la dosis y la carga inducida o respuesta TL.

\* Se decidió retirarlo del cálculo, debido a una falla del lector TL durante su lectura.

Tabla A2 Señal TL de dosímetros expuestos a 5 dosis de radiación X de 70 Kv							
<b>0.50 mGy</b>	Señal con fondo (nC ±0.001)	Señal sin fondo (nC ±0.001)	Fondo (nC)	<b>1.25 mGy</b>	Señal con fondo (nC ±0.001)	Señal sin fondo (nC ±0.001)	Fondo (nC)
TLD				TLD			
1	7.316	4.552	2.828	9	12.22	9.143	3.148
2	6.247	3.766	2.539	10	11.48	9.409	2.114
3	6.019	4.136	1.946	11	7.729	5.894	1.881
4	5.844	4.258	1.655	12	11.14	9.375	1.829
5	8.855	4.017	4.955	13	8.858	7.307	1.626
6	4.971	3.425	1.583	14	11.6	9.372	2.275
7	5.056	4.101	1.613	15	19.18	12.18	7.093
8	5.501	4.040	1.496	16	11.57	9.596	2.040
Promedio	6.226	4.037	2.327		11.722	9.035	2.751
Desviación Estándar	1.296	0.333	1.168		3.390	1.830	1.813
<b>2.00 mGy</b>	Señal con fondo (nC ±0.001)	Señal sin fondo (nC ±0.001)	Fondo (nC)	<b>2.75 mGy</b>	Señal con fondo (nC ±0.001)	Señal sin fondo (nC ±0.001)	Fondo (nC)
TLD				TLD			
17	10.65	8.767	1.942	25	17.93	15.63	2.351
18	16.34	14.25	2.123	26	21.89	19.28	2.663
19*	5.323	4.327	1.042	27	21.30	18.00	3.358
20	15.93	13.87	2.137	28	22.66	19.74	3.022
21	16.5	13.81	2.786	29	23.66	20.32	3.438
22	16.37	14.29	14.29	30	22.29	19.42	2.436
23	17.39	14.87	14.87	31	22.47	19.61	2.926
24	17.65	14.54	14.54	32	23.12	20.43	2.787
Promedio	15.833	13.485			21.915	19.054	2.873
Desviación Estándar	2.366	2.113			1.763	1.572	0.395
<b>3.50 mGy</b>	Señal con fondo (nC ±0.001)	Señal sin fondo (nC ±0.001)	Fondo (nC)				
TLD							
33	27.97	22.99	5.090				
34	28.01	24.79	3.031				
35	27.04	23.86	3.265				
36	24.89	22.26	3.734				
37	25.94	22.19	3.810				
38	28.16	24.42	3.817				
39	28.62	25.48	3.215				
40	29.00	25.41	3.651				
Promedio	27.45	23.93	3.702				
Desviación Estándar	1.41	1.32	0.636				

## Apéndice B. Lecturas Mensuales

**Tabla 1B. NOVIEMBRE (2014)** Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar.

Portadosímetro	TLD 100	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	DesviaciónEstánd
D1	1	3.402	1.743	1.659	0.874	1.449		
D1	2	6.435	5.128	1.307	0.946	1.237	1.343	0.11
D2	3	4.576	2.112	2.464	0.794	1.955		
D2	4	6.274	3.759	2.515	1.017	2.559	2.257	0.30
D3	5	5.605	3.831	1.774	1.101	1.953		
D3	6	3.455	1.856	1.599	1.253	2.003	1.978	0.03
D4	7	4.489	2.532	1.957	0.898	1.757		
D4	8	3.599	1.636	1.963	0.958	1.881	1.819	0.06
D5	9	5.286	3.924	1.362	0.907	1.235		
D5	10	16.22	14.71	1.508	1.015	1.530	1.383	0.15
D6	11	5.513	3.357	2.156	1.579	3.404		
D6	12	3.59	2.345	1.245	0.953	1.187	2.296	1.11
D7	13	3.578	1.585	1.993	1.109	2.209		
D7	14	2.75	1.202	1.548	0.830	1.285	1.747	0.46
D8	15	3.006	1.803	1.203	1.113	1.339		
D8	16	11.9	9.552	2.348	1.030	2.419	1.879	0.54
D9	17	6.647	3.175	3.472	1.592	5.526		
D9	18	6.646	4.137	2.509	0.985	2.472	3.999	1.53
D10	19	2.059	1.210	0.849	2.879	2.444		
D10	20	1.216	0.225	0.991	0.875	0.867	1.655	0.79
D11	21	7.648	5.127	2.521	0.859	2.167		
D11	22	4.062	1.789	2.273	0.985	2.238		
D11	23	5.113	3.061	2.052	0.969	1.987		
D11	24	4.88	2.606	2.274	1.058	2.407	2.200	0.12
D12	25	2.064	1.200	0.864	0.993	0.858		
D12	26	4.769	3.912	0.857	0.822	0.704		
D12	27	1.998	1.092	0.906	0.843	0.764		
D12	28	2.057	1.166	0.891	1.050	0.936	0.815	0.07
D13	29	2.248	1.346	0.902	0.846	0.763		
D13	30	2.805	1.956	0.849	1.082	0.919		
D13	31	1.855	0.954	0.901	1.584	1.427		
D13	32	2.03	1.117	0.913	0.991	0.905	1.004	0.21
D14	33	3.888	3.007	0.881	1.007	0.887		
D14	34	2.176	1.210	0.966	0.969	0.936		
D14	35	2.535	1.637	0.898	0.775	0.696		
D14	36	6.553	5.555	0.998	1.055	1.052	0.893	0.10
D15	37	2.579	1.732	0.847	0.864	0.732		
D15	38	2.502	1.619	0.883	1.017	0.898		
D15	39	2.338	1.201	1.137	0.978	1.111		
D15	40	2.664	1.782	0.882	0.918	0.810	0.888	0.12
D16	41	2.488	0.943	1.545	0.900	1.390		
D16	42	1.936	1.032	0.904	0.870	0.787		
D16	43	1.452	0.675	0.777	0.949	0.737		
D16	44	1.933	1.013	0.920	1.248	1.148	1.015	0.22
D17	45	2.436	1.528	0.908	1.025	0.931		
D17	46	2.97	1.817	1.153	1.143	1.318		
D17	47	2.607	1.615	0.992	0.930	0.923		
D17	48	3.162	2.220	0.942	1.013	0.954	1.031	0.14

**Tabla 2B DICIEMBRE (2014)** Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar.

Portadosímetro	TLD 100	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar
D1	1	4.276	3.940	0.336	0.874	0.294		
D1	2	8.292	8.002	0.290	0.946	0.274	0.284	0.01
D2	3	4.052	3.631	0.421	0.794	0.334		
D2	4	4.365	3.631	0.734	1.017	0.747	0.540	0.21
D3	5	2.969	2.591	0.378	1.101	0.416		
D3	6	2.471	2.196	0.275	1.253	0.345	0.380	0.04
D4	7	3.865	3.571	0.294	0.898	0.264		
D4	8	2.843	2.398	0.445	0.958	0.427	0.345	0.08
D5	9	3.211	2.957	0.254	0.907	0.230		
D5	10	4.385	3.991	0.394	1.015	0.400	0.315	0.08
D6	11	3.639	3.188	0.451	1.579	0.712		
D6	12	2.362	2.107	0.255	0.953	0.243	0.478	0.23
D7	13	2.341	1.846	0.495	1.109	0.549		
D7	14	2.205	1.918	0.287	0.830	0.238	0.393	0.16
D8	15	2.470	2.019	0.451	1.113	0.502		
D8	16	6.926	4.122	2.804	1.030	2.889	1.695	1.19
D9	17	5.343	5.005	0.338	1.592	0.538		
D9	18	2.977	2.700	0.277	0.985	0.273	0.405	0.13
D10	19	2.150	1.786	0.364	2.879	1.048		
D10	20	1.401	1.298	0.103	0.875	0.090	0.569	0.48
D11	21	2.780	2.334	0.446	0.859	0.383		
D11	22	1.767	1.298	0.469	0.985	0.462		
D11	23	1.531	0.911	0.620	0.969	0.600		
D11	24	2.997	2.569	0.428	1.058	0.453	0.475	0.06
D12	25	2.311	1.879	0.432	0.993	0.429		
D12	26	9.015	8.670	0.345	0.822	0.283		
D12	27	2.217	1.765	0.452	0.843	0.381		
D12	28	5.781	5.528	0.253	1.050	0.266	0.340	0.06
D13	29	6.953	6.354	0.599	0.846	0.507		
D13	30	7.625	7.388	0.237	1.082	0.257		
D13	31	3.290	2.879	0.411	1.584	0.651		
D13	32	4.025	3.666	0.359	0.991	0.356	0.443	0.12
D14	33	4.359	4.019	0.340	1.007	0.342		
D14	34	2.837	2.460	0.377	0.969	0.365		
D14	35	3.127	2.792	0.335	0.775	0.260		
D14	36	5.398	5.066	0.332	1.055	0.350	0.329	0.03
D15	37	2.739	2.408	0.331	0.864	0.286		
D15	38	1.671	1.248	0.423	1.017	0.430		
D15	39	1.964	1.538	0.426	0.978	0.416		
D15	40	2.609	2.266	0.343	0.918	0.315	0.362	0.05
D16	41	2.069	1.674	0.395	0.900	0.355		
D16	42	1.437	0.936	0.501	0.870	0.436		
D16	43	2.130	1.714	0.416	0.949	0.395		
D16	44	1.639	1.233	0.406	1.248	0.507	0.423	0.05
D17	45	2.432	2.049	0.383	1.025	0.393		
D17	46	7.305	6.996	0.309	1.143	0.353		
D17	47	1.438	0.999	0.439	0.930	0.408		
D17	48	2.467	2.065	0.402	1.013	0.407	0.390	0.02

**Tabla 3B Enero (2015)** Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar.

Portadosímetro	TLD	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar.
D1	1	2.388	1.48	0.90	0.87	0.79		
D1	2	4.41	3.69	0.72	0.94	0.68	0.739	0.05
D2	3	2.77	1.94	0.82	0.79	0.65		
D2	4	3.04	2.22	0.82	1.01	0.83	0.747	0.09
D3	5	5.02	4.26	0.76	1.10	0.84		
D3	6	2.18	1.42	0.75	1.25	0.94	0.893	0.05
D4	7	2.99	2.10	0.88	0.89	0.79		
D4	8	2.35	1.41	0.93	0.95	0.89	0.846	0.05
D5	9	3.11	2.02	1.08	0.90	0.98		
D5	10	12.9	12.0	0.91	1.01	0.92	0.957	0.03
D6	11	3.02	2.27	0.75	1.57	1.19		
D6	12	1.98	1.42	0.55	0.95	0.53	0.864	0.33
D7	13	1.74	1.14	0.60	1.10	0.67		
D7	14	1.49	0.86	0.62	0.83	0.51	0.595	0.08
D8	15	2.28	1.34	0.94	1.11	1.04		
D8	16	8.43	4.84	3.58	1.03	3.69	2.372	1.32
D9	17	4.47	2.79	1.67	1.59	2.67		
D9	18	4.78	3.23	1.55	0.98	1.53	2.100	0.57
D10	19	2.01	1.47	0.54	2.87	1.55		
D10	20	1.79	1.56	0.23	0.87	0.20	0.881	0.68
D11	21	4.55	3.42	1.13	0.85	0.97		
D11	22	2.86	1.69	1.17	0.98	1.15		
D11	23	3.83	2.85	0.98	0.96	0.95		
D11	24	2.95	1.79	1.16	1.05	1.23	1.081	0.10
D12	25	3.21	2.49	0.72	0.99	0.71		
D12	26	13.5	13.0	0.56	0.82	0.46		
D12	27	3.77	3.06	0.70	0.84	0.59		
D12	28	4.35	3.75	0.60	1.05	0.63	0.601	0.07
D13	29	2.74	1.98	0.75	0.84	0.64		
D13	30	3.23	2.48	0.74	1.08	0.81		
D13	31	2.11	1.38	0.72	1.58	1.15		
D13	32	2.20	1.49	0.70	0.99	0.70	0.826	0.16
D14	33	5.21	4.49	0.72	1.00	0.72		
D14	34	2.92	2.29	0.63	0.96	0.61		
D14	35	3.54	2.73	0.81	0.77	0.62		
D14	36	7.59	6.55	1.04	1.05	1.10	0.767	0.16
D15	37	2.47	1.57	0.89	0.86	0.77		
D15	38	2.99	2.22	0.77	1.01	0.78		
D15	39	3.85	2.99	0.85	0.97	0.83		
D15	40	3.43	2.65	0.77	0.91	0.71	0.778	0.04
D16	41	4.51	3.79	0.71	0.90	0.64		
D16	42	3.27	2.44	0.83	0.87	0.72		
D16	43	2.71	1.99	0.72	0.94	0.68		
D16	44	2.57	1.40	1.17	1.24	1.46	0.878	0.28
D17	45	2.87	2.25	0.62	1.02	0.63		
D17	46	2.64	1.98	0.65	1.14	0.74		
D17	47	2.84	2.16	0.67	0.93	0.62		
D17	48	2.81	2.18	0.62	1.01	0.63	0.661	0.04

**Tabla 4B Febrero (2015)** *Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar*

Portadosímetro	TLD 100	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar
D1	1	1.59	1.00	0.593	0.874	0.518		
D1	2	2.83	2.33	0.501	0.946	0.474	0.496	0.02
D2	3	2.62	1.96	0.657	0.794	0.521		
D2	4	3.33	2.64	0.687	1.017	0.699	0.610	0.09
D3	5	4.31	3.73	0.582	1.101	0.641		
D3	6	2.51	1.92	0.593	1.253	0.743	0.692	0.05
D4	7	1.69	1.06	0.633	0.898	0.568		
D4	8	1.98	1.33	0.658	0.958	0.631	0.599	0.03
D5	9	10.32	9.15	1.166	0.907	1.058		
D5	10	2.99	1.89	1.099	1.015	1.115	1.086	0.03
D6	11	1.96	1.49	0.475	1.579	0.750		
D6	12	2.72	1.98	0.739	0.953	0.705	0.727	0.02
D7	13	1.72	1.26	0.457	1.109	0.507		
D7	14	1.24	0.71	0.529	0.830	0.439	0.473	0.03
D8	15	8.75	5.33	3.411	1.113	3.796		
D8	16	2.12	1.57	0.549	1.030	0.566	2.181	1.62
D9	17	12.86	3.88	8.980	1.592	14.292		
D9	18	5.20	2.88	2.317	0.985	2.283	8.288	6.00
D10	19	1.55	1.27	0.287	2.879	0.826		
D10	20	1.31	0.76	0.548	0.875	0.479	0.653	0.17
D11	21	4.22	2.71	1.514	0.859	1.301		
D11	22	5.75	4.37	1.372	0.985	1.351		
D11	23	4.13	3.64	0.495	0.969	0.479		
D11	24	2.18	1.60	0.583	1.058	0.617	0.937	0.32
D12	25	2.00	1.22	0.779	0.993	0.773		
D12	26	9.21	2.63	6.577	0.822	5.403		
D12	27	5.06	4.43	0.627	0.843	0.529		
D12	28	7.00	6.62	0.383	1.050	0.402	1.777	1.71
D13	29	2.745	1.989	0.756	0.846	0.640		
D13	30	3.23	2.481	0.749	1.082	0.811		
D13	31	2.114	1.387	0.727	1.584	1.152		
D13	32	2.201	1.493	0.708	0.991	0.701	0.826	0.16
D14	33	4.12	3.32	0.796	1.007	0.802		
D14	34	3.12	2.58	0.544	0.969	0.527		
D14	35	1.17	1.12	0.053	0.775	0.041		
D14	36	11.60	11.19	0.410	1.055	0.432	0.450	0.22
D15	37	1.86	1.32	0.536	0.864	0.463		
D15	38	2.27	1.71	0.561	1.017	0.570		
D15	39	2.34	1.76	0.584	0.978	0.571		
D15	40	41.46	4.07	37.391	0.918	34.339	8.986	11.95
D16	41	40.40	3.87	36.531	0.900	32.873		
D16	42	2.45	1.71	0.747	0.870	0.650		
D16	43	2.02	1.35	0.664	0.949	0.630		
D16	44	2.82	2.11	0.716	1.248	0.893	8.761	11.37
D17	45	2.874	2.252	0.622	1.025	0.638		
D17	46	2.642	1.989	0.653	1.143	0.746		
D17	47	2.842	1.766	1.076	0.930	1.001		
D17	48	2.812	2.187	0.625	1.013	0.633	0.754	0.12



**Tabla 5B Marzo (2015) Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar**

Portadosímetro	TLD 100	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar
D1	1	1.357	0.701	0.656	0.874	0.573		
D1	2	2.104	1.5	0.604	0.946	0.571	0.572	0.00
D2	3	2.049	1.568	0.481	0.794	0.382		
D2	4	1.958	1.395	0.563	1.017	0.573	0.477	0.10
D3	5	3.125	2.744	0.381	1.101	0.420		
D3	6	1.796	1.43	0.366	1.253	0.459	0.439	0.02
D4	7	1.715	1.151	0.564	0.898	0.506		
D4	8	1.398	0.814	0.584	0.958	0.560	0.533	0.03
D5	9	2.882	2.306	0.576	0.907	0.522		
D5	10	4.023	3.377	0.646	1.015	0.655	0.589	0.07
D6	11	2.182	1.885	0.297	1.579	0.469		
D6	12	1.197	0.728	0.469	0.953	0.447	0.458	0.01
D7	13	1.125	0.668	0.457	1.109	0.507		
D7	14	1.299	0.652	0.647	0.830	0.537	0.522	0.02
D8	15	5.192	3.021	2.171	1.113	2.416		
D8	16	1.544	1.002	0.542	1.030	0.558	1.487	0.93
D9	17	4.231	3.582	0.649	1.592	1.033		
D9	18	2.678	1.687	0.991	0.985	0.977	1.005	0.03
D10	19	1.176	1.001	0.175	2.879	0.504		
D10	20	1.245	0.774	0.471	0.875	0.412	0.458	0.05
D11	21	1.674	0.95	0.724	0.859	0.622		
D11	22	1.755	1.023	0.732	0.985	0.721		
D11	23	1.848	1.101	0.747	0.969	0.723		
D11	24	2.321	1.617	0.704	1.058	0.745	0.703	0.04
D12	25	1.191	0.818	0.373	0.993	0.370		
D12	26	1.367	0.913	0.454	0.822	0.373		
D12	27	2.463	2.088	0.375	0.843	0.316		
D12	28	2.058	1.584	0.474	1.050	0.498	0.389	0.05
D13	29	0.9926	0.516	0.477	0.846	0.403		
D13	30	1.627	1.177	0.450	1.082	0.487		
D13	31	1.017	0.573	0.444	1.584	0.703		
D13	32	1.269	0.841	0.428	0.991	0.424	0.504	0.10
D14	33	2.632	2.129	0.503	1.007	0.506		
D14	34	2.605	2.112	0.493	0.969	0.477		
D14	35	1.725	1.145	0.580	0.775	0.450		
D14	36	1.609	1.105	0.504	1.055	0.531	0.491	0.03
D15	37	1.393	1.049	0.344	0.864	0.297		
D15	38	1.689	1.21	0.479	1.017	0.487		
D15	39	1.901	1.487	0.414	0.978	0.405		
D15	40	1.697	1.21	0.487	0.918	0.447	0.409	0.06
D16	41	10.7	5.058	5.642	0.900	5.077		
D16	42	8.628	2.684	5.944	0.870	5.172		
D16	43	4.099	1	3.099	0.949	2.940		
D16	44	2.65	0.96	1.690	1.248	2.108	3.824	1.09
D17	45	2.382	1.869	0.513	1.025	0.526		
D17	46	1.539	1.08	0.459	1.143	0.525		
D17	47	2.96		2.960	0.930	2.753		
D17	48	1.867	1.297	0.570	1.013	0.578	1.095	0.78

**Tabla 6B Abril (2015)** Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar

Portadosímetro	TLD 100	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar.
D1	1	1.59	0.63	0.960	0.874	0.839		
D1	2	2.83	0.611	2.219	0.946	2.099	1.469	0.63
D2	3	2.62	0.751	1.869	0.794	1.483		
D2	4	3.35	0.791	2.559	1.017	2.604	2.043	0.56
D3	5	4.31	0.702	3.608	1.101	3.973		
D3	6	2.51	0.647	1.863	1.253	2.334	3.153	0.82
D4	7	1.69	0.702	0.988	0.898	0.887		
D4	8	1.98	0.712	1.268	0.958	1.215	1.051	0.16
D5	9	10.32	1.497	8.823	0.907	8.003		
D5	10	2.99	1.197	1.793	1.015	1.819	4.911	3.09
D6	11	1.96	0.539	1.421	1.579	2.244		
D6	12	2.72	0.813	1.907	0.953	1.818	2.031	0.21
D7	13	1.72	0.514	1.206	1.109	1.337		
D7	14	1.26	0.611	0.649	0.830	0.539	0.938	0.40
D8	15	8.74	3.543	5.197	1.113	5.783		
D8	16	2.12	0.634	1.486	1.030	1.531	3.657	2.13
D9	17	12.86	9.07	3.790	1.592	6.032		
D9	18	5.2	2.401	2.799	0.985	2.758	4.395	1.64
D10	19	1.55	0.343	1.207	2.879	3.475		
D10	20	1.31	0.587	0.723	0.875	0.632	2.054	1.42
D11	21	4.22	1.664	2.556	0.859	2.197		
D11	22	5.75	1.558	4.192	0.985	4.128		
D11	23	4.13	0.665	3.465	0.969	3.356		
D11	24	2.18	0.656	1.524	1.058	1.613	2.823	0.80
D12	25	2	0.851	1.149	0.993	1.141		
D12	26	9.21	6.636	2.574	0.822	2.115		
D12	27	5.06	0.76	4.300	0.843	3.626		
D12	28	7	0.714	6.286	1.050	6.601	3.370	1.69
D13	29	40.94	35.7	5.240	0.846	4.433		
D13	30	41.04	36.51	4.530	1.082	4.904		
D13	31	2.12	0.887	1.233	1.584	1.953		
D13	32	0.95	0.113	0.837	0.991	0.829	3.030	1.38
D14	33	4.12	0.91	3.210	1.007	3.232		
D14	34	3.12	0.686	2.434	0.969	2.357		
D14	35	1.17	0.152	1.018	0.775	0.789		
D14	36	11.6	1.034	10.566	1.055	11.142	4.380	3.27
D15	37	1.86	0.596	1.264	0.864	1.092		
D15	38	2.27	0.638	1.632	1.017	1.659		
D15	39	1.96	0.752	1.208	0.978	1.181		
D15	40	2.34	0.644	1.696	0.918	1.558	1.372	0.20
D16	41	41.46	37.46	4.000	0.900	3.599		
D16	42	40.4	36.58	3.820	0.870	3.324		
D16	43	2.45	0.832	1.618	0.949	1.535		
D16	44	2.02	0.718	1.302	1.248	1.624	2.521	0.77
D17	45	2.82	0.771	2.049	1.025	2.101		
D17	46	3.56	0.724	2.836	1.143	3.242		
D17	47	5.04	0.835	4.205	0.930	3.911		
D17	48	3.11	0.719	2.391	1.013	2.423	2.919	0.58

**Tabla 7B Mayo (2015)** *Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar*

Portadosímetro	TLD 100	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar.
D1	1	1.544	0.986	0.558	0.874	0.488		
D1	2	1.269	0.751	0.518	0.946	0.490	0.489	0.00
D2	3	2.27	1.424	0.846	0.794	0.671		
D2	4	2.415	1.383	1.032	1.017	1.050	0.861	0.19
D3	5	2.948	2.431	0.517	1.101	0.569		
D3	6	1.752	1.185	0.567	1.253	0.710	0.640	0.07
D4	7	1.939	1.322	0.617	0.898	0.554		
D4	8	1.866	1.226	0.640	0.958	0.613	0.584	0.03
D5	9	3.083	2.411	0.672	0.907	0.610		
D5	10	3.121	2.57	0.551	1.015	0.559	0.584	0.03
D6	11	2.828	2.419	0.409	1.579	0.646		
D6	12	1.811	1.297	0.514	0.953	0.490	0.568	0.08
D7	13	1.341	0.891	0.450	1.109	0.499		
D7	14	1.898	1.31	0.588	0.830	0.488	0.493	0.01
D8	15	5.647	3.097	2.550	1.113	2.838		
D8	16	1.66	1.164	0.496	1.030	0.511	1.674	1.16
D9	17	3.59	1.733	1.857	1.592	2.955		
D9	18	2.826	1.733	1.093	0.985	1.077	2.016	0.94
D10	19	2.685	2.238	0.447	2.879	1.287		
D10	20	1.841	1.333	0.508	0.875	0.444	0.866	0.42
D11	21	3.427	2.119	1.308	0.859	1.124		
D11	22	2.657	1.419	1.238	0.985	1.219		
D11	23	2.097	1.603	0.494	0.969	0.478		
D11	24	3.953	2.851	1.102	1.058	1.166	0.997	0.25
D12	25	1.767	1.2	0.567	0.993	0.563		
D12	26	5.55	4.847	0.703	0.822	0.578		
D12	27	3.928	3.241	0.687	0.843	0.579		
D12	28	2.672	2.05	0.622	1.050	0.653	0.593	0.03
D13	29	1.604	1.096	0.508	0.846	0.430		
D13	30	1.606	1.056	0.550	1.082	0.595		
D13	31	1.081	0.56	0.521	1.584	0.825		
D13	32	2.236	1.716	0.520	0.991	0.515	0.591	0.12
D14	33	3.027	2.509	0.518	1.007	0.522		
D14	34	2.708	2.122	0.586	0.969	0.568		
D14	35	1.988	1.398	0.590	0.775	0.457		
D14	36	1.627	1.216	0.411	1.055	0.433	0.495	0.04
D15	37	1.268	0.731	0.537	0.864	0.464		
D15	38	1.406	0.936	0.470	1.017	0.478		
D15	39	1.878	1.441	0.437	0.978	0.427		
D15	40	1.332	0.825	0.507	0.918	0.466	0.459	0.02
D16	41	1.585	1.082	0.503	0.900	0.453		
D16	42	1.377	0.88	0.497	0.870	0.432		
D16	43	2.806	2.359	0.447	0.949	0.424		
D16	44	1.306	0.85	0.456	1.248	0.569	0.469	0.05
D17	45	2.65	1.23	1.420	1.025	1.456		
D17	46	1.548	1.2	0.348	1.143	0.398		
D17	47	1.787	1.345	0.442	0.930	0.411		
D17	48	1.816	1.587	0.229	1.013	0.232	0.624	0.40

**Tabla 8B Noviembre (2015)** Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar

Portadosímetro	TLD	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar.
D1	1	5.152	3.931	1.221	0.874	1.067		
D1	2	5.963	3.189	2.774	0.946	2.625	1.846	0.78
D2	3	4.14	2.142	1.998	0.794	1.586		
D2	4	4.255	2.3	1.955	1.017	1.989	1.787	0.20
D3	5	7.237	2.132	5.105	1.101	5.621		
D3	6	4.6	1.523	3.077	1.253	3.855	4.738	0.88
D4	7	4.556	2.483	2.073	0.898	1.861		
D4	8	4.65	2.463	2.187	0.958	2.096	1.978	0.12
D5	9	5.102	2.12	2.982	0.907	2.705		
D5	10	5.674	2.261	3.413	1.015	3.463	3.084	0.38
D6	11	3.4	2	1.400	1.579	2.210		
D6	12	4.593	3.113	1.480	0.953	1.411	1.811	0.40
D7	13	8.39	6.777	1.613	1.109	1.788		
D7	14	10.61	8.597	2.013	0.830	1.671	1.729	0.06
D8	15	10.35	4.798	5.552	1.113	6.178		
D8	16	3.689	2.71	0.979	1.030	1.009	3.593	2.58
D9	17	6.147	2.177	3.970	1.592	6.318		
D9	18	5.548	3.383	2.165	0.985	2.133	4.226	2.09
D10	19	1.57	0.698	0.872	2.879	2.510		
D10	20	1.71	0.718	0.992	0.875	0.868	1.689	0.82
D11	21	3.57	1.372	2.198	0.859	1.889		
D11	22	2.61	1.297	1.313	0.985	1.293		
D11	23	4.96	1.433	3.527	0.969	3.416		
D11	24	2.14	0.907	1.233	1.058	1.305	1.976	0.71
D12	25	3.67	1.048	2.622	0.993	2.603		
D12	26	3.6	1.031	2.569	0.822	2.110		
D12	27	2.98	1.108	1.872	0.843	1.578		
D12	28	3.11	1.023	2.087	1.050	2.191	2.121	0.30
D13	29	2.54	1.062	1.478	0.846	1.250		
D13	30	2.9	1	1.900	1.082	2.057		
D13	31	7.46	1.497	5.963	1.584	9.447		
D13	32	4.86	1.528	3.332	0.991	3.301	4.014	2.63
D14	33	3.92	1.27	2.650	1.007	2.668		
D14	34	2.73	0.771	1.959	0.969	1.897		
D14	35	2.79	0.96	1.830	0.775	1.419		
D14	36	3.47	0.923	2.547	1.055	2.686	2.168	0.44
D15	37	2.24	0.872	1.368	0.864	1.182		
D15	38	1.95	0.704	1.246	1.017	1.267		
D15	39	2.29	0.801	1.489	0.978	1.456		
D15	40	1.89	0.613	1.277	0.918	1.173	1.269	0.09
D16	41	3.46	0.616	2.844	0.900	2.559		
D16	42	1.73	0.64	1.090	0.870	0.948		
D16	43	5.07	0.716	4.354	0.949	4.130		
D16	44	7.26	2.24	5.020	1.248	6.263	3.475	1.60
D17	45	2.96	1.692	1.268	1.025	1.300		
D17	46	3.18	1.161	2.019	1.143	2.308		
D17	47	5.068	3.548	1.520	0.930	1.414		
D17	48	2.766	1.325	1.441	1.013	1.460	1.620	0.33

**Tabla 9B Diciembre (2015)** *Datos obtenidos con su factor de corrección, promedio y su desviación estándar*

Portadosímetro	TLD 100	Q <sub>0</sub> (nC)	Fondo	Q <sub>f</sub>	F <sub>i</sub>	Q <sub>c</sub>	Promedio	Desviación Estándar.
D1	1	2.408	0.956	1.452	0.874	1.269		
D1	2	4.308	3.064	1.244	0.946	1.177	1.223	0.05
D2	3	2.487	1.754	0.733	0.794	0.582		
D2	4	3.823	3.09	0.733	1.017	0.746	0.664	0.08
D3	5	4.785	4.101	0.684	1.101	0.753		
D3	6	1.866	1.08	0.786	1.253	0.985	0.869	0.12
D4	7	1.877	0.747	1.130	0.898	1.014		
D4	8	2.316	1.237	1.079	0.958	1.034	1.024	0.01
D5	9	3.46	2.373	1.087	0.907	0.986		
D5	10	5.438	4.259	1.179	1.015	1.196	1.091	0.11
D6	11	1.816	1.365	0.451	1.579	0.712		
D6	12	2.033	1.169	0.864	0.953	0.824	0.768	0.06
D7	13	3.316	0.882	2.434	1.109	2.698		
D7	14	3.837	0.859	2.978	0.830	2.471	2.585	0.11
D8	15	6.4	3.61	2.790	1.113	3.105		
D8	16	2.605	1.661	0.944	1.030	0.973	2.039	1.07
D9	17	5.94	5.307	0.633	1.592	1.007		
D9	18	3.036	2.179	0.857	0.985	0.844	0.926	0.08
D10	19	1.542	1.466	0.076	2.879	0.219		
D10	20	1.211	0.748	0.463	0.875	0.405	0.312	0.09
D11	21	2.01	1.102	0.908	0.859	0.780		
D11	22	2.048	0.975	1.073	0.985	1.057		
D11	23	1.948	0.88	1.068	0.969	1.034		
D11	24	2.331	1.284	1.047	1.058	1.108	0.995	0.10
D12	25	2.41	1.647	0.763	0.993	0.757		
D12	26	3.246	2.428	0.818	0.822	0.672		
D12	27	9.827	9.119	0.708	0.843	0.597		
D12	28	3.657	2.78	0.877	1.050	0.921	0.737	0.10
D13	29	4.555	3.601	0.954	0.846	0.807		
D13	30	2.953	1.596	1.357	1.082	1.469		
D13	31	4.095	3.201	0.894	1.584	1.416		
D13	32	5.061	3.878	1.183	0.991	1.172	1.216	0.21
D14	33	5.061	4.557	0.504	1.007	0.508		
D14	34	7.143	6.045	1.098	0.969	1.063		
D14	35	2.779	2.056	0.723	0.775	0.560		
D14	36	2.204	1.537	0.667	1.055	0.703	0.709	0.18
D15	37	1.993	1.514	0.479	0.864	0.414		
D15	38	2.3	1.725	0.575	1.017	0.585		
D15	39	3.504	3.027	0.477	0.978	0.466		
D15	40	2.327	1.78	0.547	0.918	0.502	0.492	0.05
D16	41	2.524	2.09	0.434	0.900	0.391		
D16	42	2.074	1.529	0.545	0.870	0.474		
D16	43	3.63	3.174	0.456	0.949	0.433		
D16	44	1.91	1.363	0.547	1.248	0.682	0.495	0.09
D17	45	6.94	6.507	0.433	1.025	0.444		
D17	46	3.905	3.526	0.379	1.143	0.433		
D17	47	8.13	7.689	0.441	0.930	0.410		
D17	48	7.12	6.56	0.560	1.013	0.567	0.46	0.04

## APÉNDICE C. Cálculo de Dosis

Del Apéndice B tomamos únicamente el promedio de la respuesta TL con su respectiva desviación estándar.

La Respuesta Natural al Fondo (RNF) es la división de la respuesta promedio ( $Q_p$ ) de un portadosímetro entre el portadosímetro testigo (D10) que se mantuvo en el TFR.

$$RNF = \frac{Q_{Pi}}{Q_{P10}} \text{ con } i = 1, \dots, 17 \quad \text{Ecuación (5.6)}$$

La dosis absorbida se obtuvo con la ecuación que produjo la regresión lineal de la curva de calibración a saber:

$$D_{ab} = (0.1505 \pm 0.0026)(Q_p) \quad \text{Ecuación (5.3)}$$

Finalmente la dosis equivalente se obtiene de multiplicar la dosis absorbida con el factor de calidad para radiación X, que resulta ser uno, por ende en nuestro trabajo la dosis absorbida y la dosis equivalente tendrán el mismo valor numérico.

De las operaciones descritas se obtienen las Tablas 1C-9C

**Tabla 1C**

NOVIEMBRE 2014	Desviación		Respuesta	Dosis		Incertidumbre
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	1.34	0.11	0.81	0.202	0.202	0.016
D2	2.26	0.30	1.36	0.340	0.340	0.046
D3	1.98	0.03	1.20	0.298	0.298	0.006
D4	1.82	0.06	1.10	0.274	0.274	0.011
D5	1.38	0.15	0.84	0.208	0.208	0.022
D6	2.30	1.11	0.18	0.345	0.345	0.167
D7	1.75	0.46	1.06	0.263	0.263	0.070
D8	1.88	0.54	1.13	0.283	0.283	0.081
D9	4.00	1.53	2.42	0.602	0.602	0.230
D10	1.66	0.79	1.00	0.249	0.249	0.119
D11	2.20	0.12	1.33	0.331	0.331	0.019
D12	0.82	0.07	0.49	0.123	0.123	0.011
D13	1.00	0.21	0.61	0.151	0.151	0.031
D14	0.89	0.10	0.54	0.134	0.134	0.016
D15	0.89	0.12	0.54	0.134	0.134	0.018
D16	1.02	0.22	0.61	0.153	0.153	0.033
D17	1.03	0.14	0.62	0.155	0.155	0.021

*Tabla 1C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.*

**Tabla 2C**

DICIEMBRE 2014		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	0.28	0.01	0.50	0.043	0.043	0.002
D2	0.54	0.21	0.95	0.081	0.081	0.031
D3	0.38	0.04	0.67	0.057	0.057	0.005
D4	0.35	0.08	0.61	0.052	0.052	0.012
D5	0.32	0.08	0.55	0.047	0.047	0.013
D6	0.48	0.23	0.04	0.072	0.072	0.035
D7	0.39	0.16	0.69	0.059	0.059	0.023
D8	1.70	1.19	2.98	0.255	0.255	0.180
D9	0.41	0.13	0.71	0.061	0.061	0.020
D10	0.57	0.48	1.00	0.086	0.086	0.072
D11	0.47	0.06	0.83	0.071	0.071	0.010
D12	0.34	0.06	0.60	0.051	0.051	0.008
D13	0.44	0.12	0.78	0.067	0.067	0.018
D14	0.33	0.03	0.58	0.050	0.050	0.005
D15	0.36	0.05	0.64	0.054	0.054	0.008
D16	0.42	0.05	0.74	0.064	0.064	0.007
D17	0.39	0.02	0.69	0.059	0.059	0.003

Tabla 2C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.

**Tabla 3C**

ENERO 2015		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	0.74	0.05	0.84	0.111	0.111	0.008
D2	0.75	0.09	0.85	0.112	0.112	0.014
D3	0.89	0.05	1.01	0.134	0.134	0.008
D4	0.85	0.05	0.96	0.127	0.127	0.008
D5	0.96	0.03	1.09	0.144	0.144	0.005
D6	0.86	0.33	0.07	0.130	0.130	0.050
D7	0.59	0.08	0.68	0.089	0.089	0.011
D8	2.37	1.32	2.69	0.357	0.357	0.199
D9	2.10	0.57	2.39	0.316	0.316	0.086
D10	0.88	0.68	1.00	0.133	0.133	0.102
D11	1.08	0.10	1.23	0.163	0.163	0.015
D12	0.60	0.07	0.68	0.090	0.090	0.011
D13	0.83	0.16	0.94	0.124	0.124	0.024
D14	0.77	0.16	0.87	0.115	0.115	0.024
D15	0.78	0.04	0.88	0.117	0.117	0.006
D16	0.88	0.28	1.00	0.132	0.132	0.042
D17	0.66	0.04	0.75	0.100	0.100	0.006

Tabla 3C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.

**Tabla 4C**

FEBRERO 2015		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	0.50	0.02	0.76	0.075	0.075	0.004
D2	0.61	0.09	0.93	0.092	0.092	0.013
D3	0.69	0.05	1.06	0.104	0.104	0.008
D4	0.60	0.03	0.92	0.090	0.090	0.005
D5	1.09	0.03	1.66	0.163	0.163	0.005
D6	0.73	0.02	0.06	0.109	0.109	0.004
D7	0.47	0.03	0.72	0.071	0.071	0.005
D8	2.18	1.62	3.34	0.328	0.328	0.243
D9	8.29	6.00	12.70	1.247	1.247	0.904
D10	0.65	0.17	1.00	0.098	0.098	0.026
D11	0.94	0.32	1.44	0.141	0.141	0.048
D12	1.78	1.71	2.72	0.267	0.267	0.258
D13	0.83	0.16	1.27	0.124	0.124	0.024
D14	0.45	0.22	0.69	0.068	0.068	0.034
D15	8.99	11.95	13.77	1.352	1.352	1.799
D16	8.76	11.37	13.42	1.319	1.319	1.711
D17	0.75	0.12	1.16	0.114	0.114	0.018

Tabla 4C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.

**Tabla 5C**

MARZO 2015		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	0.57	0.00	1.25	0.086	0.086	0.001
D2	0.48	0.10	1.04	0.072	0.072	0.014
D3	0.44	0.02	0.96	0.066	0.066	0.003
D4	0.53	0.03	1.16	0.080	0.080	0.004
D5	0.59	0.07	1.29	0.089	0.089	0.010
D6	0.46	0.01	0.04	0.069	0.069	0.002
D7	0.52	0.02	1.14	0.079	0.079	0.003
D8	1.49	0.93	3.25	0.224	0.224	0.140
D9	1.00	0.03	2.19	0.151	0.151	0.005
D10	0.46	0.05	1.00	0.069	0.069	0.007
D11	0.70	0.04	1.54	0.106	0.106	0.006
D12	0.39	0.05	0.85	0.059	0.059	0.008
D13	0.50	0.10	1.10	0.076	0.076	0.015
D14	0.49	0.03	1.07	0.074	0.074	0.004
D15	0.41	0.06	0.89	0.062	0.062	0.009
D16	3.82	1.09	8.35	0.576	0.576	0.164
D17	1.10	0.78	2.39	0.165	0.165	0.118

Tabla 5C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.



**Tabla 6C**

ABRIL 2015		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	1.47	0.63	0.72	0.221	0.221	0.095
D2	2.04	0.56	1.00	0.308	0.308	0.084
D3	3.15	0.82	1.54	0.475	0.475	0.124
D4	1.05	0.16	0.51	0.158	0.158	0.025
D5	4.91	3.09	2.39	0.739	0.739	0.466
D6	2.03	0.21	0.16	0.306	0.306	0.032
D7	0.94	0.40	0.46	0.141	0.141	0.060
D8	3.66	2.13	1.78	0.550	0.550	0.320
D9	4.39	1.64	2.14	0.661	0.661	0.247
D10	2.05	1.42	1.00	0.309	0.309	0.214
D11	2.82	0.80	1.37	0.425	0.425	0.121
D12	3.37	1.69	1.64	0.507	0.507	0.254
D13	3.03	1.38	1.48	0.456	0.456	0.208
D14	4.38	3.27	2.13	0.659	0.659	0.492
D15	1.37	0.20	0.67	0.207	0.207	0.030
D16	2.52	0.77	1.23	0.379	0.379	0.117
D17	2.92	0.58	1.42	0.439	0.439	0.087

Tabla 6C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.

**Tabla 7C**

MAYO 2015		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	0.49	0.00	0.56	0.074	0.074	0.001
D2	0.86	0.19	0.99	0.130	0.130	0.029
D3	0.64	0.07	0.74	0.096	0.096	0.011
D4	0.58	0.03	0.67	0.088	0.088	0.005
D5	0.58	0.03	0.68	0.088	0.088	0.004
D6	0.57	0.08	0.04	0.085	0.085	0.012
D7	0.49	0.01	0.57	0.074	0.074	0.002
D8	1.67	1.16	1.93	0.252	0.252	0.175
D9	2.02	0.94	2.33	0.303	0.303	0.141
D10	0.87	0.42	1.00	0.130	0.130	0.063
D11	1.00	0.25	1.15	0.150	0.150	0.037
D12	0.59	0.03	0.69	0.089	0.089	0.005
D13	0.59	0.12	0.68	0.089	0.089	0.018
D14	0.49	0.04	0.57	0.074	0.074	0.007
D15	0.46	0.02	0.53	0.069	0.069	0.003
D16	0.47	0.05	0.54	0.071	0.071	0.007
D17	0.62	0.40	0.72	0.094	0.094	0.060

Tabla 7C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.

**Tabla 8C**

NOVIEMBRE 2015		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	1.85	0.78	1.09	0.278	0.278	0.117
D2	1.79	0.20	1.06	0.269	0.269	0.031
D3	4.74	0.88	2.81	0.713	0.713	0.133
D4	1.98	0.12	1.17	0.298	0.298	0.018
D5	3.08	0.38	1.83	0.464	0.464	0.058
D6	1.81	0.40	0.14	0.273	0.273	0.060
D7	1.73	0.06	1.02	0.260	0.260	0.010
D8	3.59	2.58	2.13	0.541	0.541	0.389
D9	4.23	2.09	2.50	0.636	0.636	0.315
D10	1.69	0.82	1.00	0.254	0.254	0.124
D11	1.98	0.71	1.17	0.297	0.297	0.107
D12	2.12	0.30	1.26	0.319	0.319	0.045
D13	4.01	2.63	2.38	0.604	0.604	0.396
D14	2.17	0.44	1.28	0.326	0.326	0.066
D15	1.27	0.09	0.75	0.191	0.191	0.014
D16	3.48	1.60	2.06	0.523	0.523	0.241
D17	1.62	0.33	0.96	0.244	0.244	0.049

Tabla 8C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.

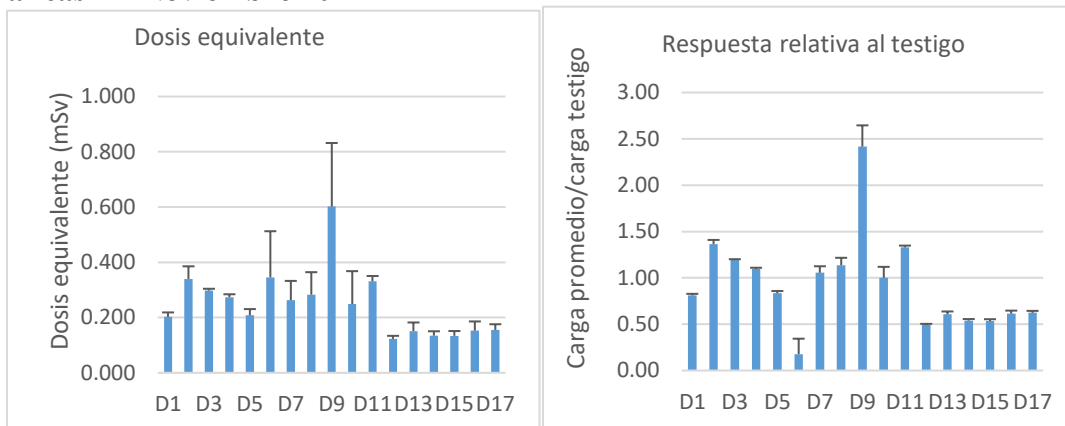
**Tabla 9C**

DICIEMBRE (2015)		Desviación	Respuesta		Dosis	
	Promedio	estándar	natural	Dosis	equivalente	Incertidumbre
Portadosímetro	TLD sin fondo	TLD 100	al fondo	mGy	mSv	
D1	1.22	0.05	3.92	0.184	0.184	0.008
D2	0.66	0.08	2.13	0.100	0.100	0.012
D3	0.87	0.12	2.79	0.131	0.131	0.018
D4	1.02	0.01	3.28	0.154	0.154	0.003
D5	1.09	0.11	3.50	0.164	0.164	0.016
D6	0.77	0.06	0.06	0.116	0.116	0.009
D7	2.58	0.11	8.29	0.389	0.389	0.018
D8	2.04	1.07	6.54	0.307	0.307	0.161
D9	0.93	0.08	2.97	0.139	0.139	0.012
D10	0.31	0.09	1.00	0.047	0.047	0.014
D11	0.99	0.10	3.19	0.150	0.150	0.016
D12	0.74	0.10	2.36	0.111	0.111	0.015
D13	1.22	0.21	3.90	0.183	0.183	0.032
D14	0.71	0.18	2.27	0.107	0.107	0.027
D15	0.49	0.05	1.58	0.074	0.074	0.008
D16	0.49	0.09	1.59	0.074	0.074	0.014
D17	0.46	0.04	1.49	0.070	0.070	0.005

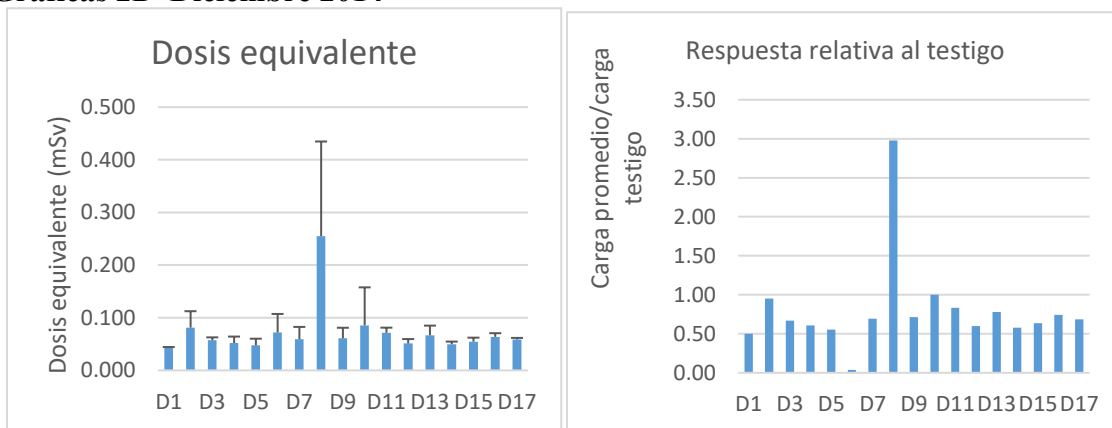
Tabla 9C Se presenta lo obtenido para la respuesta promedio con su respectiva dosis absorbida y su dosis equivalente.

# APÉNDICE D. Gráficas Mensuales

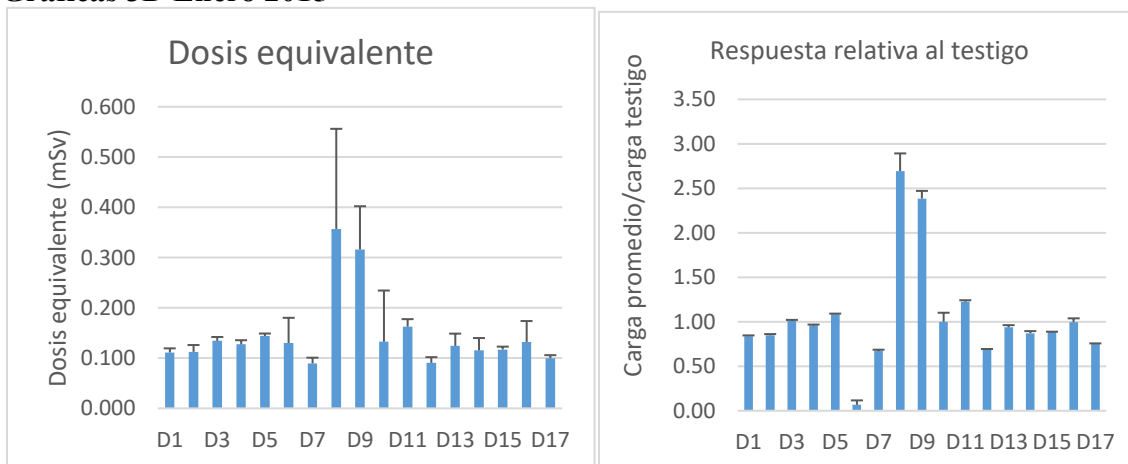
## Graficas 1D Noviembre 2014



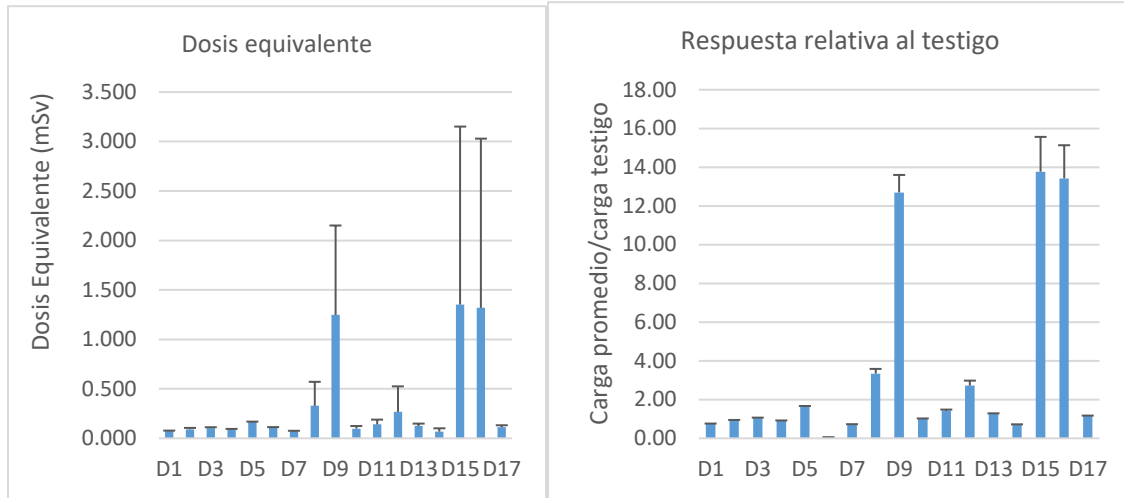
## Graficas 2D Diciembre 2014



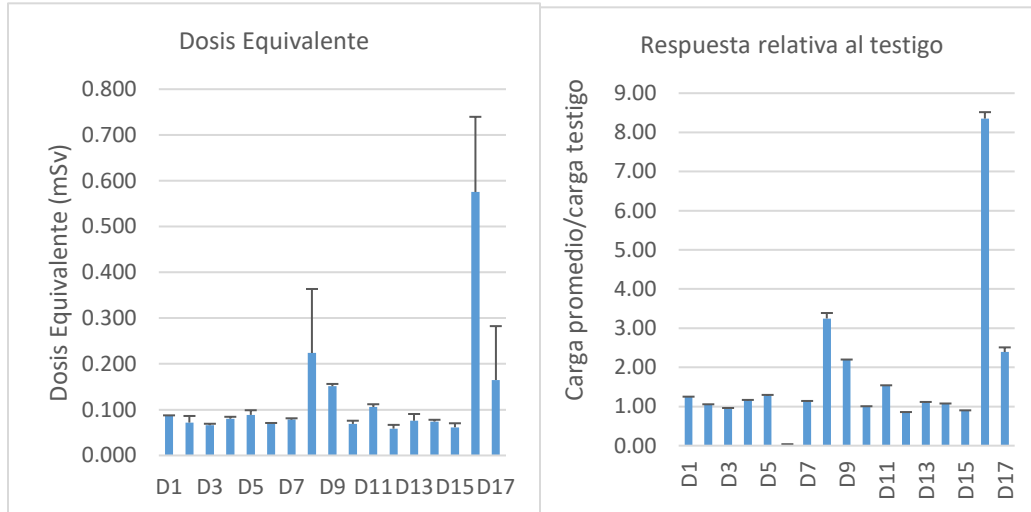
## Graficas 3D Enero 2015



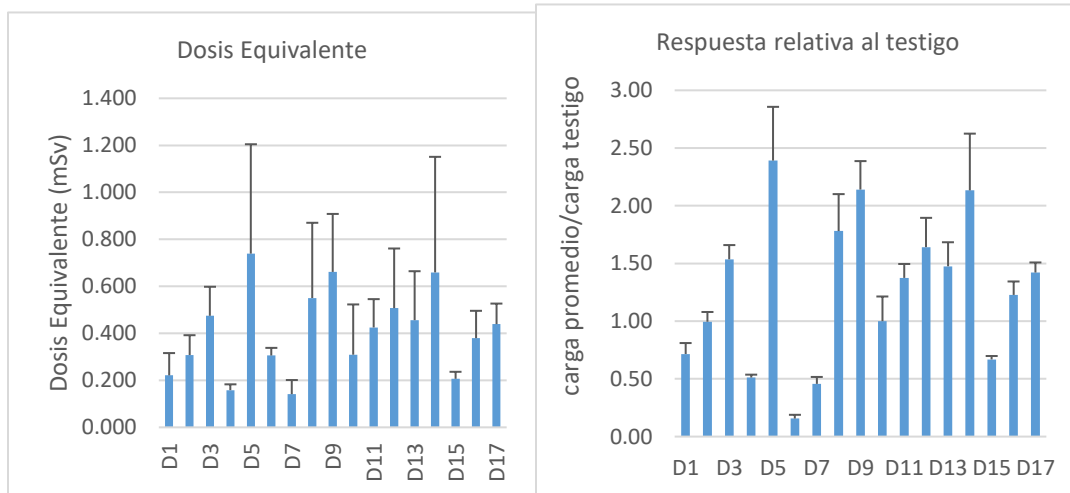
### Graficas 4D Febrero 2015



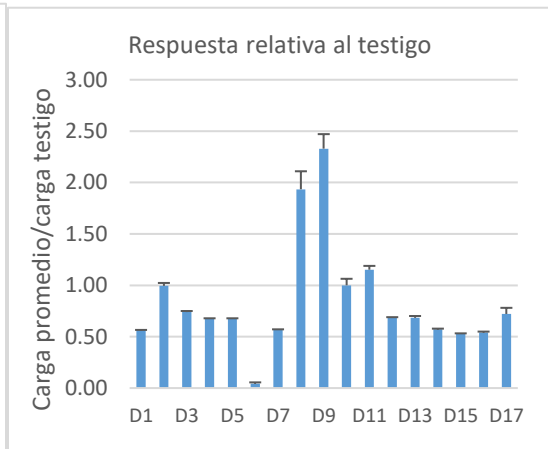
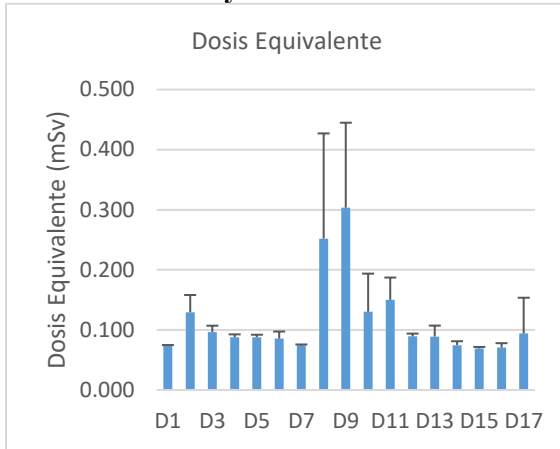
### Graficas 5D Marzo 2015



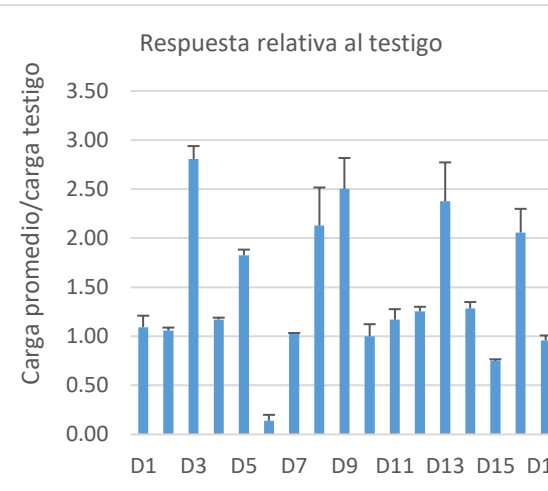
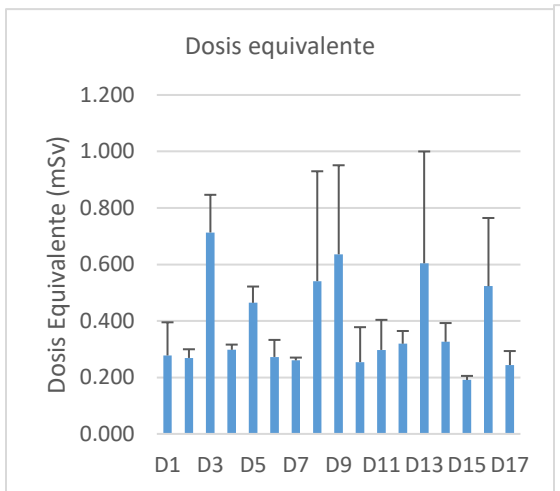
### Graficas 6D Abril 2015



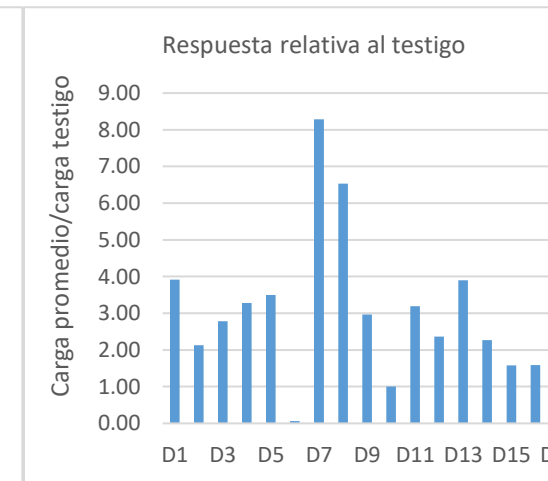
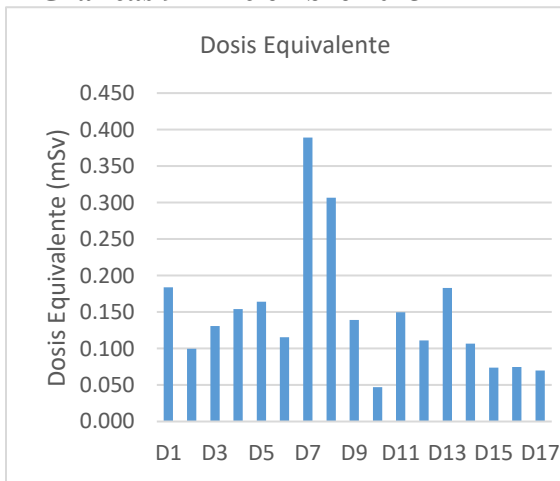
### Graficas 7D Mayo 2015



### Graficas 8D Noviembre 2015



### Graficas 9D Diciembre 2015



# Apéndice E. Cálculo de incertidumbres

## *E1. Incertidumbre de la calibración*

Recordemos que de la calibración obtuvimos una dependencia lineal de la dosis absorbida y la respuesta, a saber:

$$y = 0.1505x - 0.0927$$

donde la “y” es la dosis absorbida, D en mGy, y “x” es la respuesta, Q en nC.

Sin embargo, este ajuste por mínimos cuadrados tiene su propia incertidumbre que se calcula de la siguiente manera.

Primero obtenemos  $S_y$  que es la desviación estándar para la recta.

$$S_y = \sqrt{\frac{\sum_i^n (y_i - mx_i - b)^2}{n - 2}}$$

Ahora obtenemos  $S_m$  que es la desviación estándar para la pendiente de la recta

$$S_m = S_y \sqrt{\frac{n}{n \sum_i^n x_i^2 - (\sum_i^n x_i)^2}}$$

En la Tabla 1E observamos los datos que se usaron, así como el tratamiento estadístico, y el valor de la desviación estándar para la pendiente de nuestra regresión lineal.

**TABLA 1E.**

	$X_i$	$Y_i$	$Y_i - m X_i - b$	$(Y_i - m X_i - b)^2$	$X_i^2$
	Respuesta	Dosis			
	4.037	0.50	-0.0148497	0.00022051	16.3216
	9.035	1.25	-0.0169922	0.00028874	81.5409
	13.485	2.00	0.0631645	0.00398975	181.9801
	19.054	2.75	-0.0248894	0.00061948	362.9025
	23.925	3.50	-0.0080125	6.42E-05	572.6449
<b>Suma (<math>\Sigma</math>)</b>	<b>69.535</b>			<b>0.00518268</b>	<b>1215.2225</b>
			<b>Sy</b>	<b>0.04156395</b>	
			<b>Sm</b>	<b>0.0026</b>	
			<b>Sb</b>	<b>0.041</b>	

*Tabla 1 El Tratamiento estadístico para obtener la desviación estándar de la pendiente de la regresión lineal entre la dosis absorbida (mGy) y la respuesta (nC).*

Con lo que la expresión queda

$$D = (0.1505 \pm 0.0026) Q - (0.093 \pm 0.041)$$

### *E2. Incertidumbre de la respuesta de los dosímetros*

La incertidumbre en la respuesta  $Q_p$  de los portadosímetro se calculó tomando la desviación estándar del promedio de todos los cristales TL contenidos en el portadosímetro, corregida por  $(\frac{1}{\sqrt{n}})$ , donde n es en número de cristales TL en el portadosímetro.

### *E3 Incertidumbre en la dosis equivalente*

La dosis absorbida se calculó con la ecuación  $D_{ab} = (0.1505 \pm 0.0026) (Q_p)$

Y la incertidumbre para la dosis se calculó con la regla general para la propagación de incertidumbres

$$u(D_{ab}) = \sqrt{((0.1505) * u(Q_p))^2 + (Q_p * (0.0026))^2}$$

# Apéndice F. Protocolo para Dosimetría Personal en la Clínica de Imagenología UNAM

El presente protocolo es para llevar a cabo una dosimetría confiable y fidedigna a los estudiantes que realizan su servicio social en la Clínica de Imagenología de la UNAM.

El protocolo deberá seguirse durante las 640 horas que dura el Servicio Social.

## PRELIMINARES.

- i. A cada TLD 100 se le debe asignar un número, mismo que conservara hasta el final del protocolo.
- ii. Cada portadosímetro deberá contener de dos a cuatro TLD 100.
- iii. Los portadosímetro deberán ser etiquetados con el número de los TLD 100 contenidos dentro de tal forma que sea posible identificar cada uno y su posición.
- iv. Los portadosímetro serán metidos en un portagafetes especial.
- v. Este portagafetes será numerado e identificado como D1, D2, etc.
- vi. El portagafete deberá ser etiquetado además con el nombre del estudiante del servicio social y este conservará durante todo el protocolo el mismo portagafete y por ende el mismo portadosímetro.
- vii. Los estudiantes de la Clínica de Imagenología deberán traer el portadosímetro en todo momento dentro de la clínica, para lograr registrar correctamente la dosis absorbida debida a radiación X propia del diagnóstico dental.
- viii. Factor de corrección: Dado que la naturaleza de los dosímetros es particular, se requiere de un factor de corrección individual. Este factor de corrección se obtendrá radiando cada dosímetro durante 15 minutos con  $^{137}\text{Cs}$ . Se obtiene la carga inducida por termoluminiscencia ( $Q_0$ ), estas lecturas se promedian y se aplica la siguiente fórmula para obtener el factor de corrección individual, mismo que será anotado en la Tabla 2F:

$$f_i = \frac{\frac{\sum_{j=1}^n Q_{0j}}{47}}{Q_{0i}}$$



## PROCEDIMIENTOS

Una vez transcurrido los 30 días de uso por parte de los estudiantes se deberán recoger los portadosímetros en su totalidad.

- I. LECTURA: Los portadosímetros serán extraídos del portagafetes colocando cada dosímetro en la placa numerada, se sugiere colocar el dosímetro 1 en hoyuelo número 1 y así sucesivamente.

Una vez preparado el equipo Harshaw 3500 se introduce un dosímetro a la vez para obtener la curva de brillo, se guarda la curva en un archivo designado en Winrems; estas curvas de brillo nos darán la carga inducida por termoluminiscencia  $Q_0$  que se deberá registrar en una Tabla con formato en (2F).

- II. FACTOR DE CORRECCIÓN: Cada  $Q_{0i}$  obtenida deberá multiplicarse por su factor de corrección correspondiente para así obtener la carga corregida  $Q_c$ .

$$Q_{ci} = Q_{0i}f_i$$

- III. RESTO DE FONDO: Con el programa CGCD se obtiene el fondo de la curva de brillo para cada dosímetro, mismo que será restado de la  $Q_{ci}$

$$Q_{fi} = Q_{ci} - \text{fondo}$$

- IV. PROMEDIO: Dado que cada portadosímetro contiene dos o más dosímetros se debe promediar las respectivas  $Q_{fi}$  para obtener una  $Q_p$  que será la lectura que usaremos para calcular la desviación estándar para cada portadosímetro y calcular la incertidumbre.

- V. CALCULO DE LA DOSIS: Utilizar la relación analítica obtenida de la calibración actualizada de los dosímetros con Rayos X de 70 kV y 2.6 mm Al. A la fecha de este reporte

$$D_{ab} = (0.1505 \pm 0.0026) (Q_p \pm u(Q_p))$$

- VI. CÁLCULO DE LA DOSIS EQUIVALENTE Y DOSIS EFECTIVA: calcular la dosis equivalente y dosis efectiva tomando los factores,  $w_R$  y  $w_T$ , como 1.

- VII. RESTABLECER: Una vez obtenidas las curvas de brillo de los dosímetros deberán restablecerse colocando en la Mufla a 400 °C durante una hora y dos horas más en el Blinder a 100 °C.

## CONSIDERACIONES

Estos procedimientos se deben de repetir cada 30 días tomando en cuenta lo siguiente:

- i. El tiempo de que se colectan los portadosímetros y se entregan de nuevo debe ser el mínimo posible debido a que los estudiantes seguirán expuestos a radiación X.
- ii. El correcto uso de los aparatos e instalaciones del Taller de Física de Radiaciones garantiza que se tenga una dosimetría confiable.
- iii. El conocimiento de las diferentes fuentes de radiación evitará que se exponga innecesariamente a las mismas.
- iv. La interdisciplinariedad que conlleva este protocolo exige un respeto mutuo que devendrá en un beneficio compartido.
- v. Todo se registrará en los siguientes formatos y tablas.





## **Apéndice G. Instrucciones para el uso de Dosímetros Personales**

Los dosímetros personales son el medio para el registro de la información de la dosis que recibe el personal que trabaja con radiaciones ionizantes, como son los rayos X utilizados en diagnóstico. Los dosímetros están formados por un contenedor plástico con nichos donde están colocados los cristales termoluminiscentes de Fluoruro de Litio dopado con Mg y Ti con dimensiones de 3.2 x 3.2 x 0.89 mm. Estos cristales termoluminiscentes son tejidos-equivalentes y son calibrados con rayos X de la calidad igual a la de los rayos X de los equipos con los que se trabaja en radiología dental.

Los dosímetros deben ser utilizados exclusivamente en la clínica de Imagenología de la Facultad de Odontología de la UNAM. Cuando no se utilicen deben ser guardados en un lugar alejado de los equipos de rayos X (puede ser un mueble o recipiente destinado para tal fin).

Al iniciar la jornada de trabajo, debe colocarse el porta-dosímetro en la bolsa superior de la bata o filipina o en un lugar equivalente, con la parte indicada en el dosímetro hacia el frente.

El porta-dosímetro no debe ser sacado de la instalación. No debe abrirse o maltratarse. **NUNCA DEBE IRRADIARSE DE MANERA INTENCIONAL**, ya que perderá las condiciones de para lo que fue programado.

Los dosímetros son propiedad de la Facultad de Ciencias, de la UNAM y cualquier pérdida o daño por negligencia o maltrato intencional, causará el costo de la reposición.

# REFERENCIAS

Attix F. (1997). Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. E.E.U.U: Wiley.
Azorín N., Azorín V., (2010). Detectores y Dosímetros. En Protección Radiológica (367). México: UAM.
Enrique B., Ana Julia Blank, & María Teresa Cañete. (2003). Radiología en Endodoncia. (283) Argentina: Actualidades Medico Odontológicas Latinoamérica C.A.
Eric W, Nicholas Drage. (2014). Fundamentos de radiología dental. (621) España: Elsevier.
Iannucci, J., Jansen, L. (1997). Principios básicos para el radiólogo dental. En Radiología Dental Principios y Técnicas (563). México: McGraw-Hill.
ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).
Stabin M. 2007 Radiation Protection and Dosimetry (540) USA, Springer Science Bussines Media LLC
ICRP. (1996). <i>Conversion coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation</i> . International Commission on Radiation Protection, ICRP 74. Annals of the ICRP <b>26</b> : 21-109.
ICRP. (2003). Relative biological effectiveness (RBE), Quality factor (Q), and Radiation weighting factor (WR). International Commission on Radiation Protection, ICRP 92. Annals of the
NOM. (2006). Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. Norma Oficial Mexicana <b>NOM-229-SSA1-2002</b>
Syed, N. (2007). Properties and Sources of Radiation in Physics and Engineering of Radiation Detection (789). Great Britain: Elsevier.
Van der Stelt PF. (1995). Radiation protection and quality assurance in dental radiography. A treatise from the European Community. Revue Belge de Medecine Dentaire <b>51</b> : 111-122.
Arthur Beiser. (1965). Conceptos de física moderna. Madrid: Ediciones Castillo.
Thermo Electron. (2005). Model 3500 Manual TLD Reader with Win REMs Operator's. Manual Publication No. 3500-W-O-0805-005. Pp. 6-9.
Hufton AP; Doyle SM; Carty HML. (1998). Digital radiography in padiatrics: radiation dose considerations and magnitude of possible dose reduction. The British Journal of Radiology 71: 186-199
IAEA 2002 o McParland Brian, Medical Radiation Dosimetry, Springer, 2014