



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

**DOSIMETRÍA AMBIENTAL EN AULA-
LABORATORIO DE RADIOLOGÍA
ODONTOLÓGICA**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

F Í S I C O

P R E S E N T A:

FELIPE MIGUEL ALVAREZ SIORDIA



DIRECTOR DE TESIS:

M. EN C. PATRICIA RAQUEL AVILÉS MANDUJANO

2012



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.

1. Datos del alumno

Alvarez

Siordia

Felipe Miguel

58 63 20 82

Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ciencias

Física

098213191

2. Datos del tutor

M en C

Patricia Raquel

Avilés

Mandujano

3. Datos del sinodal 1

M en C

César Gustavo

Ruiz

Trejo

4. Datos del sinodal 2

Dr

Víctor Manuel

Velázquez

Aguilar

5. Datos del sinodal 3

M en C

Ana Elena

Buenfil

Burgos

6. Datos del sinodal 4

Dra

Olga Leticia

Ávila

Aguirre

7. Datos del trabajo escrito

Dosimetría ambiental en aula-laboratorio de radiología odontológica

70 p

2012

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer en primer lugar a la persona responsable de mi trabajo y que no me dejo solo en este largo camino y que a pesar de las dificultades que tuvimos desde el hospital infantil, en el INCAN, el posgrado y hasta las correcciones, pudimos salir adelante; me refiero a mi directora de tesis, la M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano, al igual que a Pedro Mc Cumber Chapa por haberme dado la oportunidad de ser su ayudante de laboratorio y porque siempre se la pasa haciéndome reír. He aprendido mucho de ustedes, muchísimas gracias.

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen porque dedico mucho tiempo a mi trabajo y que lamentablemente no pudo ser sinodal.

Al M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo por haberme aceptado, apoyado, guiado y por haberme tenido paciencia.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil Burgos que me apoyo mucho con este trabajo.

Al Dr. Víctor Manuel Velázquez Aguilar que me apoyo desde el servicio social y siempre ha sido una persona muy divertida.

A la Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre por haber aceptado ser mi sinodal y haber corregido mi trabajo.

Al Dr. Luis Alberto Medina Velázquez que también me apoyo mucho al principio del trabajo.

Al C. D. Aquino Ignacio Marino Crispín, a la C. D. Vania Ramírez Gutiérrez, a la C. D. Jacqueline Bojorge Rodríguez, a la C. D. María del Carmen Granados Silvestre y en general a la Facultad de Odontología por permitirme hacer ahí mis mediciones.

Y como siempre estaré muy agradecido con mis papás y con mi hermana que han sido los principales ejemplos y apoyos en mi vida.

Alicia, que has estado conmigo por más de cinco años y has sido una gran fuente de inspiración y motivación, y espero que siempre lo seas.

Roberto, mi mejor amigo, que hemos pasado por grandes cosas, tantos cambios y siempre juntos, por todos estos 18 años y contando.

Y claro, mis grandes amigos de la carrera: Gerardo, Rubén Pazarán, Alfredo "Gato", Rubén "Gus", Zeus, Juan Carlos, Luis Andrés, Raúl, Gibran, Efraín, Javier, Sayab, Paola, Miguel, Mariana, Analyn, Liliana y Paulina. Con quienes he pasado los mejores momentos de la carrera.

A la Dra. Catalina Elizabeth Stern Forgach que desde que fue nuestra profesora siempre me apoyo en todo, siempre se intereso en todo y a pesar de estar muy ocupada siempre tuvo tiempo para ser una amiga.

Y no por ser los últimos son menos importantes, los Peyoteros, mi equipo y mis cuates, son tantos que espero no se ofendan por no poner nombres, pero es que han sido tantas generaciones y tantos campeonatos, que espero haya muchos más.

Al proyecto PAPIME PE-106113 por el apoyo.

Y muchas gracias al Instituto de Física, al Instituto de Ciencias Nucleares y en especial a toda la Universidad Nacional Autónoma de México, que ha sido mi casa desde el CCH y en ella he aprendido tanto que espero siempre representarla con tanto orgullo a donde quiera que vaya porque es la mejor institución del país.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	
ASPECTOS FÍSICOS	
I.1.- PRODUCCIÓN DE RAYOS-X	3
I.2.- CARACTERIZACIÓN DE LOS RAYOS-X	4
I.2.1.- RAYOS-X DE FRENADO (BREMSSTRAHLUNG)	4
I.2.2.- RAYOS-X CARACTERÍSTICOS	6
I.3.- INTERACCIÓN DE LOS RAYOS-X CON LA MATERIA	7
I.3.1.- EFECTO FOTOELÉCTRICO	9
I.3.2.- EFECTO COMPTON	10
I.4.- ATENUACIÓN	11
I.4.1.- COEFICIENTE DE ATENUACIÓN	12
I.4.2.- CAPA HEMIRREDUCTORA (HVL)	13
I.4.3.- COEFICIENTE DE HOMOGENEIDAD	13
I.5.- RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL EN ODONTOLOGÍA	14
I.5.1.- EQUIPO DE RAYOS-X	15
I.5.2.- PANEL DE CONTROL	16
I.6.- DOSIMETRÍA	16
I.6.1.- MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS	17
I.6.2.- DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES	19
I.6.3.- RESPUESTA RELATIVA	22
I.7.- PROTECCIÓN RADIOLÓGICA	23
I.7.1.- NORMA MEXICANA NOM-229-SSA1-2002	24
I.7.2.- RECOMENDACIONES INTERNACIONALES	25
I.7.2.1.- ICRP-60 E ICRP-103	25
I.7.2.2.- TECHNICAL REPORTS SERIES NO. 457	26
I.7.2.3.- GUÍA DE SEGURIDAD NO. RS-G-1.5 (IAEA)	27
I.7.2.4.- GUÍA EUROPEA SOBRE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN RADIOLOGÍA DENTAL NO.136 (EUROPEAN COMMISSION)	27
CAPÍTULO II	
MÉTODO EXPERIMENTAL	
II.1.- DOSIMETRÍA TLD	29
II.1.1.- PROTOCOLO PARA EL MANEJO Y PREPARACIÓN	29

II.1.1.1.- TRATAMIENTO TÉRMICO	30
II.1.1.2.- LECTURAS DE LOS DOSÍMETROS TL	31
II.1.2.- HOMOGENEIDAD	32
II.1.3.- FACTOR DE CORRECCIÓN POR SENSIBILIDAD	35
II.1.4.- REPETIBILIDAD	37
II.1.5.- CALIBRACIÓN	41
II.2.- EVALUACIÓN DEL AULA-LABORATORIO	42
II.2.1.- LOGÍSTICA DEL AULA-LABORATORIO	42
II.2.2.- COLOCACIÓN DE LOS DOSÍMETROS	42

CAPÍTULO III

RESULTADOS

III.1.- CONSIDERACIONES SOBRE LA OPERACIÓN DE LA SALA DE RAYOS-X	45
III.1.1.- EVALUACIÓN POR PERIODOS	46
III.2.- CÁLCULO DE LA RESPUESTA RELATIVA RESPECTO A RAYOS γ DE ^{60}Co	46
III.2.1.- DATOS DEL TRS-457	47
III.2.2.- ESPECTRO DE RAYOS-X	48
III.3.- CURVA DE CALIBRACIÓN DE LOS TLD-100	50
III.3.1.- ZONAS CON EQUIPOS DE RAYOS-X	51
III.3.2.- ZONAS LIBRES DE EQUIPOS DE RAYOS-X	53
III.4.- CÁLCULO DE DOSIS EQUIVALENTE	54
III.4.1.- TASAS DE DOSIS EQUIVALENTE OBTENIDAS EN ZONAS CON EQUIPOS DE RAYOS-X	54
III.4.2.- TASAS DE DOSIS EQUIVALENTE OBTENIDAS EN ZONAS LIBRES DE EQUIPOS DE RAYOS-X	55
III.5.- DOSIS	55
III.5.1.- TASA DE DOSIS EQUIVALENTE OBTENIDA	55
III.5.2.- TASA DE DOSIS EQUIVALENTE FINAL	56

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN

IV.1.- SOBRE LAS DOSIS DE RADIACIÓN OBTENIDAS	59
IV.1.1.- LÍMITE DE DOSIS EN NORMAS Y/O REGLAMENTOS	59
IV.1.2.- COMPARATIVA	61
IV.2.- SOBRE EL TIEMPO DE EXPOSICIÓN	62

CONCLUSIÓN Y RECOMENDACIONES	63
ANEXO 1	
PROTOCOLO PARA SACAR PLACA RADIOGRÁFICA	65
BIBLIOGRAFÍA	69

INTRODUCCIÓN

Cuando hablamos de rayos-X, la mayoría de la gente ignora el daño que puede ocasionar la toma de placas radiográficas, debido a la radiación que causa ionizaciones en las moléculas que componen las células, al separar electrones de sus átomos. Los iones formados pueden reaccionar con otras estructuras de la célula, ocasionando daños.

A bajas dosis, como las que se reciben diariamente procedentes de la radiación de fondo natural, las células reparan el daño con bastante rapidez.

A dosis elevadas, las células pueden ser incapaces de reparar los desperfectos, y pueden sufrir daños permanentes, o peor aún la muerte. Aun así, muchas células pueden morir sin que el organismo en sí sufra graves consecuencias, ya que pueden ser reemplazadas. Si las células que sufren cambios permanentes logran dividirse, pueden dar lugar a células hijas anormales. En el peor de los casos, si estas células no son eliminadas por los mecanismos de reconocimiento de proteínas extrañas, pueden dar lugar a un cáncer.

A dosis muy elevadas, las células deterioradas no pueden ser reemplazadas a velocidad suficiente como para que los tejidos y órganos ejerzan su función de forma adecuada, apareciendo los distintos grados de la enfermedad por radiación. Ésta tiene un amplio espectro de manifestaciones, en dependencia fundamentalmente de las dosis de radiación recibidas.

Es por eso que es importante el estudio de la interacción de la radiación ionizante con la materia, pues existe un daño biológico, ya que al suceder esta interacción se deposita en la materia una cierta cantidad de energía, impartándose una dosis absorbida que puede ser estimada mediante dosímetros termoluminiscentes.

Existen normas, reglamentos y manuales sobre la protección radiológica, específicamente en rayos-X de diagnóstico en un área odontológica, donde en general, se establece un límite de dosis efectiva de 1 mSv/año para la población en general y de 100 mSv en promedio por 5 años para las personas dedicadas a trabajos que implican una exposición a la radiación (industria nuclear, radiología médica), con un máximo de 50 mSv en un único año.

En esta tesis se muestra como hacer un levantamiento de niveles de radiación causados por radiación dispersa y de fuga emitida por equipos de rayos-X odontológicos utilizando dosímetros termoluminiscentes (TLD-100).

El objetivo de este trabajo fue determinar la dosis ambiental en un Aula-Laboratorio en el cual se manejan equipos de rayos-X odontológicos, utilizados por alumnos, profesores y estudiantes de servicio social, con la finalidad de saber si los niveles de radiación son altos y en qué lugares lo son, y en caso de ser así emitir las recomendaciones correspondientes para corregir esa situación.

El área en estudio se encuentra dividida en secciones dependiendo de las diferentes actividades que se realizan en el laboratorio, como son: sala de espera para pacientes y familiares, oficina del personal administrativo y académico, aulas, áreas de servicios (baños, cuarto oscuro, vestidores, pasillos) y las salas de radiología. En cada una de las secciones se colocaron, en lugares estratégicos, los dosímetros termoluminiscentes, durante diferentes periodos a fin de evaluar las condiciones de los niveles radiológicos típicos promedio. Para esto se caracterizaron y calibraron radiológicamente 150 dosímetros termoluminiscentes, con lo cual se conoció la uniformidad en la respuesta del lote, la repetibilidad individual de los dosímetros y la respuesta en función de la dosis, para así determinar las dosis correspondientes a cada sección.

Este trabajo está estructurado en cuatro capítulos, comenzando por los aspectos físicos en torno a los rayos-X en general, hasta dirigirlos al área médica. Se sigue con el método experimental el cual abarca desde la calibración de los dosímetros, hasta su colocación. Y así se llega a los resultados y las discusiones, para poder finalizar con la conclusión de que un individuo en este lugar no sobrepasa el límite de dosis referido en los manuales de protección radiológica.

CAPÍTULO I

ASPECTOS FÍSICOS

I.1.- Producción de rayos-X

Los rayos-X se producen por electrones que interaccionan con la materia, y su energía cinética se convierte en radiación electromagnética. La forma más básica de producción es por medio de un tubo de rayos-X (Figura 1.1).

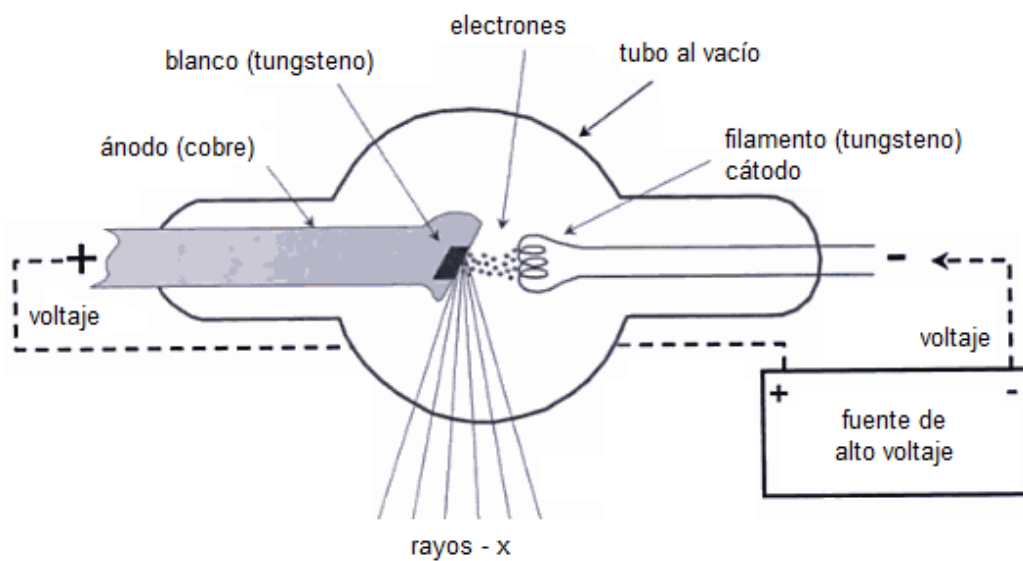


Figura 1.1. Diagrama simplificado de un tubo de rayos-X. [B02]

Entre dos electrodos se aplica un alto voltaje, dentro de un tubo al vacío; el cátodo es la fuente de electrones y el ánodo es el blanco de los electrones. Cuando los electrones viajan del cátodo al ánodo son acelerados por la diferencia de potencial entre los electrodos y alcanzan una energía cinética. La energía cinética alcanzada por cada electrón es proporcional al voltaje entre el cátodo y el ánodo (la energía de los electrones acelerados por un voltaje de 20 y 100 kVp es de 20 y 100 keV, respectivamente).

Cuando los electrones impactan sobre el blanco, la energía cinética de los electrones se convierte en otra forma de energía, energía térmica y energía electromagnética.

I.2.- Caracterización de los rayos-X

En un tubo de rayos-X el espectro obtenido consta de dos componentes: el espectro continuo de la radiación de frenado al cual se superpone una serie de líneas que constituyen el denominado espectro característico, en donde un espectro de radiación representa la distribución de rayos-X en función de la energía (Figura 1.2).

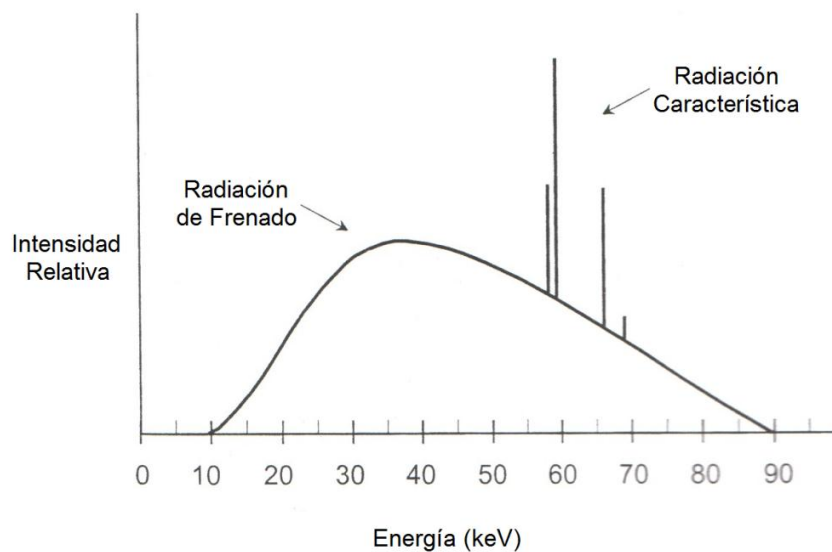


Figura 1.2. Espectro de radiación de frenado y característico de un tubo de rayos-X con un blanco de tungsteno operando a 90 kV y filtrado. [B02]

I.2.1.- Rayos-X de frenado (bremsstrahlung)

La fuerza Coulombiana atrae y desacelera al electrón, causando una pérdida significativa de energía cinética y un cambio en la trayectoria del electrón, y entonces se produce un rayo-X con energía igual a la energía cinética perdida por el electrón, siendo ésta la radiación de frenado. Con electrones interaccionando a diferentes distancias del núcleo, la energía de los fotones correspondientes será continua hasta un valor máximo igual a la energía cinética del electrón incidente (Figura 1.3).

La distancia subatómica (parámetro de impacto) entre el electrón incidente y el núcleo, determina la energía perdida por cada electrón durante el proceso de la radiación de frenado, porque la fuerza coulombiana de atracción se incrementa con el inverso al cuadrado de la distancia, por lo que la energía

del rayo-X dependerá de la distancia de interacción entre el electrón y el núcleo, entre más cerca estén, el rayo-X será más energético y más penetrante en la materia.

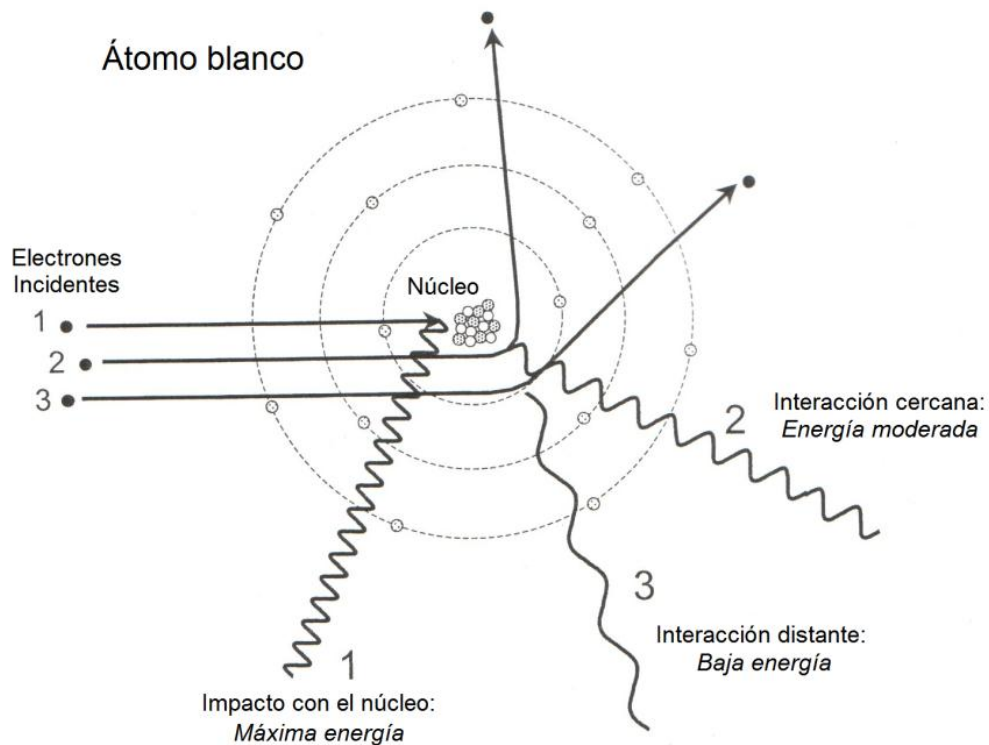


Figura 1.3. Bremsstrahlung. [B02]

Los principales factores que afectan en la eficiencia de la producción de rayos-X son el número atómico del blanco y la energía cinética de los electrones incidentes (Figura 1.4).

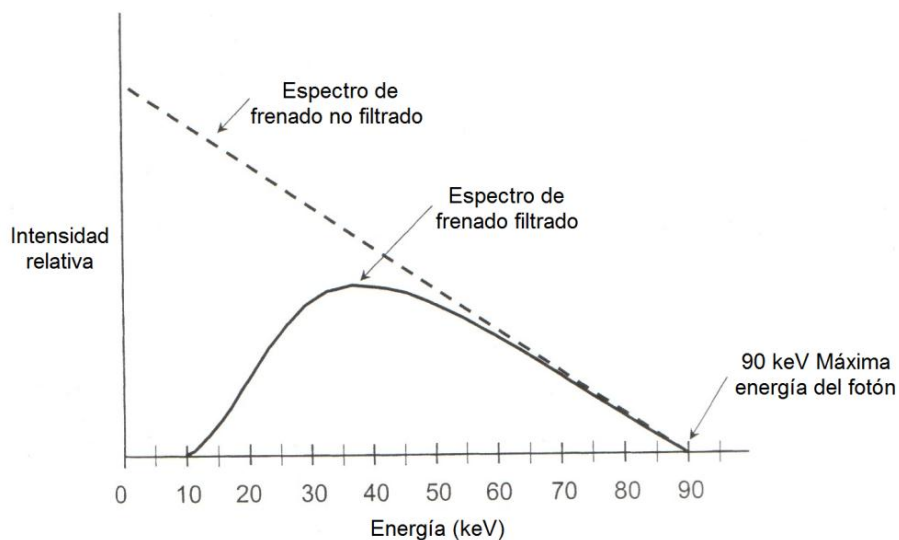


Figura 1.4. Distribución energética de la radiación de frenado para una energía cinética de los electrones de 90 keV. [B02]

La filtración se refiere a la eliminación de rayos-X cuando el haz pasa por una capa de material, es decir, se interpone un material entre el blanco donde se originan los rayos-X y la parte a irradiar, esto es porque la capacidad penetrante de los fotones en los tejidos del paciente depende fuertemente de sus energías, y los fotones de baja energía no contribuyen a formar la imagen radiológica pero sí a aumentar la dosis de radiación que recibe el paciente. Se emplean filtros de aluminio hasta voltajes de 100–150 kV. El resultado global de la filtración añadida es un aumento en la energía media del haz de rayos-X con una reducción en la cantidad de rayos-X (Figura 1.5).

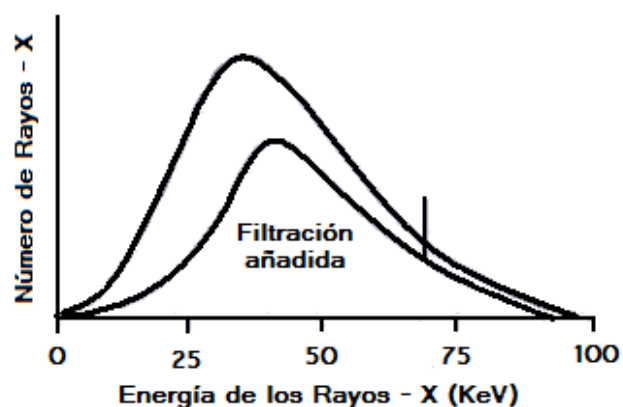


Figura 1.5. Al añadir filtración a un tubo de rayos-X se produce una reducción en la intensidad de los rayos-X pero un incremento de la energía media del haz de rayos-X. [B05]

1.2.2.- Rayos-X característicos

Cada electrón en un átomo blanco tiene una energía de ligadura que va a depender de la capa en la que se encuentre, los más cercanos al núcleo son los electrones que se encuentran en la capa K, los cuales tienen las energías de amarre más altas.

Cuando la energía de un electrón que incide sobre un blanco supera la energía de amarre de un electrón de un átomo blanco, entonces por la interacción, el electrón atómico es expulsado y el átomo se ioniza. La capa con la vacancia es energéticamente inestable y por lo tanto, un electrón de otra capa con menos energía de amarre ocupa la vacancia. En la transición del electrón se emite un rayo-X característico con una energía igual a la diferencia entre las energías de amarre de las capas de los electrones (Figura 1.6). Las

energías de ligadura son únicas para un elemento dado, y también lo son sus diferencias, en consecuencia, los rayos-X emitidos tienen energías discretas que son características de cada elemento.

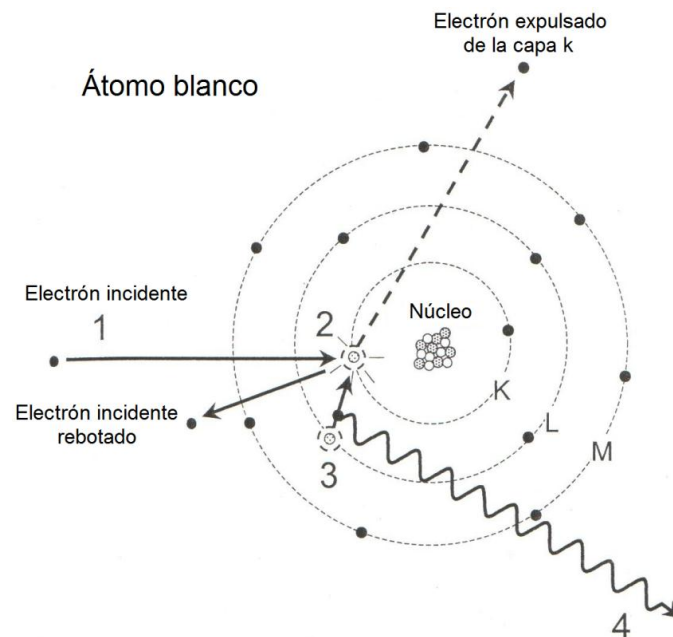


Figura 1.6. Producción de un rayo-X característico. [B02]

Muchas de las transiciones de los electrones pueden ocurrir desde las capas contiguas y no contiguas, dando lugar a varios picos de energía discreta superpuesta en el espectro continuo de los rayos-X de frenado, mostrados en la Figura 1.2.

Las energías de la mayoría de los rayos-X característicos usados en radiodiagnóstico resultan de vacancias en la capa K, las cuales son llenadas por electrones de las capas L, M y N. Las demás capas tienen pequeñas posibilidades de llenar vacancias.

I.3.- Interacción de los rayos-X con la materia

La radiación electromagnética interactúa con estructuras similares en tamaño a la longitud de onda de la radiación. Los rayos-X tienen longitudes de onda muy cortas, de entre 10^{-8} a 10^{-9} m aproximadamente. A mayor energía de un rayo-X menor es su longitud de onda, por consiguiente, los rayos-X de baja energía tienden a interactuar con átomos enteros, los cuales presentan diámetros aproximadamente de 10^{-9} a 10^{-10} m, los rayos-X de energía

moderada interaccionan, por lo general, con los núcleos, y los rayos-X de energías elevadas interaccionan con los electrones.

Existen cinco mecanismos por los cuales interaccionan los rayos-X en estos diversos niveles estructurales: la dispersión coherente o dispersión Rayleigh, la producción de pares, la desintegración fotónica, el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico, siendo estos últimos los importantes para los rayos-X de diagnóstico, dados por la relación probabilística entre la energía que tenga el fotón y el número atómico Z del material sobre el cual incide (Figura 1.7).

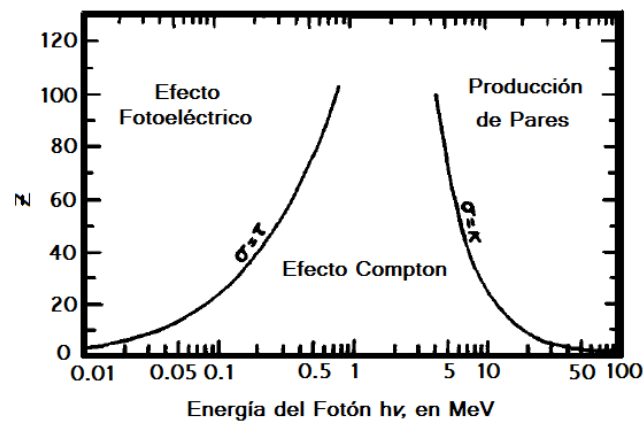


Figura 1.7. Importancia relativa entre tres tipos de interacción. [A86]

DISPERSIÓN COHERENTE: Se produce al interaccionar rayos-X con energías inferiores a aproximadamente 10 keV con un material y en ocasiones es llamada dispersión clásica o dispersión Thompson. En la dispersión coherente, el rayo-X incidente interacciona con todo el átomo, provocando que éste se excite. El átomo libera de forma inmediata su energía en exceso en forma de un rayo-X disperso con una longitud de onda igual a la del rayo-X incidente y, por lo tanto, de igual energía pero con diferente dirección. El ángulo al cual es emitido el fotón aumenta conforme disminuye la energía de los fotones incidentes.

PRODUCCIÓN DE PARES: Sólo ocurren cuando las energías de los rayos-X exceden 1.022 MeV. En la producción de pares, el rayo-X interacciona con el campo eléctrico del núcleo de un átomo, la energía del fotón es transformada en un par electrón-positrón. La energía en reposo del electrón, así como la del positrón, corresponde a 0.511 MeV, por lo que se tiene una energía umbral para que este efecto pueda suceder.

DESINTEGRACIÓN FOTÓNICA: Los rayos-X incidentes deben tener energías mayores que unos cuantos MeV. En la desintegración fotónica, los rayos-X interactúan con el núcleo, excitándolo, para después emitir un protón o un neutrón.

Como las energías que se utilizan en radiodiagnóstico convencional no superan los 120 keV, entonces las únicas interacciones que se presentan son la dispersión coherente, el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico, pero las importantes son éstas dos últimas.

I.3.1.- Efecto Fotoeléctrico

Es una interacción de absorción del rayo-X en la que el fotón no se dispersa, sino que es totalmente absorbido por un electrón. El electrón eliminado del átomo, conocido como fotoelectrón, escapa con energía cinética igual a la diferencia entre la energía del rayo-X incidente y la de ligadura del electrón (Figura 1.8).

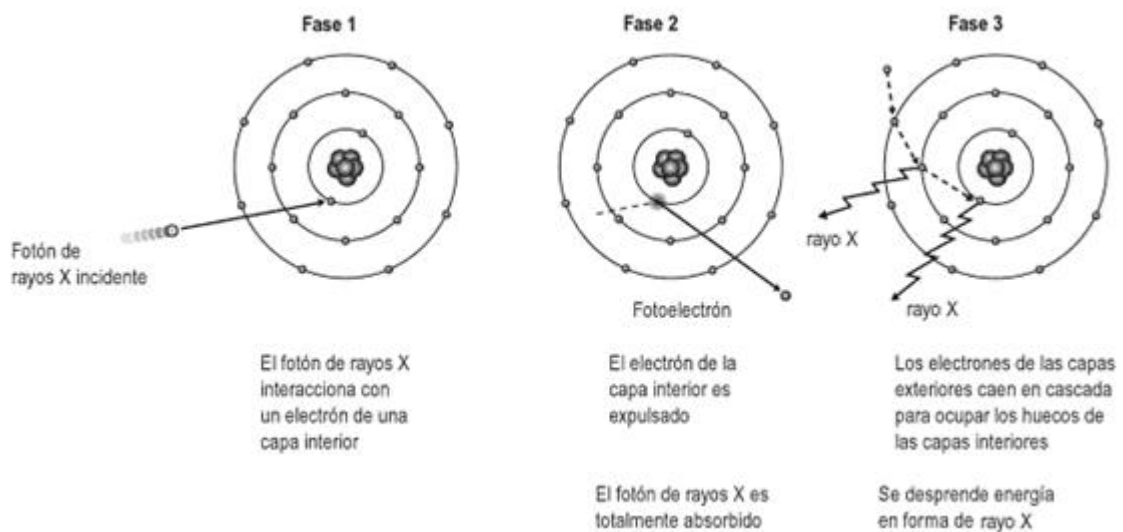


Figura 1.8. Fases en el efecto fotoeléctrico. [W08]

Tras una interacción fotoeléctrica, se producen rayos-X característicos, la eyección de un fotoelectrón de la capa K por el rayo-X incidente origina un hueco en dicha capa, este estado no natural se corrige de inmediato cuando un electrón de un nivel más externo, por lo general de la capa L, pasa a llenar el hueco vacío, la transición electrónica consiguiente se acompaña de la emisión

de un rayo-X. Estos rayos-X característicos corresponden a radiación secundaria y se comportan como radiación dispersa, es decir, no contribuye en nada a la información de interés diagnóstico.

Como se mencionó, en esta interacción la energía del fotón $h\nu$ se absorbe completamente y se emite un electrón de energía T a un ángulo θ . El átomo sale en una dirección ϕ , con una energía T_a tal que se conserva la energía conforme la relación:

$$T = h\nu - E_b - T_a$$

I.3.2.- Efecto Compton

Es la interacción del rayo-X incidente con un electrón de la capa más externa, que no solamente dispersa al rayo-X sino que reduce su energía y también ioniza al átomo (Figura 1.9).

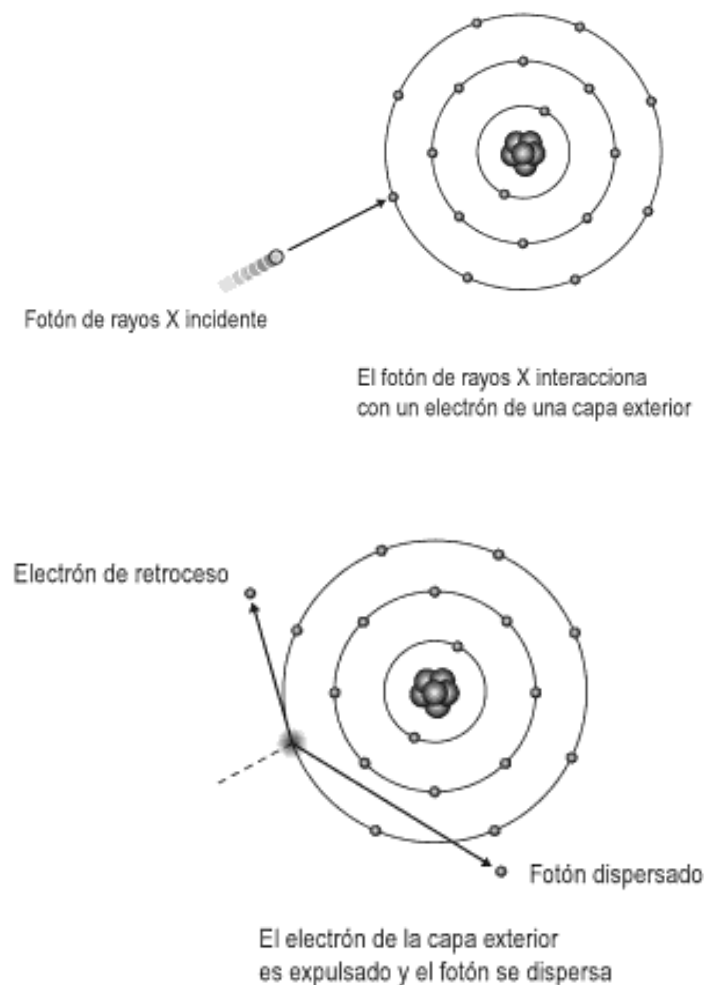


Figura 1.9. Efecto Compton. [W08]

El rayo-X incidente con energía $h\nu$, interacciona con el electrón de la capa externa y lo expulsa del átomo, ionizando a este último, este electrón es llamado electrón Compton o electrón secundario y sale con energía T a un ángulo θ . El rayo-X continúa en una dirección diferente y con una energía menor $h\nu'$, la cual es igual a la diferencia entre la energía del rayo-X incidente y la energía del electrón expulsado T .

La energía se conserva:

$$T = h\nu - h\nu'$$

El momento se conserva:

$$\frac{h\nu}{c} = \frac{h\nu'}{c} \cos \varphi + p \cos \theta$$

De donde:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \left(\frac{h\nu}{m_0c^2}\right)(1 - \cos \varphi)}$$

$$\cot \theta = \left(1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}\right) \tan\left(\frac{\varphi}{2}\right)$$

Donde m_0c^2 es la energía de la masa del electrón en reposo y φ el ángulo del fotón dispersado.

I.4.- Atenuación

La absorción y la dispersión de energía en un medio se denomina atenuación. Cuando un haz de radiaciones atraviesa un medio material se producen diferentes interacciones que suponen el depósito de parte de la energía del haz de radiación en el medio atravesado. Como consecuencia de ellas se observa que:

- Parte del haz atraviesa la materia sin interactuar (haz transmitido)

- Hay fotones que salen en direcciones diferentes de la del haz incidente (radiación dispersa)
- Parte es absorbida por el medio material.

Si sumamos la energía total de la radiación detectada después de atravesar el medio material, tanto en el haz primario como la radiación dispersa, se observa que es menor que la energía transportada por el haz incidente. A este fenómeno se le conoce como absorción de la radiación al atravesar un medio.

I.4.1.- Coeficiente de atenuación

El paso de la radiación electromagnética a través de la materia se caracteriza por una ley de atenuación exponencial, que establece la relación existente entre la intensidad (número de fotones) del haz incidente, del haz transmitido y de la radiación dispersa. Esto es así porque la radiación, en su interacción con la materia, debe ser considerada como un conjunto de fotones del que los diferentes procesos de interacción van removiendo fotones individuales de manera proporcional a los que existan en el haz incidente.

La relación exponencial existente entre la intensidad del haz incidente y la radiación primaria detectada tras atravesar un medio material determinado, se muestra en la siguiente ecuación:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Donde I es la intensidad del haz primario que atraviesa el medio sin interaccionar, I_0 es la intensidad del haz incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal del medio atravesado y x es el espesor del medio material.

El coeficiente lineal de atenuación de un medio es la probabilidad de que un fotón experimente una interacción con la materia por unidad de longitud. Su valor depende del medio material y de la energía de los fotones incidentes. Cuanto mayor sea el coeficiente lineal de atenuación más probable será la interacción de la radiación con la materia y por lo tanto más se atenuará el haz de radiación o, lo que es lo mismo, mayor será la proporción de energía del haz

que se depositará en el medio. Al aumentar el coeficiente lineal de atenuación con el número atómico del absorbente tenemos que cuanto mayor número atómico tenga y más denso sea un medio material mayor coeficiente de atenuación tendrá.

El coeficiente lineal de atenuación tiene dimensiones de longitud a la menos 1 y se suele expresar en cm^{-1} .

I.4.2.- Capa hemirreductora (HVL)

En general, la capa hemirreductora (*HVL*, siglas en inglés) de un haz de radiación es el espesor de un material absorbente que atenúa los rayos-X a la mitad de su valor inicial.

La primera capa hemirreductora (HVL_1), se define como el espesor de un material específico que atenúa un haz de rayos-X a la mitad de su valor original.

Capas hemirreductoras adicionales, reducirán aún más la cantidad de rayos-X medidos. Cuando el haz ha atravesado un espesor de material que corresponde a la suma de la primera y segunda capa hemirreductoras, los rayos-X se reducen a una cuarta parte de su valor inicial. Por lo que la segunda capa hemirreductora (HVL_2) es igual a la diferencia entre el grosor de un material absorbente necesario para reducir los rayos-X a un cuarto, $d_{1/4}$, y el valor de HVL_1 :

$$HVL_2 = d_{1/4} - HVL_1$$

I.4.3.- Coeficiente de homogeneidad

El cociente entre la primera capa hemirreductora y la segunda es llamado coeficiente de homogeneidad (h):

$$h = \frac{HVL_1}{HVL_2}$$

El valor de h da un indicio de la anchura del espectro de los rayos-X. Su valor está comprendido entre 0 y 1, donde los valores más altos indican un espectro más estrecho. Los valores típicos de h para los haces utilizados en radiodiagnóstico están entre 0.7 y 0.9.

I.5.- Radiografía convencional en odontología

Un equipo odontológico generador de rayos-X consta de tres componentes principales (Figura 1.10):

- Una cabeza de tubo
- Brazos de posicionamiento
- Un panel de control y circuitos



Figura 1.10. Equipo de rayos-X utilizado en odontología.

I.5.1.- Equipo de rayos-X

Componentes principales de la cabeza de tubo (Figura 1.11):

- *Tubo de rayos-X* de vidrio, que incluye el filamento, el bloque de cobre y el ánodo
- *Transformador elevador* requerido para elevar el voltaje de la red de 240 V al necesario en todo el tubo de rayos-X (kV)
- *Transformador reductor* usado para bajar el voltaje de la red de 240 V para calentar el filamento
- *Blindaje de plomo* que reduce las fugas al mínimo
- *Aceite* para facilitar la eliminación del calor
- *Filtro de aluminio* para eliminar los rayos-X de baja energía
- *Colimador*, ya sea un disco o un cilindro metálico con una abertura central diseñada para dar forma y limitar el tamaño del haz a un rectángulo o círculo con un diámetro máximo de 6 cm
- *Cono separador*, que es el dispositivo para indicar la dirección del haz y ajustar la distancia ideal desde el punto focal en el ánodo a la piel (200 mm para equipos que operan a más de 60 kV).

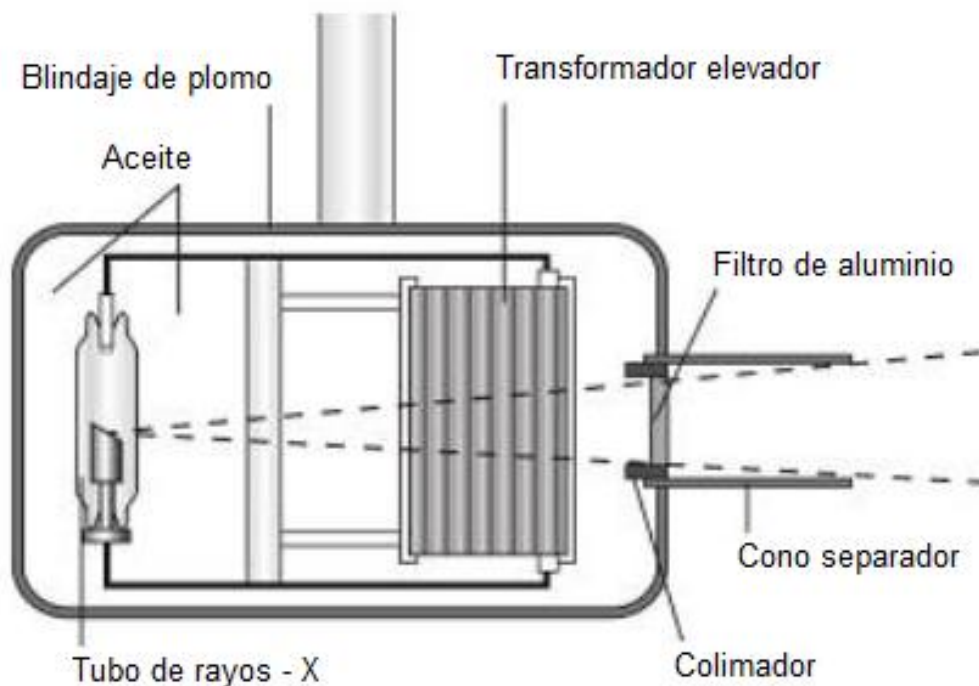


Figura 1.11. Diagrama de la cabeza del tubo de un equipo odontológico de rayos-X convencionales. [W08]

I.5.2.- Panel de control

Componentes principales del panel de control (Figura 1.12):

- Interruptor de *encendido/apagado* de la red y la *luz de aviso*
- *Temporizador*: electrónico, de impulsos o de reloj
- Mecanismo *selector del tiempo de exposición*: numérico o anatómico
- *Luces de aviso y señales audibles* para indicar cuándo se están generando rayos-X
- *Selector de velocidad de la película*
- *Selector de kilovoltaje*.



Figura 1.12. Paneles de control en equipos de odontología.

I.6.- Dosimetría

La aplicación médica de las radiaciones ionizantes exige conocer perfectamente su cantidad y calidad.

La cantidad de radiación puede referirse a la producida por la fuente y que incide sobre un absorbente o a la cantidad de radiación absorbida por éste. La medida de la cantidad de radiación se logra cuantificando alguno de los efectos que produce. La medida de la calidad de la radiación consiste en determinar su energía.

Para esto se hace uso de un dosímetro, el cual es un dispositivo que provee una lectura de la cantidad de energía depositada en su volumen sensible debido a la interacción de la radiación ionizante con éste.

I.6.1.- Magnitudes y unidades radiológicas

La *dosis absorbida* (D) es la energía promedio depositada por la radiación ionizante por unidad de masa en un punto de interés:

$$D = \frac{E}{m}$$

donde E es la energía y m es la masa. La unidad en el SI es el gray (Gy), en el que $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

La *tasa de dosis* (\dot{D}) es la variación de la dosis absorbida (dD) por unidad de tiempo (dt):

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

su unidad es Gys^{-1} .

El *kerma* (K) se define como la energía cinética inicial que adquieren las partículas cargadas (electrones o núcleos) por la interacción de las partículas no cargadas (fotones o neutrones) en la unidad de masa del material irradiado, esto es, la energía transferida por las partículas sin carga a las partículas cargadas del medio en una unidad de masa dm :

$$K = \frac{dE}{dm}$$

su unidad es el gray (Gy).

La *dosis equivalente* (H_T), que está relacionada con el daño recibido en un tejido T , está dada por la dosis absorbida promedio (D_T) multiplicada por un factor de ponderación (W_R) que depende del tipo de radiación ionizante R (ver Tabla 1.1 y Tabla 1.2):

$$H_T = \sum_R W_R D_T$$

su unidad es el sievert (Sv), donde $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy}W_R$.

TIPO DE RADIACIÓN (R)	FACTOR DE PONDERACIÓN (W_R)
Rayos – X y γ	1
Partículas β	1
Protones	2
Partículas α , iones pesados y fragmentos de fisión	20
Neutrones	Ver tabla 1.2

Tabla 1.1. Factor de ponderación asociado a distintos tipos de radiación.
[ICRP103]

INTERVALOS DE ENERGÍA	FACTOR DE PONDERACIÓN (W_R)
Menores que 10 keV y mayores que 20 MeV	5
Entre 10 – 100 keV y entre 2 – 20 MeV	10
Entre 100 keV – 2 MeV	20

Tabla 1.2. Factor de ponderación en función de la energía para los neutrones.
[ICRP103]

La *dosis efectiva* (E), que está relacionada con la diferente sensibilidad a la radiación ionizante de los diversos órganos y tejidos, está dada por:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_T$$

donde H_T es la dosis equivalente en el tejido de un órgano, W_T es el factor de ponderación por tipo de tejido (ver Tabla 1.3), W_R es el factor de ponderación asociado al tipo de radiación y D_T es la dosis absorbida en el tejido T .

TEJIDO U ORGANO	W_T	$\sum W_T$
Medula ósea, colon, pulmones, estomago, seno, órganos restantes	0.12	0.72
Gónadas	0.08	0.08
Vejiga, hígado, esófago, tiroides	0.04	0.16
Piel, superficie ósea, cerebro, glándulas salivales	0.01	0.04
	TOTAL	1.00

Tabla 1.3. Factores de ponderación por tipo de tejido u órgano, donde los órganos restantes son: glándulas suprarrenales, corazón, región extratorácica, vesícula biliar, nódulos linfáticos, músculos, mucosa bucal, páncreas, próstata, intestino delgado, dazo, timo y región uterina cervical. [ICRP103].

El *equivalente de dosis ambiental* $H^*(d)$, es el equivalente de dosis que produciría un campo alineado y expandido sobre una esfera ICRU a una profundidad d , sobre un radio opuesto a la dirección del campo alineado. La unidad correspondiente es el sievert (Sv).

La esfera ICRU es un cuerpo o maniquí introducido por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas para aproximar el cuerpo humano en lo relativo a la absorción de energía de las radiaciones ionizantes. Consiste en una esfera de 30 cm de diámetro de material equivalente a tejido con una densidad de 1 g/cm^3 y una masa compuesta por 76.2 % de oxígeno, 11.1 % de carbono, 10.1 % de hidrógeno y 2.6% de nitrógeno.

I.6.2.- Dosímetros termoluminiscentes

Un dosímetro termoluminiscente (TLD) es un dispositivo que después de haber sido expuesto a la radiación ionizante y ser calentado, emite luz. Estos dispositivos son cristales, como el fluoruro de litio (LiF) o el fluoruro de calcio (CaF_2), que al recibir radiación muchos de los electrones liberados quedan atrapados en niveles de energía de larga vida, generalmente debidos a defectos en la red cristalina. Cuando posteriormente son calentados estos

cristales, los electrones atrapados pueden caer en un centro de luminiscencia emitiendo luz (de allí el nombre de termoluminiscencia). La cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis acumulada desde la última vez que se calentó.

Es un método para detectar radiación durante largos periodos y en pequeñas cantidades. Estos dosímetros son de costo moderado, resistentes y pueden ser usados varias veces, pero se requiere de un equipo especial para efectuar las lecturas, las cuales no son inmediatas.

Cuando se tiene un evento ionizante, un electrón puede subir desde la banda de valencia a la banda de conducción, de donde migra a una trampa para electrón, que se encuentra en la banda de energía prohibida (Figura 1.13). El agujero (carga positiva) que queda debido a este proceso, migra también a su respectiva trampa. Si el TLD se irradia a temperatura ambiente, estas trampas se encuentran a una profundidad tal, que los electrones o agujeros son incapaces de escapar de éstas por periodos prolongados de tiempo, es hasta que se le suministra energía al TLD, por ejemplo a través de calor, que son capaces de escapar.

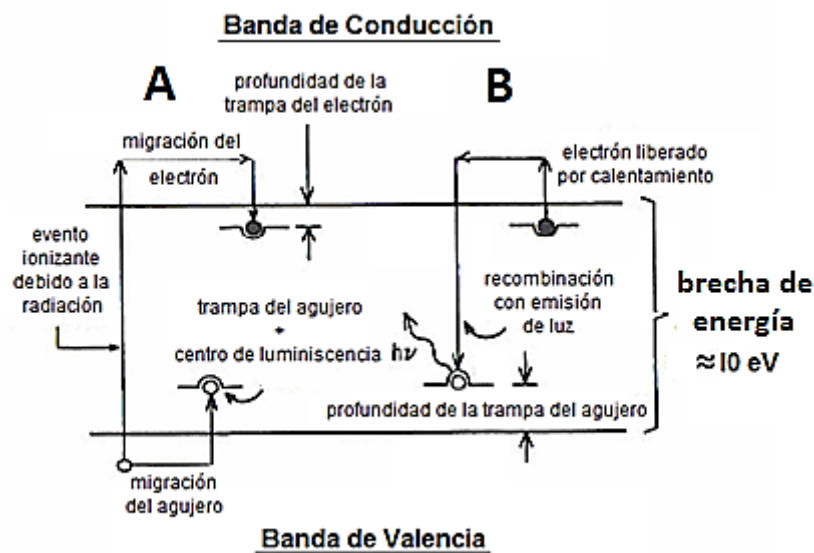


Figura 1.13. Niveles de energía en el proceso de la termoluminiscencia. [A86]

Una vez que se le suministra la suficiente energía, el electrón se desprende primero, ya que se supone que la trampa de éste se encuentra a una menor profundidad que la trampa del agujero, y entra a la banda de

conducción migrando hacia la trampa del agujero, donde se encuentra el centro de luminiscencia o bien, actúa la trampa como dicho centro, en ese caso la recombinación de cargas va acompañada de la emisión de un fotón luminoso.

Para obtener la respuesta termoluminiscente de los TLD se usan lectores termoluminiscentes especiales (Figura 1.14). El dosímetro se coloca en una plancheta la cual se calienta a través de una resistencia óhmica desde la temperatura ambiente hasta una temperatura máxima que dependerá del tipo de TLD, así como del tipo de radiación que se utilizó. La luz que se va emitiendo conforme se calienta es captada por un tubo fotomultiplicador, generando una señal eléctrica, la cual es traducida por un programa asociado, en forma de una curva de brillo, de modo que el área bajo ésta es la carga eléctrica total que fue recolectada.

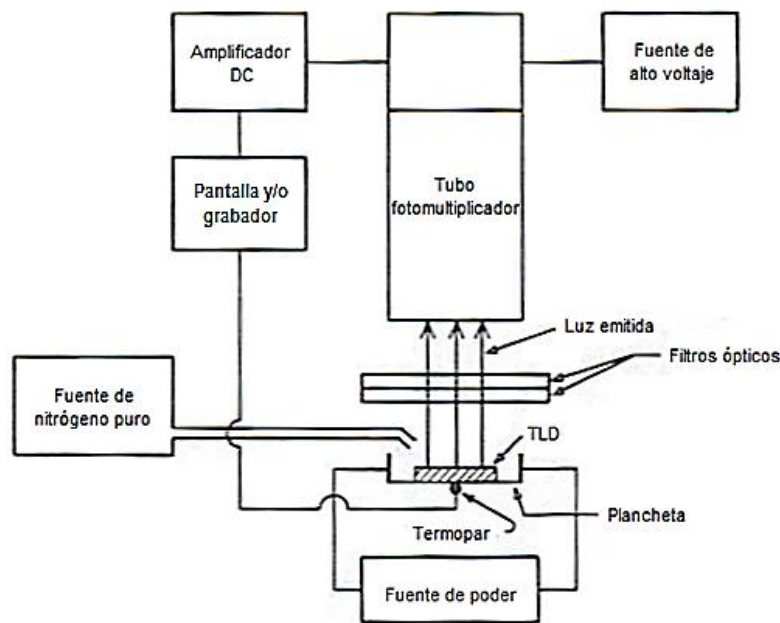


Figura 1.14. Diagrama esquemático de un lector termoluminiscente típico. [A86]

A la relación entre la intensidad de luz emitida y la temperatura a la que se va calentando el dosímetro para liberar la energía absorbida, se le llama curva de brillo (Figura 1.15). Hay varios máximos en esta gráfica y cada uno ocurre debido a la transición electrónica específica del TLD. El área total bajo la curva, son directamente proporcionales a la energía depositada en el TLD por la radiación ionizante.

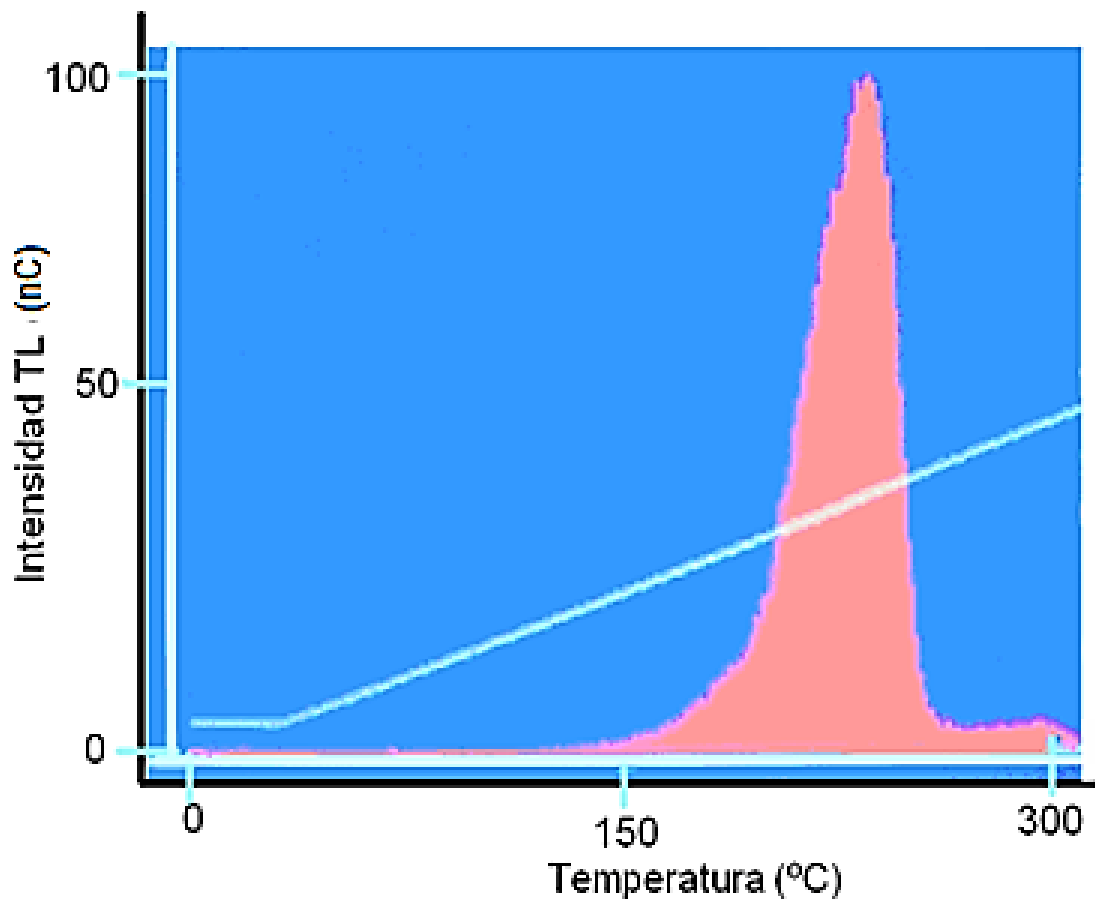


Figura 1.15. Curva de brillo del TLD-100.

I.6.2.- Respuesta relativa

La respuesta relativa (RR) es el cociente de la respuesta termoluminiscente entre la dosis en agua obtenida para el haz de rayos-X con respecto al mismo cociente medido para rayos gamma de ^{60}Co . Para un dosímetro TL de LiF:Mg,Ti, se tiene que $RR = 1.34$, para una energía efectiva de 40 keV, de acuerdo a los resultados reportados por Budd [B79], mostrados en la figura 1.16. La señal termoluminiscente medida en las salas de rayos-X fue corregida dividiendo entre la respuesta relativa para obtener la dosis usando la curva de calibración.

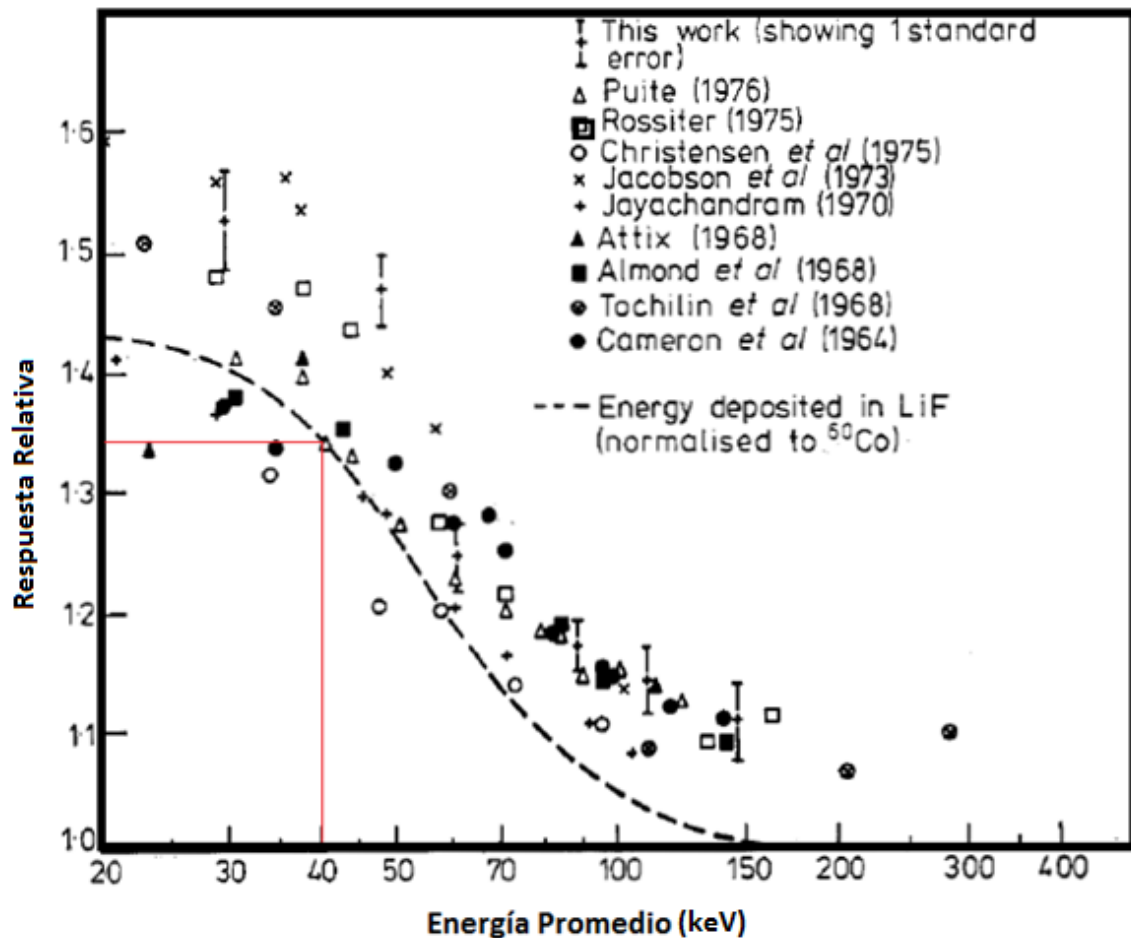


Figura 1.16. Respuesta relativa contra energía promedio de LiF:Mg,Ti medida a 240°C. La respuesta relativa fue obtenida para dosis en agua y rayos gamma de ^{60}Co como radiación de referencia. [B79].

I.7.- Protección radiológica

La protección radiológica es la disciplina que se encarga de estudiar los efectos de las dosis producidas por las radiaciones ionizantes y los procedimientos para proteger a los seres vivos de sus efectos nocivos, siendo los seres humanos su principal objetivo.

Los objetivos de la protección radiológica según la dosis son: evitar la ocurrencia de efectos deterministas (altas dosis) y minimizar la probabilidad de ocurrencia de efectos estocásticos (bajas dosis).

Existe el principio que gobierna en la protección radiológica llamado ALARA (As Low As Reasonably Achievable), que se traduce como: *tan bajo como sea razonablemente posible*.

Las principales premisas en la protección radiológica son:

- Justificación: que toda acción sea bien justificada, siendo siempre el beneficio mayor que el riesgo, tanto para el individuo como para la sociedad en conjunto.
- Optimización: todas las acciones deberán ser planificadas del mejor modo, haciendo uso de la tecnología existente en el momento y el grado de conocimiento humano que se tenga.
- Limitación de la dosis individual: aunque la acción sea justificada y optimizada, siempre deberá ir acompañada de los factores de protección: minimizar el tiempo, maximizar la distancia, utilizar blindaje y utilizar señalización.

Para que se pueda cumplir óptimamente el principio de ALARA en los equipos de rayos-X, se debe de aplicar un protocolo de uso de equipos de rayos-X, en este caso dentales (Anexo 1).

I.7.1.- Normativa mexicana NOM-229-SSA1-2002

Es la Norma oficial Mexicana de 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 [SSA229-02].

Esta norma fue publicada en el diario oficial en el 2006 y establece los criterios de diseño, construcción y conservación de las instalaciones fijas y móviles, los requisitos técnicos para la adquisición y vigilancia del funcionamiento de los equipos de diagnóstico médico con rayos-X, los requisitos sanitarios, criterios y requisitos de protección radiológica que deben cumplir los titulares, responsables, asesores especializados en seguridad radiológica en establecimientos para diagnóstico médico que utilicen equipos generadores de radiación ionizante (rayos-X) en unidades fijas o móviles para su aplicación en seres humanos, quedando incluidos los estudios panorámicos dentales y excluidas las aplicaciones odontológicas convencionales y la densitometría ósea, con el fin de garantizar la protección a pacientes, personal ocupacionalmente expuesto (POE) y público en general. En la tabla 1.4 se muestran los límites de dosis anuales para el POE, el público en general y los pacientes.

Niveles orientativos de dosis anual	
POE	50 mSv
Público en general	5 mSv
Paciente	5 mSv por estudio radiológico

Tabla 1.4. Niveles orientativos de dosis establecidos por la Secretaría de Salud, según la norma oficial mexicana NOM–229-SSA1–2002. [SSA229-02]

También indica que en radiografía dental no se requieren dispositivos de protección radiológica, siempre y cuando el disparo se efectúe desde una zona protegida. Los niveles orientativos para diagnóstico médico con rayos-X se muestran en la tabla 1.5.

Examen	Dosis de entrada en superficie por radiografía* (mGy)	
Dental	Periapical	7
	AP	5

Tabla 1.5. Niveles orientativos para diagnóstico médico con rayos-X. AP = proyección anteroposterior. *En aire con retrodispersión. [SSA229-02]

I.7.2.- Recomendaciones internacionales

Debido a que en México solo la NOM–229-SSA1–2002 se relaciona con este trabajo, entonces se tomarán en cuenta normas o recomendaciones internacionales que están más actualizadas y más enfocadas en este trabajo.

I.7.2.1.- ICRP–60 e ICRP–103

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, sus siglas en inglés), concluye la Publicación No. 60 que contiene los fundamentos, las bases filosóficas y los criterios de protección radiológica que estaban en uso en México y otras partes del mundo.

Esta publicación contiene la descripción de las unidades físicas y los factores de ponderación, describe los efectos biológicos con datos estadísticos, relaciones cuantitativas entre la exposición y las consecuencias para la salud, efectos deterministas y estocásticos de acuerdo con la edad, sexo, condiciones

de irradiación, entre otros. Describe los criterios de protección radiológica en formas de exposición y por circunstancias, aplicando los criterios de protección radiológica (justificación, optimización y limitación de la dosis) a los tres grupos de personas (pacientes, POE y público en general), a excepción de la limitación de la dosis para cada paciente en particular, porque puede reducir la efectividad del diagnóstico del paciente o la del tratamiento, y por tanto hacer más daño que bien. El énfasis está entonces en la justificación de los procedimientos médicos y en la optimización de la protección al paciente. Contiene criterios para controlar las “prácticas” que se van a realizar a fin de que las dosis recibidas por el POE sean justificadas, optimizadas y se respeten los límites. También contiene criterios para intervenir en los escenarios preexistentes a fin de decidir si se deben tomar medidas para disminuir las dosis que se están recibiendo [ICRP60].

Para el 2007, la ICRP saca su publicación No. 103 [ICRP103] y con ésta sustituye a la publicación No. 60. Esta publicación contiene los mismos límites de dosis con respecto a la publicación antecesora, pero menor en los límites de exposición en fetos/embriones y enfermeras, y también algunos cambios en los factores de ponderación en órganos y tejidos. En la tabla 1.7 se muestra la comparación de los límites de dosis establecidos para la ICRP–60 y la ICRP–103.

Límite de dosis efectiva anual		
	ICRP–60	ICRP–103
POE	20 mSv	20 mSv
Público en general	1 mSv	1 mSv
Paciente	No se aplica	No se aplica

Tabla 1.7. Comparación de los límites de dosis efectiva establecidos por la Comisión Internacional de Protección Radiológica en sus publicaciones 60 y 103. [ICRP103]

I.7.2.2.- Technical reports series No. 457 (IAEA)

Es una publicación hecha por el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, sus siglas en inglés) en el 2007. La IAEA difunde estándares para la medición de radiación, realiza auditorias de dosis y comparaciones,

desarrolla y transfiere técnicas de dosimetría y proporciona entrenamiento y orientación en la medición de la radiación. Esta publicación lleva por título “Dosimetría en radiodiagnóstico: Un código internacional de prácticas”, el cual trata en general sobre las necesidades clínicas, como lo son los requerimientos de dosimetría y los estándares en radiodiagnóstico.

Aplica en general a rayos–X convencionales, mamografía, fluoroscopia, tomografía computarizada y radiografía dental. Dentro de la radiografía dental se enfoca a la examinación intraoral y panorámica.

I.7.2.3.- Guía de seguridad No. RS-G-1.5 (IAEA)

Esta guía de seguridad fue elaborada por el Organismo Internacional de Energía Atómica con colaboración de la Organización Mundial de la Salud (WHO) y la Organización Panamericana de la Salud (PAHO), su versión en español fue publicada en 2010 y lleva de título: Protección Radiológica Relacionada con la Exposición Médica a la Radiación Ionizante, donde se formulan recomendaciones sobre la aplicación práctica de la protección contra la radiación ionizante utilizada en exposición médica y para la seguridad de las fuentes de radiación, bajo normas básicas internacionales para la exposición sufrida por los pacientes en su diagnóstico o tratamiento médico o dental.

Sus valores de dosis para los exámenes dentales son iguales a los de la norma mexicana NOM-229-SSA1-2002 (Tabla 1.6).

I.7.2.4.- Guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136: El uso seguro de las radiografías en la práctica odontológica (European Commission)

Esta guía de seguridad fue elaborada por la Comisión Europea (EC) para la protección contra la radiación. Este documento establece los lineamientos generales sobre el buen uso de los rayos–X por los dentistas. Abarca lo que son las dosis, los riesgos, los criterios para justificar el uso de los rayos–X, contiene lineamientos para reducir la dosis de radiación en los pacientes, normas y seguridad de calidad.

En general trata la protección del personal, donde el límite de dosis efectiva está basado en la ICRP-60 (20 mSv/año), pero para una práctica dental normal, la dosis no debe exceder 1 mSv/año, lo que es el límite de dosis efectiva anual para el público (y normalmente se espera que sea menor).

Con base en el principio ALARA, se tomarán como referencia los límites de dosis efectiva de la ICRP-103 y de la Guía Europea sobre Protección Radiológica en Radiología Dental No. 136, que son los más bajos y se relacionan más con este trabajo.

CAPÍTULO II

MÉTODO EXPERIMENTAL

II.1.- Dosimetría TLD

Los dosímetros TLD-100 son cristales de fluoruro de litio con impurezas de magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti), tienen un Z efectivo (8.2) parecido al tejido humano (7.6), por lo tanto son los más utilizados en dosimetría personal y ambiental.

Para poder usar los dosímetros de un lote, en este caso TLD-100, es necesario caracterizar su respuesta, ya que a pesar de que son fabricados con un control de calidad estricto presentan diferencias en su respuesta. Se agrupan los dosímetros con respuestas similares ante una misma dosis y se repite este proceso en varias ocasiones, en este trabajo se utilizaron 2 lotes, uno de 100 cristales y el otro de 50.

II.1.1.- Protocolo para el manejo y preparación

El siguiente protocolo se realizó en el cuarto oscuro del Taller de Física de Radiaciones (TFR), de la Facultad de Ciencias, UNAM.

En adelante nos referiremos como lote 1-a los primeros 50 dosímetros del lote 1 que contiene 100 dosímetros, 1-b a los siguientes 50 dosímetros del lote 1 y lote 2 al que tiene solo 50.

Dado que el material con el que se cuenta en el TFR para el horneado, solo nos permite preparar un máximo de 50 dosímetros (Figura 2.1), este procedimiento se realizó en tres tiempos.

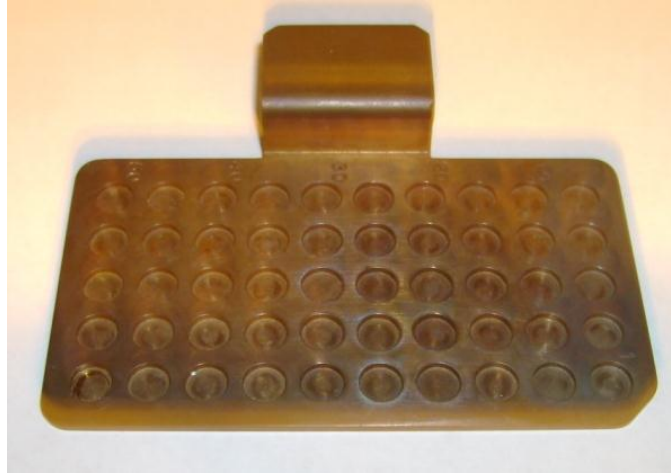


Figura 2.1. Portadosímetros metálico con 50 nichos, utilizado para el horneado.

II.1.1.1.- Tratamiento térmico

Los dosímetros son sometidos a un tratamiento térmico antes de cada irradiación con el fin de vaciar las trampas termoluminiscentes que puedan estar ocupadas por algún portador de carga.

El tratamiento consiste en dos horneados, un intermedio de enfriamiento de 15 minutos y un reposo final de 24 horas para asegurar una buena distribución en su respuesta. Para el primer horneado se utiliza un horno marca FELISA, modelo MUFLA (Figura 2.2.a) y tiene una duración de 1 hora a una temperatura de 400°C. El segundo horneado se realiza en un horno marca BINDER (Figura 2.2.b) y tiene una duración de 2 horas a 100°C.

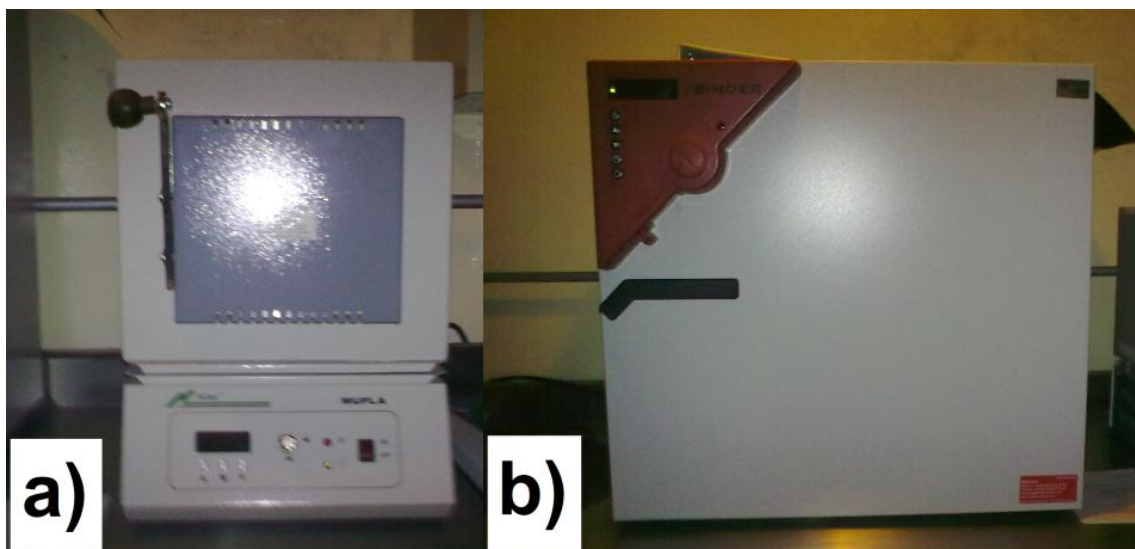


Figura 2.2. Hornos para tratamiento térmico, a) FELISA, b) Binder

El primer horneado tiene como finalidad borrar la señal acumulada durante su almacenamiento, así como de dispersar las impurezas que dan lugar a los niveles dentro de la banda prohibida de energía, y el segundo horneado va a inhibir los picos de baja temperatura de las curvas de brillo.

II.1.1.2.- Lectura de los dosímetros TL

Para obtener la respuesta termoluminiscente de los dosímetros, se utilizó un equipo lector termoluminiscente marca HARSHAW 3500 (Figura 2.3), el cual se encuentra en el Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM (ICN-UNAM).



Figura 2.3. Lector termoluminiscente marca HARSHAW 3500.

El área bajo la curva de brillo es la integral de la señal eléctrica (corriente eléctrica) durante un determinado intervalo de temperatura, siendo su integral (carga eléctrica) la respuesta del dosímetro (Figura 2.4).



Figura 2.4. Curva de brillo de TLD-100 obtenida con el equipo lector HARSHAW 3500 del ICN-UNAM.

II.1.2.- Homogeneidad

Se realizó una selección de los dosímetros con base en la respuesta termoluminiscente, agrupando los dosímetros con respuestas similares (cercanos al promedio) ante una dosis de radiación beta de $D = 0.402$ Gy.

Esta irradiación se realizó en el laboratorio de dosimetría del IF-UNAM. En la mesa de trabajo del laboratorio se colocó un blindaje de 3 bloques de plomo como protección radiológica para el operador y detrás de esta barrera fue colocada la fuente de ^{90}Sr - ^{90}Y emisora de partículas beta con energías de 0.546 MeV para el estroncio y 2.248 MeV para el itrio y con una tasa de dosis de 0.331 rad/s a Enero de 2009. La fuente se encuentra colocada en el fondo de un contenedor de aluminio de forma cilíndrica, la cual apunta hacia abajo. Este contenedor se coloca en una base de aluminio cuando va a ser guardado y a su vez, ambas partes (contenedor con la fuente y su base de aluminio) se colocan dentro de un contenedor de transporte de acero inoxidable. Para realizar la irradiación se colocó el contenedor con la fuente en el portadosímetro, que consiste en una base de lucita con un pedestal el cual tiene un orificio para colocar el cristal, con esta geometría se mantiene el dosímetro a una distancia y una posición fija entre la fuente y el dosímetro.

Una vez colocado el dosímetro en el portadosímetros, se irradió por 2 minutos cada dosímetro, lo que corresponde a una dosis de $D = 0.402$ Gy, siempre tomando en cuenta las recomendaciones de protección radiológica para el uso de fuentes radiactivas emisoras de partículas beta.

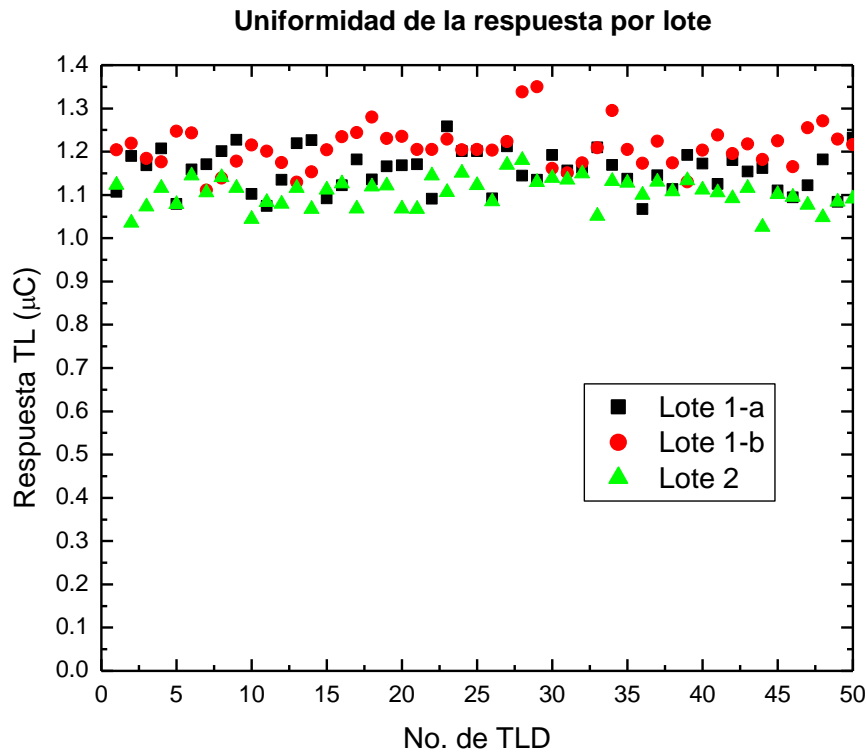
Cuando ya se tuvieron las lecturas (Tabla 2.1) se obtiene una gráfica de la respuesta contra el número de dosímetro (Gráfica 2.1). Se realizó un análisis estadístico, del cual se obtuvo el valor promedio de la señal y su desviación estándar (Tabla 2.2). Recordando que el tratamiento térmico se hizo de 50 en 50 dosímetros, las lecturas se realizaron del mismo modo.

Número de dosímetro	Respuesta TL (μC)	Número de dosímetro	Respuesta TL (μC)	Número de dosímetro	Respuesta TL (μC)
1.1	1.107	1.51	1.204	2.1	1.123
1.2	1.190	1.52	1.219	2.2	1.035
1.3	1.168	1.53	1.184	2.3	1.073
1.4	1.207	1.54	1.176	2.4	1.116
1.5	1.079	1.55	1.247	2.5	1.078
1.6	1.159	1.56	1.243	2.6	1.144
1.7	1.171	1.57	1.111	2.7	1.105
1.8	1.201	1.58	1.139	2.8	1.140
1.9	1.227	1.59	1.178	2.9	1.116
1.10	1.102	1.60	1.215	2.10	1.044
1.11	1.074	1.61	1.201	2.11	1.083
1.12	1.135	1.62	1.175	2.12	1.079
1.13	1.219	1.63	1.129	2.13	1.116
1.14	1.226	1.64	1.153	2.14	1.067
1.15	1.092	1.65	1.204	2.15	1.112
1.16	1.122	1.66	1.234	2.16	1.126
1.17	1.182	1.67	1.244	2.17	1.068
1.18	1.136	1.68	1.280	2.18	1.119
1.19	1.166	1.69	1.230	2.19	1.121
1.20	1.168	1.70	1.235	2.20	1.068
1.21	1.171	1.71	1.205	2.21	1.067
1.22	1.091	1.72	1.205	2.22	1.144
1.23	1.258	1.73	1.229	2.23	1.106
1.24	1.201	1.74	1.204	2.24	1.151
1.25	1.201	1.75	1.205	2.25	1.122
1.26	1.092	1.76	1.203	2.26	1.085
1.27	1.212	1.77	1.223	2.27	1.169
1.28	1.144	1.78	1.338	2.28	1.180
1.29	1.135	1.79	1.350	2.29	1.129
1.30	1.192	1.80	1.161	2.30	1.139
1.31	1.156	1.81	1.151	2.31	1.135
1.32	1.163	1.82	1.174	2.32	1.149
1.33	1.210	1.83	1.209	2.33	1.051
1.34	1.169	1.84	1.295	2.34	1.132
1.35	1.137	1.85	1.205	2.35	1.128
1.36	1.067	1.86	1.173	2.36	1.100
1.37	1.145	1.87	1.224	2.37	1.130
1.38	1.113	1.88	1.174	2.38	1.108
1.39	1.192	1.89	1.130	2.39	1.133
1.40	1.172	1.90	1.203	2.40	1.112
1.41	1.125	1.91	1.238	2.41	1.105
1.42	1.180	1.92	1.195	2.42	1.092
1.43	1.154	1.93	1.218	2.43	1.116
1.44	1.162	1.94	1.182	2.44	1.026
1.45	1.110	1.95	1.225	2.45	1.101
1.46	1.094	1.96	1.165	2.46	1.095
1.47	1.122	1.97	1.255	2.47	1.077
1.48	1.182	1.98	1.271	2.48	1.048
1.49	1.084	1.99	1.229	2.49	1.084
1.50	1.232	1.100	1.216	2.50	1.091

Tabla 2.1. Respuesta para obtener la homogeneidad de la respuesta del lote.

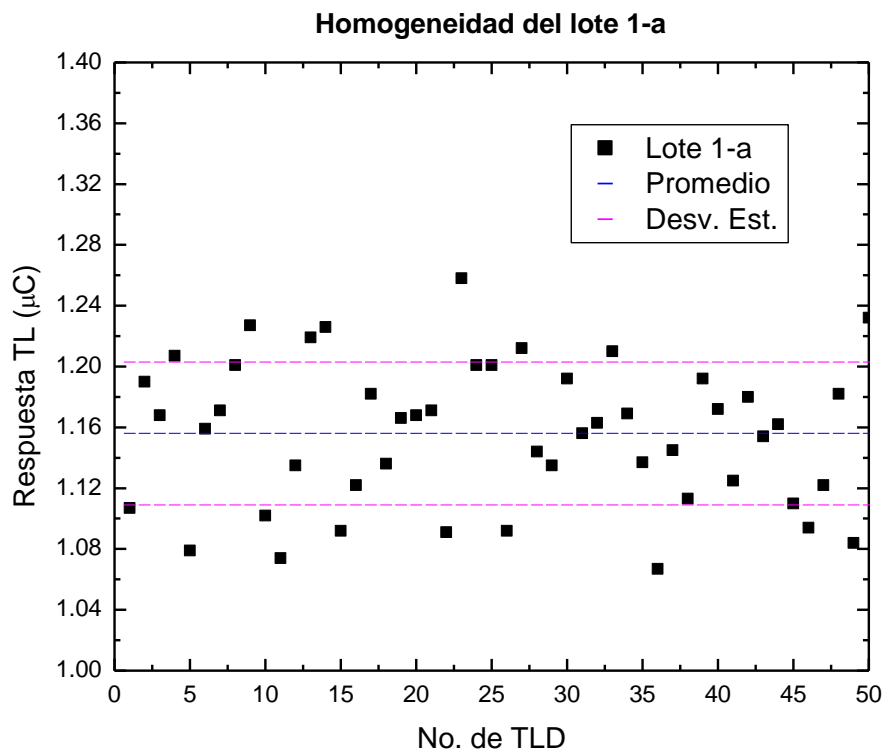
Respuesta TL Promedio lote 1-a (μC)	Respuesta TL Promedio lote 1-b (μC)	Respuesta TL promedio lote 2 (μC)	Promedio global (μC)
1.16 ± 0.05	1.21 ± 0.05	1.11 ± 0.03	1.15 ± 0.05

Tabla 2.2. Valores promedio y su desviación estándar (incertidumbre).

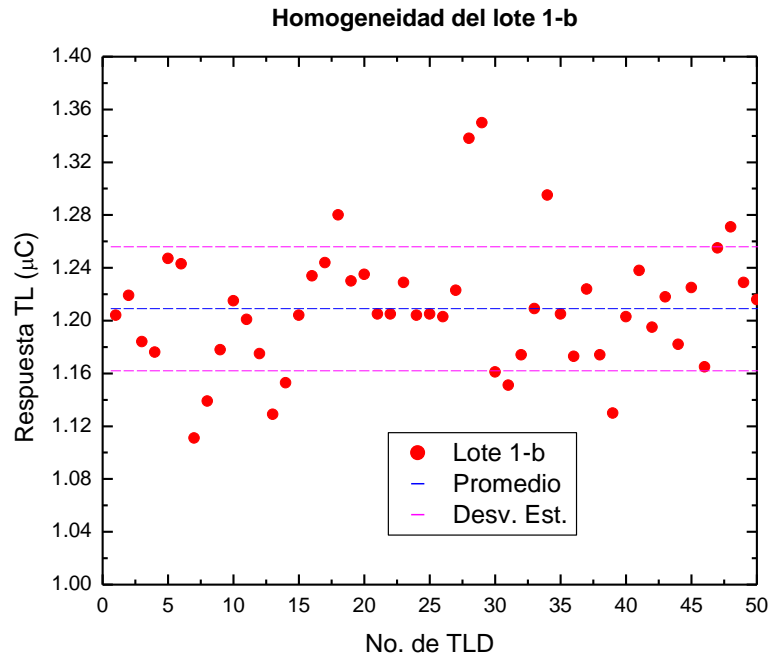


Gráfica 2.1. Uniformidad de la respuesta por lote.

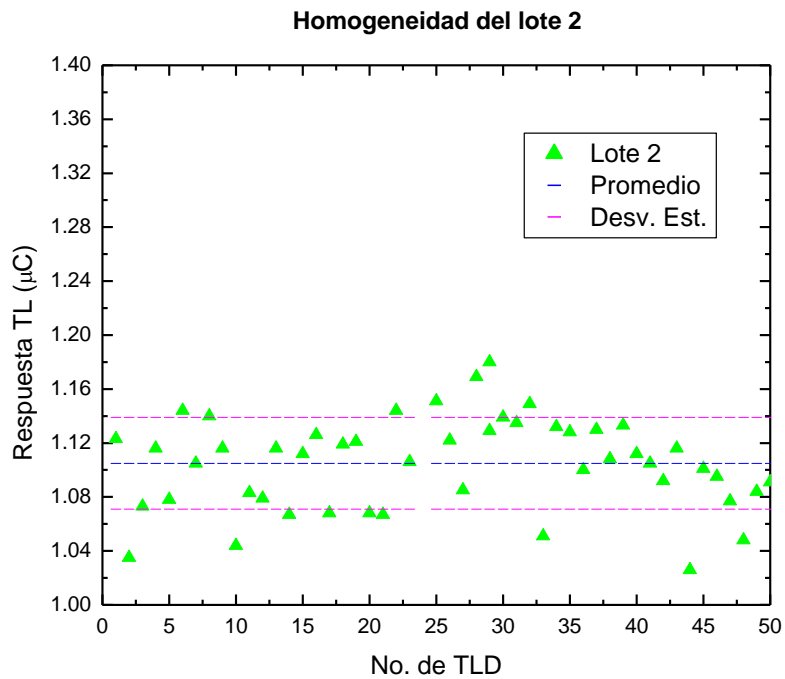
Los dosímetros que deben ser seleccionados son los que tienen una respuesta entre el promedio menos y más una desviación estándar (Gráficas 2.2, 2.3 y 2.4).



Gráfica 2.2. Respuesta de los TLD-100 pertenecientes al lote 1-a.



Gráfica 2.3. Respuesta de los TLD-100 pertenecientes al lote 1-b.



Gráfica 2.4. Respuesta de los TLD-100 pertenecientes al lote 2.

II.1.3.- Factor de corrección por sensibilidad

Se calcula el factor de corrección por sensibilidad, f_i , para cada uno de los dosímetros, ya que presentan una sensibilidad diferente. Este factor permite disminuir las fluctuaciones de las medidas. El factor se calcula con $f_i = \frac{\bar{x}}{x_i}$,

donde \bar{X} es el promedio de las lecturas del lote y X_i es la lectura del i-ésimo dosímetro. En la Tabla 2.3 se muestran los factores correspondientes.

Número de dosímetro	Factor de corrección	Número de dosímetro	Factor de corrección	Número de dosímetro	Factor de corrección
1.1	1.044	1.51	1.005	2.1	0.984
1.2	0.971	1.52	0.992	2.2	1.068
1.3	0.990	1.53	1.021	2.3	1.030
1.4	0.958	1.54	1.028	2.4	0.990
1.5	1.072	1.55	0.970	2.5	1.025
1.6	0.997	1.56	0.973	2.6	0.966
1.7	0.987	1.57	1.088	2.7	1.000
1.8	0.963	1.58	1.062	2.8	0.969
1.9	0.942	1.59	1.026	2.9	0.990
1.10	1.049	1.60	0.995	2.10	1.058
1.11	1.076	1.61	1.007	2.11	1.020
1.12	1.019	1.62	1.029	2.12	1.024
1.13	0.948	1.63	1.071	2.13	0.990
1.14	0.943	1.64	1.049	2.14	1.036
1.15	1.059	1.65	1.004	2.15	0.994
1.16	1.030	1.66	0.980	2.16	0.981
1.17	0.978	1.67	0.972	2.17	1.035
1.18	1.018	1.68	0.945	2.18	0.987
1.19	0.991	1.69	0.983	2.19	0.986
1.20	0.990	1.70	0.979	2.20	1.035
1.21	0.987	1.71	1.003	2.21	1.036
1.22	1.060	1.72	1.003	2.22	0.966
1.23	0.919	1.73	0.984	2.23	0.999
1.24	0.963	1.74	1.004	2.24	0.960
1.25	0.963	1.75	1.003	2.25	0.985
1.26	1.059	1.76	1.005	2.26	1.018
1.27	0.954	1.77	0.989	2.27	0.945
1.28	1.011	1.78	0.904	2.28	0.936
1.29	1.019	1.79	0.896	2.29	0.979
1.30	0.970	1.80	1.041	2.30	0.970
1.31	1.000	1.81	1.050	2.31	0.974
1.32	0.994	1.82	1.030	2.32	0.962
1.33	0.955	1.83	1.000	2.33	1.051
1.34	0.989	1.84	0.934	2.34	0.976
1.35	1.017	1.85	1.003	2.35	0.980
1.36	1.083	1.86	1.031	2.36	1.005
1.37	1.010	1.87	0.988	2.37	0.978
1.38	1.039	1.88	1.030	2.38	0.997
1.39	0.970	1.89	1.070	2.39	0.975
1.40	0.986	1.90	1.005	2.40	0.994
1.41	1.028	1.91	0.977	2.41	1.000
1.42	0.980	1.92	1.012	2.42	1.012
1.43	1.002	1.93	0.993	2.43	0.990
1.44	0.995	1.94	1.023	2.44	1.077
1.45	1.041	1.95	0.987	2.45	1.004
1.46	1.057	1.96	1.038	2.46	1.009
1.47	1.030	1.97	0.963	2.47	1.026
1.48	0.978	1.98	0.951	2.48	1.054
1.49	1.066	1.99	0.984	2.49	1.019
1.50	0.938	1.100	0.994	2.50	1.013

Tabla 2.3. Factores de corrección por sensibilidad.

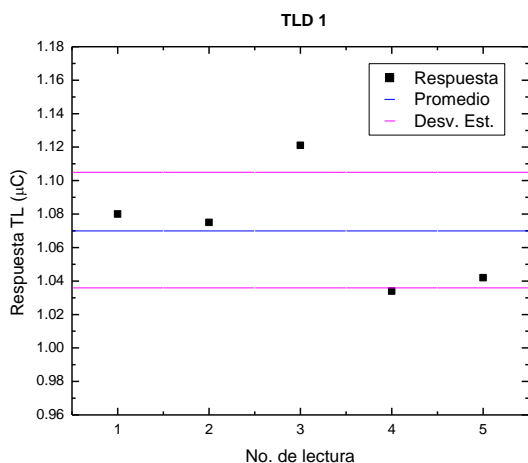
II.1.4.- Repetibilidad

Para saber qué tan repetibles son los resultados, se tomaron de manera aleatoria 10 dosímetros del lote 1 y 5 del lote 2, y se realizó la irradiación con rayos beta de ^{90}Sr - ^{90}Y a una dosis $D = 0.402 \text{ Gy}$ por 5 ocasiones, para sacar un promedio y su desviación estándar. Los resultados se muestran en la Tabla 2.4.

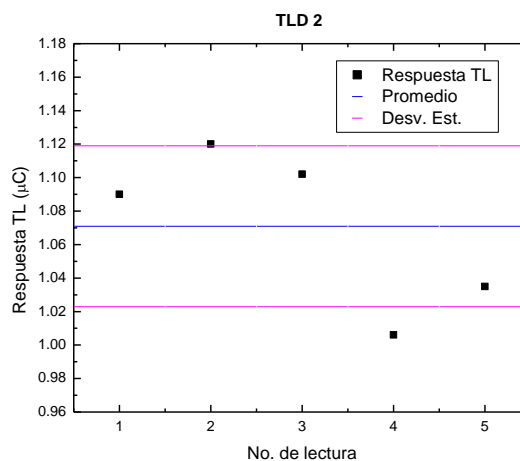
Dosímetro	Primera	Segunda	Tercera	Cuarta	Quinta	Promedio	Desv. Est.
1	1.08	1.075	1.121	1.034	1.042	1.070	0.035
2	1.09	1.12	1.102	1.006	1.035	1.071	0.048
3	1.059	1.078	1.106	1.019	1.078	1.068	0.032
4	1.091	1.095	1.113	1.043	1.02	1.071	0.039
5	1.042	1.141	1.131	1.006	1.019	1.068	0.064
6	1.136	1.119	1.074	1.02	1.047	1.079	0.048
7	1.115	1.119	1.064	1.017	1.044	1.072	0.045
8	1.069	1.119	1.045	1.046	1.007	1.057	0.041
9	1.112	1.091	1.051	1.063	1.066	1.077	0.025
10	1.174	1.084	1.058	1.017	0.978	1.062	0.074
11	1.112	1.098	1.096	0.979	1.019	1.061	0.058
12	0.962	1.086	1.055	1.042	1.007	1.030	0.048
13	1.063	1.067	1.087	1.019	1.018	1.051	0.031
14	1.06	1.079	1.061	1.066	1.018	1.030	0.023
15	1.045	1.043	1.042	1.077	1.064	1.054	0.016

Tabla 2.4. Valores de repetibilidad de la respuesta termoluminiscente en (μC) para las 5 repeticiones, su promedio y desviación estándar.

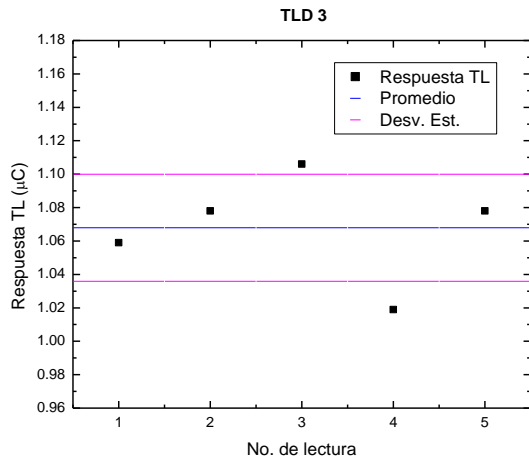
Las gráficas 2.5 a la 2.19 muestran la respuesta termoluminiscente para cada repetición, el promedio y el intervalo de incertidumbre con una desviación estándar para cada uno de los dosímetros.



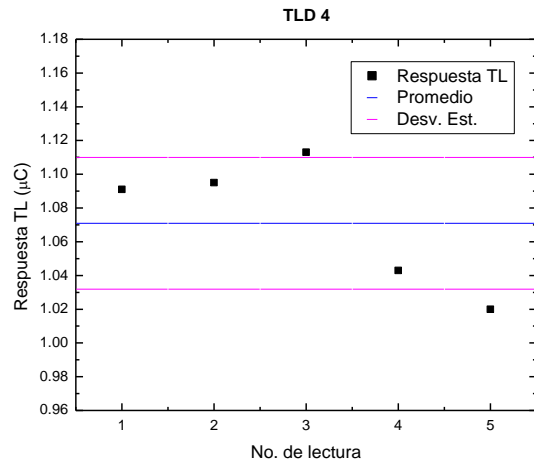
Gráfica 2.5. Dosímetro 1.



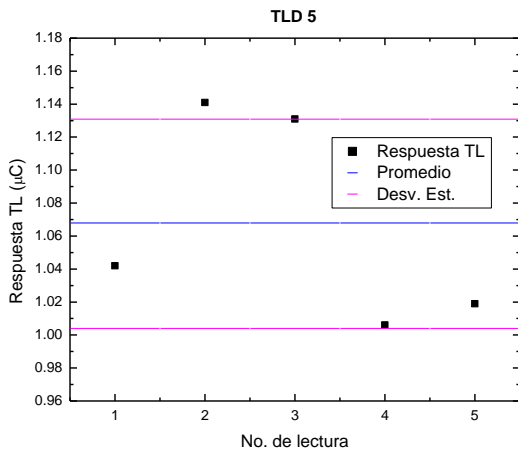
Gráfica 2.6. Dosímetro 2.



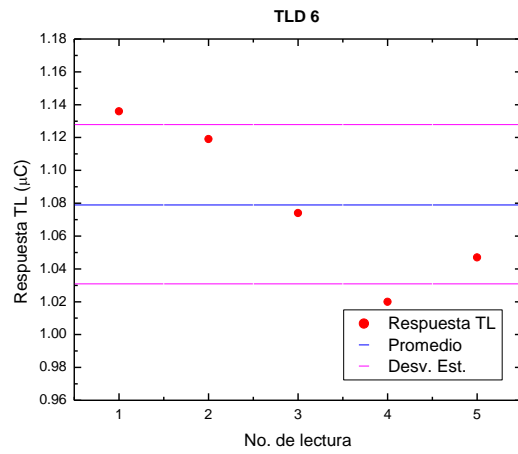
Gráfica 2.7. Dosímetro 3.



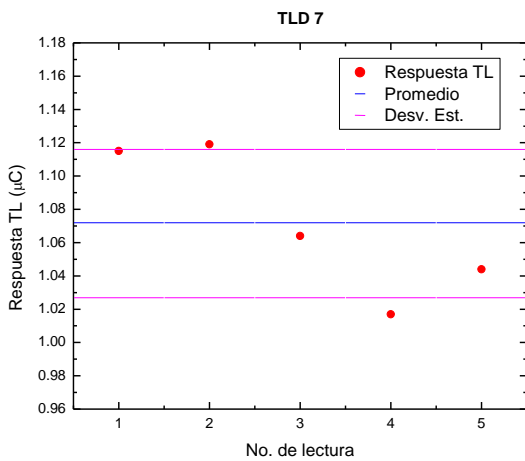
Gráfica 2.8. Dosímetro 4.



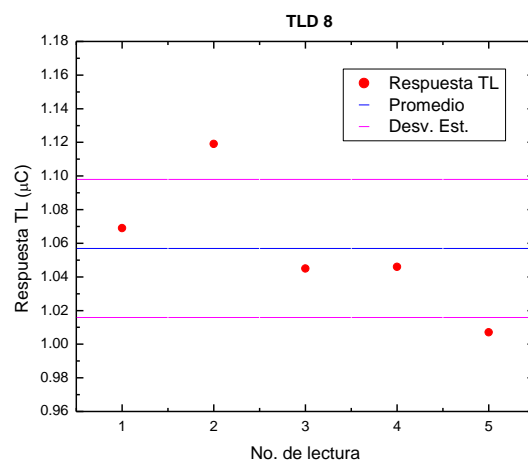
Gráfica 2.9. Dosímetro 5.



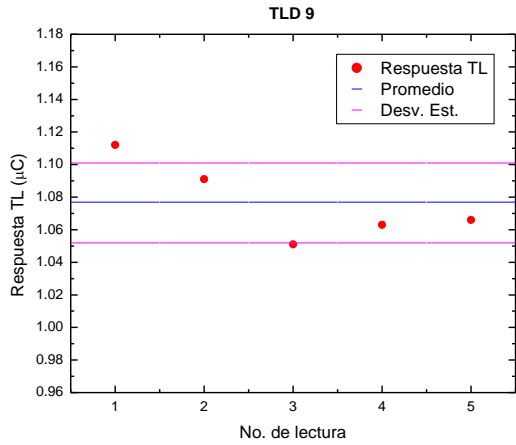
Gráfica 2.10. Dosímetro 6.



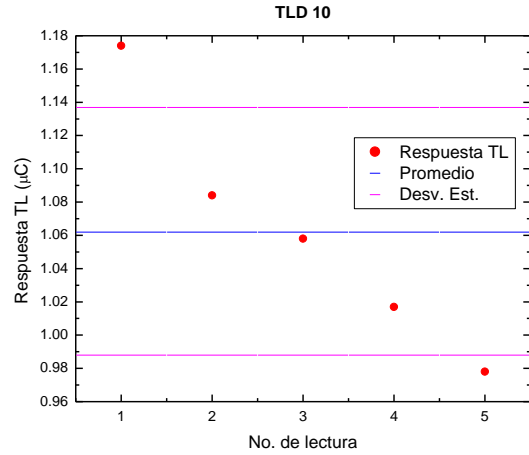
Gráfica 2.11. Dosímetro 7.



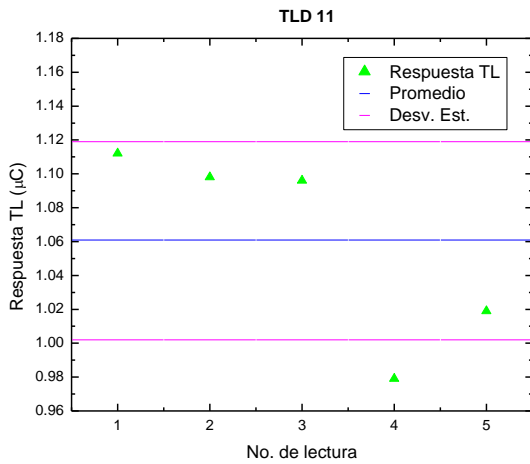
Gráfica 2.12. Dosímetro 8.



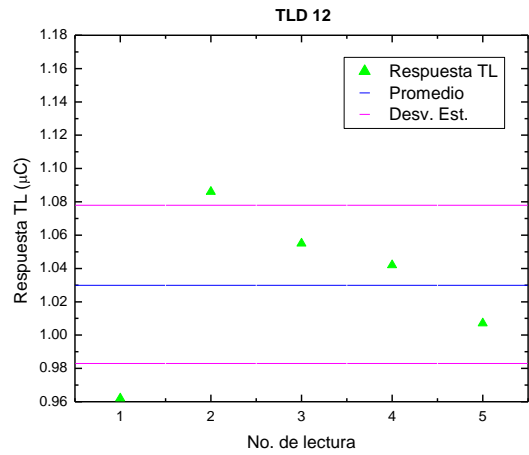
Gráfica 2.13. Dosímetro 9.



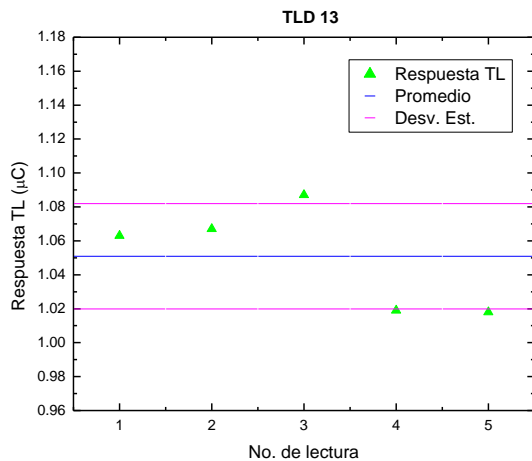
Gráfica 2.14. Dosímetro 10.



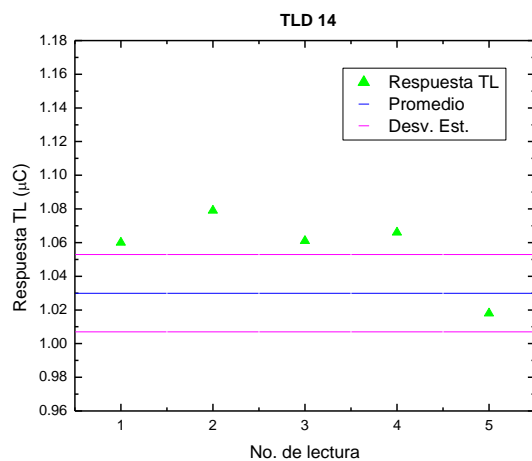
Gráfica 2.15. Dosímetro 11.



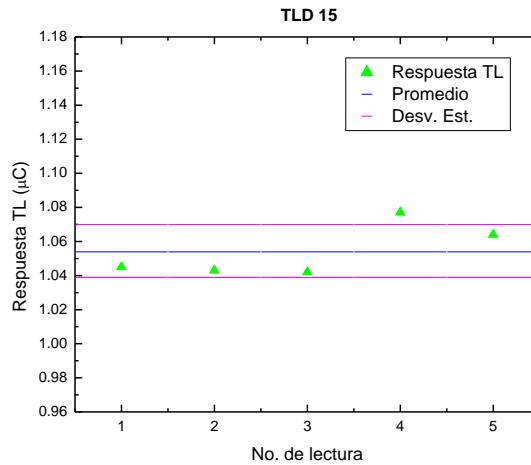
Gráfica 2.16. Dosímetro 12.



Gráfica 2.17. Dosímetro 13.

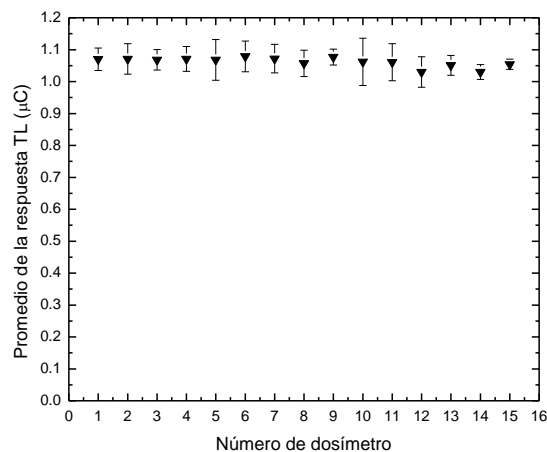


Gráfica 2.18. Dosímetro 14.



Gráfica 2.19. Dosímetro 15.

La comparación de los valores promedio de la respuesta termoluminiscente con sus incertidumbres para cada dosímetro se muestra en la gráfica 2.20.



Gráfica 2.20. Valores promedio de la evaluación de la repetibilidad de la respuesta termoluminiscente en (µC) para las 5 repeticiones.

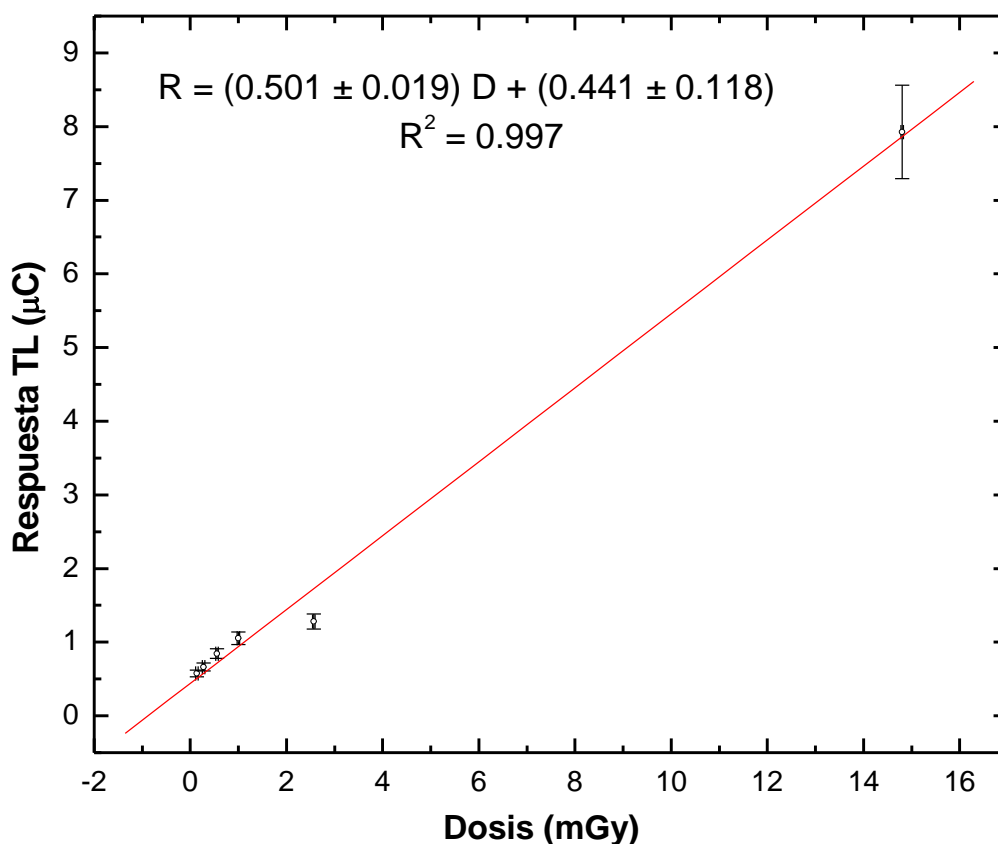
Para determinar la incertidumbre asociada a la repetibilidad de los dosímetros se calcularon los promedios con su desviación estándar de la respuesta termoluminiscente de las 5 irradiaciones para cada uno de los dosímetros y se comparó contra los promedios y sus desviaciones estándar de la respuesta TL de los 15 dosímetros para cada una de las irradiaciones. Para posteriormente calcular el promedio de promedios para cada caso. Los promedios respectivos son: 1.063 ± 0.012 nC y 1.063 ± 0.030 nC, respectivamente. La desviación estándar porcentual para cualquier dosímetro es del 3.1% y desviación estándar porcentual del lote fue de 1.2%

II.1.5.- Calibración

La calibración de los dosímetros se realizó en el laboratorio de dosimetría del IF-UNAM, irradiando 2 dosímetros a diferentes dosis con rayos gamma de ^{60}Co , con esto se consiguen las correspondencias entre los valores de la dosis y la respuesta termoluminiscente (Tabla 2.5). La gráfica que se obtiene (Gráfica 2.21), es la que utilizaremos para evaluar las dosis en las zonas de la clínica de rayos-X.

Horas	Respuesta TL (μC)	Dosis (mGy)
0.16	0.576 ± 0.046	0.138 ± 0.026
0.33	0.663 ± 0.053	0.276 ± 0.026
0.66	0.845 ± 0.068	0.552 ± 0.026
1.21	1.052 ± 0.084	1.000 ± 0.024
3.10	1.280 ± 0.102	2.567 ± 0.024
17.87	7.927 ± 0.634	14.80 ± 0.026

Tabla 2.5. Respuesta termoluminiscente obtenida irradiando con rayos gamma de ^{60}Co .



Gráfica 2.21. Respuestas TL como función de la dosis (curva de calibración) de los dosímetros TLD-100 irradiados con rayos gamma de ^{60}Co .

II.2.- Evaluación del aula-laboratorio

Se realizó una evaluación del lugar, con esto establecimos la colocación de 4 pares de dosímetros en cada cubículo en el que existiera un equipo odontológico de rayos-X funcionando. El resto de los dosímetros fueron repartidos en las salas, oficinas, baño, vestidores, cuarto oscuro y recepción.

II.2.1.- Logística del aula-laboratorio

Se elaboró un diagrama del lugar para facilitar la colocación de los dosímetros (Figura 2.5), en él están marcados los lugares en que se colocaron los dosímetros.

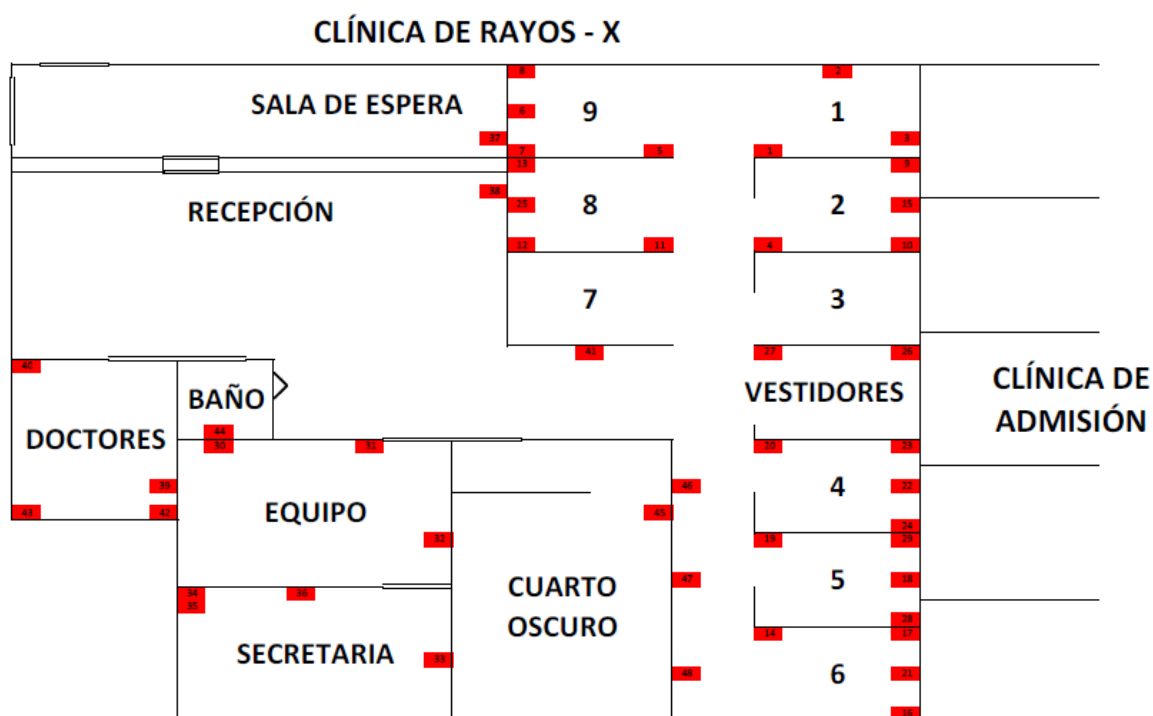


Figura 2.5. Diagrama de la clínica de rayos-X, donde se muestran los lugares donde fueron colocados los dosímetros.

II.2.2.- Colocación de los dosímetros

Se hicieron bolsitas selladas con plástico grueso negro con una selladora de plástico sencilla, y con una división en el centro, para poder meter dos dosímetros separados. Cada bolsita va enumerada con una etiqueta y en cada división lleva otra etiqueta con el número de TLD (Figura 2.6).



Figura 2.6. Paquetitos de dosímetros.

Para identificar cada paquetito se elaboraron unas fichas de control sobre hojas de papel bond de color amarillo (Figura 2.7), las cuales se pusieron encima de cada paquetito colocado.

	NO QUITAR UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO	
FECHA DE INICIO _____		# TLD _____
FECHA DE TERMINO _____		SECCIÓN _____
_____		_____
ELABORO		Autorizo

Figura 2.7. Ficha de control.

La ficha de control con el paquete de dosímetros se colocaron a una altura de $1.2 \text{ m} \pm 0.1\text{m}$ del piso y fueron pegados a la pared con cinta adhesiva transparente.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

III.1.- Consideraciones sobre la operación de la sala de rayos-X

Ya que en este laboratorio la utilización de los equipos odontológicos de rayos-X no se realiza con un número de pacientes conocido, esto es, no se lleva un registro confiable de cuantas placas se toman en cada equipo, y que además de las placas que se toman a los pacientes, los estudiantes toman placas para acreditar sus cursos, se decidió tomar como base periodos de actividad de 30 días naturales, entre enero y febrero, marzo y abril, mayo y junio, y considerar un valor estimado para las placas por alumno y por paciente.

Un alumno por semestre toma 80 placas en promedio y son 690 alumnos aproximadamente entre los dos turnos, además por paciente, en promedio se sacan 8 placas.

En el periodo en el que se llevó a cabo este proyecto, hubo 6 estudiantes de servicio social en el turno matutino y 4 en el turno vespertino, los cuales se encargan de sacar las placas a los pacientes.

Lamentablemente, no existe un registro formal y detallado de pacientes y mucho menos de las placas que toman individualmente los alumnos, ni cuantas toma cada estudiante de servicio social. En la Tabla 3.1 se presenta un estimado del número de placas considerando los registros parciales y el promedio de placas que toman los estudiantes durante sus clases.

Mes	Promedio de placas a pacientes	Promedio de placas a alumnos por mes
Enero	645	9200
Febrero	1204	9200
Marzo	139	9200
Abril	X	9200
Mayo	69	9200
Junio	8	9200

Tabla 3.1. Promedio de placas de rayos-X por mes
(X = Información no disponible).

III.1.1.- Evaluación por periodos

El primer periodo comenzó el 18 de enero y finalizó el 18 de febrero, lo que quiere decir que fueron 23 días hábiles los que estuvieron los dosímetros en la sala de rayos-X. El segundo periodo fue del 18 de marzo al 26 de abril, por lo que este periodo también duró 23 días hábiles, y aunque parece un periodo más largo, la situación fue que hubo una semana de vacaciones (del 29 de marzo al 2 de abril), además el día 31 fue domingo. Esto ocasionó que los dosímetros estuvieran expuestos más tiempo a radiación de fondo. El último periodo comprende del 5 de mayo al 7 de junio, este periodo también duró 23 días, aunque el día 31 cayó en sábado y la actividad en la sala de rayos-X estuvo muy disminuida, ya que el semestre terminó el 28 de mayo.

III.2. Cálculo de la respuesta relativa respecto a rayos y de ^{60}Co

La respuesta obtenida de los dosímetros TLD-100 hasta ahora presentada debe ser modificada porque estos dosímetros presentan una dependencia con la energía, ya que la calibración fue realizada con una fuente de ^{60}Co calibrada en dosis en agua y las mediciones se realizaron con rayos-X de baja energía en LiF. Para la corrección de las medidas se consideró la información del Technical Reports Series No. 457 (Tabla 3.2), donde se presenta la nomenclatura de las series de las calidades de haz para radiodiagnóstico, el origen de la radiación, el material de un filtro adicional y la aplicación clínica, de la energía del haz del tubo de rayos-X, según la aplicación y el voltaje de operación.

Calidad de radiación	Origen de la radiación	Material de un filtro adicional	Aplicación
RQR	Haz de radiación que emerge del sistema de rayos X	Sin maniquí	Radiografía general, fluoroscopia y radiografía dental (mediciones en aire libre)
RQA	Haz de radiación con un filtro añadido	Aluminio	Mediciones detrás del paciente (en el intensificador de imagen)
RQT	Haz de radiación con un filtro añadido	Cobre	Aplicaciones de TC (mediciones en aire libre)
RQR-M	Haz de radiación que emerge del sistema de rayos X	Sin maniquí	Mamografía (mediciones en aire libre)
RQA-M	Haz de radiación con un filtro añadido	Aluminio	Estudios mamográficos

Tabla 3.2. Calidades de radiación para calibraciones de dosímetros de diagnóstico por aplicación [IAEA-TRS457].

III.2.1. Datos del TRS-457

En la tabla 3.3 se presentan las nomenclaturas de la calidad del haz de la serie RQR que se utilizan en aplicaciones dentales, el voltaje del tubo de rayos-X, la primera capa hemirreductora y el coeficiente de homogeneidad.

Dado que los tubos de rayos-X utilizados en este trabajo operan a 70 kV, se consideró que la calidad del haz es RQR 5.

Calidad de radiación	Potencial del tubo de rayos X (kV)	Primera CHR (mm Al)	Coefficiente de homogeneidad (h)
RQR 2	40	1.42	0.81
RQR 3	50	1.78	0.76
RQR 4	60	2.19	0.74
RQR 5*	70	2.58	0.71
RQR 6	80	3.01	0.69
RQR 7	90	3.48	0.68
RQR 8	100	3.97	0.68
RQR 9	120	5.00	0.68
RQR 10	150	6.57	0.72

*Este valor se elige generalmente como la calidad de radiación de referencia para haces no atenuados para usos en radiografía general.

Tabla 3.3. Caracterización de calidades de radiación para la serie RQR[IAEA-TRS457].

III.2.2. Espectro de rayos-X

Se utilizó el software Xcomp3 para calcular el espectro de los rayos-X de 70 kV con un ánodo de tungsteno, con una capa hemirreductora de 2.58 mm de Aluminio (Al) y con un coeficiente de homogeneidad de 0.71. La energía promedio de los fotones es de 39.8 keV, por lo que solo se obtienen rayos-X de frenado en el espectro. El resultado que arroja el software es que la energía promedio con respecto del kerma aire es de 34.5keV. Por lo tanto, se considerará que la energía promedio es de aproximadamente 40 keV.

En la figura 3.1 se presenta la pantalla de inicio del software Xcomp3, en la figura 3.2 se muestra el espectro de rayos-X obtenido para una calidad RQR5 y en la figura 3.3 se muestra la tabla de resultados, en donde se indican el flujo de fotones, las energías promedio con respecto al espectro de fluencia de fotones y de kerma, el kerma en aire, y la primera y segunda capas hemirreductoras, entre otras.


```

*****
*
*                                     XCOMP3
*
*   calculates X-ray bremsstrahlung spectra including
*   characteristic K- and L-fluorescence radiation of tungsten anodes.
*
*   R. Nowotny; Institut für Biomed. Technik und Physik,
*   University of Vienna, AKH - 4L
*   Währinger Gürtel 18-20, A-1090 Wien, Austria
*
*****

```

Figura 3.1. Pantalla de inicio del software xcomp3.

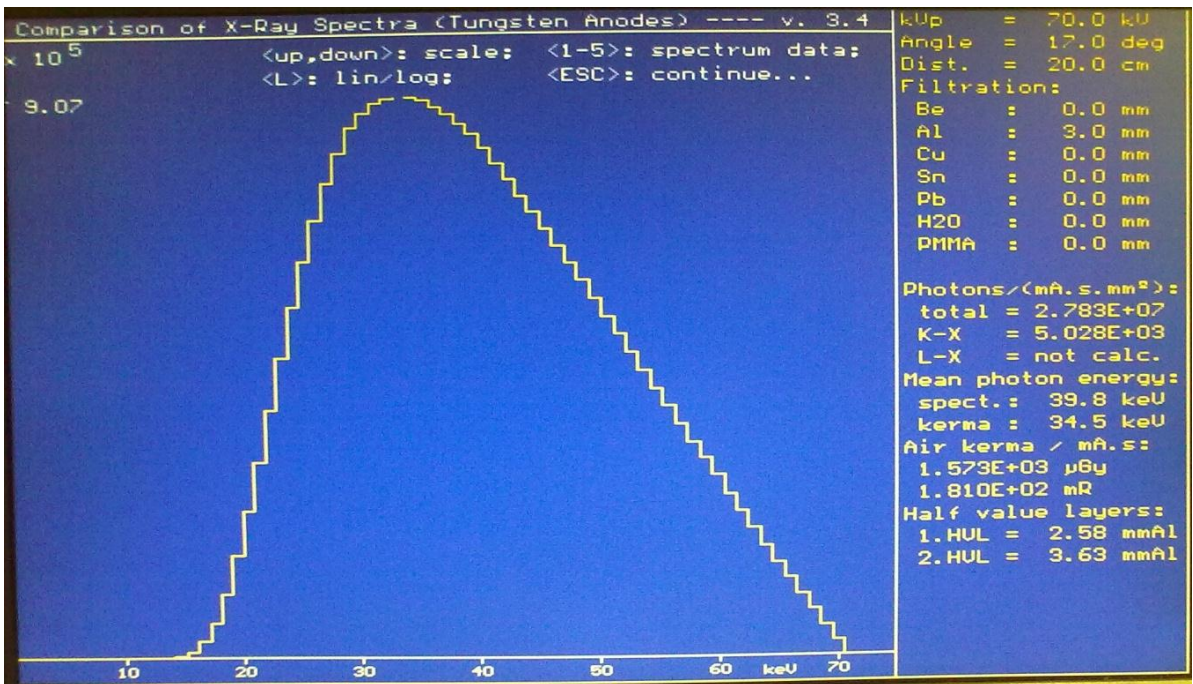


Figura 3.2. Espectro de rayos-X obtenido con el software xcomp3 Para un kVp de 70 kV, un ánodo de tungsteno y un filtro de 3 mm de Al.

```

Calculation of X-ray spectra - v. 3.4 ***** 2010-12-06/13:46:00
-----
Spectrum #1:

kVp           = 70.0 kV
Anode angle  = 17.0 deg
Distance      = 20.0 cm

Absorber thickness:
Beryllium:    0.00 mm
Aluminium:    3.00 mm
Copper   :    0.00 mm
Tin       :    0.00 mm
Lead      :    0.00 mm
Water     :    0.00 mm
PMMA      :    0.00 mm

Calculated data:
-----

Photon flux:
total   : 2.783E+0007 photons/(mA.s.mm2)
K-X rays: 5.028E+0003 photons/(mA.s.mm2)
L-X rays not calc.

Mean photon energy:
Spectrum   : 39.8 keV
Kerma distr.: 34.5 keV

Half-value layers:
1.HVL = 2.58 mmAl
2.HVL = 3.63 mmAl

Kerma in air: 1.573E+0003 µGy/(mA.s) = 9.437E+0001 mGy/(mA.min)

```

Figura 3.3. Resultados obtenidos con el software xcomp3.

De las figuras 3.2 y 3.3 se puede observar que la energía efectiva para el haz de rayos-X utilizado es de 40 keV, el cual va ser utilizado para poder corregir la respuesta por la energía del haz relativa (RR) a la energía del ⁶⁰Co.

III.3.- Curva de calibración de los TLD-100

Se utilizó la curva de calibración (correspondencia entre la dosis y la respuesta termoluminiscente, Gráfica 2.20), para poder asociar los valores de las dosis en las zonas evaluadas, según la respuesta termoluminiscente obtenida en cada caso.

III.3.1.- Zonas con equipos de rayos-X

Para la clasificación de las zonas, se tomaron como las zonas más importantes aquéllas en las que las dosis fueron más altas (Tabla 3.4), las cuales son las salas donde se encuentran los equipos de rayos – X, tanto el panorámico (Figura 3.4), como los de pared (Figura 3.5).

Zona	Dosis medida (mGy)		
	Enero - Febrero	Marzo - Abril	Mayo - Junio
Lateral izquierdo paciente 1	1.10± 0.07	1.01± 0.06	0.77± 0.02
Lateral derecho paciente 1	0.98± 0.05	0.89± 0.04	0.77± 0.02
Posterior paciente 1	0.99± 0.05	0.85± 0.03	0.76± 0.02
Lateral izquierdo paciente 2	1.86± 0.19	2.63± 0.31	1.08± 0.07
Lateral derecho paciente 2	1.64± 0.16	1.73± 0.17	1.03± 0.06
Asiento cubículo 2	0.84± 0.03	0.89± 0.04	0.77± 0.02
Lateral izquierdo paciente 4	1.44± 0.13	1.50± 0.13	1.10± 0.07
Lateral derecho paciente 4	1.63± 0.15	1.86± 0.19	1.03± 0.06
Asiento cubículo 4	0.82± 0.03	0.93± 0.05	0.80± 0.02
Lateral izquierdo paciente 5	1.46± 0.13	1.83± 0.19	1.10± 0.07
Lateral derecho paciente 5	1.51± 0.14	1.69± 0.16	1.23± 0.09
Asiento cubículo 5	0.80± 0.02	0.92± 0.04	0.81± 0.03
Lateral izquierdo paciente 6	1.19± 0.09	1.51± 0.14	0.90± 0.04
Lateral derecho paciente 6	1.66± 0.16	1.45± 0.13	1.01± 0.06
Asiento cubículo 6	0.90± 0.04	0.86± 0.03	0.75± 0.02
Lateral izquierdo paciente 8	1.55± 0.14	1.93± 0.20	1.16± 0.08
Lateral derecho paciente 8	1.73± 0.17	2.21± 0.25	1.19± 0.09
Asiento cubículo 8	0.79± 0.02	0.91± 0.04	0.76± 0.02
Lateral izquierdo paciente 9	2.12± 0.23	1.77± 0.18	1.59± 0.15
Lateral derecho paciente 9	2.53± 0.30	2.17± 0.24	1.53± 0.14
Asiento cubículo 9	0.98± 0.05	0.92± 0.04	0.80± 0.02

Tabla 3.4. Dosis en zonas con equipo de rayos-X.



Figura 3.4. Equipo odontológico de rayos-X panorámico.



Figura 3.5. Equipo Odontológico de Rayos – X de Pared.

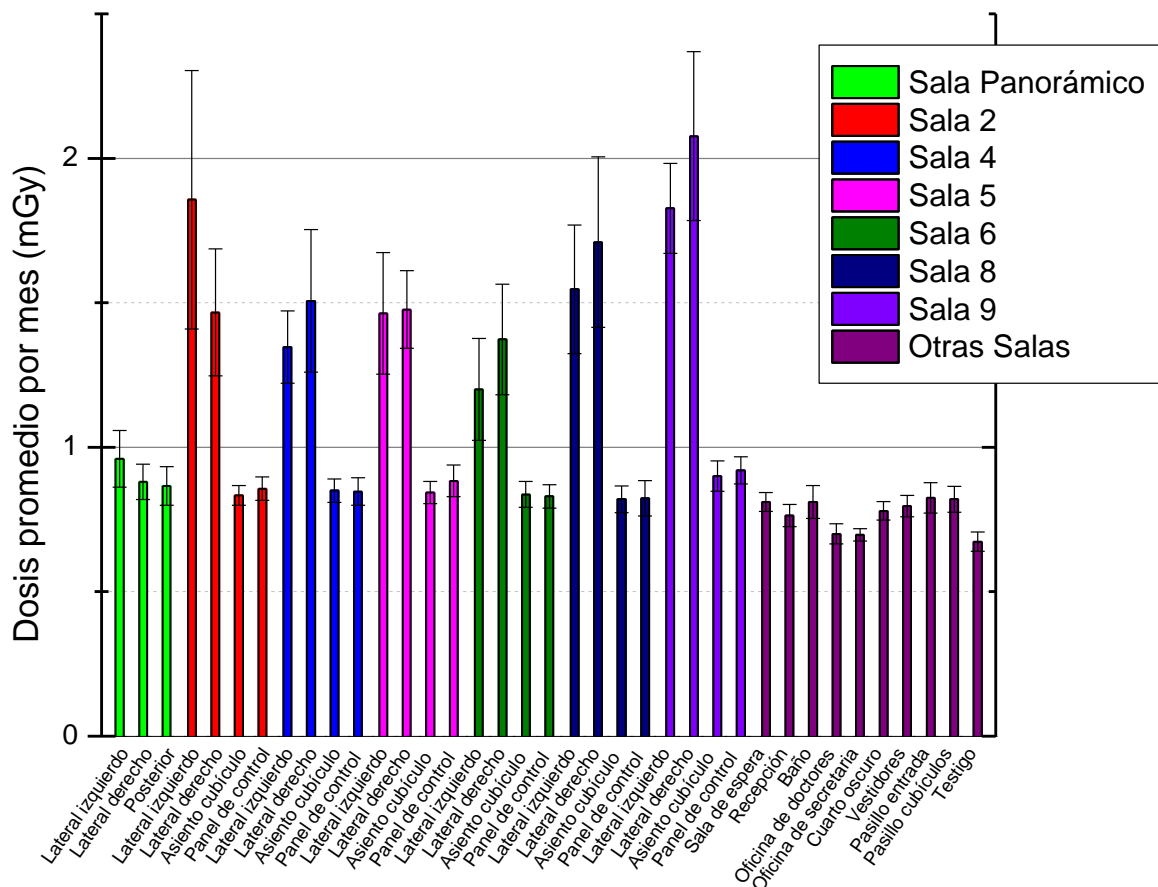
III.3.2.- Zonas libres de equipos de rayos-X

Se tomaron como las zonas generales o no controladas, aquellas en donde las dosis son más bajas (Tabla 3.5), debido a que no están cerca de los equipos de rayos-X. Los valores marcados con una “x”, son valores que se perdieron porque durante la lectura se acabó el gas nitrógeno con el cual trabaja el lector TL.

Zona	Dosis medida (mGy)		
	Enero - Febrero	Marzo - Abril	Mayo - Junio
Sala de espera	0.77± 0.02	0.85± 0.03	x
Recepción	0.73± 0.01	0.84± 0.03	0.72± 0.01
Baño	0.73± 0.01	0.92± 0.04	0.78± 0.02
Oficina de doctores	0.67± 0.01	0.77± 0.02	0.66± 0.01
Oficina de secretaria	0.67± 0.01	0.74± 0.01	0.68± 0.01
Cuarto oscuro	0.74± 0.01	0.82± 0.03	x
Vestidores	0.77± 0.02	0.87± 0.04	0.75± 0.02
Pasillo entrada	0.76± 0.02	0.89± 0.04	x
Pasillo cubículos	0.77± 0.02	0.91± 0.04	0.78± 0.02
Panel de control 2	0.87± 0.03	0.92± 0.04	0.78± 0.02
Panel de control 4	0.82± 0.03	0.94± 0.05	0.78± 0.02
Panel de control 5	0.85± 0.03	0.99± 0.05	0.81± 0.02
Panel de control 6	0.83± 0.03	0.90± 0.04	0.76± 0.02
Panel de control 8	0.94± 0.05	0.73± 0.01	0.80± 0.02
Panel de control 9	0.94± 0.05	0.99± 0.05	0.83± 0.03
Testigo	0.63 ± 0.01	0.74± 0.01	0.65± 0.01

Tabla 3.5. Dosis en zonas libres de equipos de rayos-X.

La dosis promedio por mes y su incertidumbre asociada se muestran en la gráfica 3.1, en la cual se puede apreciar que solo en las salas donde hay equipos de rayos-X hay un aumento significativo de la dosis (especialmente en los dosímetros colocados a los lados de donde van sentados los pacientes), comparado con el resto del aula-laboratorio.



Gráfica 3.1. Dosis promedio por mes en el aula-laboratorio.

III.4. Cálculo de la dosis equivalente (H_T)

Tomando en cuenta que las normas nacionales e internacionales consideran el factor de calidad de los rayos-X de diagnóstico, $W_R=1$, entonces a 1 mGy de dosis le corresponde 1 mSv de dosis equivalente, por lo que los valores de dosis no se verán afectados.

III.4.1. Tasas de dosis equivalente obtenidas en zonas con equipo de rayos-X

Se pueden obtener las tasas de dosis equivalente más altas (Tabla 3.6), tomando el valor más alto obtenido en cada periodo entre los días naturales que estuvieron colocados los dosímetros.

Periodo	Tasa de dosis equivalente (mSv/mes)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/día)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/h)
Enero – Febrero	2.53 \pm 0.30	84.33	3.51
Marzo – Abril	2.63 \pm 0.31	87.66	3.65
Mayo – Junio	1.59 \pm 0.15	53.00	2.21

Tabla 3.6. Tasas de dosis equivalente máximas por periodos en zonas con equipo de rayos-X.

III.4.2. Tasas de dosis equivalente obtenidas en zonas libres de equipos de rayos-X

Igual que en el caso donde hay equipos de rayos-X, se toman los valores más altos (Tabla 3.7).

Periodo	Tasa de dosis equivalente (mSv/mes)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/día)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/h)
Enero – Febrero	0.94 \pm 0.05	32.66	1.36
Marzo – Abril	0.99 \pm 0.05	33.00	1.38
Mayo – Junio	0.83 \pm 0.03	27.66	1.15

Tabla 3.7. Tasas de dosis equivalente máximas por periodos en Zonas libres de equipos de rayos-X.

III.5.- Dosis

Con el valor de 1.34 obtenido de la respuesta relativa contra energía promedio (Figura 1.13), se determinaron las dosis corregidas por energía. Los valores de las tablas 3.6 y 3.7 fueron divididos entre la respuesta relativa.

III.5.1.- Tasa de dosis equivalente obtenida

Las tasas de dosis equivalente máximas obtenidas en zonas con equipo de rayos-X por periodos, se muestran en la tabla 3.8 y para las zonas libres de equipos de rayos-X, se muestran en la tabla 3.9.

Periodo	Tasa de dosis equivalente (mSv/mes)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/día)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/h)
Enero – Febrero	1.89 \pm 0.22	63.0 \pm 7.3	2.63 \pm 0.31
Marzo – Abril	1.96 \pm 0.23	65.3 \pm 7.7	2.72 \pm 0.32
Mayo – Junio	1.19 \pm 0.11	39.5 \pm 3.7	1.65 \pm 0.15

Tabla 3.8. Tasas de dosis equivalente máximas por periodos en zonas con equipo de rayos-X.

Periodo	Tasa de dosis equivalente (mSv/mes)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/día)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/h)
Enero – Febrero	0.70 \pm 0.04	24.3 \pm 1.3	1.02 \pm 0.06
Marzo – Abril	0.74 \pm 0.04	24.6 \pm 1.3	1.03 \pm 0.06
Mayo – Junio	0.62 \pm 0.02	20.65 \pm 0.67	0.86 \pm 0.03

Tabla 3.9. Tasas de dosis equivalente máximas por periodos en zonas libres de equipos de rayos-X.

III.5.2.- Tasa de dosis equivalente final

A los valores de las tablas anteriores solamente les hace falta la resta del fondo natural medido, el cual se encuentra en la tabla 3.5 y aparece como testigo y por lo tanto podemos dar un valor final medido (tablas 3.10 y 3.11).

Periodo	Tasa de dosis equivalente (mSv/mes)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/día)	Tasa de dosis equivalente (μ Sv/h)
Enero – Febrero	1.42 \pm 0.22	47.3 \pm 7.3	1.98 \pm 0.31
Marzo – Abril	1.41 \pm 0.23	47.0 \pm 7.7	1.96 \pm 0.32
Mayo – Junio	0.70 \pm 0.11	23.3 \pm 3.7	0.97 \pm 0.15

Tabla 3.10. Tasas de dosis equivalente máximas finales por periodos en zonas con equipo de rayos-X.

Periodo	Tasa de dosis equivalente (mSv/mes)	Tasa de dosis equivalente (μSv/día)	Tasa de dosis equivalente (μSv/h)
Enero – Febrero	0.23 ± 0.04	7.67 ± 1.30	0.32 ± 0.06
Marzo – Abril	0.19 ± 0.04	6.33 ± 1.30	0.26 ± 0.06
Mayo – Junio	0.13 ± 0.02	4.33 ± 0.67	0.18 ± 0.03

Tabla 3.11. Tasas de dosis equivalente máximas finales por periodos en zonas libres de equipos de rayos-X.

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN

IV.1. Sobre las dosis de radiación obtenidas

Los equipos de rayos-X odontológicos que se manejan en el Aula-Laboratorio y que son utilizados por alumnos, profesores y estudiantes de servicio social, generan, al interaccionar con el paciente, radiación dispersa de baja energía, debido a que el haz primario se dirige a la zona de interés en el paciente, a un volumen específico de la cara que cubre una o dos piezas dentales o la mayor parte de la cabeza en el caso de tratarse de una placa panorámica.

Por otro lado el fondo ambiental también se ve incrementado debido a la presencia de rayos-X del cabezal del equipo de rayos-X odontológico.

IV.1.1.- Límite de dosis en normas y/o reglamentos

El principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable por sus siglas en inglés) es decir “tan bajo como sea razonablemente posible”, nos conduce a fijar una política de limitación de dosis, por lo que debemos basarnos en las normas o reglamentaciones en las que los valores de la dosis sean más bajos.

Aunque la tasa de dosis equivalente obtenida en las salas de rayos-X donde se encuentran los paciente, tabla 3.10 (donde se muestra el valor más alto de la tasa de dosis equivalente dentro de la sala), es alta, con respecto a las zonas donde no hay equipos de rayos-X, no se sobrepasa un valor de 1 mSv al año, mucho menos si se consideran los procedimientos de trabajo en este laboratorio escuela de radiología, descritos en el Anexo 1, que establecen que nadie debe permanecer en las salas de rayos-X durante la realización de los estudios. Los encargados de operar los equipos de rayos-X, cuando se toman radiografías a los pacientes, son los estudiantes de servicio social, que son cuatro o cinco dependiendo del turno, estos van rotando en la toma de radiografías y trabajan 4 horas diarias de lunes a viernes, además de que durante el estudio no se encuentran en la zona del equipo de rayos X, es decir,

se encuentran por detrás del panel de control, donde el valor de la dosis es el menor, debido a que este lugar se encuentra más alejado del equipo de rayos-X y del paciente, y se tiene un fondo ambiental que es equivalente a las dosis de las zonas no controladas. Terminando de tomar la radiografía, los estudiantes pasan al cuarto oscuro y luego a la recepción, donde permanecen esperando su siguiente turno para tomar placas. En estas zonas libres de equipos de rayos-X, la tasa de dosis equivalente máxima fue menor que $0.32 \pm 0.06 \mu\text{Sv/h}$.

Los alumnos de odontología pasan 4 horas a la semana en el aula-laboratorio y tienen que entregar al término del semestre 30 placas aprobadas por el profesor que reflejan las técnicas típicas odontológicas, aunque en promedio toman 80, por las que echan a perder. Además, ellos mismos ejercen como “pacientes” para las tomas de placas, las dosis que reciben estos alumnos al actuar como pacientes quedan fuera de este estudio. Por lo tanto, las dosis equivalentes ambientales reportadas en este trabajo no reflejan la dosis total que reciben los alumnos durante el curso, solo se consideran las dosis recibidas por motivo de la realización de los estudios.

Los profesores se encargan de enseñar las técnicas radiológicas y el uso del panel de control para la toma de radiografías, pero la mayoría del tiempo supervisan el trabajo de los estudiantes, sin participar activamente en la toma de radiografías, por lo cual la dosis equivalente que reciben es mucho menor que la que se imparte al resto del personal.

Según la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136, se recomienda que durante la práctica dental no se exceda una dosis equivalente de 1 mSv/año para el personal ocupacionalmente expuesto. Esto se logra cuando el POE no toma más de 100 placas intraorales o 50 panorámicas por semana y debe estar a una distancia mayor que 1.5 m del paciente. Si se considera un año laboral de 50 semanas de 5 días hábiles y 8 horas al día, el límite con el cual comparar será de $4 \mu\text{Sv/día}$.

Para la ICRP-103 se tiene que, para el personal ocupacionalmente expuesto, el límite de dosis no debe exceder los 20 mSv/año. Si se considera un año laboral de 50 semanas de 5 días hábiles y 8 horas al día, el límite con el cual comparar será de $80 \mu\text{Sv/día}$.

Y considerando la norma oficial mexicana, el POE no debe de exceder una dosis equivalente de 50 mSv/año. Si se considera un año laboral de 50 semanas de 5 días hábiles, el límite con el cual comparar será de 200 μ Sv/día.

IV.1.2.- Comparativa

Si tomamos el valor más alto para la tasa de dosis equivalente de la tabla 3.8, que fue obtenido en las zonas en que se hallan equipos de rayos-X y que fue medido durante el periodo con más actividad en las salas, lo podemos comparar con la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136 (tabla 4.1), que recomienda límites menores que la normatividad nacional, notando una diferencia entre ambos valores.

Límite de dosis por día establecido por la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136 (μ Sv)	Tasa de dosis equivalente por día obtenida en zona con equipo de rayos-X (μ Sv)
4.0	47.3 \pm 7.7

Tabla 4.1. Comparación del límite de dosis entre la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136 y la tasa de dosis equivalente obtenida en zona con equipos de rayos-X.

Para el valor más alto de la tabla 3.9, el cual fue obtenido de las zonas alejadas de los equipos de rayos-X, comparada con la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136 (tabla 4.2), se nota que la dosis equivalente medida es muy inferior a la recomendada, de hecho corresponde a un valor de fondo natural de radiación

Límite de dosis por día establecido por la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136 (μ Sv)	Tasa de dosis equivalente por día obtenida en zona alejada del equipo de rayos-X (μ Sv)
4.0	7.67 \pm 1.3

Tabla 4.2. Comparación del límite de dosis entre la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136 y la tasa de dosis equivalente obtenida en zona alejada del equipo de rayos-X.

IV.2.- Sobre el tiempo de exposición

Se debe tomar en cuenta que el dosímetro está expuesto a la radiación continuamente durante 30 días, y que los alumnos, los estudiantes de servicio social, los pacientes y los profesores no lo están durante todo ese tiempo. Si estimamos el porcentaje de tiempo que permanecen en la sala de rayos-X los estudiantes de servicio social, durante la toma de radiografías por individuo, sería por 50% por turno (4 horas), 25% por rotación con compañeros de servicio social (4 por turno en promedio), daría un porcentaje de 12.5% (1/8), que sería en el panel de control, donde la tasa de dosis equivalente más alta ya corregida por fondo fue de 1.03 $\mu\text{Sv/h}$, por lo tanto recibe 129 nSv/h. Es por eso que el exceso de la dosis comparada en la tabla 4.1 no es la que recibe la persona que opera el equipo de rayos-X.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En este trabajo se midió la dosimetría ambiental en una unidad odontológica que se dedica a prestar servicio radiológico a los pacientes y simultáneamente de manera paralela es aula laboratorio para los estudiantes del curso de radiología.

En México no hay normas o reglamentos establecidos para éste tipo de estudio que puedan servir de referencia. La Norma Oficial Mexicana de Salud Ambiental NOM-229-SSA1-2002 y el Reglamento General de Seguridad Radiológica, establece que el límite de dosis para público en general es de 5 mSv por año, que es lo mismo que 20 $\mu\text{Sv}/\text{día}$ y de 50 mSv por año para el personal ocupacionalmente expuesto. Los valores de la guía europea No. 136 sobre protección radiológica en radiología dental, establece que tanto el personal ocupacionalmente expuesto, como el paciente y el público en general no deben exceder la dosis de 4 μSv por día. El valor promedio a nivel mundial para el fondo natural es de 2.4 mSv por año, o sea 9.6 $\mu\text{Sv}/\text{día}$.

Los resultados más importantes son dos, el levantamiento de niveles de la radiación dispersa por los equipos de rayos-X odontológicos en zonas donde se hace uso del equipo se obtuvo 47.3 $\mu\text{Sv}/\text{día}$ que es superiores con respecto a los límites establecidos en la guía europea. Considerando los tiempos de permanencia de los estudiantes de servicio social y profesores, estos valores se reducen a una octava parte y resulta muy poco probable que cualquier persona supere los 5.9 μSv por día. En las zonas en donde no hay un equipo de rayos-X, los valores máximos obtenidos son de 7.67 $\mu\text{Sv}/\text{día}$, que son superiores con respecto a los límites establecidos en la guía europea.

Pero aunque tanto los niveles medidos durante el presente trabajo, fueron mucho menores para los estudiantes de servicio social y profesores que realizan actividades equivalentes a personal ocupacionalmente expuesto, como para los niveles de las zonas del público en general se debe considerar realizar un estudio en referencia a la dosis equivalente que reciben los estudiantes que cursan la asignatura de radiología. Además de los resultados mostrados queda obligado considerar las siguientes recomendaciones para futuros estudios.

La primera recomendación está dirigida al funcionamiento del aula-laboratorio, ya que por falta de registros de los pacientes, del número y tipo de

placas que se les toma, de los alumnos por grupo y cuantas placas se toman entre ellos y cuantas toman a pacientes, así como del número de placas que toman los estudiantes de servicio social, la estimación promedio en la toma de placas dentales no es muy confiable, ya que no existe el registro completo y continuo, y la información fue completada de manera verbal por los responsables del laboratorio. Aunque con seguridad se puede decir que una sola persona no recibe una cantidad mayor que 20 $\mu\text{Sv}/\text{día}$, por distribución de la carga de trabajo. En la guía europea sobre protección radiológica en radiología dental No. 136 se señala que cuando no se lleva un monitoreo de dosimetría personal de las personas encargadas de tomar las placas, es conveniente que no saquen más de 50 placas panorámicas por semana y no más de 100 intraorales por semana, para así no exceder la dosis individual de 4 μSv por día.

La segunda recomendación también va dirigida al funcionamiento de esta unidad odontológica y es que si la carga de trabajo se mantiene o aumenta a la presentada durante este estudio, es conveniente la complementación con un estudio de dosimetría personal para los estudiantes de servicio social, los profesores, la secretaria y sobre todo evaluar la dosis que reciben los estudiantes durante el curso y llevar control sobre cuantas placas se les toman realmente, si no aprueban el curso, cuantas veces podrían volver a cursarlo llevando el mismo tipo de prácticas y que cantidad de dosis recibirían.

Las personas encargadas de sacar las placas radiográficas deben de seguir un protocolo que contemple explícitamente las normas de protección radiológica. Aunque en este laboratorio no se lleve un protocolo de procedimientos general, los profesores revisan las normas de protección radiológica de acuerdo al programa oficial del curso y supervisan que las personas no se encuentren innecesariamente en las zonas donde la dosis ambiental es alta (a los lados del paciente durante la toma de la radiografía), y es aquí donde entra una tercera recomendación, la del uso de un protocolo para la toma de una placa radiográfica en la unidad odontológica (Anexo I).

ANEXO 1

PROTOCOLO PARA SACAR PLACA RADIOGRÁFICA

El uso de equipos de rayos–X dentales

Los equipos dentales de rayos–X constituyen una herramienta útil para los profesionales odontólogos, ya que contribuyen al mejor diagnóstico del paciente atendido y, por ende, a un tratamiento eficaz. Sin embargo, por tratarse de un equipo emisor de radiación, su utilización ocasiona que el operador y los pacientes reciban dosis de radiación.

Características del equipo de rayos–X dental

El kilovoltaje de operación del equipo no debe ser menor que 50 kVp, prefiriéndose equipos con valores entre 65 y 90 kVp.

La filtración mínima total del tubo debe ser de 1.5 mm de aluminio (Al) para equipos que tienen hasta 70 kVp, y de 2.5 mm de Al para equipos con más de 70 kVp. Esta filtración ayuda a reducir la radiación de baja energía que sólo llega a la piel del paciente y que no contribuye en la obtención de la imagen.

El cabezal del tubo debe poseer un blindaje adecuado para reducir la radiación de fuga a menos de 1 mSv/h a 1 metro del tubo de rayos–X.

Se debe usar un cono-espaciador o cilindro para definir el campo en la radiografía dental (utilizando películas intraorales), que asegure una distancia mínima foco-piel de 20 cm para aparatos que funcionan a más de 60 kV y de 10 cm para aparatos que funcionan a 60 kV o menos. Este tipo de colimador disminuye la radiación dispersa a otros órganos y tejidos del paciente, así como en el operador.

Se deben utilizar preferentemente los cilindros metálicos abiertos en los extremos o conos divergentes en vez de los conos convergentes (vértice sobre la piel), y el diámetro del campo en el extremo del cono no debe exceder 6 cm y en ningún caso debe ser mayor que 7.5 cm.

En el panel de control se debe indicar el tiempo de exposición, corriente y voltaje aplicado al tubo de rayos-X. En el caso de que el voltaje y la corriente sean constantes, estos valores deben estar impresos claramente en el aparato de rayos-X.

Para radiografía dental convencional, el límite máximo del cronómetro (timer) que mide la exposición no debe exceder 5 segundos. Es imperativo que el cronómetro pueda reproducir fielmente los tiempos cortos de exposición que se necesitan para películas hipersensibles. El disparador debe ser de rearme y solamente debe funcionar cuando se le mantiene presionado.

El equipo de rayos-X se debe de mantener en condiciones adecuadas de funcionamiento y debe ser sometido a verificaciones de desempeño regularmente, dentro de un programa de control de calidad.

Lugar del Equipo de Rayos – X Dental

El equipo de rayos-X puede ser instalado en el consultorio o en otro ambiente o sala, donde las paredes tengan un espesor mínimo de 15 cm de ladrillo sólido o 1 mm de plomo. Este ambiente debe contar con la señal de advertencia de radiaciones.

Se debe evitar la instalación de equipos pantográficos en la misma sala de cirugía odontológica donde se llevan a cabo muchas actividades distintas, ya que existe la posibilidad de incrementar la exposición de otras personas ajenas al examen radiográfico.

Es necesario tener una barrera de protección para el operador, cuyo espesor sea de 0.5 mm de plomo o de 15 cm de concreto, cuando la cantidad de trabajo es mayor de 250 películas periapicales o 30 panorámicas (u otra) por semana.

Reglas para el manejo del equipo de rayos-X dental

No debe dirigirse el haz directo hacia ninguna otra persona que no sea el paciente y hacia al área de examen.

La placa radiográfica siempre debe ser sostenida por el paciente.

El equipo debe dispararse a una distancia no menor a 2 m del tubo, colocándose el operador preferiblemente en un ángulo entre 90° y 135° del eje del haz.

El paciente debe ser protegido por un delantal plomado en la zona gonadal.

La silla donde se examina al paciente debe estar dispuesta de manera que el haz directo se dirija a zonas desocupadas o poco transitadas.

Se debe ajustar la técnica y tomar en cuenta las normas de protección especialmente cuando se tomen radiografías a niños y mujeres embarazadas.

Se debe tener especial cuidado en el revelado de las películas.

En forma periódica se debe hacer un mantenimiento de la caja o sistema de revelado.

Las personas que asisten a los niños u otras personas, deben evitar la radiación directa y colocarse un delantal plomado.

Una misma persona no debe realizar esta actividad regularmente.

En forma periódica, al menos una vez cada dos años, se debe someter el equipo a una prueba de calidad.

BIBLIOGRAFÍA

[A01] AVILA R., Miguel A. Tesis de Maestría en Física (Física Médica) "Dosimetría en Tratamientos de Radiocirugía Estereotáctica". UNAM. México, D. F. (2001).

[A86] ATTIX, Frank H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. John Wiley & Sons. U. S. A. (1986).

[B02] BUSHBERG, Jerrold T. The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams and Wilkins. (2002).

[B05] BUSHONG, Stewart C. Manual de Radiología para Técnicos: Física, Biología y Protección Radiológica. Elsevier España S. A. España. (2005).

[B79] BUDD. T. The low and high Temperature Response of Lithium Fluoride Dosemeters to X – Rays. Phys. Med. Biol. Gran Bretaña. (1979).

[C07] CABRERO, F. J. Imagen Radiológica: Principios físicos e instrumentación. Elsevier. España. (2007).

[D99] DENDY, P. P. Physics for Diagnostic Radiology. Medical Science Series. IOP Publishing. U. S. A. (1999).

[EC04] EUROPEAN GUIDELINES ON RADIATION PROTECTION IN DENTAL RADIOLOGY No. 136. The Safe Use of Radiographs in Dental Practice. European Commission. Belgium. (2004).

[G04] GARCÍA P., Karla P. Tesis de Licenciatura en Física "Eficiencia de la Respuesta de Dosímetros TLD – 100 a Rayos X Usados en Diagnóstico Clínico". UNAM. México, D. F. (2004).

[IAEA-RSG-1.5] Protección Radiológica Relacionada con la Exposición Médica a la Radiación Ionizante, Guía de Seguridad No. RS – G – 1.5. Viena. (2010)

[IAEA-TRS457] TECHNICAL REPORTS SERIES No. 457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. International Atomic Energy Agency. Austria. (2007).

[ICRP60] Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. (1990).

[ICRP103] Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. (2007).

[IPEN2002:3] Instituto Peruano de Energía Nuclear. Disposiciones de Protección para el uso de Equipos de Rayos – X Dentales. Ejercicio Profesional 2002:3.

[J83] JOHNS, Harold E. The Physics of Radiology. Charles C Thomas Publisher. USA. (1983).

[K93] KHAN, Faiz M. The Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams and Wilkins. USA. (1993).

[RGSR88] REGLAMENTO GENERAL DE SEGURIDAD RADIOLÓGICA. Diario Oficial de la Federación. México. 22 de Noviembre de 1988.

[SSA229-02] SECRETARÍA DE SALUD, MÉXICO. NOM – 229 – SSA1 – 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. Diario Oficial de la Federación. México. 15 de Septiembre de 2006.

[W08] WHAITES, Eric. Fundamentos de Radiología Dental. Elsevier España S. L. España. (2008).