



Universidad Autónoma de Zacatecas
“Francisco García Salinas”

Unidad Académica de Estudios Nucleares
Maestría en Ciencias Nucleares



DOSIS EN TORNO A UNA UNIDAD PARA RADIOGRAFÍA DENTAL

**Tesis que en cumplimiento parcial de
los requisitos para obtener el grado de**

**Maestro en Ciencias Nucleares
con opción terminal en Ingeniería Nuclear**

Presenta

Lic. en Mat. Karla Karina Bernal Hernández

Asesores

Dr. Héctor René Vega Carrillo, Dr. Miguel Ángel Salas Luévano, M. en C. Victor Martín Hernández Dávila

Zacatecas, Zac., México. Junio 2016



Maestría en Ciencias Nucleares

Unidad Académica de Estudios Nucleares
Universidad Autónoma de Zacatecas

Ciprés No. 10, Frac. La Peñuela, Zacatecas, Zac., 98068 México
Tel. (492) 9239407 ext. 1801 / Fax: (492) 922 70 43



Asunto: Asignación de tema de tesis

L. en M. Karla Karina Bernal Hernández,

Alumna MCN

Presente

En relación a su comunicado, por medio del cual solicita el tema que deberá desarrollar como su tesis de maestría para obtener el grado de Maestro en Ciencias Nucleares, manifiesto lo siguiente.

Con esta fecha, se reunieron los señores Dr. Héctor René Vega Carrillo y el Dr. J. Ignacio Dávila Rangel, responsable del Programa Maestría en Ciencias Nucleares de la Unidad Académica de Estudios Nucleares y estuvieron acordes en fijar a usted el siguiente

TEMA

“Dosis en Torno a una Unidad para Radiografía Dental”

Lo que comunico a usted para su conocimiento, manifestándole que para la presentación de la TESIS, esta no deberá ser impresa hasta en tanto no envíe siete copias de la misma, para ser revisada por la comisión que se nombra en su oportunidad para su aprobación o en su caso indicarle las correcciones que fueren pertinentes.

ATENTAMENTE

Zacatecas, Zac., a 20 de junio del 2016

Dr. J. Ignacio Dávila Rangel
Responsable MCN, UAEN





Maestría en Ciencias Nucleares

Unidad Académica de Estudios Nucleares
Universidad Autónoma de Zacatecas

Ciprés No. 10, Frac. La Peñuela, Zacatecas, Zac., 98068 México
Tel. (492) 9239407 ext. 1801 / Fax: (492) 922 70 43



Of. No. 051/16

Zacatecas, Zac., 24 de agosto del 2016

L. en M. Karla Karina Bernal Hernández,
Presente

La Unidad Académica de Estudios Nucleares de la Universidad Autónoma de Zacatecas a través del Programa de Maestría en Ciencias Nucleares, comunica a Usted que la Comisión revisora integrada por:

Dr. Héctor René Vega Carrillo
Dra. Consuelo Letechipía de León
Dr. Eduardo Medrano Cortés
Dr. Miguel Ángel Salas Luevano
M. en C. Víctor Martín Hernández Dávila

Revisó y aprobó el trabajo de tesis **“Dosis en Torno a una Unidad para Radiografía Dental”**.

Por lo que está usted facultado por esta Unidad Académica para imprimirlo y realizar los trámites necesarios ante la Rectoría de la Universidad Autónoma de Zacatecas, para la realización de su Examen de Grado.

Atentamente,

Dr. J. Ignacio Dávila Rangel
Director UAEN



Dosis en Torno a una Unidad para Radiografía Dental

Aprobada por el jurado

Dedicatoria

A mi familia...

A mis papás Luis y Concha, porque siempre me han apoyado incondicionalmente por su sacrificio, por darme todo cuanto he necesitado, por sus enseñanzas y consejos, porque a ellos debo lo que soy, y porque son las personas que más quiero en la vida.

A mis hermanos: Jorge, por apoyarme en todo momento y estar conmigo a pesar de la distancia; Lalo y Fátima. Porque me han sabido escuchar y acompañarme cuando lo he necesitado, por todo lo que hacen por mí, y porque han sido, son, y serán, junto con mis Papás, lo más importante de mi vida.

Karla K Bernal Hernández

Junio 2016

Dosis en Torno a una Unidad para Radiografía Dental

Agradecimientos

Al Dr. Héctor René Vega Carrillo, por aceptarme como tesista, a pesar de las complicaciones por darme la oportunidad de poder trabajar con él, por su interés en mi desarrollo académico y personal, por su apoyo, y por su paciencia.

A la Dra. Consuelo Letechipía de León, por ser mi tutora y por su interés en que pudiera concluir mi trabajo de tesis, por compartir sus conocimientos, por su amistad, y por su apoyo incondicional.

Al Dr. Eduardo Medrano Cortes y la Unidad Académica de Odontología, por las facilidades otorgadas para realizar este trabajo.

Al COZCyT por el apoyo parcial al proyecto SECuBo, dentro del cual se realizó el presente trabajo de investigación.

Al CONACyT por la beca otorgada para realizar los estudios de maestría.

Karla K Bernal Hernández

Junio 2016

Dosis en Torno a una Unidad para Radiografía Dental

Resumen

Mediante dosimetría termoluminiscente se han determinado los valores de la dosis en un paciente, en el técnico y la debida a la radiación de fuga del cabezal de un equipo de rayos X para radiografías dentales. En sustitución del técnico y del paciente se usaron maniquíes. Las condiciones de operación del equipo fueron 70 kV y 8 mA de corriente. Para el caso del paciente se seleccionaron dos tipos de tomas radiográficas, una lateral y otra frontal. La dosimetría se realizó con dosímetros termoluminiscentes del tipo 100 que se calibraron con un dosímetro electrónico y con el mismo equipo que se usó para el estudio. Una vez procesada la información de los dosímetros termoluminiscentes se obtuvo que los valores de las dosis en la superficie de entrada del paciente por cada radiografía tomada son 3.041 ± 0.347 mGy en la mejilla, 2.965 ± 0.432 mGy en el mentón, 0.016 ± 0.002 en el cristalino y 0.007 ± 0.001 mGy y en la tiroides 0.018 ± 0.002 y 0.124 ± 0.014 mGy, para la tomar lateral y frontal, respectivamente. Para el caso del técnico la dosis fue 3.61 ± 0.44 μ Gy. Los valores de la dosis equivalente ambiental debida a la radiación de fuga arriba del cabezal fue 3.61 ± 0.52 mSv, $4.38 \pm 0.0.80$ mSv en la superficie lateral y de 2.18 ± 0.37 mSv en la parte posterior. Estos valores son inferiores a los valores de referencia señalados en las recomendaciones internacionales y la normatividad mexicana.

Palabras clave: Rayos X; Dosis; Radiografía dental; DTL.

Dosis en Torno a una Unidad para Radiografía Dental

Abstract

By using thermoluminescent dosimetry the doses in patient and staff have been determined. Also, the dose due to the leakage-out radiation from an X-ray unit for dental radiography was measured. Doses in the patient and the staff were measured using phantoms. The X-ray unit operation conditions were 70 kV and 8 mA. The doses in the patient were measured by taking two types of dental radiographies: left side and antero-posterior. Doses were measured with TLD100 dosimeters that were calibrated with an electronic dosimeter and the X-ray unit utilized for the study. The TLDs responses were treated and the doses were calculated obtaining: 3.041 ± 0.347 mGy on the entrance surface (cheek), 2.965 ± 0.432 mGy for the entrance surface (chin), in the crystalline the entrance surface doses were 0.016 ± 0.002 and 0.007 ± 0.001 mGy, and 0.018 ± 0.002 and 0.124 ± 0.014 mGy at the thyroid entrance surface, for the side and frontal irradiation respectively. The dose at the staff entrance surface was 3.61 ± 0.44 μ Gy. The values of the ambient dose equivalent due to the leaking out radiation from the X-ray head are: 3.61 ± 0.52 mSv, 4.38 ± 0.080 mSv and 2.18 ± 0.37 mSv on the top, side and back surface of the head. The dose values are lower than the reference values recommended by international institutions and the Mexican norms.

Keywords: X-rays; Dose; Dental radiography; TLD.

Contenido

1. INTRODUCCIÓN	1
Problema Científico	5
Objetivo general	6
Objetivos específicos	6
2. REVISIÓN DE LITERATURA	7
2.1. Rayos X.....	7
2.2. Interacción de los rayos X con la materia.....	12
2.3. Magnitudes y unidades.....	17
2.4. Termoluminiscencia	23
2.5. Radiología dental y Equipos de rayos X dentales	29
3. MATERIALES Y MÉTODOS	36
3.1. Calibración de los TLDs	38
3.2. Medición de la dosis en fantomas	43
3.3. Medición de la dosis por la radiación de fuga del cabezal.....	45
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	47
4.1. Calibración de los TLDs	47
4.2. Medición de la dosis en fantomas	49
4.3. Medición de la dosis por la radiación de fuga del cabezal.....	52
5. CONCLUSIONES	54
Trabajo a Futuro.....	55
Curriculum Vitae	65

Índice de figuras

Figura 1. Espectro electromagnético.....	7
Figura 2. Producción de rayos X.....	9
Figura 3. Esquema de un tubo de rayos X.....	10
Figura 4. Espectro de los rayos X producidos por un tubo de rayos X.....	11
Figura 5. Efecto Fotoeléctrico.....	13
Figura 6. Dispersión de Rayleigh.....	15
Figura 7. Dispersión Compton.....	16
Figura 8. Producción de pares.....	16
Figura 9.- Magnitudes dosimétricas en función de la energía del fotón.....	23
Figura 10. Mecanismo del proceso de termoluminiscencia en un semiconductor.....	27
Figura 11. Curva termoluminiscente del TLD-100.....	29
Figura 12. Equipo utilizado para Protección radiológica.....	33
Figura 13. Equipos de rayos X y sus partes.....	34
Figura 14. Unidad Académica de Odontología campus Guadalupe.....	36
Figura 15.- Unidad de rayos X.....	37
Figura 16. Dosímetros termoluminiscentes.....	37
Figura 17. Mufla para el borrado de los TLDs.....	38
Figura 18. Arreglo experimental para la calibración de los TLDs.....	40
Figura 19. Monitor de rayos X ThinX RAD.....	40
Figura 20. Lector Harshaw 3500.....	42
Figura 21. Radiografía lateral.....	44
Figura 22. Radiografía frontal.....	44
Figura 23. Embalaje de los TLDs en el fantoma de agua.....	45
Figura 24. Embalaje de los TLDs en el cabezal.....	46
Figura 25. Curva de calibración de los TLDs.....	48

Índice de tablas

Tabla 1. Factores de Calidad	20
Tabla 2. Kerma en aire en función de los disparos de la unidad de rayos X.	41
Tabla 3. Kerma en aire en función de los disparos de la unidad de rayos X.	47
Tabla 4. Dosis absorbida en paciente durante la radiografía lateral.....	50
Tabla 5. Dosis absorbida en paciente durante la radiografía frontal	50
Tabla 6. Dosis Equivalente Ambiental.....	53

1. INTRODUCCIÓN

Los rayos X, fueron descubiertos por Roentgen en 1895, quien obtuvo la primera imagen radiográfica, solo unas semanas después de haber hecho su descubrimiento; esto fue la primera aplicación en el área de las ciencias de la salud, desde entonces, el uso de los rayos X ha contribuido al diagnóstico y tratamiento de muchas enfermedades. Sin embargo, su uso no está exento de riesgos ya que causa efectos nocivos a nivel celular que se manifiestan en consecuencias somáticas y genéticas [Prasad, Cole y Haase, 2004; Turner, 2005; Aquino et al., 2010; Vega-Carrillo et al, 2011].

A partir del descubrimiento de los rayos X, lo primero que se observó fueron sus ventajas, pero poco tiempo después se observaron sus efectos nocivos. Para 1910 se habían presentado varios casos de quemaduras con rayos X, algunos de los cuales condujeron a la muerte. Esto propició el inicio de la protección radiológica [Marshall y Keene, 2007].

En general, la radiología tiene una amplia gama de procedimientos para el diagnóstico a través de la imagen que se obtiene mediante los rayos X. Sin embargo, en estos estudios los pacientes pueden recibir altas dosis [ICRU, 1989], por lo que presenta un riesgo a la salud, cuya magnitud está determinada por la cantidad de la dosis, la rapidez y frecuencia con que se aplica, y por la radiosensibilidad del paciente, entre otros factores [Gialousis et al., 2008].

Sin embargo, el ser humano no es capaz de percibir directamente muchos agentes físicos a los que está expuesto; tal es el caso los rayos X, donde a bajas dosis los daños asociados no son percibidos. En los seres vivos, el efecto que causa la radiación se mide en términos del daño biológico [Mercado Uribe, 2007].

La radiología de diagnóstico con rayos X contribuye con el 99% de exposición a la radiación artificial en los seres humanos, por esta razón se ha señalado la importancia que tienen las comunidades científicas y de salud en conocer y divulgar las magnitudes y unidades asociadas a las dosis por radiación, así como el riesgo asociado, y los procedimientos dosimétricos para determinar la dosis, recibida por una persona durante la exploración radiológica [Meghzifene et al., 2010].

La radiografía de tórax y los exámenes intraorales dentales, son los estudios que se practican con más frecuencia en el servicio de radiología, ya que las imágenes generadas permiten evaluar al paciente y dar un mejor diagnóstico en beneficio de paciente [Vassileva, 2002; Looe et al., 2006; Meghzifene et al., 2010; Alcaraz et al., 2012].

Por consiguiente, la actividad diaria del dentista está relacionado con el uso de rayos X para radiografías intraorales y panorámicas, en ambos se considera la protección del dentista y del paciente en las recomendaciones de la ICRP [ICRP, 2007]. Así, para proporcionar protección contra la radiación ionizante en las imágenes de rayos X, los dentistas deben trabajar con procedimientos adecuados de trabajo, como la optimización y limitación de dosis, teniendo en cuenta los niveles de referencia, usar las recomendaciones para diseño de las instalaciones y

aplicar los procedimientos adecuados para asegurar la protección radiológica de él mismo y el paciente [Napier, 1999; Lee et al., 2010; Gonzalez et al, 2012; Loya et al., 2016].

En este escenario, a nivel profesional y debido a la importancia de la práctica privada del dentista, éste, podría no estar provisto de una protección adecuada y la exposición sería mayor, por lo que se deben plantear estrategias dirigidas a cumplir el principio ALARA [dosis bajas como razonablemente sea posible], para reducir al mínimo la cantidad de radiación innecesaria a la que se exponen. Así mismo, el dentista, el técnico y el radiólogo deben conocer los procedimientos y las medidas de protección radiológica existentes en beneficio de los pacientes expuestos a la radiación ionizante para fines de diagnóstico [Gray, 1998; Meghzifene et al, 2010].

Debido a que el uso de la radiación ionizante como herramienta del diagnóstico médico tiene varias ventajas para el paciente, pero a la vez representa un riesgo a la salud del mismo que depende de la magnitud de la dosis recibida así como del tipo de tejido u órganos expuestos y además, en todos los países del mundo donde se realizan procedimientos radiológicos, la exposición a radiación diagnóstica sin tomar las medidas de protección correspondientes presenta un gran problema de salud pública, por lo que se debe evaluar si la población está siendo expuesta a radiación innecesaria [Frush, Donnelly y Rosen, 2003; Ludlow, Davies-Ludlow y White, 2008].

En México, la radiografía dental se usa como herramienta de diagnóstico por todos los dentistas. También, se emplea por los estudiantes de Odontología como parte

de la adquisición de competencias durante su formación [Gaona y Enriquez, 2004]. Por esta razón, se vuelve importante determinar los niveles de dosis que se presentan durante el uso de los rayos X como técnica para el diagnóstico [Cuenca, 1997].

De acuerdo con Loya et al. [2016] los dentistas están en riesgo por exposición a los rayos X debido a la radiación recibida en sus años de formación universitaria. Durante esta etapa de entrenamiento no se aplicó en forma rigurosa el principio de justificación lo que los obligó a tomar varias radiografías y exponerse, cuando su papel era la del paciente. La dosis recibida a tan temprana edad se acumula con la recibida durante la práctica profesional. A pesar de que estas dosis son relativamente pequeñas, al considerarlas por grupo laboral, el resultado en la dosis colectiva se vuelve importante y no se puede ser ignorar, debido a la gran cantidad de exámenes que se realizan [Lee et al., 2010].

En el área clínica dental los efectos nocivos de la exposición a la radiación ionizante no se han demostrado, pero se sabe que la exposición continua a dosis bajas puede resultar en efectos a largo plazo debido al carácter acumulativo de la dosis por la radiación ionizante [ICRP, 2007].

En otras aplicaciones de la radiología la dosimetría juega un papel importante para la protección de las personas. Los estudios dosimétricos se realizan mediante dispositivos y procedimientos que son adecuados para el tipo de radiación [Fureta et al., 2010; Vega-Carrillo et al, 2011; Rivera, 2016].

Por otro lado, Loya et al. [2016] han señalado que la cantidad de estudios sobre la dosis que recibe el odontólogo y es paciente es escasa, por lo que han recomendado realizar estudios bajo las diferentes tomas radiográficas que se hacen y usando la diversidad de equipos y películas radiográficas que se usan.

En México existe una norma oficial [NOM, 2006] que establece las definiciones, requisitos y procedimientos de diseño, operación y vigilancia que deben seguirse en cualquier instalación que utilice un equipo de rayos X. Entre los requisitos señalados está la determinación de la radiación de fuga. Para el caso del control de calidad señala la necesidad de conocer los niveles del Kerma en aire sobre la superficie de entrada del cuerpo del paciente. Con fines de protección de personal ocupacionalmente expuesto se señala la necesidad de usar dispositivos de protección y dosímetros personales. Con el fin de proteger al paciente, la norma se incluyen los niveles orientativos de las dosis en la superficie de entrada de diferentes tipos de radiografías, en el caso de las radiografías dentales AP y Periapical los valores son de 5 y 7 mGy por radiografía.

Problema Científico

Los rayos X se producen durante la interacción entre los electrones acelerados y un material de número atómico alto. Las características de los fotones, como su cantidad y la distribución de su energía, dependen del material usado como blanco, la corriente y el voltaje usados. A su vez, las características de los rayos X producidos se relacionan con los niveles de la dosis absorbida por las personas que se encuentren cerca o en torno un equipos rayos X.

En la Unidad Académica de Odontología de la Universidad Autónoma de Zacatecas, los alumnos, en su preparación, se deben familiarizar con el equipo de rayos X, así como aprender la técnica para tomar radiografías dentales, las cuales les ayudaran a dar un buen diagnóstico; lo que implica que ellos tomen el lugar del paciente, para practicar la toma de radiografías. Debido a esto los estudiantes se exponen sin llevar un registro dosimétrico. Asimismo, no consideran las medidas necesarias para reducir la exposición, ya que no usan protección. Por esto es importante conocer los niveles de dosis a los que están expuestos los alumnos.

Objetivo general

Medir los niveles de dosis debida a la radiación ionizante que se produce en torno a una unidad de rayos X dentales, ubicada en la Unidad Académica de Odontología, de la Universidad Autónoma de Zacatecas.

Objetivos específicos

1. Determinar el nivel de dosis absorbida en la superficie de entrada del paciente, en cristalino y en tiroides, en dos tomas radiográficas diferentes.
2. Medir el nivel de dosis de la persona que toma la radiografía.
3. Cuantificar el nivel de dosis en el cabezal del equipo de rayos X.

2. REVISIÓN DE LITERATURA

2.1. Rayos X

Los rayos X son una parte del espectro de la radiación electromagnética. Se sitúan en el rango más energético del espectro electromagnético [Del Cura, 2009], como se muestra en la figura 1 (adaptada de Seibert, 2004) con longitudes de onda menores a 10 nanómetros. Los rayos X son una radiación electromagnética de la misma naturaleza que las ondas de radio. La energía de los rayos X generalmente se encuentra entre la radiación ultravioleta y los rayos gamma producidos naturalmente. Los rayos X son una radiación ionizante porque al interactuar con la materia produce la ionización de los átomos de la misma, es decir, origina partículas (iones) con carga eléctrica [Seibert, 2004].

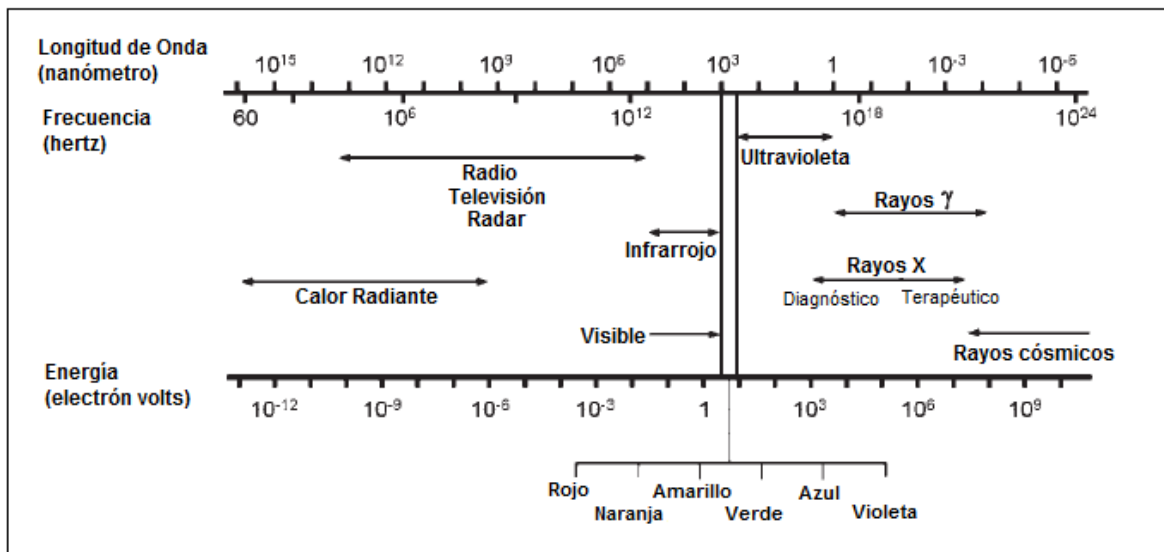


Figura 1. Espectro electromagnético

Para la producción y el control de rayos X son necesarios un tubo de rayos X y el generador de rayos X. El tubo de rayos X proporciona el medio ambiente y componentes adecuados para producir rayos X, mientras que el generador de rayos X proporciona la fuente de tensión eléctrica y el usuario controla para energizar el tubo de rayos X [Seibert, 2004].

2.1.1. Generación de rayos X

Los rayos X se originan cuando un haz de electrones choca con un material pesado, y este ioniza sus capas electrónicas internas, al reacomodarse, provocan la emisión de rayos X. También se pueden observar cuando los electrones muy energéticos (del orden de 1 keV) de un haz, se desaceleran al chocar con un blanco metálico. De este modo, el choque produce un espectro continuo de rayos X a partir de cierta longitud de onda dependiente de la energía de los electrones. Este tipo de radiación se denomina *Bremsstrahlung*, o “radiación de frenado” [Mercado Uribe, 2007].

En la figura 2 (adaptada de Seibert 2004) se observa los eventos 1, 2 y 3 que representan electrones incidentes que interactúan en la vecindad del núcleo de destino, lo que resulta en la producción de radiación de frenado causada por la desaceleración y el cambio de cantidad de movimiento, y el evento 4 demuestra la emisión de radiación característica, donde un electrón incidente con energía mayor que la energía de enlace de la capa K, choca con el electrón y expulsa el electrón, creando un hueco en esta capa, el cual ocupado por un electrón de la capa exterior, de donde se produce un fotón [Seibert, 2004].

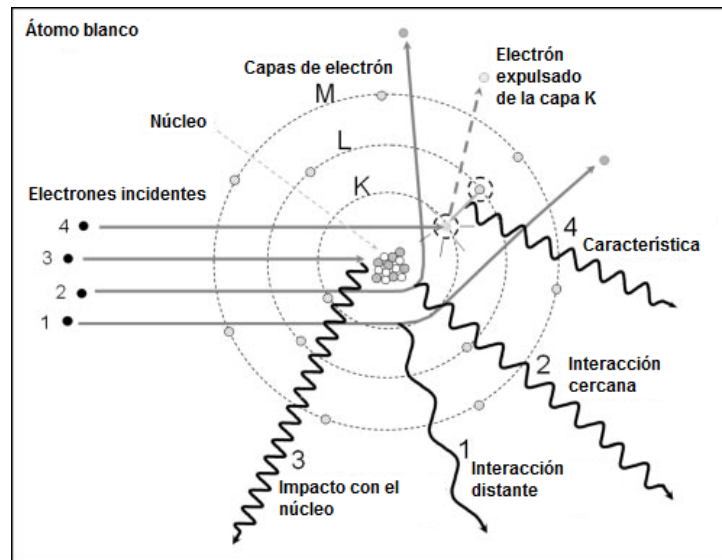


Figura 2. Producción de rayos X

El tubo de rayos X es utilizado para la producción de rayos X, como el mostrado en la figura 3. El cual, se compone de 2 electrodos, uno negativo o cátodo y el otro positivo o ánodo, en un tubo de vidrio al vacío, conectado con el cátodo y el ánodo son cables de alta tensión, desde el generador de rayos X [Cuenca, 1997; Seibert, 2004].

Un circuito separado, aislado conecta el filamento del cátodo (una estructura de alambre enrollado similar a un filamento de la bombilla en espiral) a una fuente de alimentación de bajo voltaje. Este ánodo, es generalmente de tungsteno (W), puede soportar altas temperaturas que resultan del bombardeo electrónico. Sí se conecta un alto voltaje entre los dos electrodos, los electrones catódicos, el cátodo se activa debido a que el filamento se calienta debido a su resistencia eléctrica y libera electrones que se aceleran a altas velocidades y adquieren la energía correspondiente al voltaje aplicado [Cuenca, 1997; Seibert, 2004].

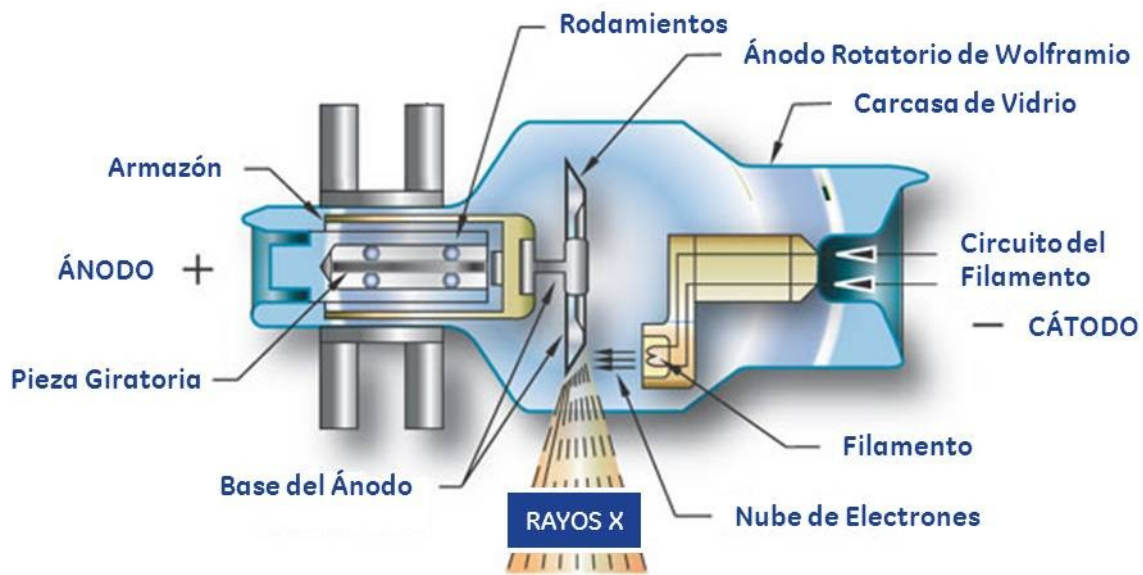


Figura 3. Esquema de un tubo de rayos X

Cuando llegan al ánodo del tubo de rayos x, los electrones interactúan frenándose bruscamente produciendo rayos X y calor. Los rayos X salen del tubo a través del vidrio. Para activar el tubo de rayos X, es necesaria una fuente de alimentación de alto voltaje. El valor del alto voltaje determina la penetración de los rayos X.

El haz de electrones constituye una corriente eléctrica entre los dos electrodos, medida en miliamperios. La cantidad de rayos X producida es proporcional a la corriente de electrones y se controla mediante una fuente de alimentación del filamento [Seibert 2004; Cember y Johnson, 2009].

La distribución de energía de los rayos x, o espectro, se caracteriza en términos de su energía usada para acelerar los electrones y la intensidad de los fotones,

está dada por la corriente de operación del tubo de rayos X, estos dos parámetros, el voltaje y la corriente de operación, definen a un tubo de rayos X. Por consiguiente la energía máxima de los fotones es dada por el kilovoltaje aplicado, y la mínima por el grueso del vidrio que deben atravesar para salir del tubo.

En la figura 4 (adaptada de Rodríguez-Ibarra et al., 2016) se muestra el espectro de los rayos X producidos cuando un haz de electrones monoenergéticos de 150 keV interactúa con un blanco de Tungsteno y se filtran con una laminilla de Aluminio.

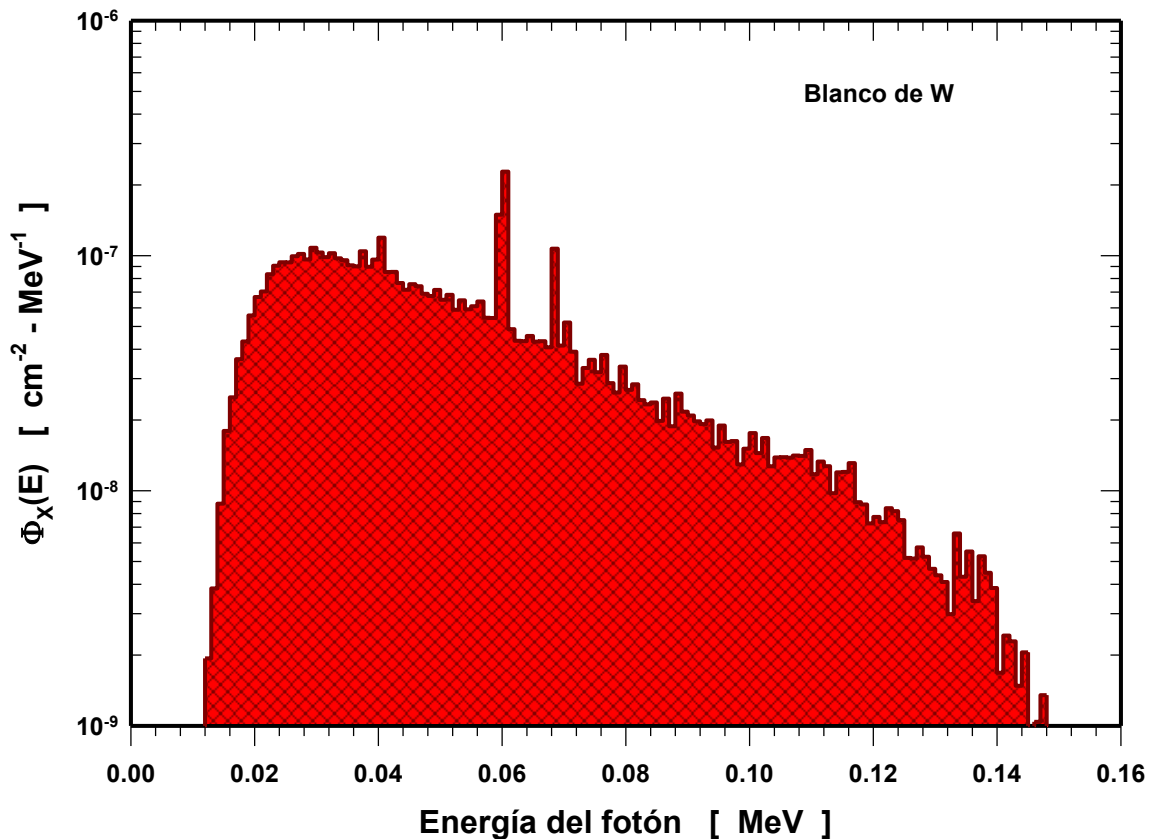


Figura 4. Espectro de los rayos X producidos por un tubo de rayos X

El espectro tiene dos componentes, el espectro continuo debido a los rayos X producidos por el frenado de los electrones en el blanco de Tungsteno y un espectro discreto que se presenta como dos picos que corresponden a los rayos X característicos del Tungsteno ($K\alpha$ y $K\beta$) que se producen cuando la radiación incidente ioniza los electrones de una de las capas y el espacio es ocupado por otro electrón de una capa superior, al “descender” el electrón a esa capa, el exceso de energía se traduce en la emisión de un fotón discreto [Rodríguez-Ibarra et al., 2016; ILCE, 2016].

2.2. Interacción de los rayos X con la materia

El grado de atenuación de los rayos X por la materia que atraviesan dentro del rango de energías usadas en radiodiagnóstico se debe a la transparencia relativa de los rayos X a través de esta [Seibert y Boone, 2005]. A continuación se muestran las interacciones de la materia con los rayos X:

- Efecto fotoeléctrico
- Dispersión de Rayleigh
- Dispersión de Compton
- Producción de pares

2.2.1 Efecto fotoeléctrico

Los rayos X no solo describen comportamiento ondulatorio como el resto de la radiación electromagnética, sino también como partícula. El efecto fotoeléctrico

ocurre con la interacción de un fotón de rayos X incidente con los electrones de un material, el fotón transfiere toda su energía al electrón y el electrón es expulsado de las capas electrónicas, esto ocurre normalmente de la capa K, el cual es frenado por ionización y excitación del material, como se muestra en la figura 5. Cuando el número atómico del material es más elevado, la atenuación fotoeléctrica de los fotones de rayos X es mayor y disminuye cuando la energía de los rayos X aumenta [Seibert, 2004].

Si la energía mínima necesaria para que un electrón escape del metal es Φ . Si el electrón absorbe una energía E , la diferencia $E - \Phi$, E_k será la energía cinética del electrón emitido, obtenido en la ecuación 1 [Seibert y Boone, 2005].

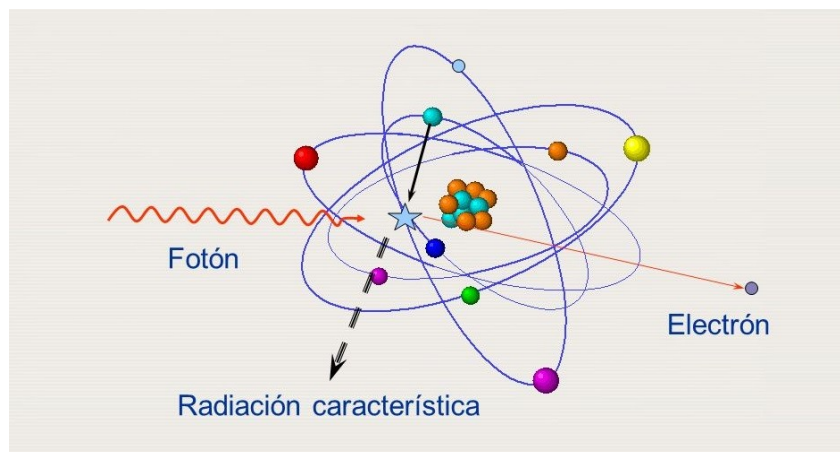


Figura 5. Efecto Fotoeléctrico

$$E_k = E - \Phi \quad (1)$$

Si E es la energía del fotón, y es menor que la energía de amarre Φ , no hay emisión eléctrica. En caso contrario, ocurre la emisión del electrón, sale del metal con una energía cinética E_k . Cuando este proceso ocurre dentro del cuerpo en zonas densas provocan las zonas claras de una radiografía.

2.2.2 Dispersión de Rayleigh

En la dispersión de Rayleigh un fotón incidente de rayos X interactúa con un electrón y es dispersado sin perder o ganar energía. Este proceso se produce al elevar temporalmente la energía del electrón sin sacarlo del átomo; a este mecanismo de interacción se conoce como Dispersión Coherente o elástica [Cember & Johnson, 2009].

En la dispersión de Rayleigh el fotón es dispersado en una dirección diferente a la dirección original del fotón incidente y mantiene la misma energía, por lo tanto el electrón con el que interactuó vuelve a su nivel original de energía, como se observa en la figura 6 (adaptada de Seibert y Boone, [2005]).

Debido a este mecanismo, la mayoría de los rayos X son dispersados hacia adelante. No hay absorción de energía, y la mayoría de los fotones de rayos X se dispersan con un pequeño ángulo. La probabilidad de la dispersión de Rayleigh, σ_{COH} o σ_R , se determina a través de la sección eficaz de este tipo de interacción. Por lo tanto en el tejido blando, la probabilidad de que ocurra este evento es pequeña, debido a que el número atómico del tejido blando (Z) es relativamente pequeño [Seibert y Boone, 2005].

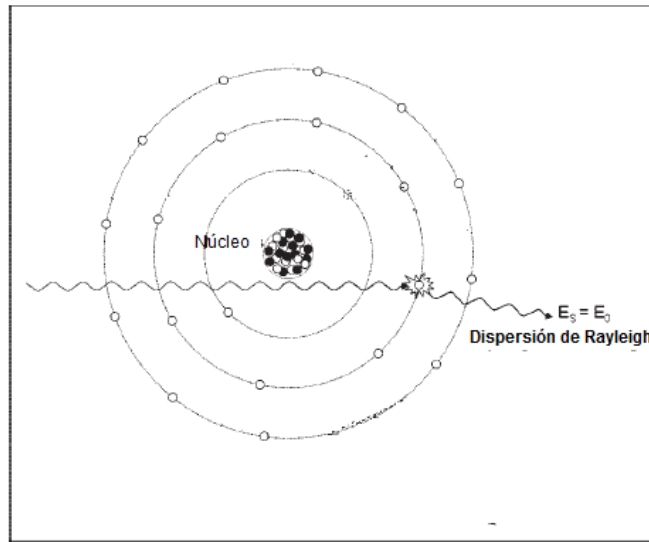


Figura 6. Dispersión de Rayleigh

2.2.3 Dispersión Compton

La Dispersión Compton, también llamada Dispersión Incoherente, es una interacción inelástica entre un fotón de rayos X de energía E_0 y un electrón libre. La transferencia de energía del fotón al electrón es parcial y el electrón es expulsado en un ángulo ϕ . El resto de la energía, E_s , se transfiere a un fotón de rayos X dispersado con una trayectoria con ángulo θ en relación con la trayectoria del fotón incidente, como se muestra en la figura 7 [Seibert y Boone, 2005].

En esta interacción el fotón dispersado puede viajar en cualquier dirección (es decir, el fotón puede ser dispersado en cualquier ángulo en el rango de 0° a 180°), el electrón de retroceso sólo puede ser dirigida hacia delante con respecto al ángulo del fotón incidente y el ángulo de dispersión del electrón puede ser cualquier en el rango de 0° a 90° .

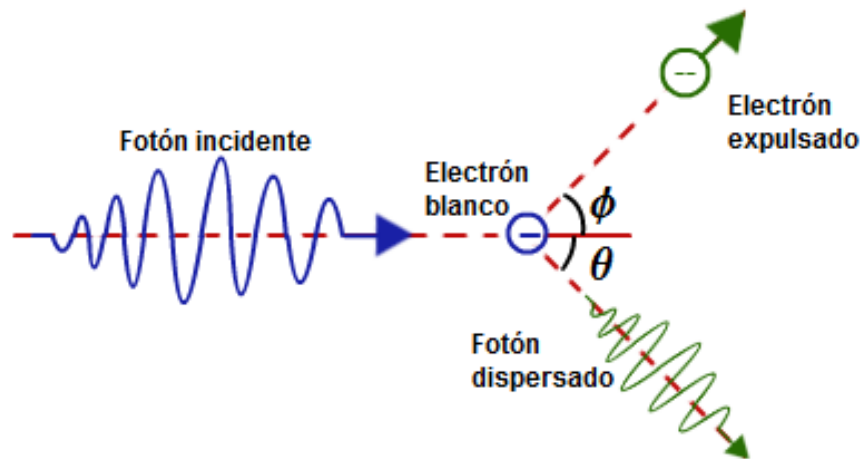


Figura 7. Dispersión Compton

2.2.4 Producción de pares

La producción de pares, que se muestran en la figura 8, puede ocurrir cuando un fotón con una energía mayor o igual a 1.022 MeV interactúa con el campo del núcleo o el campo de un electrón orbital [Turner, 2005; Turner, 2007].

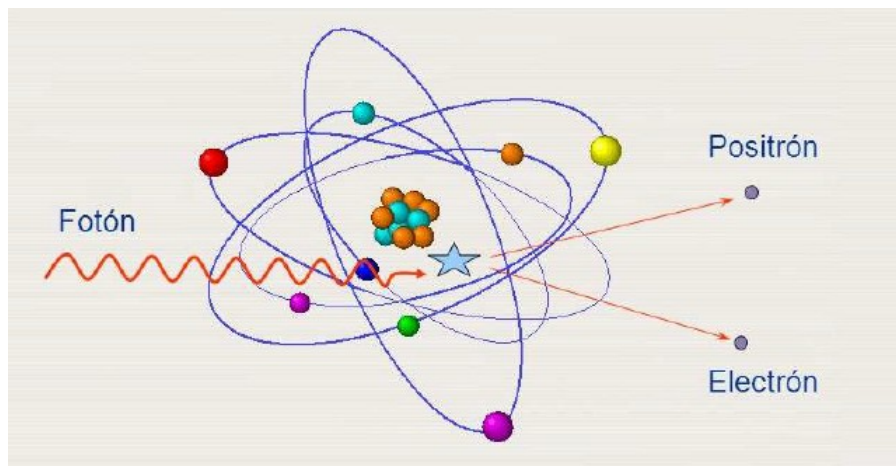


Figura 8. Producción de pares

Cuando la interacción del fotón ocurre con el campo de un electrón orbital, se produce el par e^+ y e^- , y el electrón orbital es arrancado de su órbita, debido a que después de la interacción aparecen tres partículas, el electrón orbital y el par electrón y positrón, a este fenómeno también se le llama formación triple [Seibert, 2004].

Cuando el positrón pierde su energía cinética interactúa con cualquier electrón disponible, formando por un tiempo muy corto una estructura llamada positronio, y ambas partículas se tocan, se aniquilan (fenómeno conocido como aniquilación) y la masa de ambas partículas se convierte en energía en forma de dos fotones; cada fotón resultante tiene una energía de 511 keV.

La energía umbral para la producción de pares, 1.022 MeV, es muy grande a la energía que se usa para los rayos X de diagnóstico, de tal forma que este fenómeno no se observa en este tipo de equipos, pero ocurre para en los equipos de rayos X para terapia [Turner, 2005].

2.3. Magnitudes y unidades

Se han definido magnitudes y unidades correspondientes para medir y comparar las energías absorbidas por el tejido en diferentes, las cuales a medida que se ha aumentado el conocimiento de la radiación, estas también han evolucionado.

Kerma en aire

Kerma es el acrónimo por sus siglas en ingles de *kinetic energy released per unit mass* y representa la suma de las energías cinéticas iniciales, por unidad de masa, de todas las partículas cargadas producidas por la radiación [Cember & Johnson, 2009]. El kerma está definido por la ecuación 2.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

La unidad para cuantificar el kerma en el Sistema Internacional de Unidades es el Gray (Gy). El kerma es una de las magnitudes utilizadas para evaluar el efecto de las radiaciones ionizantes al interaccionar con la materia [Podgorsak, 2005].

Dosis absorbida (D)

Es una magnitud que se utiliza en radiología y protección radiológica, para medir la cantidad de radiación ionizante recibida por un material y más específicamente por un tejido o un ser vivo. La dosis absorbida es la energía promedio depositada por la radiación ionizante (dE) en una unidad de masa (dm), es mostrado en la ecuación 3 [Cember y Johnson, 2009].

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (3)$$

La unidad utilizada para cuantificar la dosis absorbida es Jkg^{-1} , que recibe el nombre de gray (Gy), anteriormente se utilizaba el rad, donde 1Gy son 100 rad.

Exposición (X)

La exposición es una medida de la fluencia de fotones y se relaciona con la cantidad de energía transferida desde el campo de rayos X a una unidad de masa de aire, se define como la cantidad de radiación X o gamma que produce, en el aire, los iones que lleva un culombio de carga (de cualquier signo) por kilogramo de aire [Durham, 2007; Cember y Johnson, 2009].

La unidad de la exposición es el Coulomb/kilogramo. Antes de se introdujera en el Sistema Internacional la, la unidad usada era el Roentgen (R), la equivalencia entre la unidad de exposición y el Roentgen es $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$ [Turner, 2007].

Dosis equivalente (H)

La dosis equivalente es una magnitud física que describe el efecto relativo de los distintos tipos de radiaciones ionizantes sobre los tejidos vivos. Su unidad de medida es el Sievert. La dosis equivalente es un valor con mayor significado biológico que la dosis absorbida [ICRP, 1991].

La dosis equivalente H se define como la dosis absorbida en el organismo, multiplicada por un factor que caracteriza la radiación específica, se calcula

multiplicando la dosis absorbida D por este factor, como es mostrado en la ecuación 4 [ICRP, 2003].

$$H=DQ \quad (4)$$

A este factor se le llama factor de calidad, Q; en la Tabla 1 se muestran los valores de Q para los diferentes tipos de radiación [Cember y Johnson, 2009].

Tabla 1. Factores de Calidad

Tipo de radiación	Q
Rayos X y Rayos γ	1
Electrones	1
Alfas o fragmentos de Fisión	20
Neutrones	2-10

La unidad de H es $J\ kg^{-1}$ y su nombre especial es el Sievert (Sv), anteriormente la unidad que se usaba es el rem donde $1\ rem = (1\ rad)\ (Q)$. Nótese que $1\ rem = 0.01\ Sv = 1\ cSv$.

Dosis Efectiva

La Dosis Efectiva, E, es un indicador cuantitativo de la probabilidad de que pueda ocurrir un efecto estocástico, sobre una persona irradiada a cuerpo completo. Esta magnitud fue definida por la Comisión Internacional de Protección Radiológica [ICRP, 1991] como la suma ponderada de las dosis equivalentes a todos los

tejidos y órganos pertinentes “con el fin de indicar la combinación de diferentes dosis en diferentes tejidos de manera que sea posible la correlación con el total de los efectos estocásticos”. Esto es, por tanto, aplicable aunque la distribución de la dosis absorbida por el cuerpo humano no sea homogénea [OIEA, 1997].

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (5)$$

Equivalente de dosis ambiental ($H^*(d)$)

La dosis ambiental mide los niveles de radiación existentes en determinadas áreas de manera que, a partir de esa evaluación se pueden clasificar en función del nivel de riesgo existente, el equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$, en un punto de un campo de radiación, es el equivalente de dosis que se produciría por el correspondiente campo alineado en el esfera ICRU a una profundidad d sobre el radio opuesto a la dirección del campo alineado [ICRU, 1998].

La unidad de la $H^*(d)$ en el Sistema Internacional de Unidades es el $J\ kg^{-1}$ y su nombre especial es el Sievert (Sv) y se mide utilizando monitores o dosímetros. Esta unidad se utiliza para establecer el nivel de dosis en un área, antes de que una persona se ubique en ésta. Esta magnitud es operativa que se puede medir y se puede calcular [Vega-Carrillo et al., 2006].

Para radiación fuertemente penetrante, se recomienda una profundidad de 10 mm, lo cual se expresa como $H^*(10)$, mientras que para la débilmente penetrante se emplean 0.07 mm para la piel y 3 mm para el cristalino.

Equivalente de dosis personal

El equivalente de dosis personal, $H_p(d)$, es el equivalente de dosis en tejido blando, por debajo de un punto especificado del cuerpo y a una profundidad apropiada, d . La unidad del $H_p(d)$ en el SI es el $J\ kg^{-1}$ y su nombre especial es el Sievert (Sv). El equivalente de dosis personal es usado para evaluar las dosis individuales de las personas como medidas de protección radiológica [ICRP, 2007].

También en este caso, para radiación fuertemente penetrante, se recomienda una profundidad de 10mm, y para la débilmente penetrante se emplean 0.07 mm para la piel y 3 mm para el cristalino. $H_p(d)$ se puede medir con un detector que se lleva en la superficie del cuerpo cubierto con un espesor apropiado de material equivalente a tejido. Hay que tener en cuenta que esta magnitud se define sobre el cuerpo humano y no sobre la esfera ICRU, como en el equivalente de dosis ambiental y direccional [ICRP, 1991].

Relación entre las unidades

La relación entre el kerma en aire, K_a , la dosis equivalente ambiental, $H^*(10)$, y la dosis equivalente personal, $H_p(10,0^0)$, para fotones de energía en el rango de los rayos X dentales se muestra en la figura donde se presentan los factores de conversión de fluencia a dosis recomendados en el reporte 74 del ICRP [1996].

Cuando existen condiciones de Equilibrio electrónico, el valor del Kerma se convierte directamente en el valor de la Dosis Absorbida y para el caso de los

dosímetros termoluminiscentes las condiciones de equilibrio electrónico se logran empapelando los TLDs en un material hidrogenado con un espesor mayor a 1 mm.

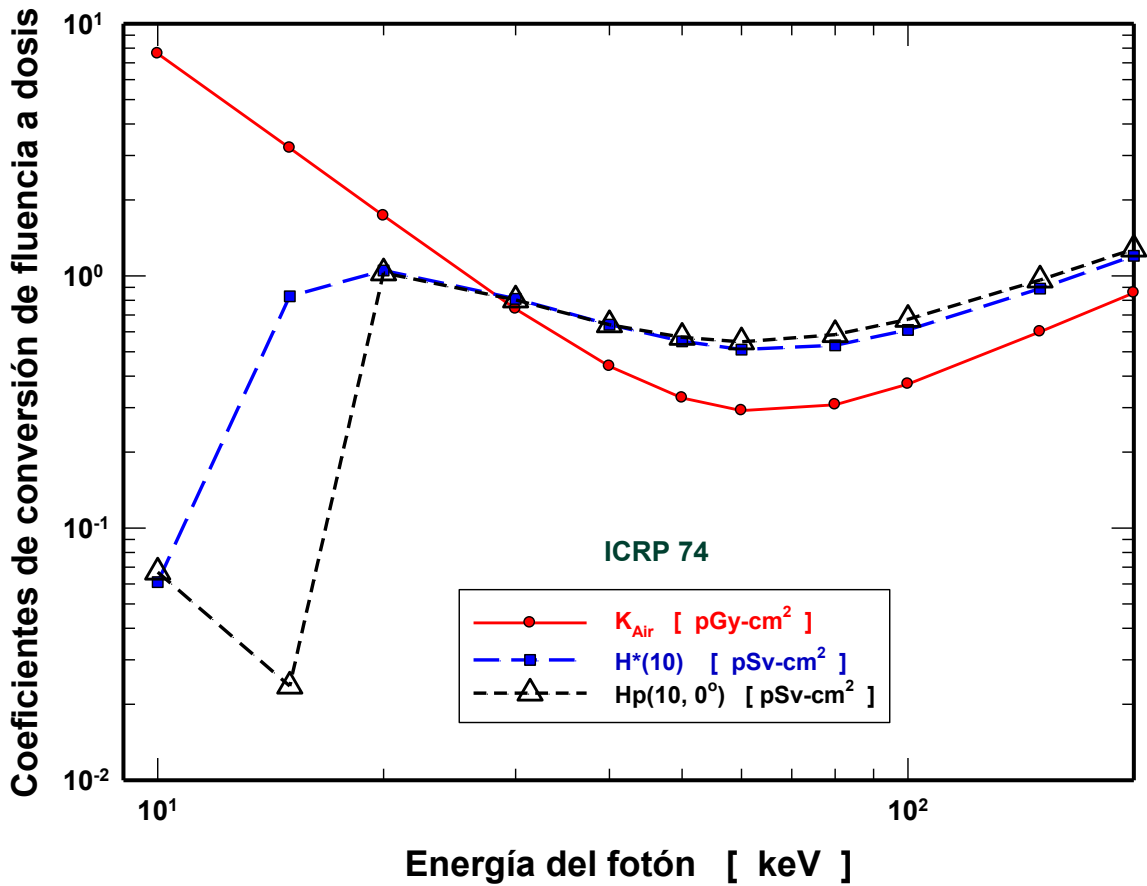


Figura 9.- Magnitudes dosimétricas en función de la energía del fotón

2.4. Termoluminiscencia

La termoluminiscencia (TL) es un fenómeno luminiscente que se presenta en algunos materiales aislantes o semiconductores que se puede observar cuando el

material se estimula térmicamente. Este fenómeno fue descubierto por Robert Boyle quien reportó, ante la “*Royal Society of London*” el 28 de Octubre de 1663, haber observado una luz de brillo tenue cuando colocó sobre su cuerpo un diamante en una habitación a oscuras. Boyle repitió esta observación usando otras fuentes de calor como una vela, un metal caliente y usando fricción [Garlick y Gibson, 1948].

Posteriormente, Du Fay demostró que este tipo de emisión era en realidad una fosforescencia retardada y Becquerel detectó la ocurrencia de este fenómeno en ciertos materiales fosforescentes. Wiedemann y Schmidt usaron el fenómeno de la TL por primera vez para detectar los rayos catódicos y la luz ultravioleta, también Marie Curie indujo la TL en un mineral de fluorita al exponerlo a las radiaciones emitidas por el Radio [Sunta, 2015].

La TL no debe confundirse con la emisión espontánea de luz que emite un medio cuando se calienta hasta la incandescencia [El-Aragi, 2016]. La incandescencia se manifiesta en forma de luz visible solo cuando un objeto se calienta por encima de los 500 °C y se caracteriza por emitir una luz roja pálida, conforme la temperatura aumenta el color rojo se vuelve más brillante.

El fenómeno de la incandescencia nos es más familiar en los filamentos de los focos que emiten luz ya que el filamento de Tungsteno se calienta a 2500 °C. En contraste, la TL se puede producir a cualquier temperatura y se expresa en forma de un brillo transitorio cuando la muestra se calienta después de haber sido expuesta a la radiación ionizante [Sunta, 2015].

Un dosímetro termoluminiscente consiste en un cristal pequeño dopado que tiene la capacidad de absorber y almacenar parte de la energía incidente. Cuando el dosímetro se calienta, la energía almacenada se libera en forma de luz, a este fenómeno se le llama TL [El-Aragi, 2016].

La dosimetría por termoluminiscencia (TLD) parte de la capacidad de algunos sólidos para absorber y almacenar la energía que es depositada debido a la radiación ionizante, que al calentarse, es decir, elevar su temperatura a un valor por debajo de su temperatura de incandescencia, tiene la propiedad de emitir en forma de radiación electromagnética, principalmente en la longitud del espectro visible. La luz emitida es detectada y correlacionada con la dosis absorbida por el material termoluminiscente (TL) y la importancia del fenómeno TL reside en al calentar el material que fue irradiado, la cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis absorbida por el material [Rivera, 2012; Bos, 2007].

De acuerdo a Bos [2007] para la producción del fenómeno de termoluminiscencia, se requiere lo siguiente:

1. El material debe ser un aislante o un semiconductor.
2. El material debe tener en algún momento la energía absorbida durante la exposición a la radiación ionizante.
3. La emisión de luminiscencia es provocada por el calentamiento del material.

Una explicación al fenómeno de la TL se puede obtener de la Teoría de Bandas de energía de los sólidos, en esta teoría los electrones se ubican en la banda de

valencia (BV) que se encuentra separada de la banda de conducción (BC) mediante la banda prohibida (BP), como se muestra en el esquema de la figura 9 que fue adaptada de la literatura [Rivera, 2012]. Para que un electrón pase de la banda de valencia a la banda de conducción requiere de una cierta cantidad de energía que es igual al valor del ancho de la banda prohibida.

Si el material es un conductor el ancho de la banda prohibida es pequeño y la energía para que el electrón pase de la banda de valencia a la de conducción puede ser proporcionado por un campo eléctrico externo, una vez que el electrón se encuentra en la banda de conducción se transporta impulsado por el campo eléctrico externo.

En el caso de un material semiconductor o aislante la mayor parte de los electrones residen en la banda de valencia (BV). La banda más alta a la que los electrones pueden viajar es la banda de conducción (BC), pero el ancho de la BP es alto y la radiación ionizante tiene la energía suficiente para vencer la BP. Cuando los electrones pasan de la BV a la BC, tienden a regresar a la BV, pero pueden quedar atrapados en las trampas de la BP [Bos, 2007], como se muestra en la figura 10.

La absorción de energía radiante con $h\nu = E_g$ como el resultado de la ionización de electrones de valencia, liberan electrones con cierta cantidad de energía, así como huecos que al termalizarse (lo que implica que entran en equilibrio termodinámico con el material), producen electrones libres en la banda de conducción y huecos libres en la valencia banda. Los portadores de carga libres se recombinan entre sí o quedan atrapados [Furetta, 2003].

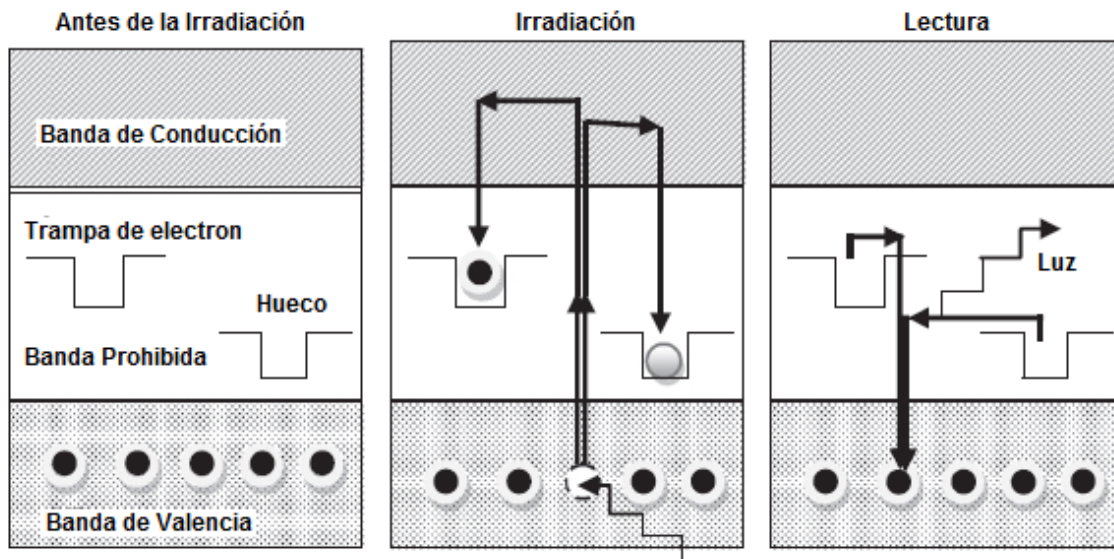


Figura 10. Mecanismo del proceso de termoluminiscencia en un semiconductor

Para la dosimetría termoluminiscente, se recomiendan dos características que deben de cumplir los dosímetros TL, son la precisión y exactitud. La precisión asociada con la incertidumbre asociada a la medición, y la exactitud con la que se espera que se aproxime al valor real. También se consideran la homogeneidad de lote, la estabilidad de la respuesta, la respuesta en función de la dosis, la dependencia de la sensibilidad, reproducibilidad, y la dependencia con la energía [Rivera, 2011].

El material termoluminiscente más usado es el TLD-100 (LiF:Mg, Ti), se usa con mayor frecuencia como dosímetro personal. Su popularidad radica principalmente a la buena equivalencia del material con el tejido, un amplio rango de sensibilidad y estabilidad a temperatura ambiente, aunque no es un dosímetro absoluto, debido a que necesita su calibración [Azorín, 2016].

El CaF_2 es un material termoluminiscente con alta sensibilidad, debido a que su número atómico efectivo no es equivalente al tejido, se utiliza principalmente en la dosimetría ambiental. Varios tipos de dosímetros CaF_2 están disponibles comercialmente como polvo o en forma de pastillas sinterizadas, como TLD-200 (CaF_2 : Dy), TLD-300 (CaF_2 : Tm) y TLD-400 (CaF_2 : Mn) [Bos, 2001].

El CaSO_4 es otro de los materiales más sensibles TL disponibles en la actualidad. Este material fue el primero en ser utilizado para la medición de la radiación ionizante. El CaSO_4 es dopado con Sm, que es aproximadamente 2.5 veces más sensible que CaSO_4 : Mn; también son el CaSO_4 : Dy y CaSO_4 : Tm, debido a que tienen una respuesta TL mucho más estable que la anterior [Furetta et al., 2010; Azorín 2016].

Una representación gráfica de la cantidad de luz emitida (intensidad TL) por los materiales termoluminiscentes en función de la temperatura o del tiempo, se conoce como Curva de brillo o curva termoluminiscente [Azorín et al., 2015]. En la figura 11 se muestra la respuesta termoluminiscente típica del material TLD 100 cuando se calienta de 50 a 350 °C con un gradiente de temperatura de 10 °C/seg.

El pico del lado derecho es la superposición de tres picos que no se observan debido a la resolución del sistema de medición, y también se observa un pico más pequeño al lado derecho. Cada pico representa la energía de la trampa donde quedó atrapado el electrón cuando el TLD absorbió la radiación ionizante. En forma individual cada uno de los picos se puede estimar usando una función conocida como ecuación cinética y existen modelos de cinética de primer orden, segundo orden y orden n [Bos, 2007; Sunta, 2015]

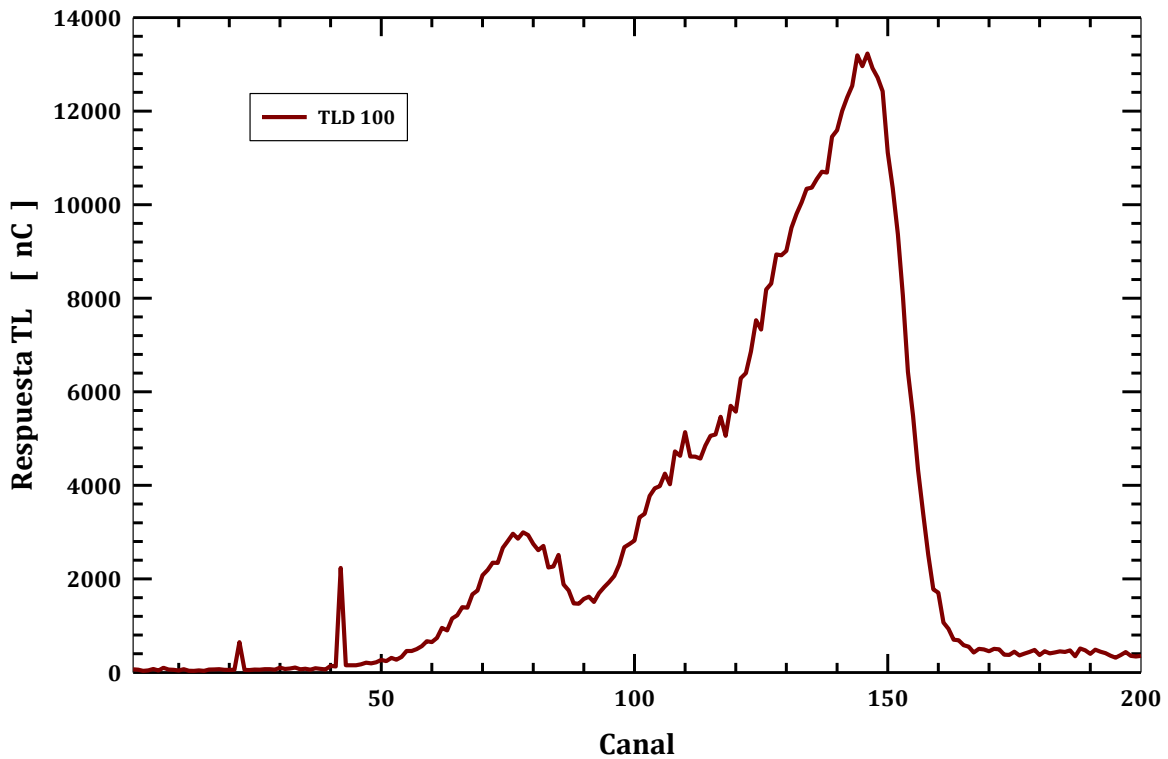


Figura 11. Curva termoluminiscente del TLD-100

2.5. Radiología dental y Equipos de rayos X dentales

La radiografía se puede considerar como una "fotografía con rayos X" y son una útil herramienta que ayudan al dentista a detectar daños y enfermedades no visibles durante un examen dental regular. Las imágenes que se forman al pasar un haz de rayos X a través de una parte del cuerpo de un paciente, impresionan una película o se graban en algún tipo de soporte digital. Por esta razón es importante ser consciente de que los elementos principales de la información de la imagen y de la exposición de los pacientes a la radiación no vienen determinados por el tipo de soporte radiográfico, sino por la elección de las características del

sistema de imagen y de los parámetros de operación para cada exploración clínica [Miles y Langlais, 2004].

Los exámenes de rayos X son un importante medio que ayuda a los dentistas a diagnosticar, planificar los tratamientos y hacer el seguimiento de los mismos y del desarrollo de las lesiones [Mouth Healthy, 2016].

Existen cuatro tipos de radiografías dentales, las interproximales, periapicales, palatales (oclusivas) y panorámicas [Palacios, 2013]:

- La radiografía interproximal muestra superiores e inferiores de los dientes juntos.
- La radiografía periapical incluye uno o dos dientes completos desde la corona hasta la raíz.
- La radiografía palatal captura todos los dientes superiores e inferiores en una sola toma.
- La radiografía panorámica se efectúa con una máquina de rayos X que gira en torno a la cabeza, la radiografía captura los maxilares y los dientes completos en una sola toma.

En radiología, hay dos maneras para referirse a la dosis de radiación en los exámenes radiológicos dentales: la dosis en la piel de la superficie del paciente, que se estima a partir de del dosis absorbida en la superficie de entrada, y la dosis efectiva. La dosis estimada en la superficie de la piel es más fácil de determinar y es lo que se utiliza para evaluar los equipos de rayos X [IAEA, 2016]. La dosis

efectiva es más complicada de calcular, pero su valor está relacionado directamente con los riesgos de la radiación.

De acuerdo al Organismo Internacional de Energía Atómica [IAEA, 2002] y el Comité Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica [UNSCEAR, 2000], las dosis que se han encontrado a nivel mundial asociadas a las radiografías son:

- Radiografía intraoral, que incluye interproximales, periapicales y oclusivas: la dosis absorbida en la superficie de entrada de 1 - 8 mGy, y la dosis efectiva varía entre 1 - 8 μ Sv.
- Radiografía panorámica: producto dosis x área de unos 100 mGy/cm², y la dosis efectiva oscila entre 4 - 30 μ Sv.

Por lo tanto, las dosis de los exámenes radiológicos dentales intraorales son más bajas. Las dosis en las radiografías panorámicas varían más, los valores más altos son similares a la dosis de una radiografía de tórax. La radiación producida por los equipos para radiografía dental es radiación ionizante, la cual al interactuar con la materia viva, provoca la ionización de los átomos de esta, lo que puede producir daños en esta. Así para conocer el daño se debe tener en cuenta dosis absorbida de la zona afectada y del tiempo de exposición [Luckey, 2008].

Según el OIEA [IAEA, 2007; IAEA, 2011] el límite anual de dosis efectiva es de 1 mSv/año para la población general y de 20 mSv por año para POE (Personal Ocupacionalmente Expuesto). Con fines de protección radiológica y mantener los niveles de dosis acorde a las recomendaciones se usan varias estrategias como

establecer un protocolo de trabajo donde, en el caso de la toma de radiografías debe haber una justificación para esta, utilizar la técnica adecuada, así como minimizar la exposición para paciente, técnico y público. Además, se debe poner en práctica los tres factores de protección: [NCRP, 2003; Miles y Langlais, 2004; IAEA, 2007; Cember y Johnson, 2009; Aquino et al, 2010]:

- **Distancia.** Alejarse de la fuente de radiación puesto que su intensidad disminuye con el cuadrado de la distancia.
- **Blindaje.** Utilizar algún blindaje entre la fuente de radiación y las personas.
- **Tiempo.** Disminuir el tiempo de irradiación.

Como blindaje se usan lentes, guantes, delantales, cuellos tiroideos, biombos y vidrios plomados, como se muestran en la figura 12 [NCRP, 2003]. La vigilancia de los niveles de dosis se realiza mediante el uso de dosímetros personales y monitores de área.

En el caso de México existe una norma [NOM, 2006] que establece los requisitos que se deben cumplir en cualquier instalación que use rayos X. En la norma se define el procedimiento para calcular el blindaje y elaborar la memoria de cálculo, los procedimientos y requisitos para el monitoreo de los niveles de radiación, etc.

Los equipos de rayos X utilizados por dentistas para la toma de estas radiografías, son móviles o fijos. Dependiendo de su uso, es decir de cual tipo de radiografía se realice, los equipos utilizan diferentes voltajes, corrientes y tiempos de exposición [CORIX, 2016].



Figura 12. Equipo utilizado para Protección radiológica

Los equipos de rayos X dentales están compuestos por el cabezal, brazo articulado, soporte, panel de control y reguladores de voltaje, en la figura 13 se muestra un equipo móvil de rayos X y sus componentes. El cabezal incluye al tubo de rayos X y, circuito de alta y baja tensión, por lo que es la parte más importante del equipo ya que es donde se producen los rayos X. El brazo articulado permite mover el cabezal, para tomar radiografías. El soporte une o fija el equipo de rayos X, en el caso de los equipos fijo, este está esta fijo en un muro. El panel de control permite la manipulación del equipo, como el encendido y apagado y modificar

algunas variables de exposición. Además, cuenta con un interruptor que permite al operador hacer el disparo de rayos X para tomar la radiografías. El regulador de voltaje permite establecer la tensión y la corriente de operación del tubo de rayos X [Iannucci & Jansen Howerton, 2013].

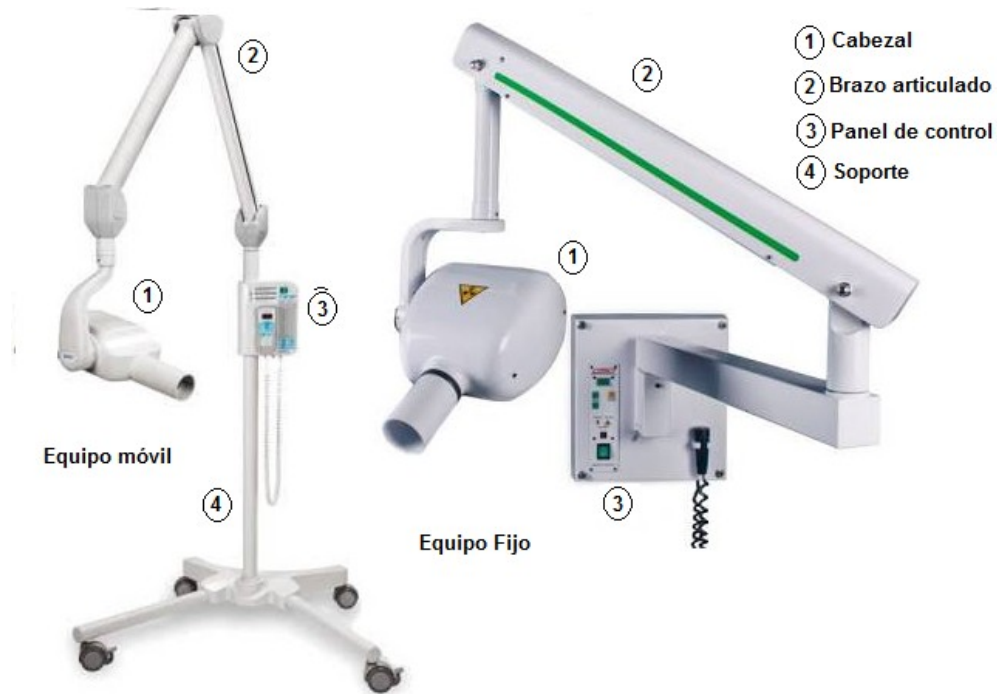


Figura 13. Equipos de rayos X y sus partes

Los equipos de rayos X dentales se pueden clasificar por distintas categorías [Palacios, 2013]:

- De acuerdo a su movilidad, equipos estáticos que necesitan la total inmovilidad del cabezal, plano de proyección y del paciente, y los dinámicos o panorámicos.
- Según las zonas que abarquen, como los zonales abarcan solo un área determinada del territorio maxilofacial y los panorámicos.

- Por su instalación [NCRP, 2003], los fijos que van fijados en la pared, los móviles tienen ruedas y pedestal y los equipos portátiles pueden ser trasladados con facilidad.
- De acuerdo a las variables que se pueden controlar, los hay de control libre cuando el equipo se pueden controlar el voltaje, corriente y el tiempo de exposición, y los hay de control fijo cuando solo se controla el tiempo de exposición [Miles y Langlais, 2004].

3. MATERIALES Y MÉTODOS

El trabajo experimental se realizó en la Unidad Académica de Odontología campus Guadalupe, de la Universidad Autónoma de Zacatecas, ubicado en Guadalupe, Zacatecas, en el Área de Rayos X de las instalaciones de la CLIMUZAC (Clínica Multidisciplinaria de Zacatecas), cuya fachada se muestra en la figura14.



Figura 14. Unidad Académica de Odontología campus Guadalupe

Esta clínica tiene una sala de rayos X, la cual cuenta con un equipo de rayos X móvil y uno fijo para radiodiagnóstico dental. Se usó el equipo de rayos X móvil, se muestra en la figura 15, éste, es un equipo de la marca CORAMEX, S.A. modelo COR-70/8-03, el voltaje de operación es de $70 \pm 10\%$ kV, corriente máxima de $8 \pm 15\%$ mA, usa un filtro inherente de 2 mm de aluminio y el punto focal es de 0.8 mm., teniendo una exposición de 0.6 s por disparo.



Figura 15.- Unidad de rayos X

Con el fin de medir los niveles de la dosis absorbida en paciente y dentista y dosis equivalente ambiental, se usaron dosímetros termoluminiscentes TLD100 que se muestran en la figura 16 los cuales fueron calibrados antes de realizar el experimento.



Figura 16. Dosímetros termoluminiscentes

3.1. Calibración de los TLDs

Antes de su uso, con fines de calibración o de medición, se debe eliminar cualquier señal almacenada en los TLDs debida a exposiciones involuntarias o a la radiación de fondo, para borrar esta señal los TLDs se calentaron a 400 °C por una hora usando una mufla electrónica PANASONIC, la cual se muestra en la figura 17.



Figura 17. Mufla para el borrado de los TLDs

Una vez transcurrido este tiempo se dejaron enfriar hasta alcanzar la temperatura ambiente para usarse inmediatamente. Durante este proceso se procuró mantener los TLDs el menor tiempo posible expuestos a la luz solar y la de las lámparas fluorescentes del laboratorio.

Después de haberse borrado se procedió a calibrarlos, para lo cual los TLDs se separaron en grupos de 5 TLDs que se colocaron en embalajes de polietileno, que permiten su manejo en forma controlada, libres de la exposición a la luz natural o artificial y garantiza las condiciones para el Equilibrio electrónico.

A cada TLD se le asignó un número con el fin de darle una identificación individual, también a cada embalaje se le asignó una identificación individual. Se prepararon 8 embalajes, cada uno con 5 TLDs. Siete de los contenedores se usaron para exponerlos al campo de radiación de la unidad de rayos X y uno de ellos se usó para medir la contribución de la radiación del fondo.

Para calibrarlos los embalajes se expusieron al campo de rayos X que produce la unidad portátil de rayos X dentales de la Unidad Académica de Odontología del campus Guadalupe. El cabezal del equipo se mantuvo fijo mediante un soporte de unicel de 27.5 cm de longitud, lo que permitió que el cono de 20 cm se ubicara a 7.5 de la superficie de la mesa de trabajo, como se muestra en la figura 18.

En la parte inferior, el soporte de unicel, tiene un espacio que permitió colocar, uno a la vez, los embalajes con los TLDs. Cada uno de los embalajes se expuso a 1, 2, 3, 4, 5, 6 y 7 disparos del equipo. En cada disparo se mantuvieron constantes el voltaje y la corriente (70 kV y 8 mA).

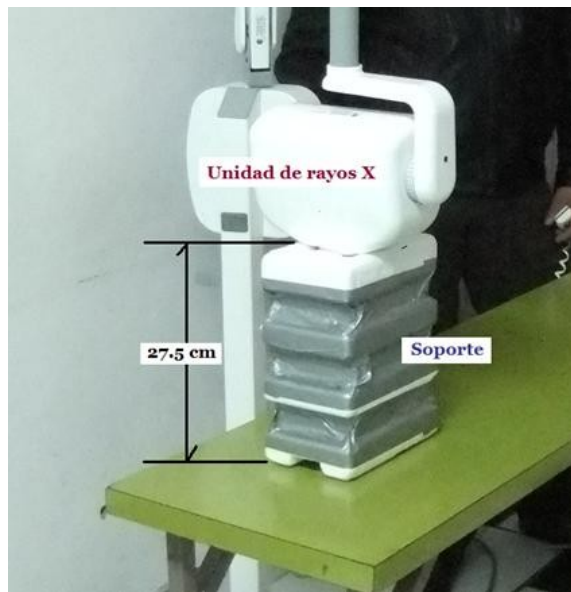


Figura 18. Arreglo experimental para la calibración de los TLDs

Para determinar la dosis aplicada se usó un monitor de RaySafe modelo ThinX RAD. Este equipo se activa cuando el haz de rayos X incide sobre su superficie y entre los parámetros que arroja están el Kerma en aire, la rapidez del Kerma en aire, el voltaje usado para la producción de los rayos X, el tiempo del disparo, el número de pulsos y el espesor hemireductor, como se muestra en la figura 19.

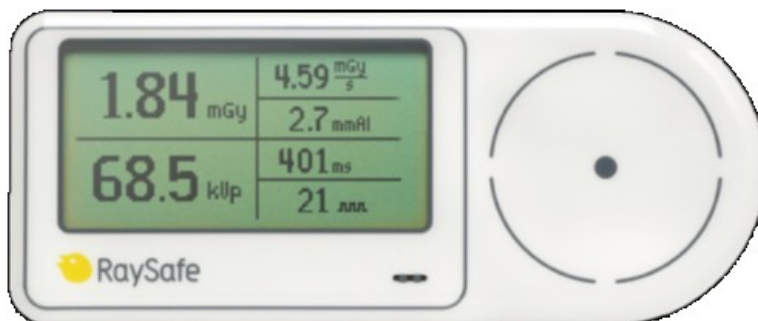


Figura 19. Monitor de rayos X ThinX RAD.

En la tabla 2 se muestra el número de contenedor con los TLDs y el número de disparos aplicados, junto con el Kerma en aire medido con el monitor de rayos X.

Tabla 2. Kerma en aire en función de los disparos de la unidad de rayos X.

Contenedor de TLDs	Número de Disparos	Kerma en aire [μGy]
1	1	520.3
2	2	1040.7
3	3	1561.0
4	4	2081.4
5	5	2601.7
6	6	3122.1
7	7	3642.4
8	Fondo	-

Una vez expuestos, los TLDs se trasladaron al Laboratorio de Mediciones Nucleares de la Unidad Académica de Estudios Nucleares donde se leyeron usando el lector Harshaw TLD modelo 3500, la cual se muestra en la figura 20. Las lecturas se hicieron en atmósfera de nitrógeno para evitar la oxidación y eliminar la humedad del aire. La lectura se realizó calentando los TLDs de 50 a 350 °C, con un gradiente de temperatura de 10°C/s, donde se obtuvieron las curvas de brillos de cada TLD, así como su área bajo la curva en unidades de carga eléctrica.



Figura 20. Lector Harshaw 3500

De las lecturas individuales de los TLDs de cada contenedor se obtuvo el promedio, L_i , que se corrigieron por el promedio de las lecturas de los TLDs del contenedor usado para medir la radiación de fondo, B . La respuesta corregida de cada contenedor, RC_i , se obtuvo mediante la ecuación 6, mientras la desviación estándar se obtuvo haciendo la propagación de incertidumbres, como se muestra en la ecuación 7.

$$RC_i = L_i - B \quad (6)$$

$$\sigma_{RC} = \sqrt{\sigma_L^2 + \sigma_B^2} \quad (7)$$

Las respuestas corregidas y el valor del Kerma en aire se ajustaron a una función lineal mediante la regresión lineal mediante mínimos cuadrados ponderados [Vega-Carrillo, 1989], donde el factor de ponderación fue el recíproco del cuadrado de la ecuación 7.

3.2. Medición de la dosis en fantomas

Se midió la dosis, en términos de kerma en la superficie de entrada, en el paciente para lo cual se usó un fantoma o maniquí de cabeza, un trípode como base para colocar el maniquí a la altura de la unidad de rayos X. También se midió la dosis en el odontólogo, para lo cual se usó un fantoma de placa de agua. Para estas mediciones se usaron 40 TLDs que se colocaron en 11 embalajes. A siete de los contenedores se les colocaron 4 TLDs, y al resto solo 3 TLD.

Para las mediciones en el fantoma del paciente se realizaron 2 tomas radiográficas, una lateral izquierda y otra antero posterior o frontal. En cada una de las posiciones los TLDs se expusieron a 10 disparos del equipo móvil de rayos X, cuyas condiciones de operación se mantuvieron a 70 kV y 8 mA.

En la toma lateral, al maniquí se le colocaron 3 contenedores con 4 TLDs en la superficie de entrada del haz (mejilla), en el cristalino y la tiroides, como se muestra en la figura 21.



Figura 21. Radiografía lateral

En la toma frontal, al maniquí se le colocaron 3 contenedores con 4 TLDs en la superficie de entrada del haz (mentón), en el cristalino y la tiroides, como se muestra en la figura 22.



Figura 22. Radiografía frontal

Con el fin de determinar la dosis en la superficie de entrada del odontólogo, o el técnico que hace la toma radiográfica, se colocó un contenedor con 4 TLDs en el mismo plano del haz de salida del tubo de rayos X durante la toma lateral, como se muestra en la figura 23.



Figura 23. Embalaje de los TLDs en el fantoma de agua

3.3. Medición de la dosis por la radiación de fuga del cabezal

El cono del cabezal de la unidad de rayos X se usa como guía para asegurar que la placa radiográfica se expone completamente, pero entre los usuarios les da la falsa percepción de que solo por el cono sale el haz de rayos X. Con el fin de determinar los valores de la dosis debida a la radiación que se fuga del cabezal se

colocaron 3 embalajes con 4 TLDs que se colocaron en la parte superior, posterior y lateral del cabezal, como se muestra en la figura 24.



Figura 24. Embalaje de los TLDs en el cabezal

Con el propósito de hacer correcciones por la radiación de fondo, se usó un embalaje con 3 TLDs.

Después de la irradiación, los TLDs se trasladaron al Laboratorio de Mediciones donde se leyeron todos los TLDs usando el mismo proceso de lectura con el equipo Harshaw 3500.

Las lecturas individuales de los TLDs de cada embalaje se promediaron y se corrigieron por fondo, usando el promedio de las lecturas de los TLDs en el embalaje usado para este fin usando las ecuaciones 6 y 7.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Mediante TLDs del tipo 100 se midieron las dosis que recibe un paciente durante la toma de una radiografía dental lateral y frontal, la que recibe el técnico o el odontólogo que opera el equipo y la dosis debida a la radiación que se fuga del cabezal.

4.1. Calibración de los TLDs

Los TLDs se separaron en grupos que se expusieron al campo de radiación producido por el equipo portátil de rayos X dentales operando a 70 kV y 8 mA. En la tabla 3 se muestran el número del contenedor de los TLDs, que corresponde al número de disparos del equipo, excepto el 8 que se usó para medir el fondo.

Tabla 3. Kerma en aire en función de los disparos de la unidad de rayos X.

Contenedor de TLDs	Lecturas de los TLDs [nC]
1	7.702/7.850/6.438/6.673/6.671
2	12.64/11.09/11.01/11.39/11.82
3	16.20/15.49/16.35/16.20/18.14
4	20.59/21.14/19.81/21.87/21.68
5	26.99/25.39/26.50/25.06/22.63
6	25.46/28.91/30.55/30.02/29.67
7	35.35/33.70/37.73/36.08/33.35
8 [Fondo]	1.732/16.01/1.620/1.580/1.579

Para la calibración se usó un monitor Thin X, cuyas lecturas se usaron para correlacionar las lecturas corregidas de los TLDs con los del kerma en aire. En la ecuación 8 se muestra la función lineal ajustada que permite correlacionar la lectura corregida de los TLD en nC (RC), con el valor del Kerma en aire en μGy (K_a).

$$K_a = -[0.4772 \pm 9.99\%] + [111.5636 \pm 1.11\%] \text{RC} \quad (8)$$

El coeficiente de correlación del ajuste es $r^2 = 0.9977$, en la figura 23 se muestran la curva de calibración de los TLDs.

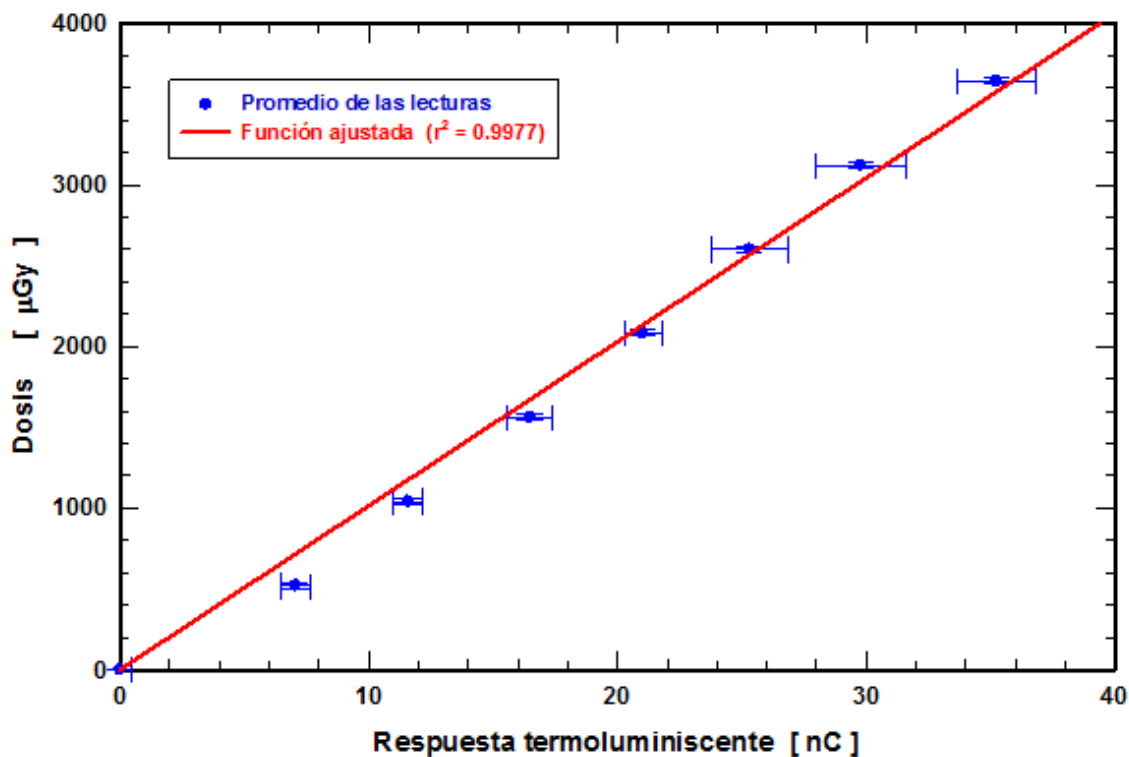


Figura 25. Curva de calibración de los TLDs

Cuando los TLDs se calibran normalmente se usan fuentes de ^{137}Cs , ^{60}Co o equipos de rayos X de 200 a 300 kV. La respuesta de los TLD 100 de 10 keV a 0.662 MeV tienen una respuesta no lineal, a partir de esta energía la respuesta es lineal. El haber usado el Monitor de rayos X ThinX RAD, para medir las dosis como fuente de radiación para la calibración evita errores que suelen ser de hasta el 40% [Meghzifene et al., 2010; Loya et al., 2016].

Para las dosis aplicadas se obtuvo una respuesta lineal, ya que la supralinealidad de los TLD 100 se observa para dosis superiores a los 7 Gy [Azorin et al., 2015; Azorin 2016].

4.2. Medición de la dosis en fantomas

Después de haber sido irradiados los TLDs, utilizados para la parte experimental realizada en el CLIMUZAC de la Unidad Académica de Odontología Campus Guadalupe, así como los que se usaron para medir el fondo, se transportaron al Laboratorio de Mediciones Nucleares de la Unidad Académica de Estudios Nucleares, donde se obtuvieron las lecturas correspondientes.

Con las lecturas individuales de los dosímetros TLDs de cada contenedor, usando la ecuación 6 y 7, se obtuvieron las respuestas corregidas. Las respuestas corregidas se convirtieron a valores de dosis usando la ecuación 8. Los valores de la dosis absorbida en paciente en la radiografía lateral y frontal se muestran en las tablas 4 y 5.

Tabla 4. Dosis absorbida en paciente durante la radiografía lateral

Posición de TLD	Dosis [mGy/disparo]
Entrada [mejilla]	2.778±0.317
Cristalino	0.039±0.005
Tiroides	0.040±0.005

Los valores mostrados en la tabla 4 son del mismo orden para los órganos sensible: cristalino y tiroides, ya que las distancias de ambos a la superficie de entrada del haz es similar.

Tabla 5. Dosis absorbida en paciente durante la radiografía frontal

Posición de TLD	Dosis [mGy/disparo]
Entrada [mentón]	2.709±0.394
Cristalino	0.031±0.004
Tiroides	0.137±0.015

En la tabla 5 el valor medido para tiroides es mayor que para cristalino, debido a que la superficie de entrada del haz está más cerca a la tiroides. A diferencia de los órganos sensibles, el valor medido en la superficie de entrada es mayor en ambas radiografías.

Los valores reportados en la tabla 4 y 5 para la piel de la superficie de entrada respectivamente son inferiores a 9.97 mGy/disparo, valor reportado por Loya et al.

[2016] para una exposición de 0.6 s, también reporta el valor para tiroides, el cual también es mayor al valor reportado en este trabajo para tiroides. La diferencia la atribuimos a que ellos usaron un equipo que opera a 50 kV y los rayos X son menos energéticos que los que produce un equipo a 70 kV por lo tanto la mayor dosis es absorbida en la superficie.

Poppe et al. [2006] reportaron valores de dosis en la superficie de entrada, entre 1.2 y 3.9 mGy para distintos tipos de radiografía, esto debido a que en este estudio utilizan diferentes equipos que operaban entre algunos a 50, 60, 65, 70 kV y otros variaban entre 60 y 70 kV, como se observa en las tablas 1 y 2, nuestros valores están dentro del rango de dosis obtenidas por Poppe et al. [2006]. Igual que Loya et al. [2016] su estudio lo realizaron con equipos de rayos X que usane menores voltajes de operación, por lo tanto la duración del disparo se aumentó con el fin de obtener radiografías de buena calidad, por lo tanto los valores que reportan son mayores a las que aquí reportamos.

Los valores reportados en este trabajo en la superficie de entrada son mayores a los valores reportados por Aquino et al. [2010], cuyo equipo tiene los mismos parámetros de voltaje y corriente que el usado en este trabajo, sin embargo el tiempo de disparo que ellos usaron fue menor, y probablemente esta sea la razón de la diferencia. Para el caso de los pacientes durante una toma radiográfica la dosis debe ser menor a 7 mGy, y como se observa en las tablas 4 y 5, en ninguno de los casos la dosis supera este valor orientativo.

La dosis absorbida por el fantoma de placa de agua que representa al dentista fue $3.61 \pm 0.44 \mu\text{Gy}/\text{disparo}$.

Debido a que los estudiantes de odontología no llevan algún registro de las radiografías tomadas durante el periodo de entrenamiento, no se conoce cuál es la dosis a la que están expuestos por año. Loya et al. [2016] reporta que un estudiante de odontología durante su entrenamiento tomando radiografías, realiza 304 tomas. Además, el dentista se considera como no POE, la dosis máxima permisible es 1 mGy/año. Si consideramos el valor reportado en la literatura, para las tomas radiográficas realizadas por los estudiantes, este supera el valor máximo permitido. Debido a esto es importante que se considere el uso de protección.

4.3. Medición de la dosis por la radiación de fuga del cabezal

Debido a que los embalajes de polietileno, donde se colocaron los TLDs, conservaron las condiciones de equilibrio, podemos cambiar de las magnitudes de kerma en aire a dosis equivalente ambiental.

La dosis equivalente ambiental debida a la radiación de fuga del cabezal del equipo de rayos X se muestra en la tabla 6.

Tabla 6. Dosis Equivalente Ambiental

Posición de TLD	H*(10) ($\mu\text{Sv/disparo}$)
Lateral	4.38 \pm 0.0.80
Superior	3.61 \pm 0.52
Posterior	2.18 \pm 0.37

En la literatura no se reportan valores de dosis equivalente ambiental para equipos radiográficas dentales. La probable explicación la atribuimos a que no se considera que haya radiación de fuga de estos equipos.

En este estudio se demostró que tal radiación existe, esto debería ser importante de considerar, para los estudiantes de odontología, debido a que ellos están aprendiendo la técnica, y permanecen cerca del equipo como observadores, en la literatura se reporta un valor de dosis absorbida para estos de 2.56 μGy , con un valor de 1808 tomas radiografías [Loya et al., 2016].

Por razón la sala de rayos X debe de contar con blindajes que reduzcan estas dosis, además, que ninguna debe de estar presente durante la exposición, a menos que su presencia sea necesaria. Así mismo, es recomendable el uso protección como delantales plomados, para los observadores o personas que estén presentes durante la irradiación.

5. CONCLUSIONES

Se midieron los niveles de dosis de radiación en torno a una unidad de rayos X dentales, ubicado en la Unidad Académica de Odontología, de la Universidad Autónoma de Zacatecas.

A partir de los resultados obtenidos las conclusiones más importantes son las siguientes:

1. Las mayores dosis son en la superficie de entrada y las menores dosis se presentaron en los órganos sensibles cercanos al área expuesta.
2. En México la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002 [NOM, 2006] se recomienda (valores de referencia) que la dosis en radiografía no debe ser mayor a 7 mGy, y en el estudio los valores encontrados no superan el valor recomendando.
3. La dosis anual recibida por el operador, que en caso es el estudiante de odontología, es 9.744% mayor que el valor indicado como límite, de 1 mGy/año, por lo que es recomendable reducir la dosis recibida, poniendo en práctica principios como blindaje y distancia.

4. Existe fuga de radiación en el cabezal del equipo de rayos X, por lo que el equipo debe ser sometido a pruebas de control de calidad y mantenimiento adecuado para eliminar, o en su defecto disminuir esta radiación.

Trabajo a Futuro

Se propone realizar un estudio, donde los estudiantes porten dosímetros. Con los alumnos haciendo el papel de dentistas, pacientes y observador, además de realizar conteo de radiografías en las que participaron cada uno.

También, hacer dosimetría ambiental en el lugar donde se encuentra el equipo radiológico, puesto por las condiciones de trabajo de la clínica es necesario conocer esto, como medidas de seguridad.

REFERENCIAS

- ALCARAZ, M., VELASCO, F., MARTÍNEZ-BENEYTO, Y., ALCARAZ-SAURA, M., VELASCO, E., ACHEL, G. & CANTERAS, M. (2012). Evolution of Diagnostic Reference Levels in Spanish intraoral radiology. *Radiation Protection Dosimetry* **151**: 166-171.
- AQUINO I. M., AVILÉS M. P., ROMERO C. R., BOJORQUE. R. J. & RAMÍREZ G. V. (2010). *Quantification of the absorbed dose by means of dosimetry Thermoluminiscent in Dental Radiology*. *Revista Odontológica Mexicana* **14**: 231-236.
- AZORÍN, J., GONZÁLEZ, P. R., LOZANO, I. B., RIVERA, T. & AZORÍN, J. C. (2015). Development of a new thermoluminiscent phosphor based on LiF:Mg,Ti. *Radiation Physics and Chemistry* **116**: 74-77.
- AZORIN, J. (2016). Present status and future trends in the development of thermoluminiscent materials. *Applied Radiation and Isotopes*, DOI: **10.1016/j.apradiso.2015.11.111**.
- BOS, A. J. J. (2001). On the energy conversion in thermoluminescence dosimetry materials. *Radiation Measurements* **33**: 737-744.
- BOS, A. J. J. (2007). Theory of thermoluminescence. *Radiation Measurements* **41**: S45-S56.
- CEMBER, H. & JOHNSON, T. E. (2009). *INTRODUCTION TO HEALTH PHYSICS*. Elmsford, NY, Pergamon Press.

- CORIX. (2016). [En línea]. Corix®. < <http://www.corix.us/>>. [Consultada en Julio 2016]
- CUENCA, R. (1997). La génesis del uso de las radiaciones en la Medicina. *Colombia Médica* **28**: 34-41.
- DEL CURA, J. L., PEDRAZA, S & GAYETE, A. [en línea]. *Radiología Esencial*. (2009). <<https://books.google.com.mx/books?isbn=8479035722>>. [Consultado el 15 de abril de 2016].
- DURHAM, J. (2007). Concepts, quantities, and dose limits in radiation protection dosimetry. *Radiation Measurements* **41**: S28-S35.
- EL-ARAGI, G. M., (2016). Detection of X-ray radiations from low energy focus plasma using thermoluminescence dosimeter TLD-500A. *Journal of Fusion Energy* **35**: 229-234.
- FRUSH, D. P., DONNELLY, L. F. & ROSEN, N. S. (2003). Computed tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. *Pediatrics* **112**: 951-957.
- FURETTA, C. (2003). *HANDBOOK OF THERMOLUMINESCENCE*. Singapore, World Scientific Publishing Co.
- FURETTA, C., ROMAN, J., RIVERA, T., AZORIN, J., AZORIN, C. G. & VEGA-CARRILLO, H. R. (2010). Modeling the thermoluminescent response of CaSO₄:Dy by the MCNPX method. *Applied Radiation and Isotopes* **68**: 967-969.

- GAONA, E. & ENRIQUEZ, J. G. F. (2004). Occupational exposure to diagnostic radiology in workers without training in radiation safety. *Proceedings of the American Institute of Physics* **724**: 179-181.
- GARLICK, G. F. J. & GIBSON, A. F. (1948). The electron trap mechanism of luminescence in Sulphide and Silicate phosphors. *Proceedings of the Royal Society London A* **188**: 485-509.
- GIALOUSIS, G. I., YAKOUMAKIS, E. N., DIMITRIADIS, A. I., PAPOULI, Z. K., YAKOUMAKIS, N. E., TSALAFOUTAS, I. A., PAPADOPOULOU, D. I. & GEORGIIOU, E. K. (2008). Monte Carlo estimation of radiation doses in red bone marrow and breast in common pediatric X-ray examinations. *Health Physics* **95**: 331-336.
- GONZALEZ, L., VANO, E., FERNANDEZ, R., ZIRALDO, V., DELGADO, J., DELGADO, V., MORO, J. & UBEDA, C. (2012). Evaluating phantom image quality parameters to optimise patient radiation dose in dental digital radiology. *Radiation Protection Dosimetry* **151**: 95-101.
- GRAY, J. E. (1998). Lower radiation Exposure improves patient safety. *Science and Technology* **20**: 1-4.
- IAEA. (2002). *Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation*, International Atomic Energy Agency **Safety Guide RS-G-1.5**. Vienna.

- IAEA. (2007). *Dosimetry in diagnostic radiology an international code of practice*. **Technical reports series No. 457**, International Atomic Energy Agency. Pp. 32-40.
- IAEA. (2011). *Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards*. International Atomic Energy Agency **Safety Standards Series GSR Part 3 (Interim)**, Vienna.
- IAEA. (2016). [En línea]. *Radiología Dental*. [<https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/Dental/>](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/Dental/). [Consultada 7 Jun. 2016].
- IANNUCCI, J. M. & JANSEN HOWERTON, L. (2013). *RADIOGRAFÍA DENTAL. PRINCIPIOS Y TÉCNICAS*. 4a. Edición, Medellín, Editorial AMOLCA.
- ICRP. (1991). *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. The International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP* **21**.
- ICRP. (1996). *Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*. The International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 74. *Annals of the ICRP* **26**.
- ICRP. (2003). *Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (w_R)*. The International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 92. *Annals of the ICRP* **33**.
- ICRP. (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. The International Commission on Radiological Protection, ICRP 103. *Annals of the ICRP* **37**.

- ICRU. (1998). Radiation Quantities and Units. International Commission on Radiation Units and Measurements, **ICRU Report 60**. Bethesda, MD.
- ICRU. (1989). *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement*. International Commission on Radiation Units and Measurements **Report 44**. Bethesda, MD.
- ILCE. [En línea]. *Biblioteca Digital ILCE. Fuentes de radiación*.< http://biblioteca.digital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/htm/sec_5.htm >.
[Consulta da 22 de junio de 2016].
- LEE, J-S., KIM, Y-H., YOON, S-J. & KANG, B-C. (2010). Reference Dose levels for Dental panoramic radiography in Gwangju, South Korea. *Radiation Protection Dosimetry* **142**: 184-190.
- LOOE, H., (2006). PFAFFENBERGER, A., CHOFOR, N., EENBOOM, F., SERING, M., RÜHMANN, A., POPLAWSKI, A., WILLBORN, K. & POPPE, B. Radiation exposure to children in intraoral dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry* **121**: 461-465.
- LOYA, M., SANÍN, L., GONZÁLEZ, P., ÁVILA, O., DUARTE, R., OJEDA, S. & MONTERO-CABRERA, M. (2016). Measurements of radiation exposure of dentistry students during their radiological training using thermoluminescent dosimetry. *Applied Radiation and Isotopes* **107**: 234-238.
- LUCKEY, T.D. (2008). The health effects of low-dose ionizing radiation. *Journal of American Physicians and Surgeons* **13**: 39-42.

- LUDLOW, J. B., DAVIES-LUDLOW, L. E. & WHITE, S. C. (2008). Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *The Journal of the American Dental Association* **139**: 1237-1243.
- MARSHALL, G. & KEENE, S. (2007). Radiation safety in the modern radiology department: a growing concern. *The Internet Journal of Radiology* **5**: 1-6.
- MEGHZIFENE, A., DANCE, D. R., McLEAN, D. & KRAMER, H-M. (2010). Dosimetry in Diagnostic Radiology. *European Journal of Radiology* **76**: 11-14.
- MERCADO URIBE, H. (2007). La Física de las Radiaciones y la Dosimetría. *CINVESTAV* **26**: 38-43.
- MILES D. A. & LANGLAIS R. P. (2004). *NCRP Report No. 145: New dental x-ray guidelines: their potential impact on your dental practice*. Dentistry Today **23**: 128-134.
- Mouth Healthy. (2016). [En línea] *Radiografía dental - American Dental Association*. <<http://www.mouthhealthy.org/es-MX/az-topics/x/x-rays>>. [Consultada 29 de junio 2016].
- NAPIER, I. (1999). Reference Doses for Dental radiography. *British Dental Journal*, **186**: 392-396.
- NCRP. (2003). *Radiation Protection in Dentistry*. National Council on Radiation Protection and Measurements **Report 145**. Bethesda MD.

- NOM. (2006). *Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*. Norma Oficial Mexicana **NOM-229-SSA1-2002**.
- OIEA. (1997). *Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación. Colección de seguridad N° 115* del Organismo Internacional de Energía Atómica. Vienna.
- PALACIOS, L. (2013). *Estudio del transporte de radiación para la determinación de la dosis absorbida*. Tesis de Doctorado en Tecnología Avanzada. CICATA-Unidad Legaria, IPN, México.
- PODGORSAK, E. B. (2005). *RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS*. Austria, International Atomic Energy Agency.
- POPPE, B., LOOE, H. K., PFAFFENBERGER, A., EENBOOM, F., CHOFOR, N., SERING, M. & WILLBORN, K. (2007). Radiation exposure and dose evaluation in intraoral dental radiology. *Radiation Protection Dosimetry* **123**: 262-267.
- PRASAD, K. N., COLE, W. C. & HAASE, G. M. (2004). Radiation protection in humans: extending the concept of as low as reasonably achievable (ALARA) from dose to biological damage. *The British Journal of Radiology*. **77**: 97 - 99.
- RIVERA, T. (2011). Termoluminiscencia en dosimetría médica. *Proceedings of the ISSSD 2011*. Pp. 163-175.

- RIVERA, T. (2012). Thermoluminescence in medical dosimetry. *Applied Radiation and Isotopes* **71**: 30-34.
- RIVERA, T. (2016). Diagnostic radiology dosimetry: Status and trends. *Applied Radiation and Isotopes*. DOI: **10.1016/j.apradiso.2016.03.008**.
- RODRIGUEZ-IBARRA, J. L., HERNANDEZ-ADAME, P. L., VEGA-CARRILLO, H. R. & RIVERA, T. (2016). X-ray spectra and doses. *Applied Radiation and Isotopes*. DOI: **10.1016/j.apradiso.2016.04.001**.
- SEIBERT, J. A. (2004). X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production. *Journal Nuclear Medicine Technology* **32**: 139-147.
- SEIBERT, J. A. & BOONE, J. M. (2005). X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part 2: X-ray interactions and image formation. *Journal Nuclear Medicine Technology* **33**: 3-18.
- SUNTA, C. M. (2015). *UNRAVELING THERMOLUMINESCENCE*. Heidelberg, Springer.
- TURNER, J. E. (2005). Interaction of ionizing radiation with matter. *Health Physics*, **88**: 520-544.
- TURNER, J. E. (2007). *ATOMS, RADIATION, AND RADIATION PROTECTION*. Third edition, Darmstadt Germany. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co.
- UNSCEAR. (2000). *SOURCES AND EFFECTS OF IONIZING RADIATION*. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Report to the General Assembly, with Scientific Annexes, United Nations, New York, United Nations Publications.

- VASSILEVA, J. (2002). A phantom for dose-image quality optimization in Chest radiography. *The British Journal of Radiology* **75**: 837-842.
- VEGA-CARRILLO, H. R. (1989). Least squares for different experimental cases. *Revista Mexicana de Física* **35**: 597-602.
- VEGA-CARRILLO, H. R., MANZANARES-ACUÑA, E., HERNÁNDEZ-DÁVILA, V. M., ARCOS-PICHARDO, A., BARQUERO, R. & IÑIGUEZ, M. P. (2006). Absorbed Dose in Uterus of a Three Months Due to ^{131}I . *Proceedings of the American Institute of Physics* **854**: 66-68.
- VEGA-CARRILLO, H., GUERRA-MORENO, J., GONZÁLEZ-GONZÁLEZ, R., PINEDO-SOLÍS, A., SALAS-LUÉVANO, M., RIVERA-MONTALVO, T. & AZORÍN-NIETO, J. (2011). Niveles de dosis en radiología convencional. *Journal of ALASBIMN* **13**: 1-12.

Curriculum Vitae



Karla Karina Bernal Hernández
Calle Nogal # 5
Col. El Refugio
Trancoso, Zac. 98640
Mexico

Teléfono celular: +52 4921717315
Buzón-e: karina_b01@hotmail.com

EDUCACIÓN

1996-2002

Escuela Primaria: "Colegio Hidalgo".

2002-2005

Escuela Secundaria "José Vasconcelos".

2005-2008

Escuela Preparatoria: Universidad Autónoma de Zacatecas, "Francisco García Salinas".

2008-2013

Licenciado en Matemáticas

Unidad Académica de Matemáticas de la UAZ

2014-2016

Maestría en Ciencias Nucleares

Unidad Académica de Estudios Nucleares de la UAZ

Promedio 9.64/10.

CURSOS Y TALLERES EXTRACURRICULARES

Taller “Origami 2”
Unidad Académica de Matemáticas
Semestre Agosto-Diciembre 2011.

Taller “Análisis”
Unidad Académica de Matemáticas
14 de febrero al 16 de abril de 2009

Taller “Micelánea Matemática”
Unidad Académica de Matemáticas
Semestre Enero-Junio 2013

Curso-Taller “Blindaje y Dosimetría de unidades de rayos X”
Universidad Autónoma de Zacatecas
20-24 de julio 2016

Curso: *Mathematica*® para las Ciencias Nucleares
Universidad Autónoma de Zacatecas
20-24 de julio 2016

Curso: Taller para el Avance de los Proyectos de Investigación
Universidad Autónoma de Zacatecas
22-26 de julio 2015

PRODUCTIVIDAD CIENTÍFICA

Presentaciones en congresos

BERNAL HERNANDEZ, K.K., GARCIA REYNA, M.G., MEDRANO CORTES, E., LETECHIPIA DE LEON, C y VEGA-CARRILLO, H.R. (2016). *Dosis absorbida durante la toma de radiografías dentales*. 17^o Seminario de Investigación, Universidad Autónoma de Aguascalientes. Aguascalientes, Ags.

GARCIA REYNA, M.G., BERNAL HERNANDEZ, K.K., HERNANDEZ DAVILA, V.M., REYES ERICK y VEGA-CARRILLO, H.R. (2016). *Fotoneutrones y dosis debida a los fotones dispersados en una unidad de tomoterapia*. 17^o Seminario de Investigación, Universidad Autónoma de Aguascalientes. Aguascalientes, Ags.

Artículos *in-extenso* publicados

BERNAL HERNANDEZ, K.K., GARCIA REYNA, M.G., MEDRANO CORTES, E., LETECHIPIA DE LEON, C y VEGA-CARRILLO, H.R. (2016). *Dosis absorbida durante la toma de radiografías dentales*. Memoria de Resúmenes del 17^o Seminario de Investigación, Universidad Autónoma de Aguascalientes. Aguascalientes, Ags.

GARCIA REYNA, M.G., BERNAL HERNANDEZ, K.K., HERNANDEZ DAVILA, V.M., REYES ERICK y VEGA-CARRILLO, H.R. (2016). Fotoneutrones y dosis debida a los fotones dispersados en una unidad de tomoterapia. Memoria de resúmenes del 17^o Seminario de Investigación, Universidad Autónoma de Aguascalientes. Aguascalientes, Ags.