



Universidad Autónoma de Zacatecas
"Francisco García Salinas"

Unidad Académica de Estudios Nucleares
Maestría en Ciencias Nucleares



Dosis efectiva en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, de pacientes durante la toma de radiografía panorámica 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

Ing. Guillermo Eduardo Campillo Rivera

Directores de tesis

**Dr. Héctor René Vega Carrillo, Dra. Consuelo Letechipía de León
Dr. Miguel A. Salas Luévano, Dr. Antonio Baltazar Raigosa**

Zacatecas, Zac., México. Septiembre 2018



Consortio de
Universidades
Mexicanas

Asunto: Asignación de tema de tesis

I.E. Guillermo Eduardo Campillo Rivera
Alumno 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 Dra. Sonia Azucena Saucedo Anaya, Responsable del Programa de Posgrado de la UAEN y estuvieron acordes en fijar a usted el siguiente

TEMA

“Dosis en efectiva cristalino, tiroides y glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, de pacientes durante la toma de radiografía panorámica 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 18 de septiembre del 2018


Dra. Sonia Azucena Saucedo Anaya
Responsable de Posgrado



Maestría en
Ciencias
Nucleares

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE ZACATECAS "FRANCISCO GARCÍA SALINAS"

UNIDAD ACADÉMICA DE ESTUDIOS NUCLEARES

Calle Cipres # 10, Fraccionamiento La Peñuela, Col. Centro, Zacatecas, Zac., CP. 98000, Tel. 01(492) 922 70 43, Ext. 102
Correo Electrónico: idavila@naz.edu.mx



Consortio de
Universidades
Mexicanas

Of. No. 253/18

Zacatecas, Zac., 20 de septiembre del 2018

**I.E. Guillermo Eduardo Campillo Rivera,
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. Miguel Ángel Salas Luévano
Dra. Consuelo Letechipía de León
M. en C. Víctor Martín Henández Dávila
Dr. Héctor René Vega Carrillo
Dr. Eduardo Medrano Cortes

Revisó y aprobó el trabajo de tesis "Dosis en efectiva cristalino, tiroides y glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, de pacientes durante la toma de radiografía panorámica 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


Dra. Sonia Azucena Saucedo Anaya
Responsable de Posgrado



uaen
Maestría en
Ciencias
Nucleares

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE ZACATECAS "FRANCISCO GARCÍA SALINAS"

UNIDAD ACADÉMICA DE ESTUDIOS NUCLEARES

Calle Cipres # 10, Fraccionamiento La Peñuela, Col. Centro, Zacatecas, Zac., CP. 98000, Tel. 01(492) 922 70 43, Ext. 102
Correo Electrónico: idasvila@uaz.edu.mx

Dosis efectiva en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, de pacientes durante la toma de radiografía panorámica dental

Aprobada por el jurado:

Dr. Héctor Rene Vega Carrillo

Dra. Consuelo Letechipía de León

Dr. Miguel Ángel Salas Luévano

Dr. Eduardo Medrano Cortés

Dr. Valentín Badillo Almaraz

Dedicatoria

A mis padres Guillermo y Maria del Carmen, por que siempre me han apoyado incondicionalmente, dandome las herramientas que he necesitado para formarme academicamente, por sus enseñanzas y consejos, haciendo este objetivo parte suyo.

A mis hermanas: Betsy y Gilda, por empujarme a tomar desiciones clave en mi formacion academica.

Agradecimientos

Al doctor Héctor René Vega Carrillo, por ser mi tutor, por aceptarme como tesista y darme la oportunidad de trabajar con él, compartir sus conocimientos y la gran disposición para poder concluir mi trabajo, por su amistad y por el interés mostrado no solo en mi, sino en todos mis compañeros para tener un mejor desarrollo académico y sobre todo por la gran paciencia mostrada a lo largo de la maestría.

Al doctor Eduardo Medrano Cortes y a la Unidad Académica de Odontología, por su apoyo en el uso del equipo de Orthopantografía durante la realización de los experimentos.

A mis compañeros de generación, por apoyarme y estar presentes en los experimentos, tomar fotografías para documentar y darme consejos para mejorar y agilizar mis experimentos.

Al Consejo Zacatecano de Ciencia, Tecnología e Innovación (COZCyT) por los apoyos otorgados para participar en congresos nacionales e internacionales.

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

Guillermo Eduardo Campillo Rivera.
Septiembre 2018

Resumen

En odontología, los estudios radiológicos más usuales son la radiografía periapical y la panorámica dental; esta última permite obtener la imagen de la estructura del maxilar superior e inferior permitiendo evaluar el desarrollo de un tratamiento o el diagnóstico de la salud dental. La exposición a los rayos X trae consigo un riesgo para el paciente que es superior al beneficio que recibe el paciente por la información que se obtiene de la radiografía. Durante la toma de una radiografía parte del haz incidente es dispersado por la superficie del cuerpo del paciente alcanzando órganos y tejidos fuera de la trayectoria del haz incidente, lo que se traduce en una exposición no deseada cuya dosis es importante medir. En este trabajo se midió la dosis absorbida en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas utilizando dosímetros termoluminiscentes del tipo 100 en pacientes sometidos a una radiografía panorámica dental. La dosis se midió en mujeres y hombres de diferentes complejiones y edades que van de los 17 a 50 años, que acudieron por una radiografía panorámica dental a la unidad Académica de Odontología de la Universidad Autónoma de Zacatecas. A cada paciente se le colocó un embalaje, con cuatro dosímetros termoluminiscentes en cada órgano que se estudió, el material de dicho embalaje es polietileno con 2 mm de espesor, que con esto se garantizó el equilibrio electrónico. Los dosímetros termoluminiscentes se calibraron con una fuente de Cesio 137 en un rango de dosis absorbida que va de 11.5 μGy hasta 6.2 mGy. Los resultados obtenidos de la dosis absorbida se multiplicaron por el factor de ponderación de cada órgano para obtener también la dosis efectiva, encontrando que la mayor dosis efectiva se obtuvo en glándulas salivales (30.44 μSv) y la menor fue en tiroides (3.79 μSv).

Palabras clave: Dosis, Órganos, Radiografía, Panorámica, Dental, Rayos X.

Abstract

In dentistry, the most common radiological studies are periapical radiography and dental panoramic; the latter allows obtaining the image of the structure of the upper and lower jaw making it possible to evaluate the development of a treatment or the diagnosis of dental health. Exposure to X-rays brings with it a risk for the patient that is greater than the benefit received by the patient from the information obtained from the X-ray. During the taking of an X-ray, part of the incident beam is scattered on the surface of the patient's body, reaching organs and tissues out of the trajectory of the incident beam, which translates into an unwanted exposure whose dose is important to measure. In this work, the absorbed dose in crystalline, thyroid, salivary glands, mammary glands and gonads was measured using thermoluminescent dosimeters of type 100 in patients subjected to a dental panoramic radiography. The dose was measured in women and men of different complexions and ages ranging from 17 to 50 years, who went through a panoramic dental x-ray to the Academic Unit of Dentistry of the Autonomous University of Zacatecas. Each patient was placed a packaging, with four thermoluminescent dosimeters in each organ that was studied, the material of this packaging is polyethylene with 2 mm thickness, which guaranteed the electronic balance. The thermoluminescent dosimeters were calibrated with a source of Cesium 137 in a range of absorbed doses ranging from 11.5 μGy to 6.2 mGy. The results obtained from the absorbed dose were multiplied by the weighting factor of each organ to also obtain the effective dose, finding that the highest effective dose was obtained in salivary glands (30.44 μSv) and the lowest was in thyroid (3.79 μSv).

Keywords: *Dose, Organs, Radiography, Panoramic, Dental, X-ray.*

CONTENIDO

1.- INTRODUCCIÓN	1
Pregunta Científica.....	7
Hipótesis.....	7
Objetivo general.....	7
Objetivos específicos.....	8
2. REVISIÓN DE LITERATURA	9
2.1. Radiactividad.....	9
2.2. Radiación.....	10
2.3. Descubrimiento de los rayos X	11
2.4. Producción de rayos x	12
2.5. Interacción de la radiación con la materia.....	14
2.5.1. Iones pesados y partículas α	15
2.5.2. Electrones.....	15
2.5.3. Radiación electromagnética.....	16
2.5.4. Neutrones.....	17
2.6. Efectos de la radiación en humanos	18
2.7. Aplicaciones de rayos X en odontología.....	19
2.8. La radiografía panorámica dental.....	19
2.9. Radiología	20
2.10. Ventajas y desventajas de la ortopantografía	22
2.11. Magnitudes y unidades dosimétricas.....	23
2.11.1. Dosimetría	23
2.11.2. Kerma en aire (K).....	25
2.11.3. Dosis absorbida	25
2.11.4. Dosis equivalente (H) a un órgano o tejido.....	26
2.11.5. Dosis Efectiva (E)	26

2.12. Dosímetros termoluminiscentes	27
2.12.1. Materiales Termoluminiscentes.....	27
2.12.2. Termoluminiscencia	28
2.12.3. Principio de la dosimetría por termoluminiscencia	29
2.12.4. Tipos de TLD's.....	31
2.13. Dosimetria en radiografía panorámica dental	32
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	35
3.1 Calibración de los TLD's	35
3.2. Dosis mínima detectable	38
3.3. Dosimetría en torno a la unidad de rayos X	39
3.5. Dosimetría del POE.....	40
3.6. Medición de la dosis en paciente.....	42
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	45
4.1 Calibración de los TLD's	45
4.2 DMD de los TLD's	45
4.3 Rapidez de E del POE	46
4.4 Dosis en pacientes	47
5. CONCLUSIONES.....	50
Trabajo a futuro	51
REFERENCIAS.....	52
Curriculum vitae	60

Índice de figuras

Figura 1.- Espectro electromagnético.....	11
Figura 2.- Tubo de rayos X y sus componentes	13
Figura 3.- Interacción de la radiación con la materia.....	14
Figura 4.- Interacción de los fotones ionizantes con la materia	16
Figura 5.- Primeros modelos del equipo de radiografía dental panorámica.....	20
Figura 6.-Modelo de bandas de la termoluminiscencia	29
Figura 7.- Curvas termoluminiscentes	31
Figura 8.- Unidad Académica de Odontología campus Guadalupe	35
Figura 9.- Mufia Panasonic.	36
Figura 10.-Cilindros de polietileno	36
Figura 11.-Arreglo experimental para calibración de los TLDs.....	37
Figura 12.- Lector Harshaw TLD modelo 3500	38
Figura 13.- Embalajes para TLD.....	39
Figura 14.- Unidad de radiografía dental panorámica.....	40
Figura 15.- Dosímetro personal en POE	41
Figura 16.- TLDs en glándulas salivales y tiroides.....	42
Figura 17.- Foto representativa de la ubicación de los embalajes	43
Figura 18.- Curva de calibración de TLD's.....	46

Índice de tablas

Tabla 1.- Efectos de la dosis sobre algunos tejidos y órganos	26
Tabla 2.- Factores de ponderación de órganos y tejidos	27
Tabla 3.- Dosis absorbida y dosis efectiva.	47

1.- INTRODUCCIÓN

Los radioisótopos naturales están presentes en nuestro entorno incluyendo el suelo, el agua, el aire, los alimentos e incluso el cuerpo humano. La actividad y la dosis asociada de los radioisótopos naturales es pequeña; según [Ranogajec-Komor \(2003\)](#) la rapidez de dosis debida a la radiación natural, que implican las radiaciones cósmicas y las terrestres, varía de 100 a 200 nSv/h.

La radiación natural de fondo se debe a las series radiactivas del Uranio (^{238}U), Torio (^{232}Th), Potasio (^{40}K), así como a la radiación producida en la interacción de los rayos cósmicos y la materia ([Chen & Sheu, 2018](#)). Otra fuente de exposición a la radiación, se debe a las fuentes de origen artificial que se usan en diversas aplicaciones como la medicina, la industria, la investigación y la educación, entre otras ([Alharbi & El-Taher, 2013](#)).

En la medicina humana y animal, las radiaciones ionizantes se usan para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades, tal es el caso de los rayos X y γ que se usan en radiología convencional, tomografía computarizada (TC), mamografías, tomografía por emisión de positrones, etc. para obtener imágenes que permiten detectar y diagnosticar enfermedades. También, este tipo de radiaciones se usan para el tratamiento del cáncer ([Semghouli et al., 2015](#)).

Para obtener una imagen radiográfica, se emplea un equipo de rayos X o isótopos radiactivos como Cobalto 60, Iridio 192 y con estos generar radiación penetrante para registrar defectos internos en un objeto en una película radiográfica. Actualmente, existen métodos más avanzados de radiografía como: micro focal, digital y en tiempo real. Estos han sido desarrollados para ofrecer una ventaja sobre la radiografía, ya que tienen una mejor definición, resultados más rápidos y alta resolución para detectar pequeños defectos ([Srivastava et al., 2006](#)).

La radiografía es un instrumento valioso en el diagnóstico y el seguimiento de los tratamientos aplicados, por tal motivo, durante su formación los estudiantes de radiología aprenden a manejar los equipos de rayos X y a interpretar las imágenes. Durante este proceso los niveles de dosis que reciben, son inferiores a 1 mSv (Abuzaid, Elshami & Steelman, 2018).

Para el caso del personal ocupacionalmente expuesto, existen valores para la dosis máxima permisible, sin embargo, para el caso de los pacientes no existen tales valores, en su lugar se usan los niveles de referencia (IAEA, 1996; OIEA, 1997; IAEA, 2010; ICRP, 2017). En México, a estos niveles se les llama oficialmente niveles orientativos (NOM, 2006).

En el caso de la radiología para el diagnóstico, estos valores no son limitantes de la dosis, son valores que se definen para optimizar el uso de las radiaciones en beneficio del paciente y se recomiendan para asegurar una buena calidad de la imagen aplicando una baja dosis al paciente (ICRP, 2017).

Las radiografías intraorales y panorámicas, la ubicación de un implante dental se evalúa bidimensionalmente. En el caso de la tomografía, ésta se realiza tridimensionalmente. En ambas imágenes, se presentan datos muy valiosos para el diagnóstico y planificación del tratamiento con respecto al tamaño, ubicación y forma de los canales mandibulares, senos maxilares, milohioideo y crestas alveolares, que en técnicas convencionales son prácticamente imposibles de ver. En este sentido, existen pocos datos sobre la absorción de radiación en la obtención imágenes de implantes dentales (Ardakani et al., 2017).

El promedio de dosis efectiva individual a la radiación natural recibida de forma natural, es de aproximadamente 2.4 miliSievert por año (mSv/a), esta dosis aumenta en forma importante debido a la exposición por aplicaciones en la medicina, por ejemplo, en los Estados Unidos el promedio de la exposición anual de la población es de aproximadamente 6.2 mSv. El riesgo primario asociado con

la exposición a la radiación ionizante es el cáncer, esto basado al informe BEIR VII, dicho informe estima que aproximadamente 1 de cada 1,000 individuos desarrolla cáncer a partir de una exposición de 10 mSv (Semghouli et al., 2015).

En odontología, la radiografía panorámica dental, se usa para poder encontrar algunas patologías relacionadas con el área de los maxilares. Como daño dental y malformaciones. También, se pueden observar crecimientos anormales, tales como tumores o quistes, mostrando la ubicación y condición de los dientes impactados o los que se encuentran aún bajo la encía, entre otros (Ardila et al., 2016).

De acuerdo a Williams & Montgomer (2000) y recientemente a Moudi et al. (2013) la dosis en la superficie de entrada (DSE) y el producto dosis area (PDA) son los parámetros más importantes en la radiología diagnóstica. Con el fin de determinar los niveles orientativos para la radiografía panorámica dental, Lee et al. (2010) realizaron un estudio dosimétrico en Corea del Sur, usando el PDA. A partir de sus resultados proponen una PDA de 60.1 mGy mm² como valor orientativo, que coincide con los valores reportados para otros países.

Sin duda alguna la imagen radiográfica trae un beneficio para el paciente, sin embargo la exposición a la radiación está asociada, en el largo plazo, a un riesgo pequeño de efectos debidos a la radiación, para el paciente y para sus descendientes; a estos se les llama Efectos Estocásticos, donde la probabilidad de los efectos adversos es proporcional al nivel de exposición sin que exista un umbral (NRPB, 2001).

En la protección radiológica se definen valores para la dosis máxima permisible para profesionales que trabajan con las radiaciones ionizantes, directas o indirectas, a estas personas se les denomina en México personal ocupacionalmente expuesto (POE). A nivel internacional la dosis máxima permisible para el POE es 20 mSv/año (ICRP, 2007).

Para reducir el riesgo de los efectos estocásticos, también se definen valores límite para el público, sin embargo, para el caso de pacientes que se exponen a radiación en aplicaciones médicas, con fines de diagnóstico o tratamiento, no se definen dosis límite, en su lugar se han definido los niveles orientativos para diferentes exposiciones de uso médico. Estos valores se basan en los resultados publicados a nivel mundial, donde los criterios y métodos de medición han sido muy diversos. Para el caso de la radiografía panorámica dental, el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) ha señalado que de los estudios reportados a nivel mundial la Dosis Efectiva que varía de 4 a 30 μSv (IAEA, 2010).

Debido al aumento en la cantidad de exámenes radiológicos la protección del paciente se ha vuelto un tema importante por lo que constantemente se sugieren recomendaciones. Una de estas recomendaciones es poder estimar el riesgo para el paciente, lo que implica tener la capacidad de medir, estimar o evaluar la dosis que reciben los pacientes en diferentes tipos de radiografías (Moudi et al., 2013; Zhang et al., 2012) y para poder determinar el riesgo, es necesario determinar la Dosis Efectiva que es la magnitud más adecuada (Loulow, 2012).

En una radiografía panorámica dental el haz de rayos X hace un barrido de la mandíbula del paciente. Con el fin de determinar la dosis que recibe un paciente cuando se le obtiene una radiografía panorámica dental Moudi et al. (2013) evaluaron la dosis en la superficie de entrada en ojos, parótidas y tiroides de 90 pacientes y encontraron dosis promedio de 0.11 ± 0.08 , 0.23 ± 0.15 y 0.13 ± 0.08 mGy para ojos, parótidas y tiroides respectivamente. Lo que representa una dosis efectiva de 13.2, 2.3 y 5.2 μSv para ojos, parótidas y tiroides.

Heiden et al. (2018), usaron TLDs en un fantoma de cuello y cabeza Alderson Radiation Therapy (ART) y midieron con TLDs la dosis absorbida en tiroides y glándulas salivales y encontraron dosis absorbidas de 0.22 mGy en tiroides y 0.26 mGy en glándulas salivales.

Hafezi et al. (2018) distribuyeron dentro de la tiroides de un fantoma varios TLDs. El fantoma se expuso a varias radiografías panorámicas dentales y encontraron que la dosis absorbida varía 0.28 a 0.88 mGy en función de la posición de los TLDs dentro de la glándula tiroides.

Gutiérrez-Marquez et al. (2018) usaron dosímetros luminiscentes estimulados con luz (OSL) para medir la el kerma en aire, en la superficie de entrada del haz, en las glándulas parótidas y en la tiroides, de 300 pacientes de ambos géneros y con diferentes complejiones físicas. El equipo operó con 65 kV, 5 mA con 14.1 seg para la obtención de la radiografía. Encontraron que los valores de la dosis varían con el género y la complejión de los pacientes.

Durante la obtención de una radiografía panorámica dental, el haz se dispersa en la superficie de entrada alcanzando órganos y tejidos con diferentes radiosensibilidades como las glándulas mamarias, tiroides y salivales, el cristalino y las gónadas. Con el fin de determinar la dosis en la superficie de entrada de ojos y tiroides, debido a la radiación dispersada, durante la obtención de una ortopantografía **Jung et al. (2010)** usaron dosímetros termoluminiscentes y fotoluminiscentes. El estudio lo hicieron en 10 equipos de radiografía panorámica dental distribuidos en 10 hospitales del área metropolitana de Gwangju, Corea. Sus dosímetros se colocaron en la superficie de entrada de fantomas y encontraron que la dosis promedio en los ojos fue 0.23 ± 0.11 mSv y la tiroides 0.08 ± 0.05 mSv.

Usando el fantoma RANDO, **Schulze et al. (2017)**, midieron la dosis en la superficie de entrada de tiroides, glándulas mamarias y gónadas, en varios equipos de ortopantografía, su objetivo fue medir la dosis en esos puntos con y sin blindaje protector para el paciente como el mandil y el collarín. Encontraron que la dosis en tiroides es 48.20 ± 23.67 μ Gy, en glándulas mamarias es de 3.47 ± 1.93 μ Gy y en gónadas es de 0.00 ± 0.01 μ Gy.

Benchimol et al. (2018) usaron un fantoma RANDO masculino y midieron la dosis absorbida en tiroides y glándulas salivales y encontraron que la dosis en tiroides varía de 0.01 a 0.05 mGy y en glándulas salivales es de 0.09 a 0.89 mGy. En un estudio similar **Wrzesien & Olszewski (2017)** colocaron TLDs dentro de un fantoma RANDO de cuello y cabeza con el interés de determinar la dosis absorbida en tiroides y ojos. Estos autores encontraron que la dosis absorbida en tiroides es $34.4 \pm 33.9 \mu\text{Gy}$ y para el caso de los ojos es $6 \pm 5 \mu\text{Gy}$. Para el caso del cristalino **Kanzaki, Takahashi & Yarita (2017)** reportan una dosis absorbida de $0.07 \pm 0.02 \text{ mGy}$.

Las unidades de rayos X para radiografía dental son operadas por radiólogos que son personal ocupacionalmente expuesto. Para asegurar que los niveles de dosis de estos profesionales son seguros, por ley deben portar un dosímetro personal. En ocasiones también se hacen evaluaciones de los niveles de dosis, así **Pakravan et al. (2018)** usaron TLD-100 para medir los niveles de dosis en torno a dos equipos de diferente fabricante y encontraron que los niveles del promedio de la dosis absorbida en torno a ambos equipos son estadísticamente iguales y que los niveles de la dosis ocupacional es inferior a los valores recomendados internacionalmente.

A pesar de que la dosis en estos órganos es pequeña es importante determinar sus valores debido a los efectos estocásticos. Por tal motivo, la pregunta científica de este trabajo es la siguiente.

Pregunta Científica

¿Cuál es la Dosis Efectiva (E) en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas que recibe un paciente durante una radiografía panorámica dental y cuál es la E del personal ocupacionalmente expuesta que opera la unidad de radiografía panorámica dental?

Con el fin de dar una respuesta tentativa a la pregunta científica, la hipótesis es:

Hipótesis

La Dosis Efectiva en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas durante la toma de una radiografía panorámica dental, debido a la radiación dispersada, es menor a 30 μSv ; mientras que la rapidez de Dosis Efectiva de la persona que opera la unidad de rayos X es menor a 20 mSv/año , satisfaciendo con esto las recomendaciones internacionales.

Con la finalidad de comprobar la hipótesis, el objetivo general de esta investigación es el siguiente:

Objetivo general

Medir la Dosis Absorbida en Cristalino, Tiroides, Glándulas Salivales, Glándulas Mamarias y Gónadas en pacientes sometidos a una radiografía dental panorámica, así como medir la rapidez de Dosis Absorbida por el POE que opera la unidad de rayos X, y con los valores medidos calcular los valores de la Dosis Efectiva.

Para alcanzar el objetivo general, hemos definido los siguientes objetivos específicos.

Objetivos específicos

1. Medir la dosis absorbida en cristalino, tiroides, mamas y gónadas en pacientes sometidos a un estudio de radiografía dental panorámica y calcular la dosis efectiva.
2. Determinar la rapidez de la dosis efectiva en el POE que opera el equipo de radiografía dental panorámica.

2. REVISIÓN DE LITERATURA

2.1. Radiactividad

La radiactividad, o radioactividad, es un fenómeno físico donde los núcleos atómicos, emiten radiaciones debido a las transformaciones espontáneas que ocurren en el núcleo. A los elementos que presentan esta característica se les llama radiactivos y las radiaciones que emiten pueden ser partículas alfa (α), beta (β^+ o β^-) y/o rayos γ . El tipo de emisión y su rapidez depende del tipo de núcleo y de la energía disponible y es independiente de sus estados físico y químico (Cember, 2009).

El 2 de marzo de 1896 Antoine-Henri Becquerel reportó a la Academia de Ciencias de Francia el descubrimiento de una nueva forma de energía radiante que era emitida por ciertos minerales de uranio. Impactado por el descubrimiento de los rayos x por Roentgen, Becquerel intentó asociar estos rayos X con la fosforescencia que presentan ciertos minerales de uranio y la cantidad de energía solar que reciben. En su intento de demostrar su hipótesis, exponía rocas de uranio a la luz solar a diferentes tiempos y observaba el efecto en placas fotográficas. En una fase de su experimento, estuvo nublado en París y no pudo exponer sus minerales al sol, así que después de varios días reveló las placas que había guardado protegidas con cartón negro, junto a sus rocas, en un cajón lejos de la luz solar y encontró que estaban veladas. Esto le llevó a concluir, que los minerales de uranio radiaban energía capaz de velar la placas fotográficas aisladas y que esa energía no dependía de la luz solar, a este fenómeno le llamo radiactividad (Balufox, 1996).

Tiempo después Ernest Rutherford demostró que la radiación emitida eran de tres tipos α , β y γ , que clasificó en función a de la naturaleza de sus cargas eléctricas, su capacidad de ionizar el aire y de penetrar la materia. En experimentos posteriores se demostraría que los rayos alfa son núcleos de helio, así como los rayos beta son electrones y los rayos gamma son fotones de alta energía (Serway et al., 2010).

2.2. Radiación

La radiación es la propagación de energía, en forma de partículas subatómicas u ondas electromagnéticas, a través de un medio o el vacío. Los mecanismos de interacción entre la radiación y el medio a través del cual se transportan dependen de varias características tales como: la composición elemental y estado físico del medio, la energía de la radiación, así como su masa y su carga, para el caso de las partículas y su frecuencia, para el caso de las ondas electromagnéticas. (Hoyt, 1958; Rothschild & Mancinelli, 2001). Dependiendo de la energía, la radiación se clasifica de la siguiente forma:

- **La radiación ionizante.**- Este tipo de radiación cuenta con energía suficiente para provocar que un electrón sea expulsado de su órbita, a esto se le conoce como “fenómeno de ionización”; en su interacción también excita los átomos y las moléculas.
- **La radiación no ionizante.**- Este tipo de radiación no cuenta con la energía suficiente para producir el fenómeno de ionización en los átomos sobre los que inciden.

Las ondas electromagnéticas se propagan en el vacío a 300,000 km/seg y su energía depende de su frecuencia. En función de ésta todas las ondas electromagnéticas se agrupan en el espectro electromagnético, como se muestra en la Figura 1, y clasifican en función de su energía, su longitud de onda, su frecuencia o su uso (Antti, 2003).

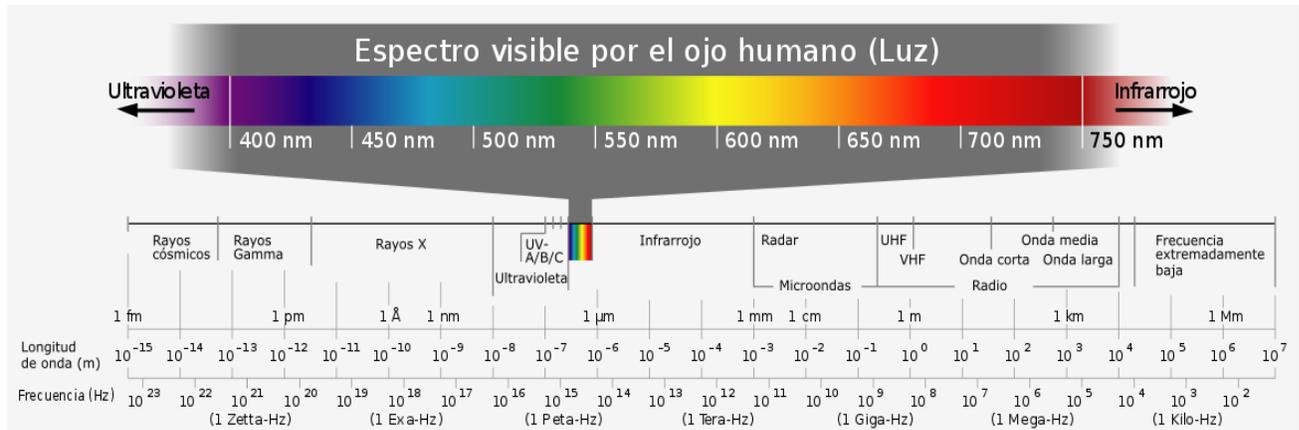


Figura 1. Espectro electromagnético

Para el caso del espectro electromagnético la radiación es ionizante desde los rayos X ($\lambda = 10^{-8}$ m) hasta los rayos cósmicos ($\lambda = 10^{-15}$ m). Antes de los rayos X están la radiación ultravioleta, el visible, el infrarrojo, las microondas, las ondas de radio y las ondas electromagnéticas de frecuencia extremadamente baja que es no ionizante y su longitud de onda varía de 10^{-8} a 10^7 m (Antti, 2003).

2.3. Descubrimiento de los rayos X

El físico Wilhelm Conrad Röntgen en el año de 1895, se encontraba realizando experimentos para analizar la fluorescencia de los rayos catódicos que, en dichos experimentos utilizaba un tubo de Crookes. Al hacer sus experimentos un efecto inesperado llamo la atención de Röntgen, ya que había un pequeño resplandor sobre un cartón que contenía una solución de cristales de Platino-Cianuro de Bario, al ver dicho efecto, Wilhelm realizó más pruebas para ver qué es lo que

estaba ocurriendo (Mould, 1995; Brown, 1996). Observó que al alejar la solución el resplandor se mantenía, lo que implicaba que del equipo emanaba un tipo de radiación penetrante e invisible al ojo humano. Se trataba de un tipo de radiación muy penetrante pero que a su vez era invisible para el ojo humano. También, encontró que esa radiación era capaz de velar películas fotográficas (Brown, 1996; Oleschko Arruda, 1996).

En uno de sus diversos experimentos colocó la mano de su esposa, Anna Bertha Röntgen, entre el tubo y una placa fotográfica y así se obtuvo la primera radiografía. Como fue incapaz de explicar la naturaleza de esa radiación, decidió llamar a su descubrimiento como “rayos incógnito” o “rayos X”. Este descubrimiento le permitió obtener el premio Nobel de Física en 1901 (Mould, 1995; Brown, 1996; Oleschko Arruda, 1996).

2.4. Producción de rayos x

Se conoce a los rayos X como una radiación electromagnética de alta energía y una longitud de onda baja, estos son formados cuando un electrón de alta energía se aproxima a un núcleo y es desviado bruscamente por la carga eléctrica del mismo, durante el cambio de dirección e incluso el frenado de los electrones, su energía cinética se convierte en rayos X, a esta radiación se le conoce como radiación de frenado o *Bremsstrahlung* (Siebert, 2004).

Como se muestra en la Figura 2 para generar rayos X se necesita una carcasa de vidrio que esta al vacío. Dentro de la carcasa hay dos polos, un ánodo y un cátodo, también cuenta con una ventana por donde salen los fotones y esta a su vez tiene un filtro con un equivalente mínimo de 2.8 mm de espesor de aluminio y por ultimo contiene un compartimiento con aceite que es donde se enfría el tubo (Siebert, 2005; Knoll, 2010).

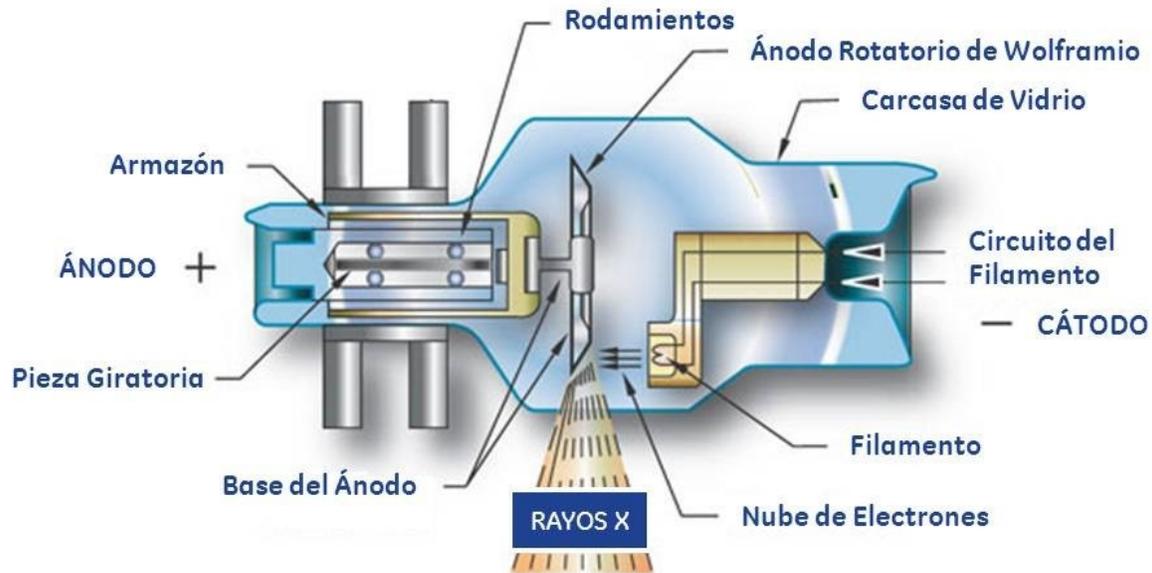


Figura 2. Tubo de rayos X y sus componentes

El cátodo está conformado por focalizador y el filamento que es donde se produce de acuerdo a la corriente el número de fotones que impactara con el ánodo (nube de electrones). En la parte del ánodo que es donde se encuentra el blanco en el que impactan los electrones generados en el cátodo, el blanco generalmente está fabricado de Tungsteno, Rodio, Cobre o Molibdeno, el blanco está inclinado para que la superficie de impacto sea más ancha. Existen carcasas que contienen ánodos rotatorios. Esto, para conseguir que no se desgaste la mancha focal por ser constante el sitio de impacto de los electrones (Siebert, 2005; Knoll, 2010).

Algunas de las propiedades de los rayos X son que atraviesan la materia y en este proceso la radiación es atenuada, producen fluorescencia en ciertas sustancias, producen imágenes sobre películas fotográficas, la cantidad de radiación disminuye con la distancia y produce cambios en los tejidos vivos (Siebert, 2004; Siebert, 2005).

2.5. Interacción de la radiación con la materia

Comúnmente, los efectos que más se producen al interaccionar la radiación con la materia son la ionización y la excitación del material y es por este mismo motivo, que se les conoce como radiaciones ionizantes (Saha, 2006).

El promedio de energía necesaria para que se produzca el fenómeno de la ionización de un elemento depende del número atómico del mismo. Para elementos que son ligeros la energía necesaria, es del orden de decenas de eV, mientras que para el aire es aceptable el valor de 34 eV, pero no toda la energía transferida producirá ionizaciones, como ejemplo, una radiación de varios MeV es capaz de producir aproximadamente 100000 pares ión-electrón en aire (Turner, 2005; Cesareo et al., 1992).

Las aplicaciones de las radiaciones dependen de la capacidad de penetración y la cantidad de energía que depositan en los materiales. En la Figura 3 se muestra, en forma esquemática, la interacción de diferentes tipos de radiación, como las partículas pesadas cargadas positivamente, que incluyen partículas alfa, protones e iones pesados energéticos, las partículas ligeras cargadas, como electrones, betas y positrones, las radiaciones electromagnéticas, incluyendo rayos X y gamma y los neutrones (Saha, 2006; Turner, 2005).

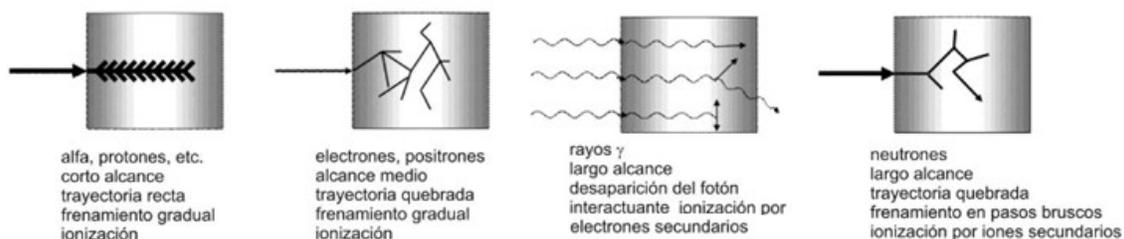


Figura 3. Interacción de la radiación con la materia

2.5.1. Iones pesados y partículas α

Este tipo de partículas se caracterizan por tener carga positiva y una trayectoria recta al atravesar la materia, cuando esto pasa, atraen eléctricamente a los electrones cercanos y con esto, se produce la ionización de estos átomos, pierden una parte de su energía por cada ionización que producen y con esto, se van frenando gradualmente hasta llegar a un estado de reposo. Cuando su velocidad se ha reducido de una manera sensible, lo que hacen es que atrapan electrones del material y finalmente se detienen. Al hacer esto, se forman átomos de helio dentro del material con el que interacciono (ILCE, 2017, Cesareo et al., 1992).

2.5.2. Electrones

Tanto como los electrones energéticos y las betas negativas, poseen una carga eléctrica negativa y su masa es igual que la que contienen los electrones atómicos que se encuentran a su paso, no es posible distinguirlos de los electrones del material, y al igual que las partículas alfa, van avanzando y perdiendo energía al ionizar y excitar los átomos del material hasta frenarse completamente, la diferencia de trayectoria con las partículas alfa, es que no tienen trayectorias en líneas rectas y por lo tanto el alcance que tienen no están definidas del todo. Esto se debe a que los choques entre partículas de una misma masa pueden existir desviaciones importantes de la dirección inicial del proyectil (Saha, 2006; Turner, 2005).

El alcance que tendrán los electrones en energía en sólidos, es típicamente de unos cuantos milímetros, a comparación del alcance que tendrán en aire que típicamente serán de varios centímetros. Cuando pierden toda su energía se detienen y constituyen una carga eléctrica extra que estará colocada dentro del material confundándose con los demás electrones (Turner, 2005; Cesareo et al., 1992).

2.5.3. Radiación electromagnética

Los rayos X y para los rayos gamma no tienen carga alguna y por lo tanto, no pueden ser frenados lentamente por ionizar un material al atravesarlo. Estos, pueden atravesar varios centímetros en sólidos o varios metros si se trata de aire sin tener algún proceso o afectar el material que cruzan, pero cuando estos sufren uno de los tres efectos depositan en ese lugar parte de su energía como se puede ver en la Figura 4.

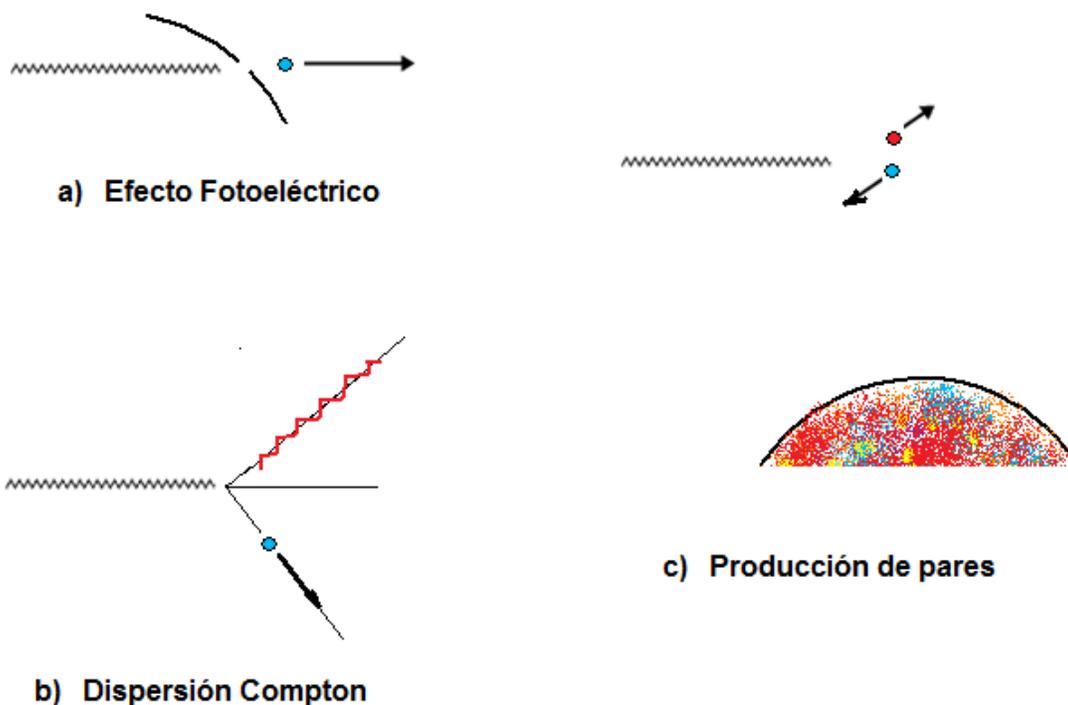


Figura 4. Interacción de los fotones ionizantes con la materia

De acuerdo a [Saha \(2006\)](#) y [Turner \(2005\)](#) los tres mecanismos de interacción con la materia son los siguientes:

Efecto Fotoeléctrico.- que sucede cuando el fotón se encuentra con un electrón del material y le transfiere toda su energía y con esto desaparece el fotón original.

El electrón secundario adquiere toda la energía del fotón en forma de energía cinética, y es suficiente para desligarlo de su átomo y convertirlo en proyectil.

Dispersión Compton.- este sucede cuando el fotón choca con un electrón como si fuera un choque entre dos esferas elásticas. El electrón secundario adquiere sólo parte de la energía del fotón y el resto se la lleva otro fotón de menor energía y desviado

Producción de Pares.- puede suceder cuando un fotón energético se acerca al campo eléctrico intenso de un núcleo. En este caso el fotón se transforma en un par electrón- positrón, la suma de las masas del par es 1.02 MeV, no puede suceder si la energía del fotón es menor que esta cantidad. Si la energía del fotón original es mayor que 1.02 MeV, el excedente se lo reparten el electrón y el positrón como energía cinética, pudiendo ionizar el material

2.5.4. Neutrones

Es bien conocido que los neutrones tienen casi la misma masa que el protón, pero la diferencia entre estos dos es que los neutrones no poseen una carga eléctrica. Sin embargo, se ven afectados por la fuerza nuclear, en consecuencia, no ionizan a los materiales directamente ya que no se interacciona con los electrones del mismo; el único efecto que se puede producir es la de colisionar directamente con los núcleos. Pero como esto es poco probable, los neutrones pueden recorrer varios centímetros sin sufrir ninguna colisión (Saha, 2006).

Cuando los neutrones llegan a incidir directamente sobre un núcleo, puede suceder alguno de los siguientes dos procesos: la dispersión elástica o la reacción nuclear. Esta última incluye la dispersión inelástica, la captura radioactiva y la fisión nuclear, en algunas de las reacciones existe la absorción de neutrones y en otras hay producción adicional (Turner, 2005).

Para entender mejor la dispersión elástica se puede visualizar el choque de dos bolas de billar, aunque en el caso de los neutrones el blanco siempre es más pesado que el proyectil. Al colisionar el neutrón con el núcleo, este rebota hacia cualquier dirección, transfiriendo así al núcleo una cantidad de energía cinética. La energía transferida será mayor entre más ligero sea el núcleo, y si también será mayor si el núcleo sale hacia adelante. La energía transferida es a costa del neutrón incidente ya que este es desviado con cada colisión y pierde una fracción de energía en cada una de ellas, pero es importante notar que el neutrón no desaparece (Podgorsak, 2004; Winkler, 2002)

En cuanto a las reacciones nucleares el neutrón es absorbido por el núcleo, y con esto se emiten después otras radiaciones. Si sucede la dispersión inelástica, el núcleo residual queda en un estado excitado, y el neutrón perderá una gran parte de su energía. Cuando se trata de una captura radioactiva, la emisión de un rayo gamma, desapareciendo el neutrón. En los elementos pesados, los neutrones pueden inducir la fisión nuclear, con la cual se emiten dos fragmentos pesados de fisión y varios nuevos neutrones (Saha, 2006; Turner 2005; Podgorsak, 2004; Winkler, 2002).

2.6. Efectos de la radiación en humanos

Los efectos producidos por la radiación en los organismos han sido clasificados en cuatro grupos: los que producen cáncer, los que producen mutaciones genéticas, los que tienen efectos en los embriones durante el periodo de embarazo y los que producen quemaduras a causa de exposiciones excesivas. Los dos primeros grupos, generalmente suceden cuando la dosis que se recibe es pequeña pero tiene un tiempo prolongado, el tercer grupo ocurre ya que al ser una etapa en la que el organismo es especialmente sensible ya que se están reproduciendo las células del embrión a un ritmo muy acelerado. Por último, el cuarto grupo sucede generalmente en accidentes nucleares (Shimura et al., 2018; Skrobala et al., 2017; Kruszyna et al., 2017; Harrison, 2017).

2.7. Aplicaciones de rayos X en odontología

Los rayos X tienen varias aplicaciones en la vida cotidiana, por nombrar algunos ejemplos, tenemos que en materia de seguridad se usan en los aeropuertos para revisar el contenido de las maletas, en paleontología para revisar fósiles de insectos atrapados en ámbar, también tiene aplicaciones en química, metalurgia, mineralogía, por nombrar algunos, pero no hay duda de que el área más importante es en la medicina donde los usan para el radiodiagnóstico, en el área específica de odontología se usan para la toma de radiografía dentales de las cuales existen los siguientes tipos (Stojilovic, 2018; Huh, Ji & Lee, 2018; Tsapaki, 2017; Kiljuenen et al., 2015).

- **Interproximales.**- Muestran las porciones de la corona de los dientes superiores e inferiores juntos.
- **Periapicales.**- Muestran 1 o 2 dientes completos desde la corona hasta la raíz.
- **Palatales.**- (también llamadas oclusivas). Capturan todos los dientes superiores e inferiores juntos en una sola toma mientras la película permanece en la superficie de mordida de los dientes.
- **Panorámicas.**- Requieren una máquina especial que rota alrededor de la cabeza. La radiografía captura los dientes completos en una sola toma.

2.8. La radiografía panorámica dental

En 1948, en la Universidad de Helsinki, Finlandia, el Dr. Yrjö Veli Paatero desarrolló la técnica de la radiografía panorámica dental, también llamada ortopantografía, en la Figura 5 se pueden observar los primeros modelos que se usaron para la técnica de la ortopantografía (Padilla 2010; Padilla 2007). En este

tipo de radiografía, la unidad de rayos X está frente al sistema de detección, en medio de ambos se encuentra el rostro del paciente. En forma simultánea giran el tubo de rayos X y el detector, “barriendo” la zona de los maxilares. Al finalizar, las imágenes se proyectan en una sola placa que muestra una imagen plana de los maxilares completos, de ahí surge el nombre como radiografía panorámica (Chang et al., 2017; Mohamed & Abdelwahab, 2014).

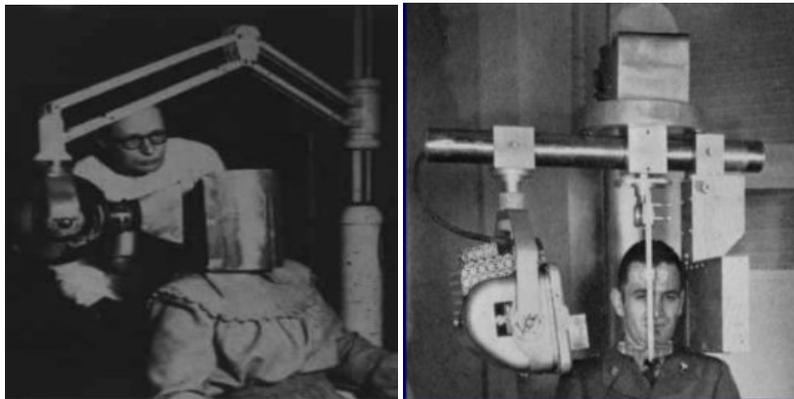


Figura 5. Primeros modelos del equipo de radiografía dental panorámica

La radiografía panorámica dental es muy útil para tener una visión general del estado de la boca de un paciente, ya que permite detectar infecciones, malformaciones o crecimientos anormales u ocultos de las piezas dentales así como, ausencias de las mismas o restos radiculares de intervenciones anteriores (Li et al., 2018; Santeiro, 2017).

2.9. Radiología

De acuerdo a Dixon (1997), la radiología es una rama de la medicina que usa la energía radiante como apoyo para el diagnóstico y el tratamiento de ciertos padecimientos. La radiología se divide en:

Radiología diagnóstica.- en esta área básicamente se enfoca en crear imágenes del cuerpo, órganos y otras estructuras internas con radiación externa y sus técnicas incluyen el uso de radionúclidos, dispositivos ultrasonográficos, tubos de

rayos X y radiación electromagnética de radiofrecuencia. Este tipo de técnicas no son del tipo invasivo, lo que esto quiere decir es que no se introduce ningún equipo en el cuerpo ni se realizan cortes para obtener una imagen (Silva et al., 2018).

Radiología intervencionista.- a diferencia de la técnica anterior en esta se utilizan técnicas de imagen para ejecutar procedimientos mínimamente invasivos. En la radiología intervencionista se diagnostican y tratar patologías, para esto se utilizan imágenes para dirigir procedimientos quirúrgicos, que usualmente se ejecutan con agujas, guías y tubos estrechos llamados catéteres (Palex, 2016).

La radiografía panorámica dental se usa para el diagnóstico y se obtiene de la siguiente manera:

- Se usa un haz estrecho de rayos X que gira en torno al rostro en un plano de fijo de la boca.
- La película (o detector) y el tubo de rayos X se ubican un frente al otro, con el rostro del paciente en medio, y se mueven alrededor de la cabeza. En equipos modernos ya no se usa película radiográfica, ésta se ha sustituido por una imagen digitalizada.
- El movimiento de la película y del tubo de rayos X producen una imagen a través del proceso conocido como tomografía.

Las técnicas que se deben tener al momento de que se toma una placa por medio de la técnica de radiografía dental panorámica varían según la marca del equipo. Sin embargo, hay requisitos muy generales en todos los equipos de esta técnica los cuales se verana continuación (Barros, 2015).

Para la preparación del paciente:

- Se le pide al paciente que se despoje de aretes, lentes, alhajas, prótesis o aparatos de ortodoncia ya que estos pueden ser captados a la hora de hacer la toma y pueden obstruir la radiografía haciendo que sea inservible.
- Se le explica brevemente el procedimiento del equipo, para tranquilizar al paciente, esto sí es su primera toma y, si hace falta, se realiza una exposición de prueba para mostrarle los movimientos de la máquina.

Preparación del equipo.

- El técnico y paciente se ponen los protectores adecuados.
- Se regula la colimación al tamaño y campo requeridos.
- Se selecciona los factores de exposición adecuados según el tamaño del paciente: típicamente en los rasgos 70-100 KV y 4-12 mA.

Posición del paciente.

- El paciente se coloca en el equipo de manera que su columna este erecta y se sostiene de las manijas estabilizadoras.
- El paciente introduce el bucal o la placa mordida y deberá tener el mentón en buen contacto con el soporte para el mismo.
- Se inmoviliza la cabeza con los soportes de las sienes.
- Se usaran los marcadores de haz luminoso de manera que el plano sagital medio sea vertical, el plano de Frankfort sea horizontal y la luz del canino caiga entre el incisivo lateral y canino superiores.
- Se indica al paciente que cierre los labios y presione la lengua contra el paladar duro y no se mueva durante el tiempo que toma la exposición.

2.10. Ventajas y desventajas de la ortopantografía

De acuerdo a **Barros (2015)** la radiografía panorámica dental tiene varias ventajas y desventajas, entre las ventajas podemos señalar las siguientes:

- Mayor amplitud de registros en una sola película.
- Reconocimiento de las interrelaciones funcionales y patológicas, y de sus efectos sobre el sistema masticatorio.
- Posibilidad de comparación entre ambos lados.
- Baja dosis de radiación.

Por otro lado, sus principales desventajas son:

- Menor nitidez y pérdida de detalle.
- Deformación y magnificación de la imagen.
- Defectuosa visualización de los senos y el tercio medio de la cara.
- No hay localización bucopalatina o bucolingual de cuerpos extraños.
- Las estructuras que se encuentren fuera de la capa de examen pueden superponerse a las estructuras óseas normales y simular alteraciones.
- En casos de grandes maloclusiones de clase II o III, las zonas frontales del maxilar y mandíbula no pueden reproducirse de forma correcta en una única proyección.

2.11. Magnitudes y unidades dosimétricas

2.11.1. Dosimetría

Se llama dosimetría de radiación, al cálculo de la dosis absorbida tanto en tejidos como en materia. Esto, como resultado a exposición a radiaciones ionizantes, ya sea de manera directa o indirecta. La dosimetría se enfoca en el cálculo de dosis externas como internas de las radiaciones catódicas (ICRP, 2017).

Para la dosis de la materia, se usa la unidad de Gray (Gy) y para tejidos biológicos se usa la unidad de sieverts (Sv). Tanto el Gy y el Sv son iguales a 1 joule por kilogramo y en el sistema internacional (SI) se usan para dosis reportada rads y

para dosis equivalentes los rems. Los valores en conversión son los siguientes: 1 Gy = 100 rad y 1 Sv = 100 rem (ICRP, 2007).

La dosimetría es importante para una adecuada estimación de las dosis con las cuales se trabaja. Los efectos causados por exposiciones a la radiación en los tejidos se clasifican en 2 tipos: efectos estocásticos conocidos también como probabilísticos y no estocásticos o no probabilísticos (ICRP, 2017).

Los efectos probabilísticos, son aquellos que aumentan su posibilidad de aparición con la dosis de radiación. No hay un umbral establecido para los efectos estocásticos, ya que como lo indica el significado de esta palabra, es algo aleatorio (ICRP, 2007).

La exposición que es representada por el signo X, es una magnitud que cuantifica la capacidad que posee un haz de rayos X para ionizar una masa de aire. En otras palabras se puede expresar, como la cantidad de carga eléctrica de cualquier signo (Q) que se produce por una unidad de masa de aire (m), como se muestra en la ecuación 1.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1)$$

En el SI, la unidad que se utiliza es el coulomb (C) por cada kilogramo de aire (C/kg_{aire}). Pero la unidades que tradicionalmente se utiliza es el Roentgen (R), que tiene una equivalencia de 2.58×10^{-4} C/kg (ICRP, 2017). La exposición es muy utilizada, ya que es muy sencilla de medir, sin embargo, no ofrece información sobre el daño que se produce en el paciente ya que no considera la radiosensibilidad de los órganos o tejidos que la radiación atraviesa. La tasa de exposición es una magnitud utilizada para determinar la exposición que se tiene por unidad de tiempo. En el área de radiología, es muy común medir la rapidez de exposición antes y después de un blindaje (ICRP, 2007).

2.11.2. Kerma en aire (K)

En el área de radiodiagnóstico, la exposición y la dosis absorbida son numéricamente similares, pero al utilizar el SI, para transformar la exposición en dosis absorbida se utilizan factores de conversión. Es por eso que, en lugar de la exposición, se utiliza la magnitud conocida como kerma (kinetic energy released per unit of mass) (IAEA, 2017; Andisco, 2014).

El kerma en aire (K) es la energía cinética, en Joules, transferida por los fotones de rayos X (dE) a los electrones liberados por unidad de masa (dm) de aire ionizado, ecuación 2. Su unidad, según el SI, es el Gy (que es igual a J/kg).

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

En esta ecuación dE es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas ionizantes liberadas por partículas ionizantes sin carga en un material de masa (dm) (IAEA, 2017; Andisco, 2014).

2.11.3. Dosis absorbida

Se conoce como dosis absorbida al promedio de la energía ($\Delta\varepsilon$) que es absorbida por unidad de masa (m) en un determinado punto: $D = \Delta\varepsilon/m$. La unidad que se utiliza es el joule por kilogramo ($J\ kg^{-1}$) mejor conocida como Gray (Gy) (IAEA, 2017; ICRP, 2007).

2.11.3.1 Dosis absorbida a un órgano

La dosis a un órgano es el promedio de la dosis absorbida en un órgano, es decir, el cociente entre la energía total impartida a un órgano y la masa total de dicho órgano. La unidad es el joule por kilogramo ($J\ kg^{-1}$) y recibe el nombre de Gray (Gy) (IAEA, 2017).

2.11.4. Dosis equivalente (H) a un órgano o tejido

Esta es la dosis que recibe un órgano pero se corrige por su factor de ponderación del tipo de radiación que se utiliza y esta a su vez, tiene en cuenta la eficacia biológica para producir efectos estocásticos. Para los rayos X el factor de ponderación tiene el valor de 1. La unidad es el julio por kilogramo (J kg^{-1}) y se le da el nombre de sievert (Sv).

En la Tabla 1, adaptada de [Andisco \(2014\)](#), se muestran algunos efectos a órganos y tejidos en función del promedio de la dosis absorbida. Estos efectos dependen de la radiosensibilidad del órgano o tipo de tejido ([IAEA, 2017](#)).

Tabla 1. Efectos de la dosis sobre algunos tejidos y órganos

Órgano	Promedio de Dosis absorbida [Gy]	Efectos
Piel	5	Alopecia
Piel	2 a 5	Eritema
Testículo	> 4	Esterilidad permanente
Testículo	0.15 a 4	Esterilidad temporal
Ovarios	> 3	Esterilidad permanente
Ovarios	> 0.6	Esterilidad temporal
Cristalino	> 2	Cataratas
Médula ósea	0.25	Decrecimiento plaquetario

2.11.5. Dosis Efectiva (E)

Es 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".

Esta magnitud dosimétrica, no se puede medir directamente, es por esto que para su determinación se usa una magnitud medible, como la dosis absorbida, y la multiplicamos por el factor de ponderación del tipo de radiación y el factor de ponderación por el tipo de tejido. En la Tabla 2 (Andisco, 2014) se muestran estos factores de ponderación.

Tabla 2. Factores de ponderación de órganos y tejidos

Tejido/órgano	Factor de ponderación (W_T)
Mama	0.12
Médula ósea roja	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estómago	0.12
Gónadas	0.08
Tiroides	0.04
Vejiga	0.04
Hígado	0.04
Esófago	0.04
Piel	0.01
Cerebro	0.01
Superficie ósea	0.01
Glándulas salivales	0.01
Resto del organismo	0.12

La unidad de la dosis efectiva es joule por kilogramo ($J\ kg^{-1}$) y se le da el nombre especial de Sievert (Sv) (IAEA, 2017).

2.12. Dosímetros termoluminiscentes

2.12.1. Materiales Termoluminiscentes

Los materiales conocidos como termoluminiscentes (TL), son materiales semiconductores o aislantes que poseen una estructura cristalina y se basan en la

capacidad que tienen los sólidos para absorber y almacenar la energía que se deposita debida a la radiación ionizante. En el siglo XII Albertus Magnus observó este fenómeno al colocar diamantes en agua caliente, posteriormente, en el siglo XVII Robert Boyle, en 1663 reportó ante la Royal Society, que al colocar un diamante cerca de una flama, éste resplandecía y al alejarlo de la flama el resplandecimiento disminuía con la distancia (Chandrasekharan, 1946; McKeever 1985).

Una vez expuestos a la radiación ionizante, los materiales termoluminiscentes se calientan, a una temperatura inferior a la necesaria para que el material brille por incandescencia, y fosforecen. Un detector termoluminiscente (TLD) opera con la energía de la radiación que absorbe y ésta produce estados excitados en los átomos que conforman el material, estos permanecen en ese estado hasta que su temperatura es elevada lo suficiente para que regresen a un estado de energía más baja, al hacerlo emiten luz (Rivera, 2011).

La importancia de la termoluminiscencia para su uso en la dosimetría de radiación, está en el hecho de que la cantidad de luz que emite el material es proporcional a la dosis absorbida del mismo material irradiado (Ranogajec-Komor, 2003; Vázquez, 2000).

2.12.2. Termoluminiscencia

Se conoce a la termoluminiscencia como la emisión de luz de una muestra solida de un material aislante o semiconductor al someterlo a un calentamiento, mismo que fue sometido y excitado previamente por radiación. Este tipo de materiales absorben la energía procedente de un agente excitante como luz visible, ultra violeta, ionizante, etc., almacenando dicha energía hasta que se le aplica calor (Rivera, 2011; Ranogajec-Komor, 2003).

2.12.3. Principio de la dosimetría por termoluminiscencia

Los materiales termoluminiscentes, son aislantes o semiconductores con una estructura cristalina y se basan en la capacidad que tienen los sólidos para almacenar la energía debida a la radiación ionizante y al ser calentados, se emite en forma de radiación electromagnética que estará en la longitud del espectro visible. La luz que emiten es correlacionada con la dosis absorbida que recibió el material termoluminiscente (Bos, 2006).

El modelo de la teoría de bandas de un semiconductor mostrado en la Figura 6, es un modelo muy utilizado por su simpleza al tratar de explicar el posible mecanismo que se tiene para la emisión de termoluminiscencia.

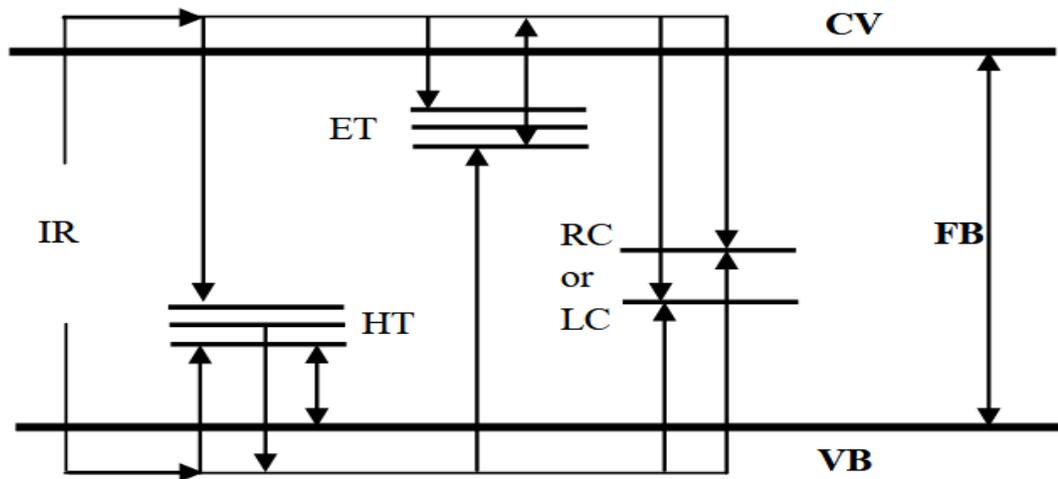


Figura 6. Modelo de bandas de la termoluminiscencia

En dicho modelo se tiene en cuenta la existencia de tres distintos elementos principales, los cuales son: centros de recombinación (RC), entes móviles (EM) o portadores de carga (PC), y las trampas (T) (Bos, 2017; Rivera, 2011).

En este modelo, se supone la existencia de estados de energía excitada en la banda prohibida y esta hará función de trampas o centros de recombinación. La radiación ionizante, es capaz de suministrar energía para la creación de defectos

en el cristal o huecos que representan impurezas en la red del mismo material. Los electrones tienen libertad para moverse de la banda de valencia hacia la de conducción, mientras que los huecos quedarán en la banda de valencia y tendrán la libertad de moverse cerca de esta misma (Bos, 2017; Ranogajec-Komor, 2003).

Los portadores de carga viajan por la red cristalina del material hasta quedar atrapados en los defectos metaestables o trampas o en otro caso, caer nuevamente en la banda de valencia, estos, se recombinan ya sea radiativamente por fluorescencia o ser capturados en los centros luminiscentes. Como ya se mencionó, al aplicar el calor suficiente los electrones que quedaron atrapados tendrán la energía térmica suficiente para salir de la trampa a la banda de conducción, estos caerán en la banda de valencia y se recombinarán radiativamente emitiendo luz visible. Los entes móviles son liberados a diferentes temperaturas dando con esto un espectro en función de la temperatura, el cual es característico de cada material y se le conoce por el nombre de “curva termoluminiscente” o “curva de brillo”, en la Figura 7 se muestran varias curvas en función de la temperatura y el tiempo después de su irradiación. Dependiendo del tipo de material la curva de brillo puede presentar uno o varios picos (Bos 2006; Ranogajec-Komor, 2003; Furetta, 1998).

El área bajo la curva de termoluminiscencia es proporcional a la energía luminosa que se libera, así como a la dosis de radiación que absorbió el material termoluminiscente. Por lo tanto, la curva termoluminiscente de un material es mostrada comúnmente en la literatura como la intensidad de la termoluminiscencia en función de la temperatura del ciclo de lectura.

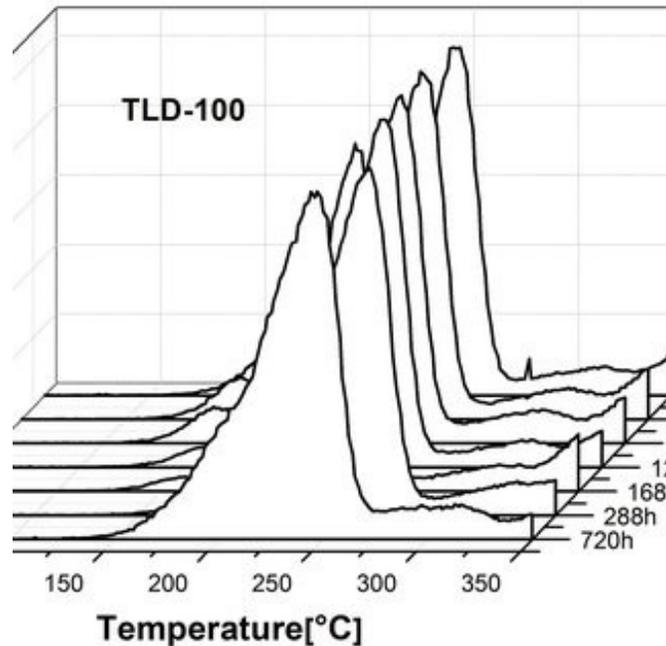


Figura 7. Curvas termoluminiscentes

Esta característica es utilizada por la mayoría de los lectores de termoluminiscencia en el que las mediciones, se hacen sobre la base de la emisión total de uno o más picos. Entonces, en cuanto a la lectura de un material termoluminiscente es de la siguiente manera, en un tiempo relativamente corto, el material se debe calentar a una temperatura inicial que este en el rango de 50 a 100 °C hasta el valor de la temperatura máxima, de acuerdo a la historia térmica del material termoluminiscente que este bajo estudio (Rivera, 2011; Furetta, 1998).

2.12.4. Tipos de TLD's

Existen diferentes tipos de dosímetros termoluminiscentes entre los cuales se encuentran LiF, CaF₂: Mn y Dy; CaSO₄ (Dy); y Li₂B₄O₇ entre otros, pero el más utilizado es el de fluoruro de litio. En cuanto los dosímetros de fluoruro de litio existen varios tipos en las cuales solo varia su concentración isotópica, vg-TLD-700 99.993% de ⁷Li o el caso de TLD-600 con 95.62% de ⁶Li. El TLD-600 y el TLD-700 presentan similar respuesta frente a radiación X y gamma así como una marcada diferencia para neutrones, este par es una buena herramienta para la

evaluación en campos mixtos, a continuación se describe los más utilizados (IB, 2017).

2.12.4.1. Fluoruro de calcio

El Fluoruro de calcio es conocido como material de ventana en su uso en laboratorio, que se caracteriza por ser lo suficientemente transparente para que el TLD registre con precisión los niveles de radiación gamma. Este tipo de TLD se utiliza principalmente para la detección de la exposición a la radiación en el medio ambiente (IB, 2017).

2.12.4.2. Fluoruro de litio

El Fluoruro de litio es un material comúnmente utilizado para los TLD. Son empleados para detectar la exposición a la radiación ionizante de partículas beta y neutrones en reactores nucleares, además de la radiación gamma. Generalmente, este tipo de TLD es utilizado para detectores personales de radiación (IB, 2017).

2.13. Dosimetría en radiografía panorámica dental

Moudi et al. (2013) usó 273 dosímetros TLD 100 para medir la dosis en la superficie de entrada de ojos, parótidas y tiroides de 90 pacientes que se expusieron a los rayos X de una radiografía panorámica dental. Los equipos se operaron en un rango de voltajes de 63 a 77 kV, con una corriente de 4 mA y 12 seg como tiempo de exposición. Debido a la cantidad de pacientes sus resultados fueron organizados por edades: Grupo 1 de 4 a 10 años, el grupo 2 de 10 a 40 años y el tercer grupo para pacientes mayores a los 40 años. Para cada zona y para medir el fondo usaron 3 TLD100.

Schulze et al. (2017) usaron un dosímetro electrónico para medir la dosis en la superficie de entrada de tiroides, glándulas mamarias y gónadas sobre un fantoma

RANDO femenino. Su estudio lo hicieron en diferentes equipos cuyas condiciones de operación fueron de 63 a 72 kV, 8 a 11 mA y 7 a 22 seg.

Wrzesien & Olszewski (2017) usaron TLDs en un fantoma RANDO de cuello y cabeza que se expuso a diferentes tipos de radiografía. Los TLDs los ubicaron dentro del fantoma. Las condiciones de operación de sus equipos fueron: 70 a 120 kV, 5 a 12 mA y de 0.5 a 32.4 seg.

Los dosímetros de vidrio fluorescente, han sido usados para medir la dosis absorbida en el cristalino de un fantoma de cabeza y cuello sometido a una radiografía panorámica dental (Kanzaki, Takahashi & Yarita, 2017). En su trabajo los autores pegaron sus dosímetros en la superficie externa del ojo. El promedio de la dosis en cristalino durante la radiografía panorámica dental que obtuvieron fue 0.07 ± 0.02 mGy.

Benchimol et al. (2018) usaron un fantoma RANDO masculino y midieron la dosis absorbida en tiroides y glándulas salivales. En su estudio usaron diferentes protocolos donde la colimación de haz se varió. La dosis la midieron con un dosímetro basado en un transistor de efecto de campo. Las condiciones de operación del equipo fueron 66 kV y 8 mA. La dosis efectiva de la radiografía dental panorámica resultó de 17.6 mSv, mientras que los valores de la dosis absorbida fueron: 0.01 a 0.05 mGy en tiroides y de 0.09 a 0.89 mGy para glándulas salivales. Valores muy distintos han sido reportados por Heiden et al. (2018), que usaron un fantoma de cuello y cabeza Alderson Radiation Therapy (ART) y midieron con TLDs la dosis absorbida en tiroides y glándulas salivales. En su investigación usaron diferentes equipos que operaron de 66 a 120 kV, 18.54 a 56.25 mAs y con tiempos de disparo de 8.9 a 26.9 seg. Ellos reportan, que los valores de la dosis absorbida son 0.22 y 0.26 mGy en tiroides y glándulas salivales respectivamente.

Los valores de la dosis absorbida en tiroides de [Heiden et al. \(2018\)](#) es similar a 0.28 mGy reportado por [Hafezi et al. \(2018\)](#) quienes usaron TLDs que distribuyeron dentro de la tiroides de un fantoma tipo RANDO. Sus valores variaron de 0.28 a 0.88 mGy en función de la posición de los TLDs dentro de la glándula tiroides.

[Pakravan et al. \(2018\)](#) usó TLDs y reportó la dosis del POE que labora en torno a dos equipos distintos y encontró que no hay riesgo de sobre exposición.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

El trabajo experimental se realizó en la Unidad Académica de Odontología campus Guadalupe, Zacatecas, de la Universidad Autónoma de Zacatecas, el estudio fue realizado en el área de rayos X de las instalaciones de la CLIMUZAC (Clínica Multidisciplinaria de Zacatecas), a cual se muestra en la Figura 8.



Figura 8. Unidad Académica de Odontología campus Guadalupe

3.1 Calibración de los TLD's

Se usaron dosímetros termoluminiscentes del tipo 100 (TLD-100) de $0.3175 \times 0.3175 \times 0.0889$ cm de ThermoFisher Scientific. Estos dosímetros son de $^{6}\text{LiF:Mg,Ti}$, con una $Z_{\text{eff}} = 8.14$, que es próxima a la del tejido humano ($Z_{\text{eff}} = 7.42$) (ThermoFisher, 2018; Furetta, 2001; Furetta, 2000).

Antes de su uso, los TLD's se deben borrar, con el propósito de eliminar cualquier señal debida a una exposición accidental o por el fondo. Enseguida, los TLD's se calentaron en una mufla electrónica Panasonic, que se muestra en la Figura 9.

Posteriormente, para el borrado los TLD's se calientan a 400 °C por una hora y se dejaron enfriar a temperatura ambiente, procurando que se expusieran lo menos posible a luz fluorescentes y solar (Furetta, 2001; Furetta, 2000).



Figura 9. Mufla Panasonic

Para la calibración cada TLD se insertaron en un cilindro de polietileno, que se muestran en la Figura 10, y se expusieron al campo de calibración bajo estas condiciones para lograr el equilibrio electrónico.



Figura 10. Cilindros de polietileno

Cada cilindro, con el TLD, se colocó en un vial; los viales se ubicaron en un arreglo circular de 5 y 10 cm de radio en cuyo centro se colocó la fuente de ^{137}Cs .

Para la calibración en un amplio rango de dosis los TLDs se expusieron al campo de radiación gamma por periodos de 10, 60, 300, 900, 1800, 5400 y 15060 segundos en el transcurso de dos días. En la Figura 11 se muestra el arreglo para la calibración.

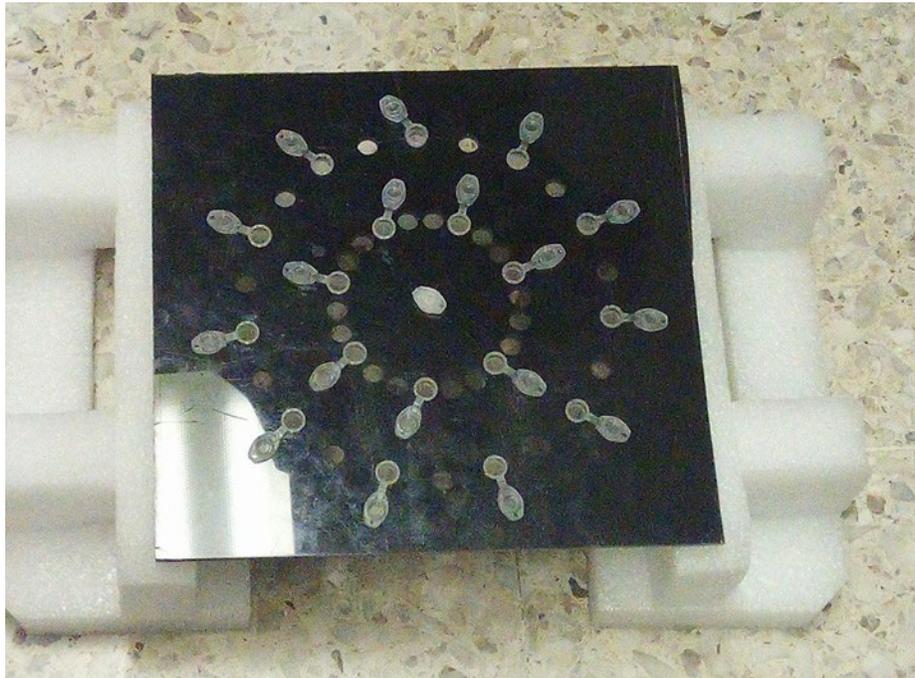


Figura 11. Arreglo experimental para calibración de los TLD's

El jueves 3 de mayo del 2018 la rapidez de kerma en aire era 4.131 mGy/h a 10 cm de la fuente y para el viernes 4 de mayo del 2018, la rapidez de kerma en aire fue de 4.1309 mGy/h.

Los TLD's expuestos a la fuente fueron leídos en un lector Harshaw TLD 3500 de ThermoFisher Scientific; los parámetros de lectura fueron de 50 a 350 °C con un gradiente térmico de 10 °C/seg en atmósfera de Nitrógeno que se muestra en la Figura 12.



Figura 12. Lector Harshaw TLD modelo 3500

Con estos valores se obtuvo, para cada dosis, el promedio y la desviación de la respuesta termoluminiscente en nC, que se correlacionó con los valores de kerma en aire en μGy y se calculó, mediante mínimos cuadrados ponderados (Vega-Carrillo 1989), la ecuación lineal que correlaciona la respuesta termoluminiscente con la dosis. Los factores de ponderación usados en el ajuste por mínimos cuadrados ponderados fueron el recíproco de la suma de la varianza del kerma en aire y la respuesta termoluminiscente.

3.2. Dosis mínima detectable

Debido a que los niveles de la dosis debido a la radiación dispersada son pequeños, es importante determinar la Dosis mínima detectable (DMD). Para lo cual se usó el criterio señalado en la literatura (Furetta et al., 2001; Furetta et al., 2000; Furetta y Weng, 1998). En este procedimiento se tomaron 100 TLDs y se borraron calentándolos a $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ por una hora, una vez temporizados se midieron y se obtuvo su respuesta termoluminiscente y se calculó el promedio (B) y la desviación estándar (σ_B) que se sustituyeron en la ecuación 4.

$$DMD= 3 \sigma_B F \quad (4)$$

En esta ecuación, F es el factor que convierte la respuesta termoluminiscente en nC a unidades de kerma en aire en μGy . Debido a que durante su uso los TLDs se exponen en condiciones de equilibrio electrónico, el kerma en aire se convierte a dosis absorbida. El valor de F es la pendiente de la curva de calibración.

3.3. Dosimetría en torno a la unidad de rayos X

Para la dosimetría en pacientes y el POE se prepararon embalajes de polietileno con 4 TLDs como se muestra en la Figura 13.

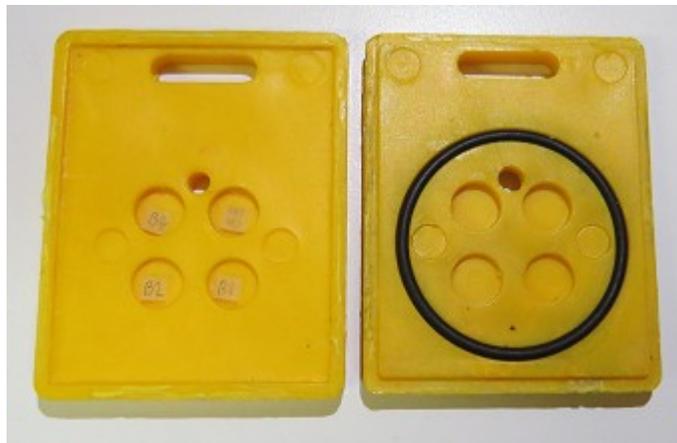


Figura 13. Embalajes para TLD

Cada embalaje se usó para ubicarse en cristalinos, glándulas salivales, tiroides, glándulas mamarias y gónadas en pacientes. También, se prepararon embalajes con TLDs para medir el fondo y la dosis del POE. El estudio se hizo en una máquina de radiografía dental panorámica Digital 3D Vatech Pax-i 3D cuyos parámetros son: un voltaje de 50-90 kv, una corriente de 4-10 mA a un tiempo de 10.1 seg y un rango de imagen desde 5x5 a 12x9 cm. En la Figura 14 se muestra el proceso de medición en una paciente.

Antes de colocar los embalajes con los TLDs se habló con los pacientes y se les explicó el propósito del estudio y se solicitó su autorización para colocar los embalajes sobre su cuerpo. En ningún caso los embalajes afectaron la radiografía.



Figura 14. Unidad de radiografía dental panorámica

3.5. Dosimetría del POE

A la responsable del manejo del equipo se le entregó un embalaje con 4 TLDs, como se muestra en la Figura 15. El embalaje lo portó durante una semana laboral y este se sustituyó por otro embalaje al cumplirse el tiempo de exposición; esto se hizo en 2 ocasiones.



Figura 15. Dosímetro personal en POE

Debido a que el embalaje de polietileno asegura la condición de equilibrio electrónico el kerma en la superficie de entrada se convierte en la dosis absorbida (D) que se convirtió en la dosis personal equivalente, asumiendo una exposición isotrópica ($H_{p_{iso}}$), multiplicando la D por el factor de peso debido al tipo de radiación, w_R , que para nuestro caso es unitario, como se muestra en la ecuación 6.

$$H_{p_{iso}} = w_R D \quad (6)$$

A partir de la Dosis equivalente personal se calculó la Dosis efectiva para el POE mediante la ecuación 7.

$$E = H_{p_{iso}} w_T \quad (7)$$

En esta ecuación $H_{p_{iso}}$ es la Dosis personal equivalente [Sv], w_T es Factor de ponderación para el órgano o el tejido y E es Dosis efectiva [Sv].

3.6. Medición de la dosis en paciente

Se midió la dosis en términos de kerma en la superficie de entrada (nC) en el paciente y se midió la dosis efectiva en el personal ocupacionalmente expuesto. Estando en la Unidad Académica de Odontología se habló con los pacientes que se tomarían una radiografía explicándoles el motivo del experimento y saber si se tendría su consentimiento para poder colocar los embalajes, una vez que se obtuvo dicho consentimiento de 5 pacientes, 3 hombres y 2 mujeres que sus edades rondaban de los 17 a 50 años de edad y su complexión era variada, se colocó un embalaje para cada área de estudio quedando de la siguiente manera: 1 embalaje en tiroides, 2 embalajes en cristalinos, 2 embalajes en glándulas salivales, 2 embalajes en mamas y por ultimo 1 embalaje en gónadas como se muestra en las Figuras 16 y 17.



Figura 16. TLD's en glándulas salivales y tiroides



Figura 17. Foto representativa de la ubicación de los embalajes

Dichos embalajes se colocaron con cinta doble cara que por su buena adherencia, permite y asegura que los TLD's no sean movidos de la ubicación establecida durante el tiempo de muestra. El periodo de exposición fue aproximadamente 10.1 segundos por cada una de las pruebas, se retiraron cuidando que no se expusieran a radiaciones de las máquinas de rayos X periapicales y se guardaron en una caja fuera del recinto donde se estaban haciendo las pruebas, una vez terminadas todas las muestras se llevaron al laboratorio Ubicado en la unidad Académica de Ciencias Nucleares para su medición utilizando el procedimiento mencionado anteriormente para calibración de TLD'S en un Lector Harshaw TLD modelo 3500.

La lectura de los TLDs se obtiene en unidades de carga eléctrica, nC, las lecturas de los TLDs ubicados en los órganos pares se promediaron. La respuesta neta de los TLDs se obtuvo corrigiendo las lecturas medias de los TLDs en los distintos puntos de medición por el promedio de la lectura de los TLDs usados para medir el fondo.

En la ecuación 8 se muestra la desviación estándar de las respuestas netas (σ_N) que se obtuvo de la ley de propagación de incertidumbres de las desviaciones estándar de los promedios de las lecturas de los TLDs (σ_L) y del fondo (σ_F).

$$\sigma_N = \sqrt{\sigma_L^2 + \sigma_F^2} \quad (8)$$

Las respuestas netas se convirtieron en kerma en la superficie de entrada del haz de rayos X. Debido a que durante la exposición se mantuvieron las condiciones de equilibrio electrónico los valores del kerma en aire se convierten en dosis absorbida.

Para calcular la dosis efectiva (E), la dosis absorbida se debe multiplicar por dos factores, el relacionado con la naturaleza de la radiación (w_R) y el relacionado con el órgano o tejido expuesto (w_T), como se muestra en la ecuación 9.

$$E = w_R * w_T * D \quad (9)$$

En esta ecuación, E es la Dosis Efectiva en Sieverts [Sv], D es la Dosis Absorbida en Grays (Gy) y los factores de ponderación, w_R y w_T son adimensionales.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este trabajo se midió la dosis absorbida y se calculó la dosis efectiva en cristalino, glándulas salivales, tiroides, mamas y gónadas debida a la radiación dispersada durante una radiografía dental panorámica. Además se midió la dosis efectiva del POE.

4.1 Calibración de los TLD's

Los TLD's fueron expuestos a una fuente de cesio 137 a 5 y 10 cm de distancia por diferentes tiempos, se correlacionaron las lecturas de los TLDs con los del kerma en aire en la ecuación (3) se muestra la función lineal ajustada que permite correlacionar la lectura corregida de los TLDs en nC, con el valor del kerma en aire en μGy .

$$D = -(89.6062 \pm 3.2097) + (146.8108 \pm 4.4431)R_{\text{TLD}} \quad (3)$$

El coeficiente de correlación del ajuste es $r^2 = 0.9963$ en la Figura 18, se muestra la curva de calibración que se obtuvo con un intervalo de dosis de calibración desde: 11.5 μGy hasta 6.2 mGy.

4.2 DMD de los TLD's

Para determinar la Dosis mínima detectable, se obtuvieron las respuestas de los TLD's después de haber sido borrados. El promedio de la respuesta de los TLD's fue de 0.5889 ± 0.1604 nC, con estos valores y el criterio de [Furetta & Weng \(1998\)](#). la DMD es 70.68 μGy .

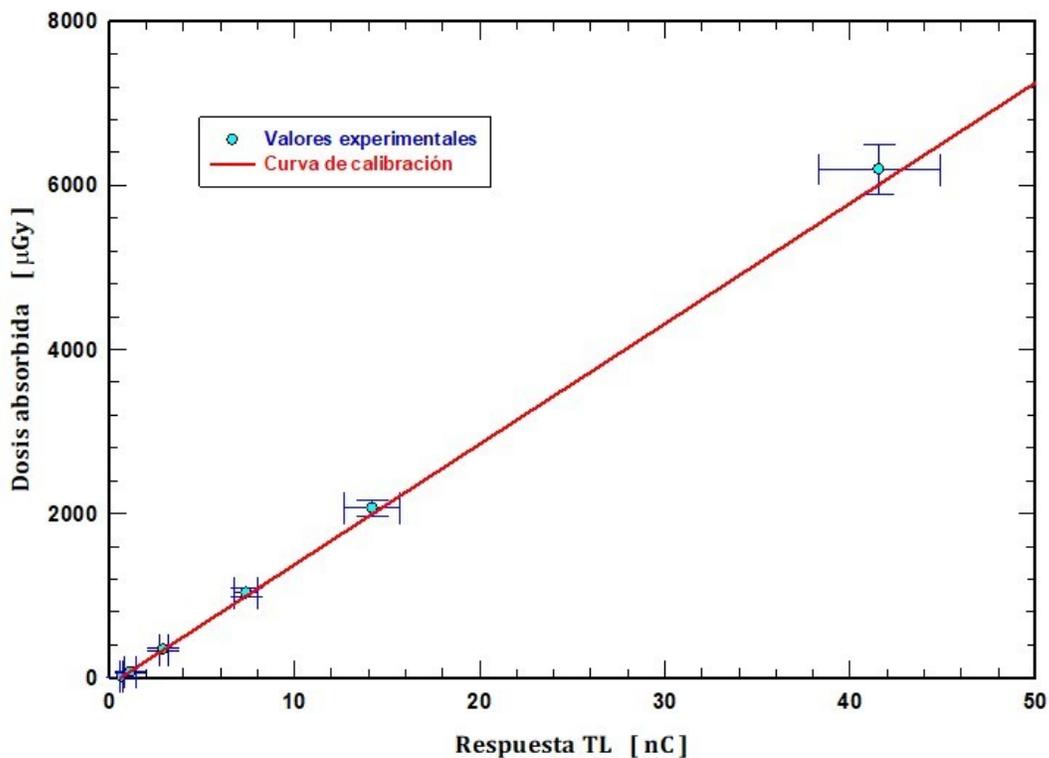


Figura 18. Curva de calibración de TLD's

4.3 Rapidez de E del POE

La rapidez de Dosis efectiva del POE es $0.60 \mu\text{Sv/día}$, asumiendo que labora 2000 horas al año la rapidez de dosis efectiva es $3.0 \mu\text{Sv/semana}$ o $12.0 \mu\text{Sv/mes}$ lo que implica $131 \mu\text{Sv/año}$; este valor es muy pequeño y el resultado es congruente con lo señalado por Pakravan et al. (2018).

La rapidez de la Dosis Efectiva del POE es aproximadamente 153 veces más pequeña que los 20 mSv/año recomendado como dosis máxima permisible por el ICRP (2007); por lo tanto el POE satisface las condiciones de ALARA, que implica

que trabajó siguiendo procedimientos que mantienen los niveles de dosis tan bajos como razonablemente son posibles de obtener.

4.4 Dosis en pacientes

En la Tabla 3 se muestran los valores de dosis absorbida en cristalino, glándulas salivales, tiroides, glándulas mamarias y gónadas y sus correspondientes valores de dosis efectiva.

Tabla 3. Dosis absorbida y dosis efectiva

Órgano	Dosis Absorbida [μ Gy]	Dosis Efectiva [μ Sv]
Cristalino	87.4 \pm 3.31	10.5 \pm 0.40
Tiroides	94.64 \pm 29.17	3.79 \pm 1.17
Glándulas mamarias	49.94 \pm 5.06	5.99 \pm 0.61
Glándulas salivales	3044.25 \pm 1808.11	30.44 \pm 18.08
Gónadas	55.19 \pm 16.39	4.42 \pm 1.31

La mayor dosis durante radiografía panorámica dental la reciben las glándulas salivales, esta dosis se debe a la radiación directa y a la radiación dispersada. En la tabla 3 se puede notar que la desviación estándar es muy grande (59.4%) la probable explicación a la alta dosis y a la alta desviación estándar la atribuimos a que al colocar los TLD's sobre las glándulas salivales, algunos TLD's quedaron expuestos al haz directo de rayos X y los otros se expusieron a la radiación dispersada.

Los órganos que reciben la mayor dosis absorbida son las glándulas salivales, tiroides, cristalino, gónadas y glándulas mamarias respectivamente, esto implica que la dispersión de los rayos X al incidir sobre el maxilar alcanza cristalino, glándulas mamarias, tiroides y gónadas con una intensidad muy parecida a pesar de que las gónadas se encuentran a mayor distancia que cristalino y tiroides del área de dispersión.

También, las glándulas salivales reciben la mayor dosis efectiva seguida del cristalino, glándulas mamarias, gónadas y tiroides. En ningún caso, la dosis efectiva excede los valores de referencia de los niveles orientativos recomendados por el OIEA, que establece que una radiografía dental periapical debe ser menor o igual a 7 mGy y para la radiografía dental anteroposterior debe ser menor o igual a 5 mGy (IAEA, 1996; OIEA, 1997; IAEA, 2010).

En glándulas salivales la dosis efectiva fue en aproximadamente $30.44 \pm 18.08 \mu\text{Sv}$ este valor es aproximadamente 1.5 % mayor al límite superior que reporta el Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA, 2010); debido a la desviación estándar podemos establecer que el valor de la Dosis Efectiva de las glándulas salivales es igual a la Dosis Efectiva máxima reportada por el OIEA, quien define que a partir de los estudios realizados hasta el año 2010, la Dosis Efectiva en las glándulas salivales debida a una radiografía panorámica dental varía de 4 a 30 μSv .

Los valores del promedio de la D y la E para la glándula tiroides es aproximadamente $94.7 \pm 29.2 \mu\text{Gy}$ y $3.8 \pm 1.2 \mu\text{Sv}$ respectivamente; estos valores son congruentes con los reportados por Schulze et al. (2017) y Moudi et al. (2013) quienes reportan $85.39 \mu\text{Gy}$ y $80 \mu\text{Gy}$ respectivamente, para la D. Wrzesien & Olszewski (2017) reportan en tiroides $D = 34.4 \pm 33.9 \mu\text{Gy}$, que debido al tamaño de la desviación estándar, también coincide con el valor encontrado en nuestro estudio.

Kanzaki, Takahashi & Yarita (2017) han señalado que durante una radiografía panorámica dental la D en cristalino es $70 \pm 20 \mu\text{Gy}$. Por otro lado, Moudi et al. (2013) encontraron que la D en ojos es $110 \pm 80 \mu\text{Gy}$; ambos valores son congruentes con $87.4 \pm 3.3 \mu\text{Gy}$ medido en este trabajo.

Para el caso de las glándulas salivales, se han reportado valores de Dosis absorbida de 260 μGy (Heiden et al., 2018), que coincide con $230 \pm 150 \mu\text{Gy}$ reportado por Moudi et al. (2013). Ambos valores son inferiores a $3044 \pm 1808 \mu\text{Gy}$ obtenidos en nuestro trabajo. Esta diferencia la atribuimos a que en la colocación de los dosímetros sobre las glándulas salivales Moudi et al. (2013) y Heiden et al. (2018) usaron una posición estándar y alejada del haz directo, mientras que en nuestro caso la posición fue aproximada donde algunos TLD se expusieron al haz directo y otros al haz dispersado, por lo que la desviación estándar es del 59.4 %.

Por otro lado, se ha reportado que la D en glándulas mamarias es $3.47 \pm 1.93 \mu\text{Gy}$ (Schulze et al., 2017). Este valor es aproximadamente 15 veces menor a la D medida en este estudio ($49.9 \pm 5.1 \mu\text{Gy}$), esta diferencia la atribuimos a que Schulze et al. (2017) hicieron su trabajo con un fantoma, donde la posición de los dosímetros sobre las glándulas mamarias siempre fue la misma, mientras que en nuestro caso la posición fue sobre las glándulas mamarias de personas de diferente género, estatura y complexión. Lo mismo ocurre con la dosis absorbida en gónadas donde nosotros encontramos $55.19 \pm 16.39 \mu\text{Gy}$ y Schulze et al. (2017) reportan $0.00 \pm 0.01 \mu\text{Gy}$. Debido a tales discrepancias para el caso de gónadas y glándulas mamarias, sería recomendable realizar mediciones usando un fantoma.

5. CONCLUSIONES

En este trabajo se midió la dosis absorbida y se calculó la dosis efectiva en cristalino, glándulas salivales, tiroides, glándulas mamarias y gónadas debida a la radiación dispersada durante una radiografía dental panorámica. Además, se midió la dosis personal equivalente y la dosis efectiva del POE que opera el equipo de rayos X.

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

1. La dosis absorbida no depende de la distancia entre el punto de medición y la zona de dispersión.
2. Las glándulas salivales, el cristalino, las glándulas mamarias, las gónadas y la tiroides reciben una dosis efectiva máxima 30.44, 10.5, 5.99, 4.42, 3.79 μSv respectivamente y su valor varia por el factor de ponderación de cada órgano o tejido.
3. La dosis absorbida medida en este trabajo no excede a los niveles orientativos para radiografías dentales, que van de 5 a 7 mGy, por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)
4. La dosis efectiva medida en este trabajo en glándulas salivales (30.93 mSv) es estadísticamente igual al límite superior señalado por el OIEA, como los valores típicos reportados en la literatura mundial y que varía de 4 a 30 μSv .
5. A pesar de que en una radiografía panorámica dental el haz de rayos X esta colimado a la zona del maxilar en su interacción con éste, los rayos X son dispersados alcanzando órganos y tejidos alejados del maxilar.

6. La dosis efectiva anual del POE que opera el equipo de radiografía panorámica dental es aproximadamente 154 veces inferior a la dosis máxima permisible. Por lo tanto la exposición del POE es despreciable.

Trabajo a futuro

El realizar trabajo de investigación que implique la participación de pacientes representa una serie de dificultades prácticas y éticas, por lo tanto sería deseable realizar este tipo de mediciones en una mayor cantidad de pacientes, separar los valores por género y edad, así como diseñar un maniquí o fantoma y realizar mediciones exhaustivas y comparar las dosis con las medidas en pacientes.

REFERENCIAS

- Abuzaid, M. M., Elshami, W. & Steelman, C. (2018). *Measurements of radiation exposure of radiography students during their clinical training using thermoluminescent dosimetry*. Radiation Protection Dosimetry **179**: 244-247.
- Alharbi, A. & El-Taher, A. (2013). *A study on transfer factors of radionuclides from soil to plant*. Life Science Journal **10**: 532–539.
- Andisco, D., Blanco, S. & Buzzi, A. E. (2014). *Dosimetría en radiología*. Revista Argentina de Radiología **78**: 114-117.
- Antti, V. R., & Lehto, A. (2003). *Radio engineering for wireless communication and sensor applications*. Norwood, MA. Artech House Inc.
- Ardakani, F. E., Kaviyani-arani, F. & Mohammadi, Z. (2017). *Determination of absorbed doses from various radiographics techniques required for dental implants*. Archives of Oral Research **1**: 11-15.
- Ardila, A. A. M., Aquino, M.A.S., Vega, J.C.A., Hernández, M.Á.V. & Arbeláez, L.M.R. (2016). *Determinación de dosis absorbida en cristalino y glándula tiroideas con protocolos de irradiación aplicados en equipos de ortopantomografía para panorámica dental*. Proceedings of the ISSSD 2016, **3**: 108-117.
- Chandrasekharan, V. (1946). *The thermoluminescence of diamond*. Proceedings of the Indian Academy of Sciences – Section A **24**: 187-192.
- Balufox, M. D. (1996). *Becquerel and the discovery of radioactivity: Early concepts*. Seminars in Nuclear Medicine **26**: 145-154.
- Barros, I. F. [En línea]. *Radiología Oral*. <<http://radiologia-oral.blogspot.mx/2015/08/radiografia-panoramica.html>>. Blog. [Consultado el 30 de agosto de 2017].
- Benchimol, D., Koivisto, J., Kadesjo, N. & Shi, X-Q. (2018). *Effective dose reduction using collimation function in digital panoramic radiography and possible clinical implications in dentistry*. Dentomaxillofacial Radiology. **47**: 20180007.

- Bos, A. J. J. (2006). *Theory of thermoluminescence*. Radiation Measurements **41**: S45-S56.
- Bos, A. J. J. (2017). *Thermoluminescence as research tool to investigate luminescence mechanism*. Materials **10**: 1357 (Pp. 22).
- Brown, C.N. (1996). *100 years of X-rays*. Engineering Science and Education Journal **5**: 105-112.
- Cember, H. & Johnson, T. E. (2009). *INTRODUCTION TO HEALTH PHYSICS*. Elmsford, NY. Pergamon Press.
- Cesareo, R., Hanson, A. L., Gigante, G. E., Pedraza, L. J. & Mathaboally, S. Q. G. (1992). *Interaction of keV photons with matter and new applications*. Physics Reports **213**: 117-178.
- Chang, L. A., Miller, D. L., Lee, C., Melo, D. R., Drozdovitch, V., Thierry-Chef, I., Winters, S. J., Labrake, M., Myers, C. F., Lim, H., Kitahara, C. M. & Simon, S. L. (2017). *Thyroid radiation dose to patients from diagnostic radiology procedures over eight decades: 1930-2010*. Health Physics **113**: 458-473.
- Chen, W. L. & Sheu, R. J. (2018). *Studies of Cosmic-ray muons and neutrons in a five-story concrete building*. Radiation Protection Dosimetry **179**: 233-243.
- Dixon, A. K. (1997). *Evidence-based diagnostic radiology*. The Lancet, **350**, 509-512.
- Furetta, C., & Weng, P. S. (1998). *OPERATIONAL THERMOLUMINESCENCE DOSIMETRY*. World Scientific Publishing Company.
- Furetta, C., Prokic, M., Salamon, R., & Kitis, G. (2000). *Dosimetric characterisation of a new production of MgB₄O₇:Dy,Na thermoluminescent material*. Applied Radiation and Isotopes **52**: 243-250.
- Furetta, C., Prokic, M., Salamon, R., Prokic, V., & Kitis, G. (2001). *Dosimetric characteristics of tissue equivalent thermoluminescent solid TL detectors based on lithium borate*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A **456**: 411-417.
- Gutiérrez-Marquez, J.G., Avalos-Piña, L.Y., López-Valencia, A., Palacios-Pérez, L.L., Vega-Carrillo, H.R. & Rivera-Montalvo, T. (2018). *OSL dosimeters for dental panoramic radiography*. Applied Radiation and Isotopes **142**: 32-37.

- Hafezi, L., Arianezhad, S. M. & Pooya, S. M. H. (2018). *Evaluation of the radiation dose in the thyroid gland using different protective collars in panoramic imaging*. *Dentomaxillofacial Radiology* **47**: 20170428.
- Harrison, R. (2017). *Out-of-field doses in radiotherapy: Input to epidemiological studies and dose-risk models*. *Physica Medica* **42**: 239-346.
- Heiden, K. R., da Rocha, A. S. P. S., Filipov, D., Salazar, C. B., Fernandes, A., Wastphalen, F. H. & Palma Seti, J. A. (2018). *Absorbed doses in salivary and thyroid glands from panoramic radiography and cone beam computed tomography*. *Research on Biomedical Engineering* **34**: 31-36.
- Hoyt, R. C. (1958). *What Is Radiation?*. *Bulletin of the Atomic Scientists* **14**: 9-11.
- Huh, J., Ji, Y. & Lee, R. J. (2018). *Control of the low-energy x-rays by using MCNP5 and numerical analysis for a new concept intra-oral x-ray imaging system*. *Journal of Korean Physical Society* **72**: 1078-1085.
- IAEA. (1996). *INTERNATIONAL BASIC SAFETY STANDARDS FOR PROTECTION AGAINST IONIZING RADIATION AND FOR THE SAFETY OF RADIATION SOURCES*. No. 115. Genova, International Atomic Energy Agency.
- IAEA. (2010). *PROTECCIÓN RADIOLÓGICA RELACIONADA CON LA EXPOSICIÓN MÉDICA A LA RADIACIÓN IONIZANTE*. Colección de Normas de Seguridad del OIEA. No. RG_G_1.5. Genova, International Atomic Energy Agency.
- IAEA. [En línea] (2017). *Magnitudes y Unidades de radiación*. <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Contentes/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/QuantitiesUnits.htm> [Consultada el 18 octubre de 2017].
- IB. [En línea] *Detectores de Radiación*. <[http://labrad.fisica.edu.uy/docs/Detectores de Radiacion Balseiro.pdf](http://labrad.fisica.edu.uy/docs/Detectores%20de%20Radiacion%20Balseiro.pdf)>. Apuntes del Instituto Balseiro. [Consultada el 15 Noviembre de 2017].
- ICRP. (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. *Annals of the ICRP* **37**: 61-78.
- ICRP. (2017). *Diagnostic reference levels in medical imaging*. ICRP Publication 135. *Annals of the ICRP* **46**.

- ILCE. [En línea]. *Interacción de la Radiación con la Materia*. <<http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen2/ciencia3/094/>>
- Jung, Y., Dong, K-R., Kweon, D-C., Dieter, K., Goo, E-H., Ahn, S-Y. and Chung, J.E. (2010). *A study of the effects of scattering dose on eyes and thyroid for panoramagraphy (Focus on TLD and PLD)*. Journal of Radiation Protection **30**: 1-5.
- Kanzaki, T., Takahashi, Y. & Yarita, K. (2017). *Absorbed dose to the eye lens during dental radiography*. Oral Radiography **33**: 246-250.
- Kiljuenen, T., Kaasalainen, T., Suomalainen, A. & Kortesiemi, M. (2015). *Dental cone beam CT: A review*. Physica Medica **31**: 844-860.
- Knoll, G. F. (2010). *RADIATION DETECTION AND MEASUREMENT*. John Wiley & Sons.
- Kruszyna, M., Adamczyk, S., Skrobala, A., Skórska, M., Suchorska, W., Zaleska, K., Kowalik, A., Jackowiak, W. & Malicki, J. (2017). *Low dose out-of-field radiotherapy, part 1: Measurements of scattered doses*. Cancer Radiothérapie **21**: 345-351.
- Lee, J-S, Kim, Y-H, Yoon, S-J. & Kang, B-Ch. (2010). *Reference dose levels for dental panoramic radiography in Gwangju, South Korea*. Radiation Protection Dosimetry **142**: 184-190.
- Li, G., Yang, P., Hao, S., Hu, W., Liang, C., Zour, B-s & Ma, X-c. (2018). *Buccal mucosa cell damage in individuals following dental x-ray examinations*. Scientific Reports **8**, Article 2509. Pp. 1-7.
- Ludlow, J. B. (2012). *Comment on "Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners"*. European Journal of Radiology **81**: 4219-4220.
- McKeever, S. W. S. (1985). *THERMOLUMINESCENCE OF SOLIDS*. Cambridge, UK. Cambridge University Press
- Mohamed, Y. Y. & Abdelwahab, R. I. (2014). *Improvement of Orthopantography (OPG) images using texture analysis*. International Journal of Science and Research **3**: 1771-1775.

- Moudi, E.; Hadian, H.; Monfared, A. S.; Haghanifar, S.; Deilam, G. & Bahemmat, N. (2013). *Assessment of radiation exposure of eyes, parotid and thyroid gland during panoramic radiography*. World Journal of Medicine and Medical Science **1**: 044-050.
- Mould, R.F. (1995). *Invited review: Rontgen and the discovery of X-rays*. The British Journal of Radiology **68**: 1145-1176.
- NOM. (2006). *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.
- NRPB. (2001). *GUIDANCE NOTED FOR DENTAL PRACTITIONERS ON THE SAFE USE OF X-RAY EQUIPMENT*. Chilton, UK. National Radiation Protection Board.
- OIEA. (1997). *NORMAS BÁSICAS INTERNACIONALES DE SEGURIDAD PARA LA PROTECCIÓN CONTRA RADIACIÓN IONIZANTE Y PARA LA SEGURIDAD DE LAS FUENTES DE RADIACIÓN*. Colección Seguridad No. 115. Organismo Internacional de Energía Atómica. Vienna, Aus.
- Oleschko Arruda, W. (1996). *Wilhelm Conrad Röntgen: 100 anos da descoberta do raios X*. Arquivos de Neuro-Psiquiatria **54**: 525-531.
- Padilla, A.R. [En línea] Saber ULA. *Historia de la radiografía oral y maxilo-facial* <<http://www.saber.ula.ve/bitstream/123456789/29891/1/historia.pdf>>. (2010). Universidad de los Andes, Mérida-Venezuela [Consultada el 18 octubre de 2017].
- Padilla, A.R. [En línea] ISSUU. *Técnica radiografía panorámica* <<https://issuu.com/padilla4/docs/tecnicapanoramica.pdf>>. (2007). Universidad de los Andes, Mérida-Venezuela. [Consultada el 18 octubre de 2017].
- Pakravan, A.H., Aghamiri, S. M. R., Bamdadian, T., Gholami, M. & Moshfeghi, M. (2018). *Dosimetry of occupational radiation around Panoramic x-ray apparatus*. Journal of Biomedical Physics and Engineering. DOI: 10.22086/jbpe.v0i0.466.
- PALEX. [En línea] *Radiología intervencionista* <<http://www.palexmedical.com/es/specialty.cfm?id=radiologia%2Dintervencionista#.Wee5xDBrziU>> [Consultada el 18 octubre de 2017].

- Podgorsak, E. B. (2004). *COMPENDIUM TO RADIATION PHYSICS FOR MEDICAL PHYSICISTS*. Berlin, Springer. Pp. 581-635.
- Ranogajec-Komor, M. (2003). *Thermoluminescence dosimetry-application in environmental monitoring*. Radiation Safety Management, **2**: 2-16.
- Rivera, T. (2011). *Termoluminiscencia en dosimetría médica*. Proceedings of the ISSSD 2011: 164-176.
- Rothschild, L. J. & Mancinelli, R. (2001). *Life in extreme environments*. Nature **409**: 1092-1101.
- Saha, G. B. (2006). *PHYSICS AND RADIOBIOLOGY OF NUCLEAR MEDICINE*. New York, Springer. Pp. 56-75.
- Schulze, R. K. W., Cremers, C., Karle, H. & de las Heras Gala, H. (2017). *Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions*. Clinical Oral Investigations **21**: 1327-1333.
- Seibert, J. A. (2004). *X-ray imaging physics for Nuclear Medicine technologists. Part 1: Basic principles of x-ray production*. Journal of Nuclear Medicine Technology **32**: 139-147.
- Seibert, J. A. (2005). *X-ray imaging physics for Nuclear Medicine technologists. Part 2: X-ray interactions and image formation*. Journal of Nuclear Medicine Technology **33**: 3-18.
- Semghouli, S., Amaoui, B., & Maamri, A. (2015). *Estimated radiation exposure from medical imaging for patients of radiology service of Al Faraby Hospital, Oujda Morocco*. International Journal of Cancer Therapy and Oncology, **3**: 1-5.
- Shimura, T., Yamaguchi, I., Terada, H. & Kunugita, N. (2018). *Lessons learned from radiation biology: Health effects of low levels of exposure to ionizing radiation on humans regarding the Fukushima accident*. Journal of the National Institute of Public Health **67**: 115-122.
- Silva, M. B., Demasi, A. P. D., Martinez, E. F., Goudinho, M. L., Soares, J. M., Junqueira, J. L. C. & Araujo, N. S. (2018). *Peroxiredoxin I expression in epithelial cells of buccal mucosa from patients exposed to panoramic X-rays: influence of the age*. Clinical Oral Investigations **22**: 1587-1592.

- Skrobala, A., Adamczyk, S., Kruszyna-Mochalska, M., Skórska, M., Konefal, A., Suchorska, W., Zaleska, K., Kowalik, A., Jackowiak, W. & Malicki, J. (2017). *Low dose out-of-field radiotherapy, part 2: Calculating the mean photon energy values for the out-of-field photon energy spectrum from scattered radiation using Monte Carlo methods*. *Cancer Radiothérapie* **21**: 352-357.
- Srivastava S., Unni T., Pandarkar S., Mahajan K. & Suthar R. (2006). *Conventional radiography: a few challenging applications*. *BARC Newsletter* **285**: 174-180.
- Stojilovic, N. (2018). *Using Cu $K_{\alpha 1}/K_{\alpha 2}$ splitting and a powder XRD system to discuss x-ray generation*. *Journal of Chemical Education* **95**: 598-600.
- ThermoFisher Scientific. [En línea] *Catálogo de producto*, <<http://www.thermofisher.com/order/catalog/product/SNO18806>>. [Consultada el 15 abril de 2018].
- Tsapaki, V. (2017). *Radiation protection in dental radiology – Recent advances and future directions*. *Physica Medica* **44**: 222-226.
- Turner, J. E. (2005). *Interaction of ionizing radiation with matter*. *Health physics*, **88**: 520-544.
- Vázquez, C. D. (2010). *Dosimetría termoluminiscente de la radiación ionizante en monitores de computadoras*. Tesis de Maestría de la Universidad Autónoma de Nuevo León. San Nicolás de los Garza, NL. México.
- Vega-Carrillo, H. R. (1989). *Least squares for different experimental cases*. *Revista Mexicana de Física* **35**: 597-602.
- Williams, J. R. & Montgomery, A. (2000). *Measurement of dose in panoramic dental radiology*. *The British Journal of Radiology* **73**: 1002-1006.
- Winkler, B. (2002). *Neutron sources and instrumentation*. *European Journal of Mineralogy* **14**: 225-232.
- Wrzesien, M. & Olszewski, J. (2017). *Absorbed doses for patients undergoing panoramic radiography, cephalometric radiography and CBCT*. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health* **30**: 705-713.

Zhang, Y.; Li, X.; Segars, W. P. & Samei, E. (2012). *Organs doses, effective doses, and risk indices in adult CT: comparison of four types of reference phantoms across different examination protocols*. *Medical Physics* **39**: 3404-3423.

Curriculum vitae



Guillermo Eduardo Campillo Rivera

Privada la Encantada # 103
Col. La Encantada
Zacatecas, Zac. 98085
México

Teléfono celular: +52 4921288734

Buzón-e: guillermo_campillo_rivera@hotmail.com

RFC: CARG872404

EDUCACIÓN

1994-2000: Primaria: "Colegio del Centro"

2000-2003: Secundaria: "Colegio del Centro"

2003-2006: Preparatoria: "Colegio del Centro"

2006-2011: Ingeniero Electromecánico en el Instituto Tecnológico de Zacatecas

2016-2018: Maestría en Ciencias Nucleares en la Unidad Académica de Estudios Nucleares de la Universidad Autónoma de Zacatecas (Promedio 9.45).

IDIOMAS

Español lengua madre 100%

Inglés 50%

Alemán 60%

CURSOS Y TALLERES EXTRACURRICULABLES

Curso "Técnico Mecánico de Aviación"

TRIUMPH GROUP-MÉXICO, S. DE R.L DE C.V

Del 08/04/2013 al 31/05/2013.

Curso-Taller "Técnico en Fabricación de Partes Metálicas Ensambladas"

TRIUMPH GROUP-MÉXICO, S. DE R.L DE C.V

Del 08/04/2013 al 02/08/2013

Curso de Alemán

Universidad Autónoma de Zacatecas

(Reconocimiento al mejor promedio)

Enero 2010- Noviembre 2013

Curso de Ingles

Golden English

Del 22/05/2014 al 30/04/2015

Curso “El congreso científico como instrumento de aprendizaje y formación del investigador”

Universidad Autónoma de Zacatecas

Del 15/06/2017 al 30/06/2017

Curso “Introducción al método Monte Carlo”

Universidad Autónoma de Zacatecas

Del 11/06/2018 al 26/06/2018

Curso “La publicación científica”

Universidad Autónoma de Zacatecas

Del 11/06/2018 al 26/06/2018

EXPERIENCIA LABORAL

- 6 meses de voluntario en el área de mantenimiento en el **Consejo Zacatecano de Ciencia, Tecnología e innovación (COZCyT)** y **Centro Interactivo de Ciencias Zigzag**. En donde las principales actividades fueron: reparación y mantenimiento de la utilería de diversos departamentos, así como la contribución en el implemento y desarrollo de las medidas de seguridad del establecimiento.
- 9 meses en el área de mantenimiento por parte de la empresa Tecnos en **Delphi Cableados S.A de C.V.** En donde las principales actividades a realizar fueron: mantenimiento general a la planta, armado de líneas de producción, herrería, diseño, pintura, armado de kits de trilogic, carpintería básica e instalación básica de líneas neumáticas y eléctricas (120-240V).
- 13 meses en la empresa **Triumph Group México** como técnico de fabricación en el area de egg create. En donde las principales actividades fueron: el ensamble de stub beans y armado de paneles para pisos de aviones Boeing 747.

PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

Presentaciones en congresos

1. ESCALONA-LLAGUNO, MI; CAMPILLO RIVERA GE; MARTÍNEZ RENDÓN AE; VÁSQUEZ-BAÑUELOS, J; VEGA-CARRILLO HR. (2017). *Presencia de K-40 en alimento para mascotas*. Jornadas de Investigación UAZ; Zacatecas, Zac.

2. MARTÍNEZ RENDÓN AE; VÁSQUEZ-BAÑUELOS, J; CAMPILLO RIVERA GE; ESCALONA-LLAGUNO, MI; VEGA-CARRILLO HR. (2017). *Presencia de radioisótopos naturales en el agua potable*. Jornadas de Investigación UAZ; Zacatecas, Zac.
3. VÁSQUEZ-BAÑUELOS, J; ALVARADO QUINTERO J.S; MARTÍNEZ RENDÓN AE; CAMPILLO RIVERA GE; ESCALONA-LLAGUNO, MI; VEGA-CARRILLO HR. (2017). *Identificación de los radioisótopos presentes en agua potable*. LX Congreso Nacional de Física, Monterrey, Nuevo León.
4. CAMPILLO RIVERA GE; ESCALONA-LLAGUNO, MI; VÁSQUEZ-BAÑUELOS, J; ALVARADO QUINTERO J.S; MARTÍNEZ RENDÓN AE; VEGA-CARRILLO HR (2017). *Determinación del K-40 en croquetas*. LX Congreso Nacional de Física, Monterrey, Nuevo León.
5. ESCALONA-LLAGUNO, MI; CAMPILLO RIVERA GE; VEGA-CARRILLO HR; EDUARDO GARCÍA SÁNCHEZ (2017). *Determinación del K-40 en croquetas*. XVII International Symposium on Solid State Dosimetry (ISSSD 2017). Santo Domingo, República Dominicana.
6. CAMPILLO RIVERA GE; VÁSQUEZ-BAÑUELOS, J; ESCALONA-LLAGUNO MI, VEGA-CARRILLO HR & MEDRANO E (2018). *Dosis en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, durante la radiografía dental panorámica*. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana, Mérida, Yuc. México.
7. VÁSQUEZ BAÑUELOS J; MARTÍNEZ RENDÓN AE; CAMPILLO RIVERA GE; VEGA-CARRILLO HR & REYES RIVERA E (2018). *Dosis en cristalino, tiroides y gónadas en un estudio de radiodiagnóstico por TC*. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana, Mérida, Yuc. México.
8. MARTÍNEZ RENDÓN AE; CAMPILLO RIVERA GE; ORTIZ ALLENDE MD; VEGA-CARRILLO HR; LETECHIPÍA DE LEÓN C. (2018). *Dosis Equivalente ambiental por fotones gamma y neutrones dentro de recintos habitacionales*. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana, Mérida, Yuc. México.
9. CAMPILLO-RIVERA, GE; ESCALONA-LLAGUNO, MI; VÁSQUEZ-BAÑUELOS, J & VEGA-CARRILLO, HR. (2018). *Dosis en Cristalino, Tiroides, Glándulas Mamarias y Gónadas, durante la Radiografía Dental Panorámica*. Segunda Reunión sobre las Aplicaciones de la Ingeniería Física en la Biomedicina, León, Gto. México.
10. CAMPILLO RIVERA GE; VÁSQUEZ-BAÑUELOS J; MARTÍNEZ RENDÓN AE; VEGA-CARRILLO HR; HERNÁNDEZ DÁVILA VM; MEDRANO E. *D y E en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, en*

exámenes de ortopantomografía. XVIII International Symposium on Solid State Dosimetry. Sept. 24-28, 2018. Oaxaca, Oax. México.

11. VÁZQUEZ-BAÑUELOS J; CAMPILLO RIVERA GE; MARTÍNEZ RENDÓN AE; MARTINEZ OVALLE, SA; VEGA-CARRILLO HR; REYES RIVERA E. *Dosis en un estudio de radiodiagnóstico de tórax por TC*. XVIII International Symposium on Solid State Dosimetry. Sept. 24-28, 2018. Oaxaca, Oax. México.

Artículos in-extenso

1. Escalona-Llaguno, MI; Campillo Rivera GE; Vega-Carrillo HR; Eduardo García Sánchez (2017). *Determinación del K-40 en croquetas*. ISSSD 2017 Proceedings **Vol 3**: 1-14.
2. Campillo Rivera GE; Vázquez-Bañuelos J; Escalona-Llaguno MI; Vega-Carrillo HR & Medrano E. (2018). *Dosis en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, durante la radiografía dental panorámica*. Memorias del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana. Pp. 1-7.
3. Vázquez Bañuelos J; Martínez Rendón AE; Campillo Rivera GE; Vega-Carrillo HR & Reyes Rivera E. (2018). *Dosis en cristalino, tiroides y gónadas en un estudio de radiodiagnóstico por TC*. Memorias del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana. Pp. 1-6.
4. Martínez Rendón AE; Campillo Rivera GE; Ortiz Allende MD; Vega-Carrillo HR; Letechipía de León C. (2018). *Dosis Equivalente ambiental por fotones gamma y neutrones dentro de recintos habitacionales*. Memorias del XXIX Congreso Anual de la Sociedad Nuclear Mexicana. Pp. 1-7.
5. CAMPILLO RIVERA GE; VÁZQUEZ-BAÑUELOS J; MARTÍNEZ RENDÓN AE; VEGA-CARRILLO HR; HERNÁNDEZ DÁVILA VM; MEDRANO E. (2018). *D y E en cristalino, tiroides, glándulas salivales, glándulas mamarias y gónadas, en exámenes de ortopantomografía*. ISSSD 2018 Proceedings **Vol 1**: 29-39.
6. VÁZQUEZ-BAÑUELOS J; CAMPILLO RIVERA GE; MARTÍNEZ RENDÓN AE; MARTINEZ OVALLE, SA; VEGA-CARRILLO HR; REYES RIVERA E. (2018). *Dosis en un estudio de radiodiagnóstico de tórax por TC*. ISSSD 2018 Proceedings **Vol 1**: 51-63.

Artículos en revistas

1. Campillo Rivera GE; Vázquez-Bañuelos J; Escalona-Llaguno MI; Vega-Carrillo HR & Medrano E. (2018). *Dosis en cristalino, tiroides, glándulas mamarias y gónadas durante radiografía dental panorámica*. Research in Computer Science. En revisión.
2. Campillo Rivera GE; Vázquez-Bañuelos J; Escalona-Llaguno MI; Vega-Carrillo HR & Medrano E. (2018). *Doses in eye lens, thyroid, breast and gonads due to scattered radiation in panoramic dental radiography*. Applied Radiation and Isotopes. En revisión.

SEMINARIOS Y TALLERES IMPARTIDOS

- Seminario de *Equipos convencionales para radiodiagnóstico con aplicaciones en odontología*. Seminarios de investigación de la UAEN mayo del 2018.
- Taller de *Determinación experimental del valor de π usando sopa, escobas y recogedores*. Semana Nacional de Ciencia y Tecnología del 23 al 27 de octubre del 2017.