

**DETERMINACIÓN DE DOSIS ABSORBIDA EN CRISTALINO Y GLÁNDULA
TIROIDES CON PROTOCOLOS DE IRRADIACIÓN APLICADOS EN EQUIPOS DE
ORTOPANTOMOGRAFÍA PARA PANORÁMICA DENTAL**

Awer Andres Muñoz Ardila

Director del trabajo de grado

Dr. Modesto Antonio Sosa Aquino

Codirector

MSc. Lina Marcela Ramírez

Asesor

Dr. Juan Carlos Azorín Vega

Dr. Miguel Vallejo Hernández

INSTITUTO TECNOLÓGICO METROPOLITANO

Facultad de Ciencias Exactas y Aplicadas

Ingeniería Biomédica

2017

RESUMEN

Las radiaciones ionizantes son de gran utilidad en el ámbito médico para el uso diagnóstico de diferentes patologías. Actualmente existen diferentes tecnologías para diagnóstico con imágenes que utilizan Rayos X convencional, tomografía computada, mastografía, angiografía, panorámica dental, entre otros. No obstante, cabe destacar que la exposición a radiaciones de este tipo de exámenes diagnósticos se ha incrementado considerablemente en los últimos años debido a que los exámenes radiológicos no siempre se llevan a cabo en función de las necesidades clínicas reales de cada paciente, incrementando el riesgo de adquirir cáncer. En esta investigación se midió dosis absorbida en cristalino y glándula tiroides con la ayuda de dosímetros TLD100 calibrados con una fuente de rayos X odontológico y posteriormente ubicados en un fantoma de PMMA adaptado para equipos de ortopantomografía (Panorámica dental); las irradiaciones se realizaron en 5 Hospitales utilizando los parámetros pre configurados para adulto normal; En la lectura de los dosímetros se utilizó un Equipo Harshaw 3500 obteniéndose así el valor promedio de $1.32 \pm SD 0.01$ mGy para cristalino y $1.04 \pm SD 0.03$ mGy para la glándula tiroides. Para validar los resultados encontrados se realizarán nuevas mediciones bajo diferentes condiciones tipo ISO con diferentes fuentes de calibración tales como Cs-137, Co-60, entre otros.

Palabras clave: Ortopantomografía, TLD100, Termoluminiscencia, dosis absorbida, Tiroides, Cristalino.



Institución Universitaria

INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO

AGRADECIMIENTOS

Se Agradece la colaboración de I.B. Lizbeth Piña en la revisión; A las unidades Médicas HRAEB, HAL, HAP, ESDOM, CEDIMEX por permitir realizar las irradiaciones en la ciudad de León México. A Catalina Varón y Juan José Pabón por su acompañamiento durante la carrera y agradecimientos a mi familia en general.

ACRÓNIMOS

DCI: División de Ciencias e Ingenierías

IAEA: *International Atomic Energy Agency* – Agencia Internacional de Energía Atómica

ISSSD: *International Symposium on Solid State Dosimetry* – Simposio Internacional de Dosimetría de Estado Sólido

LTE: Luminiscencia Termicamente Estimulada

NCRP: *National Council on Radiation Protection and Measurements* – Consejo Nacional de Protección y Medidas Radiológicas

OPIC: *Optics and Photonics International Congress* – Congreso Internacional de Óptica y Fotónica

PMMA: Polimetilmetacrilato

TL: Termoluminiscencia

TLD: *Termoluminescence Dosimeter* – Dosímetros Termoluminiscentes

TTP: *Time Temperature Profile* – Perfil de Tiempo y Temperatura

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
PROYECTO DE GRADO	1
RESUMEN.....	2
AGRADECIMIENTOS.....	3
ACRÓNIMOS	4
TABLA DE CONTENIDO.....	5
LISTA DE TABLAS.....	6
LISTA DE FIGURAS.....	7
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	8
2. JUSTIFICACIÓN.....	10
3. OBJETIVOS	11
3.1 OBJETIVO GENERAL.....	11
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	11
4 MARCO TEÓRICO.....	12
5. ESTADO DEL ARTE	16
6. METODOLOGÍA.....	17
7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	19
8. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	21
9. PRODUCTOS	22
REFERENCIAS	23
ANEXOS.....	27



LISTA DE TABLAS

	Pág.
Dosis en cristalino.....	19
Dosis en tiroides	20

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. -----	15
Figura 2. -----	18

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las radiaciones ionizantes son de gran utilidad en el ámbito médico para el uso en el diagnóstico de diferentes afecciones que se presentan diariamente, sin embargo el Consejo Nacional de Protección y Medición de la Radiación (NCRP, por sus siglas en inglés) según sus reportes anuales, indica que la exposición durante dichos exámenes ha aumentado considerablemente en diferentes órganos debido a que los exámenes radiológicos no están siendo realizados en función de las necesidades clínicas de los pacientes [1].

Actualmente, existen diferentes tecnologías de diagnóstico por imágenes que utilizan rayos X como por ejemplo: los equipos de ortopantomografía que se utilizan para ayudar ya sea al odontólogo, al cirujano plástico u otros médicos especialistas a determinar malformaciones congénitas, daños dentales (cavidades), enfermedades periodontales (encías), abscesos o crecimientos anormales, tales como tumores o quistes, además de mostrar la ubicación y condición de los dientes impactados o los dientes que se encuentran aún bajo la encía, etc. [2] [3]

En los ortopantomógrafos se presume que liberan una cantidad de radiación ionizante adicional e innecesaria para el paciente por efectos de dispersión, justificados en el hecho de que se está obteniendo una mejor calidad de imagen con nuevas tecnologías que pueden variar sus parámetros de kilovoltaje y miliamperaje [4]. En radiodiagnóstico es de vital importancia mejorar los protocolos hasta ahora utilizados debido a la arbitrariedad que se presenta en la autonomía de un técnico para obtener la imagen. Siendo esta una situación que debe de ser revisada constantemente, al mismo tiempo que cambia la tecnología médica que llega diariamente importada a los Estados Unidos Mexicanos.

Los exámenes radiológicos que se realizan a pacientes en los centros diagnósticos, pueden generar efectos probabilísticos debido a la interacción de la radiación ionizante con los tejidos y órganos del cuerpo humano; estos efectos no son selectivos, son inespecíficos, siempre son lesivos y presentan un período de latencia variable donde la probabilidad de que suceda aumenta con la dosis [4].

En el radiodiagnóstico con panorámica dental la exposición a esta radiación representa un factor de riesgo en órganos como la glándula tiroides y el cristalino del ojo, surgiendo la posibilidad de ser causante de cáncer tiroideo [5][6][7] y opacidad radio inducida en el cristalino por la distribución de la dosis en las estructuras oculares [8] [9].

Medir con precisión la radiación ionizante que reciben los pacientes durante los procedimientos, se convierte en un paso fundamental para determinar la dosis absorbida [10], que es una de las magnitudes más importantes en radiodiagnóstico [11]; la cual con el paso del tiempo ha sido estudiada con diferentes métodos dosimétricos entre ellos la termoluminiscencia [12][13].

Aunque existen algunos niveles de referencia para las dosis en diferentes órganos determinados por organismos de control internacional como lo son la Comisión Internacional de Protección Radiológica & el Organismo Internacional de Energía Atómica . Es esencial determinar la dosis absorbida del cristalino y tiroides en las condiciones de uso actual de la tecnología diagnóstica Mexicana, ya que no hay reportes en la literatura de mediciones en éste procedimiento específico; este último será el énfasis del presente estudio acerca de la dosis absorbida en cristalino y tiroides en los procedimientos de ortopantomografía, permitiendo así realizar un aporte en el discernimiento conjunto de las dosis recibidas en procedimientos radiodiagnósticos con diferentes tecnologías con estos órganos específicos. De esta manera se puede contribuir o proponer con bases y evidencia práctica nuevos parámetros a establecer en los programas de garantía de calidad de diferentes entes gubernamentales sobre el control de este tipo de equipos clínicos.

2. JUSTIFICACIÓN

Las radiaciones ionizantes pueden producir diferentes alteraciones en las células [14] generando efectos biológicos que dependen de las dosis y del tiempo en que esas dosis son absorbidas generando efectos tanto estocásticos como determinísticos [15]. La tiroides y el cristalino son órganos con una conocida radio sensibilidad que están cerca de la zona irradiada en las técnicas de ortopantomografía específicamente panorámica dental, lo cual es importante debido a que el cristalino presenta efectos deterministas como la opacidad radio inducida [16] [17] que puede ser tan severa que hace borrosa la visión deteriorándola gradualmente, que ya puede ser detectable a partir de a 0.5 Gy [18] con una radio sensibilidad clasificada como moderada; mientras que la glándula tiroides que presenta una radio sensibilidad baja puede desarrollar efectos estocásticos como hipotiroidismo primario, disfunción tiroidea si ha recibido más de 1500 cGy de radiación en el cuello o en más de 750 cGy de irradiación corporal total (TBI), disfunción tiroidea, hipertiroidismo y finalmente cáncer tiroideo [19].

Se evalúan estas dosis debido que existen riesgos por el uso de protocolos configurados por el técnico radiólogo que son diferentes a los ya establecidos por el fabricante y donde no se ha comprobado la dosis que recibe el paciente y mucho menos la dosis de radiación total recibida por la población en sieverts-hombre (IAEA) en estas técnicas radiográficas. Los riesgos que se presentan al no conocer la dosis son promover la acumulación del efecto ionizante, además de modificar la calidad de la imagen y de esta manera tal vez influir en el diagnóstico al final del procedimiento realizado. Además, cuando los protocolos son modificados sin ninguna supervisión por parte de los técnicos, están colocando en riesgo la seguridad tanto del usuario (paciente) como de la población ocupacionalmente expuesta dando así un resultado de no conformidad con las buenas prácticas clínicas.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar dosis absorbida en cristalino y glándula tiroides en equipos de Ortopantomografía usados para panorámica dental mediante dosímetros TLD100.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Caracterizar los protocolos de irradiación de radiografía panorámica dental para cada equipo disponible en sus diferentes parámetros.
- Evaluar la respuesta dosimétrica termoluminiscente de los dosímetros TLD100 a partir de las irradiaciones realizadas con los ortopantomógrafos.
- Correlacionar la información encontrada con otros estudios de dosis relacionados a la ortopantomografía.

4 MARCO TEÓRICO

La ortopantomografía fue patentada en 1922 por el Dr. H. Numata y desde entonces se ha ido trabajando en la mejoría de la técnica en la obtención de imágenes panorámicas, pero hasta 1946 el Dr. Y.V. Paatero [20] inicia sus primeros estudios con pacientes con los equipos que tenían disponibles como prototipos y hasta 1962 se empiezan a producir los equipos marca panorex, a partir de ese momento se incrementa el uso de esta tecnología y surge la necesidad de realizar estudios sobre las dosis absorbidas integrales que se recibían en las exámenes completos de la boca [21], verificando la dosis con cámaras de ionización del tipo universal y además estudiando la variación de la dosis con dosímetros TLD en fantoma y en pacientes [22], buscando cuanta energía era impartida en los órganos del cuello, pero al ver que se obtenían resultados muy superiores se empieza a verificar variando los diferentes parámetros [23] donde se utilizaban protocolos con mejores condiciones para validar la medición y además comparar las dosis de radiación con las recibidas convencionalmente [24]. Actualmente, los estudios son un poco más dirigidos a órganos específicos tales como los ojos, la glándula parótida y tiroides en la región superficial de la piel utilizando dosimetría termoluminiscente [25] y en algunos casos ya se usan métodos computacionales como el método basado en Monte Carlo para cálculos en el software PCXMC [26] para una mayor precisión. Obtenida además con ayuda de algunos conceptos importantes en esta área de la radiología médica que se describen a continuación:

4.1 Interacción de radiación con la materia

En la mayoría de los casos esta interacción implica la transferencia de energía de la radiación con la materia con la que interacciona. La radiación puede interaccionar directamente con el núcleo del átomo, con los electrones orbitales o con ambos. La probabilidad de que ocurra un determinado mecanismo de interacción y, por lo tanto, el poder de penetración de los diversos tipos de radiación, depende del tipo y energía de la radiación como de la naturaleza de la materia con la que interacciona. En el caso específico de la energía en ortopantomografía esta interacciona con los tejidos oculares y la tiroides dándose principalmente el efecto fotoeléctrico el cual se produce con bajas energías como lo son los rayos X. En general se producirá ionización y excitación de los átomos del absorbente [27]. Los efectos de la radiación sobre la materia se pueden manifestar mediante tres mecanismos principales: ionización, excitación y disociación.

La ionización se produce cuando uno o más electrones atómicos reciben la energía suficiente para abandonar el átomo; [28] cuando uno de los electrones atómicos recibe la energía suficiente para ocupar un nivel de energía superior al que le corresponde, se dice que ha ocurrido una excitación, mientras que, si se produce la ruptura de enlaces químicos moleculares, se dice que ha ocurrido una disociación o radiolisis [29].

4.2 Radiosensibilidad por dispersión de rayos X en las células

Las radiaciones atómicas ionizantes constituyen un grupo de agentes físicos muy diversos, todos los cuales producen efectos nocivos en las células vivas [30]. La cantidad de energía necesaria para generar daño, por exposición a los rayos X, en célula humana que se desarrolle libremente en un cultivo de tejidos sería tan sólo suficiente para elevar en 1/2 000°C la temperatura de la célula. Se ignora por qué razón esta dosis insignificante (200 rads, en unidades radiológicas) es capaz de producir la muerte de las células, pero se sabe que no toda la energía se transforma en calor y que parte de ella (aproximadamente el 25 por ciento) produce reacciones químicas en el interior de la célula. La mayoría de esas reacciones carecen de importancia, pero algunas afectan a determinados puntos clave de la estructura celular y desencadenan la larga serie de fenómenos, que conduce a la muerte de la célula [31].

Dosimetría

La determinación de la cantidad de exposición a la radiación o dosis recibe el nombre de dosimetría. El término dosis se utiliza para describir la cantidad de energía absorbida por unidad de masa en el sitio de interés [32]. Pero existen diferentes tipos de dosis entre las cuales están la dosis absorbida que es una medida de la radiación absorbida de cualquier tipo de radiación ionizante por unidad de masa de cualquier tipo de materia, expresándose en las unidades del sistema internacional como gray Gy, [33] [34] también está la dosis equivalente la cual se utiliza para efectos biológicos, siendo igual a la suma de los productos de las dosis absorbidas medias para un tejido u órgano multiplicada por un factor de ponderación de acuerdo a la calidad o tipo de radiación [35] y la dosis eficaz se utiliza para estimar el riesgo en los seres humanos, siendo igual a la suma de los productos de las dosis equivalentes para cada órgano o tejido por los factores de compensación de los tejidos.

Termoluminiscencia

En principio se debe entender lo que es la luminiscencia y por otro lado la luminiscencia térmicamente estimulada. La luminiscencia es la energía liberada por la materia en forma de luz después de la absorción de la energía de algún agente excitante [36]. La emisión de luz puede ser clasificada dependiendo del tiempo característico entre la absorción de la energía de excitación y la emisión luminiscente. La emisión de la luz por algún átomo cuando un electrón regresa de una órbita más energética a su órbita basal toma un tiempo menor a 10^{-8} segundos, la luminiscencia aquí recibe el nombre de fluorescencia; y es de una longitud de onda mayor que la luz absorbida debido a la pérdida de energía por la molécula. Mientras que si el regreso del electrón a su órbita más energética a su órbita basal se lleva a cabo en un tiempo desde 10^{-4} segundos recibe el nombre de fosforescencia [37].

La Luminiscencia térmicamente estimulada (LTE) es la emisión de la luz en la región visible, resultante de calentar una sustancia que ha sido expuesta previamente a algún agente excitante, si se eleva su temperatura a un valor suficiente por debajo de su temperatura de incandescencia. Según Azorín en su estudio de las propiedades Termoluminiscentes y óptica de los principales materiales dosimétricos [37] en 1993, considera el caso de electrones atrapados a una energía E_t debajo de la banda de conducción; en este caso la energía de activación para la fosforescencia no puede ser producida en forma natural a la temperatura ambiente, debido a la presencia de estados metaestables. Para liberar los electrones que se encuentran en estados metaestables requiere de una energía igual o superior a la administrada térmicamente; en otras palabras, la termoluminiscencia requiere la perturbación del sistema de un estado de equilibrio termodinámico, mediante la absorción de energía externa, en un estado metaestable; lo cual es seguida con frecuencia de una relajación estimulada térmicamente.

Entonces, en la TL, la perturbación es la absorción de la energía de la radiación ionizante y la relajación estimulada térmicamente para el estado de equilibrio, seguida por la emisión de la luminiscencia del sistema durante las transiciones de las cargas libres al estado base; fenómeno que puede estar descrito en términos de la perturbación del nivel de equilibrio de Fermi.

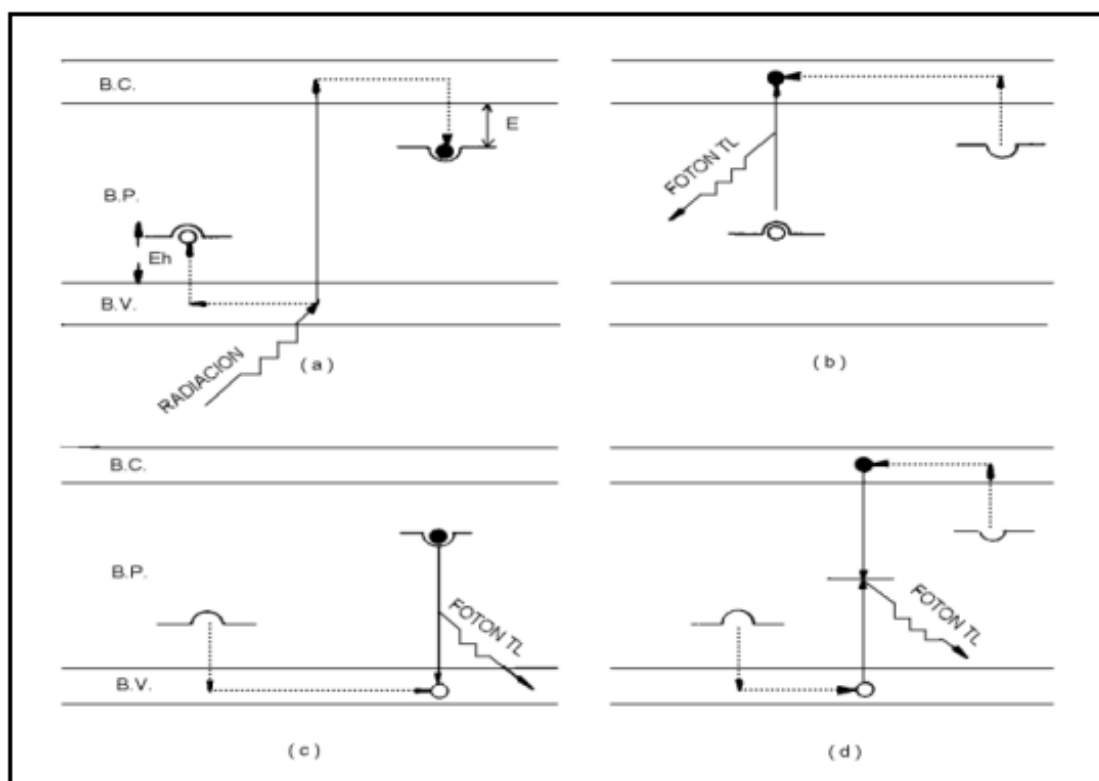


Figura 1: Diagramas de bandas de energía del fenómeno de termoluminiscencia, en el inciso a) un electrón es excitado por efecto de la radiación dejando la banda de valencia y pasando a la banda de conducción hasta que finalmente queda atrapado en la banda prohibida (estado meta estable), los incisos b), c), y d) representan la emisión de fotones al regreso de los electrones a su estado base a causa de una des excitación provocada por un agente como la temperatura o luz.

5. ESTADO DEL ARTE

En la mayoría de los países, la medición de la radiación exacta para la dosificación que recibe un paciente durante el diagnóstico es el principal e inevitable programa relacionado con la seguridad radiológica. Así pues, la dosis de radiación recibida por los pacientes es determinada por métodos estadísticos y dosímetros para ayudar con los procedimientos de seguridad adecuados [38]. Algunos investigadores de grupos reconocidos realizaron la tarea de evaluar la exposición a la radiación de los ojos, Glándula tiroides y otros órganos durante la radiografía panorámica a inicios del 2016 con diferentes tecnologías. [39] Donde usaron dosímetros termoluminiscentes del tipo TLD-100 expuestos a condiciones variables tales como KVp = 63 a 77, mA = 4, S = 12 esto con el fin de evaluar la dosis en pacientes que se habían referido a un tratamiento oral y maxilofacial para radiografía panorámica asistida [40].

En un artículo publicado por Matsuo A. *Et al* en 2011 [41] para evaluar la dosis absorbida y la dosis efectiva en la articulación temporo mandibular panorámica midieron las dosis recibidas por diversos órganos y calcularon las dosis efectivas. Para tal desarrollo utilizaron un fantoma antropomorfo cargado con dosímetros termoluminiscentes (TLD) ubicándolos en 160 sitios sensibles sumando el valor de la irradiación tanto en el lado derecho como en el izquierdo estableciendo campos de exposición diferentes. Así pues, que encontraron que la dosis efectiva para una vista frontal en panorámica era de 11 μ Sv y que lateralmente fue de 14 μ Sv [41].

No es fácil medir la dosis exacta de radiación en los diferentes estudios. El problema surge del hecho de que la dosis de radiación de una radiografía panorámica con un buen colimador de rayos X, no está fijado alrededor del paciente y pues tiene fluctuación. Por lo tanto, la dosis de radiación dispersa depende de la anatomía del paciente y de la geometría de la imagen.

6. METODOLOGÍA

En éste proyecto de investigación, van a ser usados 18 dosímetros termoluminiscentes (TLD-100, Harshaw, USA). Estos cristales de fluoruro de litio (LiF: Mg, Ti) son de 3.3 y 0.9 mm y su número atómico es similar al número atómico de los tejidos blandos [42] adecuado para evaluar dosis absorbidas.

Caracterización de los protocolos de irradiación en radiografía panorámica dental para cada equipo disponible en sus diferentes parámetros

Actividad 1: Caracterizar los protocolos de irradiación en radiografía panorámica dental, donde se deberá evaluar en las fichas técnicas (Manual del operador, Manual de servicio) los parámetros kVp, mA, t (tiempo) y contrastar la información con los parámetros más frecuentemente usados por los técnicos radiólogos en la obtención de la imagen en los equipos disponibles de 5 hospitales que se pretenden visitar en la ciudad de León en el estado de Guanajuato.

Evaluación de la respuesta dosimétrica termoluminiscente de los dosímetros TLD100 a partir de las irradiaciones realizadas con los ortopantomógrafos.

Para evaluar la respuesta dosimétrica termoluminiscente de los dosímetros TLD100 se deben realizar las siguientes actividades:

Actividad 1: Calibrar los dosímetros con una fuente de radiación tipo odontológico (Periapical) y comparar con un electrómetro con trazabilidad conocida [43].

Actividad 2: Construir la curva dosimétrica de los dosímetros TLD100 seleccionados para la prueba.

Actividad 3: Realizar un tratamiento térmico de los dosímetros TLD100 para su borrado.

Actividad 4: Diseñar y construir un fantoma con material PMMA adaptado para ortopantomógrafos de medidas 15x20x15 cm. Anexo A

Actividad 5: Posicionar los dosímetros en el Sistema de irradiación utilizando un porta dosímetros que permite tener equilibrio electrónico.

Actividad 6: realizar las mediciones de exposición con los dosímetros TLD100 en los equipos de ortopantomografía utilizando los protocolos seleccionados.

Actividad 7: Realizar la lectura de los dosímetros en el equipo modelo 3500 el cual digitaliza sus resultados a través del software winrem. El procedimiento a ocupar consiste en configurar el protocolo TTP (Time Temperature Profile Setup) configurando la temperatura de precalentado (Preheat) con 50 °C por 20 s; después se realiza una configuración de la rampa de precalentamiento (Temperature Rate) de 10 °C por cada segundo y también se ingresa una temperatura máxima de calentamiento a 300 °C.

Actividad 8: Construir la curva dosimétrica a partir de La variación obtenida en el equipo Harshaw entre de la intensidad (nA) de la luz emitida por un material con la temperatura (°C) a la que se ve sometida dando como resultado una curva conocida como curva de brillo (Glow Curve). El pico de esta curva el cual se encuentra en nC nos indicará con ayuda de algunas conversiones a evaluar la dosis absorbida expresada en Gray o rad.

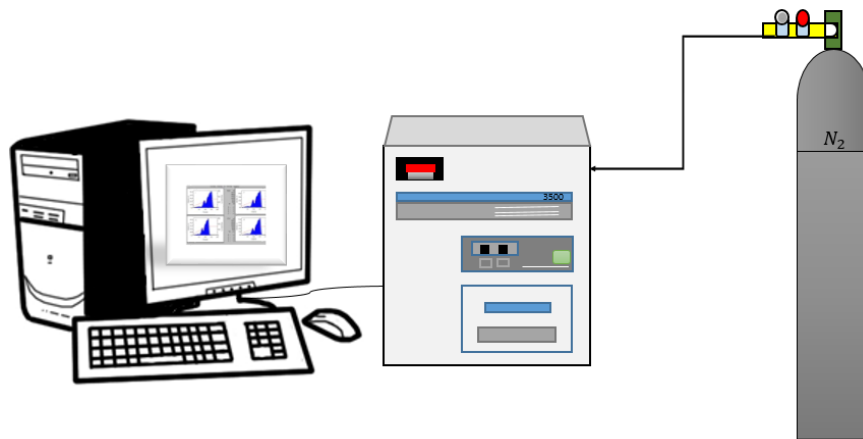


Figura 2: Diagrama del arreglo experimental para las lecturas de Termoluminiscencia del TLD100 expuestas radiaciones ionizantes en equipos de Ortopantomografía.

Correlación de la información encontrada con otros estudios de dosis relacionados a la ortopantomografía

Actividad 1: Revisar las dosis encontradas de otros estudios.

Actividad 2: Comparar y establecer diferencias de los parámetros usados y las condiciones del lugar de la medición.

7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Analizando las lecturas obtenidas de los dosímetros irradiados representando el cristalino, el promedio de dosis (mGy) absorbida por el equipo Kodak 8000C Digital fue de $1.37 \pm \text{SD } 0.01$ (mGy), Sirona Orthopos $1.24 \pm \text{SD } 0.14$ (mGy), Panoramic Corporation $1.47 \pm \text{SD } 0.05$ (mGy), Carestream CS9300 $1.36 \pm \text{SD } 0.11$ (mGy), OP300 Maxio $1.18 \pm \text{SD } 0.03$ (mGy), obteniendo un promedio de dosis de $1.32 \pm \text{SD } 0.06$ (mGy), que se puede observar en la Tabla 1.

El análisis de las lecturas de los dosímetros irradiados representando la glándula tiroidea (Tabla 2) demuestra que la dosis absorbida fue en promedio de $1.04 \pm \text{SD } 0.05$ (mGy). Para el equipo kodak 8000C Digital su dosis fue de $0.82 \pm \text{SD } 0.03$ (mGy), Sirona Orthopos $1.07 \pm \text{SD } 0.05$ (mGy), Panoramic Corporation $1.15 \pm \text{SD } 0.03$ (mGy), Carestream CS9300 $1.31 \pm \text{SD } 0.09$ (mGy), OP300 Maxio $0.87 \pm \text{SD } 0.07$ (mGy).

Dosis Cristalino	
Equipo de Ortopantomografía	Dosis (mGy)
Kodak 8000C Digital	$1.37 \pm \text{SD } 0.01$
Sirona Orthopos	$1.24 \pm \text{SD } 0.14$
Panoramic Corporation	$1.47 \pm \text{SD } 0.05$
Carestream CS9300	$1.36 \pm \text{SD } 0.11$
OP300 Maxio	$1.18 \pm \text{SD } 0.03$
Promedio de Dosis	$1.32 \pm \text{SD } 0.06$

Tabla 1. Dosis en Cristalino

Dosis Glándula Tiroides		
Equipo de Ortopantomografía	Dosis (mGy)	
Kodak 8000C Digital	0.82	\pm SD 0.03
Sirona Orthopos	1.07	\pm SD 0.05
Panoramic Corporation	1.15	\pm SD 0.03
Carestream CS9300	1.31	\pm SD 0.09
OP300 Maxio	0.87	\pm SD 0.07
Promedio de Dosis	1.04	\pm SD 0.05

Tabla 2. Dosis en Tiroides

La tabla 1 muestra que la mayor dosis recibida en cristalino fue de $1.47 \pm$ SD 0.05 (mGy) en el equipo Panoramic Corporation. Esta dosis comparada con la obtenida en otros estudios anteriores de 0.12 mGy \pm 0.06 en cristalino (Moudi, E. et Al.2013) varía tal vez por los protocolos de irradiación utilizados, el equipo, las condiciones y el tipo de dosímetro utilizado. La tabla 2 muestra que la mayor dosis en tiroides fue de 1.31 mGy \pm SD 0.09 en el equipo Carestream CS9300 en comparación con la obtenida de 0.15 mGy \pm 0.06 las probables razones de esta contravención son las condiciones y técnica usada.

8. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El objetivo de evaluar la dosis absorbida en cristalino y glándula tiroides fue logrado con el uso de dosímetros TLD100 adaptados a un fantoma, siendo ésta una técnica reproducible y confiable. Sin embargo, el procedimiento para medir la exposición a la radiación de los pacientes en radiografía panorámica dental con dosímetros termoluminiscentes requiere ser evaluado in situ con el paciente ya que los resultados con el fantoma no se evidencia diferencias relevantes a las dosis límite establecidas por la ICRP (Statement on Tissue Reactions,2011).

Se midió dosis absorbida en cristalino y glándula tiroides en un fantoma de PMMA adaptado para equipos de ortopantomografía en 5 hospitales obteniéndose el valor en mGy de $1.32 \pm SD 0.06$ en cristalino y $1.04 \pm SD 0.05$ en tiroides con dosímetros TLD100 calibrados con una fuente de rayos X odontológico tipo periapical. Los valores encontrados están por encima de los valores encontrados en la literatura; las posibles explicaciones para esto son la utilización de diferentes parámetros, los tipos de equipo, las condiciones, la fuente de calibración, el fantoma usado, entre otros.

Para validar los resultados encontrados se realizarán nuevas mediciones en diferentes condiciones y probando con otras fuentes de calibración como Cs-137, Co-60, Rayos X convencional, entre otros. Buscando de este modo el protocolo adecuado y seguro en la medición de estas mismas dosis en México para pacientes debido a la poca frecuencia de estos estudios en ortopantomografía en el país.

9. PRODUCTOS

Participación en ISSSD 2016 realizado Chiapas México

Memorias de artículo en bases de datos de la IAEA

Fortalecimiento del convenio marco con la universidad de Guanajuato (división de ciencias e ingenierías DCI del campus león y el grupo de investigación en física medica e instrumentación biomédica.

Postulación para representación de grupos de investigación de ambas universidades al OPIC 2017 próximo a realizarse en la ciudad de Yokohama Japón con el artículo **Determination of absorbed doses to the eye lens and thyroid gland with applied irradiation protocols in orthopantomography equipment for dental panoramic radiography** (En proceso).

Postulación para continuación del proyecto en la Maestría en Ciencias Aplicadas de la Universidad de Guanajuato (En trámite).

REFERENCIA

1. EVIDENCIAS EN MEDICINA NUCLEAR. Selección de publicaciones, Enero-Junio 2010", Revista Española de Medicina Nuclear, vol. 30, no. 2, pp. 124-133, 2011.
2. I. Pandolfo and S. Mazziotti, Orthopantomography, 1st ed. Milan: Springer, 2013.
3. California Dental Association (CDA)", Cda.org, 2017. [Online]. Available: <http://www.cda.org/>. Radiografías dentales (Rayos x).
4. F. Finestres Zubeldia, Protección en radiología odontológica, 1st ed. Barcelona: Publicacions i Edicions de la Universitat de Barcelona, 2012.
5. R. Wakeford, "The cancer epidemiology of radiation", Oncogene, vol. 23, no. 38, pp. 6404-6428, 2004.
6. Thyroid cancer risk factors [Internet]. Cancer.org. 2016 [cited 7 April 2016]. Available from: <http://www.cancer.org/cancer/thyroidcancer/detailedguide/thyroid-cancer-risk-factors>
7. D. Sarne and A. Schneider, "EXTERNAL RADIATION AND THYROID NEOPLASIA", Endocrinology and Metabolism Clinics of North America, vol. 25, no. 1, pp. 181-195, 1996.
8. M. Lesperance, M. Martinov and R. Thomson, "Monte Carlo dosimetry for 103Pd, 125I, and 131Cs ocular brachytherapy with various plaque models using an eye phantom", Medical Physics, vol. 41, no. 3, p. 031706, 2014.
9. Nuñez M. Efectos Biológicos de las radiaciones - Dosimetría [Internet]. 1st ed. Montevideo: UdelaR; 2008 [cited 7 April 2016]. Available from: http://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Efectos_biologicos_de_las_radiaciones.pdf
10. Y. Zhang, X. Li, W. Paul Segars and E. Samei, "Organ doses, effective doses, and risk indices in adult CT: Comparison of four types of reference phantoms across different examination protocols", Medical Physics, vol. 39, no. 6, pp. 3404-3423, 2012.
11. J. Williams and A. Montgomery, "Measurement of dose in panoramic dental radiology.", The British Journal of Radiology, vol. 73, no. 873, pp. 1002-1006, 2000.
12. C. Lee, S. Lee, J. Kim, K. Huh, W. Yi, M. Heo and S. Choi, "Comparison of dosimetry methods for panoramic radiography: thermoluminescent dosimeter measurement versus personal computer-based Monte Carlo method calculation", Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology, vol. 121, no. 3, pp. 322-329, 2016.

13. Gil Ramos J. Técnico especialista en radiodiagnóstico del Servicio Gallego de Salud. Alcalá de Guadaíra (Sevilla): MAD; 2006.
14. V. Anader A. Efectos biológicos de las radiaciones: importancia de la protección radiológica. Revista Biomedicina. 2009.
15. S. Bouffler, E. Ainsbury, P. Gilvin and J. Harrison, "Radiation-induced cataracts: the Health Protection Agency's response to the ICRP statement on tissue reactions and recommendation on the dose limit for the eye lens", *Journal of Radiological Protection*, vol. 32, no. 4, pp. 479-488, 2012.
16. M. Lesperance M, Martinov M, Thomson R. Monte Carlo dosimetry for ¹⁰³Pd, ¹²⁵I, and ¹³¹Cs ocular brachytherapy with various plaque models using an eye phantom. *Med Phys*. 2014;41(3):031706.
17. N. Margarita. Efectos Biológicos de las radiaciones - Dosimetría [Internet]. 1st ed. Montevideo: UdelaR; 2008 [cited 7 April 2016]. Available from: http://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Efectos_biologicos_de_las_radiaciones.pdf
18. Y. Zhang , Li X, Segars WP, Samei E (2012). Organ doses, effective doses, and risk indices in adult CT: comparison of four types of reference phantoms across different examination protocols. *Med. Phys.*, 39(6):3404-23.
19. A. Matsuo, T. Okano, K. Gotoh, M. Yokoi, A. Hirukawa, S. Okumura and S. Koyama, "The Absorbed Dose and the Effective Dose of Panoramic Temporomandibular Joint Radiography", *Japanese Journal of Radiological Technology*, vol. 67, no. 10, pp. 1275-1283, 2011.
20. Y. Paatero, "Pantomography in Theory and Use", *Acta Radiologica*, vol. 41, no. 4, pp. 321-335, 1954.
21. J. van Aken and L. van der Linden, "The integral absorbed dose in conventional and panoramic complete-mouth examinations", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, vol. 22, no. 5, pp. 603-616, 1966.
22. G. Bankvall and H. Håkansson, "Radiation-absorbed doses and energy imparted from panoramic tomography, cephalometric radiography, and occlusal film radiography in children", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, vol. 53, no. 5, pp. 532-540, 1982.
23. L. Nilsson, M. Rohlin and K. Thapper, "Exposure distribution, absorbed doses, and energy imparted for panoramic radiography using Orthopantomograph model OP 5", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, vol. 59, no. 2, pp. 212-219, 1985.

24. L. Skoczylas, J. Preece, R. Langlais, W. McDavid and R. Waggener, "Comparison of x-radiation doses between conventional and rare earth panoramic radiographic techniques", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, vol. 68, no. 6, pp. 776-781, 1989.
25. E. Moudi, "Assessment of Radiation Exposure of Head and Neck during Panoramic Radiography in Different Age Groups", *Science Journal of Clinical Medicine*, vol. 3, no. 1, p. 10, 2014.
26. C. Lee, S. Lee, J. Kim, K. Huh, W. Yi, M. Heo and S. Choi, "Comparison of dosimetry methods for panoramic radiography: thermoluminescent dosimeter measurement versus personal computer-based Monte Carlo method calculation", *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, vol. 121, no. 3, pp. 322-329, 2016.
27. A. Juan C, A. Juan. *Interacción de la radiación con la materia. Protección Radiológica*. México: CBI. 2010.
28. C. Leroy, P. Rancoita. *Principles of radiation interaction in matter and detection*. Hackensack, NJ: World Scientific; 2004.
29. B. Wahlström, *Understanding radiation*, 1st ed. Madison, Wis.: Medical Physics Pub., 1995.
30. R. de L. Kronig, "On the Theory of Dispersion of X-Rays", *Journal of the Optical Society of America*, vol. 12, no. 6, p. 547, 1926.
31. P. Alexander. *La radiosensibilidad de las células* [Internet]. 1st ed. Londres: Instituto de Investigaciones Chester Beatty del Royal Cancer Hospital /OIEA; 2016 [cited 6 may 2016]. Available from: https://www.iaea.org/sites/default/files/02302601416_es.pdf.
32. M. Pharoah, S. White and P. Goaz, *Oral radiology*, 1st ed. St. Louis, Mo.: Mosby, 1999.
33. A. Marino, A. Mandujano, R. Corona, R. Jorge, Ramírez, V. *Cuantificación de la dosis absorbida por medio de dosimetría termoluminiscente en radiología dental*. *Revista Odontológica Mexicana*. 2010;14(4):231-236.
34. P. Allisy-Roberts, J. Williams and R. Farr, *Farr's physics for medical imaging*, 1st ed. Edinburgh: Saunders, 2008.
35. S. Bushong, *Radiologic science for technologists Physics, Biology and Protection* by S. C. Bushong. *Medical Physics*.
36. T. Rivera. *TERMOLUMINISCENCIA EN DOSIMETRÍA MÉDICA*. Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada-IPN. 2011;(IAEA): XII International Symposium/XXII National Congress on Solid State Dosimetry.

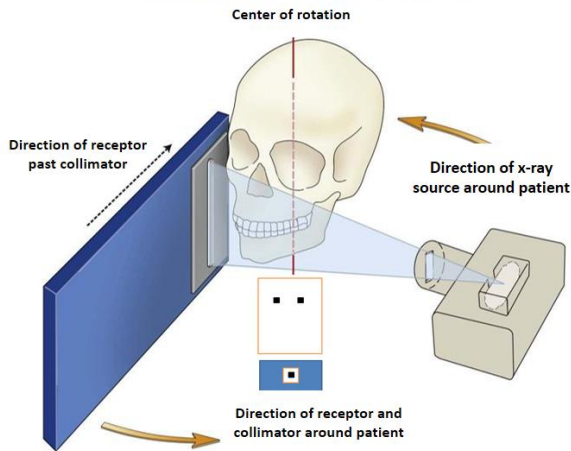
37. M. Aitken. J. Datación de Termoluminiscencia [Thermoluminescence dating]. Orlando:Academic Press; (1985).
38. Y. Zhang, X. Le, WP. Segars, E. Samei (2012). Organ doses, effective doses, and risk indices in adult CT: comparison of four types of reference phantoms across different examination protocols. *Med. Phys.*, 39(6):3404-23.
39. R. Schulze, C. Cremers, H. Karle and H. de las Heras Gala, "Skin entrance dose with and without lead apron in digital panoramic radiography for selected sensitive body regions", *Clinical Oral Investigations*, 2016.
40. E. Moudi, H. Hadian, A. Monfared, S. Haghanifar, G. Deilam, & N. Bahemmat. (2013). Assessment of radiation exposure of eyes, parotid and thyroid gland during panoramic radiography. *World Journal of Medicine and Medical Science Research*, 1(3), 044 - 050.
41. A. Matsuo, Okano T, Gotoh K, Yokoi M, Hirukawa A, Okumura S, Koyama S (2011). [Absorbed dose and the effective dose of panoramic temporomandibular joint radiography]. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 67(10):1275-83
43. Gagnon W Grant W. Surface dose from megavoltage X-ray therapy machines. *Physics in Medicine and Biology*. 1974;19(2):260-260.

ANEXOS

Anexo A

MATERIALS

- ✓ Orthophantom Kodak 8000C Digital Panoramic and Cefalometric System



Schematic view of relationships between the x-ray source, the patient, the secondary collimator, and film or storage phosphor image receptor or two-dimensional CCD array (Pocket Dentistry)

Image taken with permission from HRAEB