



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

APLICACIÓN DE UN PROTOCOLO DE
CONTROL DE CALIDAD PARA EQUIPOS
DE RAYOS X INTRAORALES

T E S I S

QUE PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE:

Físico

PRESENTA:

Jorge Torres Hernández

DIRECTORA DE TESIS:

M. en C. Patricia Raquel Avilés Mandujano



Cd. Universitaria, Ciudad de México, 2019



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

*A mi familia, tanto a la de sangre como a la que he elegido, porque ellos son mi
raza gracias a la cual mi espíritu grita.*

AGRADECIMIENTOS PERSONALES

Quiero agradecer en primer lugar a Dios por quien, en mi creencia, todo fue hecho.

A mis padres y hermano por ser la fuente principal de valores y apoyo incondicional.

A mis abuelitos, tíos y primos por su constante cariño y preocupación.

A mis amigos de toda la vida Uriel, Luis, Nayeli, Alma, Elemi, Laura por sus palabras y su invaluable compañía.

A mi directora de tesis, Maestra Patricia Avilés por confiar en mi siempre y en todo momento, por su guía y dirección con mucha paciencia y entusiasmo.

A mis maestros, pero sobre todo a aquellos que me orillaron a amar esta carrera a pesar de todo y de todos: Dr. Leonardo Patiño, Dr. Manuel Campos, M. en C. Eduardo López, M. en C. Alejandro Rodríguez, Fis. Miguel Angel Pérez, Fís. Erika Mayela Ramírez, Dra. Karla Paola García. En especial al profesor Nemesio Olguín Benitez QEPD por ser quien me hizo descubrir que este era el camino que quería tomar.

A mis amigos y colegas de la Universidad Gerardo, Giovanni, Mago, Garma, Yasab, Tadeo, Alex y a toda la demás gente de las mesitas por acompañarme en este largo y duro, pero gratificante camino y en especial a Daniel Ávila el modelo de físico que algún día aspiro a ser.

A mi Universidad por darme todo lo que me pudo ofrecer.

En la recta final, pero justo a tiempo, tal y como lo habíamos planeado incluso antes de nacer, a Dulce María Molina Moreno.

Y sobre todo, gracias a usted lector, por interesarse en el tema.

AGRADECIMIENTOS INSTITUCIONALES

Esta tesis fue posible gracias a:

Proyecto DGAPA 104215.

FOUNAM.

Consejo Mexiquense de Ciencia y Tecnología (COMECyT)

CD Aquino Ignacio Marino Crispín, CD Granados Silvestre María del Carmen,
CD Ramírez Gutiérrez Vania Pamela.

Dra. María Isabel Gamboa de Buen, Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre, Dra.
Guerda Massillon, M. en C. Eduardo López Pineda, Fis. Miguel Ángel Pérez
Pastenes.

Índice general

AGRADECIMIENTOS PERSONALES	I
AGRADECIMIENTOS INSTITUCIONALES	III
INTRODUCCIÓN	VII
1. MARCO TEÓRICO	1
1.1. Radiaciones ionizantes	1
1.2. Rayos X	2
1.2.1. Producción	3
1.2.1.1. Rayos X característicos	4
1.2.1.2. <i>Bremsstrahlung</i>	5
1.2.1.3. El tubo de rayos X	6
1.2.2. Interacción de los rayos X con la materia	9
1.2.2.1. Sección eficaz	9
1.2.2.2. Efecto fotoeléctrico	10
1.2.2.3. Efecto Compton	11
1.2.2.4. Producción de pares	12
1.3. Magnitudes y unidades dosimétricas	12
1.3.1. Exposición	12
1.3.2. Kerma	13
1.4. Protección radiológica	13
1.5. Protocolos de control de calidad	15
1.6. Métodos de medición de la radiación ionizante	16
1.6.1. Cámaras de ionización	16
1.6.2. Dosímetros termoluminiscentes	18
1.6.3. Películas radiográficas	21
1.6.4. Películas radiocrómicas	22

2. Procedimientos y Métodos	23
2.1. Equipo utilizado	24
2.1.1. Cámara de ionización	24
2.1.2. Dosímetros termoluminiscentes	25
2.1.3. Otros equipo y materiales	26
2.1.4. Equipos de rayos X intraorales	26
2.2. Pruebas de Control de Calidad	27
2.2.1. Parámetros geométricos	28
2.2.2. Calidad del haz	28
2.2.3. Tiempo de exposición	31
2.2.4. Rendimiento	31
2.2.5. Calidad de imagen en sistemas digitales	32
2.2.6. Sistemas convencionales de registro y almacenamiento	32
2.2.7. Kerma en aire	33
3. Resultados y análisis	35
3.1. Cuarto Oscuro	35
3.2. Resultados por cubículo	35
3.2.1. Cubículo 1	36
3.2.2. Cubículo 2	38
3.2.3. Cubículo 3	40
3.2.4. Cubículo 4	42
3.2.5. Cubículo 5	44
3.2.6. Cubículo 7	46
3.2.7. Cubículo 8	48
3.2.8. Cubículo 9	50
3.3. Discusión	52
4. Conclusiones	55
4.1. Trabajo a futuro.	57
A. Proceso de selección del lote de dosímetros termoluminiscentes utilizados en el experimento.	59
B. Obtención de la curva de calibración para las mediciones de la prueba de dosimetría.	61
C. Muestra de película radiocrómica para la medición del tamaño de campo.	65

INTRODUCCIÓN

Presentación

El trabajo experimental que a continuación se reporta, fue resultado de la necesidad de probar la viabilidad de llevar a cabo pruebas de control de calidad en equipos de rayos X intraorales.

Objetivo

Implementar los procedimientos de un protocolo de control de calidad para equipos de rayos X intraorales que pueda emplearse en los proyectos de servicio social que ofrece el Taller de Física de Radiaciones para estudiantes de las licenciaturas de Física y Física BIomédica.

Motivación

La Clínica de Imagenología de la Facultad de Odontología de la UNAM, cuenta con un total de 8 equipos de rayos X intraorales, los cuales, por un lado, son ocupados por alumnos de servicio social para realizar la toma de radiografías que requieren los pacientes de las demás clínicas de dicha Facultad y, por otro lado, por los profesores y alumnos de los cursos de Introducción al Diagnóstico en la parte de imagenología de la licenciatura de Cirujano Dentista, con la finalidad de que los alumnos aprendan a usar los equipos y las diferentes técnicas de diagnóstico.

Estos equipos hacen uso de la radiación ionizante para obtener imágenes con fines de diagnóstico, por lo cual pueden representar un peligro a la salud de los usuarios y operadores si no se tiene un control sobre su uso, así como un control sobre el estado operativo de dichos equipos.

Planteamiento del problema

La Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, titulada: *Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X*, contiene la reglamentación para equipos de rayos X con fines de diagnóstico, dentro de la que destaca una serie de parámetros físicos para asegurar que los equipos funcionan de manera adecuada, con el fin de garantizar la protección a pacientes, personal ocupacionalmente expuesto y público en general. Sin embargo, carece de un protocolo oficial o normas técnicas específicas para poder realizar las mediciones de dichos parámetros.

El trabajo de esta tesis pretende cubrir dos problemas: el primero es verificar la viabilidad de realizar las pruebas necesarias para el control de calidad con el equipo existente en el Taller de Física de Radiaciones de la Facultad de Ciencias; mientras que el segundo es asegurar que los equipos de la Clínica de Imagenología funcionan de manera correcta y no representan ningún riesgo ni para los operadores, ni para los pacientes, cubriendo los requisitos que fija la normatividad nacional vigente.

Metodología

Para cumplir con los objetivos propuestos, el protocolo a implementar estuvo basado en el Protocolo Español de Control de Calidad en Equipos de Radiodiagnóstico, publicado por la Asociación Española de Física Médica y su congruencia con la Norma NOM-229-SSA1-2002.

Siguiendo las recomendaciones de este protocolo, las actividades realizadas fueron:

- Verificar el estado de los equipos mediante inspecciones visuales, así como asegurar que las dimensiones de los componentes de los equipos cumplan con la norma mexicana.
- Medir las propiedades físicas de los componentes electrónicos, tales como el tiempo de disparo del haz de radiación, el voltaje de operación del tubo de rayos X y la forma de la onda del generador.
- Evaluar la calidad del haz de radiación midiendo la capa hemirreducora, así como el rendimiento del haz de radiación.
- Valorar la seguridad de los procedimientos, realizando mediciones dosimétricas.

Contribuciones

Este trabajo pretende establecer un precedente de la implementación de los procedimientos para llevar a cabo pruebas de Control de Calidad en los equipos de rayos X intraorales, de tal forma que futuras generaciones de Físicos y Físicos Biomédicos puedan emplear, ampliar y en dado caso corregir dichos procedimientos, a su vez que se realizan las pruebas pertinentes cada determinado tiempo, para determinar si los equipos de rayos X cumplen con los parámetros de seguridad en su uso.

Estructura de la tesis

Esta tesis está dividida en cuatro capítulos:

En el capítulo 1, se da un panorama general del marco teórico que comprende a todas las herramientas conceptuales necesarias para el desarrollo del trabajo, este capítulo se divide a su vez en seis secciones de modo que primero se habla a grandes rasgos sobre las radiaciones ionizantes, sus características y su clasificación; la segunda sección se centrará en los rayos X abarcando sus características generales tales como su producción y su interacción con la materia; en la tercera sección se muestran las magnitudes y unidades físicas utilizadas en este trabajo; en la cuarta sección se expone la filosofía de la seguridad radiológica y los conceptos de Control de Calidad y Programa de Aseguramiento de la Calidad; en la quinta sección se discute el protocolo de control de calidad a utilizar comparando los valores de tolerancia de éste contra los establecidos en la NOM-229-SSA-2002 y, finalmente, en la sexta sección se mostrarán los métodos de medición de la radiación ionizante usados para esta tesis.

En el capítulo 2 se describen los materiales, métodos y procedimientos necesarios para la implementación de las pruebas de Control de Calidad. Este capítulo se divide en dos secciones: en la primera se habla de los materiales, enfatizando en su pertinencia para el experimento, así como aportando datos necesarios de su operación; en la segunda sección se explica de manera más amplia el protocolo Español de Control de Calidad a la vez que se muestran los procedimientos llevados a cabo en el campo.

En el capítulo 3 se analizan los resultados obtenidos. Este capítulo se divide en tres partes: en la primera sección se presentan los resultados de la verificación del cuarto oscuro, en la segunda se muestran los resultados de todas las pruebas de control de calidad para cada equipo, esto con la finalidad de que en la tercera sección se pueda hacer una discusión de los resultados mostrados.

INTRODUCCIÓN

Finalmente, en el capítulo 4 se dan las conclusiones del trabajo, resaltando los datos más importantes obtenidos y se describe la línea a seguir en el trabajo a futuro.

Adicionalmente se incluyen 3 apéndices con información complementaria de los procedimientos y resultados.

MARCO TEÓRICO

*Aprendí muy pronto la diferencia entre
saber el nombre de algo y saber algo.*
Richard P. Feynman

1.1. Radiaciones ionizantes

La palabra *radiación* proviene del latín *radiatio* que significa *resplandor* (RAE, 2018). Desde el punto de vista de la física, podemos definir *radiación* como el flujo de energía ya sea en forma de ondas electromagnéticas o de energía cinética de partículas (Wilson y Buffa, 2002).

Se puede clasificar a las radiaciones en dos grandes campos de acuerdo con su energía:

- Radiaciones no ionizantes.
- Radiaciones ionizantes.

En este trabajo únicamente se abordarán las radiaciones ionizantes, por lo que se dejarán de lado las no ionizantes.

Las *radiaciones ionizantes* son las partículas cargadas y no cargadas que pueden producir ionizaciones en un medio, o bien, que pueden iniciar transformaciones nucleares o de partículas elementales que entonces resulten en ionizaciones o producción de radiación ionizante (ICRU, 2011).

Algunos ejemplos de radiaciones ionizantes son (Attix, 1986):

1. MARCO TEÓRICO

- **Fotones:** Dentro de los fotones podemos encontrar a los rayos X y los rayos gamma (γ) en donde la diferencia entre ambos radica su origen, de modo que los rayos X proceden de procesos atómicos, como se verá más adelante, mientras que los rayos γ son originados en procesos nucleares o de aniquilación de materia-antimateria.
- **Electrones y positrones:** Por parte de los electrones se tienen los rayos beta (β), los electrones delta (δ), electrones Auger, electrones acelerados entre otros, y de la misma forma que los fotones, el nombre que reciben los electrones depende de en dónde o con qué mecanismo adquirieron su energía cinética.
- **Partículas cargadas pesadas:** En donde se engloban los protones, partículas alfa, productos de fisión nuclear, piones y otras partículas siempre y cuando sean igual o más pesadas que el protón y tengan carga.
- **Neutrones:** partículas neutras resultado de reacciones nucleares.

Además de esta clasificación, se ha sugerido dividir a las radiaciones ionizantes en dos clases de acuerdo con su modo de interactuar con la materia ([Attix, 1986](#); [Shapiro, 1990](#)) en:

- **Radiación directamente ionizante.** Son las partículas cargadas eléctricamente con suficiente energía para producir ionizaciones por colisión. Aquí se incluyen las partículas alfa, los protones, las partículas beta, etc.
- **Radiación indirectamente ionizante.** Son partículas sin carga que tienen la capacidad de liberar partículas de radiación directamente ionizante, o pueden iniciar una transformación nuclear. En esta clase se incluyen los fotones, neutrones, mesones neutros, etc.

Dados los fines de esta tesis, se ahondará únicamente la explicación sobre los rayos X.

1.2. Rayos X

Corría el año de 1895 cuando un físico alemán de nombre Wilhem Konrad Röntgen, mientras hacía experimentos con un tubo de rayos catódicos, se percató de que al encenderlo unas láminas de papel recubiertas con platinocianuro de bario brillaban. Así fueron descubiertos los rayos X, llamados de ese modo por

su naturaleza desconocida y tenían propiedades nunca antes vistas, tales como atravesar la materia en línea recta y velar películas fotográficas aun cuando estas estuvieran guardadas (Baser, A., 2003).

Estas propiedades fueron las que llevaron a la comunidad científica a que tan solo dos meses después de su descubrimiento, ya tuvieran aplicaciones médicas. La primera radiografía es la ya icónica mano presentada por el mismo Röntgen en 1896 (Röntgen, 1896) que podemos apreciar en al figura 1.1.

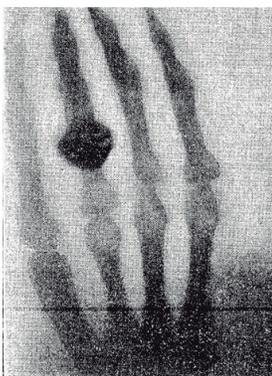


Figura 1.1: Fotografía de los huesos en los dedos de la mano en un ser humano vivo. El tercer dedo tiene puesto un anillo. Tomado de Röntgen (1896).

1.2.1. Producción

Dentro de los experimentos realizados por Röntgen con rayos X destacan dos: el primero fue describir la naturaleza electromagnética de los mismos, mientras que el segundo fue establecer que el agente responsable de la generación de la fluorescencia se originaba en el punto en que los electrones colisionaban con el tubo de vidrio (Eisberg, 1961).

Del primer resultado, se concluyó que se puede catalogar este tipo de radiación en el espectro electromagnético asociando una longitud de onda y por tanto, una frecuencia y una energía. Del segundo experimento se obtuvo un forma de generar esta radiación.

Hoy en día se sabe que el espectro de energía, es decir la forma en que se distribuye la energía de los fotones emitidos por un tubo de rayos X, está compuesto por dos fenómenos físicos que se superponen: por un lado, tenemos el fenómeno

1. MARCO TEÓRICO

de carácter cuántico del cambio de los niveles energéticos dentro de los átomos y, por otro, un fenómeno clásico en el cual al acelerar cargas, se obtiene radiación electromagnética. Ambos fenómenos serán discutidos con un poco más de detalle a continuación.

1.2.1.1. Rayos X característicos

La teoría atómica propuesta por Niels Bohr en 1913 predijo que los electrones en un átomo se encuentran *separados* entre ellos por niveles energéticos cuantizados, es decir que entre un nivel y el siguiente existe una cantidad determinada de energía de tal suerte que se requiere de esa cantidad de energía exacta para poder realizar *transiciones* entre niveles atómicos.

Cuando falta un electrón en alguna de las capas internas del átomo, este es reemplazado por algún otro de las capas más externas de forma que cuando se da esta transición, existe una liberación de energía en forma de fotón. La energía del fotón depende de la capa electrónica que haya sido sustituida de tal forma que los fotones más energéticos son aquellos que provienen de las capas más internas del átomo, las llamadas capas K, L y M (Eisberg, 1961) tal como se puede ver en la figura 1.2.

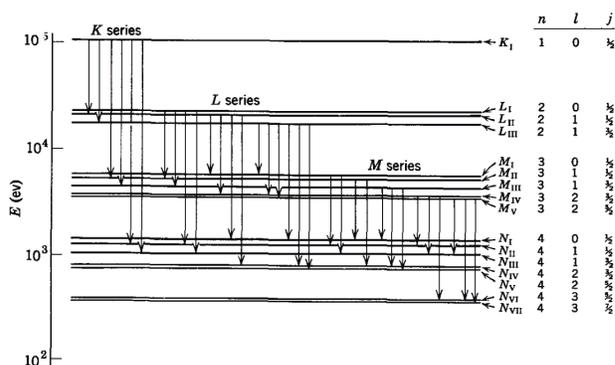


Figura 1.2: Los niveles más altos de energía de rayos X para el átomo de uranio, y sus posibles transiciones entre niveles. Tomado de Eisberg (1961).

Debido a que estos niveles de energía son siempre los mismos para un determinado elemento, el espectro de estos rayos X es discreto como se puede ver en la figura 1.3. A los rayos X obtenidos por este método se les conoce como *Rayos X característicos*.

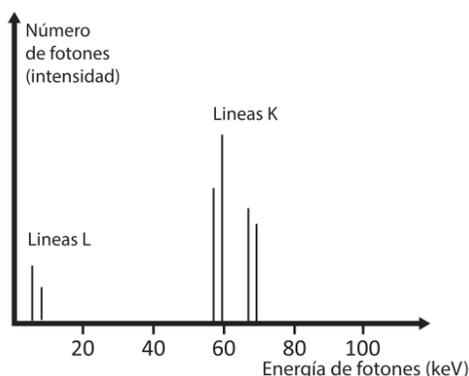


Figura 1.3: Espectro característico o lineal del ánodo para un tubo de rayos X (con un blanco de tungsteno) con funcionamiento a 100 kV. Tomado de [Whaites \(2008\)](#).

1.2.1.2. *Bremsstrahlung*

Otro método para producir rayos X es descrito por la física clásica. Cuando un electrón se desacelera por interacciones de Coulomb con el campo eléctrico de los átomos, o cambia de dirección, produce una onda electromagnética cuya energía es igual a la energía cinética perdida por el electrón como se muestra en la ecuación 1.1 ([Eisberg y Resnick, 1985](#)).

$$h\nu = K - K' \quad (1.1)$$

Donde h es la constante de Planck, ν es la frecuencia del fotón emitido, y K, K' son las energías cinéticas inicial y final del electrón, respectivamente. A los rayos X producidos por este método se les conoce como rayos X de frenado o *bremsstrahlung*. En la figura 1.4 se presenta una representación gráfica de este proceso físico.

El espectro continuo del haz de rayos X, puede ser explicado por el modo en el que la energía cinética de los electrones se disipa. Esta relación es descrita con el poder de frenado, el cual se define como *El valor esperado de la cantidad de energía perdida por unidad de longitud x por una partícula cargada del tipo Y y energía cinética T , $(\frac{dT}{dx})_{Y,T,Z}$* ([Attix, 1986](#)).

Este poder de frenado se puede dividir en dos componentes, una derivada de las interacciones de colisiones entre las partículas cargadas y los átomos del medio, denominado *poder de frenado por colisión*, mientras que la otra componente del poder de frenado es por interacciones del campo eléctrico que al producir deflexiones de la partícula cargada, generan radiación de frenado, a esta componente

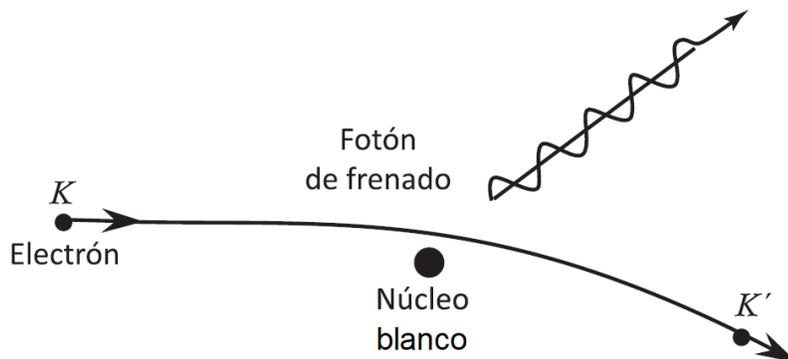


Figura 1.4: La radiación de frenado o bremsstrahlung, proceso responsable de la producción del espectro continuo de Rayos X. Tomado de [Eisberg y Resnick \(1985\)](#).

se la conoce como *poder de frenado radiativo*.

$$\frac{dT}{dx} = \left(\frac{dT}{dx}\right)_c + \left(\frac{dT}{dx}\right)_r \quad (1.2)$$

Dado que esta es una función de probabilidad, tanto la energía perdida como los correspondientes poderes máxicos de frenado no son constantes por lo cual, se obtiene un espectro de radiación de frenado en donde la energía máxima de los fotones corresponde al valor de la energía de la diferencia de potencial que, a su vez, es la energía cinética de los electrones que colisionan con el cátodo.

Si se colocara la fuente de rayos X en el vacío, el espectro continuo que podríamos observar sería como el de la figura 1.5 **A.**, sin embargo, dado que existe un medio material entre el emisor de rayos X y el detector, el espectro que se obtiene es un haz *filtrado* como el de la figura 1.5 **B.** ([Whaites, 2008](#)). En la sección *El tubo de rayos X* se hablará un poco más sobre el efecto de filtrado.

1.2.1.3. El tubo de rayos X

Un tubo de rayos X es un dispositivo que permite generar rayos X en condiciones controladas y óptimas, haciendo uso de los fenómenos de producción de rayos X característicos y de frenado ([Bushberg et al., 2002](#)). La mayoría de los tubos de rayos X están compuestos por un ánodo, un cátodo, una cubierta que puede ser de cristal o de metal y un sistema de enfriamiento, como se puede observar en la figura 1.6.

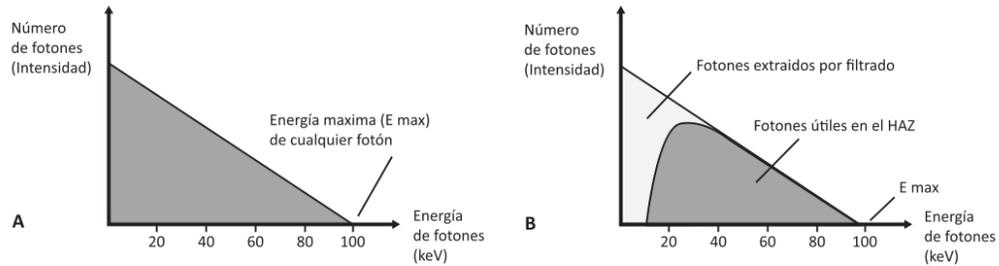


Figura 1.5: **A.** Espectro continuo de rayos X obtenido para un tubo de rayos X que funciona a 100 kV. **B.** Espectro continuo del haz emitido atenuado. Tomado de [Whaites \(2008\)](#).

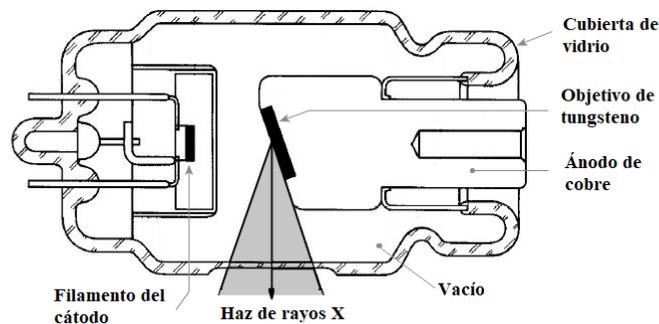


Figura 1.6: Tubo de rayos X dentales con un ánodo estacionario. Tomado de [OIEA \(2014\)](#).

Los cátodos generalmente están compuestos de dos partes, primero se tiene un filamento, generalmente de tungsteno cuya función es generar electrones libres mediante el proceso de la emisión termoiónica; el segundo componente es llamado *copa de enfoque* que consta de un arreglo cóncavo de materiales metálicos, cuya función es focalizar el haz de electrones en un punto del ánodo como se observa en la figura 1.7.

Por otra parte, el ánodo es un blanco de metal que tiene un potencial positivo con respecto al cátodo, de forma que atrae a los electrones emitidos y acelerados para producir rayos X. El ánodo debe ser de un material resistente a las altas temperaturas debido a que la mayor cantidad de la energía es liberada en forma de calor y solo una pequeña fracción en forma de rayos X. Otra característica es que debe tener un número atómico relativamente alto y así, los electrones incidentes tengan una mayor probabilidad de interactuar con los campos eléctricos, además

1. MARCO TEÓRICO

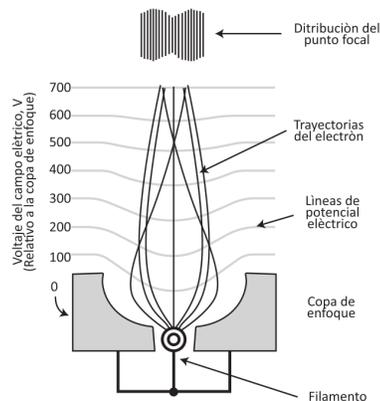


Figura 1.7: La copa de enfoque le da forma a la distribución de electrones cuando esta se coloca al mismo voltaje que el filamento. Tomado de [Bushberg et al. \(2002\)](#).

de que entre más protones en el núcleo, hay más electrones y capas atómicas, incrementando así la energía de los rayos X característicos. Los metales más usados en la actualidad son el tungsteno, molibdeno y rodio.

Otra característica importante del ánodo de un tubo de rayos X es que debe tener cierta inclinación con respecto al plano de incidencia, esto con la finalidad de dar una dirección específica a los fotones emitidos. En cuanto al sistema de enfriamiento del ánodo, puede ser mediante un rotor cuya función es cambiar constantemente el punto focal para permitir un enfriamiento; otro método de enfriamiento en tubos que no tienen rotor es mediante el uso de aceite que enfría por convección. El sistema de enfriamiento depende del tiempo promedio de una irradiación de rayos X, del voltaje y la corriente implementados así como, el tipo de equipo.

Por último, la cubierta tiene la función de blindar de forma primaria la radiación emitida por el ánodo, además de funcionar como colimador del haz. En la ventana de salida se suele colocar una capa de material denominada filtro. Estos filtros suelen ser de materiales como el óxido de silicio (SiO_2 , $Z \approx 14$) o aluminio (Al , $Z=13$) de algunos milímetros, de manera que los fotones de menos de 15 keV sean completamente atenuados ([Knoll, 2000](#)).

Es posible determinar un espectro de rayos X a partir de la forma de la curva de atenuación, esto significa que cada curva de atenuación es una característica para cada espectro. Las recomendaciones generales para obtener estas curvas de atenuación son ([Attix, 1986](#)):

- Láminas de aluminio o cobre puro como medio atenuador.

- La radiación dispersa del atenuador no debe llegar al detector.
- El detector debe ser equivalente al aire, y debe medir una respuesta constante por unidad de exposición, independientemente de la energía del fotón.

Las curvas de atenuación y su respectivo espectro, pueden ser determinados para aplicaciones radiológicas en términos de su primera y segunda capa hemirreductora, HLV_1 y HLV_2 , las cuales son definidas como: *el grosor de un atenuador requerido para reducir la exposición a la mitad para la primer capa hemirreductora, y a un cuarto para la segunda, en condiciones de geometría de haz estrecho* (*Attix, 1986*).

1.2.2. Interacción de los rayos X con la materia

Los fotones tienen diversas formas de interactuar con la materia: pueden interactuar con los electrones orbitales de los átomos, con los núcleos, o con los campos eléctricos de ambos; así mismo, estos fotones pueden no ceder energía, ceder una parte o toda durante el proceso de interacción. Los tres fenómenos de interacción de fotones con la materia más probables son:

- Efecto fotoeléctrico
- Efecto Compton
- Producción de pares

Antes de describir estos fenómenos, es pertinente hablar del concepto de *sección eficaz* que se relaciona con la probabilidad de que ocurra un fenómeno de interacción dado.

1.2.2.1. Sección eficaz

La sección eficaz es un medio para expresar la probabilidad de que partículas energéticas de bombardeo, choquen con partículas blanco estacionarias. Se considera que cada partícula blanco presenta un área determinada, denominada sección eficaz, a las partículas incidentes, de tal forma que cada partícula incidente que se dirige a esta área, interactúa con la partícula blanco. Cuanto mayor sea dicha sección transversal, mayor es la probabilidad de interacción (*Baser, A., 2003; Greening, 1985*).

En el caso de la interacción de fotones con la materia, las secciones eficaces permiten realizar predicciones sobre el tipo de interacción que puede resultar.

1. MARCO TEÓRICO

Esto se puede ver de manera explícita en la figura 1.8, en donde se presentan los tres tipos fundamentales de interacción de fotones con la materia, en dicha figura se muestran la importancia relativa de cada fenómeno para cada rango de energía y considerando el número atómico del absorbedor.

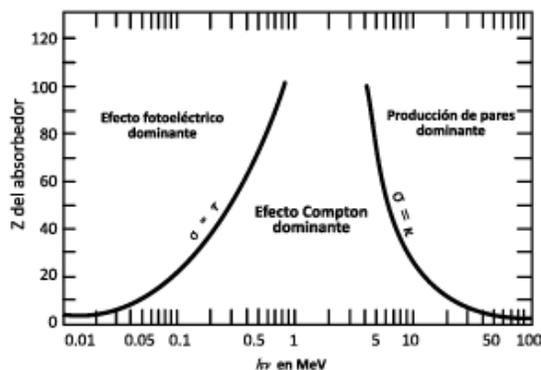


Figura 1.8: La importancia relativa de los tres tipos más probables de interacción de fotones con la materia. Las líneas muestran los valores de Z y $h\nu$ para cada par de efectos vecinos en donde la probabilidad de que se presenten es igual. Tomado de Knoll (2000).

1.2.2.2. Efecto fotoeléctrico

En este fenómeno, el fotón cede toda su energía a un electrón orbital, el cual es eyectado con una cierta energía cinética cuyo valor es el resultado de restar la energía inicial del fotón, $h\nu$, menos la energía necesaria para remover el electrón de su órbita, E_b , así si la energía cinética es T , la relación queda:

$$h\nu = T + E_b \quad (1.3)$$

El momento se conserva con el retroceso del átomo residual.

En cuanto a la probabilidad de que ocurra una interacción de efecto fotoeléctrico, esta depende fundamentalmente de dos factores.

Por un lado, la probabilidad depende de la energía del fotón incidente que debe ser mayor que la energía necesaria para extraer un electrón y va disminuyendo conforme aumenta la energía del fotón, como se puede observar en la figura 1.9.

Por otro lado, la probabilidad de interacción depende del número atómico del absorbedor, de modo que la sección eficaz por átomo $atom\tau$ varía aproximadamente como Z^4 , de modo que entre más grande sea Z , más fotones absorberá, particularmente los de baja energía.

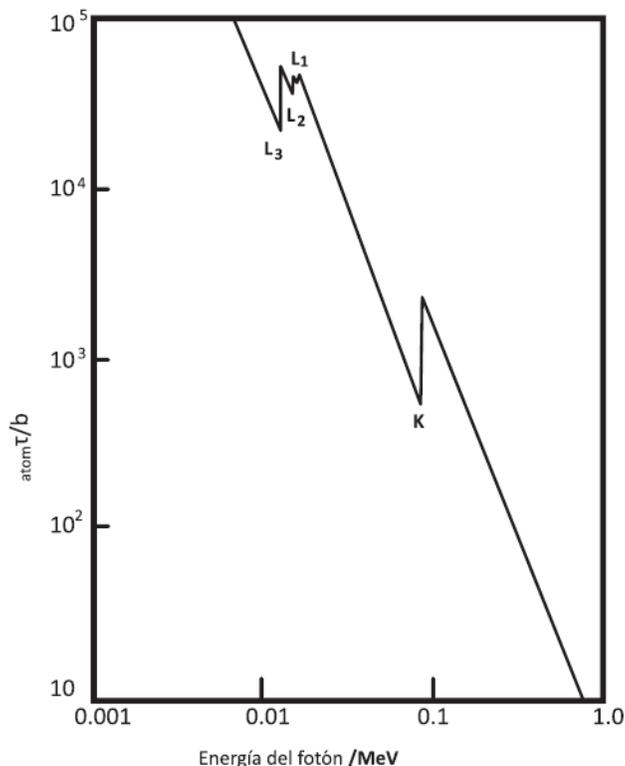


Figura 1.9: Sección eficaz para el efecto fotoeléctrico por átomo τ_{atom} , para el plomo como función de la energía del fotón. Tomado de [Greening \(1985\)](#).

1.2.2.3. Efecto Compton

En este proceso un fotón de energía $h\nu$ colisiona con un electrón considerado como libre, es decir que el momento transferido al electrón es mucho mayor que su momento inicial. El fotón transfiere parte de su energía al electrón, el cual retrocede y la energía restante $h\nu'$ aparece como energía de un fotón dispersado con menor energía ([Greening, 1985](#)).

Tal como sucede con el efecto fotoeléctrico, la probabilidad de que se produzca una interacción Compton depende tanto de la energía del fotón incidente, como del número atómico del blanco.

En cuanto a la variación con la energía, la sección eficaz por electrón, σ_e , tiene dos componentes: una que tiene que ver con la energía transferida al fotón dispersado, $\sigma_{e,s}$, y otra que considera la energía transferida al electrón emitido, $\sigma_{e,a}$. Las secciones eficaces y su dependencia con la energía, se pueden observar en la figura [1.10](#).

1. MARCO TEÓRICO

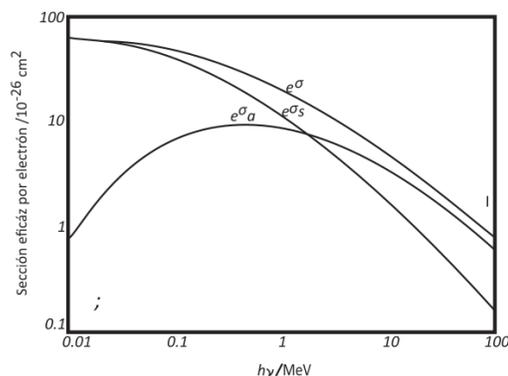


Figura 1.10: Variación de la sección eficaz para el efecto Compton con la energía. Tomado de [Greening \(1985\)](#)

1.2.2.4. Producción de pares

En este proceso, un fotón interactúa con el campo eléctrico del núcleo atómico, la energía entera de el fotón se convierte en la masa y la energía cinética de un electrón y un positrón. Este proceso solo es posible si la energía del fotón es mayor que la masa de las dos partículas en reposo, es decir $2mc^2 = 1.022 \text{ MeV}$ ([Greening, 1985](#)). En este trabajo, la energía máxima de los fotones es de 70 keV, por lo cual la producción de pares no es un fenómeno que se presente, por tanto no se ahondará en los detalles de este proceso.

1.3. Magnitudes y unidades dosimétricas

Las definiciones de las magnitudes dosimétricas presentadas en esta sección han sido tomadas de los reportes 74 y 85 de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas ([ICRU, 2005, 2011](#)), ICRU por sus siglas en inglés.

1.3.1. Exposición

La exposición es el cociente de dq entre dm , en donde dq es el valor absoluto de la media de la carga total de los iones de un solo signo producidos cuando todos los electrones producidos o creados por fotones incidentes en una masa dm de aire seco son completamente parados en aire seco, a saber:

$$X = \frac{dq}{dm} \quad (1.4)$$

La unidad de la exposición es coulomb sobre kilogramo [Ckg^{-1}].

1.3.2. Kerma

Es el acrónimo de *Kinetic energy released per mass* y se define para partículas ionizantes no cargadas, como el cociente de dE_{tr} por dm , en donde dE_{tr} es el promedio de la suma de la energía de todas las partículas cargadas liberadas en una masa dm de material por partículas no cargadas incidentes en dm , así:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.5)$$

Las unidades del kerma son joule sobre kilogramo [Jkg^{-1}], el nombre especial para las unidades de kerma es el gray [Gy].

Para las aplicaciones que competen a este trabajo, la magnitud que se usará es el *kerma en aire a la entrada del paciente*, el cual lo define la IAEA como:

El kerma en aire medido en el eje central del haz, en la posición de la superficie del paciente o del maniquí (OIEA, 2007), como se muestra en la figura 1.11, de forma que se considera tanto la radiación incidente al paciente o maniquí como la radiación de retrodispersión.

1.4. Protección radiológica

En 1928 se creó la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP por sus siglas en inglés), cuyo principal objetivo es proveer recomendaciones y guías en todos los aspectos de la protección contra la radiación ionizante (ICRP, 2018), las cuales a su vez pretenden gestionar y controlar las exposiciones a la radiación ionizante para prevenir los efectos deterministas y reducir los riesgos de los efectos estocásticos hasta donde sea razonablemente alcanzable (ICRP, 2007).

Dentro de las recomendaciones elaboradas por dicha institución, se establecen tres principios de limitación de dosis que, a grandes rasgos, son una serie de procedimientos que consideran un equilibrio entre el riesgo de la exposición a las radiaciones ionizantes, con su utilidad y beneficios a corto, mediano y largo plazo. Estos tres principios son (ICRP, 2007):

- Principio de justificación: Se considera que cualquier decisión que involucre una exposición a la radiación debe ocasionar más beneficio que daño.

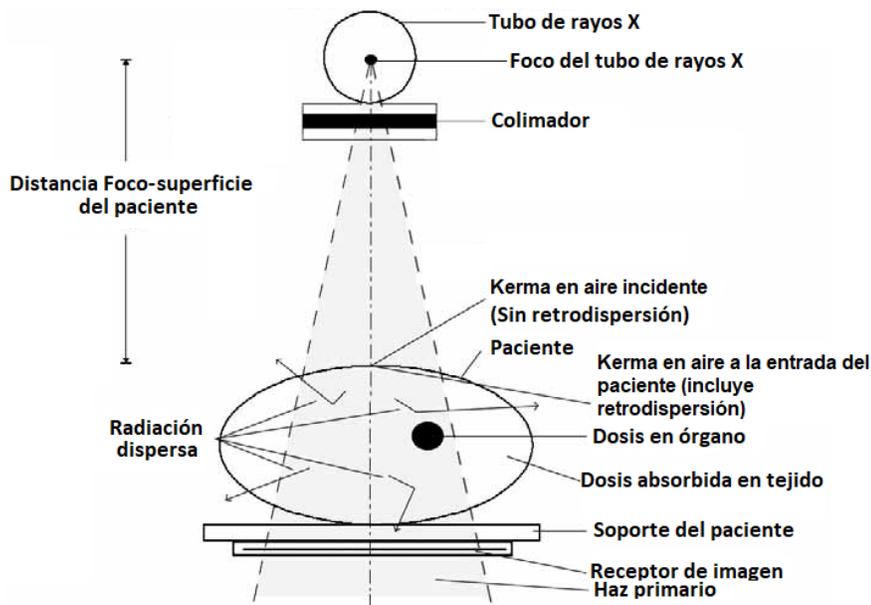


Figura 1.11: Diagrama del arreglo para las mediciones de kerma en aire a la entrada del paciente. Tomado de [OIEA \(2007\)](#).

- Principio de optimización de la protección: La probabilidad de una exposición, el número de personas expuestas y la magnitud de sus dosis individuales deberían ser mantenidas tan bajas como sea razonablemente alcanzable, teniendo en cuenta los factores económicos y sociales.
- Principio de la aplicación de límites de dosis: La dosis total a todo individuo debida a fuentes controladas en situaciones de exposición planificada, sin tener en cuenta la exposición médica a los pacientes, no debería exceder los límites apropiados especificados por la Comisión.

En cuanto a la práctica de estos principios de protección radiológica, existen diversos procedimientos básicos dependiendo de la fuente de la radiación ionizante. El caso más común, y el que compete a este trabajo es el de las fuentes externas, para las cuales se deben considerar cuatro factores básicos de la protección radiológica:

- **Tiempo** El tiempo mínimo de operación en el que se exponen los individuos al campo de radiación, entre menor sea este tiempo, menor es la dosis que se recibe.
- **Distancia** La distancia máxima entre el individuo y la fuente, sin comprometer el objetivo de la irradiación es otro factor a considerar, la dosis

absorbida depende tanto del tipo de fuente como de la geometría de la misma.

- **Blindaje** Cuando no es posible reducir la dosis con los métodos de distancia o de tiempo, se puede recurrir a colocar una barrera física entre la fuente y el individuo, esta barrera física es conocida como blindaje, e igual que en el caso anterior, depende tanto del tipo como de la geometría de fuente de radiación ionizante.
- **Señalización** Finalmente, el último de los principios básicos de la protección radiológica es indicar de manera adecuada las zonas de riesgo, así como el tipo de radiación que se maneja en dichos lugares, además de un sistema que indique en qué momento se llevan a cabo las irradiaciones.

1.5. Protocolos de control de calidad

Como ya se ha mencionado en la el planteamiento del problema de este trabajo, en México la normatividad vigente en materia de protección radiológica para equipos de radiodiagnóstico se encuentra contenida en la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002 ([Norma Oficial Mexicana, 2006](#)), así como en el Reglamento General de Seguridad Radiológica de la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardas, sin embargo, no existe un documento oficial que explique de forma explícita el modo en el que se debe verificar lo indicado en dicha norma. Es decir, se sabe qué parámetros se desean medir, así como sus tolerancias y valores máximos, pero no se presenta un protocolo de control de calidad. Para la elaboración de este trabajo se tomaron en cuenta tres protocolos:

- **AAPM REPORT NO. 74, QUALITY CONTROL IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY** ([AAPM, 2002](#)).
- **PROTOCOLOS DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO** ([OIEA/ARCAL, 2001](#)).
- **PROTOCOLO ESPAÑOL DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO** ([SEFM-SEPR-SERAM, 2011](#)).

En estos tres protocolos, las pruebas sugeridas para asegurar la calidad de las imágenes obtenidas, que además tienen concordancia con la reglamentación nacional son:

1. MARCO TEÓRICO

- *Pruebas de verificación visual*, que incluyen la revisión del estado de los controles, la medición de las características tales como el tamaño de campo y la mínima distancia foco-piel.
- *Pruebas de calidad del haz de radiación*, en las cuales están contenidas las pruebas del voltaje de operación del tubo de rayos X, así como la determinación del filtrado y el rendimiento del haz de radiación.
- *Pruebas de dosimetría*, en donde se evalúa el kerma en aire a la entrada del paciente.

Los factores determinantes para la elección del Protocolo Español por sobre los demás fueron:

- Los equipos necesarios para realizar las pruebas, ya que el protocolo español únicamente requiere de una cámara de ionización y un electrómetro calibrados, con capacidad de medir el voltaje de operación y el tiempo de disparo del equipo.
- La accesibilidad del documento, así como la compatibilidad de los equipos necesarios para realizar las pruebas de control de calidad.

1.6. Métodos de medición de la radiación ionizante

Para este trabajo se utilizaron: una cámara de ionización, un lote de dosímetros termoluminiscentes de fluoruro de litio con impurezas de magnesio y titanio y películas de tinte radiocrómico, por lo cual es pertinente explicar de forma general el funcionamiento de estos elementos.

1.6.1. Cámaras de ionización

Varios de los más antiguos y más utilizados detectores de radiación ionizante, están basados en los efectos producidos cuando una partícula cargada pasa por un gas.

En principio, las cámaras de ionización son el caso más simple de los detectores de gas. Estos detectores colectan todas las cargas creadas por ionizaciones directas

en el gas, a través de un campo eléctrico (Knoll, 2000). Esquemáticamente, una cámara de ionización es el mostrado en la figura 1.12.

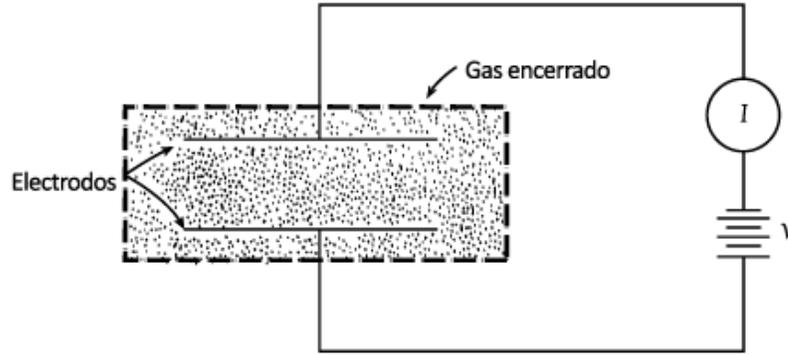


Figura 1.12: Diagrama de una cámara de ionización. Tomado de Knoll (2000)

Como ya se ha descrito en la sección 1.1, se requiere de una cantidad mínima de energía para producir ionización. En el caso de un gas, esta capacidad de producir iones está dada en el promedio de energía perdida por partícula incidente por pares de iones formados, también llamado en la literatura, el factor W (Attix, 1986; Knoll, 2000). Suponiendo que el factor W es constante para un tipo de radiación, la energía depositada en el gas será proporcional al número de pares de iones formados en la cámara de ionización.

Debido al carácter estadístico de la interacción de la radiación con la materia, las mediciones pueden ser no reproducibles. Además de este efecto estadístico, al usar una cámara de ionización hay que considerar diversos fenómenos físicos como son: Transferencia de carga, adquisición de electrones, recombinación de iones y difusión.

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) dio una serie de recomendaciones para estandarizar el uso de las cámaras de ionización con la finalidad de realizar mediciones dosimétricas en equipos de radiodiagnóstico con la menor incertidumbre posible, para ello, se usa la siguiente relación (OIEA, 2007):

$$K(d) = \bar{M}N_{k,Q_0}k_Qk_{TP} \quad (1.6)$$

Donde:

- $K(d)$ es el kerma en aire a una distancia d .

1. MARCO TEÓRICO

- \bar{M} es el promedio de las mediciones hechas con la cámara de ionización en coulomb o nanocoulomb [C] o [nC].
- N_{k,Q_0} es el coeficiente de calibración que permite relacionar la carga colectada con el kerma en aire, en unidades de gray sobre coulomb [Gy/C].
- k_Q es el factor de corrección por calidad del haz que toma en cuenta la diferencia entre el haz de radiación usado en el laboratorio de calibración y el haz producido por el equipo.
- k_{TP} es el factor de corrección por presión y temperatura por la diferencia entre la instalación donde se realizó la medición y la presión y temperatura indicados en el certificado de calibración de la cámara de ionización. Esta relación se muestra de manera explícita en la ecuación 1.7

$$k_{TP} = \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (1.7)$$

Con:

- k_{TP} es el factor de corrección por presión y temperatura.
- T y P son la temperatura en °C y la presión en condiciones de operación del equipo de rayos X.
- T_0 y P_0 son la temperatura y presión indicados en el certificado de calibración correspondiente al equipo utilizado.

1.6.2. Dosímetros termoluminiscentes

La mayoría de los materiales cristalinos tienen la capacidad de almacenar en su red cristalina parte de la energía impartida por la radiación ionizante, si estos materiales son calentados, parte de esa energía almacenada es liberada en forma de luz, la cual puede ser detectada y cuantificada por un fotomultiplicador, el cual, es un transductor que transforma una señal luminosa en una señal eléctrica (Greening, 1985).

En una red cristalina, los niveles energéticos de cada átomo se combinan con los demás componentes de la red, de este modo, se generan bandas continuas de energía en las cuales está permitido que se encuentre un electrón, estas bandas están separadas por bandas *prohibidas* entre las cuales no puede haber electrones. La última banda completamente llena es conocida como la *banda de valencia*,

mientras que la banda de más alta energía que se encuentra parcialmente llena recibe el nombre de *banda de conducción*. La banda de energía prohibida es de unos cuantos eV (Attix, 1986; Greening, 1985). Si un electrón de la banda de valencia recibe suficiente energía para pasar a la banda de conducción, dejará una vacancia en dicha banda, esta vacancia recibe el nombre de *agujero positivo*. En un cristal ideal, tanto el electrón como el agujero positivo se pueden mover libremente en sus bandas para después recombinarse en la banda de valencia, sin embargo, en un cristal real hay imperfecciones en la red cristalina, estas imperfecciones generan niveles de energía permitidos en la banda prohibida que separa a las bandas de valencia y de conducción. Así, cuando un electrón recibe suficiente energía, como en el caso de recibir radiación ionizante y pasa a la banda de conducción, pueden suceder dos cosas: en primer lugar puede ser que el electrón regrese a la banda de conducción y se recombine con el agujero, o bien, puede ser que el electrón o el agujero positivo queden atrapados en alguno de los niveles de energía generados por las imperfecciones como podemos ver en la figura 1.13 A), estos niveles reciben el nombre de *trampas* y pueden ser tanto para electrones como para agujeros positivos.

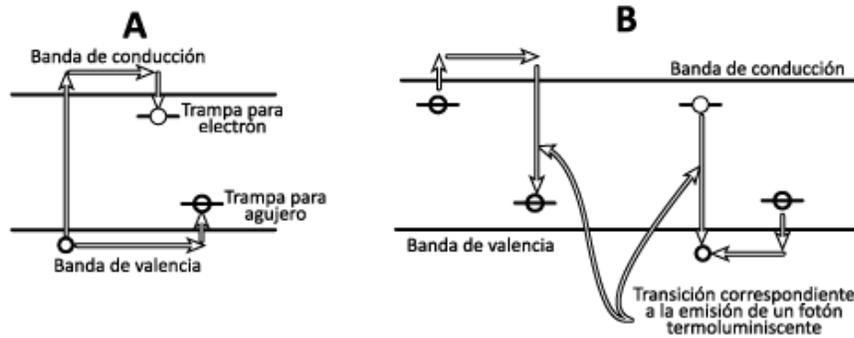


Figura 1.13: A) Representa la formación de un par electrón-agujero en un material termoluminiscente dejando electrones y agujeros durante el proceso de irradiación. B) Ilustra los dos posibles modos de recombinación cuando la temperatura necesaria para liberar las trampas se alcanza, lo cual permite la emisión de un fotón termoluminiscente en el proceso de lectura. Tomado de Knoll (2000).

Cuando el cristal se somete a una temperatura a la cual, la energía interna del cristal es mayor o igual que la energía de las trampas, tanto los electrones como los agujeros se mueven de nuevo sus respectivas bandas de conducción, después de lo cual pueden ocurrir dos eventos, en primer lugar puede que el electrón o el agujero positivo vuelvan a una trampa, con lo cual se repite el procedimiento

1. MARCO TEÓRICO

de la figura 1.13 A), o bien, puede que agujero positivo y electrón se recombinen en la banda de valencia. Si este proceso viene acompañado de la emisión de un fotón, este procedimiento recibe el nombre de termoluminiscencia (Attix, 1986; Greening, 1985).

Mientras la temperatura de los cristales termoluminiscentes aumenta, también aumenta la liberación de electrones y agujeros positivos de sus respectivas trampas, emitiendo la radiación correspondiente. Si se grafica la respuesta termoluminiscente como función de la temperatura, se obtiene una gráfica similar a la expuesta en la figura 1.14 en donde la parte de más temperatura de la curva corresponde a las trampas más energéticas.

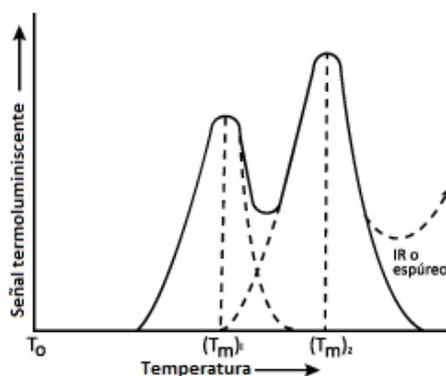


Figura 1.14: Curva de brillo termoluminiscente en función temperatura que resulta del calentamiento gradual de un fosfato termoluminiscente irradiado, conteniendo dos trampas. La temperatura T_0 indica la temperatura a la cual se inició el proceso de medición. La curva de brillo contiene dos picos en la curva en $(T_m)_1$ y $(T_m)_2$. Tomado de Attix (1986).

Dado lo complejo del funcionamiento de estos dosímetros, las mediciones que se pueden obtener con ellos están sujetas a tres factores primordialmente (Zoetelief *et al.*, 2000):

1. Parámetros relacionados con las condiciones de irradiación, tales como la variación con el ángulo de incidencia del haz de radiación y la calidad del mismo.
2. Parámetros que involucran factores ambientales, como presión y temperatura del lugar en donde se realizan las mediciones, así como la cantidad y tipo de iluminación, que pueden alterar la capacidad del dosímetro para retener a los electrones en sus trampas.

3. Parámetros relacionados al laboratorio de dosimetría, como el tratamiento térmico que recibieron los TLD y las condiciones del equipo lector.

De esta forma, si lo que se desea es obtener una medición de kerma en aire, se recomienda usar la fórmula 1.8 (OIEA, 2007).

$$K_e = \bar{M} N_{k,Q_0} k_Q k_f \quad (1.8)$$

Donde:

- K_e es el kerma en aire.
- \bar{M} es el promedio de los valores medidos de la señal termoluminiscente dados por el equipo lector.
- N_{K,Q_0} es el factor de calibración, tal que N_{K,Q_0}^{-1} es la respuesta termoluminiscente por unidad de kerma en aire de la radiación de referencia.
- k_Q es el factor de corrección que toma en cuenta la diferencia entre la calidad del haz usado para la calibración y el haz en el cual se realizó la medición.
- k_f es el factor de corrección que tiene en cuenta el desvanecimiento del TLD, es decir, la pérdida de información del dosímetro con el tiempo.

1.6.3. Películas radiográficas

Una película radiográfica es una placa de polímero recubierta por ambos lados de granos microscópicos de bromuro de plata (AgBr), dispersos en una capa gelatinosa. Cuando una partícula cargada incide sobre los granos, se produce un par de iones cuyo efecto es convertir los iones Ag^+ en átomos de Ag. Los átomos de plata constituyen una imagen latente sobre la película, la cual puede ser obtenida por un proceso químico en el cual todos los iones de Ag^+ son convertidos en iones de Ag y se remueven todo el bromuro de plata restante dejando así granos opacos microscópicos de plata.

Para obtener una medición con una película radiográfica, se requiere medir cómo cambió la densidad óptica de la película, la cual está relacionada con cuanto se ha opacado. Matemáticamente la densidad óptica, OD , se puede obtener con la ecuación 1.9.

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (1.9)$$

Donde:

- I_0 es la intensidad luminosa medida en ausencia de película.
- I es la intensidad transmitida a través de la película en dirección perpendicular al plano de su superficie.

1.6.4. Películas radiocrómicas

Una película radiocrómica es una película constituida generalmente por una lámina de poliéster transparente, recubierta uniformemente por una emulsión de gelatina que contiene los cristales del material sensible a la radiación, este material generalmente está formado por monómeros transparentes de tal forma que cuando la radiación incide sobre este material, se polimeriza cambiando en sus propiedades ópticas (Brosed, A. y Millán, E., 2011).

A diferencia de las películas radiográficas, las de tinte radiocrómico no necesitan el proceso de revelado y fijado.

Cabe resaltar que, a diferencia de la cámara de ionización y los dosímetros termoluminiscentes, las películas radiocrómicas no se utilizaron para realizar mediciones dosimétricas en este trabajo, su función principal fue servir de detector para determinar el tamaño del campo de radiación, por tanto no es necesario ahondar más en información referente a este uso.

Procedimientos y Métodos

*Solo cuando conoces cada detalle de la condición del terreno
puedes maniobrar y luchar.*

Tzun Tzu

Como ya se ha mencionado en la sección 1.5, para este trabajo se tomó como referencia el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico de la Asociación Española de Física Médica, en donde se recomienda realizar las siguientes pruebas:

- Parámetros geométricos
- Calidad del haz
- Tiempo de exposición
- Rendimiento
- Calidad de imagen en sistemas digitales
- Sistemas convencionales de registro y almacenamiento
- Dosimetría

Más adelante se explicará en qué consiste cada una de las pruebas así como los valores de tolerancia, pero antes de ello es pertinente hablar sobre el proceso de selección del equipo utilizado, así como de sus características principales, esto debido a que el proceso del control de calidad empieza con la selección del equipo adecuado, es decir que debemos tener en cuenta todos los parámetros que se desean medir y controlar para determinar qué equipos se requieren.

2.1. Equipo utilizado

2.1.1. Cámara de ionización

Para la mayoría de las pruebas realizadas, es necesario un equipo que permita obtener información sobre el haz de radiación tales como el voltaje con el que fue generado, el kerma en aire y el tiempo de exposición. Para ello, el Taller de Física de Radiaciones, perteneciente al Departamento de Física de la Facultad de Ciencias, UNAM, cuenta con un detector multipropósito marca *Gammex*, modelo RMI 242 que consta de un electrómetro y una cámara plano paralela. En las imágenes de la figura 2.1 se observan vistas frontales y traseras de este equipo con su cámara de ionización acoplada.



Figura 2.1: Vista frontal y delantera del equipo detector multipropósito marca Gammex, modelo RMI 242

Este equipo fue calibrado el 22 de junio de 2015 en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica perteneciente al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (ININ por sus siglas). De dicho certificado de calibración se obtuvieron los datos de la tabla 2.1.

Parámetros de operación		Coefficiente de calibración
kV	C.H.R.	N_{Ka}
Nominal	mm Al	mGy u.esc ⁻¹
80	2.97	$7.22 \times 10^{-3} \pm 1.82\%$ (k=2)

Tabla 2.1: Resultados del certificado de calibración para el equipo *Full Function Meter RMI 242*, de donde:

N_{ka} es el Coeficiente de Calibración en kerma en aire en el seno de aire.

Como dato adicional, cabe mencionar que esta calibración está normalizada tomando en cuenta valores para la presión y la temperatura de 1013.25 hPa y 20 °C, respectivamente según lo indica el reporte de calibración .

2.1.2. Dosímetros termoluminiscentes

Con la finalidad de realizar las pruebas de dosimetría, en particular para la medición de kerma en aire se utilizó un lote de dosímetros termoluminiscentes (TLD) de fluoruro de litio con impurezas de magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti) conocido comercialmente como TLD-100. Estos dosímetros vienen en forma de cristales semiconductores de dimensiones $3 \times 3 \times 0.9$ mm³. Estos dosímetros son marca *Thermo Scientific*.

Al usar TLD se debe definir un procedimiento para preparar el material antes de ser irradiado, así como un procedimiento para obtener la respuesta termoluminiscente.

Para preparar los TLD para su irradiación, los cristales fueron calentados en un horno tipo mufla marca *felisa*, modelo FE-340 a una temperatura de 400 °C durante una hora, se dejaron enfriar 30 minutos a temperatura ambiente para posteriormente ser horneados a 100 °C por dos horas en un horno de calentamiento marca *BINDER*, modelo 53-UL. Este procedimiento se realizó aproximadamente 24 horas antes de cada irradiación.

Con respecto a la obtención de la respuesta termoluminiscente de los cristales, se usó un equipo lector de dosímetros termoluminiscentes marca Harshaw, modelo 3500, el cual fue configurado para realizar las lecturas en un intervalo de temperaturas de 50 a 300 °C, con una tasa de calentamiento de 10 °C/s, todo en una atmósfera controlada de nitrógeno de alta pureza. Este procedimiento se realizó aproximadamente 24 horas después de cada irradiación.

El procedimiento de selección del lote de dosímetros termoluminiscentes usados en el experimento, se puede consultar en el apéndice [A](#).

2. PROCEDIMIENTOS Y MÉTODOS

Por otra parte, en la ecuación 2.1 se puede observar la ecuación obtenida de la curva de calibración para el lote de dosímetros con su respectivo ajuste lineal, el procedimiento para la obtención de dicha ecuación se puede consultar en el apéndice B .

$$K_{aire} [mGy] = (0.174 \pm 0.004)RTL [nC] - (0.273 \pm 0.040) \quad (2.1)$$

2.1.3. Otros equipo y materiales

Con el fin de obtener la forma de la onda, se usó un osciloscopio digital marca *Tektronix*, modelo *TDS 2024*.

Para realizar las mediciones del tamaño de campo, se empleó una película de tinte radiocrómico marca *Grafchromic*, modelo *XRQA2* .

Para medir la capa hemirreductora, se utilizó un conjunto de láminas de aluminio con diferentes grosores marca *Spectrum Techniques*, modelo *RAS 20*, las cuales cuentan con diferentes valores de espesor másico. En este caso se usaron seis diferentes grosores: 141, 216, 328, 522, 655 y 840 mg/cm² que corresponden a grosores de 0.52, 0.8, 1.21, 1.93, 2.43 mm respectivamente así como un soporte de acrílico fabricado para suspender las placas a 5 cm del detector.

Por tratarse de un sistema de rayos X que utiliza películas radiográficas, se requiere un proceso de revelado de las películas, el cual se realiza en un cuarto oscuro. Para realizar la prueba de verificación de las condiciones tanto del cuarto como de los líquidos de revelado, se utilizó una película radiográfica, así como un escaner de reflexión marca *HP*, modelo *Laser Jet Pro MFP M225dw*. Las imágenes obtenidas fueron analizadas con ayuda del programa *ImageJ* ([Rasband, 2017](#)).

Finalmente, para graficar y obtener el ajuste de las rectas y de las curvas, se utilizó el programa *QtiPlot* ([Vasilief, 2011](#)).

2.1.4. Equipos de rayos X intraorales

Los equipos de rayos X intraorales a los cuales se les aplicaron las pruebas de control de calidad, pertenecen a la Clínica de Imagenología de la Facultad de Odontología de la UNAM, campus CU. Estos equipos son de la marca *Satelec*, modelo *X-Mind*, los cuales cuentan con un tubo de rayos X modelo *PE-DG-073B*, fabricados por *Toshiba*. En la tabla 2.2 se muestran las principales características



Figura 2.2: Equipo de rayos X intraorales marca Satelec, modelo X-mind

del tubo de rayos X, mientras que en la figura 2.2 se puede apreciar uno de estos equipos.

Voltaje nominal del tubo de rayos X	70 kV
Corriente nominal del tubo de rayos X	8 mA
Ángulo del ánodo	20 grados
Material del blanco	Tungsteno
Filtración inherente	Al menos 1 mm de Al

Tabla 2.2: Características principales del tubo de rayos X PE-DG-073B, según el fabricante ([CANON ELECTRON TUBES & DEVICES CO., LTD., 2018](#)).

2.2. Pruebas de Control de Calidad

A continuación se presenta una descripción completa de cada una de las pruebas, haciendo énfasis en los valores de tolerancia.

2.2.1. Parámetros geométricos

En primer lugar tenemos las pruebas referentes a los parámetros geométricos que en esencia consisten en revisar el estado de los equipos de manera física.

- **Tamaño del campo en el extremo del localizador.** Para esta prueba se requiere de una película radiográfica de 18×24 cm y una regla graduada o cinta métrica. Para que este parámetro se considere aceptable, el tamaño del campo de radiación en el extremo del localizador debe ser menor que 6 cm de diámetro.

Al momento de realizar esta prueba, no se contó con una película radiográfica de las dimensiones establecidas, por tanto se decidió cambiarla por una película radiocrómica recortada del tamaño solicitado. Se irradió dicha película durante 2 segundos, colocándola al final del tubo localizador sobre un banco, de forma que el haz incidiera perpendicular al plano formado por la superficie de la película. Posteriormente se midió el tamaño de campo con un vernier, al tratarse de un campo de radiación circular, la distancia medida fue el diámetro de dicho campo de radiación.

- **Mínima distancia foco-piel.** Este parámetro se comprueba midiendo la distancia desde el foco hasta el extremo del cono localizador. Para esta prueba, únicamente se requiere de un instrumento para medir distancias. La mínima distancia del tubo a la entrada del paciente debe ser de 20 cm.

En esta prueba se midió con un flexómetro desde el punto indicado como foco del haz de radiación a un costado de la coraza del equipo de rayos X, hasta el extremo del tubo localizador.

2.2.2. Calidad del haz

Las pruebas para la calidad del haz de radiación son cuatro principalmente, y tanto para estas pruebas como para las de exposición y rendimiento, se utilizó el detector multipropósito marca Gammex. La cámara de ionización se colocó a 10 cm del final del tubo localizador, posición correspondiente a la necesaria para realizar una exploración de molar en adulto, así mismo se preparó cada equipo para impartir una irradiación con las condiciones predeterminadas para ese tipo de exploración mostradas en la tabla 2.3, con excepción de los equipos de los cubículos 4 y 9 que tienen valores de tiempo de exposición predeterminados de 320 y 1450 ms respectivamente.

Parámetro	Valor	Unidades
Tiempo de exposición	400	ms
Voltaje de operación	70	kV
Corriente	6	mA
Distancia foco-piel	40	cm

Tabla 2.3: Valores predeterminados de los equipos de rayos X utilizados para la exploración de un molar adulto.

- Exactitud de la tensión. Tensión mínima nominal.** Para la medición de este parámetro, se requiere de un equipo para medir voltaje y, para que el parámetro se considere aceptable, la tensión nominal mínima debe ser de 60 kV para equipos de alta frecuencia y 65 kV para equipos monofásicos, además debe tener una desviación menor que $\pm 10\%$ entre el valor nominal indicado por el equipo y el valor medido.

Para efectos de esta tesis y con la finalidad de mantener la nomenclatura usada en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, en esta prueba y las posteriores, la desviación se calcula como una diferencia porcentual con la ecuación 2.2.

$$Desv = \frac{X_r - X_i}{X_r} \cdot 100\% \quad (2.2)$$

Donde X_r es el valor programado en el equipo de rayos X, mientras que X_i es el valor medido.

- Repetibilidad y reproducibilidad de la tensión.** Para esta prueba, se deben repetir las mediciones de exactitud de la tensión al menos 5 veces, con la finalidad de establecer un criterio de repetibilidad. En este caso, el coeficiente de variación entre mediciones debe ser menor que 10%.

Para calcular el coeficiente de variación, tanto en esta prueba como en todas las que se requiera, se usa la siguiente ecuación.

$$Coe\,f_{var} = \frac{\sigma}{\bar{X}} \cdot 100\% \quad (2.3)$$

Con σ es la desviación estándar de las mediciones y \bar{X} es el promedio de las mediciones.

- Filtración de capa hemirreductora.** En este parámetro se debe comprobar que la capa hemirreductora se obtiene con capas ≥ 1.5 mm de aluminio

2. PROCEDIMIENTOS Y MÉTODOS

para equipos con tensión de pico nominal ≤ 70 kV.

Para medir la capa hemirreductora, se colocó el tubo localizador del equipo de rayos X a 10 cm de la cámara de ionización, tal como se hizo para las pruebas de la exactitud de la tensión, con la diferencia que a 5 cm entre la cámara de ionización se colocó un soporte de acrílico para suspender las placas de aluminio de diferentes grosores como se muestra en la figura 2.3. Se realizaron 5 mediciones para cada valor de grosor del atenuador, los cuales tuvieron valores de 0.52, 0.8, 1.21, 1.93, y 2.43 mm.



Figura 2.3: Montaje experimental para la medición de la capa hemirreductora.

- **Visualización de la forma de onda.** Para esta prueba se requiere de una cámara de ionización y un osciloscopio, además se debe contar con un patrón de referencia en donde se muestre la forma de la onda visualizada cuando el equipo se probó por primera vez, o bien, una muestra de referencia por parte del fabricante.

Para esta prueba el equipo multipropósito permite conectar un osciloscopio para poder observar la forma de la onda, como podemos observar en la figura 2.1. Para que este parámetro sea aceptable, la onda generada en un equipo de alta frecuencia, debe tener únicamente en los primeros picos variaciones de señal, ya sean crecientes o más altos que el resto, los cuales deben ser constantes como se muestra en la figura 2.4.

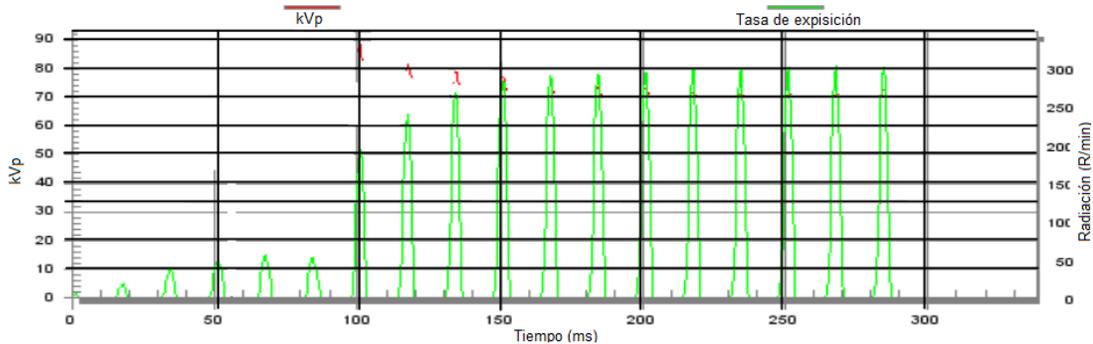


Figura 2.4: Muestra de la forma de la onda para un equipo de rayos X intraorales. Tomado de [SEFM-SEPR-SERAM \(2011\)](#)

2.2.3. Tiempo de exposición

Para las pruebas del tiempo de exposición:

- **Exactitud del tiempo de exposición.** El tiempo de exposición en equipos monofásicos debe tener una desviación $\leq 20\%$ para tiempos superiores a 0.1 s, y estas medidas se deben tomar para los tiempos usados clínicamente.
- **Repetibilidad y reproducibilidad del tiempo de exposición.** En este caso, para al menos 5 mediciones del tiempo de exposición, el coeficiente de variación no debe ser mayor que 10 %

2.2.4. Rendimiento

En las pruebas de rendimiento:

- **Valor del rendimiento.** Este valor debe ser medido a 1 m del foco y sin retrodispersión. El valor de este parámetro debe ser superior a $25 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$. Este parámetro puede utilizarse para estimar dosis a pacientes en condiciones de trabajo.
- **Repetibilidad y reproducibilidad del rendimiento.** En este caso, para al menos 5 mediciones del tiempo de exposición, el coeficiente de variación no debe ser mayor que 10 %.
- **Variación del rendimiento con la carga.**

En esta prueba se debe verificar la linealidad de la carga para el rango de tiempos de exposición utilizados clínicamente. Dado que la corriente de los

2. PROCEDIMIENTOS Y MÉTODOS

equipos es constante, se varió el tiempo de exposición en 80, 100, 250, 320, 400, 500, 800 y 1000 ms, se midió la exposición para cada uno de estos valores y se realizó una gráfica de exposición contra tiempo de exposición. Posteriormente se realizó un ajuste lineal de forma que para determinar la linealidad, se tomó en cuenta el coeficiente R^2 para tener un número que determinó si el ajuste se apega a la recta o no.

2.2.5. Calidad de imagen en sistemas digitales

Para las pruebas de la calidad en imagen en sistemas digitales:

- **Calidad de la imagen.** Para esta prueba se requiere de un maniquí y criterios de aceptabilidad para la resolución espacial, a bajo contraste y de umbral de sensibilidad contraste-tamaño del detalle y/o ruido. A falta de esto, se puede dejar a criterio del odontólogo mediante la valoración de imágenes anatómicas.
- **Artefactos en la imagen.** Para esta prueba se debe verificar que no deben verse afectadas las imágenes tomadas por los equipos debido a deterioro o deficiencias de los equipos. Se requiere de un maniquí uniforme de material equivalente a 2 cm de agua.

Sin embargo, dado que todos los equipos de rayos X son de película radiográfica, estas pruebas no se realizaron.

2.2.6. Sistemas convencionales de registro y almacenamiento

Para las pruebas de los sistemas convencionales de registro y almacenamiento.

- **Cuarto oscuro y cubetas de revelado.** Aquí se debe garantizar que las películas no se velan por el proceso de revelado.

En esta prueba, para verificar el buen estado de los líquidos de revelado, se solicitó revelar una película radiográfica sin irradiar. Esta película fue escaneada para obtener la intensidad de luz transmitida a través de la película, con esta información y midiendo la intensidad de luz transmitida sin película, a través de la ecuación 1.9 se obtuvo la densidad óptica de la base de la película, mas el velo del proceso de revelado. La tolerancia es $DO_{Base+velo} \leq 0.3$, con $DO_{Base+velo}$ la densidad óptica de la película revelada sin irradiar.

2.2.7. Kerma en aire

Para las pruebas de kerma en aire a la entrada del paciente.

- **Kerma en aire a la entrada del paciente.** Se debe garantizar que el kerma en aire a la entrada del paciente con retrodispersión, debe ser inferior a 4 mGy para un estudio de exploración molar en adulto. Para la retrodispersión se recomienda usar un cilindro de agua.

Para esta prueba se utilizó un cilindro de lucita relleno de agua, los dosímetros termoluminiscentes se colocaron sobre la pared externa del cilindro dentro de una bolsa de plástico transparente, dentro del campo de radiación a 10 cm del final del tubo localizador. Se colocaron 5 dosímetros por irradiación, por equipo, tal como se puede observar en la figura 2.5.



Figura 2.5: Montaje experimental para la medición del kerma en aire a la entrada del paciente.

Resultados y análisis

*Al final, lo que cuenta en la música es la música misma,
y lo que cuenta en la ciencia es la comprensión del mundo que ofrece.*
Carlo Rovelli

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos durante las mediciones. En primer lugar se muestran los resultados de la verificación del cuarto oscuro, posteriormente los valores de todos los parámetros medidos por equipo y en la sección 3.3 se discutirán.

3.1. Cuarto Oscuro

Densidad óptica neta	Incertidumbre
0.167	0.006

Tabla 3.1: Resultados de la verificación del cuarto oscuro.

3.2. Resultados por cubículo

Para una mejor presentación, los resultados se manejarán en paginas separadas. En los casos de las mediciones de distancia, la incertidumbre es de ± 1 mm.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.1. Cubículo 1

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.2: Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 1.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	368 ms	62.8 kV	85.4 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	8 %	10 %	
Desv. estándar	3 ms	0.5 kV	0.7 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.3: Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 1.

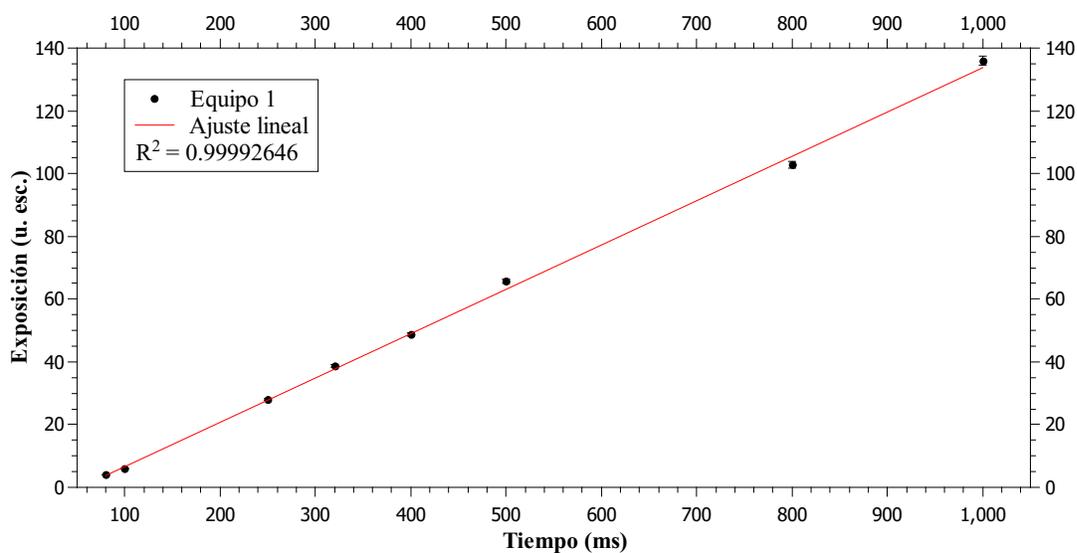


Figura 3.1: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

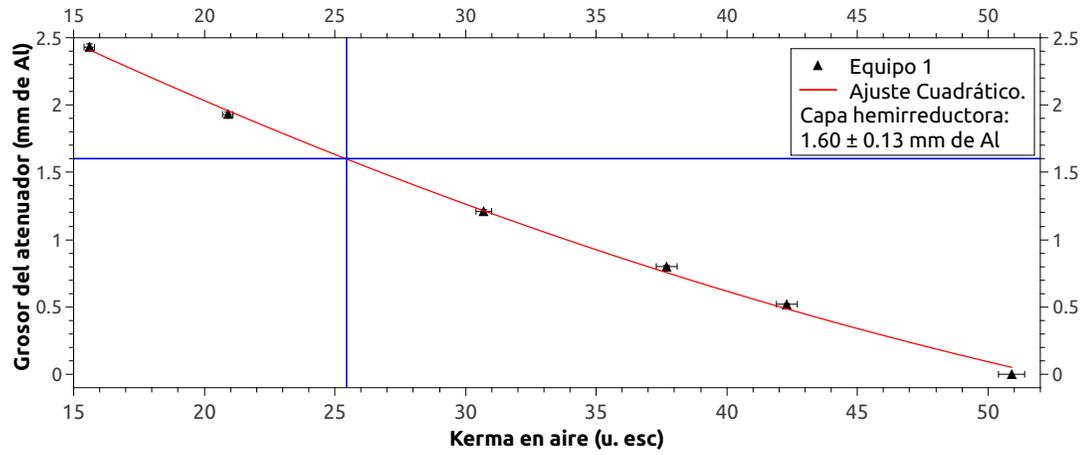


Figura 3.2: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 1.

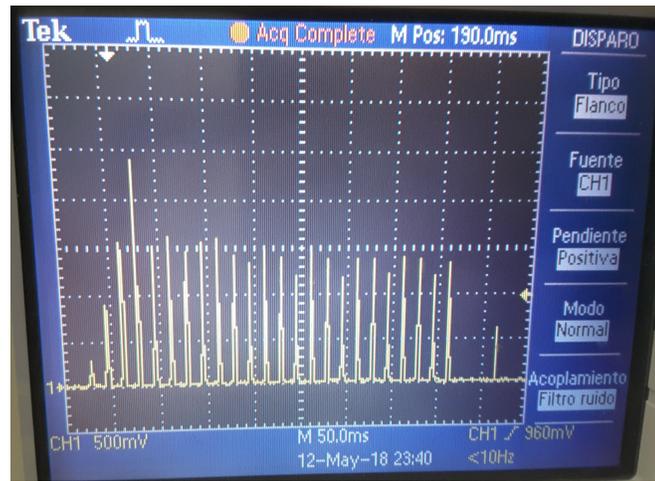


Figura 3.3: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 1.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
0.59 mGy	0.05 mGy

Tabla 3.4: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 1.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.2. Cubículo 2

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.5: Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 2.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	352 ms	64.4 kV	95.9 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	12 %	8 %	
Desv. estándar	3 ms	0.5 kV	0.8 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.6: Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 2.

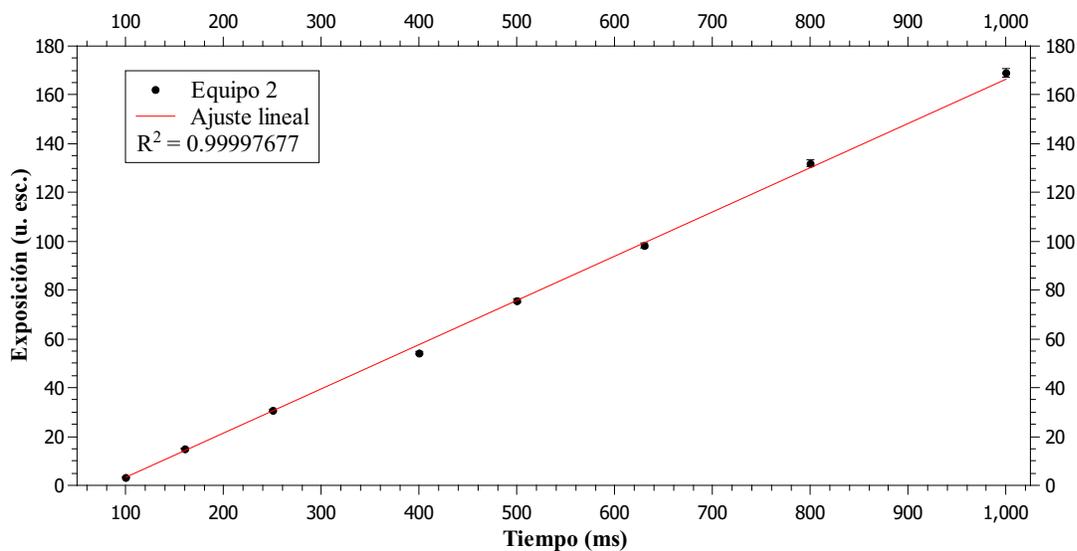


Figura 3.4: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

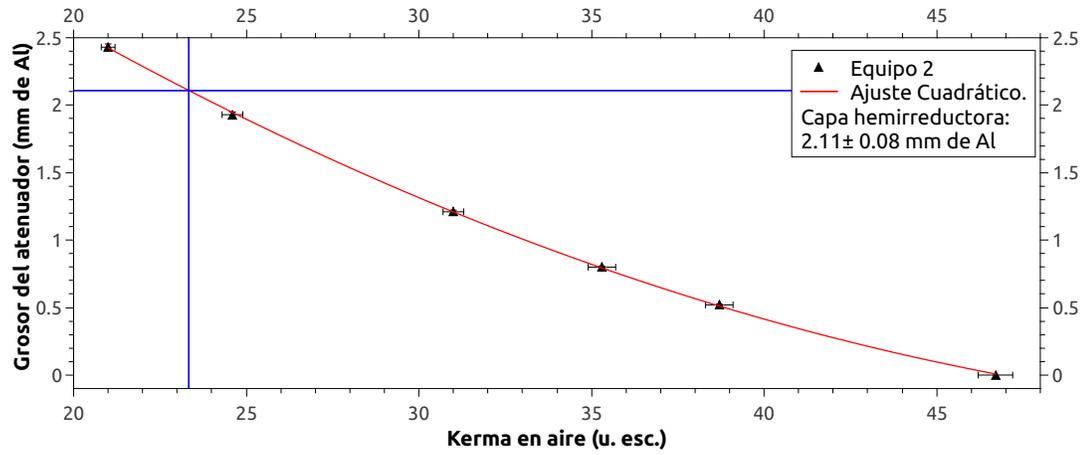


Figura 3.5: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 2.

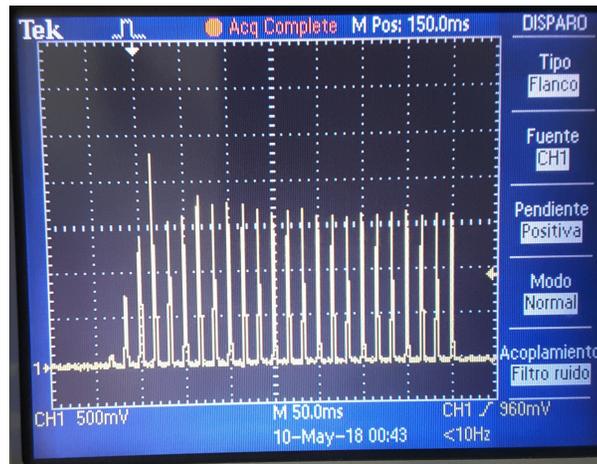


Figura 3.6: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 2.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
0.35 mGy	0.05 mGy

Tabla 3.7: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 2.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.3. Cubículo 3

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.8: Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 3.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	368 ms	63.8 kV	60.8 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	8 %	9 %	
Desv. estándar	3 ms	0.5 kV	0.5 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.9: Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 3.

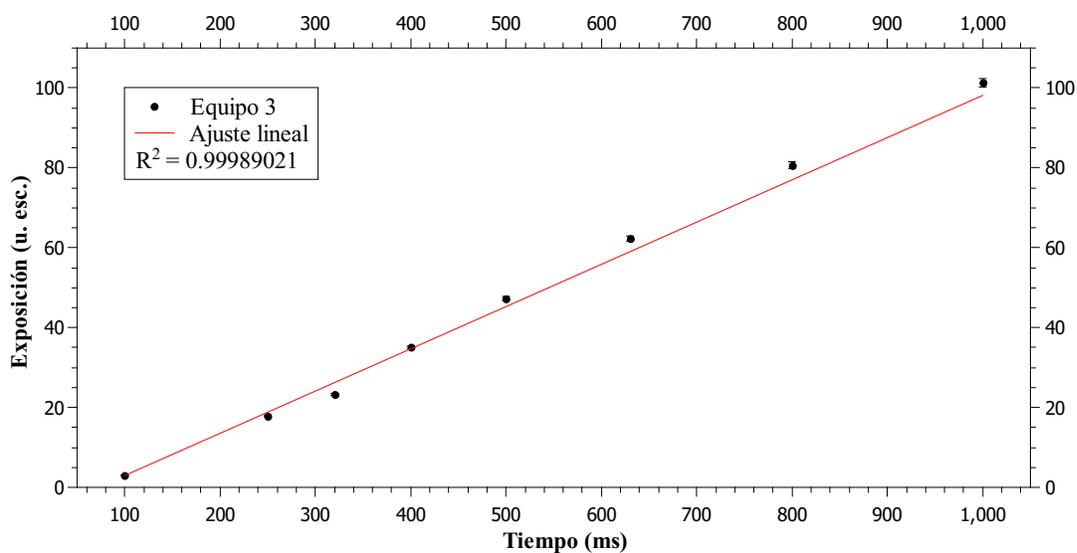


Figura 3.7: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

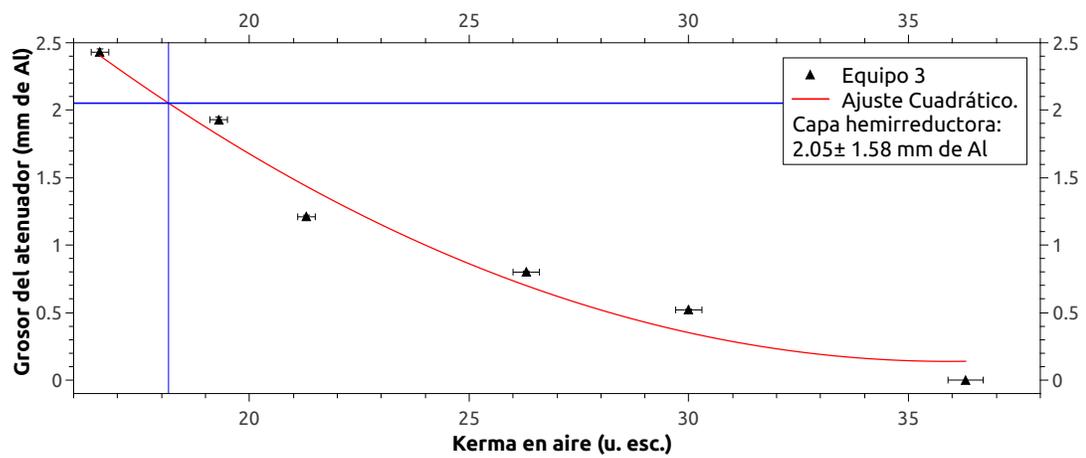


Figura 3.8: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 3.

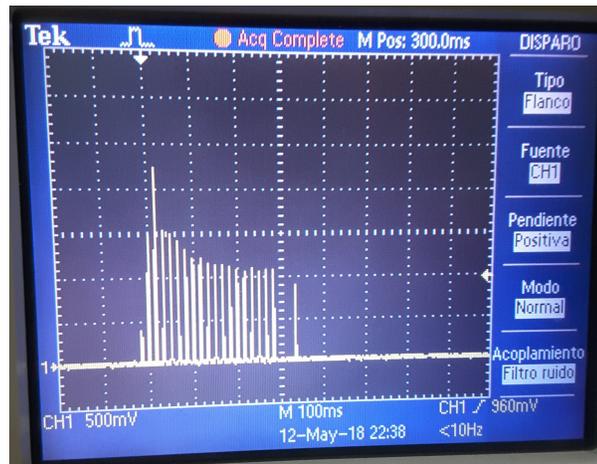


Figura 3.9: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 3.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
0.35 mGy	0.06 mGy

Tabla 3.10: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 3.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.4. Cubículo 4

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.11: Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 4.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	327 ms	64.3 kV	84.0 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	9 %	9 %	
Desv. estándar	3 ms	0.5 kV	0.7 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.12: Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 4.

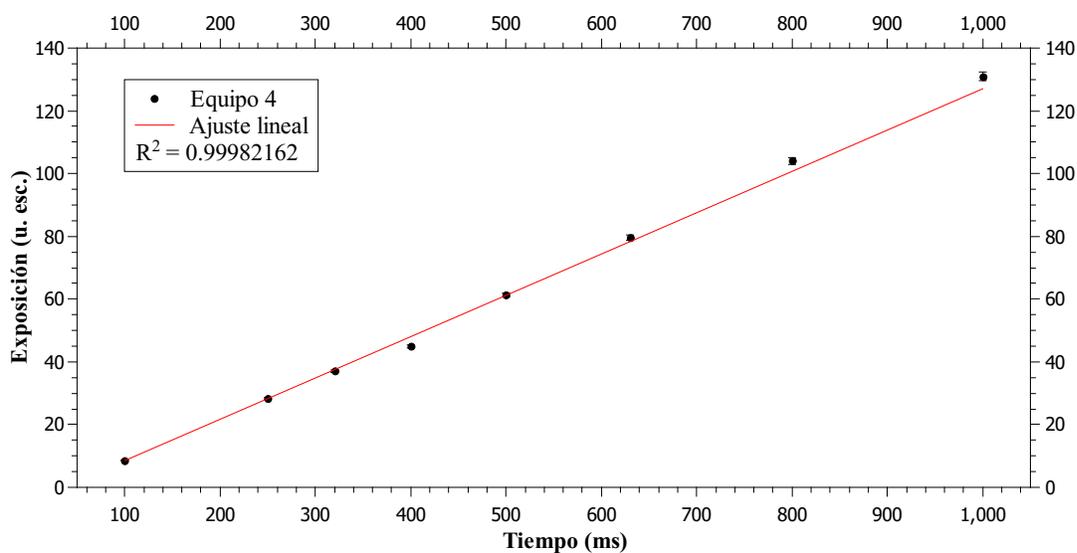


Figura 3.10: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

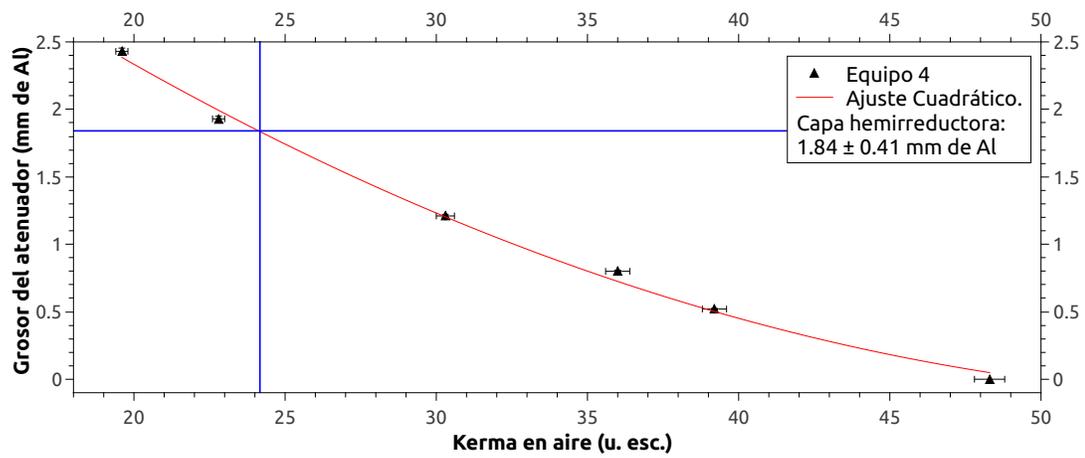


Figura 3.11: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 4.

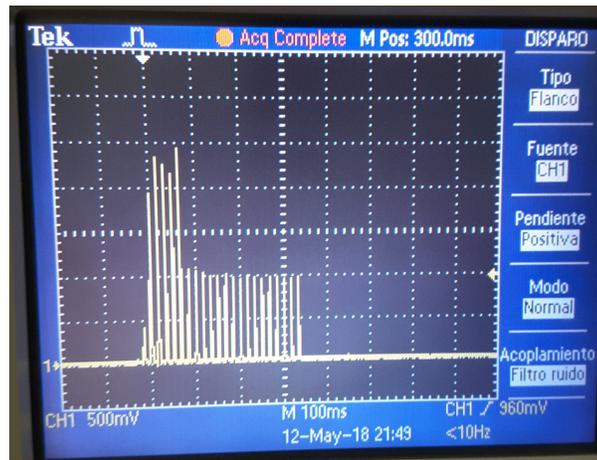


Figura 3.12: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 4.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
0.49 mGy	0.05 mGy

Tabla 3.13: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 4.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.5. Cubículo 5

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.14: Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 5.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	352 ms	62.2 kV	84.3 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	12 %	11 %	
Desv. estándar	2 ms	0.5 kV	0.4 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.15: Pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 5.

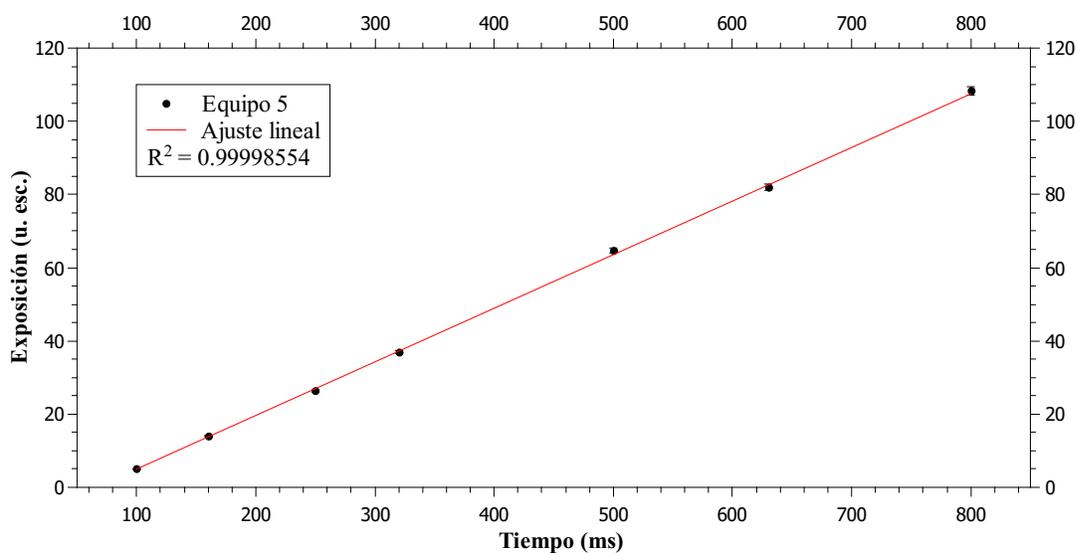


Figura 3.13: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

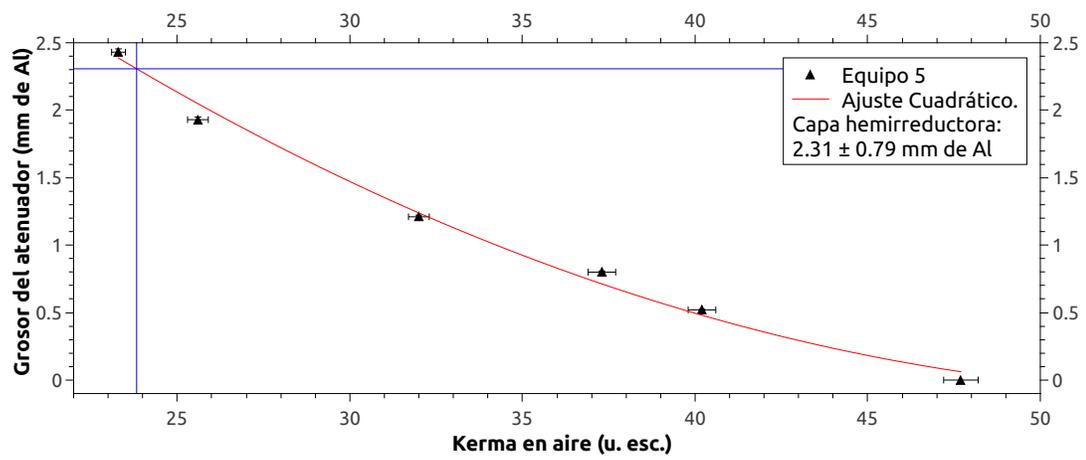


Figura 3.14: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 5.

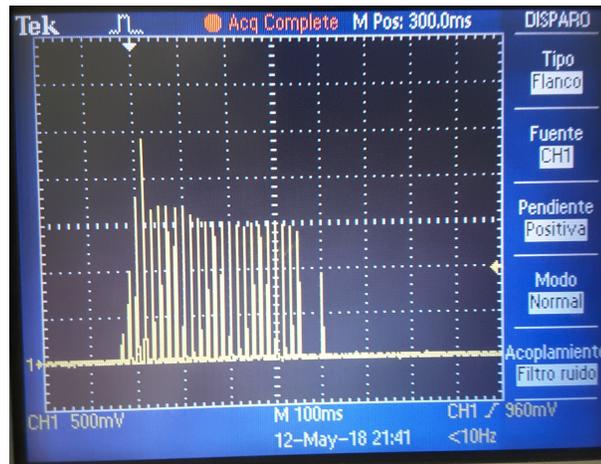


Figura 3.15: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 5.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
0.59 mGy	0.06 mGy

Tabla 3.16: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 5.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.6. Cubículo 7

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.17: Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 7.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	387 ms	61.1 kV	89.6 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	3 %	13 %	
Desv. estándar	3 ms	0.5 kV	0.7 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.18: Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 7.

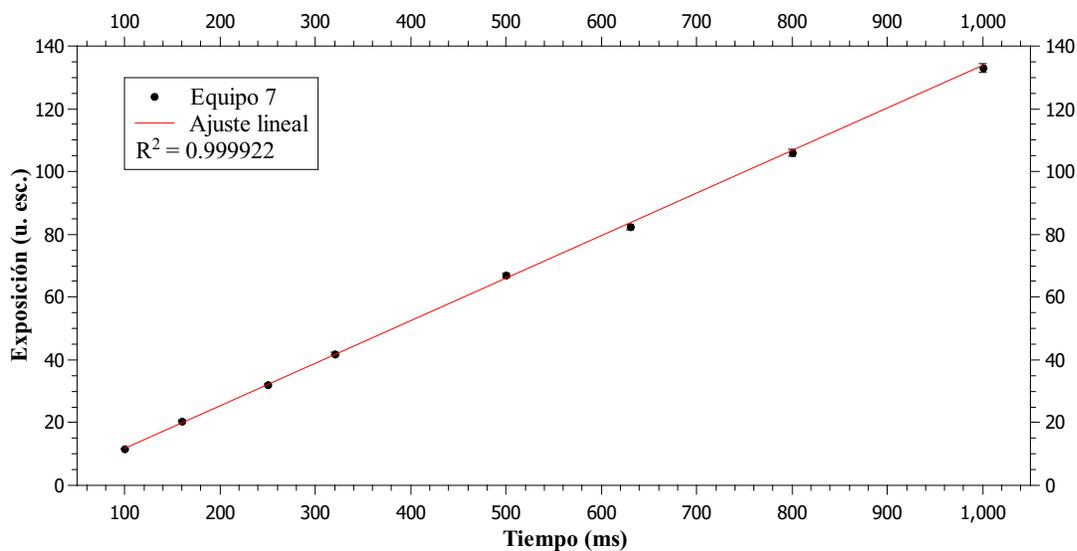


Figura 3.16: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

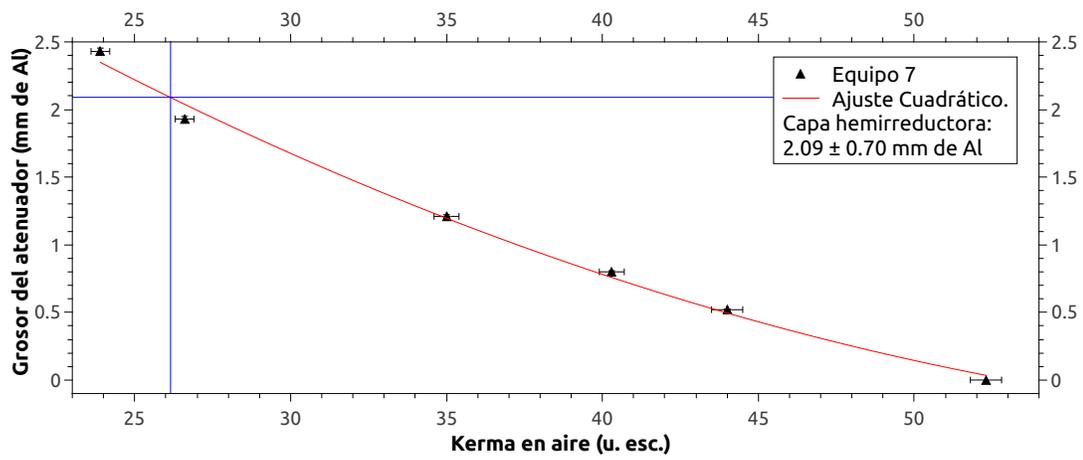


Figura 3.17: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 7.

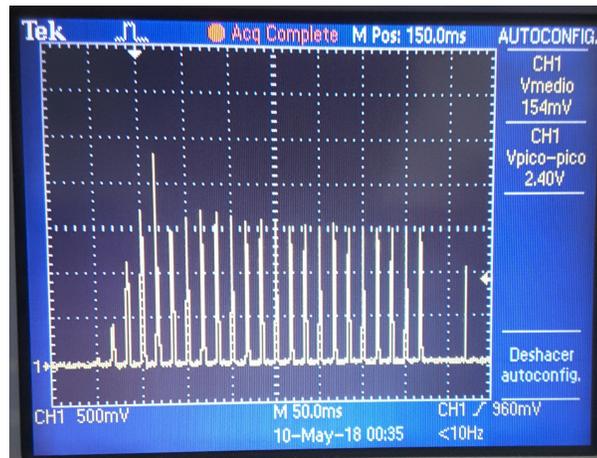


Figura 3.18: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 7.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
0.57 mGy	0.06 mGy

Tabla 3.19: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 7.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.7. Cubículo 8

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.20: Resultados de las pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 8.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	354 ms	63.3 kV	87.4 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	12 %	10 %	
Desv. estándar	3 ms	0.5 kV	0.7 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.21: Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 8.

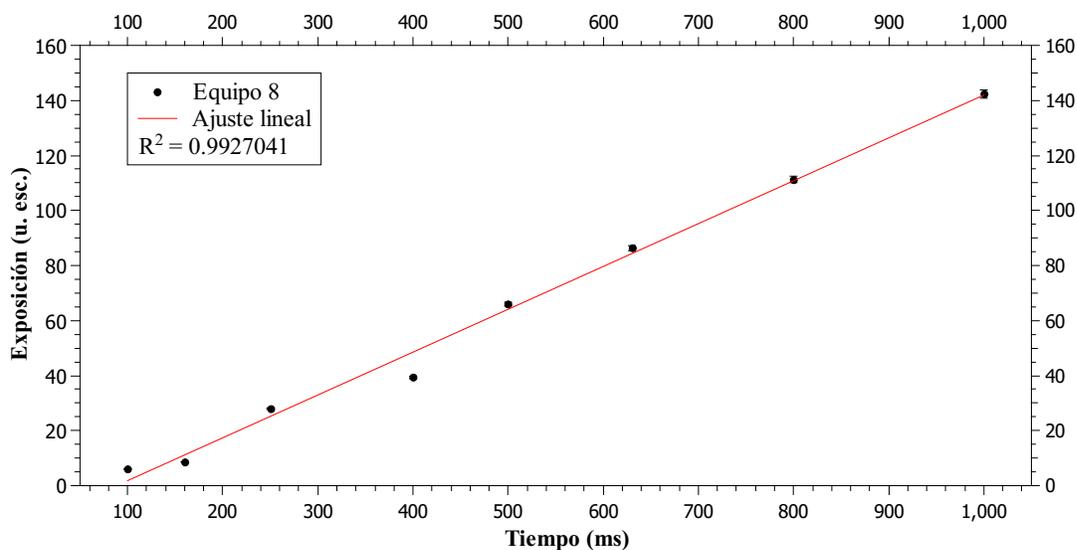


Figura 3.19: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

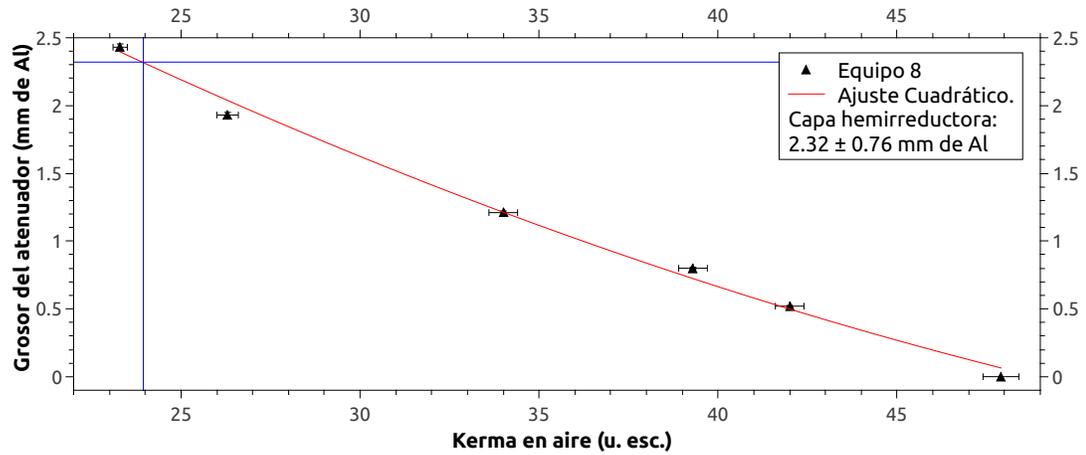


Figura 3.20: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 8.

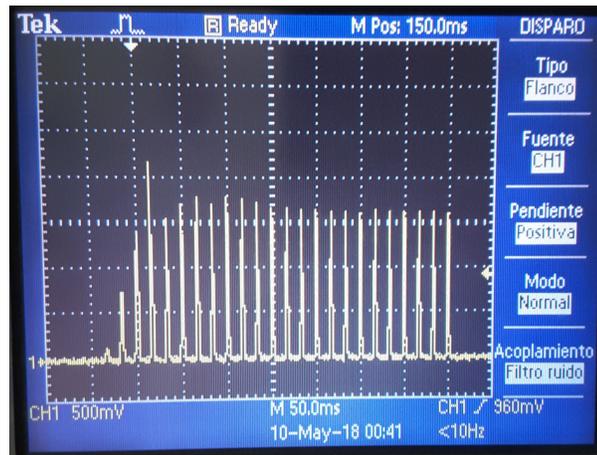


Figura 3.21: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 8.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
0.57 mGy	0.08 mGy

Tabla 3.22: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 8.

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.2.8. Cubículo 9

Mínima distancia foco-piel	Tamaño de campo
30 cm	6 cm

Tabla 3.23: Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 9.

	Tiempo de exposición	Voltaje de operación	Rendimiento
Valor promedio	1320 ms	62.5 kV	81.4 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Desviación	9 %	11 %	
Desv. estándar	11 ms	0.5 kV	0.7 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$
Coef. de variación	< 1 %	< 1 %	< 1 %

Tabla 3.24: Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 9.

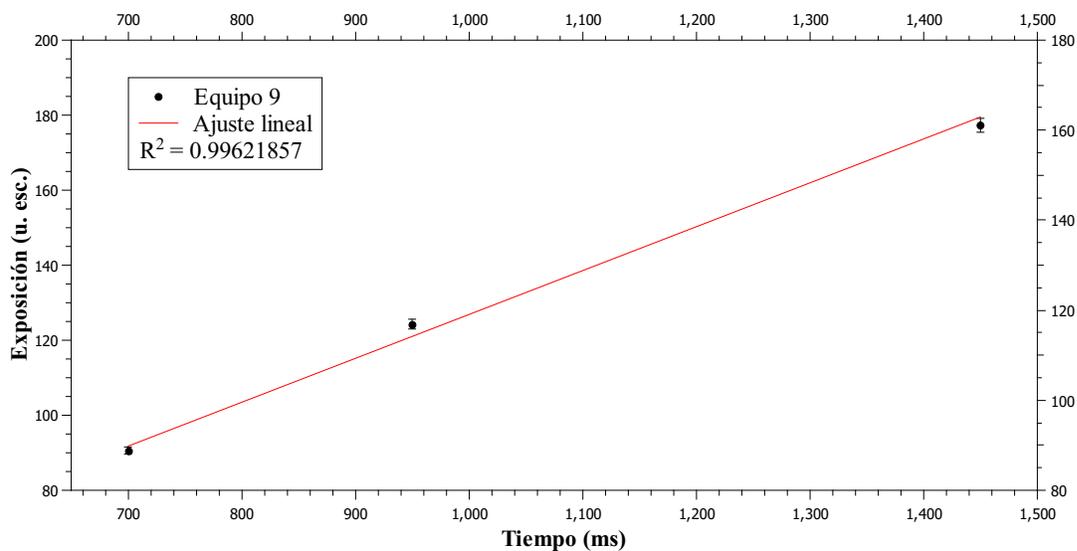


Figura 3.22: Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo.

3.2 Resultados por cubículo

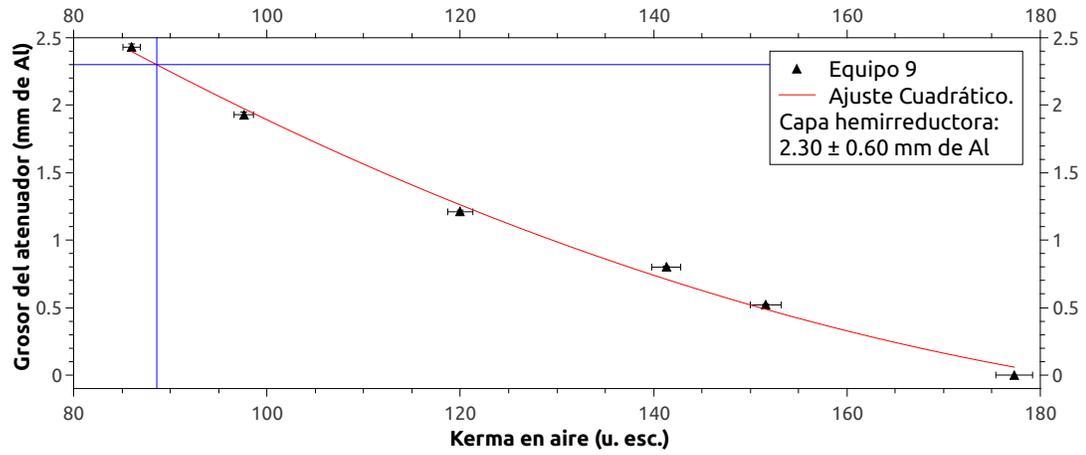


Figura 3.23: Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 9.

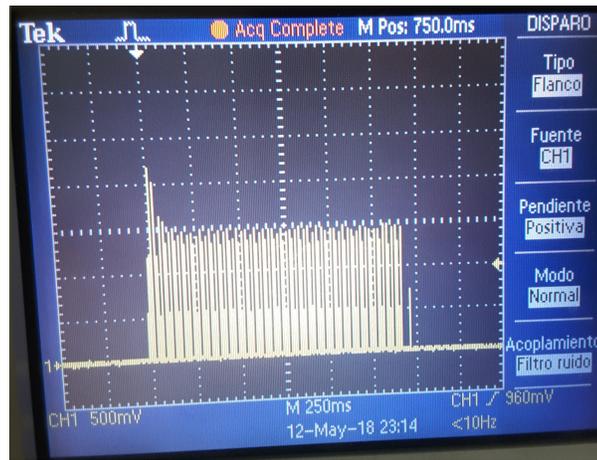


Figura 3.24: Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 9.

Kerma en aire a la entrada del paciente	Incertidumbre
2.70 mGy	0.09 mGy

Tabla 3.25: Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 9.

3.3. Discusión

El primer resultado a destacar es el del cuarto obscuro. En la tabla 3.1, podemos observar que el valor de la densidad óptica obtenida al realizar el análisis de la película sin irradiar es de 0.167 ± 0.006 , el cual es menor que el valor de tolerancia indicado en el protocolo de control de calidad, que indique que la densidad óptica debe ser menor que de 0.3. Esto quiere decir, según el protocolo, que la técnica de revelado no agrega velo a las películas.

Con relación a las pruebas de los parámetros geométricos, todos los equipos son de la misma marca y tienen los mismos aditamentos, por lo cual, tanto las mediciones de la mínima distancia foco-piel, como las mediciones del tamaño de campo al final del tubo localizador son exactamente iguales, en el apéndice C se puede observar una muestra de una película radiocrómica irradiada. El protocolo de control de calidad especifica que esta prueba se debe hacer solo una vez al inicio, y cada vez que existan cambios en los equipos, pero dado que no había antecedentes de la aplicación de un protocolo de control de calidad, esas pruebas se hicieron.

En cuanto a las pruebas de control de calidad del haz, tenemos en primer lugar el tiempo de exposición, que presento una desviación máxima relativa al valor del tiempo programado del 12% en los equipos 2 y 8, muy por debajo del 20% que fija el Protocolo de Control de Calidad para tiempos programados menores la 0.1 segundos. Por lo que todos los equipos cumplen. Por otra parte, con relación a la reproducibilidad y repetibilidad de la medición del tiempo de exposición, en todos los casos el coeficiente de variación fue del menor que el 1% con respecto al promedio que es mucho menor que el valor de tolerancia sugerido del 10%, por lo cual, las unidades pasan las pruebas de control de calidad.

El segundo valor medido en las pruebas de calidad del haz, el voltaje de operación de los equipos, para esta prueba el protocolo exige que, para comprobar la exactitud, los equipos tengan una desviación máxima del 10% entre el valor medido y el valor indicado por el equipo, no obstante, el fabricante indica que este valor puede llegar a variar hasta en un 15%. Tomando en cuenta el valor máximo permitido por el protocolo de control de calidad, los equipos de los cubículos 7 y 9 exceden la desviación máxima en 3% y 1% respectivamente, sin embargo, cabe mencionar que se encuentran dentro de la variación estimada por el fabricante. Para esta prueba, el coeficiente de variación fue del 1%, por tanto existe reproducibilidad y repetibilidad.

En cuanto al valor del rendimiento, todos los equipos tienen un valor mayor

que los 25 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ que pide el protocolo como valor mínimo, en todos los equipos este valor supera más de 2 veces el valor mínimo, por ello es importante enfocarse en el valor del kerma en aire a la entrada del paciente, dado que es en esa medición se puede determinar si existe un excedente en la energía impartida por el haz de rayo X en cada irradiación. La otra prueba de rendimiento, la de verificar la linealidad cuando se hace variar el tiempo de exposición, muestra que todos los equipos tienen una respuesta lineal puesto que en todos los casos el ajuste de recta tiene un coeficiente R^2 mayor que 0.99.

Con respecto a las pruebas de medición de capa hemirreductora, se debe verificar que la filtración para obtener la primer capa hemirreductora sea mayor a 1.5 mm de aluminio, condición que se cumple en todos los equipos teniendo valores en el rango entre 2.33 y 1.59 mm de Al, estas variaciones se pueden deber a diferencias en la fabricación de los equipos, pero para fines del protocolo, todos cumplen con que el requisito propuesto.

En las pruebas de la forma de onda, podemos observar que todos los equipos, con excepción de el del cubículo 4, presentan un pico en un ciclo, mientras que el resto tienen aproximadamente la misma altura, lo cual indica que durante el tiempo de exposición, la corriente en el tubo es uniforme y, por tanto, el haz de radiación no presenta cambios en el tiempo. En la figura 3.12 correspondiente al equipo del cubículo 4, podemos observar que son 5 los ciclos en los que la corriente es mayor que en los demás, sin embargo, este hecho no tiene ninguna repercusión evidente en las mediciones del rendimiento ni en el kerma en aire a la entrada del paciente dado que estos valores, con respecto a los de otros equipos, se mantienen dentro del promedio.

Por último, para la prueba de dosimetría, los resultados de las mediciones de kerma en aire a la entrada del paciente muestran que estos valores se encuentran por debajo del nivel de tolerancia de 4 mGy para un estudio de molar adulto, incluso el equipo del cubículo 9 que presenta un tiempo de exposición mayor a 1 s, tiene un valor de kerma en aire a la entrada del paciente de (2.70 ± 0.09) mGy. Esto quiere decir que, a pesar de que los valores de rendimiento sean dos o tres veces más grandes que el valor mínimo sugerido, los equipos no imparten más energía de la necesaria en cada irradiación.

Conclusiones

*Las palabras pueden ser como los rayos X,
si se emplean adecuadamente: pasan a través de todo.*
Aldous Huxley

Los resultados obtenidos en las diferentes pruebas de control de calidad se resumen en la tabla 4.1, en donde se muestra cada equipo y si, de acuerdo con lo establecido en el protocolo de control de calidad, se satisfacen las condiciones necesarias para decir que el equipo funciona de manera adecuada.

Unit	TC	MDFP	EV	ER	CHR	FO	ETE	RTE	R	RR	LR	KA
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
7	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
9	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

Tabla 4.1: Resumen gráfico de los resultados de las pruebas de control de calidad en los equipos de rayos X intraorales, de donde: **TC:** Tamaño de campo, **MDFP:** Mínima distancia foco-piel, **EV:** Exactitud del voltaje, **RV:** Repetibilidad del voltaje, **CHR:** Capa hemirreductora, **FO:** Forma de la onda, **ETE:** Exactitud del tiempo de exposición, **RTE:** Repetibilidad del tiempo de exposición, **R:** Rendimiento, **RR:** Repetibilidad del rendimiento, **LR:** Linealidad del rendimiento, **KA:** Kerma en aire a la entrada del paciente.

Dada esta información, podemos concluir que los equipos de rayos X intraorales de la Clínica de Imagenología de la Facultad de Odontología de la UNAM,

4. CONCLUSIONES

funcionan de manera adecuada, con excepción de los equipos de los cubículos 4, 7 y 9 que fallaron una de las pruebas de control de calidad. Pese a ello, los resultados de las pruebas de dosimetría indican que la cantidad de energía impartida a los pacientes por irradiación se mantiene por debajo de los límites sugeridos.

Adicionalmente, se puede concluir que el Taller de Física de Radiaciones perteneciente al Departamento de Física de la Facultad de Ciencias de la UNAM, tiene el equipo necesario para realizar pruebas de control de calidad en equipos de rayos X intraorales, cumpliendo así los objetivos propuestos por este trabajo.

4.1. Trabajo a futuro.

Dado que este trabajo pretende ser el primer paso hacia un programa de control de calidad recurrente en equipos de rayos X, existen diferentes procedimientos que se pueden mejorar para optimizar el tiempo en las mediciones. En particular, aquellos que tienen que ver con la alineación de los equipos, podría diseñarse un dispositivo para facilitar la correcta colocación del tubo localizador y la cámara de ionización.

Como se mencionó en la sección 3.3 y en el apéndice B, el factor de retrodispersión utilizado para calcular el kerma en aire a la entrada del paciente a partir del kerma en aire en el seno de aire, fue el proporcionado por la IAEA en el reporte técnico 457 sobre dosimetría en radiología de diagnóstico, sin embargo, la calidad del haz solo es una aproximación a las condiciones reales en la clínica, por lo que se sugiere realizar estas mediciones para mejorar la medición del kerma en aire a la entrada del paciente.

Las pruebas de control de calidad deben, en su mayoría, ser replicadas cada 6 meses para asegurar que todos los parámetros están en orden, por lo cual, esta línea de trabajo puede seguirse por el tiempo que sea necesario, contando con la participación de alumnos de las carreras de Física y Física biomédica interesados en rayos X de radiodiagnóstico en los programas de servicio social o tesis de estudiantes de física o física biomédica.

Proceso de selección del lote de dosímetros termoluminiscentes utilizados en el experimento.

Para este trabajo se utilizó un lote de dosímetros termoluminiscentes de Fluoruro de litio con magnesio y titanio (LiF:Mg,Ti), conocidos comercialmente como TLD-100.

Para comprobar que la respuesta del lote de dosímetros fue lo más homogénea posible, los dosímetros se irradiaron uniformemente con un haz de rayos X de 6 MV, producido por un acelerador lineal marca Varian, modelo Trubeam, propiedad del hospital Médica Sur. El acelerador se configuró de tal forma que el tamaño de campo fue de 15 cm por 15 cm, la distancia fuente superficie fue de 100 cm, y se colocó una capa de agua sólida para asegurar el equilibrio de partícula cargada, así como agua sólida debajo del soporte para TLD para obtener retrodispersión. Salvo por el campo de 15 cm por 15 cm, estas condiciones son las de calibración del equipo por lo cual la dosis en agua impartida a los dosímetros fue aproximadamente de 100 cGy, esto es importante dado que con esta dosis en agua, los dosímetros presentan una curva de brillo bien definida, con contribución de ruido despreciable y por tanto, permite una correcta verificación de la uniformidad de la respuesta termoluminiscente.

Una vez obtenida la señal termoluminiscente, se obtuvo el promedio de la respuesta de todo el lote, se separaron los dosímetros que presentaban una señal mayor a tres veces la desviación estándar y se repitió el proceso de irradiación y lectura dos veces más.

En la figura [A.1](#) se puede observar la variación porcentual de la respuesta termoluminiscente con respecto al valor promedio de la señal medida. Dado que se realizaron 3 irradiaciones, es posible realizar una estadística individual para medir

A. PROCESO DE SELECCIÓN DEL LOTE DE DOSÍMETROS TERMOLUMINISCENTES UTILIZADOS EN EL EXPERIMENTO.

la reproducibilidad. Los dosímetros seleccionados fueron aquellos que tuvieron una diferencia porcentual menor que 3 %.

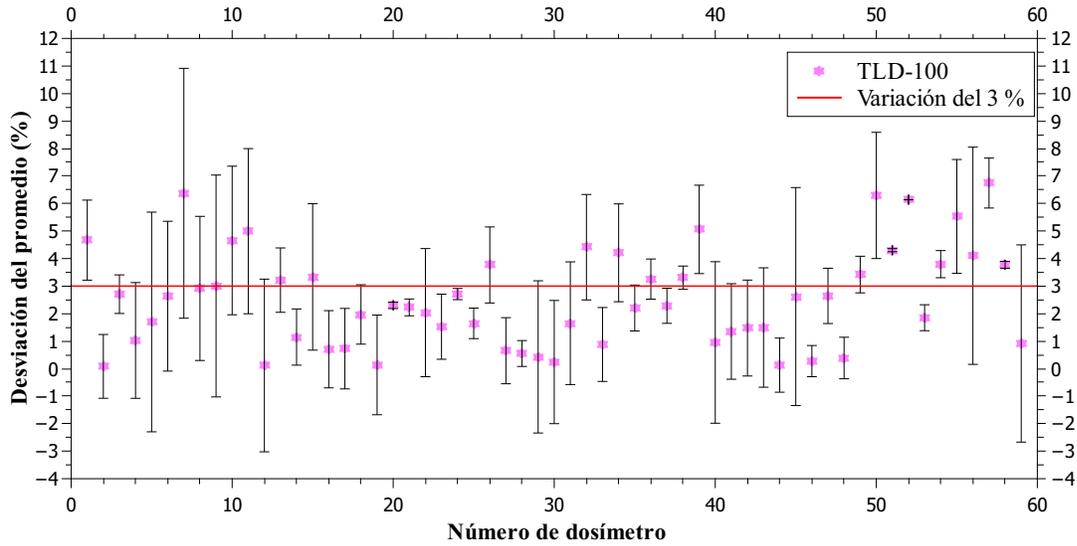


Figura A.1: Diferencia con respecto al promedio de la señal termoluminiscente de cada dosímetro con su desviación estándar tras 3 irradiaciones.

Con estos criterios, se realizó la selección de 31 dosímetros para trabajar en la clínica.

Obtención de la curva de calibración para las mediciones de la prueba de dosimetría.

Para obtener la curva de calibración de los dosímetros termoluminiscentes, se requirió de un tubo de rayos X YXLON Y.SMART 160 E/1.5 (Figura B.1), propiedad del grupo de Física Médica y Dosimetría del Instituto de Física de la Universidad Nacional Autónoma de México. Este tubo de rayos X permite variar el voltaje en un rango entre 10 y 60 kV, y su corriente entre 2 - 6 mA.



Figura B.1: Tubo de rayos X YXLON Y.SMART 160 E/1.5. Tomado de [YXLON International A/S \(2013\)](#)

Además del tubo de rayos X, se utilizó el equipo de calibración del laboratorio, el cual consta de los siguientes elementos:

- Cámara de ionización *Xradin A12* con número de serie XA120034.
- Electrómetro digital *Supermax* con número de serie NS90018

B. OBTENCIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN PARA LAS MEDICIONES DE LA PRUEBA DE DOSIMETRÍA.

- Termómetro digital *Fluke* modelo 1523
- Barómetro digital *Druck* modelo DPI 142

Además de estos equipos, se utilizó un programa diseñado por el M. en C. Eduardo López Pineda, el cual permite obtener las mediciones de la carga colectada por la cámara de ionización con las correcciones por presión y temperatura, además del cálculo de las incertidumbres.

El primer paso para obtener la curva de calibración fue caracterizar el haz de radiación de tal forma que éste fuera lo más parecido al haz emitido por los equipos de rayos X intraorales. Los parámetros elegidos se pueden observar en la tabla B.1. Esta caracterización consta de varias etapas, en primer lugar se debe calcular la capa hemirreductora, con la finalidad de estimar la energía efectiva del haz de radiación; también se requiere saber el *offset* o *tiempo muerto* que es el tiempo que tarda el equipo en llegar a las condiciones necesarias para la irradiación, pero en el cual ya existe radiación; se deben calcular además los factores de corrección por polaridad y por recombinación de iones, para la cámara de ionización utilizada, ambos factores son 1.

Parámetro	Valor
Voltaje de operación	70 kV
Corriente	6 mA
Filtrado del haz	2.032 mm de Al

Tabla B.1: Configuración de valores similares a los de un tubo de rayos X para estudios dentales.

Para la obtención de la capa hemirreductora, se utilizaron láminas de aluminio de la marca *ESPI Metals* con una pureza de 5N. Los resultados de esta medición se pueden observar en la figura B.2, resultando un valor de capa hemirreductora de (2.24 ± 0.18) mm de Al.

Para la medición del tiempo muerto, se varió el tiempo de exposición de forma que al realizar un ajuste de recta se obtuvieron los parámetros A y B de la ecuación $y = Ax + B$, y al despejar x con $y=0$, se obtiene el tiempo en el cual el tubo de rayos X inicia la emisión de radiación. Estos resultados se pueden observar en la gráfica B.3. De estos datos se obtuvo que el tiempo muerto del tubo para la configuración es (0.1805 ± 0.0002) segundos.

De esta forma y usando la ecuación obtenida en la tesis de licenciatura de Abril Salas ([Salas Redmond, 2018](#)), que relaciona la energía efectiva con el coeficiente

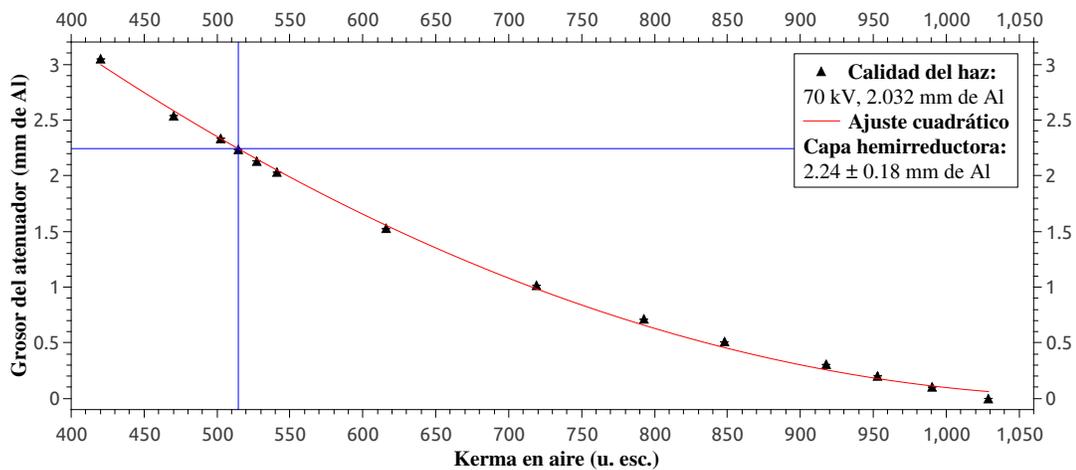


Figura B.2: Mediciones para la obtención de la capa hemirreductora del haz de rayos X generado por una diferencia de potencial de 70 kV y con un filtrado de 2.032 mm de Al.

de calibración para las condiciones de referencia del tubo de rayos X, se calculó que la tasa de kerma en aire en el punto de calibración dado es de (0.4766 ± 0.0017) mGy/s

Se irradiaron los dosímetros en el seno de aire y en haz directo, el kerma en aire impartido fue de 0.563, 1.758, 2.321, 5.266, 8.211 y 10.679 mGy. Para obtener kerma en aire a la entrada de paciente a partir de kerma en aire se utilizó el factor de retrodispersión B tal que:

$$K_e = K_i B \tag{B.1}$$

De donde K_e es el kerma en aire a la entrada del paciente, mientras que k_i es el kerma en aire incidente. De igual forma, el reporte 457 de la OIEA (OIEA/ARCAL, 2001), proporciona una tabla con diferentes calidades de haz, y diferentes tamaños de campo. Los valores más cercanos a las condiciones de irradiación y las condiciones en la clínica que aparecen en la tabla mencionada fueron:

- Voltaje del tubo: 70 kV
- Filtrado: 2.5 mm de Al
- Tamaño de campo: 100 mm × 100 mm
- Material de retrodispersión: Agua

B. OBTENCIÓN DE LA CURVA DE CALIBRACIÓN PARA LAS MEDICIONES DE LA PRUEBA DE DOSIMETRÍA.

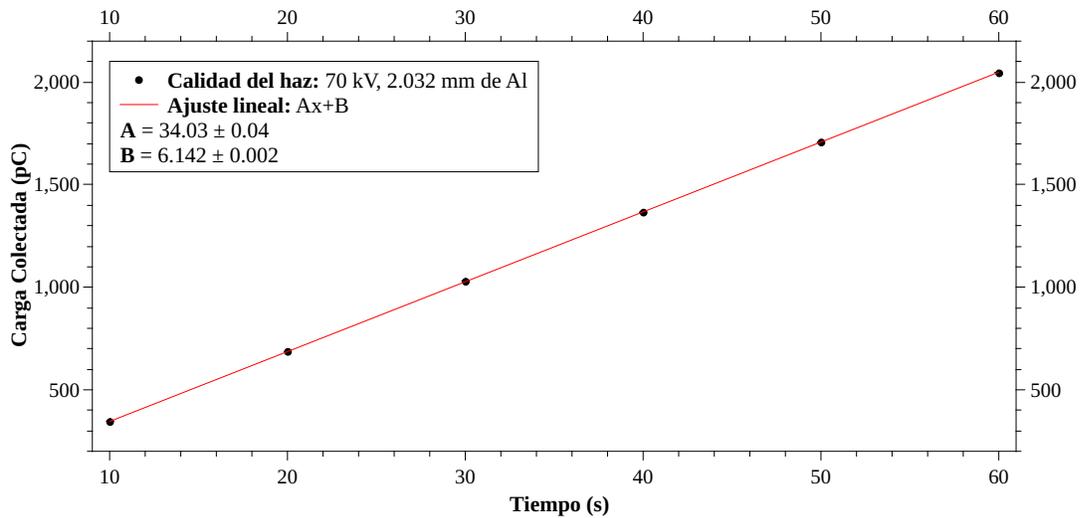


Figura B.3: Mediciones para la obtención del *offset* o *tiempo muerto* con su respectivo ajuste de recta y ecuación.

Por lo cual, el factor de retrodispersión utilizado fue $B = 1.30$.

Los resultados de estas irradiaciones se pueden observar en la figura B.4.

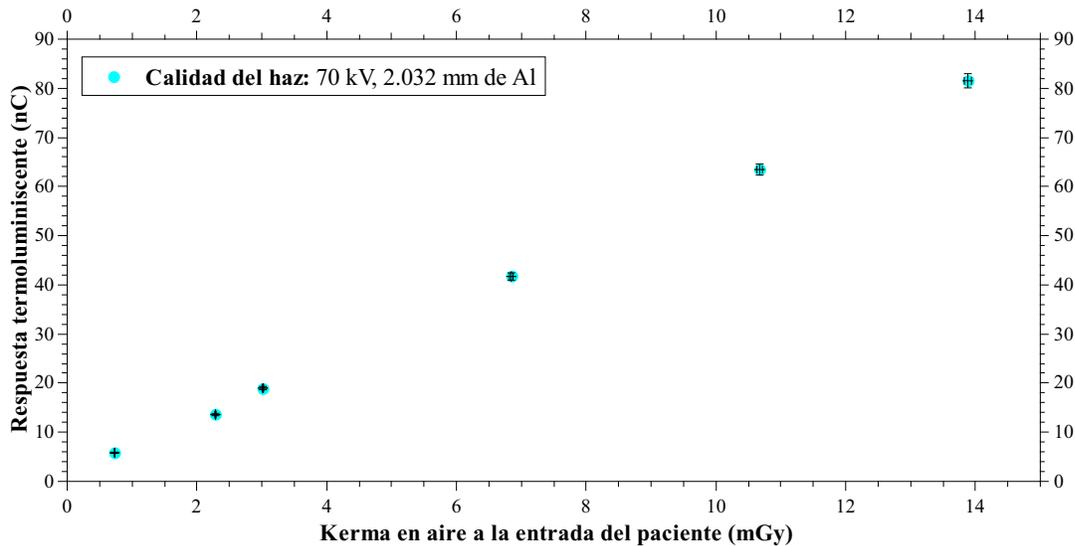


Figura B.4: Resultados para la obtención de la curva de calibración.

Muestra de película radiocrómica para la
medición del tamaño de campo.

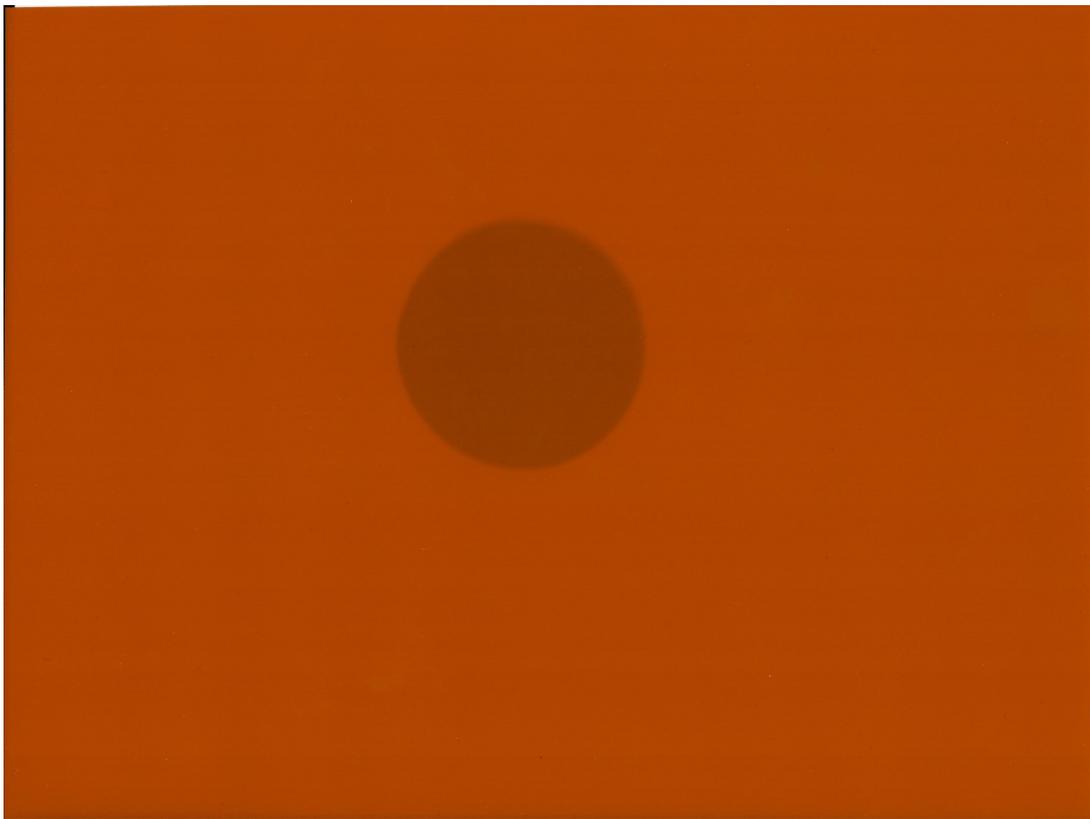


Figura C.1: Película radiocrómica marca *Grafchromic*, modelo *XRQA2* de 18×20 cm irradiada para medir el tamaño de campo del haz de radiación.

Índice de figuras

1.1. Fotografía de los huesos en los dedos de la mano en un ser humano vivo. El tercer dedo tiene puesto un anillo. Tomado de Röntgen (1896)	3
1.2. Los niveles más altos de energía de rayos X para el átomo de uranio, y sus posibles transiciones entre niveles. Tomado de Eisberg (1961)	4
1.3. Espectro característico o lineal del ánodo para un tubo de rayos X (con un blanco de tungsteno) con funcionamiento a 100 kV. Tomado de Whaites (2008)	5
1.4. La radiación de frenado o bremsstrahlung, proceso responsable de la producción del espectro continuo de Rayos X. Tomado de Eisberg y Resnick (1985)	6
1.5. A. Espectro continuo de rayos X obtenido para un tubo de rayos X que funciona a 100 kV. B. Espectro continuo del haz emitido atenuado. Tomado de Whaites (2008)	7
1.6. Tubo de rayos X dentales con un ánodo estacionario. Tomado de OIEA (2014)	7
1.7. La copa de enfoque le da forma a la distribución de electrones cuando esta se coloca al mismo voltaje que el filamento. Tomado de Bushberg et al. (2002)	8
1.8. La importancia relativa de los tres tipos más probables de interacción de fotones con la materia. Las líneas muestran los valores de Z y $h\nu$ para cada par de efectos vecinos en donde la probabilidad de que se presenten es igual. Tomado de Knoll (2000)	10
1.9. Sección eficaz para el efecto fotoeléctrico por átomo $_{atom}\tau$, para el plomo como función de la energía del fotón. Tomado de Greening (1985)	11
1.10. Variación de la sección eficaz para el efecto Compton con la energía. Tomado de Greening (1985)	12
1.11. Diagrama del arreglo para las mediciones de kerma en aire a la entrada del paciente. Tomado de OIEA (2007)	14

ÍNDICE DE FIGURAS

1.12. Diagrama de una cámara de ionización. Tomado de Knoll (2000) .	17
1.13. A) Representa la formación de un par electrón-agujero en un material termoluminiscente dejando electrones y agujeros durante el proceso de irradiación. B) Ilustra los dos posibles modos de recombinación cuando la temperatura necesaria para liberar las trampas se alcanza, lo cual permite la emisión de un fotón termoluminiscente en el proceso de lectura. Tomado de Knoll (2000)	19
1.14. Curva de brillo termoluminiscente en función temperatura que resulta del calentamiento gradual de un fosfato termoluminiscente irradiado, conteniendo dos trampas. La temperatura T_0 indica la temperatura a la cual se inició el proceso de medición. La curva de brillo contiene dos picos en la curva en $(T_m)_1$ y $(T_m)_2$. Tomado de Attix (1986)	20
2.1. Vista frontal y delantera del equipo detector multipropósito marca Gammex, modelo RMI 242	24
2.2. Equipo de rayos X intraorales marca Satelec, modelo X-mind . . .	27
2.3. Montaje experimental para la medición de la capa hemirreductora.	30
2.4. Muestra de la forma de la onda para un equipo de rayos X intraorales. Tomado de SEFM-SEPR-SERAM (2011)	31
2.5. Montaje experimental para la medición del kerma en aire a la entrada del paciente.	33
3.1. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	36
3.2. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 1. . . .	37
3.3. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 1. . . .	37
3.4. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	38
3.5. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 2. . . .	39
3.6. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 2. . . .	39
3.7. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	40
3.8. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 3. . . .	41
3.9. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 3. . . .	41
3.10. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	42
3.11. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 4. . . .	43
3.12. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 4. . . .	43
3.13. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	44

3.14. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 5. . . .	45
3.15. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 5. . . .	45
3.16. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	46
3.17. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 7. . . .	47
3.18. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 7. . . .	47
3.19. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	48
3.20. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 8. . . .	49
3.21. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 8. . . .	49
3.22. Prueba de linealidad del kerma en aire como función del tiempo. .	50
3.23. Espesor del material atenuador en función del Kerma en aire, para determinar la capa hemirreductora del equipo del cubículo 9. . . .	51
3.24. Verificación de la forma de la onda del equipo del cubículo 9. . . .	51
A.1. Diferencia con respecto al promedio de la señal termoluminiscente de cada dosímetro con su desviación estándar tras 3 irradiaciones.	60
B.1. Tubo de rayos X YXLON Y.SMART 160 E/1.5. Tomado de YXLON International A/S (2013)	61
B.2. Mediciones para la obtención de la capa hemirreductora del haz de rayos X generado por una diferencia de potencial de 70 kV y con un filtrado de 2.032 mm de Al.	63
B.3. Mediciones para la obtención del <i>offset</i> o <i>tiempo muerto</i> con su respectivo ajuste de recta y ecuación.	64
B.4. Resultados para la obtención de la curva de calibración.	64
C.1. Película radiocrómica marca <i>Grafchromic</i> , modelo <i>XRQA2</i> de 18 × 20 cm irradiada para medir el tamaño de campo del haz de radiación.	65

Índice de tablas

2.1. Resultados del certificado de calibración para el equipo <i>Full Function Meter RMI 242</i> , de donde: N_{ka} es el Coeficiente de Calibración en kerma en aire en el seno de aire.	25
2.2. Características principales del tubo de rayos X PE-DG-073B, según el fabricante (CANON ELECTRON TUBES & DEVICES CO., LTD., 2018).	27
2.3. Valores predeterminados de los equipos de rayos X utilizados para la exploración de un molar adulto.	29
3.1. Resultados de la verificación del cuarto oscuro.	35
3.2. Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 1.	36
3.3. Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 1.	36
3.4. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 1.	37
3.5. Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 2.	38
3.6. Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 2.	38
3.7. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 2.	39
3.8. Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 3.	40
3.9. Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 3.	40
3.10. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 3.	41
3.11. Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 4.	42
3.12. Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 4.	42
3.13. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 4.	43
3.14. Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 5.	44
3.15. Pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 5.	44
3.16. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 5.	45
3.17. Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 7.	46

ÍNDICE DE TABLAS

3.18. Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 7.	46
3.19. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 7.	47
3.20. Resultados de las pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 8.	48
3.21. Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 8.	48
3.22. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 8.	49
3.23. Pruebas de verificación visual del equipo del cubículo 9.	50
3.24. Mediciones para las pruebas de la calidad del haz de radiación del equipo del cubículo 9.	50
3.25. Prueba de dosimetría para el equipo del cubículo 9.	51
4.1. Resumen gráfico de los resultados de las pruebas de control de calidad en los equipos de rayos X intraorales.	55
B.1. Configuración de valores similares a los de un tubo de rayos X para estudios dentales.	62

Bibliografía

- AAPM (2002). Quality control in diagnostic radiology. Technical Report 74, American Association of Physicists in Medicine, USA.
- Attix, F. H. (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons.
- Baser, A. (2003). *Concepts of Modern Physics*. McGraw-Hill, 6th edición.
- Brosed, A. y Millán, E. (2011). *Medida de la radiación*, volumen 1 de *Fundamentos de Física Médica*. Aula Documental de Investigación.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt Jr, E. M., y Boone, J. M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia U.S.A., 2^a edición.
- CANON ELECTRON TUBES & DEVICES CO., LTD. (2018). Marketing Engineering Group, Sales Department.
- Eisberg, R. (1961). *Fundamentals of Modern Physics*. John Wiley & Sons.
- Eisberg, R. y Resnick, R. (1985). *Quantum Physics of Atoms, Molecules, Solids, Nuclei, and Particles*. John Wiley & Sons, 2nd edición.
- Greening, J. (1985). *Fundamentals of Radiation Dosimetry*. Series in Medical Physics and Biomedical Engineering. Taylor & Francis, 2nd edición.
- ICRP (2007). Las recomendaciones 2007 de la comisión internacional de protección radiológica. Technical Report 103, Comisión Internacional de Protección Radiológica, Capitán Haya, 60 - 28020 Madrid.
- ICRP (2018). ICRP - ICRP Activities. <http://www.icrp.org/page.asp?id=3>. [Web, Consultada 14 de noviembre de 2019].

BIBLIOGRAFÍA

- ICRU (2005). Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. Technical Report ICRU REPORT No. 74, International Commission on Radiation Units and Measurements.
- ICRU (2011). Fundamental quantities and units for ionizing radiation. Technical Report ICRU REPORT No. 85, International Commission on Radiation Units and Measurements.
- Knoll, G. F. (2000). *Radiation Protection and Measurement*. John Wiley & Sons, U.S.A., 3rd edición.
- Norma Oficial Mexicana (2006). Salud ambiental requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos x. NORMA Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Diario Oficial de la Federación.
- OIEA (2007). Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Report Technical Reports Series 457, Organismo Internacional de Energía Atómica, Vienna.
- OIEA (2014). *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Organismo Internacional de Energía Atómica.
- OIEA/ARCAL (2001). Protocolos de control de calidad en radiodiagnóstico.
- RAE (2018). Definición de radiación - Diccionario de la Lengua Española - Tercera edición. <http://dle.rae.es/?id=V0nSwmt>. [Web; Consultada 14 de noviembre de 2019].
- Rasband, W. (2017). Imagej 1.51k. <http://imagej.nih.gov/ij> Java 1.8.0_66.
- Röntgen, W. K. (1896). On a new kind of rays. *Nature*, 53:274–277. [Traducción por Arthur Stanton de *Sitzungsberichte der Würsburger Physik-med. Gesellschaft, 1895*].
- Salas Redmond, A. (2018). Establecimiento de las condiciones de referencia para la transferencia de calibración entre cámaras de ionización de un laboratorio primario al IFUNAM para rayos-X de bajas energías. Tesis de licenciatura.
- SEFM-SEPR-SERAM (2011). Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico.
- Shapiro, J. (1990). *Radiation protection: A Guide for Scientist and Physicians*. Harvard University Press, U.S.A., 3rd edición.

- Vasilief, I. (2011). Qtiplot 0.9.8.9 svn 2288.
- Whaites, E. (2008). *Fundamentos de radiología dental*. Elsevier Masson, 4th edición.
- Wilson, J. y Buffa, A. (2002). *Fisica*. Pearson Educación, 6^a edición.
- YXLON International A/S (2013). https://www.hightech-ndt.com/downloads/1249_datasheet.pdf. Web, consultada 14 de noviembre de 2019.
- Zoetelief, J., Julius, H. W., y Christensen, P. (2000). Recomendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using tld. Nuclear Science and Technology. European Commission.