



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

CARACTERIZACIÓN DOSIMÉTRICA DE UN EQUIPO DE RAYOS X
DE ENERGÍA INTERMEDIA

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:
MAURICIO MANRÍQUEZ PADILLA

TUTOR PRINCIPAL
DRA. MARÍA ISABEL GAMBOA DE BUEN
INSTITUTO DE CIENCIAS NUCLEARES - UNAM
COMITÉ TUTOR
DRA. OLIVIA AMANDA GARCÍA GARDUÑO
INSTITUTO NACIONAL DE NEUROLOGÍA Y NEUROCIRUGÍA
DRA. OLGA LETICIA ÁVILA AGUIRRE
INSTITUTO NACIONAL DE INVESTIGACIONES NUCLEARES

CIUDAD UNIVERSITARIA, CDMX, 2023



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.

Gracias a todas y cada una de las personas que estuvieron presentes durante mi trayectoria en la maestría.

Reconocimientos

A la Dra. María Isabel Gamboa de Buen por su apoyo, tiempo, dedicación y enseñanzas que me brindó durante toda la maestría. Recibí la mejor formación bajo su tutela.

A los miembros de mi Comité Tutor: la Dra. Olivia Amanda García Garduño y la Dra. Olga Leticia Ávila Aguirre por el apoyo durante todos los semestres.

A los miembros del Comité Sinodal: la M. en C. Noemi Salas Bautista, la Dra. Sarahí Rosas González y el M. en C. Luis Fernando Torres Urzúa por el tiempo y los comentarios que ayudaron a mejorar este trabajo. Sobre todo quiero agradecer al M. en C. César Gustavo Ruiz Trejo por aceptar de nueva cuenta ser parte de mis sinodales. Su apoyo, consejos y enseñanza en la licenciatura y durante la maestría, fue de gran ayuda para concluir esta etapa.

Al Instituto de Ciencias Nucleares por el acceso a las instalaciones. Al Dr. Benjamín Leal Acevedo y al Fís. Javier Gutiérrez Romero por la ayuda con el equipo y las facilidades que me brindaron para usar el laboratorio.

A mis compañeros de generación, pero especialmente quiero agradecer a Ana Karina Cisneros, por su apoyo, pláticas, amistad y por siempre escucharme. A Fernando Moncada, Tony Zúñiga, Santiago Yépez y Claudio Lazarte por su amistad, por todas las cosas que vivimos durante estos dos años y por hacer de esta etapa de las más divertidas de mi vida. A Paola Jazmín Guadarrama por su compañía y por las horas de estudio que me ayudaron a pasar varias de las materias. A Miriam Mirón por todo su apoyo, pláticas, vivencias y por convertirse en una de mis mejores amigas.

A mis padres, a mis hermanos Sebastián, Gerardo y Alicia, a mis abuelos, a mis tíos y a mi familia en general.

Y por último una serie de personas importantes en este trayecto como físico: el Dr. Iván Rosado, la Fís. Itzel Irán Gamez Mora, Ale Enciso, Fer Torres, Mauricio Rodarte, César Silva, la Fís. Xareni Durán y la Q.F.B. Vianey Zepeda Zavaleta.

Resumen

En este trabajo se caracterizó el irradiador biológico X-RAD320 del Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM, diseñado para la irradiación de animales pequeños y muestras biológicas. La caracterización consistió en la evaluación del desempeño del tubo de rayos X, así como medidas dosimétricas de los campos de radiación generados por el equipo, mediante el uso de una cámara de ionización tipo *Farmer* 30013. En específico, se evaluaron las características de los haces de 150, 200, 250 y 320 *kV*, con un filtro de 1.5 *mmAl* + 0.25 *mmCu* + 40.75 *mmSn*. Para realizar el cálculo de la dosis en agua, se midió la capa hemirreductora de los haces antes mencionados y posteriormente se utilizó el protocolo de la AAPM TG-61 para realizar la dosimetría de rayos X de kilovoltaje.

Lo que se evaluó del equipo fue, el kerma en aire a partir de la calibración del kerma en aire con la cámara de ionización, el kerma en aire en función de la distancia y de la corriente, la uniformidad del haz, la concordancia del campo de radiación que genera el equipo y el campo de luz que se proyecta, así como distintos parámetros para evaluar la calidad del haz (capa hemirreductora y energía efectiva).

Se encontró que las medidas de kerma en aire en función del kerma calibrado, del tiempo de irradiación y de la corriente, siguen una relación lineal, lo que garantiza que las medidas son precisas, de tal forma que se permite la comparación y verificación de resultados. También se observó que el haz de radiación está correctamente colimado y que el haz es uniforme, pero se encontró una discrepancia de 0.5 *cm* entre el campo de radiación y el campo de luz; detalle que se debe tomar en cuenta para realizar futuras medidas, sobre todo al usar campos menores que $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Los resultados de la calidad del haz y las medidas de la dosis pueden ser utilizadas como referencia en la planificación de irradiaciones a distintas muestras.

Los resultados de la caracterización del equipo servirán como referencia para futuras verificaciones y estudios radiobiológicos que se realicen con el irradiador X-RAD320.

Índice general

Índice de figuras	IX
Índice de tablas	XI
1. Introducción	1
1.1. Motivación y objetivo	2
2. Marco teórico	3
2.1. Magnitudes que describen el campo de radiación ionizante y su interacción con la materia	3
2.1.1. Fluencia	3
2.1.2. Densidad de flujo	3
2.1.3. Fluencia de energía	4
2.1.4. Densidad de flujo de energía	4
2.2. Kerma	4
2.3. Dosis absorbida	5
2.4. Producción de rayos X	5
2.5. Tubo de rayos X	5
2.6. Factores que afectan la emisión de rayos X	7
2.7. Espectro de rayos X	8
2.8. Atenuación exponencial	9
2.9. Ley del inverso al cuadrado	9
2.10. Calidad del haz para haces de fotones	10
2.11. Cámara de ionización	11
2.12. Códigos de práctica en dosimetría	12
2.13. Protocolo de la AAPM para la dosimetría de haces de rayos X de 40 a 300 kV	13
3. Metodología	15
3.1. Equipo	15
3.1.1. Generador de radiación X-RAD320	15
3.1.2. Cámara de ionización	16
3.2. Placas de cobre	17

ÍNDICE GENERAL

3.2.1. Películas radiocrómicas	18
3.3. Caracterización del equipo	18
3.3.1. Calibración en términos de kerma en aire	18
3.3.2. Kerma en aire prescrito como función del kerma en aire	19
3.3.3. Kerma en aire como función de la distancia	19
3.3.4. Kerma en aire como función de la corriente	20
3.3.5. Uniformidad del haz medida con película radiocrómica y concordancia entre el campo de luz y el campo de irradiación	20
3.3.6. Factores de campo	20
3.3.7. Capa hemirreductora	21
3.3.8. Cálculo de la dosis en agua en la superficie de un maniquí	22
4. Resultados y análisis	25
4.1. Kerma en función del kerma prescrito	25
4.2. Kerma en función del tiempo	28
4.3. Kerma en función de la distancia	31
4.4. Kerma en función de la corriente	33
4.5. Uniformidad del haz y concordancia del campo de luz y el campo de radiación	36
4.6. Factores de campo	39
4.7. CHR y energía efectiva	40
4.8. Dosis en agua en superficie	41
5. Conclusiones	45
A. Espectros	47

Índice de figuras

2.1. Componentes principales de un tubo de rayos X. Imagen modificada de [9].	6
2.2. Colimación del haz de rayos X. Imagen modificada de [9].	7
2.3. Espectro de rayos X para una diferencia de potencial de 100 <i>kV</i> y un blanco de tungsteno. Imagen modificada de [5].	8
2.4. Curvas de atenuación en aluminio del kerma en aire relativo. Imagen modificada de [6].	10
2.5. Diagrama esquemático de una cámara de ionización. Imagen modificada de [8].	12
3.1. Irradiador biológico X-RAD320.	16
3.2. Parámetros a elegir en el software del X-RAD320.	17
3.3. (a) Cámara de ionización tipo <i>Farmer</i> modelo T30013 PTW. Imagen modificada de [14]. (b) Electrómetro PTW modelo UNIDOS Romeo. Imagen modificada de [15].	17
3.4. Estructura de la película radiocrómica XR-RV3 de acuerdo con el fabricante.	18
3.5. Colocación de la cámara de ionización sobre la bandeja del X-RAD a 50 <i>cm</i> SSD y en el centro del campo de 10×10 <i>cm</i> ²	19
3.6. Diagrama de la medida de los factores de campo. Imagen modificada de [16].	21
3.7. Montaje experimental para medir la <i>CHR</i> . (a) Montaje dentro del X-RAD320. (b) Diagrama del montaje experimental de la <i>CHR</i>	22
3.8. Montaje experimental para medir la <i>CHR</i> . (a) Verificación de la colocación de la cámara de ionización en el centro del campo de irradiación. (b) Colocación de las placas de cobre sobre el soporte.	23
4.1. Kerma en aire medido en el X-RAD320 en función del kerma en aire prescrito una vez calibrado el equipo. (a) 150 <i>kV</i> (b) 200 <i>kV</i> (c) 250 <i>kV</i> (d) 320 <i>kV</i>	26
4.2. Kerma en aire medido en el X-RAD320 en función del kerma en aire medido con la cámara de ionización. (a) 150 <i>kV</i> (b) 200 <i>kV</i> (c) 250 <i>kV</i> (d) 320 <i>kV</i>	27

ÍNDICE DE FIGURAS

4.3. Kerma en aire respecto al tiempo de irradiación. (a) 150 <i>kV</i> (b) 200 <i>kV</i> (c) 250 <i>kV</i> (d) 320 <i>kV</i>	29
4.4. Incertidumbre relativa del K_a como función del tiempo de irradiación.	30
4.5. Tasa de kerma en aire en función del voltaje.	31
4.6. Kerma en aire como función de la distancia para cada <i>kV</i> empleado. (a) 150 <i>kV</i> (b) 200 <i>kV</i> (c) 250 <i>kV</i> (d) 320 <i>kV</i>	32
4.7. $K_a \cdot distancia^2$ como función de la distancia.	33
4.8. Kerma en aire como función de la corriente para cada <i>kV</i> empleado. (a) 150 <i>kV</i> (b) 200 <i>kV</i> (c) 250 <i>kV</i> (d) 320 <i>kV</i>	34
4.9. (a) Película irradiada con 200 <i>kV</i> , con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ durante 600 <i>s</i> . (b) Perfiles horizontales indicados por la líneas amarillas de la figura (a). (b) Perfiles verticales indicados por la líneas azules de la figura (a).	36
4.10. (a) Película irradiada con 250 <i>kV</i> , con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ durante 300 <i>s</i> . (b) Perfiles horizontales A, B y C. (c) Perfiles verticales D, E y F.	37
4.11. (a) Película irradiada con 320 <i>kV</i> , con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ durante 200 <i>s</i> . (b) Perfiles horizontales A, B y C. (c) Perfiles verticales D, E y F.	38
4.12. Película irradiada en dos regiones distintas con un tamaño de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ a una SSD de 50 <i>cm</i> y con 320 <i>kV</i>	39
4.13. Película irradiada con un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a una SSD de 50 <i>cm</i> y con 320 <i>kV</i>	39
4.14. Valores de kerma en aire normalizado respecto al campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$	40
4.15. Curvas de atenuación para los haces de 150, 200, 250 y 320 <i>kV</i>	41
A.1. Espectros para los haces de 150, 200, 250 y 320 <i>kV</i> , calculados con <i>SpekCalc</i>	47

Índice de tablas

4.1. Errores del temporizador determinados con una regresión lineal.	30
4.2. CHR_1 medida y calculada y su diferencia porcentual con respecto a la calculada.	41
4.3. CHR_2 medida y calculada y su diferencia porcentual con respecto a la calculada.	42
4.4. Energía efectiva.	42
4.5. Dosis en agua en superficie.	42
A.1. Datos calculados por <i>SpekCalc</i>	48

Introducción

Los rayos X de energía intermedia tienen la propiedad de que la dosis máxima se encuentra muy cerca de la superficie; se usan predominantemente para el tratamiento de cáncer de piel, pero también se utilizan en radiodiagnóstico y radiobiología, por lo que es necesaria una caracterización dosimétrica del equipo generador de rayos X.

La dosimetría de un haz de rayos X de energía intermedia tiene características distintas a las consideradas para haces de megavoltaje. Primero, muchos de los dosímetros tienen un tamaño relativamente grande en la dimensión correspondiente a la profundidad, por lo que la caída rápida de la dosis con la profundidad puede provocar un gradiente de dosis importante sobre el volumen del dosímetro [1]. Además, se tiene una gran cantidad de radiación dispersa que depende fuertemente de las condiciones experimentales, lo que resulta en un alto grado de incertidumbre, aún para campos sencillos [2].

Para realizar la caracterización dosimétrica de un equipo de rayos X de energía intermedia se han establecido protocolos de dosimetría desarrollados por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) [3] y por la Asociación de Estados Unidos de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés) [4], entre otros. La diferencia entre ambos protocolos radica en la forma de realizar la dosimetría; el primero se basa en el uso de una cámara de ionización calibrada en términos de dosis en agua y el segundo en términos de kerma en aire.

Ambos protocolos concuerdan en la especificación de la calidad del haz, el equipo dosimétrico a utilizar y las condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua.

El conocimiento de la calidad del haz es muy importante para la dosimetría de haces de rayos X de energía intermedia. La calidad de un haz depende de la diferencia de potencial del tubo, el ángulo del blanco, el material del blanco, el grosor de la ventana de salida, la colimación, los filtros adicionales y la distancia fuente-cámara [4]. La medida directa de un espectro de rayos X es una tarea difícil, es por eso que los protocolos antes mencionados especifican la calidad del haz en términos de la capa hemirreductora (CHR) junto con el voltaje pico utilizado (kVp) [1].

El equipo dosimétrico que proponen para la dosimetría de referencia es una cámara

de ionización (CI) cilíndrica con volumen de entre 0.1 y 1 cm^3 , tal que el punto efectivo de la medida se encuentra en el centro del volumen de la cavidad. Este tipo de cámaras de ionización se considera un estándar en la dosimetría de referencia para rayos X de radioterapia, ya que son fáciles de usar, estables en su respuesta y pueden usarse en un gran rango de energías.

El agua es el material de referencia para las medidas de dosis absorbida de los protocolos de dosimetría ya que es el mayor componente en el tejido humano, es un buen sustituto para simular tejido suave, es fácil de utilizar, muy accesible y de bajo costo [1].

1.1. Motivación y objetivo

En el Instituto de Ciencias Nucleares de la UNAM, se adquirió un equipo X-RAD320 que puede ser utilizado para exponer materiales, células y animales pequeños a rayos X de entre 5 y 320 kV . Antes de iniciar las investigaciones con dicho equipo es importante hacer la caracterización dosimétrica de los haces que el equipo puede generar.

El objetivo principal de este trabajo es realizar la caracterización dosimétrica del equipo X-RAD320 para haces de 150, 200, 250 y 320 kV , con un filtro de 1.5 $mmAl + 0.25 mmCu + 40.75 mmSn$. Para alcanzar el objetivo, se va a determinar para cada uno de los haces de rayos X:

1. El kerma en aire como función del kerma calibrado a partir de medidas realizadas con una cámara de ionización calibrada en términos de kerma en aire.
2. Kerma en aire como función de la distancia.
3. Kerma en aire como función de la corriente (mA).
4. Uniformidad del haz.
5. Concordancia entre el campo de luz y el campo de radiación.
6. Factores de campo.
7. Capa hemirreductora (CHR).
8. Dosis absorbida en agua en superficie.

Marco teórico

2.1. Magnitudes que describen el campo de radiación ionizante y su interacción con la materia

El campo de radiación ionizante puede ser descrito por medio de una serie de magnitudes que toman en cuenta la naturaleza aleatoria de la radiación. En general se puede considerar que un campo de radiación constante es aleatorio respecto al número de partículas que llegan a un punto (P) por unidad de área por unidad de tiempo [5].

2.1.1. Fluencia

Sea N el número de partículas que atraviesan una esfera que rodea al punto P . La esfera tiene un área de sección transversal da perpendicular a la dirección de cada partícula. Así, la fluencia se define como:

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad \left[\frac{1}{m^2} \right] \quad (2.1)$$

2.1.2. Densidad de flujo

Para un intervalo de tiempo dt , la densidad de flujo es:

$$\Phi = \frac{d\phi}{dt} \quad \left[\frac{1}{m^2 \cdot s} \right] \quad (2.2)$$

Las magnitudes ϕ y Φ expresan la suma de partículas incidentes que provienen de todas las direcciones, independientemente de su energía [5].

2.1.3. Fluencia de energía

Sea R la energía total que llevan las N partículas que atraviesan la esfera alrededor de P . La fluencia de energía se define como:

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad \left[\frac{J}{m^2} \right] \quad (2.3)$$

2.1.4. Densidad de flujo de energía

Para un intervalo de tiempo dt , la densidad de flujo de energía es:

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad \left[\frac{J}{m^2 s} \right] \quad (2.4)$$

2.2. Kerma

El kerma (*kinetic energy released in matter*) es una magnitud útil para describir la interacción de la radiación con la materia y se define únicamente para campos de radiación indirectamente ionizante. Se expresa en términos de la energía transferida (ϵ_{tr}), que es la energía cinética recibida por las partículas cargadas de un medio en un volumen finito. Se define como la energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo la energía de pérdidas radiativas pero excluyendo la energía transferida de una partícula cargada a otra partícula cargada [5].

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad [Gy] \quad (2.5)$$

Para un haz de fotones monoenergéticos el kerma se relaciona con la fluencia de energía como

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (2.6)$$

donde $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{E,Z}$ es el coeficiente másico de transferencia de energía.

La energía cinética de los electrones secundarios puede disminuir por medio de interacciones Coulombianas que producen ionización o excitación o debido a pérdidas radiativas. Por tanto, el kerma tiene dos componentes, una de colisión y otra radiativa.

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (2.7)$$

El kerma de colisión se define como la energía transferida neta (ϵ_{tr}^n) a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, excluyendo las pérdidas radiativas y la energía transferida de una partícula cargada a otra partícula cargada.

$$K_{col} = \frac{d\epsilon_{tr}^n}{dm} \quad [Gy] \quad (2.8)$$

También se puede describir en términos de la fluencia de energía, tal que

$$K_{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z} \quad (2.9)$$

donde $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{E,Z}$ es el coeficiente másico de absorción de energía [5].

2.3. Dosis absorbida

Es una magnitud relevante para todos los campos de radiación ionizante y se expresa en términos de la energía impartida (ϵ). Se define como la energía impartida a la materia por unidad de masa o energía depositada por unidad de masa [5].

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad [Gy] \quad (2.10)$$

La energía impartida puede provenir de radiación directa o indirectamente ionizante. Mientras que el kerma se refiere a la energía que reciben los electrones secundarios en el punto de interacción, la dosis absorbida se refiere a la energía que depositan los electrones a lo largo de su trayectoria [6].

2.4. Producción de rayos X

Existen dos tipos de rayos X: de frenado o *bremsstrahlung* y radiación característica. Ambos son de gran importancia en el área de imagen diagnóstica y radioterapia con haces externos.

Los rayos X característicos son fotones emitidos durante las transiciones electrónicas que generan las vacancias electrónicas de las capas internas de un átomo. Los electrones en un átomo están ordenados en capas alrededor del núcleo. Los más cercanos al núcleo son los más fuertemente ligados (capa K). Cuando partículas cargadas incidentes altamente energéticas ionizan un átomo expulsando un electrón de las capas internas, un electrón de capas superiores cede su energía en forma de rayo X cuando pasa a llenar la vacante dejada en la capa interna [7].

La radiación de frenado se produce por la interacción Coulombiana de una partícula cargada con un núcleo [8]. La teoría electromagnética indica que una partícula cargada acelerada emitirá radiación electromagnética cuya amplitud será proporcional a la aceleración de la partícula. Si la aceleración de la partícula cambia o esta es dispersada, podrá emitir radiación electromagnética [6].

2.5. Tubo de rayos X

Un equipo que produce rayos X de energía intermedia, tiene dentro de sus componentes principales una fuente de electrones, una copa de enfoque, un camino para la

2. MARCO TEÓRICO

aceleración de los electrones, un electrodo blanco, una fuente de alto voltaje que provee de la diferencia de potencial requerida para acelerar los electrones, un generador de rayos X, filtros (inherentes y añadidos) que modifican el espectro del haz y colimadores que cambian la forma del campo de radiación [9]. Muchos de los componentes antes mencionados se encuentran dentro de un tubo al vacío (figura 2.1).

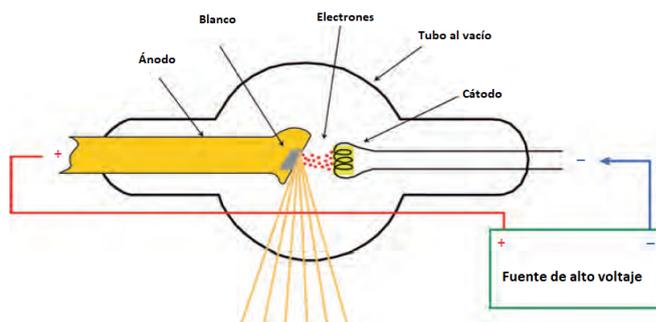


Figura 2.1: Componentes principales de un tubo de rayos X. Imagen modificada de [9].

El generador de rayos X es el dispositivo que provee de la corriente y el voltaje necesarios para la operación del tubo de rayos X. Permite la selección del voltaje, la corriente y el tiempo de exposición, los cuales determinan las características del haz de rayos X. La corriente en los tubos de rayos X se mide en miliamperes (mA), la cual es una cantidad proporcional al número de electrones por segundo que viajan del cátodo al ánodo [9].

El cátodo es el electrodo negativo dentro del tubo y está compuesto por un filamento (generalmente de tungsteno) y por la copa de enfoque. El filamento es calentado por una corriente que controla la emisión termiónica de los electrones, lo cual determina la corriente de electrones que viajará del cátodo al ánodo. La copa de enfoque se mantiene a la misma diferencia de potencial que el filamento respecto al ánodo, de esta forma un campo eléctrico va a repeler y le dará forma a la nube de electrones que produce el filamento [9, 10].

El ánodo es el electrodo blanco hecho generalmente de tungsteno, molibdeno o rodio. Cuando se aplica la diferencia de potencial entre al cátodo y el ánodo, los electrones se van a acelerar en una distribución estrecha (debido a la copa de enfoque) hasta impactar con el ánodo. Esta pequeña área de impacto se conoce como punto focal. Los electrones que impactan van a depositar la mayor parte de su energía en forma de calor y solo una pequeña fracción de la energía se va a convertir en rayos X [9].

El tubo hecho de una combinación de vidrio y metal, mantiene el vacío requerido para evitar que moléculas de aire desaceleren a los electrones. Alrededor del tubo se encuentra una carcasa cuya función es de soporte y blindaje. El espacio entre el tubo y la carcasa está lleno de aceite que sirve como aislamiento eléctrico y refrigerante [10].

Para modificar el campo de radiación se requiere de colimadores. Las principales ventajas de poder controlar la forma y el tamaño del haz son que se reducen la radiación

dispersa y la dosis en el paciente. Los colimadores se acoplan al tubo definiendo el tamaño del campo con diafragmas de plomo ajustables. La visualización del campo de rayos X se consigue mediante un espejo que refleja la luz de una fuente luminosa. La posición de la fuente se ajusta de modo que la luz reflejada parezca tener el mismo origen que el punto focal del tubo (figura 2.2). De este modo, el campo luminoso imita el campo de rayos X [10].

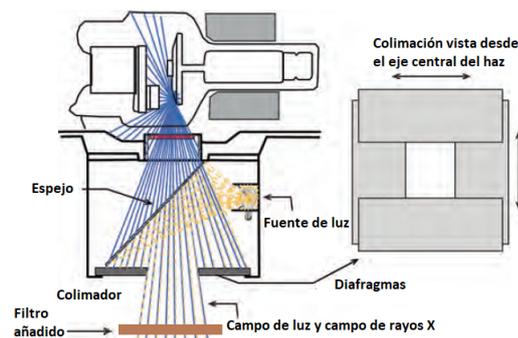


Figura 2.2: Colimación del haz de rayos X. Imagen modificada de [9].

El filtrado del haz incluye tanto una filtración inherente como una filtración añadida. Los rayos X producidos en el ánodo van a ser atenuados por distintos componentes, como lo son el mismo ánodo, el tubo, el aceite y la ventana de la carcasa. A esto se le conoce como filtración inherente. La filtración añadida se refiere a placas de metal colocadas a la salida del haz para cambiar la energía efectiva del mismo. Estos filtros pueden ser seleccionados manualmente [9, 10].

2.6. Factores que afectan la emisión de rayos X

La salida del tubo de rayos X está determinada por el material del blanco, el voltaje del tubo, la corriente del tubo, el tiempo de exposición y la filtración del haz.

1. El material del ánodo afecta la eficiencia de la producción de radiación de frenado. Los electrones incidentes tienen mayor probabilidad de interacción por pérdidas radiativas cuando el material es de alto número atómico. La energía de los rayos X característicos depende del material.
2. El voltaje de operación del tubo determina la energía máxima en el espectro de rayos X de frenado y afecta la calidad del haz.
3. La corriente del tubo es proporcional al número de electrones que viajan del cátodo al ánodo por unidad de tiempo. Así, la cantidad de rayos X es proporcional al producto de la corriente del tubo por el tiempo de exposición (mAs).

4. La filtración también modifica la calidad del haz, removiendo las componentes de menor energía del espectro [9].

2.7. Espectro de rayos X

El espectro de rayos X es una representación de una magnitud del campo de radiación o dosimétrica como función de la energía de los rayos X y se caracteriza por tener dos regiones principales: la región de rayos X característicos y la región de rayos X de frenado o *bremssstrahlung*.

La región de rayos X característicos incluye una serie de picos que se deben a un aumento en la probabilidad de efecto fotoeléctrico. El espectro característico que se produce es función del material del blanco, aunque la intensidad, que puede ser el número de fotones o alguna magnitud que describa el campo de radiación ionizante o su interacción con la materia, de dichas líneas depende del potencial del tubo. La región de rayos X de frenado es continua y se extiende hasta la energía máxima que adquieren los electrones al ser acelerados. Para un haz no filtrado, la intensidad de la radiación disminuye linealmente con la energía como se observa en el espectro A de la figura 2.3. Además se muestran espectros filtrados con 0.01 mm de tungsteno, 0.01 mm de tungsteno y 2 mm de aluminio, 0.15 mm de cobre y 3.9 mm de aluminio para las curvas B, C y D, respectivamente. La energía máxima está dada por el voltaje aplicado al tubo de rayos X y la forma y la intensidad exactas del espectro dependen de la composición y la densidad del material utilizado como fuente de rayos X, así como de filtros adicionales que se encuentren a la salida del haz [6].

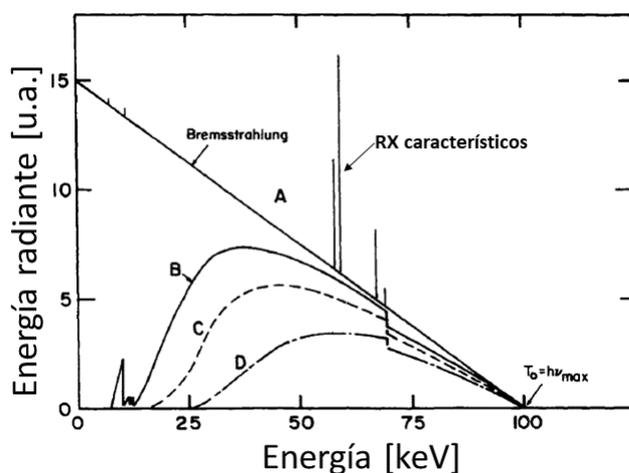


Figura 2.3: Espectro de rayos X para una diferencia de potencial de 100 kV y un blanco de tungsteno. Imagen modificada de [5].

2.8. Atenuación exponencial

La atenuación es la disminución del número de fotones al atravesar un material. Este proceso se debe a las interacciones que tienen los fotones con los átomos del medio. La atenuación depende del tipo y la densidad del material, así como de la energía de las partículas.

El coeficiente lineal de atenuación es una medida de la probabilidad de interacción de un fotón con los átomos del medio por unidad de distancia. Se representa con la letra griega μ y sus unidades son cm^{-1} . El coeficiente lineal de atenuación es una propiedad característica del material y depende de su tipo y densidad, así como de la energía de los fotones.

La ley de atenuación exponencial expresa cómo la intensidad de los fotones se reduce a medida que atraviesan un material y se puede describir matemáticamente como:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.11)$$

donde I es el número de fotones después de atravesar un grosor delgado x en el material, I_0 es el número de fotones del haz antes de atravesar el material, y μ es el coeficiente lineal de atenuación.

La descripción anterior del coeficiente lineal de atenuación solo es válida para un haz estrecho, ya que para haz ancho, la intensidad puede variar a lo largo de la distancia. Además, no se tienen en cuenta la dispersión angular y la dispersión espacial, que pueden afectar la intensidad y la dirección del haz. También es importante destacar que es válida solo para haces monoenergéticos. Para haces polienergéticos, que consisten en una combinación de diferentes energías, la atenuación depende de la distribución espectral de la energía del haz y de la atenuación de cada energía individual. Es necesario utilizar modelos más complejos para calcular la atenuación en este caso [11, 12].

2.9. Ley del inverso al cuadrado

Es una ley matemática que se puede aplicar en diferentes áreas del conocimiento y se relaciona con el comportamiento de una entidad emitida isotrópamente por una fuente puntual y medida a diferentes distancias de la fuente emisora. Esta ley se aplica en el caso de fuentes puntuales isotrópicas en el vacío para evitar la posible dispersión de la radiación emitida entre la fuente y el punto de detección. En estas condiciones y debido a la geometría del sistema, se tiene que la magnitud determinada será proporcional al inverso al cuadrado de la distancia a la fuente emisora [13].

En un haz de rayos X la intensidad del haz es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia a la fuente. Un haz de rayos X colimado puede aproximarse a una fuente puntual para distancias mayores que 50 cm del punto focal y obedece en primera aproximación la ley del inverso al cuadrado para distancias mayores que la indicada. Pero factores como el kV aplicado, la no homogeneidad del punto focal, la atenuación

debido a la filtración inherente y la participación de la atenuación en el aire en la medida del kerma, afectan la relación del inverso al cuadrado [10, 13].

2.10. Calidad del haz para haces de fotones

Un haz de rayos X se puede caracterizar por su capacidad para penetrar materiales. A esta propiedad se le conoce como calidad del haz [5]. Para haces de rayos X de baja energía, el parámetro para describir la calidad del haz es la primera capa hemirreductora (CHR_1), la cual se define como el grosor de un material absorbente (típicamente aluminio o cobre de alta pureza) el cual reduce el kerma en aire al 50% de su valor original [6]. Muchos de los parámetros usados en la dosimetría de referencia se definen en función de la CHR_1 . La CHR_1 se relaciona con el coeficiente lineal de atenuación de la siguiente manera:

$$CHR_1 = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (2.12)$$

Por tanto, la calidad del haz de rayos X puede ser determinada por medio de la medida de la atenuación en un medio de referencia. En la figura 2.4 se muestran curvas de atenuación en aluminio para un haz de 120 kV con distintos filtros. La curva E corresponde a la atenuación de un haz monoenergético de 120 keV; las curvas A, B, C y D tienen distintos filtros, donde A corresponde al haz menos filtrado y D al haz más filtrado, de tal forma que al tener una caída pronunciada en la curva, menor es el endurecimiento del haz de rayos X y si la curva tiene menor pendiente más duro es el haz. Se observa de manera clara como se endurece el haz al agregar más material atenuador [6].

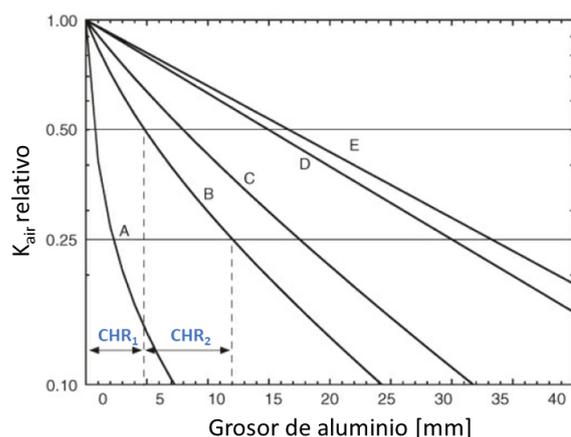


Figura 2.4: Curvas de atenuación en aluminio del kerma en aire relativo. Imagen modificada de [6].

Con estas curvas se pueden obtener la primera y la segunda (CHR_2) capas hemirreductoras, como se observa en la figura 2.4 para la curva de atenuación B. La CHR_2 es el grosor de un material absorbente el cual reduce el kerma en aire del 50 % al 25 % de su valor original. Para haces mayores que 100 kV, las CHR se miden usando Cu puro como atenuador y se expresan típicamente en $mm Cu$. Para reducir los efectos de la radiación dispersa, la CHR se debe medir bajo condiciones de haz estrecho, además, la distancia atenuador detector debe ser aproximadamente la mitad de la distancia fuente detector [6].

Otra magnitud utilizada para especificar la calidad del haz es la energía efectiva (E_{eff}), la cual se define como la energía de un haz monoenergético que tiene la misma CHR_1 que el haz en cuestión. El valor de la E_{eff} se puede obtener a partir de la CHR_1 , la densidad del material (ρ) y el coeficiente másico de atenuación efectivo del haz.

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eff} = \frac{\ln(2)}{\rho \cdot (CHR_1)} \quad (2.13)$$

El valor de la E_{eff} correspondiente al $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eff}$ se obtiene de la interpolación en tablas de coeficientes másicos de atenuación en función de la energía de fotones [6].

2.11. Cámara de ionización

Lo más simple para la detección y medida de radiación ionizante se basa en el paso de radiación a través de un medio sensible. Durante el paso por el medio, las partículas ionizan moléculas a lo largo de sus trayectorias y los iones creados son colectados. Las cámaras de ionización son dosímetros utilizados principalmente en radioterapia para medir la dosis de radiación que recibe un medio. Estas cámaras consisten en una cavidad llena de gas y dos electrodos. Durante la irradiación, los fotones y partículas ionizantes interactúan con el medio dentro de la cámara y generan iones positivos y negativos. Debido a una diferencia de potencial, los iones serán colectados por los electrodos, tal que la corriente eléctrica resultante va a ser proporcional a la dosis impartida.

La cámara de ionización consta de cuatro componentes principales (figura 2.5) [8]:

1. La cavidad de la cámara llena de un material sensible a la radiación; en este caso el material sensible es aire ambiental.
2. La fuente de poder que establece el campo eléctrico dentro de la cavidad y que se encarga de mover las cargas producidas por la radiación ionizante para su posterior colección. La fuente debe tener la opción de cambiar de polaridad para permitir la medición del efecto de polaridad de la cámara de ionización.
3. El electrómetro que mide la carga producida por la radiación ionizante.
4. Los electrodos de polarización, colección y protección:

- El electrodo de polarización está conectado directamente a la fuente de poder y su función es establecer el campo eléctrico en la cavidad.
- El electrodo colector mide la carga o corriente producida en la cavidad.
- El electrodo de protección evita que la mayor parte de la corriente de fuga de la cámara se mida como parte de la señal inducida por la radiación.

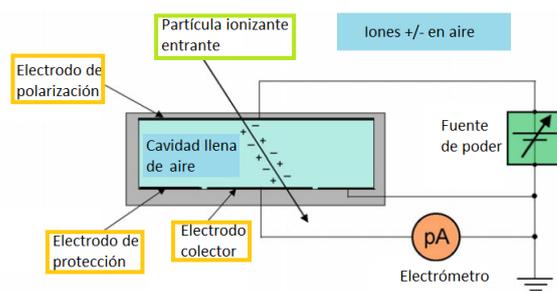


Figura 2.5: Diagrama esquemático de una cámara de ionización. Imagen modificada de [8].

La cámara de ionización debe ser calibrada con una fuente estándar de radiación calibrada. Además, es sensible a una amplia gama de energías de radiación. La principal ventaja de las cámaras de ionización es su sencillez y bajo costo en comparación con otros tipos de dosímetros. Sin embargo, debido a su diseño abierto las medidas con estas cámaras están sujetas a variaciones en la presión y temperatura ambiente.

2.12. Códigos de práctica en dosimetría

Un código de práctica en dosimetría es un conjunto de lineamientos y procedimientos que garantizan que las medidas relacionadas con la radiación ionizante sean precisas y confiables. Los códigos de práctica son desarrollados y publicados por distintas organizaciones internacionales tales como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) [3], la Asociación de Estados Unidos de Físicos en Medicina (AAPM por sus siglas en inglés) [4], la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés), etc. Típicamente incluyen información sobre la instrumentación y los procedimientos para realizar las medidas, calibración de los instrumentos, cálculo de la dosis absorbida y el reporte de resultados [3, 4].

Utilizar un código de práctica en dosimetría permite que las medidas de la dosis sean consistentes y precisas entre diferentes instituciones y países, además minimiza los errores y las incertidumbres. Todo esto es importante ya que se asegura que el objeto de interés a irradiar reciba la dosis prescrita y, si se trata con pacientes, minimizar el daño. El cumplimiento de un código de práctica también facilita la investigación ya que

provee de un lenguaje y metodología en común para el reporte y la comparación de las medidas dosimétricas.

Existen varios códigos de práctica en dosimetría emitidos por diferentes organizaciones y agencias a nivel internacional. Algunos de los principales códigos de práctica son:

1. IAEA TRS-398: publicado por el OIEA. Es utilizado para realizar dosimetría en radioterapia externa con haces de fotones, electrones e iones. Proporciona recomendaciones detalladas para la calibración de los equipos de medición de dosis, la verificación de los cálculos de dosis y la estimación de la dosis en el paciente [3].
2. Protocolo de la AAPM para la dosimetría de haces de rayos X de 40 a 300 kV en radioterapia y radiobiología (TG-61). Establece recomendaciones y protocolos para la medición de la dosis absorbida en radioterapia y radiobiología con haces de fotones. El TG-61 es un documento importante para la dosimetría en radioterapia, que establece protocolos y recomendaciones para garantizar la precisión y la fiabilidad de la medición de la dosis absorbida en la práctica clínica. [4].

2.13. Protocolo de la AAPM para la dosimetría de haces de rayos X de 40 a 300 kV

Este protocolo es empleado para realizar dosimetría de rayos X de kilovoltaje para radioterapia o radiobiología. Para la implementación se debe tener una cámara de ionización calibrada en términos de kerma en aire, tal que si el punto de interés está en la superficie o cerca de ella, se determinará la dosis absorbida en agua en la superficie de un maniquí de agua en función de una medición en aire. Está basado en medidas de kerma en aire y es válido solo cuando existen condiciones de equilibrio de partícula cargada [4].

El protocolo indica que cuando el potencial del tubo de rayos X es mayor que 100 kV, son generados rayos X de energía intermedia y que para caracterizar el espectro hay que conocer el potencial del tubo y la CHR_1 , tal que para rayos X de energía intermedia está dada en términos de $mmCu$.

Se indica que las lecturas obtenidas (M_{raw}) deben de ser corregidas por las distintas magnitudes de influencia, de tal forma que la lectura corregida es:

$$M = M_{raw}P_{T,P}P_{ion}P_{pol}P_{elec} \quad (2.14)$$

donde P_{ion} es la magnitud de influencia por eficiencia de colección de iones, $P_{T,P}$ la magnitud de influencia por presión y temperatura, P_{pol} la magnitud de influencia por polaridad y P_{elec} la magnitud de influencia por el electrómetro. Las expresiones matemáticas de P_{ion} , P_{pol} y $P_{T,P}$ corresponden a las ecuaciones (5), (6) y (8) del protocolo TG-61 respectivamente.

2. MARCO TEÓRICO

Así, la dosis absorbida en agua en superficie para rayos X de energía intermedia está dada por:

$$D_{w,z=0cm} = MN_K B_W P_{steam,air} \left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air} \quad (2.15)$$

donde M es la lectura de la CI con el centro de la cavidad de aire de la CI colocado en la profundidad de referencia ($z = 0 \text{ cm}$) corregida por las magnitudes de influencia, N_K es el factor de calibración de la CI en términos de kerma en aire, B_W es el factor de retrodispersión que toma en cuenta la dispersión en un maniquí de agua, $P_{steam,air}$ es el factor de corrección por el vástago que toma en cuenta el cambio en la dispersión en el vástago (debido a un cambio en el tamaño de campo) y $\left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \right]_{air}$ el cociente de los coeficientes másicos de absorción de energía de agua a aire del espectro incidente [4].

3.1. Equipo

3.1.1. Generador de radiación X-RAD320

El equipo por caracterizar es un X-RAD320 (figura 3.1), el cual es un irradiador para investigación con animales pequeños y de sistemas biológicos que contiene un sistema de producción de rayos X específicamente diseñado para la irradiación de animales pequeños y especímenes biológicos. El equipo puede utilizar diferencias de potencial que van de 5 a 320 kVp , corrientes del rango de 0.1 a 45 mA y una tasa de dosis de 3 Gy/min a una distancia fuente superficie (SSD) de 50 cm para un haz de 320 kV ($CHR_1 = 1 mmCu$) y una corriente de 12.5 mA . La SSD puede variar entre 20 y 85 cm usando una bandeja ajustable hecha de metal. También cuenta con una luz que proyecta el campo, similar a los aceleradores lineales. El máximo tamaño de campo es de $20 \times 20 cm^2$ a una SSD de 50 cm . Los rayos X son generados por un tubo MXR-321 alimentado por un generador de alto voltaje GE . Cuenta con un soporte para diferentes filtros en la ventana de salida para tener diferentes calidades de haz. Se tiene el denominado filtro 1 cuya composición es de $x mmAl$ y el filtro 2 de $1.5 mmAl + 0.25 mmCu + 40.75 mmSn$.

En el software del equipo se deben proporcionar la diferencia de potencial (kV), la corriente (mA), el filtro y SSD (figura 3.2). Además se pueden utilizar diferentes programas, los cuales son rutinas de irradiación predefinidas que se utilizan para realizar exposiciones reproducibles y uniformes. Se puede definir un nuevo programa o modificar un programa existente y hay cuatro tipos:

- Modo de tiempo. Se selecciona un tiempo (en segundos) y la exposición termina cuando el tiempo predefinido ha sido alcanzado. Al programar un tiempo, se generan rayos X a un kV y mA especificados por el usuario.
- Modo kerma. Se selecciona un valor de kerma (en cGy) y la exposición termina cuando el kerma predefinido ha sido alcanzado. Al programar el kerma, se generan

3. METODOLOGÍA



Figura 3.1: Irradiador biológico X-RAD320.

rayos X a un kV y mA especificados por el usuario.

- Modo kerma variable. Se selecciona un valor de kerma (en cGy) y la exposición termina cuando el kerma predefinido ha sido alcanzado. El usuario define el kerma en este modo al iniciar el programa.
- Modo ciclo. Es un programa que repite un ciclo de encendido y apagado de producción de rayos X durante una cantidad definida de ciclos por el usuario a un kV y mA especificados por el usuario. El ciclo de encendido puede basarse en tiempo o kerma, mientras que el ciclo de apagado se basa únicamente en el tiempo.

3.1.2. Cámara de ionización

La cámara de ionización utilizada es una tipo *Farmer* modelo T30013 de la marca PTW (figura 3.3 (a)). Es un estándar para dosimetría de referencia y relativa. Tiene un volumen sensible de 0.6 cm^3 , la pared consiste en 0.335 mm de polimetilmetacrilato (PMMA) + 0.09 mm de grafito, el electrodo central es de aluminio puro y cuenta con un capuchón de PMMA de 4.55 mm . Principalmente se usa para medir kerma en aire, tasa de kerma en aire y dosis absorbida en agua. Está calibrada en términos de kerma en aire y dosis en agua con haces de rayos X de 150 y 250 kV con la primera capa hemirreductora de 0.65 y 3.2 mm de Cu , respectivamente y gammas de ^{60}Co como radiación de referencia. Los factores de calibración en términos de K_a para los rayos X de 150 y 250 kV son 4.865×10^7 y $4.889 \times 10^7\text{ Gy/C}$, respectivamente.

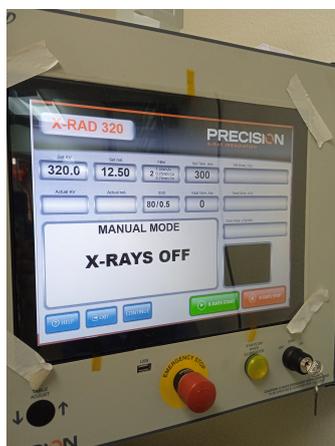


Figura 3.2: Parámetros a elegir en el software del X-RAD320.

Está diseñada para su uso con un electrómetro marca PTW modelo UNIDOS Romeo (figura 3.3 (b)), el cual da mediciones de carga y dosis. Cuenta con un voltaje de operación de $\pm 400\text{ V}$ ($\pm 0.5\text{ V}$), bajo nivel de ruido y el amplio rango de medición (4 pC - 9.3 C). Se puede guardar la información de la cámara de ionización, el factor de calibración, así como perfiles de usuario.



Figura 3.3: (a) Cámara de ionización tipo *Farmer* modelo T30013 PTW. Imagen modificada de [14]. (b) Electrómetro PTW modelo UNIDOS Romeo. Imagen modificada de [15].

3.2. Placas de cobre

Para medir la CHR, se utilizaron placas de cobre de 99.9% de pureza, con grosores de 0.5 mm , 0.1 mm y 0.3 mm y un tamaño de $10 \times 10\text{ cm}^2$. Para verificar el espesor de

3. METODOLOGÍA

las placas que indicaba el fabricante, se midió con un vernier el grosor de las mismas. El resultado fue que las placas tienen un grosor de 0.47 mm , 0.27 mm y 0.08 mm .

3.2.1. Películas radiocrómicas

La película utilizada es modelo Gafchromic® XR-RV3, la cual se especializa para medidas de dosis en superficie en radiología intervencionista. El rango de uso va de 0.05 Gy hasta 15 Gy , es resistente a la iluminación interior y su estructura se muestra en la figura 3.4.

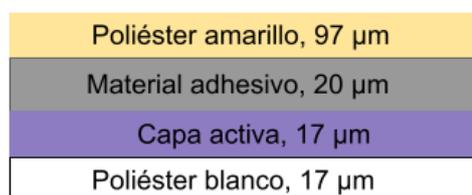


Figura 3.4: Estructura de la película radiocrómica XR-RV3 de acuerdo con el fabricante.

3.3. Caracterización del equipo

3.3.1. Calibración en términos de kerma en aire

Se colocó la bandeja del X-RAD320 a una SSD de 50 cm y se ajustó un tamaño de campo de $10\times 10\text{ cm}^2$. Después, se colocó la cámara de ionización en el centro del campo, tal que el punto de intersección de los láseres se encuentre en el centro del volumen sensible de la cámara de ionización (figura 3.5).

En el X-RAD320 se seleccionaron la diferencia de potencial (kV), la corriente (mA), la SSD, el filtro y se definió un tiempo de exposición arbitrario. En todas las medidas se utilizó el filtro 2 cuya composición es de $1.5\text{ mmAl}+0.25\text{ mmCu}+0.75\text{ mmSn}$. Cuando el tiempo de exposición concluyó, se calibró el equipo X-RAD con el valor de kerma en aire medido con la cámara de ionización. Se calibraron los haces con las siguientes diferencias de potencial y corriente: 320 kV y 12.5 mA , 250 kV y 16 mA , 200 kV y 20 mA y 150 kV y 26.6 mA . Cabe destacar que el producto $kVmA$ de las configuraciones anteriores es menor o igual a 4000, ya que corresponde a la corriente máxima que el equipo permite utilizar junto con ese kV específico para no exceder la carga de calor en el ánodo y por tanto evitar que se dañe el equipo.

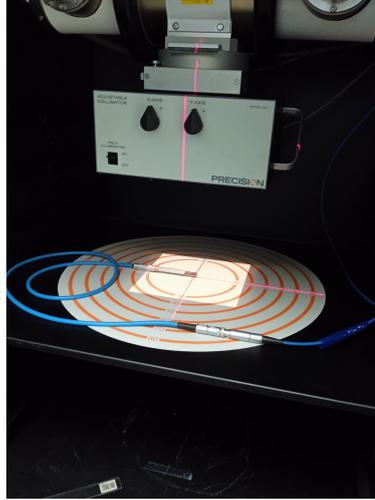


Figura 3.5: Colocación de la cámara de ionización sobre la bandeja del X-RAD a 50 cm SSD y en el centro del campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

3.3.2. Kerma en aire prescrito como función del kerma en aire

Se utilizó un programa con kerma en aire variable. Una vez calibrado el equipo, se irradió la cámara de ionización a un kV y mA fijos mientras se modificaba el kerma en aire prescrito ($K_{a,p}$). Se registraron los valores del kerma en aire que indica el X-RAD ($K_{a,XRAD}$) y el medido con la cámara de ionización ($K_{a,CI}$). El procedimiento anterior se repitió para las configuraciones 320 kV y 12.5 mA , 250 kV y 16 mA , 200 kV y 20 mA y 150 kV y 26.6 mA . El montaje experimental utilizado es el descrito en la sección 3.3.1.

3.3.3. Kerma en aire como función de la distancia

Se utilizó un programa de tiempo variable y el kerma en aire se midió con la cámara de ionización. Se colocó la bandeja del equipo a 50 cm del tubo de rayos X, se ajustó un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se colocó la cámara de ionización en el centro del campo con ayuda de los láseres. Se irradió la cámara de ionización durante 60 s, manteniendo fijos el kV y la corriente, pero modificando la distancia entre la bandeja y el tubo de rayos X. Se iniciaron las medidas de kerma en aire a partir de 40 cm (que es la SSD más cercana al tubo de rayos X a la que se puede medir) hasta llegar a 80 cm, en pasos de 10 cm. Se repitió el procedimiento para voltajes de 320, 250, 200 y 150 kV .

3.3.4. Kerma en aire como función de la corriente

Se utilizó un programa de tiempo variable. Se colocó la bandeja del equipo a 50 *cm* del tubo de rayos X, se ajustó un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se colocó la cámara de ionización en el centro del campo. Se seleccionó un *kV* y se midió el kerma en aire mientras se modificaba la corriente. La corriente máxima empleada es aquella cuyo producto $kVmA = 4000$. Se repitió el procedimiento para voltajes de 320, 250, 200 y 150 *kV* y para cada *kV* se utilizaron tiempos de irradiación de 30 y 60 *s*.

3.3.5. Uniformidad del haz medida con película radiocrómica y concordancia entre el campo de luz y el campo de irradiación

Se utilizó un programa de tiempo variable. Se recortaron las películas radiocrómicas con un tamaño de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ las cuales se colocaron sobre la bandeja a una SSD de 50 *cm*. Un primer grupo de películas se irradiaron con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 320, 250, 200 y 150 *kV*, tal que el tiempo de irradiación utilizado en cada *kV* generara una tasa de kerma similar.

Para poder observar la concordancia entre el campo de luz y el campo de irradiación, el segundo grupo de películas se irradió con tamaños de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$ a 320 *kV* modificando el tiempo de irradiación.

Para digitalizar las películas se utilizó el escáner Epson Expression 11000XL. Las películas se escanearon a color, en modo transmisión, sin correcciones, con una resolución de 150 ppp (puntos por pulgada) y 16 *bits/pixel*. Para analizar las películas se utilizó el programa *ImageJ*. En el programa se separaron las imágenes en 3 canales (rojo, azul y verde) y se seleccionó el canal rojo para llevar a cabo el análisis, debido a que presenta una mejor resolución.

3.3.6. Factores de campo

Los factores de campo se obtienen comparando la dosis medida en un punto de referencia *P* en el centro un campo de radiación de tamaño *A*, con la dosis medida en el mismo punto *P* utilizando un campo de referencia estándar de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (figura 3.6).

Se utilizó un programa de tiempo variable. Se colocó la bandeja del equipo a 50 *cm* del tubo de rayos X, se ajustó un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se colocó la cámara de ionización en el centro del campo. Se seleccionó un *kV* y se midió el kerma en aire con el tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Posteriormente se modificó el tamaño de campo y se midió el kerma en aire. Se utilizaron tamaños de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Se repitió el procedimiento para voltajes de 320, 250, 200 y 150 *kV* y se utilizó un tiempo de irradiación de 120 *s*.

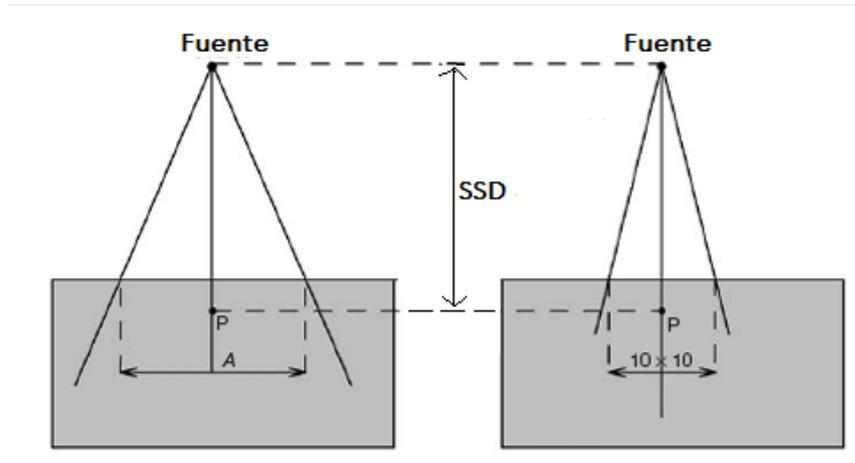


Figura 3.6: Diagrama de la medida de los factores de campo. Imagen modificada de [16].

3.3.7. Capa hemirreductora

Dentro del X-RAD320 se situó un soporte universal con una base tipo herradura colocada a una distancia de 40 cm de la fuente. Con otro soporte universal y una pinza, se colocó la cámara de ionización a una distancia de la fuente de 80.5 cm (figura 3.7). Se ajustó un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a una SSD de 86.5 cm, la cual corresponde a las máximas dimensiones dentro del irradiador.

Se alineó la cámara de ionización en el centro del campo de luz y en la intersección de los láseres del equipo. Para verificar que la cámara de ionización se encontrara en el centro del campo de irradiación, se colocó una película radiocrómica debajo de la cámara de ionización (figura 3.8 (a)). Con esta configuración experimental se inició el procedimiento de medir las primera y segunda *CHR* de cada combinación de *kV* y *mA* antes descrita. En todas las medidas se estableció un tiempo de irradiación de 120 s.

De esta forma, primero se midió el K_a sin ningún material atenuador que obstruyera el camino del haz, posteriormente, se fueron agregando placas de cobre de distintos espesores sobre el soporte, tal que se medía el K_a cada que una nueva placa era agregada (figura 3.8 (b)). Se repitió el procedimiento hasta encontrar la primera y segunda *CHR* para los voltajes de 320, 250, 200 y 150 *kV*.

3. METODOLOGÍA

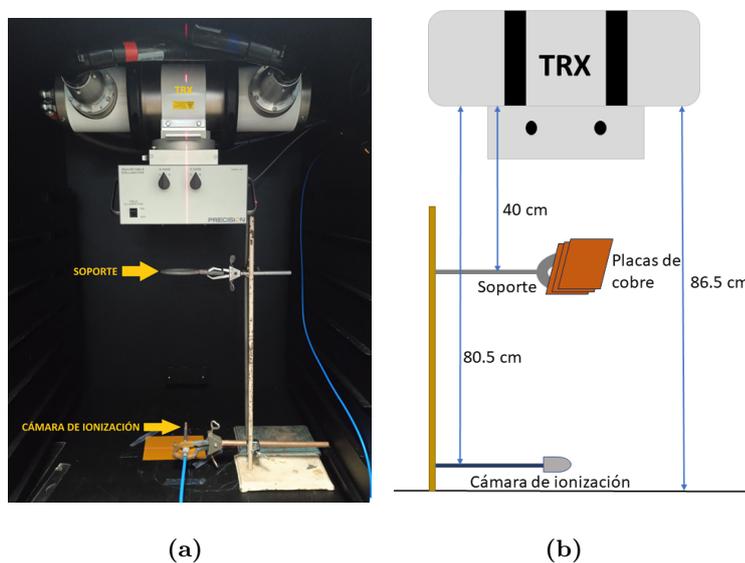


Figura 3.7: Montaje experimental para medir la CHR . (a) Montaje dentro del X-RAD320. (b) Diagrama del montaje experimental de la CHR .

3.3.8. Cálculo de la dosis en agua en la superficie de un maniquí

Para el cálculo de la dosis en agua se utilizó el protocolo de la AAPM TG-61, así como sus hojas de trabajo [4]. En el X-RAD320 se utilizó un programa de tiempo variable, se seleccionó un cierto kV , se colocó la bandeja del equipo a 50 cm del tubo de rayos X, se ajustó un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y se colocó la cámara de ionización en el centro del campo.

Primero se midieron la presión y la temperatura para calcular $P_{T,P}$, después se realizaron medidas con la cámara de ionización a unos voltajes de 300 V y 150 V para calcular P_{ion} , finalmente se realizaron medidas seleccionando en el electrómetro un voltaje de -300 V y así calcular P_{pol} . Con las magnitudes de influencia calculadas se corrigió la lectura inicial.

Ya conocida la CHR se utilizaron las tablas IV Y VI del protocolo de la AAPM, para estimar el factor de retrodispersión y el cociente de los coeficientes másicos de atenuación de agua a aire. Con todos los datos ya obtenidos se calculó la dosis en agua en superficie. El procedimiento anterior se realizó con los voltajes de 320, 250, 200 y 150 kV .

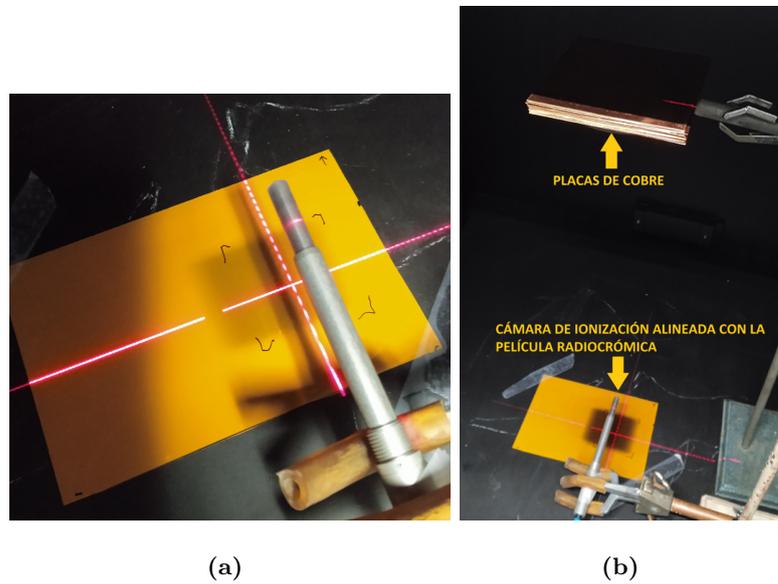


Figura 3.8: Montaje experimental para medir la *CHR*. (a) Verificación de la colocación de la cámara de ionización en el centro del campo de irradiación. (b) Colocación de las placas de cobre sobre el soporte.

Resultados y análisis

4.1. Kerma en función del kerma prescrito

Los resultados del kerma en aire indicado en el X-RAD320 en función del kerma prescrito se muestran en la figura 4.1, mientras que los resultados del kerma en aire indicado en el X-RAD320 en función del kerma en aire medido con la cámara de ionización se muestran en la figura 4.2. Los dos conjuntos de resultados se grafican en escala log-log con el fin de ampliar la visualización de datos y así observar de manera más clara la variación en todo el rango, incluyendo los valores más pequeños y los más grandes.

En la figura 4.1 que las pendientes son consistentes con 1 por lo que $K_{a,P}$ y $K_{a,XRAD}$ son iguales para todos los kV utilizados. Esto indica que, una vez calibrado el equipo, este va a reproducir de manera consistente el valor del kerma en aire que se programa en el software ($K_{a,P}$). Lo último se cumple al menos para valores de kerma en aire que van de 5 a 120 cGy , los cuales se emplearon para realizar las medidas. También se tiene que a mayor kV , mayor es la ordenada al origen en las rectas, lo que indica que se reproduce de mejor manera el kerma prescrito mientras menor es el kV empleado.

En la figura 4.2 también se observa una relación lineal con pendiente igual a 1 para todos los kV . El ajuste se realizó con la ordenada al origen igual a cero ya que ambos equipos no deben de mostrar alguna lectura si el proceso de irradiación no se inicia. La pendiente igual a 1 es otro indicativo de que la calibración del equipo es correcta y reproducible para un rango de 5 a 120 cGy .

Que el X-RAD320 reproduzca de manera consistente el kerma en aire prescrito, da la confianza de que las siguientes medidas serán precisas, minimizando así la variabilidad en los resultados, permite la comparación y verificación de resultados en diferentes momentos sin necesidad de volver a calibrar.

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

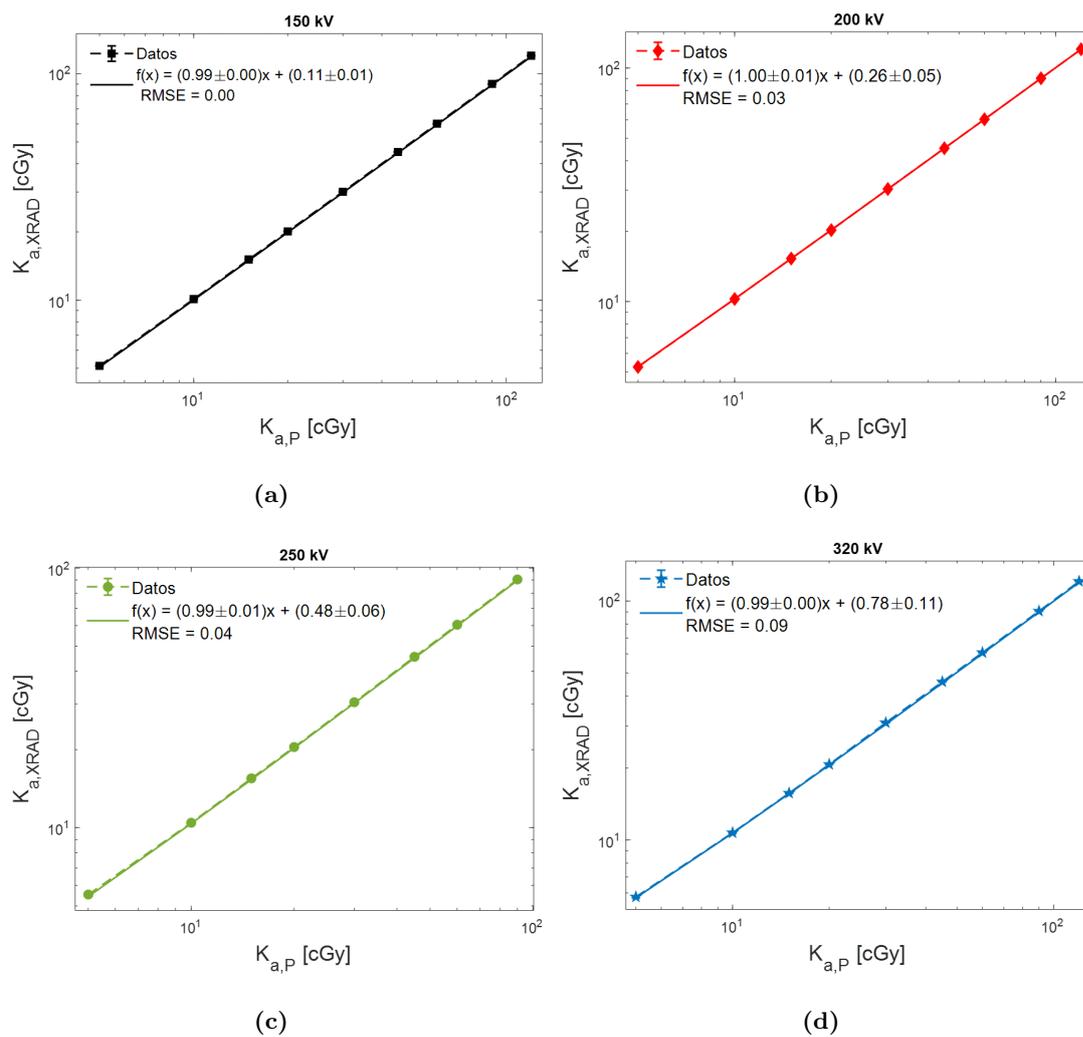


Figura 4.1: Kerma en aire medido en el X-RAD320 en función del kerma en aire prescrito una vez calibrado el equipo. (a) 150 kV (b) 200 kV (c) 250 kV (d) 320 kV.

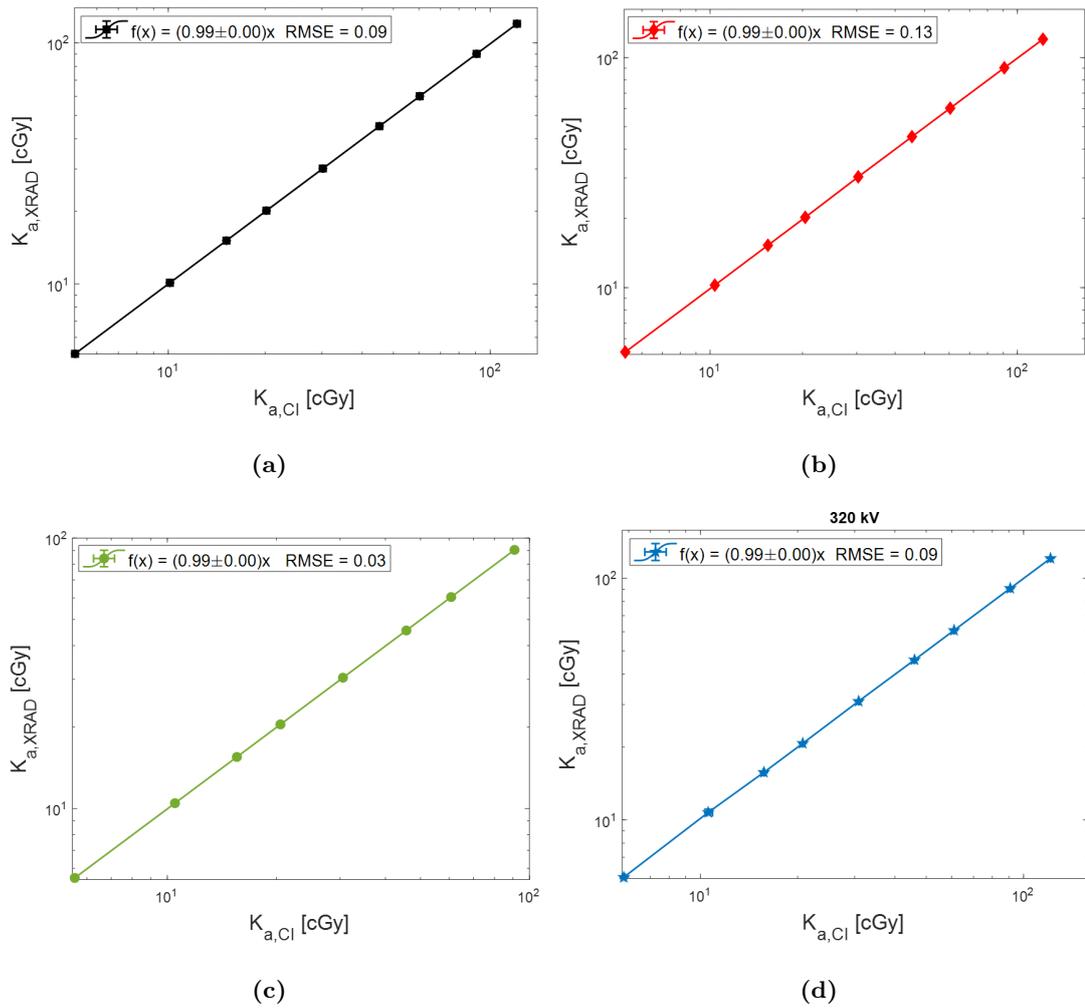


Figura 4.2: Kerma en aire medido en el X-RAD320 en función del kerma en aire medido con la cámara de ionización. (a) 150 kV (b) 200 kV (c) 250 kV (d) 320 kV.

4.2. Kerma en función del tiempo

Los resultados del kerma en aire en función del tiempo de irradiación se muestran en la figura 4.3. En todos los kV se observa un comportamiento lineal para tiempos de irradiación que van desde los 4 s hasta los 780 s (13 min). El tiempo máximo de irradiación necesario para que el K_a sea de 120 cGy aumenta al disminuir el kV . Esto se debe a que el aumento en la atenuación del haz como función del kV es mayor que la disminución de la corriente utilizada.

La linealidad del kerma en aire es una característica importante del equipo. Se presenta cuando existe un aumento proporcional en el kerma en aire en función del incremento en el tiempo de irradiación. Esto indica que el equipo va a reproducir de manera consistente el valor del kerma en aire cuando se programen distintos tiempos de irradiación. Distintos autores han encontrado que esta relación es lineal para irradiadores similares al X-RAD320 [17, 18].

Para evaluar la reproducibilidad de la dosis respecto al tiempo de irradiación se calcula la incertidumbre relativa del kerma en aire, el cual es el coeficiente de variación [18]. El coeficiente de variación es una medida estadística que nos informa acerca de la dispersión relativa de un conjunto de datos, se calcula como el cociente entre la desviación estándar de la variable y su media (σ/\bar{x}) y se expresa como un porcentaje. El coeficiente de variación permite comparar la variabilidad entre diferentes conjuntos de datos. Los resultados de la reproducibilidad del kerma en aire se muestran en la figura 4.4.

Se tiene que la desviación estándar del kerma en aire es menor al 0.3% a partir de un tiempo de irradiación de 20 s, para todos los haces y es aproximadamente constante para tiempos mayores que 150 s.

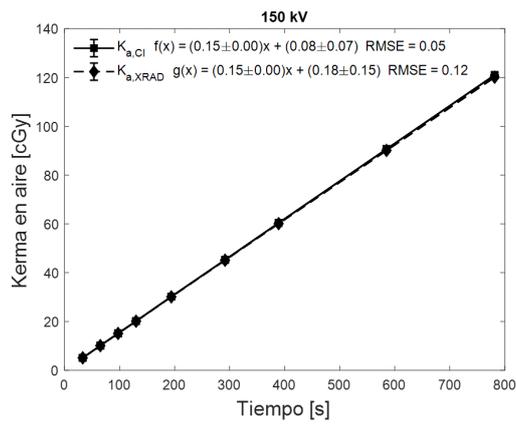
Otro de los resultados que se pueden obtener de los datos de la figura 4.3, es el error del temporizador (Δt). Como resultado del retardo de tiempo que necesita el equipo para encender y apagar el haz de rayos X, el temporizador típicamente no indica con precisión el tiempo de exposición. Por lo tanto, es necesario corregirlo con un pequeño incremento conocido como error del temporizador [19].

Lo que se hace para obtener el error del temporizador es graficar el tiempo en función del kerma en aire indicado en el X-RAD320 ($K_{a,XRAD}$), para posteriormente extrapolar la recta de mejor ajuste y determinar en que punto intersecta con el eje temporal. Es decir, se tiene el ajuste de la forma $f(x) = ax + \Delta t$, entonces $\Delta t = f(0)$. Los resultados del error del temporizador se muestran en la tabla 4.1.

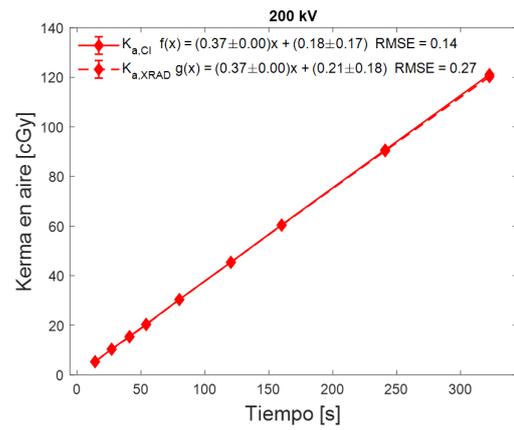
Se tiene que para 150, 250 y 320 kV el error del temporizador es mayor que 1 s, mientras que para 200 kV es de 0.5 s, lo cual es menos de la mitad de los demás valores. En principio, el valor de Δt se debe al tiempo que tarda el tubo de rayos X en alcanzar el voltaje indicado, por eso es que a 320 kV el error del temporizador es mayor.

En la figura 4.5 se muestra la tasa de kerma en aire en función del kV junto con su ajuste polinomial de grado 2. La tasa de kerma en aire es la pendiente de las gráficas de la figura 4.3. Se observa que a mayor voltaje se tiene una mayor tasa de kerma en aire, lo cual se debe a que la intensidad del haz de rayos X es proporcional al kV^2 .

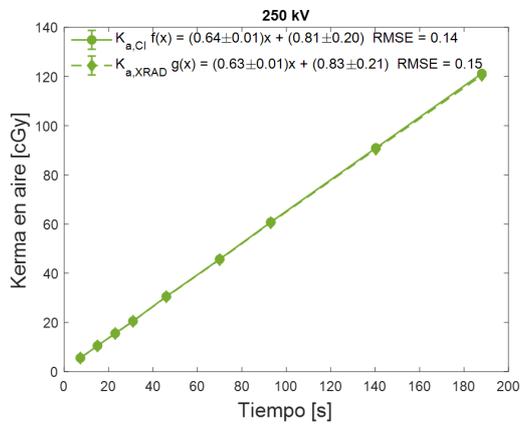
4.2 Kerma en función del tiempo



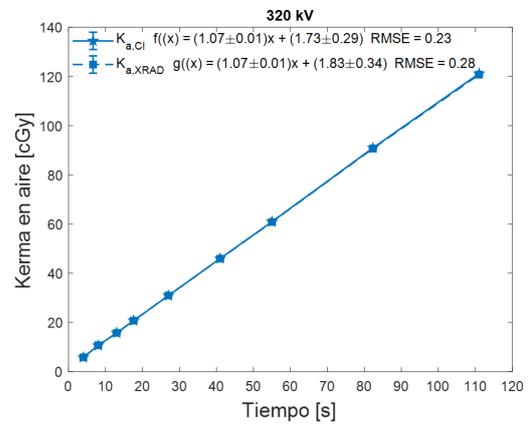
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.3: Kerma en aire respecto al tiempo de irradiación. (a) 150 kV (b) 200 kV (c) 250 kV (d) 320 kV.

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

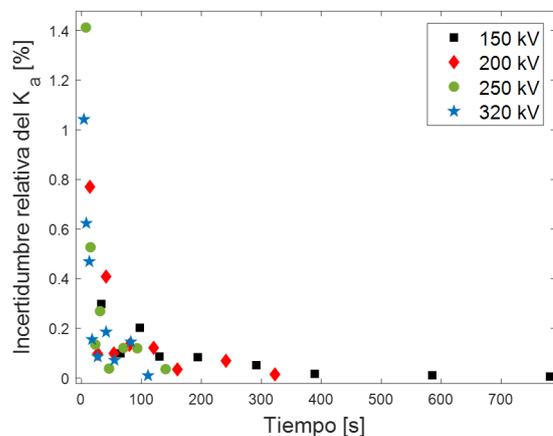


Figura 4.4: Incertidumbre relativa del K_a como función del tiempo de irradiación.

kV	Corriente [mA]	Δt [s]
150	26.6	1.2 ± 0.9
200	20	0.5 ± 0.3
250	16	1.3 ± 0.3
320	12.5	1.7 ± 0.3

Tabla 4.1: Errores del temporizador determinados con una regresión lineal.

Con estos resultados, junto con lo mostrado en la sección 4.1, se tiene que la reproducibilidad del X-RAD320 no se ve afectada por los parámetros de irradiación que se seleccionen y que las medidas se mantienen estables.

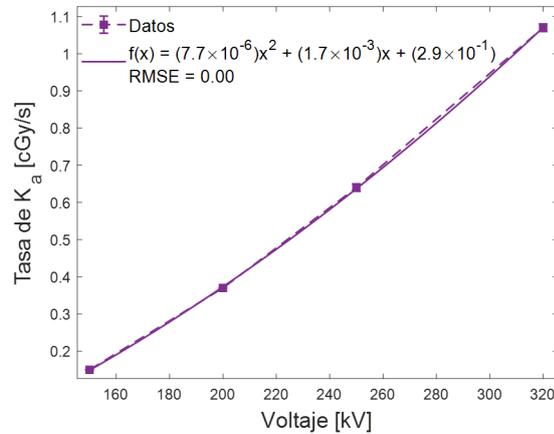


Figura 4.5: Tasa de kerma en aire en función del voltaje.

4.3. Kerma en función de la distancia

Los resultados del kerma en aire como función de la distancia se muestran en la figura 4.6. En todos los casos se hace un ajuste cuadrático, ya que por la ley del inverso al cuadrado suponemos que este debe ser el comportamiento. Para 150, 200 y 320 kV se tiene una diferencia del 3% respecto al valor de $b = 2$, el cual, es el que idealmente se espera, mientras que para 250 kV la diferencia es del 2.5%.

En la figura 4.7 se muestra una gráfica del kerma en aire multiplicado por la distancia al cuadrado ($K_a \cdot distancia^2$) en función de la distancia. Esta es una manera alternativa de visualizar si se sigue la ley del inverso al cuadrado, ya que en el caso ideal se debe obtener una línea horizontal, la cual corresponde al valor de la constante (a) de los ajustes de la figura 4.6. Las líneas horizontales superpuestas sobre el resultado para cada kV (figura 4.7) se calculan al promediar los datos a partir de los 50 cm , ya que como se indica en la sección 2.9, para tubos de rayos X con colimador, se obedece en primera aproximación la ley del inverso al cuadrado para distancias mayores que 50 cm . Se observa que las líneas concuerdan con los datos para las distancias mayores e iguales que 50 cm , mientras que el punto del que más se alejan es el de 40 cm . Además se observa que mejora el comportamiento de $1/r^2$ cuando se reduce el kV .

La ley del inverso al cuadrado es una relación empírica que describe cómo la intensidad de la radiación disminuye con la distancia al cuadrado. Sin embargo, en la práctica, hay varios factores que afectan el comportamiento de la ley al medir el kerma. Algunos de los factores que se presentan en este caso son:

1. El tamaño de la mancha focal, ya que idealmente la fuente de radiación debe de ser puntual, lo cual no se cumple para distancias cercanas a la fuente.
2. El filtrado del haz, el cual puede afectar la cantidad y energía de los fotones que llegan al detector. La presencia o ausencia de filtrado influyen en el kerma en aire

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

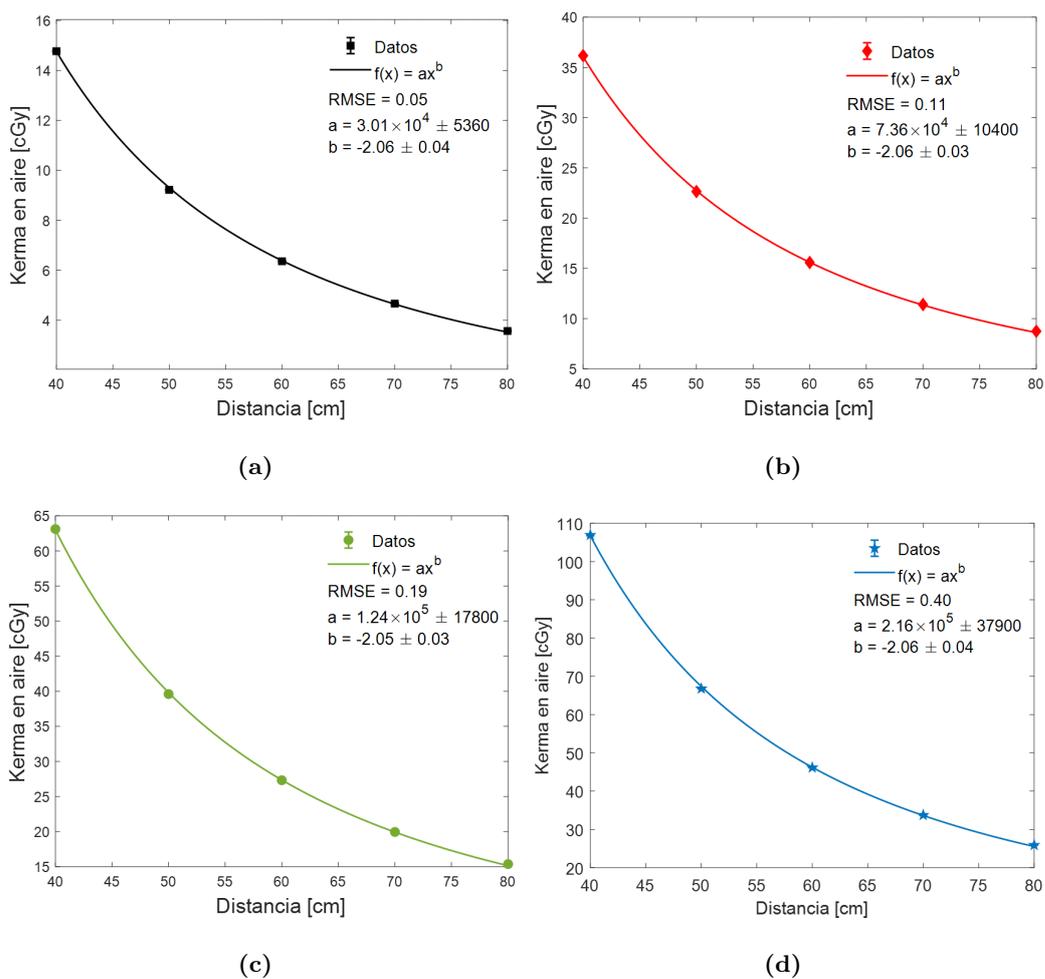


Figura 4.6: Kerma en aire como función de la distancia para cada kV empleado. (a) 150 kV (b) 200 kV (c) 250 kV (d) 320 kV .

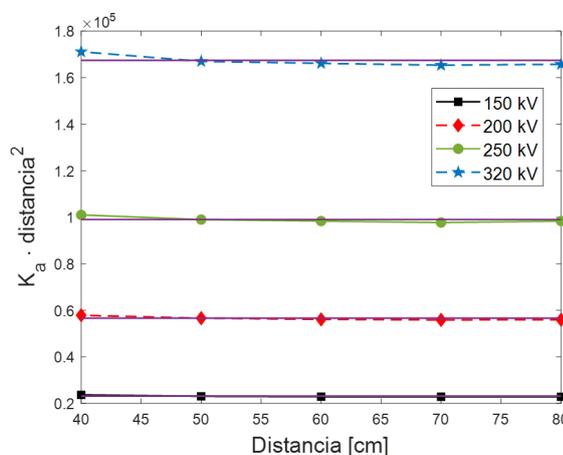


Figura 4.7: $K_a \cdot distancia^2$ como función de la distancia.

medido, debido a la dispersión.

- La dispersión y atenuación del haz ocurre debido a interacciones con el aire o con los materiales circundantes. La presencia de materiales que atenúan o dispersan el haz (que en este caso puede ser la charola sobre la cual se coloca el detector, así como todos los componentes del X-RAD320) pueden afectar la ley del inverso al cuadrado.

4.4. Kerma en función de la corriente

Los resultados del kerma en aire como función de la corriente se muestran en la figura 4.8. En todos los casos se calcula la ecuación de la recta obligando al ajuste a pasar por el punto (0,0), ya que al no existir corriente en el tubo de rayos X, no se pueden generar fotones.

Se observa una clara relación lineal en todos los voltajes y para ambos tiempos de exposición. También se observa en todos los casos, que la pendiente de la recta para el tiempo de exposición de 30 s es aproximadamente la mitad del valor de la pendiente de la recta cuando se emplea el tiempo de exposición de 60 s. Ambos resultados indican que el tubo de rayos X se comporta de manera estable desde la mínima, hasta la máxima corriente posible a utilizar para su correspondiente kV ; ya que recordemos que el X-RAD320 cuenta con un programa que prohíbe las combinaciones de kV y mA para las cuales la potencia es mayor que 4000.

La relación lineal entre el kerma en aire y la corriente en el tubo de rayos X se debe a que a mayor corriente, se aceleran más electrones hacia el ánodo, lo que resulta en una mayor cantidad de rayos X emitidos en el ánodo y por tanto, en un mayor kerma en aire. La corriente en el tubo de rayos X está relacionada con la emisión de electrones desde el cátodo. Aumentar la corriente aumenta la cantidad de electrones emitidos. Sin

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

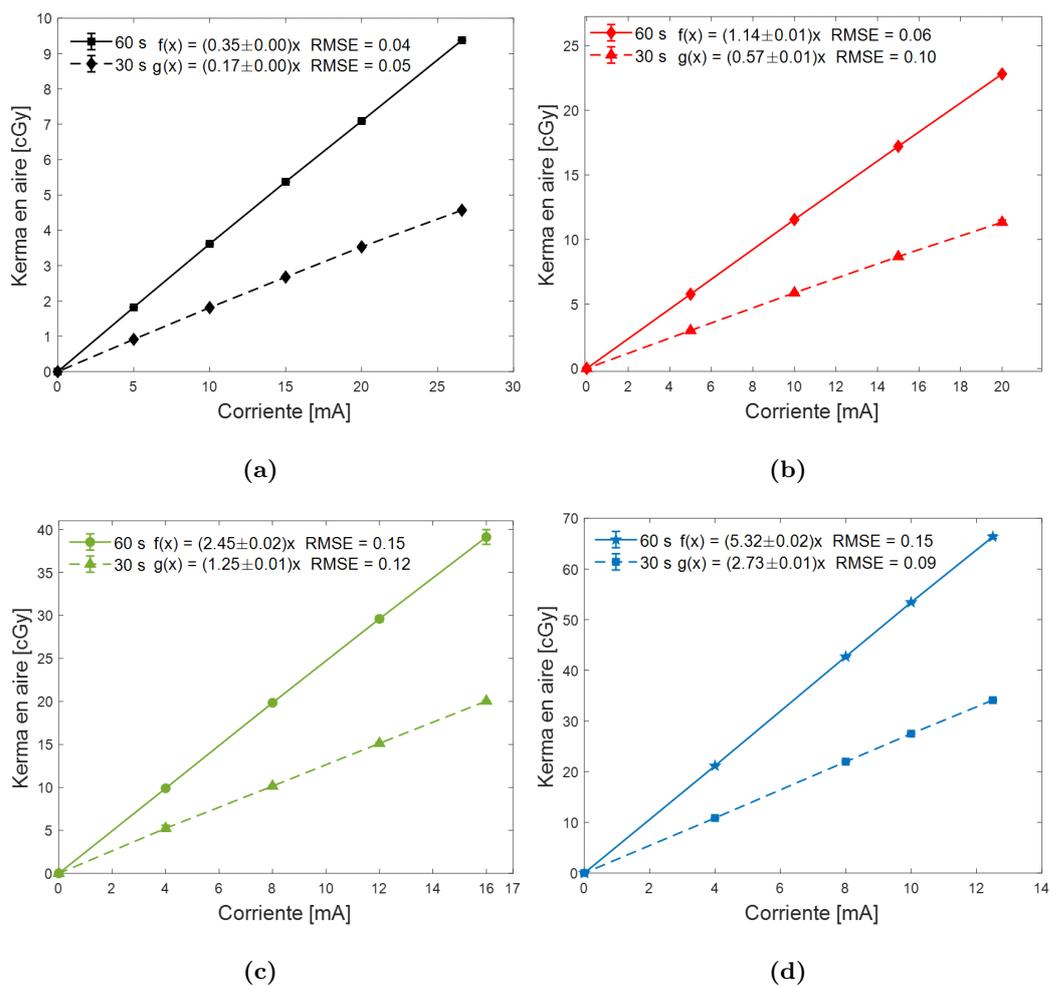


Figura 4.8: Kerma en aire como función de la corriente para cada kV empleado. (a) 150 kV (b) 200 kV (c) 250 kV (d) 320 kV .

embargo, es importante tener en cuenta que la relación entre el kerma y la corriente en un tubo de rayos X puede no ser lineal en todos los rangos de corriente, ya que factores como la geometría del tubo, el voltaje y el tipo de ánodo influyen en la cantidad de fotones emitidos. Por tanto, es necesario realizar calibraciones específicas para cada tubo de rayos X.

4.5. Uniformidad del haz y concordancia del campo de luz y el campo de radiación

Los resultados de la uniformidad del haz se muestran en las figuras 4.9, 4.10 y 4.11. En la figura 4.9-(a) se muestra la película irradiada con un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$; sobre esta se dibujan tres líneas amarillas (A, B y C) y tres líneas azules (D, E y F) las cuales indican las regiones donde se obtienen los valores de pixel para graficarlos en función de la distancia y así observar la uniformidad del campo de radiación. El procedimiento también se realiza para las películas 4.10-(a) y 4.11-(a).

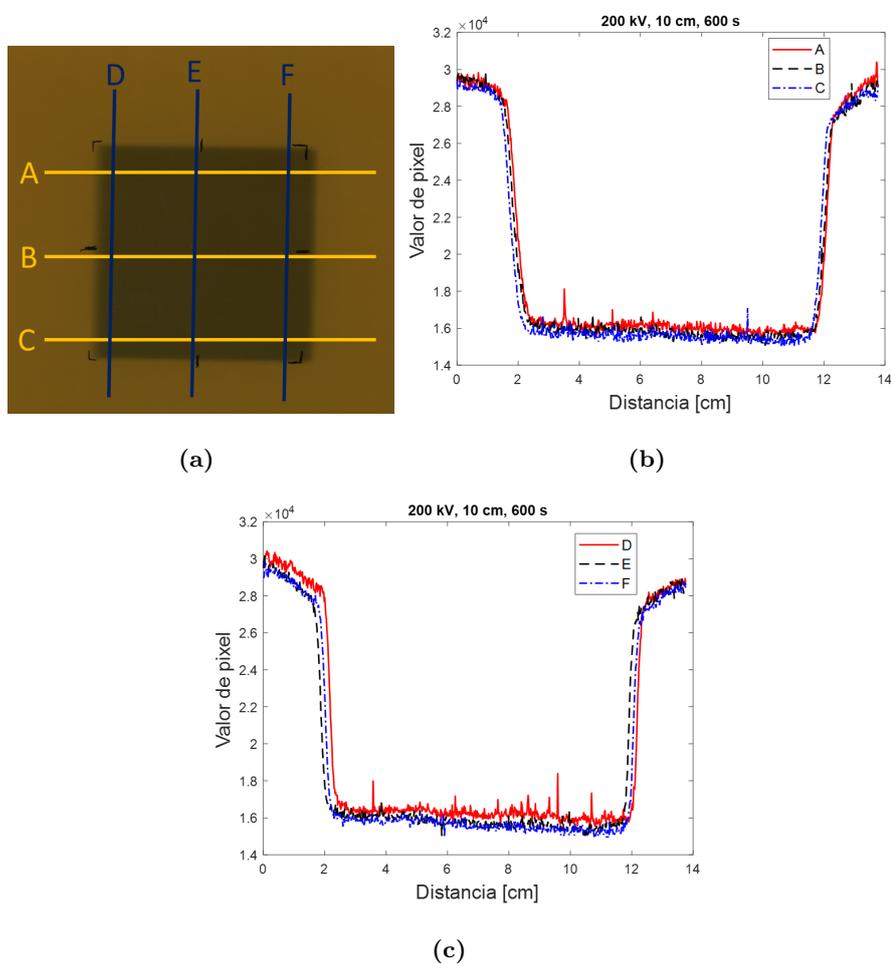


Figura 4.9: (a) Película irradiada con 200 kV, con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ durante 600 s. (b) Perfiles horizontales indicados por la líneas amarillas de la figura (a). (c) Perfiles verticales indicados por la líneas azules de la figura (a).

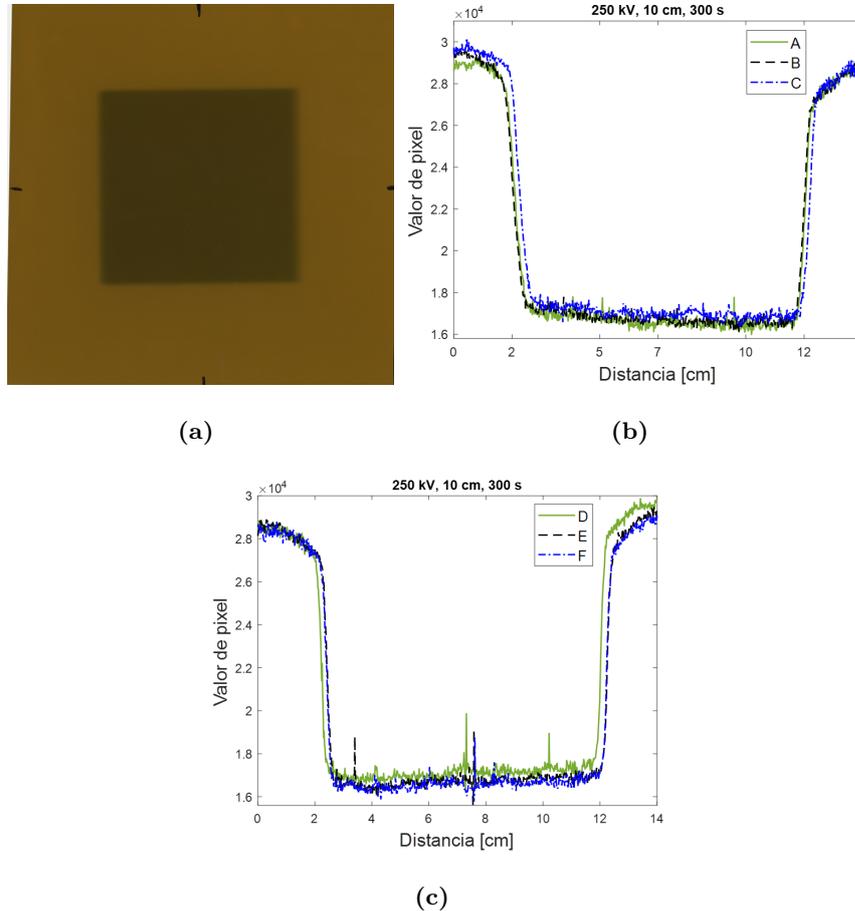


Figura 4.10: (a) Película irradiada con 250 *kV*, con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ durante 300 *s*. (b) Perfiles horizontales A, B y C. (c) Perfiles verticales D, E y F.

Se observa en todas las películas, que el área definida por el tamaño de campo se pinta de manera uniforme con los bordes bien definidos. En los perfiles se observa el mismo comportamiento, es decir, una caída drástica en los valores de pixel en la región del campo de radiación. Además, en los perfiles horizontales (figuras 4.9, 4.10 y 4.11 (b)), se observa el efecto talón, es decir, una disminución en la intensidad del haz debido a la atenuación de los rayos X en el ánodo. La diferencia porcentual entre los valores de pixel del lado derecho respecto al lado izquierdo es promedio de 3.3%, siendo el lado derecho los de menor valor, lo que indica que en esa dirección se encuentra el ánodo.

Los cambios en el valor de pixel entre las películas se deben a la diferencia entre el *kV* aplicado y el tiempo de irradiación empleado. Que el campo de radiación sea uniforme dentro del 3.3% en la película radiocrómica, indica que el haz tiene una distribución de fluencia y de energía uniforme sobre toda el área, lo cual es esencial para tener una distribución de dosis uniforme.

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

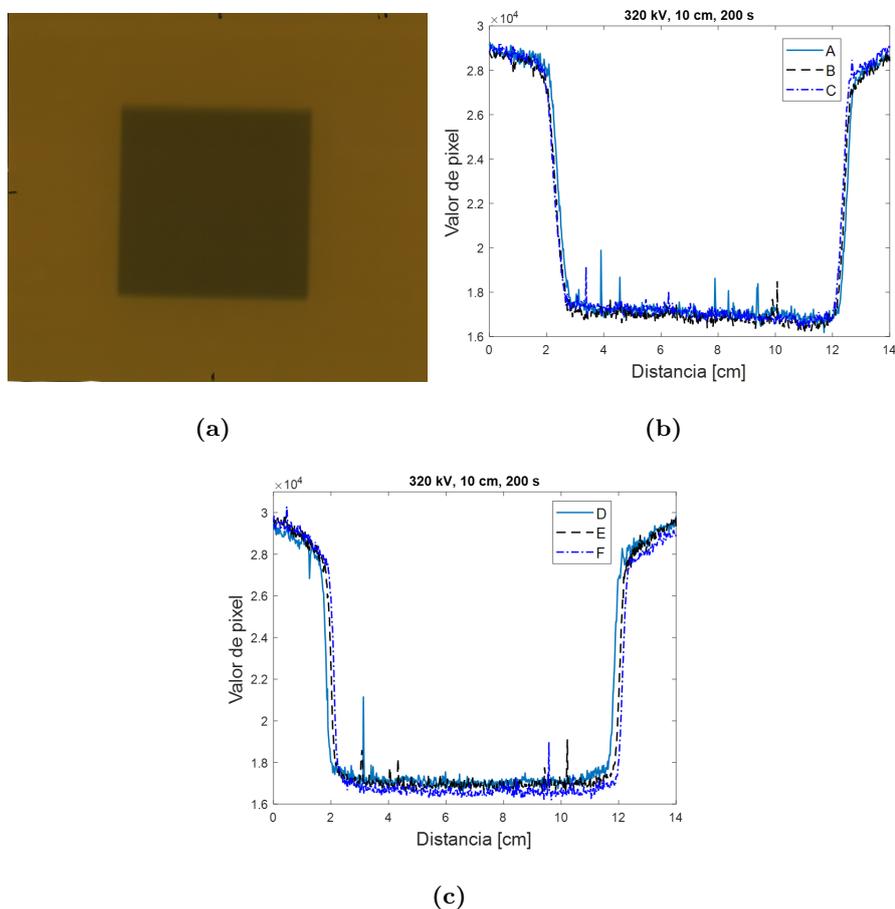


Figura 4.11: (a) Película irradiada con 320 kV , con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ durante 200 s . (b) Perfiles horizontales A, B y C. (c) Perfiles verticales D, E y F.

El tamaño del campo al FWHM es de $10.07 \pm 0.06 \text{ cm}$ para la película irradiada a 200 kV , de $9.88 \pm 0.05 \text{ cm}$ para la película de 250 kV y de $10.02 \pm 0.01 \text{ cm}$ para la película de 320 kV , lo que indica que el haz está correctamente colimado (a pesar de que no concuerden el campo de luz y el de irradiación).

Los resultados de la concordancia entre el campo de luz y el campo de irradiación se muestran en las figuras 4.12 y 4.13. En ambos casos, se pintaron las esquinas del campo de luz proyectado sobre la película antes de la irradiación. Las imágenes se muestran con una paleta de colores para visualizar de mejor manera la diferencia entre ambos campos. Se observa en ambas imágenes un claro desplazamiento en el eje horizontal entre ambos campos. Con el software de procesamiento de imágenes *ImageJ* se calibra la distancia en las imágenes según las dimensiones del campo de luz y se obtiene que en promedio el campo de luz y el campo de irradiación difieren 0.5 cm .

Esta diferencia de 0.5 cm se debe tomar en cuenta cuando se quieran realizar expe-

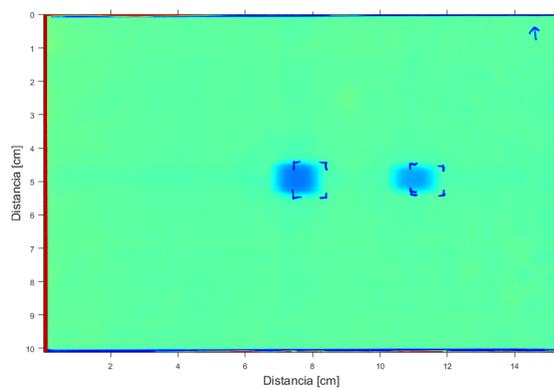


Figura 4.12: Película irradiada en dos regiones distintas con un tamaño de campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ a una SSD de 50 cm y con 320 kV .

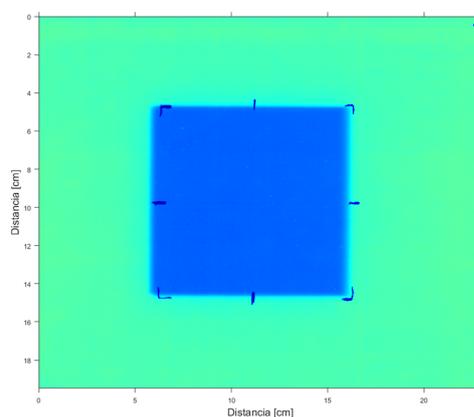


Figura 4.13: Película irradiada con un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a una SSD de 50 cm y con 320 kV .

rimentos utilizando campos menores que $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Se debe alinear de manera correcta la muestra o el detector (con ayuda de una película radiocrómica) para evitar que el objeto de estudio quede fuera del campo de irradiación. Este problema en caso de no corregirse, afectará las medidas de perfiles fuera del eje.

4.6. Factores de campo

Los resultados de los factores de campo se muestran en la figura 4.14. En este trabajo los valores de kerma en aire se normalizan respecto al kerma en aire medido para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Se observa en los resultados una tendencia hacia un valor constante para tamaños

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

de campo mayores que $15 \times 15 \text{ cm}^2$, ya que para tamaños de campo grandes, la radiación dispersa no llega al punto de medición.

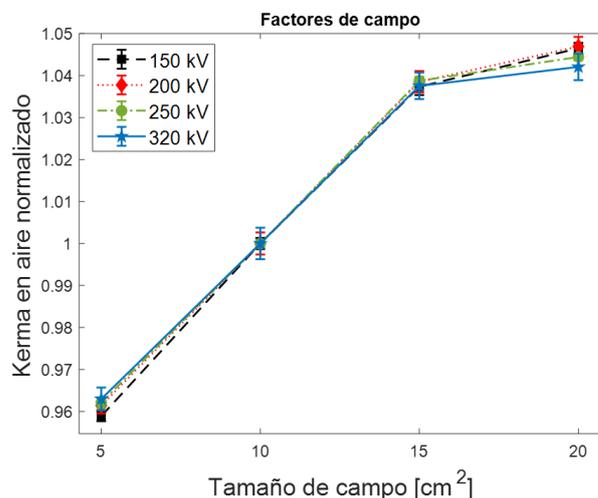


Figura 4.14: Valores de kerma en aire normalizado respecto al campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Los factores de campo en haces de fotones de kilovoltaje son importantes ya que permiten corregir la dosis de radiación en función del tamaño del campo utilizado, lo que ayuda a asegurar que la dosis prescrita llegue al área de interés con la precisión requerida. Estos factores deben de ser determinados y verificados regularmente.

4.7. CHR y energía efectiva

Las curvas de atenuación medidas se muestran en la figura 4.15. A cada curva se le ajusta una función cuya forma es una suma de exponenciales. A partir de la interpolación de dicha función se obtiene el valor de las CHR_1 y CHR_2 medidas. Se utiliza una suma de exponenciales ya que se ajusta de mejor manera a las curvas, pero hay que tener presente que dicho ajuste no tiene significado físico debido a la gran cantidad de parámetros de los que dependen dichas curvas. Por otro lado, cuando se midió la CHR se utilizó el software *SpekCalc* para estimar las CHR_1 y CHR_2 . Este software es una herramienta que calcula espectros de rayos X, permitiendo el estudio y análisis de las características de un haz de fotones generado por un tubo de rayos X en función de su energía, el voltaje aplicado, la corriente del tubo, los filtros y otros parámetros relevantes. En el apéndice A se muestra el espectro calculado por *SpekCalc*.

Los resultados de las CHR_1 y CHR_2 medidas y estimadas con *SpekCalc*, así como sus diferencias, se muestran en las tablas 4.2 y 4.3.

En la figura 4.15 se observa que a mayor kV mayor material de cobre se necesita para reducir el kerma en aire, ya que obviamente, mientras mayor es la energía de los rayos X mayor es la capacidad de penetración del haz.

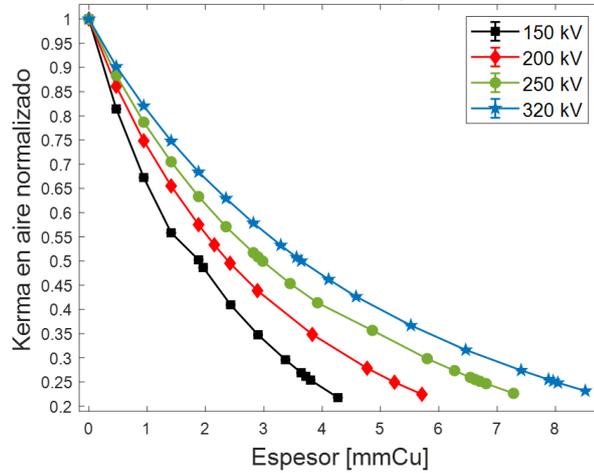


Figura 4.15: Curvas de atenuación para los haces de 150, 200, 250 y 320 kV .

kV	CHR_1 medida [mmCu]	CHR_1 <i>SpekCalc</i> [mmCu]	Diferencia [%]
150	1.81	1.61	12
200	2.39	2.31	3
250	2.99	2.91	2
320	3.64	3.61	0.8

Tabla 4.2: CHR_1 medida y calculada y su diferencia porcentual con respecto a la calculada.

En todos los casos, la CHR_2 es mayor que la CHR_1 , ya que el haz se endurece al atravesar el material de cobre, por lo cual se necesita aún más material de cobre para reducir el kerma en aire relativo de un 50% a un 25%. También se tiene una buena concordancia entre los valores de la CHR medidos y calculados con *SpekCalc*, llegando a tener una diferencia máxima de un 12% para la CHR_1 del haz de 150 kV . Esto indica que el material de cobre utilizado tiene una alta pureza y puede ser empleado para futuros experimentos.

Los resultados de la energía efectiva se muestran en la tabla 4.4. Los valores se calcularon a partir del método descrito en la sección 2.10.

4.8. Dosis en agua en superficie

Los resultados de la dosis en agua en superficie y la tasa de dosis se muestran en la tabla 4.5. Se calcularon a partir del protocolo TG-61 de la AAPM [4]. Además de los datos mostrados en la tabla 4.5 para el cálculo de la dosis, se tiene que el coeficiente

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

kV	CHR_2 medida [$mmCu$]	CHR_2 <i>SpekCalc</i> [$mmCu$]	Diferencia [%]
150	2.07	1.98	4
200	2.84	2.88	1
250	3.76	3.61	4
320	4.36	4.42	1

Tabla 4.3: CHR_2 medida y calculada y su diferencia porcentual con respecto a la calculada.

kV	CHR_1 medida [$cmCu$]	$(\frac{\mu}{\rho})_{eff}$ [cm^2/g]	E_{eff} [keV]
150	0.181	0.427	104
200	0.239	0.323	121.5
250	0.299	0.258	137.6
320	0.364	0.212	155.3

Tabla 4.4: Energía efectiva.

de calibración de la cámara es $N_k = 4.889 \times 10^7 Gy/C$ y el factor de corrección por el vástago es $P_{steam,air} = 1$ ya que se utiliza el mismo tamaño de campo que el empleado en la calibración de la cámara. Para calcular los cocientes de los coeficientes másicos de absorción de energía de agua a aire y los factores de retrodispersión se realizó una interpolación de los valores dados por las tablas IV y V, respectivamente, del protocolo TG-61.

kV	Corriente [mA]	CHR_1 medida [$mmCu$]	B_W	$[(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{air}^w]_{air}$	$D_{w,z=0cm}$ [cGy]	\dot{D}_w [cGy/min]
150	26.6	1.81	1.284	1.087	33.92 ± 0.02	17.05 ± 0.13
200	20	2.39	1.253	1.093	78.72 ± 0.09	39.25 ± 0.45
250	16	2.99	1.222	1.099	137.63 ± 0.6	68.40 ± 0.38
320	12.5	3.64	1.197	1.103	227.4 ± 0.1	112.8 ± 0.9

Tabla 4.5: Dosis en agua en superficie.

La dosis impartida es dependiente de distintos factores, tal como la fuente de radiación, la distancia de la fuente a la muestra a irradiar, el tamaño de campo, la filtración y la colimación del haz, así como los componentes del irradiador. Realizar las medidas dosimétricas de acuerdo a los protocolos establecidos es de vital importancia para tener resultados reproducibles y comparables cuando se realicen futuros experimentos radiobiológicos. Es fundamental asegurar la entrega exacta de la dosis para así establecer una asociación confiable entre las respuestas observadas en los especímenes biológicos irradiados y la dosis absorbida.

Los resultados de la tabla 4.5 también se pueden utilizar para convertir las dosis medidas en el punto de referencia, a valores de dosis a cualquier profundidad a lo largo del eje central, es decir, realizar medidas relativas y en experimentos con animales pequeños o muestras biológicas. Estos resultados contribuyen a mejorar la exactitud dosimétrica.

Conclusiones

Los haces de rayos X de kilovoltaje seguirán siendo de gran aplicación en departamentos de radioterapia, no solo para el tratamiento de cánceres de piel, sino también en unidades de rayos X intraoperatorios e irradiadores para animales. Por tanto, se requiere investigación y caracterización de los equipos para mejorar la exactitud de la dosimetría y la aplicación de estos haces de rayos X de kilovoltaje.

En este trabajo se realizó la caracterización dosimétrica del irradiador X-RAD320, utilizando una cámara de ionización tipo *Farmer* modelo T30013, para distintos parámetros de operación, en específico para haces de 150, 200, 250 y 320 *kV*.

Se encontró que el equipo es seguro y adecuado para la irradiación de células y animales pequeños. El sistema puede entregar kerma en aire de manera lineal y repetible una vez calibrado el haz. También puede entregar el kerma en aire de manera lineal en el tiempo, utilizando los programas de tiempo variable. Ya que la incertidumbre relativa del kerma en aire en función del tiempo es menor que el 1% en la mayoría de las medidas, no se tendrá una variabilidad importante en las medidas de kerma en aire al utilizar tiempos cortos de irradiación (menores que 30 *s*).

Se observa que el haz sigue el comportamiento de $1/r^2$ a partir de 50 *cm*; aunque esto no significa que no se pueden realizar medidas a distancias menores a la fuente, solo es una característica inherente del haz que debe ser tomada en cuenta.

También se tiene una relación lineal entre el kerma en aire y la corriente utilizada, esto implica que al incrementar la corriente al doble, con un tiempo de irradiación fijo, se tendrá un aumento proporcional en el kerma en aire medido. Este resultado es importante ya que con esos cambios estables en la corriente y en el tiempo (*mA*s), se pueden a su vez tener cambios controlados en la dosis.

La uniformidad del haz es aceptable para los *kV* evaluados, tal que el haz de radiación se distribuye de manera uniforme en todo el campo de rayos X. Sin embargo, se sugiere que el sistema de irradiación no se utilice para campos menores que 5×5 *cm*² al centrar la CI con respecto al campo de luz. Si se requiere utilizar campos menores se propone alinear la CI con respecto al campo de radiación determinado con una película radiocrómica, ya que se tiene una diferencia importante entre el campo de luz que proyecta el equipo y el campo de radiación que se genera con los colimadores, es necesario

5. CONCLUSIONES

por tanto, calibrar el campo de luz con el campo de radiación.

Por otro lado, se observa que a pesar de que el equipo solo puede producir un tamaño de campo máximo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ a una SSD de 50 cm , los factores de campo si son relevantes y deben tomarse en cuenta para realizar medidas dosimétricas más exactas.

Por último, las medidas de las CHR_1 y CHR_2 , la energía efectiva y las medidas de la dosis en superficie pueden ser utilizadas como referencia en la planificación de irradiaciones de células, animales pequeños y sistemas físicos y químicos, pero dichas medidas deben de ser realizadas con regularidad para tener un control del comportamiento del equipo y en caso de observar cambios importantes, reportarlos con el fabricante.

Los resultados de la caracterización del equipo servirán como referencia para futuras verificaciones y estudios radiobiológicos que se realicen con el irradiador X-RAD320, además al documentar la dosis impartida por rayos X de kilovoltaje generados por distintos parámetros de irradiación, entregada en condiciones experimentales específicas, se tiene que el K_a y, por tanto, la dosis, es administrada a las muestras de manera precisa y exacta.

En resumen, el sistema de irradiación X-RAD320 es una herramienta valiosa para futuros estudios radiobiológicos que se quieran realizar en el Instituto de Ciencias Nucleares. Si bien se ha encontrado que el sistema es seguro y adecuado para la irradiación de células y animales pequeños, se recomienda realizar medidas dosimétricas de manera regular para garantizar una dosimetría precisa. Al igual que otros sistemas de irradiación de rayos X, el X-RAD320 presenta ventajas y desafíos en términos de precisión de la dosimetría. Sin embargo, se espera que la investigación y desarrollo continúen mejorando.

Espectros

Los espectros (figura A.1) se calcularon con el software *SpekCalc* a partir de las características del X-RAD320, del tubo de rayos X y de los parámetros de operación. Dentro de los datos que se ingresaron en el software, se encuentran los kV utilizados, el ángulo del blanco (30°), la distancia fuente-CI (82 cm), el grosor de la ventana de Be (3 mm) y la composición del filtro añadido ($1.5\text{ mmAl} + 0.25\text{ mmCu} + 40.75\text{ mmSn}$).

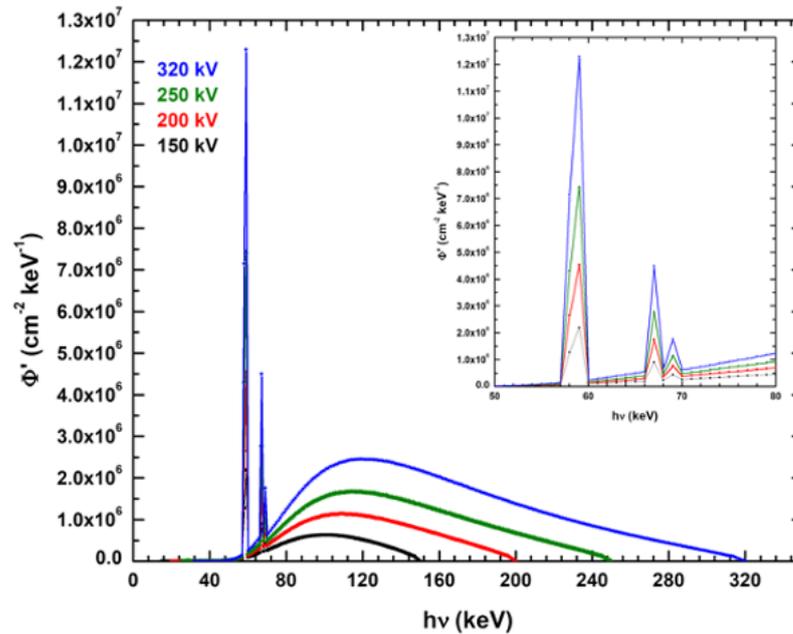


Figura A.1: Espectros para los haces de 150, 200, 250 y 320 kV , calculados con *SpekCalc*.

El software también calcula distintos datos de interés, los cuales se muestran en la tabla A.1.

kV	CHR_1 [$cmCu$]	CHR_2 [$cmCu$]	E_{eff} [keV]
150	1.61	1.98	98
200	2.31	2.88	117
250	2.91	3.61	133
320	3.61	4.42	154

Tabla A.1: Datos calculados por *SpekCalc*.

Bibliografía

- [1] Robin Hill y col. “Advances in Kilovoltage X-ray Beam Dosimetry”. En: *Physics in Medicine & Biology* 59.6 (2014), pág. 183.
- [2] Courage Mahuvava y col. “Dose Calculations for Preclinical Radiobiology Experiments Conducted with Single-Field Cabinet Irradiators”. En: *Medical Physics* 49.3 (2022), págs. 1911-1923.
- [3] Pedro Andreo y col. “Protocols for the Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams: A Comparison of the IAEA TRS-398 and Previous International Codes of Practice”. En: *Physics in Medicine & Biology* 47.17 (2002), pág. 3033.
- [4] C-M Ma y col. “AAPM Protocol for 40–300 kV X-ray Beam Dosimetry in Radiotherapy and Radiobiology”. En: *Medical physics* 28.6 (2001), págs. 868-893.
- [5] Frank Herbert Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, 2008.
- [6] Pedro Andreo y col. *Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry*. John Wiley & Sons, 2017.
- [7] Virgilio Acosta y col. *Curso de Física Moderna*. HARLA, 1999.
- [8] Podgoršak Ervin B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Vol. 1. Springer, 2006.
- [9] Jerrold T. Bushberg y John M Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

BIBLIOGRAFÍA

- [10] D.R. Dance y col. “Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students”. En: *International Atomic Energy Agency* 299 (2014).
- [11] Donald M Robinson y John W Scrimger. “Monoenergetic approximation of a pol-
yenergetic beam: a theoretical approach”. En: *The British Journal of Radiology*
64.761 (1991), págs. 452-454.
- [12] Leonardo Diniz Hipólito Soares, Michel Stephani da Silva Gobo y Martín Eduar-
do Poletti. “Measurement of the linear attenuation coefficient of breast tissues
using polienergetic x-ray for energies from 12 to 50 keV and a silicon dispersive
detector”. En: *Radiation Physics and Chemistry* 167 (2020), pág. 108226.
- [13] Nathan Willig Lima y Gabriela Hoff. “Aplicabilidade da Lei do Inverso do Qua-
drado da Dis-tância em Radiologia Convencional e Mamografia”. En: *Brazilian
Journal of Radiation Sciences* 3.1A (2015).
- [14] PTW The Dosimetry Company. [www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-
chamber-30013-waterproof](http://www.ptwdosimetry.com/en/products/farmer-ionization-chamber-30013-waterproof). 2023.
- [15] PTW The Dosimetry Company. [https://www.ptwdosimetry.com/en/products/unidos-
tango-and-unidos-romeo-reference-class-electrometers](https://www.ptwdosimetry.com/en/products/unidos-tango-and-unidos-romeo-reference-class-electrometers). 2023.
- [16] Ervin B Podgorsak y col. “Review of radiation oncology physics: a handbook for
teachers and students”. En: *Vienna, Austria: IAE Agency* 19 (2003), pág. 133.
- [17] A. Colello Bruno y col. “Biological X-ray Irradiator Characterization for Use
with Small Animals and Cells”. En: *Brazilian Journal of Medical and Biological
Research* 50 (2017).
- [18] Shalaine S. Tatu y col. “Dosimetric Characterization of an X-ray Irradiator for
use with Cells”. En: *Radiation Physics and Chemistry* 176 (2020), pág. 109065.
- [19] R. Pidikiti y col. “Dosimetric Characterization of an Image-Guided Stereotac-
tic Small Animal Irradiator”. En: *Physics in Medicine & Biology* 56.8 (2011),
pág. 2585.