



**BUAP**

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas

“Pruebas de aceptación de un tubo de rayos X portátil”

Tesis

Para obtener el grado de

Licenciado en Física Aplicada

Presenta

Vicente López Reyes

Asesores de tesis

Dr. Benito de Celis Alonso

Dr. Eduardo Moreno Barbosa.

Julio 2023

Presidente: Dr. Javier Miguel Hernández López  
Facultad en Ciencias Físico-Matemáticas, BUAP  
javierh@fcfm.buap.mx

Secretaria: Mtra. Margarita Amaro Aranda  
Facultad en Ciencias de la Electrónica, BUAP  
margarita.amaro@correo.buap.mx

Vocal: Dr. Fernando Moreno Barbosa.  
Facultad de Medicina BUAP  
fmoreno.barbosa@alumno.buap.mx

Suplente: Dr. Ricardo Agustín Serrano.  
Facultad en Ciencias Físico-Matemáticas, BUAP  
ricardo.agustin@correo.buap.mx

## Contenido

<b>1 Introducción</b> .....	6
<b>1.1 Justificación</b> .....	6
<b>1.2 Hipótesis</b> .....	8
<b>1.3 Objetivos Principales y Secundarios.</b> .....	8
<b>1.4 Resumen de los capítulos.</b> .....	8
<b>2 Abreviaturas</b> .....	10
<b>3 Marco Teórico</b> .....	12
<b>3.1 Radioactividad y radiación ionizante</b> .....	12
<b>3.1.1 Radiación alfa, beta y gamma</b> .....	13
<b>3.2 Producción de rayos X/ el tubo de rayos X.</b> .....	14
<b>3.2.1 El ánodo de un tubo de rayos X</b> .....	15
<b>3.2.4 Radiación característica y Radiación de frenado</b> .....	23
<b>3.3 Interacción de radiación con materia.</b> .....	25
<b>3.3.1 Efecto Compton</b> .....	26
<b>3.3.2 Efecto fotoeléctrico</b> .....	28
<b>3.4 Conceptos físicos básicos de rayos X y protección radiológica.</b> .....	30
<b>3.5 Físico médico de diagnóstico. Funciones.</b> .....	32
<b>4. Materiales y Métodos</b> .....	35
<b>4.1. Pruebas a realizar.</b> .....	35
<b>4.2. Hardware y equipo de cómputo usado.</b> .....	36
<b>4.2.1 Equipo de Rayos X (RX)</b> .....	36

4.2.2. Cámaras de ionización.....	38
4.3. Arreglo experimental.....	40
5 Resultados.....	45
5.1 Resultados de cada prueba.....	45
6 Discusión y Conclusiones. ....	54
6.2 Limitaciones del estudio. Otras pruebas no realizadas. ¿Porqué?.....	55
6.3 Conclusión.....	57

# Abstract

Chapter 2 is abbreviations used in work to facilitate reading.

Chapter 3 is an introduction to radioactivity and the different types of ionizing radiation. Where each one comes from, their different ways of interacting with matter. The step-by-step process of producing X-rays in the X-ray tube, the types of radiation, and their interaction with matter. Basic concepts of X-rays and radiological protection are exposed, and finally, the functions of a diagnostic medical physicist.

Chapter 4 reviews the acceptance tests for an X-ray tube that can be replicated with the equipment I have listed. I explain the equipment used for the elaboration of this thesis. The different ionization chambers and the program for their data analysis. As well as the experimental arrangement for the other tests

Chapter 5 I give the results of the measurements, analyze the graphs resulting from each test, and the discussion on whether the tests were successful or not is shown.

Chapter 6 is the discussion and conclusions of the thesis work. I talk about the limitations of not having complete conventional radiography equipment. Finally, I have the bibliography and list of tables and graphs.

# 1 Introducción

Las NOM (Normas Oficiales Mexicanas), son regulaciones obligatorias redactadas por organismos oficiales que reúnen procesos o servicios que podrían causar un riesgo a la seguridad o salud de las personas. Las NOM son publicadas en el Diario Oficial de la Federación y entran en vigor un día después de ser publicadas.

Para el presente trabajo utilice la NORMA Oficial Mexicana NOM 229, sobre: “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”.

## 1.1 Justificación

En la medicina se presentan diversas formas de diagnosticar enfermedades y desórdenes del cuerpo humano. No todos los males son fáciles de detectar, si bien un resfriado tiene síntomas fáciles de percibir a simple vista, una luxación es posible palparla y altos niveles de azúcar solo requieren una gota de sangre, para hacer los estudios; hay enfermedades que no son tan simples de diagnosticar.

Un cáncer no es palpable hasta que está en un estadio muy avanzado de enfermedad, las fracturas suelen requerir una radiografía para observar el nivel de daño al hueso, las tomografías computarizadas ayudan para observar lesiones cerebrales o la panorámica dental que ayuda a los dentistas y estomatólogos para ver los dientes por dentro del paciente y saber cuándo es requerida una extracción o alguna cirugía más delicada. Y no solo para el tratamiento de enfermedades y heridas se utilizan este tipo de estudios, la mamografía es un estudio para buscar signos de cáncer de mama en etapa temprana (CDC, 2022) y ayudar a salvar miles de vidas al año (OPS, 2021).

Si bien los estudios por imagen radiológica son muy beneficiosos para ayudar al profesional de la salud en su diagnóstico, el uso de radiaciones ionizantes conlleva un peligro inherente y debe ser controlado con su debido cuidado.

¿Por qué es esto? ¿Si este tipo de estudios ayuda a detectar una enfermedad tan peligrosa como el cáncer, no debería ser óptimo hacerse un estudio con la mayor frecuencia posible? La radiación utilizada en este tipo de estudios es radiación ionizante. A grandes rasgos, es un tipo de energía liberada en formas de ondas electromagnéticas o partículas. Este tipo de radiación es capaz de romper las estructuras de ADN o dañarlas a través de radicales libres tras la radiólisis del agua. El daño al ADN provoca mutaciones que si no son corregidas serán precursoras del cáncer.

El ser humano está expuesto a este tipo de energías constantemente y un gran ejemplo es la radiación UV del sol, que, si bien es uno de los motivos por el que existe vida en nuestro planeta, también es peligrosa en grandes cantidades. Además de quemaduras por prolongadas exposiciones sin protección, también puede producir cáncer de piel. Así mismo los estudios de imagen por radiología pueden producir cáncer debido a que es capaz de alterar el ADN de los seres vivos

(cancer.gov, 2019). Pero una radiografía al año no te causara cáncer de forma repentina. Este efecto secundario depende de la cantidad de radiación ionizante, es por eso que se debe cuidar mucho la cantidad a la que son expuestos tanto los pacientes como el personal de salud en este tipo de estudios. Es responsabilidad del físico médico, ingeniero en radiología, técnicos radiólogos y demás personal el uso correcto y responsable de los equipos para radiar lo menos posible tanto a los pacientes, a sus compañeros como a ellos mismos para evitar consecuencias no deseadas (medlineplus, 2020)

Las Normas Oficiales Mexicanas existen para dar seguridad a la calidad y sanidad de productos y servicios proporcionados a los mexicanos tanto en el sector público como privado. Ya sea un servicio o un producto es necesario un mínimo de calidad y más tratándose de la salud radiológica. La NOM 229 se encarga del funcionamiento de diversos equipos que generan energía ionizante, su correcta instalación y pruebas para corroborar su uso óptimo con las menores consecuencias posibles.

Si bien la NOM 229 contempla desde criterios normativos, responsabilidades sanitarias y especificaciones al adquirir el equipo. En el presente trabajo nos enfocaremos en los requisitos de funcionamiento de equipos de radiación con un tubo de rayos X portátil y ver cuantas pruebas podríamos llegar a analizar, descartando las pruebas que requieran equipo con el que no contamos como sistemas de radiación por pulsos, diversos tubos de radiación o control de exposición. La NOM 229 contempla entre sus requerimientos para el óptimo funcionamiento de 6 distintos equipos de diagnóstico médico con rayos X los cuales son: radiografía convencional, fluoroscopia, tomografía computarizada, mamografía y panorámica dental.

La fluoroscopia es un método de obtención de imágenes en tiempo real de la estructura del cuerpo humano, siendo como una película, radian de manera constante al cuerpo del paciente. La tomografía computarizada o tomografía axial computarizada (TAC) es un tipo de exploración por imágenes que utiliza cortes (sagital, frontal, transversal) para visualizar partes detalladas del interior del cuerpo del paciente. La mamografía es, más que un equipo de radiación distinto al convencional. Es un sistema radiográfico para obtener la mama exclusivamente diseñado para este fin, y queda prohibido usar equipos convencionales normales o modificados. La panorámica dental es una máquina que gira alrededor de la cabeza que captura los maxilares y dientes completos de una sola toma.

Todos estos equipos requieren ya sea de instalaciones muy específicas, tubos de rayos X especiales, sistemas más complejos con los cuales no contamos, sin embargo, la radiografía convencional si bien requiere de instalaciones seguras, y equipos varios. Es el tipo de sistema más cercano al que se podría buscar analizar con el material con que contamos.

## 1.2 Hipótesis

El equipo de rayos X portátil recientemente adquirido por el CA de Física Médica de la FCFM de la BUAP, en su actual estado cumple con la normativa oficial vigente (NOM 229) para su instalación y correcto funcionamiento uso en actividades de investigación.

## 1.3 Objetivos Principales y Secundarios.

**Principal:** Comprobar que el tubo de Rayos X del laboratorio de Física Médica de la FCFM de la BUAP cumple con los criterios de aceptación y funcionamiento de la NOM 299 Mexicana.

- **Secundario:** Lectura y estudio de la NOM 229 “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”.
- **Secundario:** Estudio del arte de Radiaciones ionizantes y aplicaciones a la medicina, Unidades y medidas, equipos, cámaras de ionización, Protección radiológica en general, tubo de rayos X, etc.
- **Secundario:** Aprender a escribir un manuscrito científico para obtener el grado de licenciado.

## 1.4 Resumen de los capítulos.

El capítulo 2 son abreviaturas utilizadas en el trabajo para facilitar su lectura.

El capítulo 3 es una introducción a la radioactividad y los diferentes tipos de radiación ionizante. De donde provienen cada uno, sus diferentes modos de interactuar con la materia. El proceso paso a paso de la producción de rayos X en el tubo de rayos X y los tipos de radiación y su interacción con la materia. se exponen conceptos básicos de rayos X y la protección radiológica y por último las funciones de un físico médico de diagnóstico.

En el capítulo 4 doy un repaso a las pruebas de aceptación para un tubo de rayos X que pueden ser replicadas con el equipo que conté. Doy una explicación del equipo utilizado para la elaboración de esta tesis. Las distintas cámaras de ionización y el programa para su análisis de datos. Así como a el arreglo experimental para las distintas pruebas.

El capítulo 5 doy los resultados de las mediciones, analizo las gráficas resultantes de cada prueba y se muestra la discusión sobre si las pruebas fueron exitosas o no.

El capítulo 6 son las discusiones y conclusiones del trabajo de tesis, hablo de las limitaciones al no tener un equipo de radiografía convencional completo. Por último, cuento con la bibliografía y listado de tablas y graficas.

## 2 Abreviaturas

**CDR:** Capa Decirreductora ((espesor de un material para que, pasando por el un haz de rayos X, este reduzca su exposición a un 10% de su valor inicial).

**CHR:** Capa Hemirreductora (espesor de un material para que, pasando por el un haz de rayos X, este reduzca su exposición a la mitad).

**cm:** Centímetro.

**cd/m<sup>2</sup>** : Candela por metro cuadrado (unidad de luminancia del Sistema Internacional de Unidades, Intensidad luminosa en un área dada).

**cd:** candela (intensidad luminosa en una dirección dada).

**D:** Dosis Absorbida (Cantidad de radiación ionizante recibida por un material o tejido vivo).

**dē:** Diferencial del promedio de la energía impartida.

**DFI:** Distancia foco-receptor (se refiere a la distancia focal, es decir la distancia entre el centro óptico y el punto donde se concentran los rayos X).

**DFP:** Distancia foco-película (distancia entre el foco de rayos X y una película donde se posiciona la radiografía).

**dm:** Diferencial de masa.

**H:** Equivalente de dosis.

**H<sub>e</sub>:** Equivalente de dosis efectivo.

**Jkg<sup>-1</sup>:** Joule por kilogramo a la menos uno.

**kV:** Tensión en el tubo (es el grado de penetración de los rayos X en el organismo).

**m:** Metro

**mGy:** Miligray (el Gray es la unidad de dosis absorbida de radiación ionizante).

**min:** minuto

**mm:** Milímetro

Q: Factor de calidad

ROI: Región de interés

S: Desviación estándar experimental

T: factor de ocupación

U: Factor de uso

## 3 Marco Teórico

### 3.1 Radioactividad y radiación ionizante

Antes de hablar de radioactividad y radiación ionizante daremos un repaso por el átomo. El átomo contiene un núcleo que en su interior tiene protones, neutrones y partículas más pequeñas llamadas electrones que giran alrededor del núcleo similar al modelo geocéntrico de nuestro sistema solar. El número de protones en el núcleo son la diferencia que determinan los diferentes elementos. Los protones, cuya carga eléctrica es positiva, tratan de alejarse constantemente entre sí y siempre tienen la misma cantidad dentro de un mismo elemento. Los neutrones por otro lado tienen una carga eléctrica negativa y en este caso el número dentro de un mismo elemento puede variar variando con este el número atómico del elemento, a estas variaciones en el número de neutrones dentro de un mismo elemento se les conoce como isotopos.

El cobalto, por ejemplo, tiene un número constante de protones que es 27, y cuando la cantidad de neutrones es 32 se forma el conocido cobalto 59, y si se añadiera un neutrón más sería el cobalto 60 y siendo estos 2 tipos de cobalto isotopos del cobalto. El cobalto 60 es un elemento radioactivo llamado radionucleido o radioisótopo, un elemento con un átomo con exceso de energía nuclear. Los isotopos de un mismo elemento reaccionan de forma química similar (OMS, 2016).

Existen 4 tipos de fuerzas elementales en el universo según la física de partículas, y estas fuerzas son la fuerza gravitatoria, fuerza electromagnética, fuerza nuclear fuerte y fuerza nuclear débil. Las fuerzas electromagnéticas y nuclear fuerte son las que determinan la estabilidad del núcleo de un átomo.

En los núcleos del átomo la fuerza electromagnética es la que hace que los protones se repelan entre sí, mientras que la fuerza nuclear fuerte es la que mantiene unidos a los neutrones y los protones. Es la compensación de estas 2 fuerzas elementales las que hacen a un núcleo atómico tener estabilidad. Así mismo, debe existir un equilibrio entre electrones y protones para que el núcleo sea estable, ya sean problemas como exceso de energía o un exceso de protones pueden provocar un núcleo inestable iniciando un proceso donde el núcleo empieza a perder energía progresivamente, liberando partículas y radiación para buscar su estabilidad. A este proceso se le conoce como radioactividad (ATSDR, 1999).

La radiación ionizante no es más que energía transportada por diversos tipos de rayos y partículas, que son emitidas por estos elementos radioactivos. Los aparatos de rayos X utilizan este tipo de radiaciones así como los reactores nucleares utilizan este tipo de liberación de energía como combustible energético.

La radiación ionizante se separa en diferentes tipos, siendo las de nuestro interés las partículas alfa, beta, rayos X y gamma. Las primeras 2 partículas son pequeñas partes de átomos a grandes velocidades, los rayos X y gamma ya son radiaciones

de tipo electromagnéticas y contienen una cantidad de energía tan alta que son capaces de mover los electrones de las moléculas con las que interactúan, haciéndolas muy peligrosas al momento de interactuar con ellas, además de que este tipo de partículas no se pueden sentir ni ver de forma simple por el ser humano, haciendo si única forma de detectarlas y medirlas con instrumentación.

Existe también la radiación no ionizante, que es la radiación que no tiene la energía suficiente como para modificar el número de partículas dentro de un elemento. Algunos ejemplos de estas radiaciones serían la radiación de microondas, la luz visible, la luz ultravioleta, el ultra sonido, etc. (OPS, OPS, 1997).

### **3.1.1 Radiación alfa, beta y gamma**

Las partículas alfa con partículas de 2 protones y 2 neutrones que se mueven a gran velocidad y, por lo tanto, con una gran energía cinética, Su masa y tamaño son muy grandes en comparación a la partícula beta. La radiación alfa no es capaz de traspasar la piel humana, por lo tanto, no tiene un peligro para el ser humano al ser expuesta ante él, la única forma en que puede ser peligrosa es si esta se produce desde dentro del cuerpo, ya sea inhalándola o comiéndola.

Las partículas beta existe en 2 tipos de radiación y estas dependerán del tipo de material radioactivo que las generen, ya sea con una carga negativa muy alta o una carga positiva muy alta, comúnmente suelen estar con carga negativa y suelen ser mucho más penetrantes y livianas que las partículas alfa, aun así no son capaces de atravesar la piel humana.

La radiación o rayos gamma a diferencia de la radiación alfa o radiación beta no es una partícula, sino una especie de luz no visible por el ojo humano. Esta radiación son paquetes de carga que carece de carga o de masa. Este tipo de cargas ya son peligrosas para el cuerpo humano, pues puede atravesar la piel con facilidad y su fuente podría estar relativamente lejos del humano como por ejemplo mezclados con materiales de construcción como el famoso caso del cobalto 60 en México. Cuando un rayo gamma no tiene masa y perder toda su energía este deja de existir al ser completamente energía.

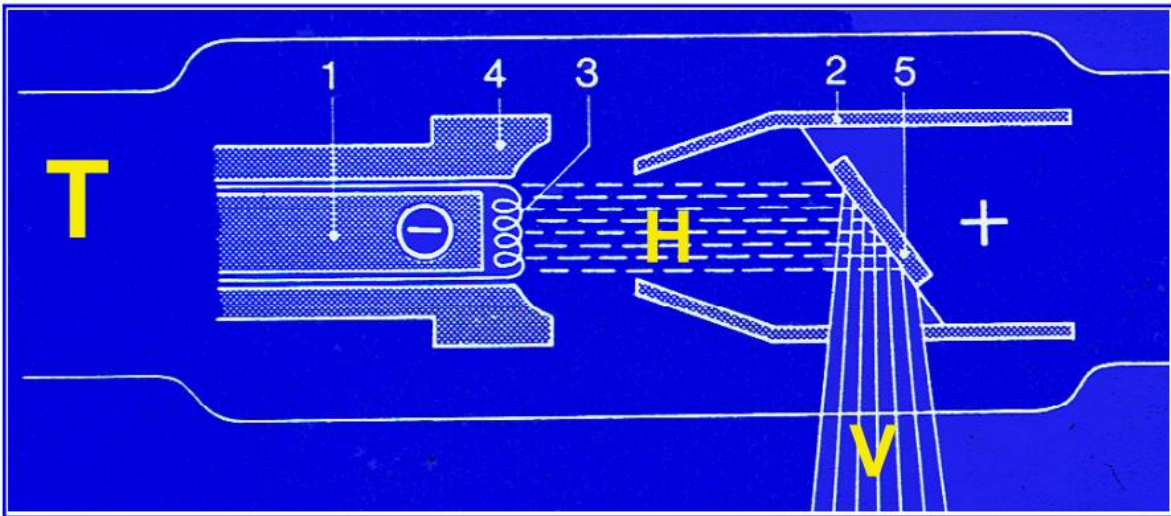
Las radiación gamma y rayos X tienen las mismas propiedades, pero con un origen completamente distinto, mientras la radiación gamma se produce en el núcleo del átomo, los rayos X se producen en las capas de este, donde se encuentran los electrones (OPS, OPS, 1997), (Nuclear, 2012).

## 3.2 Producción de rayos X/ el tubo de rayos X.

Los tubos de rayos X con aparatos donde se aceleran electrones a altísimas velocidades para después frenarlos de golpe, haciendo que pierdan completamente su masa y generando así fotones que son la radiación ionizante utilizadas en el radiodiagnóstico de los hospitales.

Los elementos del tubo de rayos X son; un filamento llamado en estos aparatos como cátodo, que es calentado hasta la incandescencia produciendo una nube de electrones. Luego estos electrones son acelerados y con una diferencia de potencial. Posteriormente chocan con el ánodo para liberar su energía cinética en forma de fotones que son la radiación ionizante de los rayos X.

En esta imagen podemos observar las partes que constituyen el tubo de rayos X donde el filamento (indicado con el número 3) situado en el cátodo (número 4) que está frenando al cátodo (número 2) y finalmente chocando los electrones con el blanco, comúnmente wolframio.



**Figura 1.** 1 Circuito de baja tensión. 2. Situación del ánodo; 3. Filamento situado en el interior del cátodo; 4. Lado del cátodo; 5. Ánodo sobre el cual inciden los electrones, Imagen extraída de Evolución de la protección radiológica y control de calidad.

Dentro del tubo de rayos X se ha producido un vacío para que el camino de los electrones sea lo más rectilíneo posible. El haz útil de radiación sale como en la figura hacia el vidrio que está rodeada por una carcasa de plomo y acero. Adicional a todo esto el tubo de rayos X contiene un sistema de refrigeración ya que todo este proceso genera mucho calor al chocar contra el ánodo, aproximadamente el 99% de la energía usada en este proceso es calor, mientras que el otro 1% es rayos X. De este 1% el 90% es radiación de frenado y solo el 10% es radiación característica. (Baños, 2002-05).

### 3.2.1 El ánodo de un tubo de rayos X

El material habitual con el que se fabrica el ánodo de un tubo de rayos X suele ser el Wolframio (W) (En el caso de los tubos de mamografía el material empleado es el Molibdeno). El Wolframio presenta un punto de fusión elevado, ventaja adicional frente a otros materiales con alto número atómico. El tubo de rayos X de filamento caliente debe de alcanzar una temperatura adecuada para su funcionamiento, pero en ellos se produce tanto calor que éste constituye el principal problema contra el que es preciso actuar con el fin de aumentar la vida útil del aparato.

Para solucionar este problema se podría aumentar el tamaño del foco, con lo que el calor generado se distribuiría sobre una superficie mayor y el aumento de temperatura no sería tan elevado. Sin embargo, esta solución repercutirá sobre la calidad de la imagen dando lugar a penumbras indeseables es decir falta de nitidez. Otra solución podría ser aumentar el tiempo de exposición, pero también aumenta el riesgo de movimiento del paciente que ocasiona falta de nitidez por movimientos.

Estas dificultades aparecen con los ánodos estacionarios de foco pequeño, con tiempos cortos y con escasa producción de rayos X.

En el ánodo giratorio, la ampolla de vidrio está contenida en un recipiente metálico, que actúa como coraza aislante de la radiación y de la corriente eléctrica, y se encuentra rellena de aceite mineral para su refrigeración.

La estructura del ánodo consiste en un disco de wolframio de unos 10 -15 cm de diámetro que puede girar a gran velocidad, de 10.000 a 12.000 revoluciones por minuto.

La zona externa del disco giratorio actúa como ánodo, y está recortada en ángulo, presentando una cierta inclinación con respecto a la perpendicular de la trayectoria de los electrones ( $12^\circ$  - $17^\circ$ ).

Con el movimiento rotatorio del disco, la superficie de choque es constante, pero la parte

del disco en donde chocan los electrones cambia continuamente. Así, la producción de radiación es

continua, pero el choque de los electrones y la producción de calor ocurre siempre en un punto

distinto del disco. De esta forma se permite disipar mayor cantidad de calor sin aumentar el tamaño

aparente del foco.

En general puede decirse que:

\* El foco térmico viene determinado por la forma y tamaño del filamento en el cátodo, así como por la focalización del haz de electrones. Además, dependerá de la inclinación del ánodo y de la velocidad de su rotación.

\* El foco efectivo también dependerá de esos factores (excepto de la velocidad de rotación). Hay que precisar que sólo será cuadrado para un observador situado en el centro del campo, por lo que la nitidez de la película será variable en el campo.

### **3.2.2 Tubo de Rayos X**

Es el componente principal del equipo y es donde se encuentran el ánodo y el cátodo. Está cubierta por una coraza de metal (como plomo) que evita la radiación de fuga (Baños, 2002-05)

#### **Generador**

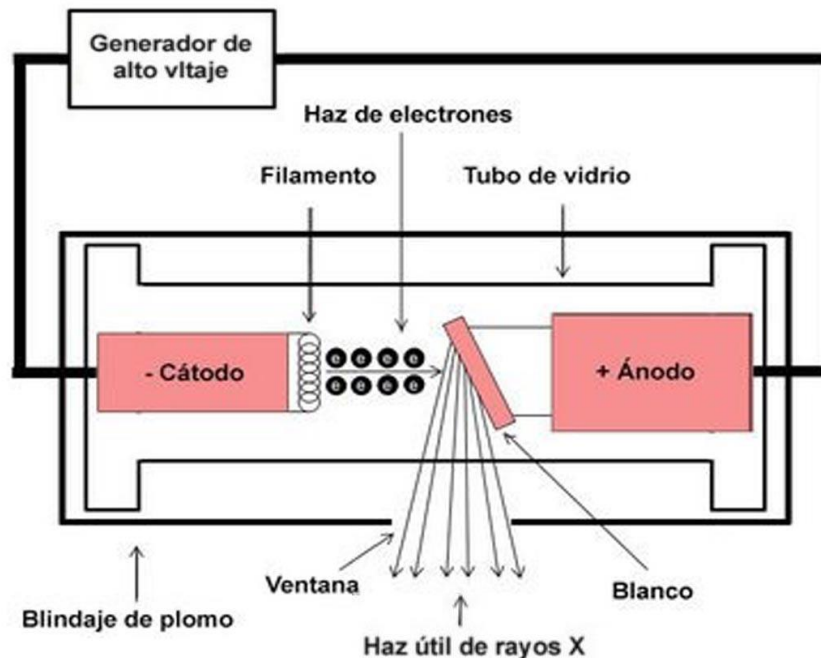
El generador de rayos X es la parte en la que, a partir de energía eléctrica, producen electrones acelerando a altas velocidades. Desde el filamento acelera los electrones generadores en el cátodo hasta el ánodo.

El generador cuenta con un circuito para cada función siendo esto el circuito del filamento y el circuito de alto voltaje, además de contar con un tercer circuito que es un cronometro que regula el tiempo de exposición (Pucar, 2016-07).

Con 2 compartimentos, llamados panel de control o consola, y el transformador se controla el kV, los mA y el tiempo de exposición para cada estudio (Baños, 2002-05) . Un transformador de bajo voltaje además de un conjunto de rectificadores constituyen el circuito de alto voltaje. El rectificador cambia la corriente alterna a corriente directa. Las altas diferencias de potencial en los transformadores hacen necesario sumergir los transformadores y rectificadores en aceite para usarlo de aislante (Pucar, 2016-07).

## Filamento

El cátodo del tubo de rayos X es un filamento de un material (wolframio, molibdeno, rodio) que produce electrones cuando es sometido a un calentamiento.



**Figura 2** Diagrama del circuito del filamento Imagen extraída de (Pucar, enmiradiologia, 2016-07)

La forma de calentarlo es hacer pasar una corriente eléctrica. Cuando un metal se calienta, sus átomos absorben energía térmica y algunos de los electrones del mismo adquieren suficiente energía como para separarse a una pequeña distancia de la superficie del metal. Este escape es lo que se conoce como emisión termoiónica.

Entre mayor sea la corriente que pasa por el filamento, mayor será la temperatura y mayor el número de electrones que emitirá. Los electrones emitidos por el filamento forman una pequeña nube próxima al filamento que se conoce como carga espacial. Esta nube de cargas negativas tiende a impedir que otros electrones sean emitidos por el filamento hasta que los primeros hayan adquirido suficiente energía térmica para superar la fuerza ocasionada por la carga espacial. La tendencia de la carga espacial a limitar la emisión de más electrones desde el filamento se llama efecto de carga espacial.

Cuando los electrones abandonan el filamento, la pérdida de cargas negativas hace que el filamento adquiera una carga positiva que ocasiona la atracción de algunos de los electrones emitidos. Cuando un filamento se calienta hasta su temperatura

de emisión, rápidamente se alcanza un estado de equilibrio en el cual el número de electrones que vuelven al filamento es igual al número de electrones que se emiten, esto da como resultado que el número de electrones que forman la nube de carga espacial permanece constante y ese número depende de la temperatura del filamento.

El wolframio es el material más comúnmente utilizado como ánodo en tubos de rayos X, no es un emisor termoiónico tan eficiente, se utiliza debido a su facilidad para formar hilos delgados y fuertes con alto punto de fusión y su larga esperanza de vida debido a su baja tendencia a evaporarse, una pequeña cantidad de wolframio sí se evapora desde el filamento, y ocasionalmente desde el ánodo, y se va depositando en forma de una capa extremadamente fina en la superficie interna de la pared del tubo, dándole un color amarillento cuya intensidad se ve acrecentada con la edad del tubo.

Este revestimiento de wolframio tiene dos efectos; tiende a filtrar el haz de rayos X, disminuyendo el porcentaje de fotones de baja energía del mismo gradualmente y la presencia del metal en el vidrio del tubo aumenta la posibilidad de formación de arcos entre el vidrio y los electrodos a altos valores de kilo voltaje, lo cual puede traer como consecuencia que el tubo se rompa.

el cátodo tiene otros dos elementos los cables conectores que suministran el voltaje y la intensidad (mA) para calentar el filamento y una copa focalizadora metálica cuya función es impedir que se expanda la corriente de electrones, manteniéndola al mismo potencial negativo que el filamento cuando el tubo de rayos X está conduciendo.

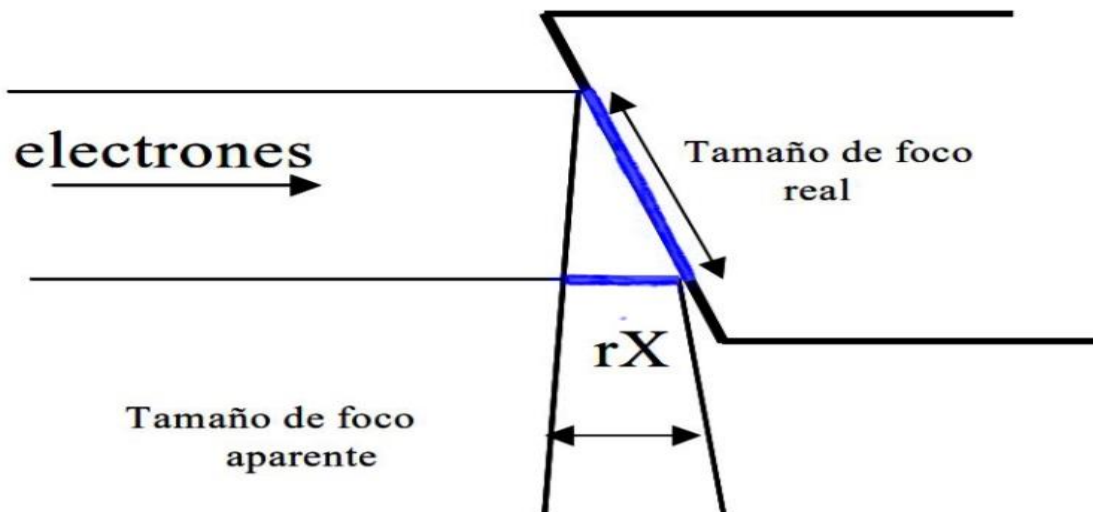
Los tubos de rayos X modernos tienen habitualmente un doble filamento montados uno sobre otro o una al lado del otro, cada filamento consiste en una espiral de alambre. Una de ellas es más larga, es llamada filamento mayor o foco grueso, se utiliza para exposiciones más largas. El tamaño de foco es importante para la calidad de imagen.

Las exposiciones realizadas con el foco fino ofrecen una mejor calidad de imagen. Sin embargo, cuando se utiliza foco fino, el número de electrones que llegan al blanco disminuye y las exposiciones deben tener una mayor duración para obtener la misma densidad óptica en el receptor de imagen. El aumento del tiempo de disparo hace aumentar también la posibilidad de movimiento del paciente y aumenta por tanto el riesgo de penumbra cinética. Además, el tubo sufre un calentamiento mucho mayor lo que acorta su vida útil. Las imágenes obtenidas con foco grueso presentan peor calidad (Pucar, 2016-08) .

## Ánodo

El ánodo es la parte comúnmente de wolframio, en la que los electrones procedentes del cátodo chocan, esta área se llama mancha focal.

Casi toda la energía de los electrones (aproximadamente el 99%) se convierte en calor, y el resto es lo que se convierte en rayos X, y puesto que el calor se concentra en la mancha focal suele acumular rápidamente el daño en el ánodo. La superficie del ánodo suele inclinarse de 6 a 20° para mejorar el detalle observado en las radiografías, pues con la perpendicularidad del plano donde incide el haz el tamaño del foco efectivo parece menor al foco real (Lagos, 2019).



**Figura 3** Diferencia entre tamaño de foco aparente y tamaño de foco real. Angulación del ánodo. Imagen tomada de Diseño y construcción de un biodigestor en la Universidad Don Bosco

A pesar de todo, existe un límite para el ángulo posible para el ánodo, y este ángulo se determina por el efecto talón. En el caso de radiografías el ángulo suele ser de 15°.

Los ánodos pueden ser de dos tipos: estacionarios o rotatorios. El ánodo estacionario consiste en una pequeña placa rectangular de wolframio de 2 a 3 mm de espesor embebida en una masa de cobre.

Se suele utilizar wolframio como material para el ánodo debido a que tiene un alto número atómico (74) que lo hace más eficiente para la producción de rayos X por lo que tiene una alta emisividad térmica, y debido a que su punto de fusión es de 3370° C, es capaz de soportar las altas temperaturas producidas en el proceso de generación de rayos X, y que es un material razonablemente bueno desde el punto de vista tanto de la absorción de calor como de la disipación del mismo.

Aun así, el cobre es el mejor conductor del calor, con lo que aumenta la capacidad térmica total del ánodo y su velocidad de enfriamiento, de ahí que se emplee también en la construcción del ánodo.

El ánodo rotatorio consiste en un disco, en general de wolframio o aleación de wolframio que rota teóricamente a una velocidad de unas 3600 revoluciones por minuto (rpm) en el momento de la exposición. Dicho disco tiene como el ánodo estacionario, un borde inclinado. El propósito del ánodo rotatorio es distribuir el calor producido durante una exposición sobre un área anódica mayor. Debido a la inercia que presenta el disco a la rotación, existe un pequeño retraso entre la aplicación de la fuerza y el momento en que el rotor alcanza la máxima velocidad angular. Este período normalmente varía entre 0.5 y 1 s. En los tubos existe un circuito de seguridad que impide realizar una exposición hasta que el rotor ha alcanzado su máxima velocidad (FAMAF, s.f.).

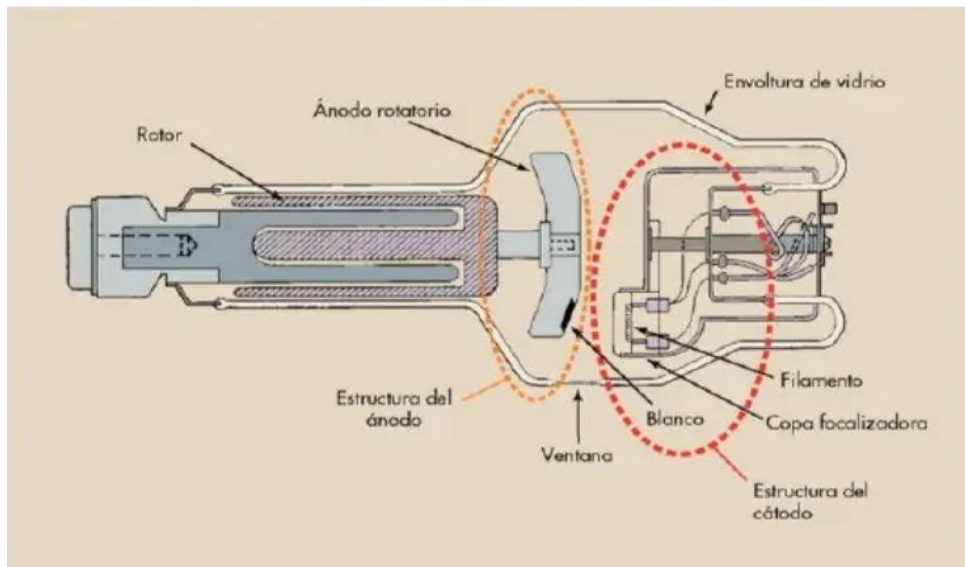


Figura 4 Esquema de un tubo con ánodo rotatorio con sus principales componentes. Imagen extraída TUBO DE RAYOS X DR. OSCAR ISMAEL APODACA ROBLES

## Voltaje

La aceleración de los electrones a alta velocidad se consigue aplicando una diferencia de potencial (kV) entre el filamento y el blanco. Cuando se aplica esa diferencia de potencial, los electrones que estaban formando la nube de carga espacial fluyen desde las proximidades del filamento hasta el ánodo produciendo la corriente del tubo. Si el potencial aplicado es insuficiente como para impulsar todos los electrones fuera del filamento, existirá una carga espacial próxima al filamento que actúa limitando el número de electrones disponible y, por tanto, la corriente del tubo.

Por tanto, hasta un aumento en el kilo voltaje ocasiona un aumento significativo en la corriente del tubo. Por encima de dicho voltaje, sin embargo, el aumento de kilo voltaje no produce un gran cambio en la corriente del tubo y ésta sólo muestra un

pequeño incremento (debido a un pequeño efecto de carga espacial residual). Este pequeño aumento de corriente es un efecto indeseable, ya que hace que la corriente del tubo no se pueda controlar de modo preciso, por lo que el propio circuito suele compensarlo automáticamente disminuyendo el calentamiento del filamento cuando el kilo voltaje aumenta. Por tanto, con un voltaje de saturación la corriente viene determinada por el número de electrones disponibles por calentamiento del filamento así que se dice que está limitada por temperatura (Howerton, 2013).

## Vacío

Todos los elementos descritos anteriormente deben estar encerrados en una ampolla de vidrio en la que se ha hecho un vacío. Si existiera un gas dentro del tubo, los electrones chocaban contra las moléculas de gas en su camino entre cátodo y ánodo y perderían energía, con lo que no adquirirán la velocidad deseada. Además, en los choques entre los electrones y las moléculas de gas se producirían ionizaciones y, por tanto, los átomos y moléculas cargados positivamente viajarán hacia el filamento, acabarían destruyendo al chocar contra él y se generarían electrones secundarios que serían acelerados hacia el ánodo. Esta producción de electrones secundarios no puede controlarse de manera satisfactoria y su presencia traería como consecuencia una variación en el número y la velocidad de los mismos y por tanto en la corriente del tubo y en la energía de los rayos X producidos. Por tanto, la finalidad del vacío en los tubos de rayos X modernos es permitir controlar de modo independiente el número y la velocidad de los electrones (Khan, 2012) (Baños, 2002-05).

## Blindaje

El tubo de rayos X debe tener un blindaje frente a la radiación y también frente a los altos voltajes. En realidad, los rayos X se emiten desde el blanco con aproximadamente la misma intensidad en todas las direcciones. A esta radiación emergente en todas direcciones desde el foco se le denomina radiación de fuga. Además, los rayos X se dispersan en todas direcciones como resultado de las colisiones de los fotones con diferentes estructuras que se encuentran dentro y alrededor del tubo. Por todo esto, el tubo está rodeado de un blindaje de plomo que sirve para absorber fotones primarios y secundarios que de otro modo producirían una alta intensidad de radiación alrededor del mismo, dando lugar a una exposición innecesaria tanto de pacientes como de profesionales, además de un velo y una borrosidad excesivas para las radiografías.

La efectividad del blindaje para limitar la radiación de fuga debe cumplir las especificaciones de la International Commission of Radiation Protection (ICRP), la cual establece que la radiación de fuga medida a 1 metro de la fuente no debe exceder de 1 mGy/h cuando el tubo opera a la máxima potencia.

Otra función del blindaje es proporcionar protección frente a los altos voltajes requeridos para producir los rayos X. Los cables de alto voltaje, que están conectados al tubo a través de receptáculos apropiados en el blindaje, contienen una conexión a tierra. Para impedir cortocircuitos entre los cables de tierra y el tubo, el espacio entre ellos se rellena con un aceite mineral, el cual tiene buenas propiedades como aislante eléctrico y refrigerante (ingenieriareal.com, s.f.).

## Filtros

Los filtros son capas de material metálico situados en la salida del haz de rayos X que absorben parte de la radiación que sale del tubo a través de la ventana, fundamentalmente la radiación de baja energía. Dicha radiación de baja energía dado su bajo poder de penetración no es capaz de atravesar al paciente por completo, pero sí se aumenta la dosis al paciente y mediante filtros eliminamos los rayos X, conseguiremos impartir menores dosis en piel sin afectar a la calidad de imagen.

La filtración inherente es el resultado de la absorción de los fotones de rayos X en su paso por el envoltorio de vidrio que recubre el cátodo y el ánodo, el aceite aislante y la ventana del blindaje. Esta se mide en milímetros equivalentes de aluminio, que representan el espesor de aluminio que produciría el mismo grado de atenuación que el espesor del material. La filtración inherente normalmente varía entre 0.5 y 1 mm de Aluminio.

La filtración añadida es aquella producida por absorbentes colocados a la salida del haz de rayos X. La atenuación es más intensa cuando la interacción predominante es el efecto fotoeléctrico y disminuye cuando aumenta la interacción Compton. La energía de la radiación filtrada del haz puede regularse seleccionando un material con número atómico apropiado. El aluminio, con número atómico 13 es un filtro excelente para radiación de baja energía y un buen filtro. El cobre, con número atómico 29 es un filtro más adecuado para radiación de alta energía. Se suelen usar en combinación y el objetivo del cobre es reducir el espesor de filtrado. En un filtro compuesto de dos materiales, el material con más alto número atómico se sitúa más cercano al foco de rayos X y el de menor número atómico más cercano al paciente. El espesor de filtro que debe ser añadido a un haz de rayos X depende de la mínima tasa de exposición y calidad que se desea obtener en el haz. Después de añadir un cierto espesor de filtro a un haz de rayos X, la filtración adicional puede reducir la tasa de exposición sin aumentar su calidad significativamente.

Un espesor de 2 mm de Al es suficiente para absorber el 82% de los fotones de energías inferiores a 20 KeV. Por tanto, la mayoría de las ventajas de la filtración se consiguen con este espesor. Una filtración excesiva causaría una disminución global del haz. La calidad del haz no se ve alterada significativamente, pero su intensidad disminuye mucho. Esto hace que el tiempo necesario para realizar una exposición aumente y, por tanto, aumente también la probabilidad de que el paciente se mueva durante el estudio (MedImaging, 2019).

### 3.2.3 El cátodo de un tubo de rayos X.

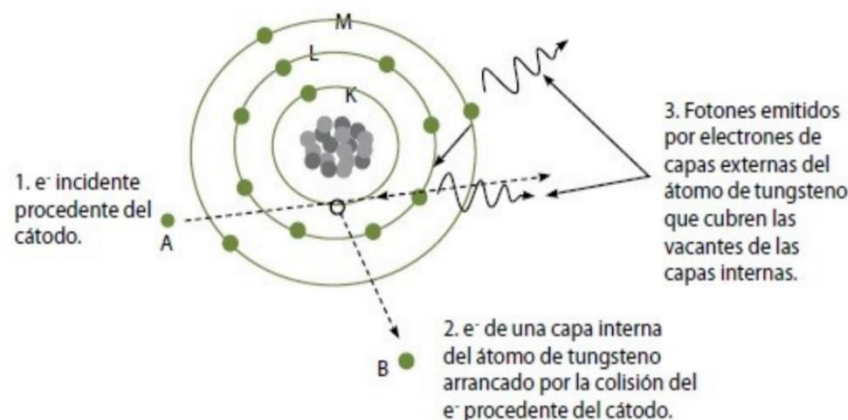
El filamento o cátodo suele ser una pequeña bobina o muelle de wolframio (W), material elegido por sus buenas propiedades desde el punto de vista de emisión termoiónica, y punto de fusión elevado. Estas propiedades alargan la vida útil del tubo.

Los electrones producidos es preciso que choquen con el ánodo en el menor espacio posible. Cuanto mayor incandescencia se produzca en el cátodo o filamento del tubo, mayor será el número de electrones que saltarán de las últimas capas electrónicas del átomo de wolframio al espacio, y mayor será el número de electrones acelerados (este mecanismo se regula con el miliamperaje del aparato).

La mayoría de los tubos de diagnóstico suelen tener dos filamentos de diferente tamaño. Esto permite trabajar buscando un compromiso entre el tamaño mínimo del foco por lo tanto una mejor resolución, y una mayor disipación de potencia que se traduce en un tiempo de disparo menor. (Baños, 2002-07)

### 3.2.4 Radiación característica y Radiación de frenado

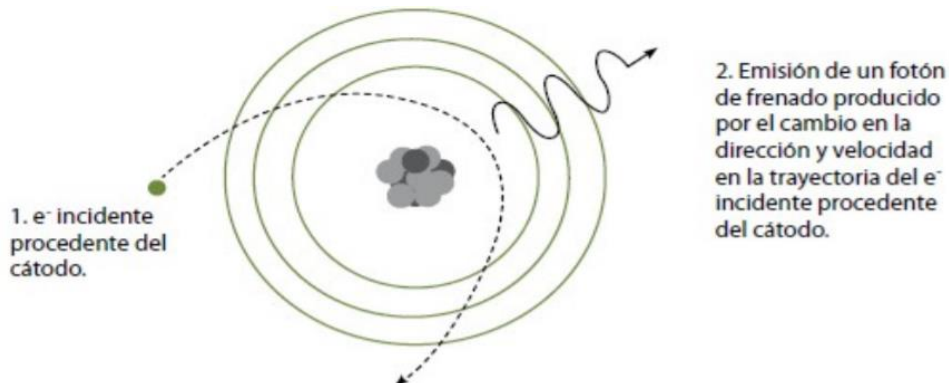
La radiación característica se produce cuando un electrón proyectil arranca uno de los electrones más internos del átomo, ionizado. Es característica de cada elemento blanco (tungsteno, molibdeno...) El electrón de la capa K que ha sido arrancado deja un hueco (lo cual es una situación muy inestable para el átomo) y otro de una capa más externa (L, M, N, O, P) ocupará ese hueco. Este proceso va acompañado de emisión de un fotón de rayos X con energía igual a la diferencia de las energías de enlace del electrón en cada capa (figura 5).



**Figura 5** Esquema de llenado de las capas internas del tungsteno previa ionización por un electrón imagen extraída de (AMORES, 2013)

La radiación de frenado o Bremsstrahlung se produce cuando el electrón proyectil pasa lo suficientemente cerca del núcleo se produce una interacción electrostática, esto hace que el electrón proyectil se frene y se desvíe, perdiendo energía cinética que se emite en forma de fotón de rayos X.

El electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de energía cinética, debido a la variabilidad de situaciones de este tipo. (figura 6)



**Figura 6** Esquema de la radiación Bremsstrahlung en las capas internas del tungsteno previa ionización por un electrón Imagen extraída de (AMORES, 2013)

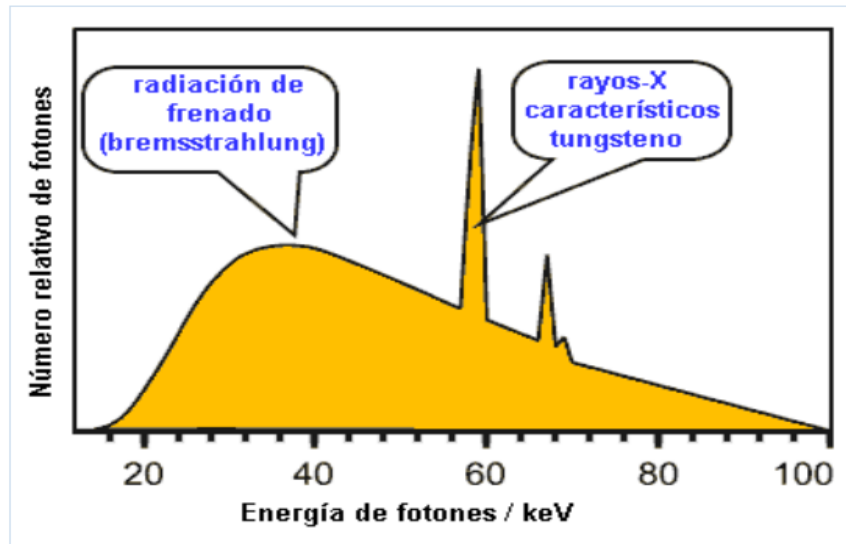
La radiación de frenado presenta un conjunto continuo de valores de la energía de los fotones, al contrario de la emisión característica, es posible producir rayos X de frenado con el proyectil de cualquier energía.

En el radiodiagnóstico casi todos los rayos X están originados por frenado. A 100kVp sólo el 15 % del haz de rayos X procede de la radiación característica (AMORES, 2013).

Los electrones, al llegar al ánodo y pasar por las proximidades de los núcleos atómicos, son frenados violentamente transformando parte de su energía cinética en energía electromagnética. Se emiten fotones de rayos X distribuidos en un espectro continuo, formado por una mezcla de fotones cuyas energías aumentan de forma continua. La energía máxima de este espectro corresponde al fotón producido cuando el electrón, con una energía determinada, es frenado por un solo núcleo y produce un único fotón. Los rayos X de frenado se producen, pues, al hacer impactar electrones contra un ánodo de material con número atómico suficientemente elevado.

Además, (también puede ocurrir) tras el choque de electrones contra los átomos del metal anódico, el salto de electrones desde órbitas más profundas a otras órbitas más externas de dichos átomos. El hueco dejado por estos electrones que han pasado a órbitas más superficiales es preciso que se ocupe. Para ello, electrones

de otras capas pasan a rellenar este vacío, emitiendo una energía igual a la diferencia energética entre las órbitas correspondientes. Esta emisión de energía forma la radiación X característica (representación gráfica de esta característica en el tungsteno), con energía bien definida y discreta, y con una serie de picos superpuestos al espectro continuo. El espectro característico de los rayos X sería, pues, la suma de los espectros producidos por la radiación de frenado y la radiación característica (Baños, Tema 7, 2002) (Baños, 2002-05).



**Figura 7** Gráfica de la relación en energía (KeV) y el número relativo de fotones en la radiación Bremsstrahlung en el tungsteno Imagen extraída de "EL HAZ DE RADIACIÓN. ESPECTRO DE RAYOS X" por el Dr. DAVID RAMOS AMORES

### 3.3 Interacción de radiación con materia.

Las radiaciones ionizantes (fotones, neutrones, partículas cargadas, etc.) tienen unas características esenciales en su capacidad de penetrar en la materia e interactuar con ella. En estas interacciones, la radiación pierde parte o toda su energía cediéndole al medio que atraviesa mediante distintos mecanismos de interacción que dependen esencialmente del tipo de radiación, de su energía y de las propiedades del medio material con el que interactúan (BÁSICO, 2013-02) .

Hay 5 formas en que los rayos X interactúan con la materia

- 1) mediante dispersión coherente,
- 2) mediante el efecto Compton,
- 3) mediante el efecto fotoeléctrico,

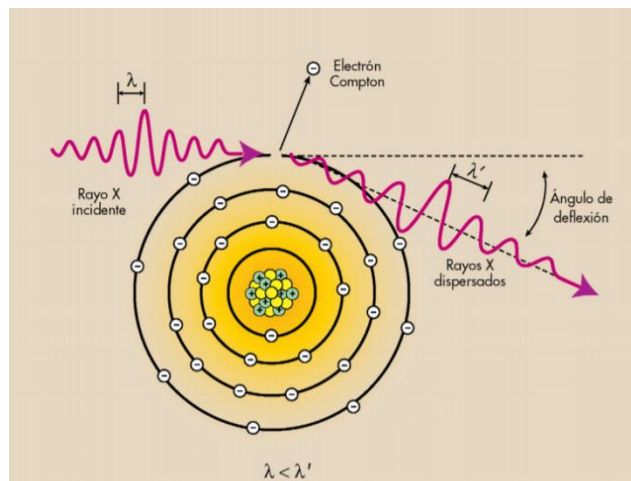
- 4) por la producción de pares y
- 5) mediante la desintegración fotónica.

En una imagen de rayos X solo el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico influyen en los rayos X (pues las demás interacciones requieren energías superiores, del orden de los  $MeV^{10}$  (cap 10), controlan la absorción diferencial, la cual produce el grado de contraste de una imagen radiológica. (bushong, 2010)

Los rayos X muestran longitudes de onda muy cortas, no más extensas de aproximadamente  $10^{-8}$  a  $10^{-9}$  m. A mayor energía de un rayo X, menor es su longitud de onda. Por consiguiente, los rayos X de baja energía tienden a interactuar con átomos enteros, los cuales presentan diámetros de aproximadamente  $10^{-9}$  m a  $10^{-10}$  m ; los rayos X de energía moderada interactúan, por lo general, con los electrones, y los rayos X de energía elevada interactúan con los núcleos.

### 3.3.1 Efecto Compton

A lo largo del intervalo diagnóstico los rayos X pueden someterse a una interacción con los electrones de la capa más externa, que además de dispersar el rayo, reducen su energía y también ionizan al átomo. Este tipo de interacción se denomina efecto Compton o dispersión Compton representado gráficamente en la figura 8



**Figura 8** Representación del efecto Compton. Imagen extraída de Manual de radiología para técnicos física biología y protección radiológica

En esta interacción, el rayo X interacciona con el electrón de la capa más externa y lo expulsa del átomo ionizado. El electrón expulsado es el que se denomina electrón Compton.

El rayo X continúa en una dirección diferente y con una energía menor.

La energía del rayo X con dispersión Compton se representa con la siguiente ecuación.

$$E_i = E_s(E_b + E_{EC})$$

$E_i$  es la energía del rayo X incidente

$E_s$  es la energía del rayo X disperso

$E_b$  es la energía de unión del electrón

$E_{EC}$  es la energía cinética del electrón

En esta interacción la mayor parte de la energía la toma el rayo X disperso y el segundo que más toma es el electrón Compton. Estos 2 pueden presentar la energía suficiente para llevar a cabo más interacciones ionizantes antes de perder toda su energía.

Al final, el rayo X disperso es absorbido foto eléctricamente. El electrón Compton pierde toda su energía cinética mediante ionización y excitación, y se aloja en una capa electrónica creada por algún otro evento ionizante. Los rayos X dispersos Compton pueden desviarse en cualquier dirección. A una desviación de  $0^\circ$  no se transfiere energía y a  $180^\circ$ , se transfiere más energía al electrón Compton, incluso a  $180^\circ$  los rayos X dispersos retienen aproximadamente, dos terceras partes de su energía original.

Los rayos X dispersos que regresan en la dirección del rayo X incidente se denomina radiación retrodispersada, en la radiología diagnóstica. La probabilidad del efecto Compton es inversamente proporcional a la energía del rayo X ( $1/E$ ) e independiente del número atómico.

La probabilidad del efecto Compton no depende del número atómico del átomo. Cualquier rayo X puede desarrollar el efecto Compton ya sea con un átomo de tejido blando, así como con un átomo de hueso.

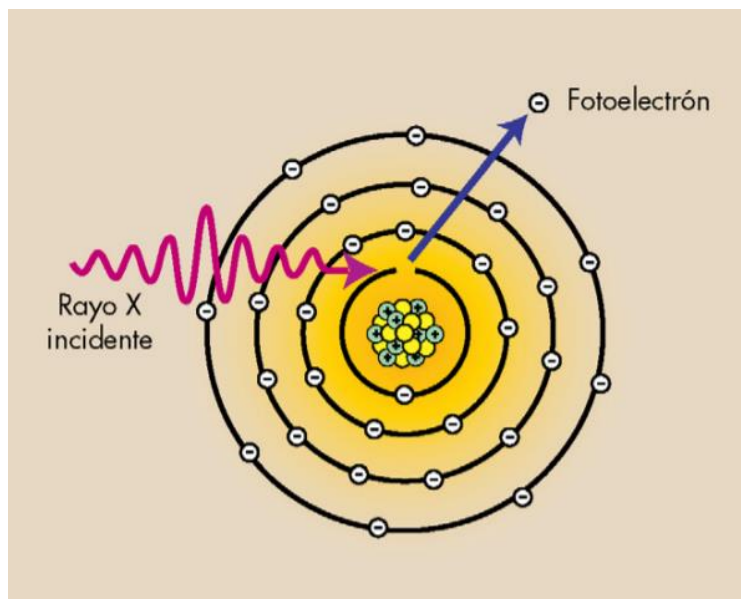
La dispersión Compton en el tejido puede presentarse con todos los tipos de rayos X y, por este motivo, es de considerable importancia negativa en la imagen radiológica. Producen una densidad óptica uniforme en la placa convencional y una intensidad uniforme en la radiografía digital y esto produce una disminución del contraste de la imagen. Existen formas de reducir la radiación dispersa, pero ninguna de ellas es totalmente eficaz.

Las interacciones Compton pueden producir un grave riesgo de exposición a la radiación en la radiografía especialmente en la fluoroscopia. Una gran cantidad de radiación puede ser dispersada desde el paciente durante la fluoroscopia. Esta radiación es la fuente de la mayoría de exposición ocupacional a la radiación que

reciben los técnicos en radiología. Durante la radiografía, el riesgo es menos grave excepto para el paciente, debido a que nadie se encuentra en la sala de exploraciones. y al técnico lo protege un blindaje protector de la sala de exploraciones de rayos X (Córdoba, 2019) (Bushong, 2010) .

### 3.3.2 Efecto fotoeléctrico

Los rayos X en el rango diagnóstico también se someten a interacciones ionizantes con los electrones de las capas más internas. El rayo X no se dispersa, sino que se absorbe totalmente. Este proceso se denomina efecto fotoeléctrico representado gráficamente en la figura 9.



**Figura 9** Representación del efecto fotoeléctrico Imagen extraída de Manual de radiología para técnicos física biología y protección radiológica

Efecto fotoeléctrico se expresa matemáticamente de la siguiente forma

$$E_i = E_b + E_{EC}$$

$E_i$  es la energía del rayo X incidente,

$E_b$  es la energía de unión del electrón

$E_{EC}$  es la energía cinética del electrón.

Para los átomos con número atómico reducido, como los que se encuentran en los tejidos blandos, la energía de unión de los electrones de la capa K es baja. Por este motivo, el fotoelectrón es liberado con una energía cinética casi igual a la energía del rayo X incidente. Para los átomos diana con números atómicos más elevados, las energías de unión de los electrones son superiores.

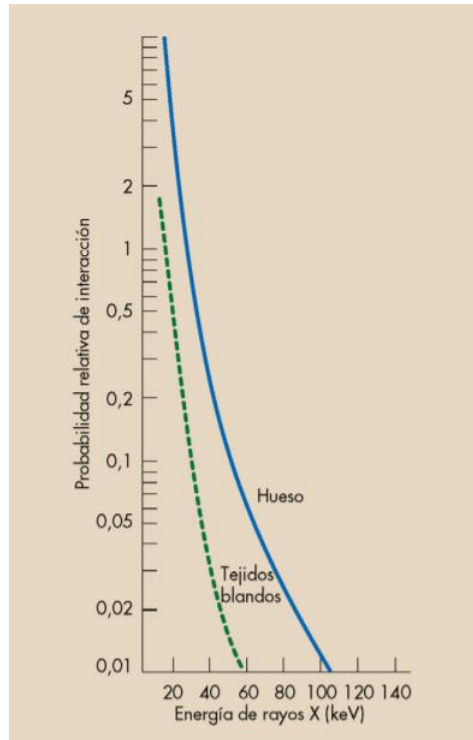
Por este motivo, la energía cinética del fotoelectrón del Bario es inferior proporcionalmente.

Elemento	Número atómico y Energía de unión de los	electrones de la capa K (keV)
Hidrógeno	1	0.02
Carbono	6	0.3
Nitrógeno	7	0.4
Oxígeno	8	0.5
Aluminio	13	1.6
Calcio	20	4.1
Molibdeno	42	19
Rodio	45	23
Yodo	53	33
Bario	56	37
Tungsteno	74	69
Renio	75	72
Plomo	82	88

**Tabla 1** Número atómico y energía de unión de los electrones de la capa K de los elementos radiológicamente importantes

Los rayos X característicos se producen posteriormente a la interacción fotoeléctrica. La eyección del fotoelectrón de la capa K por el rayo X incidente causa una vacante en la capa K. Esto es corregido de forma inmediata cuando un electrón de la capa más externa ocupa esta vacante. Esta transición de electrones se acompaña por la emisión de un rayo X cuya energía es igual a la diferencia de las energías de unión de las capas implicadas. Estos rayos X característicos no contribuyen en el valor diagnóstico y su energía es lo suficientemente baja para impedirles penetrar en el receptor de imagen.

Una interacción fotoeléctrica no puede manifestarse a menos que el rayo incidente presente una energía igual o superior a la energía de unión del electrón. Si el rayo incidente presenta suficiente energía, la probabilidad de que se someta a un efecto fotoeléctrico disminuye con la tercera potencia de la energía del fotón  $1/E^3$ , y la probabilidad del efecto fotoeléctrico es directamente proporcional a la tercera potencia del número atómico del material absorbente ( $Z^3$ ). Esta relación se muestra de forma gráfica en la figura 10 para el tejido blando y el hueso. Así mismo, esta figura es una representación semilogarítmica y podemos ver de forma clara que todos los valores de probabilidad por encima de los 30 KeV se encuentran muy próximos al valor cero (Bushong, 2010) (Córdoba, 2019).



**Figura 10** La probabilidad relativa de que un rayo X dado se someta a la interacción fotoeléctrica  $\propto 1/E^3$  y  $\propto Z^3$  del absorbente. Imagen extraída de Manual de radiología para técnicos física biología y protección radiológica

### 3.4 Conceptos físicos básicos de rayos X y protección radiológica.

De la NORMA Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002

La finalidad de esta subsección es proporcionar los conocimientos básicos relativos a la radiactividad y a los efectos de las radiaciones ionizantes sobre la salud, así como sobre las dosis de radiación, principios de protección radiológica, para así facilitar la comprensión de las siguientes secciones

#### Exposición

Acción y efecto de someter a un individuo a los rayos X. Cociente de  $dQ$  entre  $dm$ , donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de los iones de un solo signo

producidos en aire cuando todos los electrones (neutrones y positrones) liberados por los fotones en un elemento de volumen de aire que tiene masa  $dm$  son completamente frenados en el aire. La unidad de exposición es  $C Kg^{-1}$  y se expresa como:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

## Dosis absorbida

Energía depositada por la radiación ionizante en la unidad de masa de un determinado material, medida en un punto específico.

Matemáticamente se expresa como el cociente de  $d\xi$  entre  $dm$ , donde  $d\xi$  es el diferencial del promedio de la energía impartida

$$D = \frac{d\xi}{dm}$$

## Equivalente de dosis

Cantidad que resulta del producto  $DQN$  donde  $D$  es la dosis absorbida en Gy,  $Q$  es el factor de calidad y  $N$  es el producto de todos los demás factores modificantes, tomándose por ahora un valor para  $N$  igual a la unidad. El nombre especial para la unidad de equivalente de dosis es el sievert (Sv)

$$H = DQN$$

## Equivalente de dosis

Suma ponderada de los equivalentes de dosis para los diferentes tejidos del cuerpo humano  $H_T$  tanto por irradiación externa como por incorporación de radionúclidos. Se define como:

$$H_E = \sum_T W_T H_T$$

## Kerma

Cociente de  $dE_{tr}$  entre  $dm$  donde  $dE_{tr}$  es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por partículas ionizantes sin carga en aire de masa  $dm$ . Se expresa como:

$$K_a = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

La unidad de kerma es  $JKg^{-1}$  con el nombre especial de gray (Gy), donde  $1 Gy = 1JKg^{-1}$ . La relación entre kerma en aire y exposición  $X$  es:

$$K_a = X \left( \frac{W_a}{e} \right) \cdot \frac{1}{(1-g)}$$

Donde  $\frac{\overline{W_a}}{e}$  es la energía promedio necesaria para formar un par de iones en el aire y  $(1-g)$  es la fracción de la energía cinética inicial gastada en interacciones de colisión. Para esta norma

$$\left(\frac{\overline{W_a}}{e}\right) = 33.97 J C^{-1}$$

$$(1 - g) = 1$$

### Half Value Layer (HVL)

La Capa hemirreductora. Es el espesor de un material que al interponerse en un haz útil de rayos X, atenúa la intensidad de la radiación al 50 % de su valor inicial. El valor de la capa hemirreductora es característico para cada material y cada tensión aplicada al tubo de rayos X. En esta definición se excluye la contribución de toda la radiación dispersa, que no sea la que se encuentra presente desde el inicio, en el haz bajo estudio.

#### Tenth Value Layer (TVL)

Ó Capa decirreductora. Espesor de un material que al interponerse en un haz útil de rayos X, atenúa la intensidad de la radiación al 10 % de su valor inicial. El valor de la capa decirreductora es característico para cada material y cada tensión aplicada al tubo de rayos X. En esta definición se excluye la contribución de toda la radiación dispersa, que no sea la que se encuentra presente desde el inicio, en el haz bajo estudio.

## 3.5 Físico médico de diagnóstico. Funciones.

La física médica, incluye las áreas de la física como la fotónica con los láseres, mecánica ondulatoria con los ecógrafos o la radiación en la radioterapia, física de la medicina nuclear y la física de proyección radiológica, física de radiodiagnóstico. estas últimas 2 se les denomina diagnóstico por imágenes

El físico médico cualificado es miembro del equipo multidisciplinario a cargo del tratamiento y diagnóstico de los pacientes usando radiaciones. Contribuye a asegurar un alto estándar de calidad de servicio en el medio hospitalario, optimizar el uso de las radiaciones para producir un procedimiento diagnóstico o terapéutico de calidad, transmitir opiniones científicas de forma clara

Las principales funciones y responsabilidades del físico médico en el medio hospitalario se pueden dividir en las siguientes áreas de responsabilidad

1) delimitaciones técnicas de equipos de radiodiagnóstico y diseño de las instalaciones:

Se encarga del diseño de las instalaciones para asegurar que todos los requisitos de seguridad se cumplan.

Participa en la definición de las especificaciones técnicas para la compra de equipos de adquisición y manejo de imágenes (condiciones de integración y compatibilidad, conectividad).

2) Aprobación y puesta en funcionamiento de equipos;

Está a cargo de la aprobación de nuevos equipos de adquisición y manejo de imágenes, así como detectores de radiación y sistemas de control de calidad, realizando las pruebas junto con los representantes del fabricante y certifica que los equipos funcionan de acuerdo con las especificaciones de compra.

Responsable de la puesta en servicio de equipos de adquisición de imágenes y de detección de radiación, después de su aceptación inicial; establece los valores de parámetros relevantes obtenidos durante la aceptación, con objeto de que sirvan de referencia para los controles de calidad posteriores.

- Supervisión técnica del mantenimiento;

Supervisa el mantenimiento de los equipos, es responsable de la aceptación después de una reparación, antes de la utilización clínica del equipo, y de documentar cualquier cambio causado por el mantenimiento. Después de reparaciones o intervenciones, realiza pruebas de control de calidad que revistan especial complejidad en los equipos que lo requieran

- Garantía de calidad;

Responsable de elaboración y desarrollo del programa de garantía de calidad de la instalación. Asegura que las políticas y procedimientos contienen los elementos apropiados de buena práctica de aplicación del procedimiento, de protección radiológica del paciente, control de calidad y cumplimiento de las reglamentaciones.

Integra el Comité de Garantía de Calidad de la instalación y cumple un papel de liderazgo en su funcionamiento y actualización de guías y manuales de procedimientos.

Responsable de la elaboración, desarrollo y seguimiento de programas de control de calidad de los sistemas de visualización, procesamiento y almacenamiento de imágenes, detectores de radiación y sistemas de control de calidad.

Responsable del análisis de la calidad técnica de imágenes, de los datos numéricos y de las exploraciones.

- Dosimetría física;

Responsable de la caracterización de la radiación emitida y de la determinación de la actividad de los radiofármacos, antes de ser aplicados en procedimientos clínicos.

Evalúa los procedimientos de adquisición de imágenes y detección de la radiación antes de su aplicación clínica rutinaria.

Participa en el diseño de protocolos de exploración (adquisición y procesamiento de imágenes); es el responsable de garantizar que los datos de fuentes o procedimientos sean tabulados y registrados, de forma tal que sean útiles y

entendibles por cualquier otra persona que realice los mismos procedimientos o que los evalúe.

Responsable de la verificación periódica de la dosis administrada a los pacientes con cada

equipo, de acuerdo con las indicaciones y métodos recomendados por la reglamentación y

organismos competentes en la materia.

- Dosimetría clínica;

Responsable del establecimiento de los procedimientos de cálculo de dosis usados en la clínica y de la verificación de su exactitud.

Elabora procedimientos de estimación de dosis en órganos y de determinación de la fecha y hora de alta del paciente.

- Docencia e investigación;

Participa en los programas de formación de médicos especialistas en medicina nuclear, radiología o imágenes diagnósticas, de físicos médicos, tecnólogos, enfermeras y personal de mantenimiento en temas de física médica y de protección radiológica asociada a las imágenes diagnósticas. Participa en los programas de formación continua del personal en el área de su competencia.

Apoya la investigación clínica en sus aspectos técnicos y, en centros de alta complejidad tecnológica, evalúa nuevas tecnologías e investiga los procedimientos requeridos para su adopción.

- Protección radiológica en la exposición médica;

Investigación de exposiciones médicas accidentales.

Preparación de documentos y mantenimiento de registros requeridos por las autoridades reguladoras competentes, en sus áreas de trabajo.

- Protección radiológica ocupacional y del público (IAEA, 2006).

## 4. Materiales y Métodos

Para el presente trabajo conté con un tubo de rayos X portátil y un juego de cámaras de ionización. Por esto, de los 5 diferentes tipos de equipos de radiación a los que afecta la norma oficial mexicana, nos concentraremos solo en los requisitos para un equipo de radiografía convencional. Esto deja de lado los equipos de fluoroscopia, tomografía computarizada, mamografía y panorámica dental. Además, no se pudo hacer todas las pruebas de la NOM, pues no se cuenta con un equipo completo de análisis para radiografía convencional.

### 4.1. Pruebas a realizar.

A continuación, presento las pruebas de la NOM-229 con su correspondiente numeración que afectan a los equipos de rayos X clínicos. Solamente enumere las pruebas que si se pueden hacer y obvie las otras. Por claridad se reproducen de forma literal de la NOM-229:

**Prueba 2 “Radiación de fuga”** en esta prueba se realiza una medición de radiación en 6 puntos alrededor del tubo de rayos X a un metro de distancia de cada punto, arriba abajo, izquierda derecha, al frente y por detrás. Con solo manipulación del tubo de rayos X es posible medir la radiación en estos 6 puntos.

**Prueba 3.1 “Indicación visual”** si bien la prueba hace referencia a la consola de control, en este caso específico se usarán los indicadores visuales del tubo de rayos X portátil, los cuales se pueden monitorear fácilmente.

**Prueba 3.5.2.2 “Definición visual”** El tubo de rayos X cuenta con un haz de luz que define el perímetro del campo de rayos X, haz de luz con el que contamos

**Prueba 3.6 “Indicación del haz”** El equipo debe tener una indicación visual y audible cuando se producen los rayos X. Sistema con el que el tubo de rayos X cuenta, pero no es un aspecto medible y reproducible

**Prueba 4.1 “Tensión (kV)”** En esta prueba se realiza mediciones en intervalos de 20 kV. El valor medido y el valor seleccionado no debe tener una variación que supere el  $\pm 5\%$ .

**Prueba 4.10 “Calidad del haz (CHR)”** Para esta prueba necesitamos el tubo de rayos X y una capa hemirreductora de aluminio cuando menos de 2.3mm con la cual si contamos.

**Prueba 4.12 “Linealidad del mAs”** Una prueba realizada al tubo de rayos X para comprobar los mAs.””

## 4.2. Hardware y equipo de cómputo usado.

### 4.2.1 Equipo de Rayos X (RX)

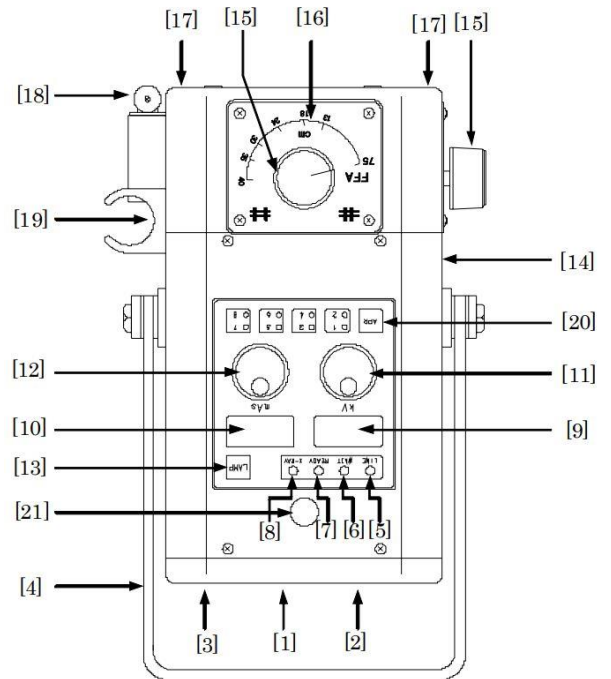
Para el presente trabajo se utilizó PORTA 100HF, una unidad de rayos X portátil. Cuenta con un generador tipo inversor que produce energía de corriente continua y la convierte en energía de corriente alterna. De 2kW y 40-100kV en pasos de 2kV, tiene 32 posiciones para corriente de tubo variando entre 0.3 y 20mAs. Es un equipo de ánodo rotatorio y requiere voltaje de 100-120v (GAOZ, 2022). Cuenta con controles de interruptor rotativo, un tubo de rayos x Toshiba d124, con panel táctil, lámpara 12V, 50W halógena, entrada de energía 110/240v 50/60Hz (toma de corriente estándar), y un peso de 7.8kg (equipment, 2020).

A continuación, se presenta una figura con la descripción del equipo de Rayos X.



**Figura 11** Panel del PORTA-100HF. En esta imagen se presenta un diagrama del equipo de RX usado para este trabajo de tesis.

- 1.- Interruptor de línea (disyuntor)
- 2.- Toma eléctrica del cable de línea
- 3.- Toma eléctrica del cable del interruptor manual
- 4.- Mango
- 5.- Lámpara de línea (verde)
- 6.- Lámpara de espera/alarma (roja)
- 7.- Luz de listo (verde)
- 8.- Lámpara de rayos X (ámbar)
- 9.- Ventana de visualización de Kv
- 10.- Ventana de visualización de mA
- 11.- Selector de kV
- 12.- Selector de mA
- 13.- Interruptor de la lámpara del colimador
- 14.- Colimador
- 15.- Perilla de ajuste del campo de rayos X
- 16.- Indicador de campo de rayos X
- 18.- Nivel (flexómetro)
- 19.- Interruptor manual en soporte
- 20.- Interruptores APR
- 21.- Nivel (Escala de agua)



**Figura 12** Diagrama del panel de control del tubo de Rayos X PORTA-100HF

## 4.2.2. Cámaras de ionización.

Todas las mediciones de exposición y dosis se han realizado con un equipo Accu-Gold 2.0. Instrumento de medición diagnóstica de rayos X, que abarca una línea de cámaras de iones de patrón oro de la Radcal Corporation, Monrovia, California, EEUU. Sensores de dosis de estado sólido, multi sensores de estado sólido, sondas de corriente y sensores de luz. Incluye una colección de opciones de visualización con pantalla táctil y capacidades de análisis de formas de onda (healthcare-in-europe.com, s.f.).

Las cámaras de ionización usadas para el presente trabajo fueron:

### 90M10

El 90M10 es un sensor no invasivo.

Es un sensor de mAs se conecta a los diferentes modelos de Accu-Gold y se acopla al generador de rayos X

Accu-Pro y Accu-kV requieren un sensor de kV en el haz como fuente de activación.

Para medir la corriente del ánodo, se sujeta el cable del ánodo con la flecha de la abrazadera apuntando hacia el tubo de rayos X.



Figura 13 sensor 90M10 Radcal

### 10X6-1800

La 10X6-1800 es una cámara de protección radiológica. Para mediciones de radiación de bajo nivel, como fugas de blindaje, irradiador y ambiental.

La cámara de 1800 cm<sup>3</sup> de volumen ofrece una precisión en un rango amplio.

Cuenta con un ritmo específico de 0.1 nGy/hr ( $\approx 0.277$  nGy/s)-200  $\mu$ Gy/s, una exposición específica de 0.01 nGy hasta los 1.7 Gy y un umbral de dosis automática de 63  $\mu$ Gy.

Esta cámara fue usada en la prueba 2 "radiación de fuga"



Figura 14 Cámara de ionización 10X6-1800 Radcal

### **AGMS-D+**

El AGMS-DM+ es un multisensorial kV/dosis de estado sólido para mediciones de rango de diagnóstico.

Un pequeño sensor de múltiples parámetros de estado sólido utilizado para exposición única. Mide dosis, tasa de dosis, tiempo, kV y filtración de haz. Cuenta con corrección de dosis para la calidad del haz.



**Figura 15** Sensor de dosis de estado sólido AGMS-D+ Radcal

### **10X6-0.6CT**

La 10X6-0.6CT es una moderna cámara de TC multicorte de haz ancho.

Cámara dedal de 0.6cc es Ideal para mediciones de dosis en CT multicorte de haz ancho moderno. Tiene un rango específico

Cuenta con una exposición específica de 200nGy/s hasta 1.17 nGy/s. Una tasa específica de 1 $\mu$ Gy hasta 5kGy y una dosis automática de 189 $\mu$ Gy/s



**Figura 16** Cámara de ionización 10X6-0.6CT Radcal

### 4.3. Arreglo experimental

**Prueba 2 “Radiación de fuga”** Realice las mediciones en 6 puntos diferentes alrededor del tubo de rayos X. Cada una de las mediciones se normalizaron a 1.0 m de distancia del tubo de rayos X. Se posiciono una cámara de ionización en frente del haz de rayos X (1), en contra posición de este (2), a la izquierda (3) y derecha (4), asi como arriba (5) y abajo (6)

Se Realizaron 3 mediciones en cada uno de los 6 puntos con el mAs en 1.0 y 50 kV constantes con la cámara 10X6-1800



**Figura 18 Arreglo experimental de radiación de fuga:** Cámara de ionización 10X6-1800 colocado detrás del haz del tubo de rayos X



**Figura 17 Arreglo experimental de radiación de fuga:** Cámara de ionización 10X6-1800 colocado a la izquierda del tubo de rayos X

**Prueba 3.1 “Indicación visual”**, si bien la prueba hace referencia a la consola de control, en este caso específico se usarán los indicadores visuales del tubo de rayos X portátil, los cuales se pueden monitorear fácilmente durante todas las pruebas realizadas. Todos los indicadores visuales con los que cuenta el tubo de rayos X PORTA 100HF son una pantalla que indica el kV y el mAs, además de 4 focos: LINE, WAIT, READY y X-RAY.

LINE: cuando el tubo tiene energía para iniciar a generar los rayos X.

WAIT: Luego de cada disparo el tubo de rayos X debe esperar unos segundos, dependiendo del mAs y kV será la espera. Este indicador se apagará cuando el tubo esté listo para volver a generar rayos X para poder accionarlo con el interruptor manual.

READY: luego de presionar el interruptor manual, este indicador se iluminará para decirnos que ha iniciado a generar los rayos X.

X-RAY: Este indicador solo se activará cuando este generando rayos X.



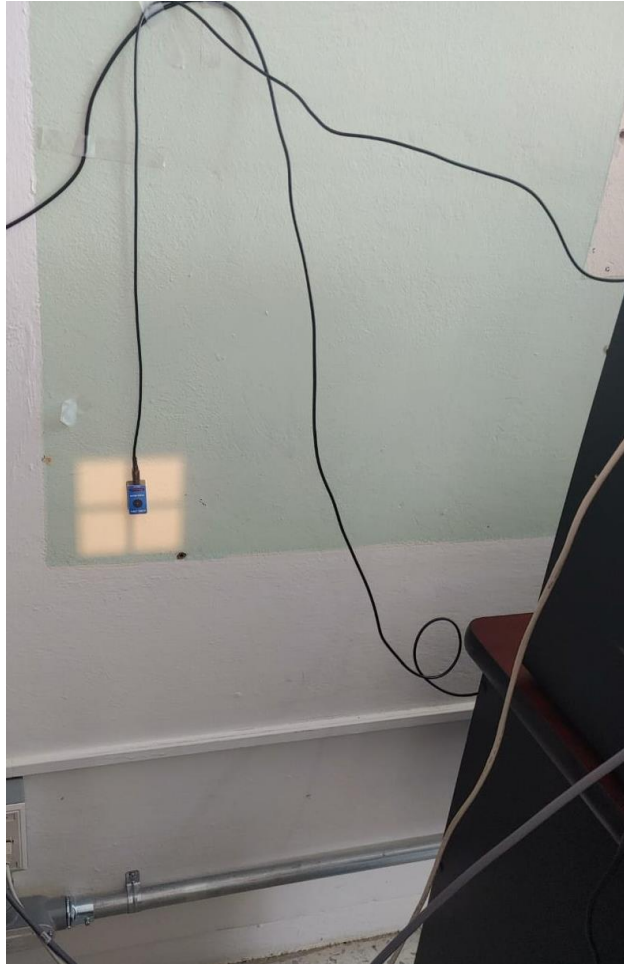
**Figura 19** Pruebas de la indicación visual del tubo de Rayos X

**Prueba 3.5.2.2 “Definición visual”** El tubo de rayos X cuenta con un haz de luz que define el perímetro del campo de rayos X. Este indicador requiere la sola observación del usuario.



**Figura 20** Pruebas de la definición visual del tubo de Rayos X

**Prueba 4.1 “Tensión (kV)”** Para esta prueba utilice el multisensor de estado sólido AGMS-DM+

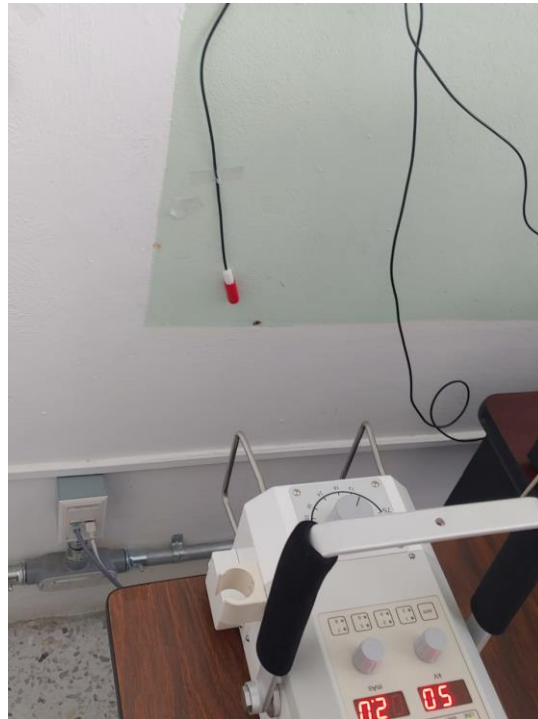


**Figura 21** Momento de la medición de la tensión

Coloque el sensor a un metro del tubo de rayos X y realice 3 mediciones por cada punto de interés, iniciando en los 40 kV y finalizando en los 100 kV, en saltos de 20 kV. Siendo estos 4 puntos (40 kV,60 kV,80 kV y 100kV) el valor nominal seleccionado.

**Prueba 4.10 “Calidad del haz (CHR)”** Para esta prueba necesitamos el tubo de rayos X y una capa hemirreductora de aluminio cuando menos de 2.3mm con las cuales si contamos.

Coloque el sensor 10X6-0.6CT. Realice 3 mediciones a una distancia de medio metro y una tensión de 80 kV. Posteriormente coloqué una placa de Al y repetí las mediciones. progresivamente coloqué más placas hasta llegar a las 4 placas de Al.



**Figura 22** Arreglo experimental de la prueba de calidad del haz

**Prueba 4.12 “Linealidad del mAs”** Una prueba realizada al tubo de rayos X para comprobar los mAs.

Utilice el sensor de mAs 90M10AG acompañado del multisensor de estado sólido AGMS-DM+, pues el sensor 90M10AG requiere de un sensor de kV como fuente de activación. Así pues, el arreglo experimental para esta prueba fue la misma que en la prueba de tensión, agregando el sensor de mAs.

Esta prueba la NOM229 la sugiere hacer en pasos de 20 mAs, yo realice las mediciones en pasos de 10 mAs pues el tubo de Rayos X que utilice tenía un rango de mAs de 0.1 a 50 kV. Por lo tanto, los puntos de medición de esta prueba fueron 1.0 mAs, 10 mAs, 20 mAs, 30 mAs y 40 mAs, pues la última medición de 50 mAs no fue posible, dado que el tubo de rayos X se sobrecalentó desde la medición en 30 mAs parando las mediciones en una sola medición de 40 mAs.

# 5 Resultados

## 5.1 Resultados de cada prueba

Recapitulando, de las diversas pruebas para el funcionamiento de un equipo de radiografía convencional se hizo la medición

### 2 Radiación de fuga:

Para esta prueba se hicieron ediciones en 6 distintos puntos alrededor del tubo de rayos X, Siendo:

Punto 1 justo en el campo de rayos X

Punto 2 a la derecha

Punto 3 a la izquierda

Punto 4 detrás del haz de radiación

Punto 5 arriba del tubo

Punto 6 abajo del tubo de rayos X

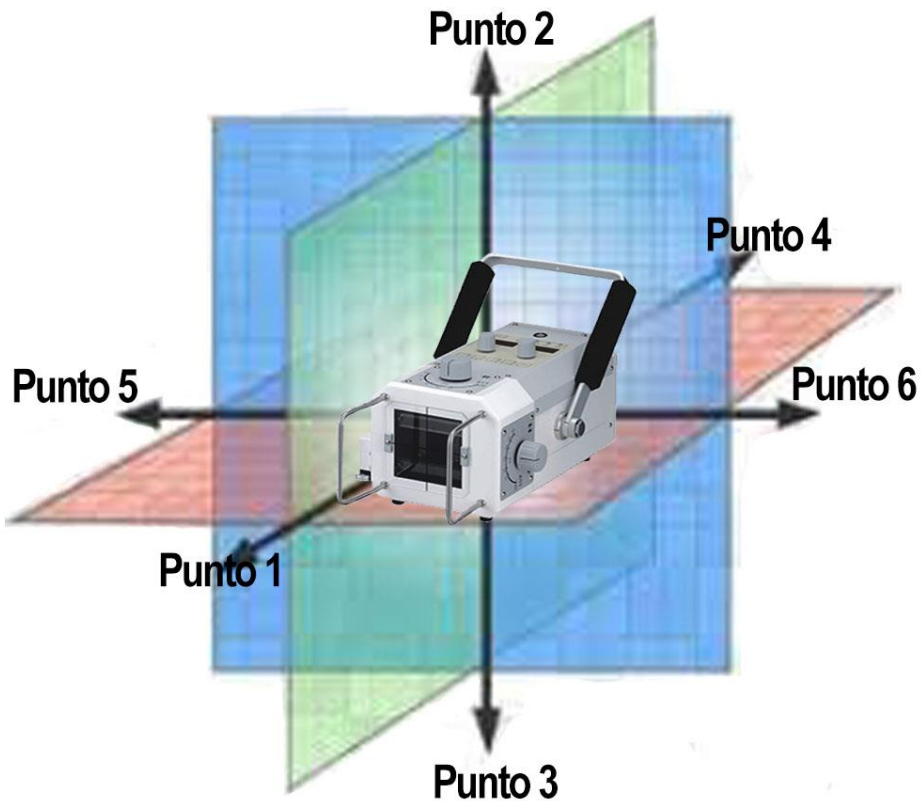
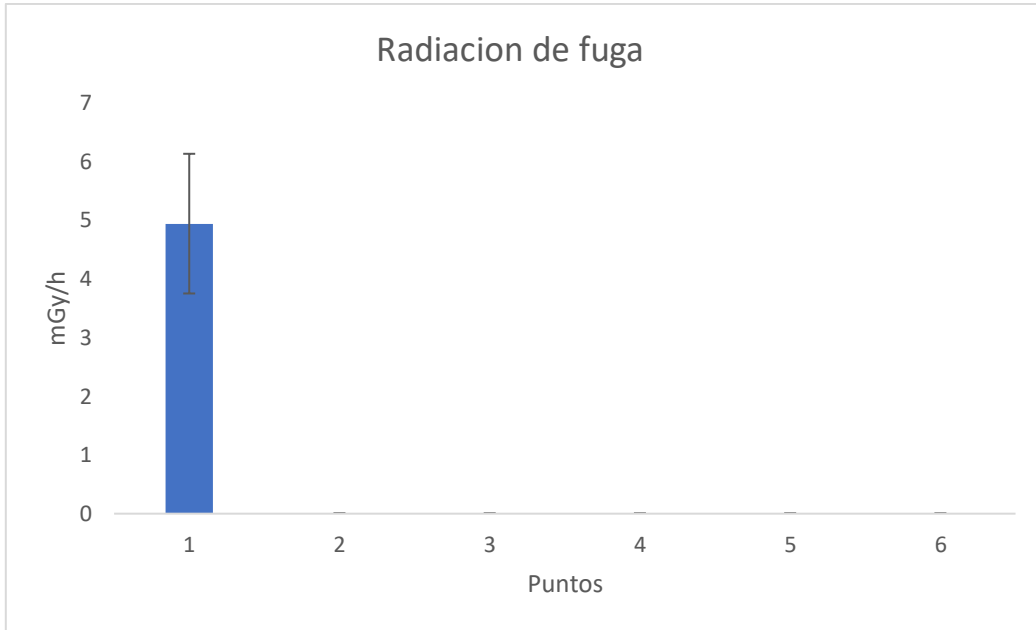


Figura 23 Diagrama de las mediciones de Radiación de fuga

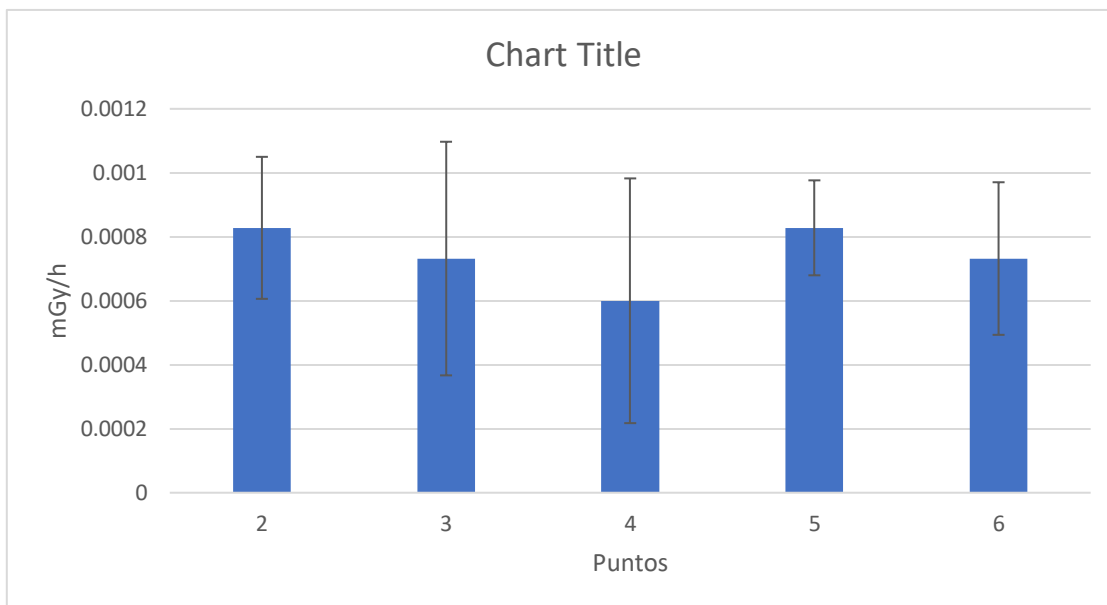


**Gráfica 1** Radiación de fuga medida en los 6 puntos del arreglo experimental.

El punto 1 excede la media de radiación medido por los demás puntos del arreglo, siendo este el único que no cumple con el límite de radiación permitido por la NOM 229.

Puntos	mGy/h	desviación estándar
1	4.9416	1.190
2	0.000828	0.00022
3	0.000732	0.000365
4	0.0006	0.00038
5	0.000828	0.00014
6	0.000732	0.00023

**Tabla 2** Resultados de la prueba de radiación de fuga



**Grafica 2** : Radiación de fuga medida en 5 puntos, excluyendo el punto 1 (frente al campo de rayos X). Se puede así visualizar de mucho mejor forma la dosis en el aire resultante.

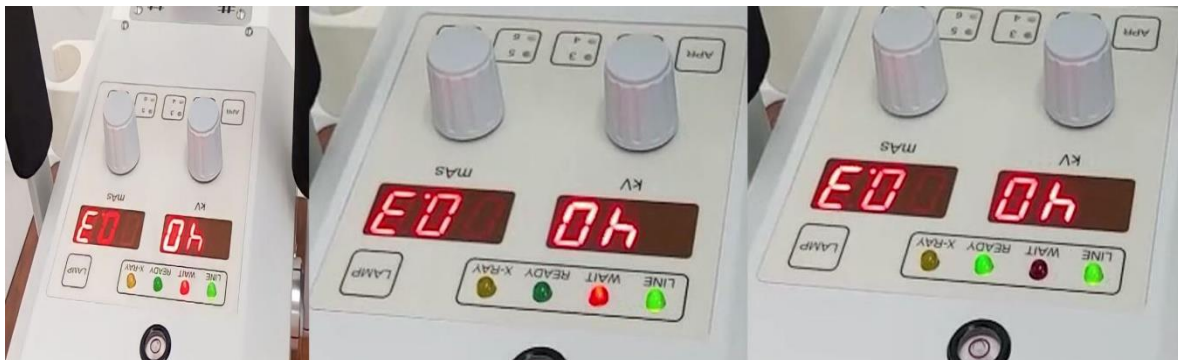
### 3.1 Indicación visual

En esta prueba se pudo observar en cada una de las mediciones realizadas. Los controles de kV y mAs estaban funcionales.



**Figura 24 :** Evidencia de la indicación visual que proporciona el tubo de rayos X PORTA-100HF

No solo la pantalla del kV y mAs sino los 4 indicadores LINE, WAIT, READY y X-RAY.



**Figura 25** Indicadores visuales del tubo de Rayos X encendiendo en el momento justo esperado

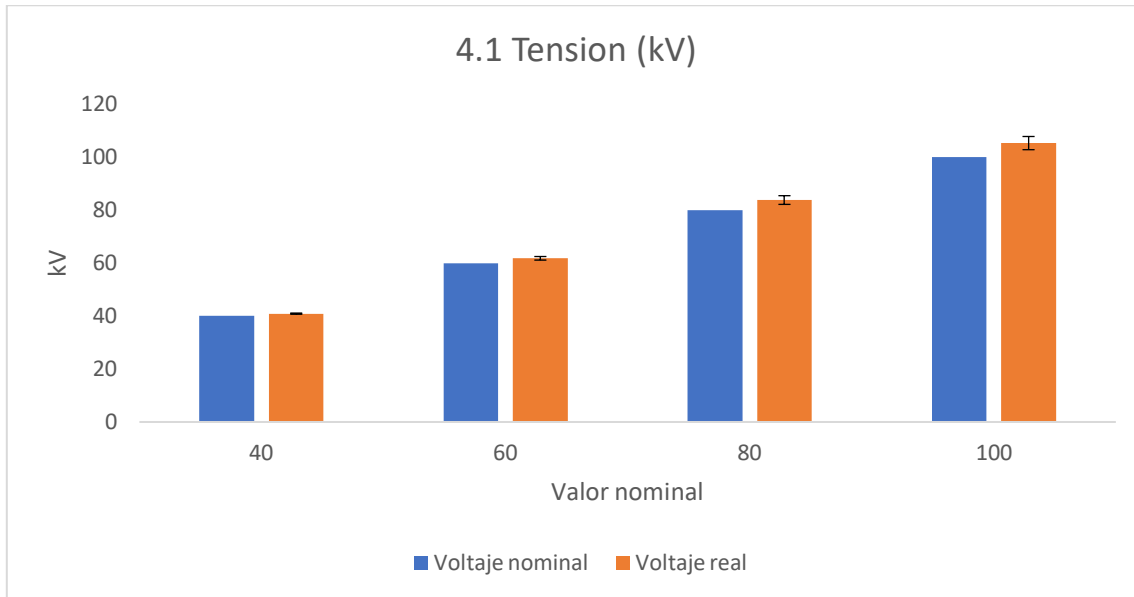
### 3.5.2.2 Definición visual.

El tubo de Rayos X contaba con un campo luminoso que se encendía con el interruptor manual. Este tenía 2 niveles de activación, siendo el primero el que activa este indicador y el segundo el que determina el campo de radiación.



**Figura 26** Definición visual del campo luminoso previo al haz de rayos X

**4.1 Tensión (kV)** La diferencia entre el valor medido y el valor nominal no debe ser  $\pm 5\%$ . Teniendo saltos de 20kV iniciando en 40kV y finalizando en 100kV



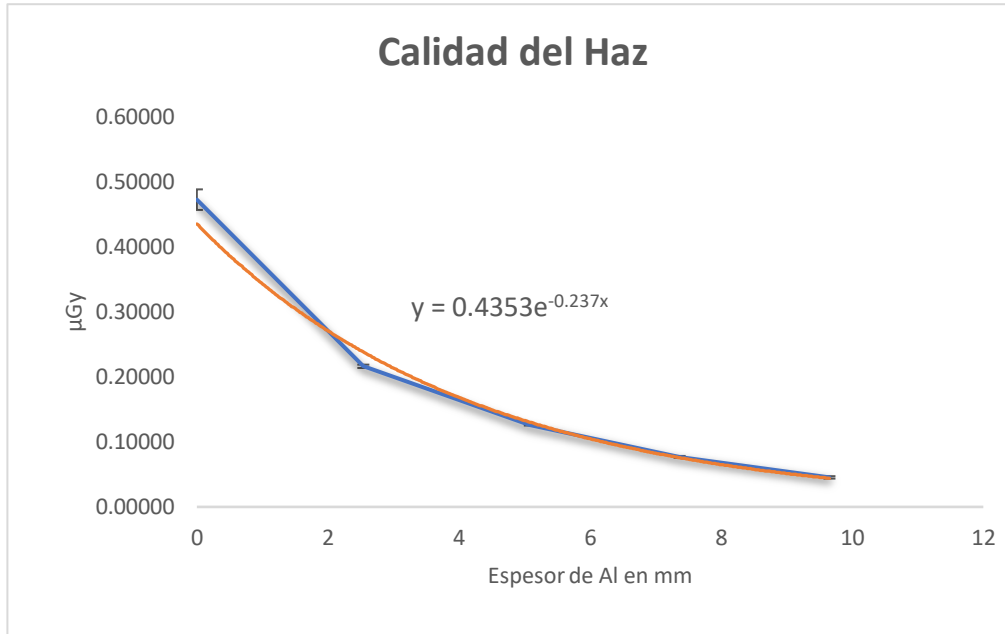
**Grafica 3** Diferencia entre el valor nominal y valor real del kV en la prueba de tensión del tubo de rayos X

Voltaje nominal	Voltaje real	Porcentaje final	Desviación estándar
40	40.9	2.25%	0.21
60	61.8	3.00%	0.66
80	83.8	4.75%	1.63
100	105.3	5.30%	2.49
		3.83%	

**Tabla 3** Resultados de la prueba de tensión (kV)

Utilizando el voltaje nominal como el voltaje puesto en el tubo de rayos X y el voltaje real como la media de los valores medidos con el sensor de estado sólido AGMS-DM+.

#### 4.10 Calidad del haz (CHR)



**Grafica 4** Grafica de los resultados de la calidad del haz con diferentes cantidades de placas de Al

La medida de la capa hemirreductora se realizó con la ayuda de 4 placas de Al, una tensión de 80kV.

Numero de placas de Al	μGy	Desviación estándar	Espesor de Al en mm
0	0.47	0.015	0
1	0.21	0.0025	2.54
2	0.12	0.001007	5.08
3	0.076	0.0014	7.37
4	0.045	0.0018	9.65

**Tabla 4** Resultados de la prueba de calidad del haz

$$y = 0.4353 e^{(-0.237 x)}$$

Con esta grafica podemos observar la calidad del haz, cuando se realice la medición sin ninguna placa de por medio la radiación promedio medida fue de 0.4727  $\mu\text{Gy}$ , siendo este el valor del haz útil. Si utilizamos placas de aluminio 1100, primero 2 placas de aluminio con grosor de 2.54 mm y posteriormente con 2 placas de Al con 2.28mm de grosor puedo buscar el espesor en el que el haz útil de radiación llega a su 50% y 10% de su valor inicial, siendo estos sus CHR y CDR.

Analizando la ecuación

$$y = 0.4353 e^{(-0.237 x)}$$

Siendo x la densidad de Al  
e siendo el número de Euler

podemos ver que la primera parte de la ecuación es el valor 0.4353 que es el valor original del haz útil y su segunda parte es  $e^x$ . Si el valor de  $e^x$  es igual a 0.5 cuando x es igual a  $\ln 0.5$ . Asi podemos obtener.

$$\begin{aligned} y &= 0.4353 e^{(-0.237 x)} \\ e^{-0.237 x} &= e^{\ln 0.5} \\ -0.237x &= \ln 0.5 \\ x &= -0.6931 / -0.237 \\ x &= 2.924 \end{aligned}$$

Asi obtenemos que la capa de Al necesaria para reducir el valor del haz útil a la mitad es de 2.924mm. Para comprobar los resultados usamos en la ecuación original

$$\begin{aligned} y &= 0.4353 e^{(-0.237 (2.942))} \\ y &= 0.4353 e^{(-0.69314)} \\ y &= 0.4353 (0.5) \\ y &= 0.2176 \end{aligned}$$

Podemos repetir el mismo proceso para encontrar la capa deci-reductora sabiendo que  $e^x$  es 0.1 cuando x es igual a  $\ln 0.1$ .

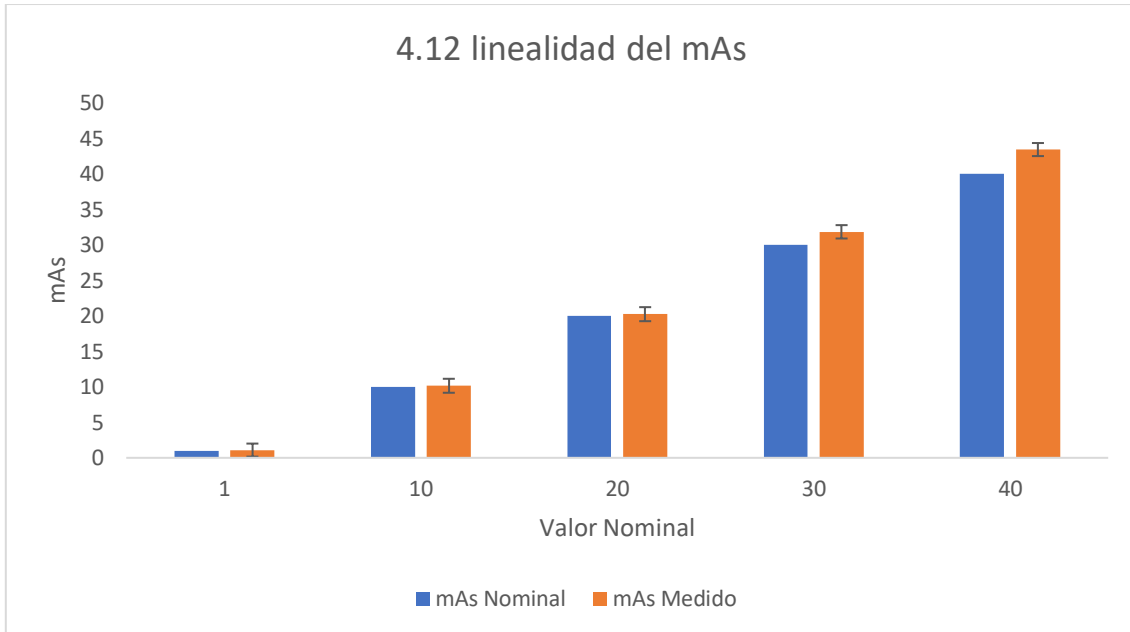
$$\begin{aligned} y &= 0.4353 e^{(-0.237 x)} \\ e^{-0.237 x} &= e^{\ln 0.1} \\ -0.237x &= \ln 0.1 \\ x &= -2.3025 / -0.237 \\ x &= 9.7155 \end{aligned}$$

Asi obtenemos que la capa de Al necesaria para reducir el valor del haz útil a una décima parte de su valor original es de 9.7155mm. Para comprobar los resultados usamos en la ecuación original.

$$\begin{aligned} y &= 0.4353 e^{(-0.237 (9.7155))} \\ y &= 0.4353 e^{(-2.301)} \\ y &= 0.4353 (0.1) \\ y &= 0.04353 \end{aligned}$$

## 4.12 Linealidad del mAs

Esta prueba del mAs debe realizarse por lo menos en pasos de 20 mAs, la medición fue en saltos de 10 mAs debido al poco rango del tubo de rayos X usado. Los puntos de medición fueron de 1 mAs, 10 mAs, 20 mAs, 30 mAs. A partir de los 40 mAs el tubo de rayos X se empezó a sobrecalentar teniendo que parar en este punto y tomando, por tanto, únicamente una medición en los 40mAs y ninguno en los 50mAs.



**Grafica 5** Prueba de linealidad del mAs

La divergencia entre el valor obtenido por las mediciones y el valor supuesto valor usado por el tubo de rayos X debe ser  $\pm 10\%$ . El valor medido de cada punto fue de:

Valor Nominal	Valor Medido	Diferencia porcentual	Desviación estándar
1	1.09	-8.05%	0.053
10	10.15	-1.50%	0.209
20	20.24	-1.18%	0.218
30	31.84	-5.79%	3.097
40	43.43	-7.90%	0

Siendo la mayor diferencia en el primer valor de 8.05%.

## 6 Discusión y Conclusiones.

En lo referente a la prueba de Radiación de Fuga

En las gráficas se puede observar que el punto 1, posicionado justo frente al haz de rayos X tuvo una media cercana a los 5 mGy/h (4.9416 mGy/h), sobrepasando el límite marcado por la NOM 229 de 1 mGy/h. Los demás puntos siendo incluso menores al  $\mu\text{Gy/h}$  estado dentro de los estándares requeridos para un equipo de radiología convencional. Realmente el punto 1 es el haz principal del aparato y no tiene sentido medir en esta posición la radiación de fuga. Por tanto, el punto 1 se excluye del análisis y se puede concluir que la prueba de radiación de fuga” cumple con los requerimientos de funcionalidad.

En lo referente a la prueba de Tensión (KV).

El valor medido resultante de las mediciones tuvo una diferencia porcentual menos al 5% en todas las mediciones menores a los 80kV, saliendo de la norma en la medición de los 100kV, el máximo valor de tensión usado por el tubo de rayos X, donde la diferencia fue del 5.3%, fallando en este punto y por lo tanto no pasando en este punto la prueba de tensión.

En lo referente a la prueba de Capa Hemireductora:

Se realizaron los diversos cálculos de capas Hemireductora y Decireductora y se obtuvieron los resultados de 2.924mm de Al para la capa hemirreductora y de 9.715mm de Al para la capa Decireductora Estos son los resultados esperados para este tipo de equipo a estos valores.

En lo referente a la prueba de Linealidad:

La diferencia porcentual máxima entre valores esperados y medidos fue de 8.05% en el caso de la medición con 1 mAs y siendo este su valor máximo. Esto indica que el tubo supera esta prueba por estar dentro de los límites legales establecidos por la NOM de  $\pm 10\%$ .

Limitaciones del estudio. Otras pruebas no realizadas.

La NOM 229 contempla diversos criterios normativos para distintas instalaciones de diagnóstico médico con rayos X. Contando con requisitos del funcionamiento específicos de 6 distintos equipos de rayos X, a pesar de que solo trabaje con los requisitos para equipos de radiografía convencional, no contaba con un equipo realmente completo de este estilo, esto limito el número de pruebas que pude realizar con el equipo disponible. Siendo las siguientes pruebas imposibles de realizar al equipo con su respectiva problemática.

## **10. Requisitos de funcionamiento para equipos de radiografía convencional**

**10.1 Equivalencia en aluminio del material entre paciente y receptor de imagen:** La mayoría de pruebas se realizan a un sistema completo de radiografía, con el cual no contaba. Al solo tener a disposición un tubo de rayos X portátil no fue posible esta prueba pues esta se realiza a un sistema completo de radiografía, en este caso a la camilla y al tablero.

**10.3 Control e indicación de factores técnicos.** Este requisito no requiere medición alguna y casi todos sus puntos son factores de seguridad que al no tener más que la unidad de rayos X. dichos factores son simplemente observables. Los tiene o no el sistema.

**10.3.2 Control del tiempo de exposición.** El equipo debería contar con medios para terminar una exposición, debido a no contar con ningún sistema similar no podemos revisar ninguno de sus 4 puntos de esta prueba

**10.3.3 El equipo debe contar con un sistema que permita al operador terminar en cualquier momento una exposición,** sistema con el que no contamos

**10.3.4 Controles automáticos de exposición:** el tubo no cuenta con ningún sistema similar.

**10.3.5.2.3 Intensidad del haz de luz:** si bien él tubo de rayos X cuenta con una definición visual para el colimador, no contamos con una cámara de medición de luxes, el Accu Gold cuenta con un sensor (light sensor AGLS), pero no contamos con dicho equipo.

**10.3.7 Tubos múltiples: Solo contamos con un tubo de rayos X**

#### **10.4 Pruebas de control de calidad.**

**10.4.2 Punto focal:** esta prueba se hace a un sistema completos de radiografía convencional, al no contar con dicho sistema no podemos hacer esta prueba

**10.4.3 Tiempo de exposición:** el tubo de rayos X no cuenta con ningún sistema similar, la exposición se controla de forma manual con un botón que el usuario activa.

**10.4.4 Rendimiento:** para esta prueba se requieren diversos pulsos, y nuestro tubo de rayos X solo cuenta con un pulso activado de forma manual, después de dicha activación se requiere de un tiempo para enfriar el tubo

**10.4.5 Linealidad y reproducibilidad del rendimiento:** Esta prueba requiere el control de tiempo de exposición, con el que no contamos

**10.4.6 Coincidencia de centros:** Esta prueba se hace a un sistema completo de radiografía convencional,

**10.4.7 Coincidencia del campo luminoso con el campo de radiación:** prueba realizable

**10.4.8 Contacto película/pantalla:** Al no contar con una rejilla antidispersora no podemos realizar esta prueba ni tampoco la prueba

**10.4.9 Alineación de la rejilla antidispersora.** No contamos con una rejilla antidispersora para realizar la prueba

**10.4.11 Desempeño del control automático de exposición (CAE):** No contamos con un control Automático de Exposición

**10.4.13 Perpendicularidad del haz:** Esta prueba se realiza a un sistema completo de radiografía convencional, por lo que no es realizable al tubo de rayos X

**10.5 Indicador de carga de la batería:** El tubo portable no cuenta con una batería de alimentación que le permita trabajar sin estar enchufado a la corriente eléctrica.

## 6.3 Conclusión

El Objetivo principal de esta tesis era comprobar si el tubo de Rayos X del laboratorio de física medica de la FCFM de la BUAP cumple con los criterios de aceptación y funcionamiento de la NOM 229 mexicana. Cumple con la mayoría de requisitos explícitamente aplicables al tubo de rayos X. Sin embargo, falla en la prueba de tensión (kV) donde la diferencia entre el valor medido y el valor nominal es de 5.3% en un punto.

En cuanto a los objetivos secundarios, se realizó una lectura continua y detallada de varias secciones de la NOM 229 de 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

Se estudiaron las radiaciones ionizantes y aplicaciones en la medicina de estas. Sobre unidades y medidas, tubos de rayos X, protección radiológica, interacción de la radiación con la materia y diversos temas de interés en el campo de la física médica.

Así también, el presente trabajo científico se realizó para la obtención del grado de licenciatura en física aplicada.

# Bibliografía

AMORES, D. R. (27 de 11 de 2013). *EL HAZ DE RADIACIÓN ESPECTRO DE RAYOS X*. Obtenido de [https://www.ffis.es/ups/proteccion\\_radiologica\\_radiologia\\_intervencionista/TEMA%203%20EL%20HAZ%20DE%20RADIACION.%20ESPECTRO%20DE%20RAYOS%20X.pdf](https://www.ffis.es/ups/proteccion_radiologica_radiologia_intervencionista/TEMA%203%20EL%20HAZ%20DE%20RADIACION.%20ESPECTRO%20DE%20RAYOS%20X.pdf)

AMORES, D. R. (27 de noviembre de 2013). *EL HAZ DE RADIACIÓN. ESPECTRO DE RAYOS X*. Obtenido de [https://www.ffis.es/ups/proteccion\\_radiologica\\_radiologia\\_intervencionista/TEMA%203%20EL%20HAZ%20DE%20RADIACION.%20ESPECTRO%20DE%20RAYOS%20X.pdf](https://www.ffis.es/ups/proteccion_radiologica_radiologia_intervencionista/TEMA%203%20EL%20HAZ%20DE%20RADIACION.%20ESPECTRO%20DE%20RAYOS%20X.pdf)

ATSDR. (septiembre de 1999). *La Agencia para Sustancias Tóxicas y el Registro de Enfermedades (ATSDR)*. Obtenido de [www.atsdr.cdc.gov](https://www.atsdr.cdc.gov): [https://www.atsdr.cdc.gov/es/phs/es\\_phs149.pdf](https://www.atsdr.cdc.gov/es/phs/es_phs149.pdf)

Baños, M. A. (18 de noviembre de 2002). *EL EQUIPO DE RAYOS X Tema 7*. Obtenido de Curso PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO.: [https://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=lecturas\\_complementarias](https://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=lecturas_complementarias)

Baños, M. A. (2002-05). *ELEMENTOS BÁSICOS EN LOS EQUIPOS Y HACES DE RAYOS X*. Recuperado el 23 de 07 de 2021, de <https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?media=t5.pdf>

Baños, M. A. (2002-07). *EL EQUIPO DE RAYOS X*. . En M. A. Baños. Obtenido de <https://webs.um.es/mab/miwiki/lib/exe/fetch.php?media=lectura%207.pdf>

Baños, M. A. (02 de marzo de 2017). *ELEMENTOS BÁSICOS EN LOS EQUIPOS Y HACES DE RAYOS X*. . Obtenido de PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO: <https://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=temas>

BÁSICO, C. d. (2013). *TEMA 2*. Obtenido de Curso de SUPERVISORES de instalaciones radiactivas (IR) MÓDULO BÁSICO

BÁSICO, C. d. (10 de 11 de 2013-02). *csn.ciemat.es/*. Obtenido de

[https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros\\_md/764096047\\_1572009112411.pdf](https://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/764096047_1572009112411.pdf)

bushong, s. c. (2010). *Manual de radiología para técnicos*. (D. S. Edición, Trad.) ELSEVIER.

Bushong, S. C. (2010). *MANUAL de RADIOLOGÍA para TÉCNICOS FÍSICA, BIOLOGÍA y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA* (novena ed.). (Elsevier, Trad.) Houston, Texas, Estados Unidos: Elsevier.

cancer.gov. (7 de marzo de 2019). Obtenido de <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/causas-prevencion/riesgo/radiacion>

CDC. (26 de septiembre de 2022). *www.cdc.gov*. Obtenido de

[https://www.cdc.gov/spanish/cancer/breast/basic\\_info/mammograms.htm](https://www.cdc.gov/spanish/cancer/breast/basic_info/mammograms.htm)

Córdoba, C. &. (2019). *www.famaf.unc.edu.ar/*. Obtenido de

[https://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/Notas\\_FundamentosdeFisicaMedica\\_2019.pdf](https://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/Notas_FundamentosdeFisicaMedica_2019.pdf)

equipment, g. m. (2020). Obtenido de global medical equipment:

<https://tpglobalmedicalequipment.com/producto/sistema-de-rayos-x-portatil-de-alta-frecuencia-marca-job-x-ray-modelo-100-hf/>

FAMAF. (s.f.). <https://www.famaf.unc.edu.ar>. Recuperado el 03 de 06 de 2021, de

<https://www.famaf.unc.edu.ar/pperez1/manuales/cdr/tubos-de-rayos-x.html>

GAOZ, B. (2022). *GAOZ*. Obtenido de <https://www.gaoz.com/rx-portatil-job-porta100hf.html>

healthcare-in-europe.com. (s.f.). *healthcare in europe*. Obtenido de [https://healthcare-in-](https://healthcare-in-europe.com/en/radbook/testing-devices/562-radcal-accu-gold-windows-based-systems-for-x-ray-qa.html)

[europe.com/en/radbook/testing-devices/562-radcal-accu-gold-windows-based-systems-for-x-ray-qa.html](https://healthcare-in-europe.com/en/radbook/testing-devices/562-radcal-accu-gold-windows-based-systems-for-x-ray-qa.html)

Howerton, J. M. (2013). Radiografía Dental . En J. M. Howerton, *Radiografía Dental principios y técnicas*

(Vol. 1). AMOLCA. Recuperado el 12 de septiembre de 2021, de

<https://www.berri.es/pdf/RADIOGRAFIA%20DENTAL.%20PRINCIPIOS%20Y%20TECNICAS/9789588760513>

IAEA. (21 de julio de 2006). *www-pub.iaea.org*. Obtenido de [https://www-](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P1424_S_web.pdf)

[pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P1424\\_S\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/P1424_S_web.pdf)

*ingenieriareal.com*. (s.f.). Obtenido de <https://ingenieriareal.com/plomo-sala-rayos-x/>

Khan, F. M. (2012). *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins.

Lagos, B. (17 de septiembre de 2019). *YouTube*. Obtenido de

<https://www.youtube.com/watch?v=myCCQGdT2IQ>

MedImaging. (11 de diciembre de 2019). Obtenido de

<https://www.medimaging.es/radiografia/articles/294780253/tecnologia-de-filtracion-de-rayos-x-diferencia-los-tejidos-blandos-del-hueso.html>

medlineplus. (2020). <https://medlineplus.gov>. Obtenido de

<https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000026.htm>

Nuclear, F. (16 de abril de 2012). *Foro de la Industria Nuclear española*. Obtenido de

<https://www.rinconeducativo.org/es/recursos-educativos/tipos-de-radiaciones-ionizantes>

OMS. (29 de abril de 2016). *Organizacion Mundial de la Salud*. Obtenido de OMS:

<https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures>

OPS. (1997). *OPS*. Obtenido de Organizacion Panamericana de la Salud( OPS):

<http://cidbimena.desastres.hn/docum/ops/publicaciones/h0194s/index.htm>

OPS. (2021). *paho*. Obtenido de

[https://www3.paho.org/hq/index.php?option=com\\_content&view=article&id=11339:breast-cancer-awareness-screening-and-treatment-save-lives-paho-experts-say&Itemid=0&lang=es#gsc.tab=0](https://www3.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=11339:breast-cancer-awareness-screening-and-treatment-save-lives-paho-experts-say&Itemid=0&lang=es#gsc.tab=0)

Planas, i. O. (27 de septiembre de 2020). <https://energia-nuclear.net/>. Recuperado el 2021, de

<https://energia-nuclear.net/que-es-la-energia-nuclear/radioactividad>

Pucar, E. I. (6 de septiembre de 2016-07). *enmiradiologia*. Obtenido de

<http://enmiradiologia.blogspot.com/2016/09/generador-del-equipo-de-rayos-x.html>

Pucar, E. I. (20 de agosto de 2016-08). Obtenido de [http://enmiradiologia.blogspot.com/2016/08/tubo-](http://enmiradiologia.blogspot.com/2016/08/tubo-de-rayos-x.html)

[de-rayos-x.html](http://enmiradiologia.blogspot.com/2016/08/tubo-de-rayos-x.html)

# Lista de imágenes

Figura 1. 1 Circuito de baja tensión. 2. Situación del ánodo; 3. Filamento situado en el interior del cátodo; 4. Lado del cátodo; 5. Ánodo sobre el cual inciden los electrones, Imagen extraída de Evolución de la protección radiológica y control de calidad.....	14
Figura 2 Diagrama del circuito del filamento Imagen extraída de (Pucar, enmiradiologia, 2016-07).....	17
Figura 3 Diferencia entre tamaño de foco aparente y tamaño de foco real. Angulación del ánodo. Imagen tomada de Diseño y construcción de un biodigestor en la Universidad Don Bosco .....	19
Figura 4 Esquema de un tubo con ánodo rotatorio con sus principales componentes. Imagen extraída TUBO DE RAYOS X DR. OSCAR ISMAEL APODACA ROBLES.....	20
Figura 5 Esquema de llenado de las capas internas del tungsteno previa ionización por un electrón imagen extraída de (AMORES, 2013) .....	23
Figura 6 Esquema de la radiación Bremsstrahlung en las capas internas del tungsteno previa ionización por un electrón Imagen extraída de (AMORES, 2013).....	24
Figura 7 Gráfica de la relación en energía (KeV) y el número relativo de fotones en la radiación Bremsstrahlung en el tungsteno Imagen extraída de "EL HAZ DE RADIACIÓN. ESPECTRO DE RAYOS X" por el Dr. DAVID RAMOS AMORES.....	25
Figura 8 Representación del efecto Compton. Imagen extraída de Manual de radiología para técnicos física biología y protección radiológica .....	26
Figura 9 Representación del efecto fotoeléctrico Imagen extraída de Manual de radiología para técnicos física biología y protección radiológica .....	28
Figura 10 La probabilidad relativa de que un rayo X dado se someta a la interacción fotoeléctrica $\propto 1/E^3$ y $\propto Z^3$ del absorbente Imagen extraída de Manual de radiología para técnicos física biología y protección radiológica.....	30

Figura 11 Panel del PORTA-100HF. En esta imagen se presenta un diagrama del equipo de RX usado para este trabajo de tesis. ....	36
Figura 12 Diagrama del panel de control del tubo de Rayos X PORTA-100HF .....	37
Figura 13 sensor 90M10 Radcal.....	38
Figura 14 Cámara de ionización 10X6-1800 Radcal.....	38
Figura 15 Sensor de dosis de estado sólido AGMS-D+ Radcal.....	39
Figura 16 Cámara de ionización 10X6-0.6CT Radcal.....	39
Figura 17 Arreglo experimental de radiación de fuga: Cámara de ionización 10X6-1800 colocado a la izquierda del tubo de rayos X .....	40
Figura 18 Arreglo experimental de radiación de fuga: Cámara de ionización 10X6-1800 colocado detrás del haz del tubo de rayos X .....	40
Figura 19 Pruebas de la indicación visual del tubo de Rayos X .....	41
Figura 20 Pruebas de la definición visual del tubo de Rayos X.....	42
Figura 21 Momento de la medición de la tensión .....	43
Figura 22 Arreglo experimental de la prueba de calidad del haz .....	44
Figura 23 Diagrama de las mediciones de Radiación de fuga.....	45
Figura 24 : Evidencia de la indicación visual que proporciona el tubo de rayos X PORTA-100HF .....	48
Figura 25 Indicadores visuales del tubo de Rayos X encendiendo en el momento justo esperado.....	48
Figura 26 Definición visual del campo luminoso previo al haz de rayos X.....	49

# Lista de Tablas

Tabla 1 Número atómico y energía de unión de los electrones de la capa K de los elementos radiológicamente importantes .....	29
Tabla 2 Resultados de la prueba de radiación de fuga.....	46
Tabla 3 Resultados de la prueba de tensión (kV) .....	50
Tabla 4 Resultados de la prueba de calidad del haz.....	51