

Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas

El jefe del Departamento de Física de la Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de San Carlos de Guatemala, después de conocer el dictamen del asesor **MSc. Milton Estuardo Ixquiac Cabrera** al trabajo de graduación del estudiante Luis Alfredo Ixquiac Méndez, quien se identifica con el carné no. 3005775910101, titulado "CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS EVALUADOS EN TUBOS DE RAYOS X EN GUATEMALA: TIEMPO DE EXPOSICIÓN, VOLTAJE, RENDIMIENTO Y CAPA HEMIRREDUCTORA" procede a la autorización del mismo.

Nocholdo Samayou



Ing. José Rodolfo Samayoa Dardón Jefe Departamento de Física

Guatemala, 23 de mayo del 2022

Ing. Rodolfo Samayoa Jefe Departamento de Física Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas

Presente.

Estimado Ingeniero Rodolfo Samayoa, el motivo de la presente es informar que he realizado la revisión al trabajo de tesis "CONTROL DE CALIDAD DE PARÁ-METROS EVALUADOS EN TUBOS DE RAYOS X EN GUATEMALA: TIEMPO DE EXPOSICIÓN, VOLTAJE, RENDIMIENTO Y CAPA HEMIRREDUCTORA" presentado por el estudiante Luis Alfredo Ixquiac Méndez, quien se identifica con el CUI 3005775910101, estudiante regular de la Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas, de la carrera de licenciatura en Física. Considero que el trabajo cumple con los objetivos de la carrera de Licenciatura en Física Aplicada, por lo que, le doy mi aprobación.

Sin nada más que agregar, agradezco su fina atención.

Atentamente,

MSc. Milton Estuardo Ixquiac Cabrera Representante Legal FIXCA S.A. CUI: 2759789230101 Colegiado: 9160 CIG miltonestuardo@gmail.com (+502) 53643701



Universidad de San Carlos de Guatemala Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas Departamento de Física

CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS EVALUADOS EN TUBOS DE RAYOS X EN GUATEMALA: TIEMPO DE EXPOSICIÓN, VOLTAJE, RENDIMIENTO Y CAPA HEMIRREDUCTORA

Luis Alfredo Ixquiac Méndez

Asesorado por Milton Estuardo Ixquiac Cabrera, Msc.

Guatemala, Mayo de 2022

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS EVALUADOS EN TUBOS DE RAYOS X EN GUATEMALA: TIEMPO DE EXPOSICIÓN, VOLTAJE, RENDIMIENTO Y CAPA HEMIRREDUCTORA

TRABAJO DE GRADUACIÓN PRESENTADO A LA JEFATURA DEL DEPARTAMENTO DE FÍSICA POR

LUIS ALFREDO IXQUIAC MÉNDEZ ASESORADO POR MILTON ESTUARDO IXQUIAC CABRERA, MSC.

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, MAYO DE 2022

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS



CONSEJO DIRECTIVO

DIRECTORM.Sc. Jorge Marcelo Ixquiac CabreraSECRETARIO ACADÉMICOM.Sc. Edgar Anibal Cifuentes Anléu

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

EXAMINADOR	Dr. José Rodrigo Sacahui Reyes
EXAMINADOR	MSc. Osmar Obdulio Hernández Aguilar
EXAMINADOR	MSc. Freddy Estuardo Rodriguez Quezada

Ideas de conocimiento con gran precisión como se comporta determinado fenómeno, qué acciones son las responsables de obtener ciertas reacciones, en conjunto con las ideas correctas, nos han permitido controlar este mundo a nuestra voluntad para que haga lo que nosotros queramos. En particular, con las correctas intenciones podemos controlarlo para que busque algo que realmente sea bueno para nosotros.

Luis Alfredo Ixquiac Méndez.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco Jesús, quien con su ejemplo nos enseñó lo que es el verdadero amor, para mi, Dios. Algo que siempre quiero forme parte de mí, pues el vivir se transforma en un paraíso y te da la sabiduría para poder ver las cosas como realmente son. Gracias a esas enseñanzas hoy estoy muy feliz de quien soy, lo que sé, y lo que puedo llegar a hacer.

Agradezco a mis padres René Ixquiac y Amelia Méndez quienes en todo momento de mi vida siempre han buscado lo mejor para mí, me han enseñado a soñar en grande, y me han apoyado para que pueda alcanzar cualquier cosa que me proponga. Ellos han sido mis principales maestros, quienes me enseñaron a buscar, por mi propio juicio, que es lo que realmente está bien, y hacerlo.

Gracias a mi hermana, Virginia Ixquiac, quien históricamente recuerdo el día cuando me enseñó que 1+1 = 2 y quien con mucho amor, siempre ha estado conmigo para apoyarme.

Agradezco también a mis abuelos Amelia Flores, Guillermo Méndez, Rosa Cabrera y Marcelo Ixquiac quienes con mucho amor me han transmitido su sabiduría y, al igual que mis padres, siempre han estado junto a mí apoyándome en cualquier cosa que he necesitado.

Agradezco también a toda mi familia, en particular a mis tíos Fernando, Sofía, Marcelo, Manuel, Moisés y Milton, quienes también siempre me han motivado y me han enseñado que puedo lograr cualquier cosa que me proponga.

Gracias a mis amigos Franklin Echeverria y Diego Gonzáles, con quienes compartí mis inicios en el mundo del conocimiento y siempre han estado conmigo para apoyarme.

A lo largo de mi vida he tenido muchos maestros quienes con mucho esmero me han transmitido su conocimiento. A todos ellos, les agradezco mucho por ello.

Agradezco a mi tío Marcelo Ixquiac a quien desde muy pequeño he tenido la dicha de poder preguntar las demasiadas interrogantes que he tenido. Desde pequeño tuve muchas preguntas respecto al porqué de muchas cosas y Marcelo, siempre con

mucha paciencia y esmero, me explicó todo lo que le preguntase. Junto con él tuve mi primer acercamiento a la física cuando me invito a estudiar para las olimpiadas de física, rama de la que después llegué a saber con total certeza que era parte de lo que realmente quería aprender.

Gracias especiales a mi asesor, Milton Ixquiac, con quien compartí mi etapa final en la carrera de Física. Gracias por, de manera extraordinaria, en todo momento estar atento y con total disposición a ayudarme con cualquier cosa que yo necesitase. Gracias por enseñarme varias de las cosas más importantes de la Física Médica. Y gracias especiales por tu consejo en las varias importantes decisiones que se me presentaron en esta etapa final.

Dedicado a mis padres Alfredo y Judith; y a mis abuelitos Rosa, Marcelo, Amelia y Guillermo.

ÍNDICE GENERAL

NDICE DE FIGURAS	VI	
NDICE DE TABLAS	VII	
ISTA DE SÍMBOLOS ROMANOS	IX	
ISTA DE SÍMBOLOS GRIEGOS	XIII	
BJETIVOS	XV	
INTRODUCCIÓN XVII		
Radiación ionizante	1	
1.1. Definición de radiación ionizante	1	
Interacciones de electrones con la materia	3	
2.1. Tipos de interacciones de electrones con la materia	3	
2.2. Poder de frenado	4	
Interacciones de fotones con la materia	7	
3.1. Tipos de radiación ionizante de fotones	7	
3.2. Tipos de interacciones de fotones con la materia	7	
3.3. Atenuación de un haz delgado de fotones	11	
3.4. Interacciones de fotones con la materia de interés en radiodiagnóstico	15	
Cantidades dosimétricas importantes	17	
4.1. Equilibrio de partículas cargadas	17	
4.2. Cantidades dosimétricas	18	
4.3. Relación $D_{entorno}$ y $K_{entorno}^{col}$	18	

5. Dosimetría de radiación	21
5.1. Sistema de dosimetría relativa	21
5.1.1. Sistema de dosimetría de diodo de silicio	22
6. Producción de rayos X	23
6.1. Radiación característica	23
6.2. Radiación de frenado (Bremsstrahlung)	23
6.2.1. Distribución angular del continuo de radiación de frenado $\ .\ .\ .$	24
6.3. Emisión termoiónica	25
7. Tubo de rayos X de Coolidge	27
7.0.1. Tubo de envoltura \ldots	28
7.0.2. Fuente de electrones (cátodo caliente)	28
7.0.3. Objetivo (ánodo)	28
7.0.3.1. Ánodo rotatorio \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots	29
7.0.3.2. Ánodo estacionario $\ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots$	29
7.1. Comportamiento de la producción de rayos X en función de la corriente	
y diferencia de potencial	29
8. Medición no invasiva del voltaje de un tubo de rayos X.	31
9. Control de calidad en radiodiagnóstico	33
9.1. Pruebas de estado	34
9.2. Pruebas de constancia	34
9.3. Pruebas de aceptación	34
9.4. Control de calidad de los equipos de rayos X	34
9.4.1. Control del tiempo de exposición: exactitud y repetibilidad del	
tiempo de exposición del tubo de rayos X $\ \ . \ . \ . \ . \ . \ .$	35
9.4.1.1. Objetivo	35
9.4.1.2. Frecuencia	
	35
9.4.1.3. Instrumentación	$\frac{35}{35}$
9.4.1.3. Instrumentación	35 35 35
9.4.1.3.Instrumentación9.4.1.4.Metodología9.4.1.5.Exactitud del tiempo de exposición	35 35 35 36
9.4.1.3.Instrumentación	35 35 35 36 36
9.4.1.3.Instrumentación <td< td=""><td>35 35 36 36 36</td></td<>	35 35 36 36 36
9.4.1.3.Instrumentación	35 35 36 36 36 36

9.4.2. Control del kilovoltaje: exactitud y repetibilidad del k	ilovoltaje	
del tubo de rayos X		37
9.4.2.1. Objetivo		37
9.4.2.2. Frecuencia		37
9.4.2.3. Instrumentación \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots		37
9.4.2.4. Metodología \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots		37
9.4.2.5. Exactitud del kilovoltaje		38
9.4.2.6. Tolerancia para la exactitud		38
9.4.2.7. Repetibilidad del kilovoltaje		38
9.4.2.8. Tolerancia para la repetibilidad \ldots \ldots \ldots		38
9.4.2.9. Acciones correctivas		38
9.4.3. Control del rendimiento: valor de rendimiento y repetibi	ilidad del	
valor de rendimiento del tubo de rayos X		39
9.4.3.1. Objetivo		39
9.4.3.2. Frecuencia		39
9.4.3.3. Instrumentación \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots		39
9.4.3.4. Metodología \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots		39
9.4.3.5. Valor del rendimiento \ldots \ldots \ldots \ldots		39
9.4.3.6. Repetibilidad del rendimiento		40
9.4.3.7. Tolerancia del valor del rendimiento		40
9.4.3.8. Tolerancia para la repetibilidad		40
9.4.3.9. Acciones correctivas		40
9.4.4. Capa hemirreductora (CHR)		40
9.4.4.1. Objetivo		41
9.4.4.2. Frecuencia		41
9.4.4.3. Instrumentación \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots		41
9.4.4.4. Metodología		41
9.4.4.5. Tolerancia para la capa hemir reductora $\ .\ .$.		42
9.4.4.6. Acciones correctivas		42
10 Describe des		49
10.1 Evaluación del tiempo de emocición		43
10.2. Evaluación del voltaria		43
10.2. Evaluación del voltaje		41 50
10.4. Evaluación de la constitución de la constituc		02 52
10.4. Evaluación de la capa nemirreductora.		$0\mathbf{C}$

11.Discusión de resultados	63
11.1. Evaluación del tiempo de exposición	63
11.2. Evaluación del voltaje	63
11.3. Evaluación del rendimiento	64
11.4. Evaluación de la capa hemirreductora	64
CONCLUSIONES	65
RECOMENDACIONES	67
BIBLIOGRAFÍA	69

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1.	Tipos de colisiones de un electrón con un átomo. Para $b \approx a$, se tiene una colisión fuerte; para $b \gg a$, se tiene una colisión suave; y para $b \ll a$, se tiene una colisión radiativa. Adaptado de Podgorsak EB.	
	Springer, 2016. [15]	3
3.1.	Diagrama esquemático de la dispersión de Rayleigh. Adaptado de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]	8
3.2.	Diagrama esquemático del efecto fotoeléctrico. Adaptado de Podgor- sak EB. Springer, 2016. [15]	8
3.3.	Diagrama esquemático del efecto Compton. Adaptado de Podgorsak EB Springer 2016 [15]	0
3.4.	Diagrama esquemático de la producción de pares nuclear. Adaptado	9
3.5.	de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]	10
3.6.	de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]	10
	ciones de fotones con la materia: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. Springer, 2016. [15]	16
7.1.	Adaptado de Podgorsak EB. Diagrama esquemático de un tubo de rayos X de Coolidge. Springer, 2016. [15]	27
10.1.	. Gráfica de la tabla 10.1. Para cada tubo de rayos X se muestra: (a) valor del tiempo de exposición; (b) diferencia entre el valor del tiempo de exposición y el tiempo de exposición nominal; (c) exactitud del	
10.0	tiempo de exposición; (d) repetibilidad del tiempo de exposición.	43
10.2.	valor del voltaje; (b) exactitud del voltaje; (c) repetibilidad del voltaje.	47
10.3.	. Gráfica de la tabla 10.3. Para cada tubo de rayos X se muestra: (a)	52
	valor der rendminento, (b) repetitiondad der rendminento	04

10.4. Gráfica de la tabla 10.4. Para cada tubo de rayos X de doble pul-	
so, se muestra: (a) valor de la capa hemirreductora para 70 kV; (b)	
valor de la capa hemir reductora para 80 kV; (c) valor de la capa he-	
mirreductora para 90 kV; (d) valor de la capa hemirreductora para	
100 kV	56
10.5. Gráfica de la tabla 10.4. Para cada tubo de rayos X de pulsos múl-	
tiples, se muestra: (a) valor de la capa hemirreductora para 70 kV;	
(b) valor de la capa hemir reductora para 80 kV; (c) valor de la capa	
hemirreductora para 90 kV; (d) valor de la capa hemirreductora para	
100 kV	57

ÍNDICE DE TABLAS

9.1.	Valores mínimos de la capa hemirreductora en función del kV según el			
	Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico ARCAL XLIX			
	$[19]. \ldots 42$			
10.1.	Parámetros del Tiempo de Exposición			
10.2.	Parámetros del Kilovoltaje			
10.3.	Parámetros del Rendimiento			
10.4.	Parámetros de la Capa Hemirreductora			

LISTA DE SÍMBOLOS ROMANOS

Símbolo	Significado
a	Radio atómico clásico del átomo
A_R	Constante de Richardson $(1.2 \times 10^6 \text{ A m}^{-2} \text{ k}^{-2})$
b	Parámetro de impacto clásico de la trayectoria del electrón
С	Rapidez de la luz en el vacío
CHR	Capa hemirreductora
$_YCV(\%)$	Repetibilidad del rendimiento; coeficiente de variación del rendi- miento
$_tCV(\%)$	Repetibilidad del tiempo de exposición; coeficiente de variación del
	tiempo de exposición
$_{\rm kVp}CV(\%)$	Repetibilidad del voltaje; coeficiente de variación del voltaje.
$D_{entorno}$	Dosis absorbida promedio en un volumen V del entorno
e	Carga elemental
E_B	Energía de ligadura
E_K	Energía cinética
E_{tr_ef}	Energía transferida efectiva
$E_{tr_no_ef}$	energía transferida no efectiva
E_{ab}	Energía absorbida
E_{ab} E_{rad}	Energía absorbida Energía perdida por emisiones radiativas
E_{ab} E_{rad} \bar{E}_{imp}	Energía absorbida Energía perdida por emisiones radiativas Energía promedio impartida

convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio

Símbolo	Significado
$\bar{f}_{tr_no_ef}$	Fracción promedio de la energía de un fotón de energía $h\nu$ que no se convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio
$ar{f}_{ab}$	Fracción promedio de la energía de un fotón de energía $h\nu$ que se convierte en energía absorbida por el medio
$ar{g}$	Fracción radiativa promedio
h	Constante de Planck ($6.626 \times 10^{-34} \text{ Js}$)
Ι	Intensidad
j	Densidad de corriente
k	Constante de Boltzmann (1.381 × 10 ⁻²³ J K ⁻¹ = 0.8617 × $10^{-4} \text{ eV K}^{-1}$)
$K_{entorno}$ $K_{entorno}^{col}$	Kerma promedio en un volumen V del entorno Kerma promedio de colisión en un volumen V del entorno
$K_{entorno}^{rad}$	Kerma promedio radiativo en un volumen V del entorno
K_a	Kerma en aire
kVp_{ind}	Valor de tensión nominal
kVp_{med}	Valor medido de tensión más discrepante
kVp	Valor promedio medido del voltaje
m	Masa
m_e	Masa en reposo del electrón (0.5110 MeV/c^2)

Símbolo	Significado
N_a	Número de átomos
N_e	Número de electrones
$P(\theta, r)$	Flujo de energía (clásico o relativista) por unidad de área y unidad
	de tiempo, generado por un electrón acelerado
P_{It}	Producto de la corriente de un tubo de rayos X con en tiempo de exposición
$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot}$	Poder de frenado másico-energético total
$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{ad}$	Poder de frenado de colisión másico
() (0)	
$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{hard}$	Poder de frenado de colisión másico suave
$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{soft}$	Poder de frenado de colisión másico fuerte
$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}$	Poder de frenado radiativo
t_{ind}	Valor de tiempo de exposición nominal
t_{med}	Valor medido de tiempo de exposición más discrepante
\overline{t}	Valor promedio medido del tiempo de exposición
Т	Temperatura
V	Volumen, Voltio (unidad de diferencia de potencial)
ÿ	Aceleración
Y	Rendimiento o salida de un tubo de rayos X.
\overline{Y}	Valor promedio medido del rendimiento.

Símbolo Significado

Z Número atómico

LISTA DE SÍMBOLOS GRIEGOS

Símbolo	Significado
α	Partícula alfa
β	Rapidez relativa de la luz
γ	Fotón originado en una transmisión nuclear. Rayo gamma.
ϵ_0	Permitividad del vacío
Θ	Ángulo de dispersión por efecto Compton
κ	Coeficiente de atenuación lineal para la producción de pares
λ	Longitud de onda
λ_C	Longitud de onda de Compton
μ	Coeficiente de atenuación lineal
μ_m	Coeficiente de atenuación másico
$_a\mu$	Coeficiente de atenuación atómico
$_e\mu$	Coeficiente de atenuación electrónico
μ_{tr}	Coeficiente de energía transferida
μ_{tr_ef}	Coeficiente de transferencia efectiva lineal
$\mu_{tr_no_ef}$	Coeficiente de transferencia no efectiva lineal
μ_{ab}	Coeficiente de absorción lineal
ν	Frecuencia
ρ	Densidad
σ_R	Coeficiente de atenuación lineal para la dispersión de Raleigh
σ_C	Coeficiente de atenuación lineal para la dispersión de Compton
$_t\sigma_{max}(\%)$	Exactitud del tiempo de exposición; desviación máxima del tiempo
	de exposición.
$_t\sigma$	Desviación estándar del tiempo de exposición
$_{ m kVp}\sigma_{max}(\%)$	Exactitud del voltaje; desviación máxima del voltaje
$_{ m kVp}\sigma$	Desviación estándar del voltaje.
$_{Y}\sigma$	Desviación estándar del rendimiento.

Símbolo Significado

 τ Coeficiente de atenuación lineal para el efecto foto
eléctrico

OBJETIVOS

Generales

- 1. Exponer los fundamentos teóricos más importantes de la física de radiaciones para Física Médica aplicada a radiodiagnóstico con tubos de rayos X.
- 2. Evaluar la calidad de un conjunto de equipos de tubos de rayos X de radiodiagnóstico de Guatemala evaluados por la empresa FIXCA S.A. utilizando el documento "Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe - IAEA-TECDOC-1958"[11].

Específicos

- 1. Exponer la física detrás del funcionamiento de un tubo de rayos X de Coolidge.
- 2. Exponer la física de la medición no invasiva del voltaje de un tubo de rayos X.
- 3. Exponer lo que es un programa de control de calidad en radiodiagnóstico.
- 4. Exponer las pruebas de control de tiempo de exposición, voltaje, rendimiento y capa hemirreductora de los tubos de rayos X.
- 5. Evaluar el valor, exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición; valor, exactitud y repetibilidad del voltaje; valor y repetibilidad del rendimiento; y la capa hemirreductora de los tubos de rayos X.

INTRODUCCIÓN

De acuerdo con el IAEA-TRS-457 [10], la calidad de vida de personas alrededor de todo el mundo ha mejorado gracias a la contribución del uso de rayos X en diagnóstico y tratamiento médico. La modalidad de imagen más comúnmente utilizada en radiología es la radiografía de proyección. En esta modalidad, los rayos X son emitidos hacia el cuerpo y estos son atenuados dependiendo de la composición de la región del cuerpo por la cual estos atraviesan. Los rayos X que atraviesan el cuerpo son detectados por pantallas especiales que emiten luz luego de interactuar con estos. Esta luz es luego detectada por una película radiográfica. Con esto se obtiene información de la anatomía humana en términos de la información de la atenuación de los rayos X. Luego de que la película radiográfica es procesada químicamente, se crea una imagen visible que puede ser visualizada en un negatoscopio (esta forma de creación de imágenes es para placas de bromuro de Plata).

Las fuentes de radiación ionizante para uso médico proveen la mayor contribución de dosis proveniente de fuentes artificiales y más del 90 % de esta contribución viene de los rayos X de radiodiagnóstico. Las mayores dosis recibidas en radiografía de proyección varían entre 1 - 20 m Gy. Si bien estas dosis son, en general, menores al nivel requerido para producir efectos determinísticos (100 mGy [18]), todos los procesos que involucran exposición a rayos X pueden ocasionar efectos estocásticos como la inducción de tumores o enfermedades hereditarias.

En radiología se busca poder minimizar la exposición del paciente cuando sea posible mientras se usan exposiciones lo suficientemente altas para obtener imágenes de buena calidad. Los programas de control de calidad ayudan a poder cumplir esta meta. Estos se diseñan para verificar que los equipos de radiología puedan producir la información deseada para un diagnóstico eficaz con el menor riesgo posible para el paciente y personal de operación [16].

La presentación de este trabajo empezará exponiendo los fundamentos teóricos más importantes de la física de radiaciones ionizantes para Física Médica. Posteriormente, se expondrá la física detrás del funcionamiento de un tubo de rayos X. Luego, se expondrá la física detrás de la medición no invasiva del kVp de un tubo de rayos X. Esta exposición será de particular importancia, puesto que, de acuerdo con Lindström J. [12], es conocimiento que no se encuentra en varios libros de Física Médica y muy pocos conocen como funciona. Finalmente, se expondrá a mayor profundidad lo que es un programa de control de calidad en radiodiagnóstico. De acuerdo al documento AEA-TECDOC-1958 [11], se presentarán las pruebas de control de tiempo de exposición, voltaje, rendimiento y capa hemirreductora, que forman parte de la verificación de la correcta operación de los tubos de rayos X.

En Guatemala se cuenta con una gran cantidad de equipos de rayos X. Dada su alta demanda e importancia para la salud, y por ende, calidad de vida de los guatemaltecos, es de interés saber el estado de la calidad de estos equipos. En aras de informar acerca de la calidad de los servicios gozados por los guatemaltecos, se verificará la calidad de un conjunto de 111 equipos de tubos de rayos X de radiodiagnóstico de Guatemala verificados por la empresa FIXCA S.A. de acuerdo a los controles de calidad arriba mencionados.

1. Radiación ionizante

1.1. Definición de radiación ionizante

Un ion es un conjunto de partículas ligadas tal que su carga neta es distinta de cero. Átomos o moléculas que no son eléctricamente neutros son ejemplos de iones. La ionización es el proceso mediante el cual se producen iones. Un **par iónico** es el conjunto de un ion de carga positiva y un ion de carga neta negativa. Un átomo puede ser ionizado por medio de dar suficiente energía a uno de sus electrones. Cuando uno de sus electrones absorbe esta energía, este se separa del átomo. La energía de ionización, también conocida como **potencial de ionización**, de un átomo es definida como la energía mínima requerida para separar a un electrón que se encuentra en su estado fundamental en ese átomo. Esta se especifica típicamente en electronvoltios eV. En la naturaleza, la energía de ionización de los átomos varía de unos pocos electronvoltios ≈ 4 eV para elementos alcalinos a 24.6 eV para el helio. Para el resto de átomos, su energía de ionización está en medio de estos extremos.

Un átomo ionizado por medio de haberle quitado un electrón es un ion positivo. El conjunto de un ion positivo y un electrón formados al ionizarse un átomo es un ejemplo de un par iónico. [15]

Electrones, protones, neutrones, fotones, partículas α , ion carbono-12, ion neón-20 son ejemplos de **partículas**. La **radiación** es la propagación de energía en forma de partículas. Cuando una partícula tiene una energía mayor a la energía de ionización de un átomo, esta partícula podría ionizar ese átomo. Esto por medio de que energía de esta partícula sea transferida al electrón de ese átomo (un fotón puede ser absorbido por un electrón de un átomo, liberando así ese electrón e ionizando el átomo (Efecto Fotoeléctrico); o un electrón libre puede colisionar con un electrón de un átomo, dándole así suficiente energía para liberarse del átomo, ionizando así el átomo). A las partículas con esta característica se les llamará **partículas ionizantes**. A la radiación que propaga energía por medio de partículas ionizantes se le llamará **radiación ionizante**.

2. Interacciones de electrones con la materia

2.1. Tipos de interacciones de electrones con la materia

Siguiendo a Podgorsak EB. [15], cuando un electrón viaja a través de un medio absorbente, este experimenta interacciones de Coulomb con los núcleos y electrones orbitales de los átomos del material. Estas interacciones se clasifican en tres categorías caracterizadas por el tamaño del **parámetro de impacto clásico** b de la trayectoria del electrón incidente comparado con el **radio atómico clásico** a **del átomo** del medio con el cual el electrón interactúa (ver figura 2.1).



Figura 2.1. Tipos de colisiones de un electrón con un átomo. Para $b \approx a$, se tiene una colisión fuerte; para $b \gg a$, se tiene una colisión suave; y para $b \ll a$, se tiene una colisión radiativa. Adaptado de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]

Una colisión fuerte (cercana) se da cuando la interacción de la fuerza de Coulomb del electrón incidente es con un electrón orbital del átomo del medio. Esto puede ocurrir cuando el parámetro de impacto b de la trayectoria del electrón incidente es del orden del radio a del átomo absorbente (i.e. $b \approx a$). Una fracción apreciable de la energía cinética del electrón incidente será transferida al electrón orbital.

Una colisión suave (distante) se da cuando el parámetro de impacto b de la trayectoria del electrón incidente es mucho más grande que el radio a del átomo absorbente (i.e. $b \gg a$). El electrón incidente interactúa con el átomo completo del medio absorbente. Solo una pequeña cantidad de energía será transferida del electrón incidente a los electrones orbitales. Sin embargo, el número de estas interacciones es muy grande; aproximadamente 50 % de la pérdida de energía de un electrón incidente se debe al gran número de estas pequeñas pérdidas de energía que este experimenta al viajar por el medio.

Una interacción (colisión) radiativa se da cuando el parámetro de impacto b de la trayectoria del electrón incidente es mucho más pequeño que el radio a del átomo absorbente (i.e. $b \ll a$). El electrón interactúa principalmente con el núcleo. El electrón emitirá un fotón (por radiación de frenado (bremsstrahlung)) con una energía entre cero y la energía cinética del electrón incidente. La energía del fotón bremsstrahlung emitido será más grande a medida que el parámetro de impacto b sea más grande.

2.2. Poder de frenado

El **poder de frenado másico-energético total** $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot}$, representa la pérdida de energía cinética E_K por el electrón incidente por unidad de longitud de recorrido x, i.e.

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_K}{dx} \qquad (\text{MeV}\,\text{cm}^2/\text{g})$$

 $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot}$ puede ser separado en dos componentes:

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}.$$

Donde,

• $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}$ es el **poder de frenado de colisión másico**, debido a interacciones entre el electrón incidente y electrones orbitales de los átomos del medio.

 $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}$ puede ser separado también en las componentes:
$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{hard} y \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{soft}.$$

Donde,

- $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{hard}$ es el poder de frenado de colisión másico suave, • $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{soft}$ es el poder de frenado de colisión másico fuerte.
- $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}$ es el **poder de frenado radiativo** debido a interacciones entre el electrón incidente y los núcleos de los átomos del medio.

El poder de frenado másico-energético total puede ser expresado en términos generales como

$$\left(\frac{S}{\rho}\right)_{tot} = \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{hard} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{col}^{soft} + \left(\frac{S}{\rho}\right)_{rad}^{soft}.$$

3. Interacciones de fotones con la materia

3.1. Tipos de radiación ionizante de fotones

Siguiendo a Podgorsak EB. [15], dependiendo de su origen, la radiación ionizante de fotones se puede clasificar en una de las cuatro siguientes categorías:

- Rayos X Bremsstrahlung (continuos) emitidos por medio de interacciones entre electrones incidentes y núcleos de los átomos del medio.
- Rayos X característicos (discretos) emitidos cuando ocurre una transición de electrones orbitales de una órbita permitida a una vacancia en otra órbita permitida.
- Rayos γ (discretos) emitidos por medio de transiciones nucleares en el decaimiento gamma.
- radiación de aniquilación (discreta, típicamente de 0.511 MeV) emitida por medio de una aniquilación electrón-positrón.

3.2. Tipos de interacciones de fotones con la materia

Los fotones pueden experimentar varias interacciones con los átomos del medio atenuador en el cual estos se propagan. La probabilidad de cada interacción depende de la energía $h\nu$ del fotón y del número atómico Z del atenuador.

A continuación se describen cinco posibles tipos de interacciones que los fotones pueden experimentar al propagarse a través del medio atenuador:

• En la **dispersión de Rayleigh** (ver figura 3.1), un fotón interactúa con un electrón orbital ligado. El fotón no pierde energía, por lo que es una interacción elástica. El fotón es dispersado a un ángulo pequeño.

Dispersión de Rayleigh



Figura 3.1. Diagrama esquemático de la dispersión de Rayleigh. Adaptado de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]

• En el efecto fotoeléctrico (ver figura 3.2), el fotón interactúa con un electrón orbital fuertemente ligado de un átomo atenuador. La energía $h\nu$ del fotón es mayor a la energía de ligadura del electrón en cuestión. El fotón desaparece al interactuar con el electrón y el electrón es expulsado del átomo como un fotoelectrón con una energía cinética E_K dada por

$$E_K = h\nu - E_B,$$

donde $h\nu$ es la energía del fotón incidente y E_B es la **energía de ligadura** del electrón.





Figura 3.2. Diagrama esquemático del efecto fotoeléctrico. Adaptado de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]

En el efecto Compton (ver figura 3.3), un fotón interactúa con un electrón orbital libre y estacionario. La energía hν del fotón incidente es mucho más grande que la energía de ligadura del electrón orbital. El fotón pierde parte de su energía dándosela al electrón de retroceso (Compton) y es dispersado como un fotón de energía hν' a un ángulo de dispersión Θ.

El cambio en la longitud de onda del fotón $\Delta\lambda$, está dada por la ecuación

$$\Delta \lambda = \lambda_C (1 - \cos \Theta),$$

donde λ_C es la **longitud de onda de Compton** del electrón dada por

$$\lambda_C = \frac{h}{m_e c} = 0.024 \text{\AA}$$



Figura 3.3. Diagrama esquemático del efecto Compton. Adaptado de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]

• En la producción de pares nuclear (ver figura 3.4), el fotón desaparece y un par electrón-positrón con una energía cinética combinada de $h\nu - 2m_ec^2$ es producido en el campo nuclear de Coulomb.



Figura 3.4. Diagrama esquemático de la producción de pares nuclear. Adaptado de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]

• En la **reacción de fotodesintegración** (ver figura 3.5), un fotón de alta energía es absorbido por el núcleo de un átomo, resultando en una emisión de un neutrón o un protón y una transformación del núcleo en un producto de una reacción radiactiva. El voltaje umbral para una reacción de fotodesintegración depende de la reacción y del núcleo y es del orden dé 10 MeV.

Reacción de fotodesintegración



Figura 3.5. Diagrama esquemático de la reacción de fotodesintegración. Adaptado de Podgorsak EB. Springer, 2016. [15]

3.3. Atenuación de un haz delgado de fotones

La **intensidad** I(x) de un haz delgado monoenergético de fotones, atenuado por un atenuador de grosor x, está dada por

$$I(x) = I(0)e^{-\mu(h\nu,Z)x},$$

donde I(0) es la intensidad original del haz sin ser atenuado y $\mu(h\nu, Z)$ es el **co**eficiente de atenuación lineal que depende de la energía de los fotones $h\nu$ y del número atómico del atenuador Z. Además del coeficiente de atenuación lineal, hay otros tres coeficientes de atenuación que se relacionan con este:

El Coeficiente de atenuación másico μ_m se define como la razón entre el coeficiente de atenuación lineal μ y la densidad de la masa del medio absorbente ρ.

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$

Este coeficiente de atenuación másico es independiente de la densidad de la masa del medio absorbente. Cuando se utiliza el coeficiente de atenuación másico, el grosor del medio absorbente se expresa en kg/m² o g/cm².

• El **Coeficiente de atenuación atómico** $_a\mu$ se define como la razón entre el coeficiente de atenuación lineal μ y el número de átomos N_a por unidad de volumen V del medio absorbente.

$$_{a}\mu = \frac{\mu}{\frac{N_{a}}{V}}$$

Cuando se utiliza el coeficiente de atenuación másico, el grosor del medio absorbente se expresa en $atomos/m^2$ o $atomos/cm^2$.

• El Coeficiente de atenuación electrónico $_{e}\mu$ se define como la razón entre el coeficiente de atenuación lineal μ y el número de electrones N_{e} por unidad de volumen V del medio absorbente.

$$_{e}\mu = \frac{\mu}{\frac{N_{e}}{V}}$$

Cuando se utiliza el coeficiente de atenuación másico, el grosor del medio absorbente se expresa en electrones/ m^2 o electrones/ cm^2 .

Cuando un haz de fotones viaja a través de un medio, este transfiere parte de su energía al medio al interaccionar con este por medio de las interacciones antes descritas. La energía perdida por el haz de fotones es la energía transferida al medio. Sea μ_{tr} el **coeficiente de energía transferida**; entonces $\mu_{tr} = \mu$. Notar que de la energía transferida por el haz de fotones al medio, no toda esta energía es transformara en energía cinética de los electrones (y positrones en el caso de producción de pares) que la absorban. Considerar los siguientes ejemplos.

- En el efecto fotoeléctrico, una fracción de la energía $h\nu$ del fotón es utilizada para desligar al electrón del átomo, y el resto de la energía del fotón se convierte en energía cinética del electrón.
- En la producción de pares, una fracción de la energía $h\nu$ del fotón es utilizada para crear al par electrón-positrón, y el resto de la energía del fotón se convierte en energía cinética del electrón y el positrón.
- En el efecto Compton, una fracción de la energía $h\nu$ del fotón se convierte en energía cinética del electrón de retroceso, y el resto de energía es la energía del fotón dispersado(energía que ya no se tomara en cuenta como parte de la energía del haz de fotones inicial).
- En la dispersión de Rayleigh, nada de la energía $h\nu$ del fotón se convierte en energía cinética de alguna partícula cargada.

Para un fotón de energía $h\nu$, la energía promedio de este que se convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio se le llamara **energía transferida efectiva** $E_{tr ef}$

Para un fotón de energía $h\nu$, la fracción promedio de la energía de este que se convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio es entonces

$$\bar{f}_{tr_ef} = \frac{E_{tr_ef}}{h\nu}.$$

Para un fotón de energía $h\nu$, la energía promedio de este que no se convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio se le llamara energía transferida no efectiva $E_{tr no ef}$.

Para un fotón de energía $h\nu$, la fracción promedio de la energía de este que no se convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio es entonces

$$\bar{f}_{tr_no_ef} = \frac{E_{tr_no_ef}}{h\nu}.$$

El coeficiente de transferencia efectiva lineal μ_{tr_ef} se define como

$$\mu_{tr_ef} = \mu \bar{f}_{tr_ef}$$

El coeficiente de transferencia no efectiva lineal $\mu_{tr_no_ef}$ se define como

$$\mu_{tr_no_ef} = \mu f_{tr_no_ef}$$

El coeficiente de atenuación lineal μ puede ser escrito como la suma de dos componentes como se muestra a continuación

$$\mu = \mu_{tr} = \mu_{tr_ef} + \mu_{tr_no_ef}$$

De la energía transferida efectiva por el haz de fotones al medio, solo una fracción de esta es absorbida por el medio y la otra fracción el medio la pierde cuando los electrones y positrones que adquirieron esta energía la pierden al emitirla en forma de fotones de bremsstrahlung o radiación de aniquilación.

Para un fotón de energía $h\nu$, la energía promedio de este que se convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio es E_{tr_ef} . La energía promedio de E_{tr_ef} que es absorbida por el medio se le llamará **energía absorbida** E_{ab} .

Para un fotón de energía $h\nu$, la fracción promedio de la energía de este que se convierte en energía absorbida por el medio es

$$\bar{f}_{ab} = \frac{\bar{E}_{ab}}{h\nu}$$

El coeficiente de absorción lineal μ_{ab} se define como

$$\mu_{ab} = \mu f_{ab}$$

Para un fotón de energía $h\nu$, la energía promedio de este que se convierte en energía cinética de los electrones y positrones del medio es E_{tr_ef} . La energía promedio de E_{tr_ef} que es perdida por el medio por emisiones radiativas se le llamará **energía perdida por emisiones radiativas** E_{rad} .

La fracción promedio de la energía transferida efectiva que se convierte en energía perdida por emisiones radiativas se le llama **fracción radiativa promedio**

 $\bar{g},$ y está dada por

$$\bar{g} = \frac{\bar{E}_{rad}}{\bar{E}_{tr \ ef}}$$

La energía transferida efectiva \bar{E}_{tr}_{ef} se puede escribir como

$$\bar{E}_{tr\ ef} = \bar{E}_{ab} + \bar{E}_{rad}$$

Utilizando esta ecuación, \bar{g} se puede reescribir también como

$$\bar{g} = 1 - \frac{E_{ab}}{\bar{E}_{tr_ef}}$$

Despejando esta ecuación se tiene

$$\bar{E}_{ab} = \bar{E}_{tr_ef}(1-\bar{g})$$

Utilizando las definiciones de las fracciones y energías promedio se tiene que

$$\mu_{ab} = \mu_{tr_ef}(1 - \bar{g}).$$

Para fotones de una energía $h\nu$ dada y un atenuador con número atómico Z, el coeficiente de atenuación lineal μ puede ser escrito como una suma de coeficientes correspondientes a cada tipo de interacciones de fotones con la materia.

$$\mu = \tau + \sigma_R + \sigma_C + \kappa,$$

donde

- τ es el coeficiente de atenuación lineal para el efecto fotoeléctrico; este corresponde a la contribución por las interacciones del efecto fotoeléctrico;
- σ_R es el coeficiente de atenuación lineal para la dispersión de Raleigh; este corresponde a la contribución por las interacciones de la dispersión de Raleigh;
- σ_C es el coeficiente de atenuación lineal para la dispersión de Compton; este corresponde a la contribución por las interacciones de la dispersión de Compton;
- κ es el coeficiente de atenuación lineal para la producción de pares; este corresponde a la contribución por las interacciones de la producción de

pares.

El coeficiente de transferencia efectiva lineal correspondiente se escribe como

$$\mu_{tr\ ef} = \tau_{tr\ ef} + \sigma_{Rtr\ ef} + (\sigma_C)_{tr\ ef} + \kappa_{tr\ ef}.$$

Recordar que en la interacción de dispersión de Rayleigh no hay transferencia efectiva de energía, por lo que

$$\mu_{tr_ef} = \tau_{tr_ef} + 0 + (\sigma_C)_{tr_ef} + \kappa_{tr_ef}$$

$$\mu_{tr_ef} = \tau_{tr_ef} + (\sigma_C)_{tr_ef} + \kappa_{tr_ef}.$$

El coeficiente de absorción lineal correspondiente se puede obtener de

$$\mu_{ab} = \mu_{tr_ef} (1 - \bar{g}).$$

3.4. Interacciones de fotones con la materia de interés en radiodiagnóstico.

Las energías de los haces de fotones clínicos pueden ser las siguientes:

- rayos X superficiales (10 keV 100 keV);
- rayos X de ortovoltaje (100 keV 500 keV);
- rayos X de megavoltaje (1 MeV en adelante).

En radiodiagnóstico, el rango de energías utilizado para acelerar a los electrones es [25, 150] kVp. [1]

En la figura 3.6 se muestra un diagrama $(h\nu, Z)$, donde $h\nu$ es la energía de fotones y Z es el número atómico de los átomos absorbentes. Este diagrama muestra la predominancia relativa de las interacciones de fotones con la materia: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares.

De acuerdo con esta figura, en el rango de energía de [25, 150] kVp, las interacciones por efecto fotoeléctrico predominan sobre el resto. Por esta razón, el efecto de los otros tipos de interacciones será despreciado.



Figura 3.6. Adaptado de Podgorsak EB. Predominancia relativa de las interacciones de fotones con la materia: efecto fotoeléctrico, efecto Compton y producción de pares. Springer, 2016. [15]

4. Cantidades dosimétricas importantes

En vez de utilizar la palabra "medio" se utilizará la palabra "**entorno**" para evitar ambigüedad con el concepto de "promedio" que también puede ser descrito con la misma palabra "medio". Este capítulo está basado en el libro de Podgorsak EB. [15].

4.1. Equilibrio de partículas cargadas

Un volumen V del entorno tiene **equilibrio de partículas cargadas** (CPE, por sus siglas en inglés) cuando el total de energía cinética que sale del volumen V, que es la suma de las energías cinéticas de todas las partículas cargadas cuando salen del volumen V, es compensado con una cantidad igual de energía cinética que entra al volumen V, que es la suma de las energías cinéticas de partículas cargadas cuando cuando entran al volumen V.

En particular, en un volumen V habrá equilibrio de partículas cargadas si cada partícula cargada que sale del volumen V con una energía cinética E_k es reemplazada por una partícula cargada con la misma energía cinética E_k al momento de entrar en el volumen V y además gasta toda su energía dentro del volumen V.

Si determinado volumen V está rodeado por otro volumen más grande V', tal que la distancia entre los bordes de estos volúmenes es por lo menos del tamaño de la profundidad máxima de penetración de partículas cargadas ionizadas del entorno, entonces, si radiación ionizante es transferida efectivamente al volumen V', el volumen V tendrá equilibrio de partículas cargadas.

4.2. Cantidades dosimétricas

El **kerma promedio** $K_{entorno}$ (acrónimo de "Kinetic energy realeased in matter") en un volumen V del entorno se define como la razón

$$\frac{d\bar{E}_{tr_ef}}{dm},$$

donde dE_{tr_ef} es el total de la energía transferida efectiva transferida a las partículas cargadas del volumen V y dm es la masa del volumen V. La unidad en el SI del kerma es el gray (Gy), donde 1 Gy = 1 J/kg.

La energía promedio impartida $d\bar{E}_{imp}$ a un volumen de interés V es la suma de toda la energía entrando en el volumen V menos toda la energía saliendo del volumen V.

La dosis absorbida promedio $D_{entorno}$ en un volumen V del entorno se define como la razón

$$\frac{dE_{imp}}{dm},$$

donde \bar{E}_{imp} es el total de la energía impartida al volumen de interés V y dm es la masa del volumen V. La unidad en el SI de la dosis absorbida también es el gray (Gy), donde 1 Gy = 1 J/kg.

4.3. Relación $D_{entorno}$ y $K_{entorno}^{col}$

El kerma promedio de un volumen V del entorno, $K_{entorno}$ se puede escribir como la contribución de dos componentes:

• $K_{entorno}^{col}$ correspondiente a la energía absorbida por las partículas cargadas del volumen V, que se puede escribir como

$$K_{entorno}^{col} = \frac{d\bar{E}_{ab}}{dm}.$$

• $K_{entorno}^{rad}$ correspondiente a la energía perdida por emisiones radiativas por las partículas cargadas del volumen V, que se puede escribir como

$$K_{entorno}^{rad} = \frac{d\bar{E}_{rad}}{dm}.$$

El kerma promedio de un volumen V puede ser escrito entonces como

$$K_{entorno} = K_{entorno}^{col} + K_{entorno}^{rad}.$$

De la relación

$$\bar{E}_{ab} = \bar{E}_{tr_ef}(1-\bar{g}),$$

se tiene que

$$K_{entorno}^{col} = K_{entorno}(1 - \bar{g}),$$

En el caso especial donde en el volumen de interés V hay equilibrio de partículas cargadas y además cualquier fotón radiativo creado adentro del volumen V escapa de este sin depositar energía a lo largo de su salida de este volumen, se tiene que

$$d\bar{E}_{imp} = d\bar{E}_{ab}$$

Y la dosis se puede escribir como

$$D_{entorno} = \frac{d\bar{E}_{ab}}{dm} = K_{entorno}^{col}.$$

De acuerdo con el OIEA-TRS-457 [10], para radiología diagnóstica, la radiación de frenado producida dentro de materiales de número atómico pequeño es despreciable. Entonces, se considera como si ningún fotón radiativo es producido dentro del volumen de interés V. Esto es, se considera que $K_{entorno}^{rad} = 0$. Y, por lo tanto $K_{entorno} = K_{entorno}^{col}$.

Por lo tanto, solo es necesario verificar que se tiene equilibrio de partículas cargadas para que se cumpla que

$$D_{entorno} = K_{entorno}.$$

5. Dosimetría de radiación

Siguiendo a Podgorsak EB. [15], **dosimetría de radiación** es la determinación por medio de medición y/o cálculo de dosis absorbida u otra cantidad física relevante como kerma en aire, fluencia o dosis equivalente, en determinado punto de interés en un medio determinado. Un **dosímetro de radiación** es cualquier dispositivo que es capaz de proveer una lectura M que es una medida de la dosis D absorbida en el volumen sensitivo V del dosímetro por radiación ionizante. El dosímetro de radiación debe entonces poseer al menos una propiedad física que es función de la cantidad dosimétrica medida.

Hay dos tipos de dosímetros:

- Un **dosímetro absoluto** es aquel donde la dosis en su volumen sensitivo puede ser calculada a partir de la señal que este produce sin la necesidad de calibrar este dosímetro respecto a un campo de radiación.
- Un **dosímetro relativo** es aquel donde la dosis en su volumen sensitivo se calcula a partir de la señal que este produce en conjunto con una calibración respecto a un campo de radiación conocido.

5.1. Sistema de dosimetría relativa

Un sistema de dosimetría relativa, compuesto por un dosímetro de radiación sensitivo y un lector, requiere la calibración de su respuesta respecto a un campo de radiación conocido.

En medicina de radiación, se utilizan cuatro categorías de dosimetría relativa:

- Dosimetría Relativa Ionométrica;
- Dosimetría por Luminiscencia;
- Dosimetría de Semiconductores;

• Dosimetría de Película.

Estas cuatro categorías de dosimetría relativa son de interés práctico en física médica y son utilizadas en medicina de la radiación para la calibración de equipo utilizado para diagnóstico por imagen (tubos de rayos X, por ejemplo) o tratamiento de enfermedades con radiación ionizante. En este trabajo la dosimetría de semiconductores será de particular importancia, puesto que las mediciones de exposición serán realizadas con un dosímetro de este tipo.

5.1.1. Sistema de dosimetría de diodo de silicio

Un dosímetro de diodo de silicio es un diodo de unión p - n [14]. Siguiendo a Podgorsak EB. [15], cuando la radiación ionizante penetra en el diodo, pares electrón-agujero pueden crearse en la región de agotamiento. Los electrones son atraídos al lado n del diodo y los agujeros al lado p. Luego, el campo eléctrico dentro de la región de agotamiento barre los electrones y agujeros fuera de la región de agotamiento. De esta manera, se crea una corriente en la dirección reversa en el diodo. La recombinación de los electrones es medida por el electrómetro conectado al diodo.

- Entre las ventajas de un dosímetro de diodo están:
 - su tamaño es pequeño,
 - se tiene una alta sensibilidad,
 - $\circ\,$ la lectura es Instantánea,
 - no se necesita de voltaje de polarización externa.
- Entre las desventajas de un dosímetro de diodo están:
 - requiere la conexión de cables,
 - la calibración puede variar con la temperatura,
 - la sensibilidad varía con la dosis acumulada,
 - $\circ\;$ se necesita cuidado especial para garantizar la constancia en la respuesta.

6. Producción de rayos X

Los dos tipos de rayos X conocidos son: radiación característica y radiación de frenado. Estos tipos de rayos X son de gran importancia en física médica para diagnóstico por imagen y radioterapia de haz externo.

6.1. Radiación característica

Siguiendo a Podgorsak EB. [14], radiación característica son los fotones emitidos que resultan de transiciones de electrones orbitales de una órbita permitida a una vacancia en otra órbita permitida. El adjetivo "característica" se debe a que la longitud de onda λ y, por lo tanto, la energía $h\nu$ del fotón emitido son características del átomo donde se originó el fotón. Antiguamente, para referirse a la radiación característica, se utilizaba el término radiación de fluorescencia. El conjunto de todas las longitudes de onda (o frecuencias) de fotones radiativos que pueden ser emitidos por un átomo se le conoce como espectro de línea del átomo.

Transiciones entre orbitales externos de un átomo generalmente resultan en **fo**tones ópticos (la energía $h\nu$ de los fotones es del orden de unos pocos electronvolts). A estas transiciones se les llama transiciones ópticas.

Transiciones entre orbitales internos de átomos con números atómicos grandes pueden resultar en **rayos X** (la energía $h\nu$ de los fotones es del orden de 10 keV a 100 keV) y se les llama **transiciones de rayos X**.

6.2. Radiación de frenado (Bremsstrahlung)

La radiación de frenado es radiación electromagnética que es producida cuando una partícula cargada es acelerada. La energía de cada fotón emitido es restada de la energía cinética de la partícula cargada.

6.2.1. Distribución angular del continuo de radiación de frenado

De acuerdo con Behling R. [6], en unidades del S.I., el flujo de energía clásico por unidad de área y unidad de tiempo, generado por un electrón acelerado, es

$$P(\theta, r) = \frac{c}{16\pi^2\epsilon_0} \left(\frac{\ddot{\mathbf{X}}e}{rc^2}\right)^2 \sin^2\theta,$$

donde,

 θ es el ángulo con la dirección de avance;

r es la distancia del observador;

c es la rapidez de la luz en el vacío;

 ϵ_0 es la permitividad del vacío;

 $\ddot{\mathbf{X}}$ es el vector aceleración del electrón;

y e es la carga elemental.

Cuando la rapidez del electrón es mucho más pequeña que la rapidez de la luz, las transformaciones Galileanas son válidas, las relaciones angulares se mantienen y no habrá diferencias apreciables en la distribución de la intensidad de rayos X vista desde el marco de referencia del laboratorio y el marco de referencia del electrón.

Considerar a $\beta = \frac{v_e}{c}$, donde v_e es la rapidez del electrón y c es la rapidez de la luz. Para electrones con energía cinética $E_K = 10$ keV, $\beta = 0.006$. Si $E_K = 80$ keV, $\beta = 0.502$. Si $E_k = 1$ MeV, $\beta = 0.941$. Para imágenes médicas humanas, los electrones con energías cinéticas mayores a 16 keV son tratados de manera relativista.

Tomando en cuenta los efectos relativistas, en el sistema de referencia estacionario inercial, el flujo de energía por unidad de área y unidad de tiempo, generado por un electrón acelerado, está dado por

$$P(\theta, r) = \frac{c}{16\pi^2\epsilon_0} \left(\frac{\ddot{\mathbf{X}}e}{rc^2}\right)^2 \frac{\sin^2\theta}{1 - \beta\cos\theta}.$$

El ángulo Θ_m de máxima intensidad está dado por

$$\cos\Theta_m = \frac{1}{2\beta}(\sqrt{1+8\beta^2}-1).$$

• Para $\beta \to 0$, $\Theta_m = \frac{\pi}{2}$. Por esto, en el rango de energía (haces de ortovoltaje) de radiología diagnóstica la mayoría de los fotones de rayos X son emitidos a

 90° de la trayectoria de los electrones.

Para β → 1, Θ_m = 0. Por esto, en el rango de energía de megavoltaje (haces de aceleradores lineales), la mayoría de fotones son emitidos en la dirección de la trayectoria del electrón colisionando con el objetivo.

6.3. Emisión termoiónica

Siguiendo a Podgorsak EB. [15], la **función de trabajo** $e\phi$ de un material es la energía mínima que debe ser suministrada a un electrón para removerlo de la superficie de ese material.

Una forma por la cual los electrones pueden ser liberados de la superficie de un metal es por medio de calentar el metal a una temperatura superior a los 1000 °C. Esto eleva la energía cinética de los electrones a tal punto que les permite superar la barrera de potencial y salir de la superficie del metal.

Al flujo de portadores de carga de la superficie de un sólido o sobre algún tipo de barrera de potencial, facilitado por el suministro de energía térmica al sólido, se le conoce como **emisión termoiónica**. Los portadores de carga liberados por este proceso se les llama **termiones**. La ciencia que estudia este fenómeno se le llama **termoiónica**.

La ecuación de Richardson-Dushman expresa la relación entre la densidad de corriente j (en amperios por metro) de electrones emitidos del metal caliente y la temperatura absoluta T (en Kelvin) del metal. Esta relación está dada por

$$j = A_R T^2 e^{-\frac{e\phi}{kT}},$$

donde

 A_R es la constante de Richardson, con valor teórico $A_R = 1.2 \times 10^6 \text{ A m}^{-2} \text{ k}^{-2}$; $e\phi$ es la función de trabajo del metal;

y k es la constante de Boltzmann $(1.381 \times 10^{-23} \text{ J K}^{-1} = 0.8617 \times 10^{-4} \text{eV K}^{-1}).$

En la práctica, el emisor termoiónico no solo es calentado, sino también está inmerso en un campo eléctrico externo. Esto disminuye la función de trabajo $e\phi$ en una cantidad $e\Delta V$, donde $e\Delta V$ es, por ejemplo, la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo de un tubo de rayos X de Coolidge. Para este caso, la ecuación de Richardson-Dushman toma la forma

$$j = A_R T^2 e^{-\frac{e\phi - e\Delta V}{kT}}.$$

Al fenómeno de la disminución de la función de trabajo de un metal por medio de aplicar un campo eléctrico externo se le conoce como efecto **Schottky**.

7. Tubo de rayos X de Coolidge

Siguiendo a Podgorsak EB. [15], un **tubo de rayos X** es un tubo al vacío dentro del cual electrones de una fuente (cátodo) son acelerados por una diferencia de potencial hacia un objetivo (ánodo) con el cual los electrones son frenados por medio de una secuencia de colisiones y procesos de dispersión, resultando en la producción de radiación de frenado y característica.

Un **tubo de rayos X de Coolidge** es un tubo de rayos X de alto vacío cuya fuente de electrones funciona con un cátodo caliente que emite electrones termoiónicamente. A partir de ahora, a un tubo de rayos X de Coolidge se le llamará simplemente "tubo de rayos X".



Figura 7.1. Adaptado de Podgorsak EB. Diagrama esquemático de un tubo de rayos X de Coolidge. Springer, 2016. [15]

Un tubo de rayos X tiene tres componentes principales (ver Figura 7.1):

- tubo de envoltura,
- fuente de electrones (cátodo caliente),
- objetivo (ánodo).

7.0.1. Tubo de envoltura

El tubo de envoltura mantiene el vacío en el interior. El alto vacío del tubo de Coolidge es del orden dé 10^{-4} Pa. Esto previene que el filamento se deteriore por oxidación y disminuye las colisiones entre los electrones y moléculas de aire. [15]

7.0.2. Fuente de electrones (cátodo caliente)

Un cátodo caliente consiste en un filamento que es calentado a una alta temperatura para servir como fuente de electrones. Los electrones son producidos a través de emisión termoiónica. La corriente de electrones dentro del tubo es entonces controlada a través de la temperatura del filamento. Para el filamento se suele utilizar un material metálico con punto de fusión alto. Típicamente, se utiliza tungsteno, cuyo punto de fusión es 3422 °C. El filamento se calienta al hacer pasar corriente eléctrica a través de este. El alambre de tungsteno suele ser de 0.2 - 0.3 mm de diámetro y se suele operar a aproximadamente 2700 K. A medida que el filamento se calienta, electrones emitidos termoiónicamente se acumulan en su superficie formando una nube de electrones. Este espacio de carga previene que más electrones emerjan del metal. Debido a la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo, algunos electrones del espacio de carga son atraídos hacía el ánodo, luego esos electrones son reemplazados por la emisión de nuevos electrones del filamento.

7.0.3. Objetivo (ánodo)

El objetivo es un cuerpo cuyos núcleos de sus átomos frenan a los electrones a través de una secuencia de colisiones y dispersiones. De esta manera se producen los rayos X. Una pequeña fracción de la energía cinética de los electrones (típicamente él 1 % o menos) se transforma en rayos X y el resto es disipada en calor. El ánodo tiene entonces tres funciones principales:

- Definir el potencial positivo del tubo de rayos X,
- producir rayos X,
- disipar el calor.

Dado que gran parte de la energía es disipada en calor, el material del ánodo debe tener un punto de fusión alto. Típicamente, se utiliza tungsteno para tubos de rayos X que operan arriba de 50 kVp y molibdeno para tubos de rayos X que operan abajo dé 50 kVp.

Existen dos tipos de ánodo y estos se describen a continuación.

7.0.3.1. Ánodo rotatorio

Los ánodos rotatorios se han convertido en la base de los tubos de rayos X modernos de alto rendimiento con picos altos de potencia.

De acuerdo con Alcaraz M. [2], la estructura de un ánodo giratorio consiste en un disco de unos 10 - 15 cm de diámetro que puede girar a gran velocidad (de 10,000 a 12,000 rpm.) La zona externa del disco es la que se utiliza como ánodo y está recortada a determinado ángulo $(12^{\circ} - 17^{\circ})$ respecto a la perpendicular de la trayectoria de los electrones. Como el disco está rotando, la superficie de este, con la cual los electrones colisionan, varía continuamente. De esta manera se mantiene una producción de radiación constante y el calor producido se distribuye en un área más grande alrededor del disco. De esta manera se obtiene una mayor disipación del calor sin aumentar el tamaño aparente del foco.

7.0.3.2. Ánodo estacionario

Los ánodos estacionarios tienen un uso importante en cirugía con arco en C y aplicaciones dentales, donde se requiere un flujo de fotones pequeño y de larga duración.

7.1. Comportamiento de la producción de rayos X en función de la corriente y diferencia de potencial.

- Para una diferencia de potencial fija entre el cátodo y el ánodo, al incrementar la corriente a través del filamento, se incrementa la temperatura de este y en consecuencia se aumenta el número de electrones emitidos termoiónicamente. Entonces, el número de electrones acelerados aumenta y, por lo tanto, el número de rayos X producidos en el ánodo aumenta.
- Para una temperatura constante a través del filamento, el número de electrones emitidos termoiónicamente es constante. Al incrementar la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo, la corriente de electrones acelerados del cátodo al ánodo primero incrementa linealmente y luego se satura a diferencias

de potencial altas, donde todos los electrones emitidos termoiónicamente son atraídos al ánodo.

- \circ En la región, donde la relación entre la corriente de electrones acelerados del cátodo al ánodo es lineal con la diferencia de potencial del ánodo y el cátodo, la corriente de electrones del tubo depende tanto de la temperatura T del filamento como de la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo. El tubo se dice que está operando en la región limitada de carga del espacio.
- \circ Cuando se satura para altos voltajes, todos los electrones emitidos termoiónicamente son acelerados al ánodo. La corriente en el tubo depende únicamente de la temperatura T del filamento. El tubo se dice que está operando en el modo de saturación. La corriente del tubo se dice que es "limitada por temperatura" o "limitada por la emisión del filamento".
- Al incrementar la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo, la energía cinética de los electrones que colisionan con el ánodo es incrementada y en consecuencia incrementa la energía de los rayos X producidos.

8. Medición no invasiva del voltaje de un tubo de rayos X.

El voltaje del tubo de rayos X es una de las cantidades físicas más importantes a medir durante el desarrollo, servicio y control de calidad de los equipos de radiología diagnóstica. El voltaje del tubo de rayos X determina la cantidad y calidad de los rayos X producidos y, por lo tanto, influye directamente en la calidad de las imágenes. [12]

De acuerdo con Lindström J. [12], el voltaje del tubo de rayos X se puede medir no invasivamente a través de mediciones del haz de rayos X producido por el tubo. Parte de los rayos X son producidos por medio de radiación de frenado con unos cuantos picos por radiación característica. El rango de las posibles energías de los fotones producidos por radiación de frenado es $(0, e\Delta V_0]$, donde ΔV_0 es la diferencia de potencial del tubo que acelera a los electrones antes de ser frenados con el objetivo. En unidades de electronvoltios, este rango de energías es $(0, \Delta V_0]$. La energía máxima de los fotones producidos por radiación de frenado es entonces ΔV_0 [eV].

El **kilovoltaje pico del tubo** ΔV_0 [voltios] se define como la energía máxima de los fotones del espectro de rayos X producido por el tubo.

La medición de un espectro de rayos X en entornos clínicos no es muy común, dado que es muy cara, requiere de instrumentos altamente especializados, toman mucho tiempo, y se requiere un alto nivel de pericia para su evaluación. Los métodos modernos de medición de kVp se basan en detectores dobles, descritos en 1932 por Silberstein L. [17]. Un **detector doble** consiste en dos detectores, cubiertos con filtros de diferentes grosores ($x_1 y x_2$). Al realizar una medición, ambos detectores son irradiados simultáneamente, proveyendo lecturas $I_1 e I_2$ de la intensidad del haz de fotones.

A continuación se explicará como obtener el kVp de un tubo de rayos X por medio de las lecturas I_1 e I_2 de la intensidad del haz de fotones.

En un atenuador de metal, el coeficiente de atenuación lineal para fotones

de baja energía es más grande. Entonces, cuando un haz de rayos X penetra un atenuador de metal, la radiación filtrada se aproxima a radiación monoenergética.

La intensidad de un haz de fotones monoenergético I(x), atenuada por un atenuador de grosor, x, está dada por la ecuación

$$I(x) = I(0)e^{-\mu x},$$

donde

I(0) es la intensidad del haz antes de ser atenuado por el atenuador;

 μ es el coeficiente de atenuación lineal del atenuador.

Despejando para el coeficiente de atenuación lineal μ , se tiene

$$\mu = -\frac{1}{x} \ln \frac{I}{I_0}.\tag{8.1}$$

Para haces monoenergéticos de rayos X, con energías lo suficientemente pequeñas para que el efecto Compton sea despreciable y solo el efecto foto
eléctrico sea apreciable, se tiene la siguiente relación entre μ y ΔV_0

$$\Delta V_0 = \left(\frac{c_1}{\mu}\right)^{c_2},\tag{8.2}$$

donde $c_1 \neq c_2$ son constantes.

Si I_1 y I_2 son las intensidades del haz de radiación luego de haber sido atenuado por los grosores x_1 y x_2 , respectivamente, entonces se tiene las relaciones

$$I_1 = I(0)e^{-\mu x_1},$$

 $I_2 = I(0)e^{-\mu x_2}.$

Dividiendo estas ecuaciones y despejando para μ se tiene

$$\mu = -\frac{\ln(\frac{I_1}{I_2})}{x_1 - x_2}.$$
(8.3)

Definiendo $\Delta X = x_2 - x_1$ y sustituyendo la ecuación 8.3 en la ecuación 8.2, se obtiene él kVp en términos de I_1 e I_2 :

$$\Delta V_0 = \left(\frac{1}{c_1} \frac{\ln \frac{I_1}{I_2}}{\Delta X}\right)^{-c_2}.$$
(8.4)

9. Control de calidad en radiodiagnóstico

Una buena calidad en las imágenes médicas es esencial para que los especialistas dispongan de toda la información necesaria para dar un correcto diagnóstico. Para que las imágenes diagnósticas sean de buena calidad, los equipos de radiolagnóstico deben estar operando correctamente. De acuerdo con el IAEA-TECDOC-1958 [11], los programas de control de calidad para exposiciones médicas se diseñan para verificar que los equipos de radiología operen de manera correcta, proporcionando así información de calidad. Los programas de garantía de la calidad ayudan a que la calidad de las imágenes diagnósticas sea consistente, reduciendo así las variaciones en función de los equipos de imagenología. Si a causa de mal funcionamiento del equipo de radiodiagnóstico, una imagen médica no posee la calidad adecuada, será necesario tomar otra imagen. Entonces, el paciente será expuesto nuevamente a radiación. Esto podría haberse evitado si el equipo de radiodiagnóstico hubiese operado de manera correcta. Los programas de control de calidad se diseñan para verificar que los equipos de radiología puedan producir la información deseada para un diagnóstico eficaz y evitándole al paciente exposiciones innecesarias.

Siguiendo al Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico [16], "el objetivo del protocolo español sobre aspectos técnicos del control de calidad en Radiodiagnóstico, es establecer criterios para los controles de calidad en equipos de radiodiagnóstico que contribuyan a alcanzar un uso eficiente de las radiaciones ionizantes y que permitan la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible al paciente y al personal de operación."

Dependiendo de los objetivos, existen tres tipos de controles de calidad:

- pruebas de estado,
- pruebas de constancia,
- pruebas de aceptación.

9.1. Pruebas de estado

Una **prueba de estado** establece el estado de un equipo o componente en un momento dado por medio de medidas de parámetros funcionales de este. Estas pruebas se realizan por personal cualificado. Estas pruebas se realizan cuando algún componente sustancial del equipo se ha modificado, o cuando después de realizar una prueba de constancia se observa un cambio sustancial en el funcionamiento del equipo.

9.2. Pruebas de constancia

Una **prueba de constancia** monitorea los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su funcionamiento en el tiempo. Este monitoreo se realiza por medio de comparar los valores de dichos parámetros en el momento de realización de la prueba con los valores de referencia de dichos parámetros medidos en las pruebas de aceptación o de estado. Estas pruebas se realizan a intervalos regulares o cuando se sospecha un funcionamiento incorrecto del equipo.

9.3. Pruebas de aceptación

Una **prueba de aceptación** trata de demostrar que el equipo cumple con las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones comerciales del equipo y las exigencias legales aplicables en cada país. Los resultados de estas pruebas se deben documentar claramente, puesto que se utilizan como referencia para controles de calidad posteriores.

En particular, un control de calidad de interés en este trabajo es el **control de** calidad de los equipos de rayos X.

9.4. Control de calidad de los equipos de rayos X.

Un correcto funcionamiento del equipo de rayos X es de suma importancia para una buena calidad en la imagen médica y una correcta entrega de dosis impartida al paciente. Dada la importancia fundamental de estos equipos, estos se controlan de manera periódica.

Los controles de **tiempo de exposición**, kilovoltaje, rendimiento y capa hemirreductora (CHR) del tubo de rayos X serán de interés en este trabajo. Estos controles se encuentran descritos en el IAEA-TECDOC-1958 [11] y su adaptación a este trabajo presenta a continuación.

9.4.1. Control del tiempo de exposición: exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición del tubo de rayos X

9.4.1.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y la repetibilidad del tiempo de exposición del tubo de rayos X.

El control de exactitud del tiempo de exposición comprueba que el tiempo de exposición real del equipo es similar al valor de tiempo de exposición seleccionado.

El control de repetibilidad del tiempo de exposición comprueba que al utilizar el mismo tiempo de exposición, este no varía en disparos consecutivos.

9.4.1.2. Frecuencia

Se recomienda realizar estos controles con frecuencia anual, inicial y después de cambios.

9.4.1.3. Instrumentación

- Medidor no invasivo de tiempo de exposición. En este trabajo se utilizará el sistema de medición RaySafe Xi.
- Cinta métrica.

9.4.1.4. Metodología

- 1. Se coloca el medidor no invasivo de tiempo de exposición sobre la mesa, en el centro de haz de radiación.
- 2. Se ajusta el tamaño de campo de radiación al volumen sensible del instrumento. El campo de radiación debe cubrir completamente el volumen sensible del instrumento. En este trabajo, todas las mediciones fueron estandarizadas utilizando un tamaño de campo de 30×30 cm y una distancia fuente superficie dé 1 m.

- 3. Se fija un valor de voltaje y de corriente. En este trabajo se escogen los valores de 80 kVp y 100 mA.
- 4. Se selecciona un tiempo de exposición nominal.
- 5. Se efectúan cinco exposiciones y se registra el valor de tiempo medido en cada exposición.

9.4.1.5. Exactitud del tiempo de exposición

La exactitud se cuantifica con la desviación máxima dada por

$$_{t}\sigma_{max}(\%) = 100 \frac{t_{ind} - t_{med}}{t_{ind}},$$

donde,

 t_{ind} es el valor de tiempo de exposición nominal; y,

 t_{med} es el valor medido de tiempo de exposición más discrepante.

9.4.1.6. Tolerancia para la exactitud

El tiempo de exposición del tubo de rayos X cumplirá con la tolerancia para la exactitud si

$$_t \sigma_{max}(\%) \leq \pm 10\%.$$

9.4.1.7. Repetibilidad del tiempo de exposición

Para cada valor de t seleccionado, se calcula su correspondiente promedio \bar{t} y desviación estándar $_t\sigma$. La repetibilidad se cuantifica con el coeficiente de variación dado por

$$_{t}CV(\%) = 100\frac{_{t}\sigma}{\overline{t}}.$$

9.4.1.8. Tolerancia para la repetibilidad

El tiempo de exposición del tubo de rayos X cumplirá con la tolerancia para la repetibilidad si

$${}_tCV(\%) \leqslant 10\%.$$

9.4.1.9. Acciones correctivas

Si el resultado de la prueba no es aceptable, se deberá contactar al servicio de mantenimiento.

9.4.2. Control del kilovoltaje: exactitud y repetibilidad del kilovoltaje del tubo de rayos X

9.4.2.1. Objetivo

Evaluar la exactitud y la repetibilidad del kilovoltaje del tubo de rayos X.

El control de exactitud del kilovoltaje comprueba que el kilovoltaje real emitido por el equipo es similar al valor de kilovoltake seleccionado.

El control de repetibilidad del kilovoltaje comprueba que al utilizar el mismo kilovoltaje, este no varía en disparos consecutivos.

9.4.2.2. Frecuencia

Se recomienda realizar estos controles con frecuencia anual, inicial y después de cambios.

9.4.2.3. Instrumentación

• Medidor no invasivo dé kVp. En este trabajo se utilizará el sistema de medición RaySafe Xi.

9.4.2.4. Metodología

- 1. Se coloca el medidor no invasivo de kVp sobre la mesa, en el centro de haz de radiación.
- 2. Se ajusta el tamaño de campo de radiación al volumen sensible del instrumento. El campo de radiación debe cubrir completamente el volumen sensible del instrumento. En este trabajo, todas las mediciones fueron estandarizadas utilizando un tamaño de campo de 30×30 cm y una distancia fuente superficie dé 1 m.
- 3. Se fija un valor de tiempo y de corriente. En este trabajo se utiliza el mismo valor de tiempo nominal utilizado en la prueba de exactitud del tiempo de exposición y un valor de 100 mA para la corriente.
- 4. Se selecciona un valor de tensión nominal. En este trabajo se utilizó el valor dé 80 kVp.
- 5. Se efectúan cinco exposiciones y se registra el valor de kilovoltaje medido en cada exposición.

9.4.2.5. Exactitud del kilovoltaje

La exactitud se cuantifica con la desviación máxima dada por

$$_{\rm kVp}\sigma_{max}(\%) = 100 \frac{kVp_{ind} - kVp_{med}}{kVp_{ind}},$$

donde,

 kVp_{ind} es el valor de tensión nominal; y,

 kVp_{med} es el valor medido de tensión más discrepante.

9.4.2.6. Tolerancia para la exactitud

La tensión del tubo de rayos X cumplirá con la tolerancia para la exactitud si

$$_{\rm kVp}\sigma_{max}(\%) \leqslant \pm 10\%.$$

9.4.2.7. Repetibilidad del kilovoltaje

Para cada valor de kVp seleccionado, se calcula su correspondiente promedio $\overline{\rm kVp}$ y desviación estándar $_{\rm kVp}\sigma$. La repetibilidad se cuantifica con el coeficiente de variación dado por

$$_{\rm kVp}CV(\%) = 100 \frac{_{kVp}\sigma}{\rm kVp}.$$

9.4.2.8. Tolerancia para la repetibilidad

La tensión del tubo de rayos X cumplirá con la tolerancia para la repetibilidad si

$$_{\rm kVp}CV(\%) \leqslant 10\%$$

9.4.2.9. Acciones correctivas

Si el resultado de la prueba no es aceptable, se deberá contactar al servicio de mantenimiento.

9.4.3. Control del rendimiento: valor de rendimiento y repetibilidad del valor de rendimiento del tubo de rayos X.

9.4.3.1. Objetivo

Evaluar el valor, la repetibilidad y la linealidad del rendimiento del tubo de rayos X.

El control de la repetibilidad del rendimiento del tubo de rayos X comprueba que este no varía en disparos consecutivos.

9.4.3.2. Frecuencia

Se recomienda realizar estos controles con frecuencia anual, inicial y después de cambios.

9.4.3.3. Instrumentación

- Sistema dosimétrico calibrado. En este trabajo se utilizará el sistema de medición RaySafe Xi.
- Cinta métrica.

9.4.3.4. Metodología

- 1. Se coloca el sistema dosimétrico a 100 cm del foco del tubo de rayos X.
- 2. Se colima el haz para que cubra el volumen sensible del detector de radiación ubicado en el centro del haz.
- 3. Se selecciona un valor de 80 kVp y una carga dé 10 mA s.
- 4. Se realiza una exposición y se registra la lectura.
- 5. Se repite la medición cinco veces.

9.4.3.5. Valor del rendimiento

De acuerdo con (ICRU 74), la salida de un tubo de rayos X o rendimiento, Y(d), está dado por el cociente del kerma en aire, $K_a(d)$, a una distancia específica, d, del punto focal del tubo de rayos x (usualmente 1 m) entre el producto de la corriente del tubo con en tiempo de exposición, P_{It} .

$$Y(d) = \frac{K_a(d)}{P_{It}}.$$

Las unidades del rendimiento son $[Y(d)] = \frac{\frac{J}{Kg}}{C} = \frac{Gy}{mA \cdot s}$.

Para cada exposición se calcula su respectivo rendimiento. Como valor de rendimiento se tomara el valor promedio \overline{Y} de los rendimientos calculados.

9.4.3.6. Repetibilidad del rendimiento

Con los valores de rendimiento calculados anteriormente, se calcula su correspondiente desviación estándar $_{Y}\sigma$.

La repetibilidad se cuantifica con el coeficiente de variación dado por

$$_{Y}CV(\%) = 100 \frac{_{Y}\sigma}{\overline{Y}}.$$

9.4.3.7. Tolerancia del valor del rendimiento

Con las condiciones de referencia de 100 cm del foco del tubo de rayos X y con un kilovoltaje de 80 kVp, el valor del rendimiento debe cumplir con

$$25 \ \mu \,\mathrm{Gy/mAs} \leqslant \overline{Y}$$

9.4.3.8. Tolerancia para la repetibilidad

El rendimietno del tubo de rayos X cumplirá con la tolerancia para la repetibilidad si

$$_YCV(\%) \leq 10\%$$

9.4.3.9. Acciones correctivas

Si el resultado de la prueba no es aceptable, se deberá contactar al servicio de mantenimiento.

9.4.4. Capa hemirreductora (CHR).

De acuerdo con el IAEA TRS 457 [10], la capa hemirreductora (CHR) de un haz de radiación es el grosor de un material que atenúa una determinada cantidad medida a la mitad de su valor inicial. El valor de la CHR depende entonces de la cantidad a utilizar para evaluar su atenuación. En este trabajo se utilizará el kerma en aire como la cantidad a evaluar para calcular la capa hemirreductora.
Entonces, la **capa hemirreductora (CHR)** es el grosor de un material especificado que atenúa el kerma en aire del haz de radiación a la mitad de su valor original medido sin el material absorbente.

9.4.4.1. Objetivo

Verificar que el valor de la capa hemirreductara cumple con los requisitos mínimos.

9.4.4.2. Frecuencia

Se recomienda realizar estos controles con frecuencia anual, inicial y después de cambios.

9.4.4.3. Instrumentación

• Sistema dosimétrico calibrado. En este trabajo se utilizará el sistema de medición RaySafe Xi. Este contiene un detector que permite medir directamente la CHR.

9.4.4.4. Metodología

Antes de medir la CHR se debe comprobar la exactitud del kVp.

- 1. Se selecciona un valor dé kVp.
- 2. Se coloca el detector a una distancia mínima de 10 cm de la mesa (para evitar contribución de radiación dispersa).
- 3. Se ajusta la distancia del foco del tubo al detector a 100 cm.
- 4. Para la medición de la CHR, establecer una geometría de un haz delgado. El tamaño de campo debe ser lo suficientemente grande para irradiar el detector completamente y uniformemente. El detector debe estar en el centro del haz de radiación.
- 5. Se selecciona una técnica apropiada y se realiza una exposición para obtener el valor de la CHR.
- Este procedimiento se realiza para los valores de kVp de 70 kV, 80 kV, 90 kV y 100 kV.

9.4.4.5. Tolerancia para la capa hemirreductora

Para cada valor de kV, el valor de la capa hemirreductora medido debe ser mayor a su respectivo valor mínimo permitido. En la siguiente tabla se muestran los valores mínimos correspondientes para cada valor de kV según el Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico ARCAL XLIX [19].

Voltaje Nominal [kv]	70	80	90	100	110	120	130
Valor mínimo de CHR [mm Al] (2 pulsos)	2.1	2.3	2.5	2.7	3.0	3.2	3.5
Valor mínimo de CHR [mm Al] (multipulso o trifásico)	2.3	2.6	3.0	3.2	3.5	3.9	4.1

Tabla 9.1. Valores mínimos de la capa hemirreductora en función del kV según el Protocolo de Control de Calidad en Radiodiagnóstico ARCAL XLIX [19].

9.4.4.6. Acciones correctivas

Si el resultado de la prueba no es aceptable, se deberá contactar al servicio de mantenimiento.

10. Resultados

10.1. Evaluación del tiempo de exposición.



Evaluación del tiempo de exposición

Figura 10.1. Gráfica de la tabla 10.1. Para cada tubo de rayos X se muestra: (a) valor del tiempo de exposición; (b) diferencia entre el valor del tiempo de exposición y el tiempo de exposición nominal; (c) exactitud del tiempo de exposición; (d) repetibilidad del tiempo de exposición.

ID +	t nominal [a]	Valor tiempo	Exactitud tiempo	Repetibilidad tiempo	
	t_nommar [s]	\overline{t} [s]	$_t\sigma_{max}(\%)$	$_tCV(\%)$	
1	0.100	0.09564	4.444	0.052	
2	0.100	0.10007	0.111	0.061	
3	0.050	0.05002	0.222	0.099	
C	Continua en la página siguiente				

Tabla 10.1. Parámetros del Tiempo de Exposición.

ID	t_nominal [s]	Valor tiempo	Exactitud tiempo	Repetibilidad tiempo		
		\overline{t} [s]	$_t\sigma_{max}(\%)$	$_tCV(\%)$		
4	0.033	0.03489	6.061	0.390		
5	0.100	0.09993	0.111	0.061		
6	0.100	0.09591	4.111	0.052		
7	0.050	0.04631	7.556	0.107		
8	0.100	0.09609	4.000	0.052		
9	0.025	0.02469	1.333	0.201		
10	0.100	0.09942	0.667	0.050		
11	0.050	0.04933	1.333	0.000		
12	0.033	0.03489	6.061	0.390		
13	0.100	0.09607	4.000	0.063		
14	0.050	0.04564	9.556	0.555		
15	0.200	0.19651	1.778	0.051		
16	0.100	0.10058	0.667	0.049		
17	0.075	0.07929	5.778	0.077		
18	0.100	0.09600	4.000	0.000		
19	0.100	0.10053	0.556	0.050		
20	0.120	0.11836	2.315	1.090		
21	0.040	0.04156	3.889	0.000		
22	0.100	0.09591	4.111	0.052		
23	0.100	0.10222	2.333	0.077		
24	0.085	0.08420	1.176	0.196		
25	0.120	0.11280	6.018	0.044		
26	0.100	0.09580	4.444	0.151		
27	0.100	0.10069	0.778	0.144		
28	0.100	0.09544	4.556	0.000		
29	0.100	0.09638	3.667	0.063		
30	0.100	0.09600	4.000	0.000		
31	0.080	0.08313	4.028	0.060		
32	0.020	0.02167	8.889	0.363		
33	0.175	0.17596	0.635	0.072		
34	0.040	0.04198	5.000	0.118		
35	0.040	0.04220	5.556	0.118		
	Continua en la página siguiente					

Tabla 10.1 Continuación de la página anterior

		Valor tiempo	Exactitud tiempo	Repetibilidad tiempo
ID	t_nominal [s]	\overline{t} [s]	$_t\sigma_{max}(\%)$	$_tCV(\%)$
36	0.080	0.08196	2.500	0.074
37	0.100	0.09284	7.444	0.288
38	0.033	0.03493	6.061	0.174
39	0.100	0.10024	0.333	0.050
40	0.050	0.04567	8.667	0.000
41	0.100	0.10576	5.889	0.088
42	0.100	0.09584	4.222	0.063
43	0.100	0.09529	4.778	0.064
44	0.040	0.04089	2.222	0.000
45	0.010	0.00911	8.889	0.000
46	0.015	0.01504	0.741	0.404
47	0.080	0.07907	1.250	0.077
48	0.010	0.00982	2.222	0.620
49	0.120	0.12884	7.870	0.389
50	0.100	0.10002	0.111	0.050
51	0.100	0.10036	0.444	0.049
52	0.100	0.10860	8.667	0.056
53	0.100	0.09580	4.222	0.052
54	0.100	0.09560	4.444	0.064
55	0.100	0.09631	3.778	0.052
56	0.040	0.04098	2.500	0.121
57	0.100	0.09967	0.333	0.000
58	0.100	0.10149	1.667	0.286
59	0.100	0.09587	4.222	0.097
60	0.100	0.09609	4.000	0.052
61	0.100	0.10433	4.444	0.075
62	0.100	0.10224	2.333	0.049
63	0.100	0.09593	4.333	0.176
64	0.100	0.09096	9.111	0.067
65	0.100	0.09758	2.444	0.051
66	0.080	0.07407	7.500	0.082
67	0.100	0.09649	3.556	0.063
(Continua en la pá	ágina siguiente		

Tabla 10.1 Continuación de la página anterior

ID	t_nominal [s]	Valor tiempo	Exactitud tiempo	Repetibilidad tiempo	
		\overline{t} [s]	$_t\sigma_{max}(\%)$	$_tCV(\%)$	
68	0.100	0.09993	0.111	0.061	
69	0.100	0.10053	0.556	0.050	
70	0.100	0.09611	4.111	0.142	
71	0.100	0.09596	4.111	0.063	
72	0.150	0.14049	6.445	0.071	
73	0.100	0.09582	4.333	0.104	
74	0.040	0.03738	6.945	0.339	
75	0.025	0.02638	6.222	0.639	
76	0.100	0.09580	4.333	0.097	
77	0.100	0.10166	6.000	2.387	
78	0.100	0.09562	4.444	0.064	
79	0.100	0.10078	0.778	0.000	
80	0.050	0.04560	9.111	0.218	
81	0.100	0.10356	4.111	0.322	
82	0.010	0.01058	8.889	1.879	
83	0.100	0.10640	6.444	0.057	
84	0.050	0.05089	1.778	0.000	
85	0.005	0.00480	4.444	1.035	
86	0.100	0.09580	4.222	0.052	
87	0.100	0.09511	5.444	0.467	
88	0.050	0.04580	8.444	0.108	
89	0.100	0.09664	3.444	0.051	
90	0.100	0.09578	4.222	0.000	
91	0.100	0.09996	0.333	0.169	
92	0.033	0.03189	3.367	0.000	
93	0.100	0.09496	5.111	0.064	
94	0.150	0.15322	9.852	5.618	
95	0.050	0.04996	0.222	0.122	
96	0.100	0.10007	0.111	0.061	
97	0.033	0.03189	3.367	0.000	
98	0.033	0.03493	6.061	0.174	
99	0.100	0.10020	0.222	0.050	
	Continua en la página siguiente				

Tabla 10.1 Continuación de la página anterior

ID t no	t nominal [a]	Valor tiempo	Exactitud tiempo	Repetibilidad tiempo
1D	t_nonnai [s]	$\overline{t}~[\mathrm{s}]$	$_t\sigma_{max}(\%)$	$_tCV(\%)$
100	0.100	0.10020	0.222	0.050
101	0.100	0.10078	0.778	0.000
102	0.100	0.10049	0.556	0.099
103	0.100	0.10031	0.333	0.049
104	0.100	0.09976	0.333	0.050
105	0.050	0.05020	0.444	0.099
106	0.100	0.09993	0.445	0.217
107	0.100	0.10024	0.333	0.050
108	0.100	0.10002	0.111	0.050
109	0.100	0.09998	0.111	0.050
110	0.050	0.05007	1.778	1.242
111	0.100	0.09636	3.667	0.052

Tabla 10.1 Continuación de la página anterior

10.2. Evaluación del voltaje.



Evaluación del voltaje

Figura 10.2. Gráfica de la tabla 10.2. Para cada tubo de rayos X se muestra: (a) valor del voltaje; (b) exactitud del voltaje; (c) repetibilidad del voltaje.

ID V nominal [kv]	Valor Voltaje	Exactitud Voltaje	Repetibilidad Voltaje		
		\overline{V} [kV]	$_{ m kVp}\sigma_{max}(\%)$	$_{ m kVp}CV(\%)$	
1	80	80.136	0.275	0.118	
2	80	82.273	3.463	0.367	
3	80	82.840	3.983	0.411	
4	80	75.241	6.073	0.138	
5	80	82.766	4.178	0.584	
6	80	75.830	5.446	0.312	
7	80	78.883	1.885	0.449	
8	80	79.313	1.432	0.514	
9	80	86.476	8.653	0.483	
10	80	76.090	5.109	0.175	
11	80	79.819	0.405	0.127	
12	80	80.413	0.956	0.313	
13	80	74.360	7.407	0.452	
14	80	85.794	8.289	0.880	
15	80	81.062	1.637	0.372	
16	80	82.106	2.981	0.432	
17	80	79.614	0.700	0.180	
18	80	79.398	1.315	0.426	
19	80	79.545	0.923	0.227	
20	80	73.248	9.252	0.613	
21	80	76.883	8.085	3.851	
22	80	79.621	1.056	0.475	
23	80	80.824	1.339	0.220	
24	80	79.934	0.234	0.130	
25	80	72.495	9.736	0.332	
26	80	81.915	2.701	0.292	
27	80	81.617	2.396	0.357	
28	80	80.915	1.420	0.177	
29	80	80.384	0.770	0.227	
30	80	78.027	2.629	0.221	
31	80	81.158	1.580	0.125	
	Continua en la página siguiente				

Tabla 10.2. Parámetros del Kilovoltaje.

		T 7 1 T 7 1		
ID	V nominal [kv]	Valor Voltaje	Exactitud Voltaje	Repetibilidad Voltaje
		V [kV]	$_{\rm kVp}\sigma_{max}(\%)$	$_{\rm kVp}CV(\%)$
32	80	80.395	0.779	0.233
33	80	80.888	1.172	0.058
34	80	80.443	0.855	0.244
35	80	80.094	0.279	0.101
36	80	79.870	0.388	0.164
37	80	80.028	0.308	0.221
38	80	78.611	2.487	0.553
39	80	77.660	3.090	0.220
40	80	81.706	3.034	0.667
41	80	82.412	3.159	0.118
42	80	77.529	3.589	0.594
43	80	81.245	1.716	0.104
44	80	75.060	8.169	1.225
45	80	82.983	4.400	0.513
46	80	84.428	6.778	1.164
47	80	79.495	1.469	0.739
48	80	82.370	3.259	0.213
49	80	83.407	4.507	0.184
50	80	81.994	2.640	0.125
51	80	80.271	0.506	0.125
52	80	80.512	0.839	0.172
53	80	80.614	1.073	0.286
54	80	78.567	2.266	0.413
55	80	78.331	2.660	0.423
56	80	82.009	2.695	0.161
57	80	82.960	3.960	0.251
58	80	77.894	2.944	0.231
59	80	85.587	7.840	0.661
60	80	78.297	2.746	0.458
61	80	81.854	2.714	0.317
62	80	84.342	6.879	1.784
63	80	84.125	5.538	0.218
	Continua en la pa	ágina siguiente		

Tabla 10.2 Continuación de la página anterior

ID V no	V nominal [kv]	Valor Voltaje	Exactitud Voltaje	Repetibilidad Voltaje		
		\overline{V} [kV]	$_{ m kVp}\sigma_{max}(\%)$	$_{ m kVp}CV(\%)$		
64	80	86.502	8.374	0.317		
65	80	81.314	1.794	0.092		
66	80	80.619	1.026	0.270		
67	80	82.137	2.755	0.092		
68	80	81.543	2.224	0.207		
69	80	80.422	0.732	0.308		
70	80	80.229	0.588	0.218		
71	80	81.961	4.717	3.307		
72	80	81.246	1.910	0.280		
73	80	76.986	4.110	0.251		
74	80	82.830	4.243	0.762		
75	80	78.759	2.221	0.467		
76	80	82.541	4.358	0.731		
77	80	79.536	0.800	0.250		
78	80	78.423	2.757	1.007		
79	80	82.222	2.967	0.152		
80	80	78.825	2.267	0.828		
81	80	79.477	0.978	0.212		
82	80	78.852	2.510	0.723		
83	80	73.200	8.691	0.223		
84	80	82.166	3.516	0.468		
85	80	78.007	3.964	1.494		
86	80	80.614	1.073	0.286		
87	80	78.799	1.989	0.477		
88	80	76.174	6.126	0.906		
89	80	75.014	7.100	0.541		
90	80	77.599	4.072	1.866		
91	80	76.781	4.352	0.270		
92	80	80.328	1.699	1.188		
93	80	78.851	1.747	0.232		
94	80	80.283	0.513	0.133		
95	80	77.256	3.656	0.220		
	Continua en la página siguiente					

Tabla 10.2 Continuación de la página anterior

	IB			
	V nominal [lev]	Valor Voltaje	Exactitud Voltaje	Repetibilidad Voltaje
ID V		\overline{V} [kV]	$_{ m kVp}\sigma_{max}(\%)$	$_{ m kVp}CV(~\%)$
96	80	78.296	2.406	0.259
97	80	80.328	1.699	1.188
98	80	78.611	2.487	0.553
99	80	79.605	0.607	0.141
100	80	79.605	0.607	0.141
101	80	82.222	2.967	0.152
102	80	79.856	0.653	0.454
103	80	81.948	2.530	0.093
104	80	83.503	4.524	0.126
105	80	79.723	0.609	0.294
106	80	79.316	1.080	0.165
107	80	77.660	3.090	0.220
108	80	78.788	1.683	0.173
109	80	79.969	0.158	0.095
110	80	78.978	1.679	0.443
111	80	80.777	1.466	0.379

Tabla 10.2 Continuación de la página anterior

10.3. Evaluación del rendimiento.



Evaluación del rendimiento

Figura 10.3. Gráfica de la tabla 10.3. Para cada tubo de rayos X se muestra: (a) valor del rendimiento; (b) repetibilidad del rendimiento.

ID	Valor Rendimiento	Repetibilidad Rendimiento			
	$\overline{Y} \left[\frac{\mathrm{Gy}}{\mathrm{mA} \cdot \mathrm{s}} ight]$	$_YCV(\%)$			
1	0.05707	0.20156			
2	0.04799	0.17462			
3	0.04530	0.27138			
4	0.06341	0.07869			
5	0.07105	0.10520			
6	0.05907	0.64919			
7	0.04923	0.60255			
8	0.03653	0.29765			
9	0.04487	0.46737			
10	0.11715	0.23972			
11	0.14073	0.13563			
12	0.05167	0.35470			
Continua en la página siguiente					

Tabla 10.3. Parámetros del Rendimiento.

ID	Valor Rendimiento	Repetibilidad Rendimiento			
1D	$\overline{Y} \left[\frac{\mathrm{Gy}}{\mathrm{mA} \cdot \mathrm{s}} \right]$	$_Y CV(\%)$			
13	0.03912	0.56115			
14	0.05946	0.51368			
15	0.07067	1.45142			
16	0.05394	0.17218			
17	0.13626	0.16982			
18	0.02551	0.58744			
19	0.05015	0.69685			
20	0.02633	1.34866			
21	0.02740	0.61432			
22	0.06779	0.53215			
23	0.04737	0.31676			
24	0.07572	0.13465			
25	0.02621	1.41861			
26	0.04901	0.83786			
27	0.02632	0.28827			
28	0.13708	0.12774			
29	0.08107	0.38630			
30	0.07025	0.41245			
31	0.09446	0.08290			
32	0.13686	0.22037			
33	0.06405	0.10783			
34	0.11814	0.08057			
35	0.14508	0.06866			
36	0.06057	0.14733			
37	0.05682	0.33907			
38	0.04263	0.21392			
39	0.05489	0.21484			
40	0.11567	0.37563			
41	0.07007	0.43917			
42	0.03553	0.34687			
43	0.26542	0.65672			
44	0.05582	0.19902			
Continua en la página siguiente					

Tabla 10.3 Continuación de la página anterior

ID	Valor Rendimiento	Repetibilidad Rendimiento
ID	$\overline{Y} \left[rac{\mathrm{Gy}}{\mathrm{mA} \cdot \mathrm{s}} ight]$	$_YCV(\%)$
45	0.09562	0.22495
46	0.40966	0.18458
47	0.04531	0.34059
48	0.06283	0.28750
49	0.04017	0.37666
50	0.07087	0.19262
51	0.12266	0.08767
52	0.06918	0.02812
53	0.03695	0.54411
54	0.03446	0.16174
55	0.03288	0.99189
56	0.11831	0.06607
57	0.07498	0.25479
58	0.05241	0.21237
59	0.03743	0.97277
60	0.04972	2.23997
61	0.05939	1.28976
62	0.07705	2.65990
63	0.04154	0.29107
64	0.07640	0.50675
65	0.12645	0.07793
66	0.04069	0.79915
67	0.04852	0.86119
68	0.06181	0.25851
69	0.03513	0.63887
70	0.05316	0.51059
71	0.02891	1.01379
72	0.05838	0.09828
73	0.02529	0.74937
74	0.03141	0.64096
75	0.10169	0.48748
76	0.10493	0.15727
Conti	nua en la página siguiente	2

Tabla 10.3 Continuación de la página anterior

ID	Valor Rendimiento	Repetibilidad Rendimiento
1D	$\overline{Y} \left[\frac{\mathrm{Gy}}{\mathrm{mA} \cdot \mathrm{s}} \right]$	$_Y CV(\%)$
77	0.06104	2.18729
78	0.02868	0.33530
79	0.06187	0.97244
80	0.04418	0.28667
81	0.08297	0.36971
82	0.05648	0.91488
83	0.05742	0.21432
84	0.07115	1.65567
85	0.09861	1.83631
86	0.03695	0.54411
87	0.03257	0.69634
88	0.04465	0.94008
89	0.04076	0.54381
90	0.08126	0.18412
91	0.04357	0.15699
92	0.13562	0.81894
93	0.06016	0.17922
94	0.08396	0.99073
95	0.09752	0.15862
96	0.04878	0.26853
97	0.13562	0.81894
98	0.04263	0.21392
99	0.05028	0.18887
100	0.05028	0.18887
101	0.06187	0.97244
102	0.12910	0.44057
103	0.22560	0.05653
104	0.03304	0.35153
105	0.05450	0.19696
106	0.05227	0.28538
107	0.05489	0.21484
108	0.06336	0.26927
Contir	ua en la página siguiente	

Tabla 10.3 Continuación de la página anterior

		10
ID	Valor Rendimiento	Repetibilidad Rendimiento
ID 	$\overline{Y} \left[\frac{\mathrm{Gy}}{\mathrm{mA}\cdot\mathrm{s}} ight]$	$_YCV(\%)$
109	0.06015	0.20304
110	0.08517	1.33726
111	0.03229	0.86253

Tabla 10.3 Continuación de la página anterior

10.4. Evaluación de la capa hemirreductora.

Evaluación de la capa hemirreductora (Equipos de dos pulsos)



Figura 10.4. Gráfica de la tabla 10.4. Para cada tubo de rayos X de doble pulso, se muestra: (a) valor de la capa hemirreductora para 70 kV; (b) valor de la capa hemirreductora para 80 kV; (c) valor de la capa hemirreductora para 90 kV; (d) valor de la capa hemirreductora para 100 kV.

Evaluación de la capa hemirreductora (Equipos de pulsos múltiples)



Figura 10.5. Gráfica de la tabla 10.4. Para cada tubo de rayos X de pulsos múltiples, se muestra: (a) valor de la capa hemirreductora para 70 kV; (b) valor de la capa hemirreductora para 80 kV; (c) valor de la capa hemirreductora para 90 kV; (d) valor de la capa hemirreductora para 100 kV.

ID	$CHR \ [mm Al]$	$CHR \ [mm Al]$	$CHR \ [mm Al]$	$CHR \ [mm Al]$	Face		
ID	para 70 kVp	para 80 kVp	para 90 kVp	para 100 kVp	rase		
1	3.3	3.4	3.4	3.4	Doble Pulso		
2	2.8	3.3	3.7	4.2	Multipulso		
3	3.2	3.7	4.2	4.7	Multipulso		
4	3.0	3.4	3.8	4.2	Multipulso		
5	2.7	3.1	3.6	4.0	Multipulso		
6	2.8	3.2	3.6	4.0	Doble Pulso		
7	2.9	3.2	3.7	4.1	Doble Pulso		
8	2.2	2.3	2.6	2.9	Doble Pulso		
9	3.2	3.6	4.1	4.5	Doble Pulso		
10	2.4	2.7	3.0	3.4	Multipulso		
11	2.7	3.1	3.6	4.0	Multipulso		
12	2.9	3.3	3.7	4.1	Multipulso		
13	2.7	3.0	3.4	3.7	Doble Pulso		
14	2.7	3.1	3.6	4.0	Multipulso		
(Continua en la página siguiente						

 Tabla 10.4.
 Parámetros de la Capa Hemirreductora.

	CHR [mm Al]	CHR [mm Al]	CHR [mm Al]	CHR [mm Al]	Eago
	para 70 kVp	para 80 kVp	para 90 kVp	para 100 kVp	rase
15	2.7	3.0	3.3	3.7	Doble Pulso
16	2.8	3.2	3.7	4.1	Multipulso
17	2.7	3.1	3.6	4.0	Multipulso
18	3.1	3.4	3.9	4.3	Doble Pulso
19	2.6	3.0	3.4	3.8	Multipulso
20	2.7	3.1	3.6	3.9	Multipulso
21	3.3	3.7	4.1	4.5	Doble Pulso
22	2.8	3.1	3.5	3.9	Doble Pulso
23	3.0	3.4	3.8	4.3	Multipulso
24	2.9	3.3	3.8	4.2	Multipulso
25	2.7	3.0	3.3	3.8	Doble Pulso
26	3.0	2.7	3.1	3.3	Doble Pulso
27	4.0	4.7	5.2	5.6	Multipulso
28	3.1	4.0	4.8	5.5	Multipulso
29	2.4	3.0	3.3	3.6	Doble Pulso
30	2.7	3.0	3.4	3.8	Doble Pulso
31	2.7	3.0	3.4	3.9	Multipulso
32	2.6	3.0	3.4	3.9	Multipulso
33	2.8	3.3	3.7	4.2	Multipulso
34	2.6	3.0	3.4	3.8	Multipulso
35	3.0	3.4	3.8	4.1	Multipulso
36	2.8	3.2	3.6	4.1	Multipulso
37	2.7	3.2	3.6	4.0	Multipulso
38	3.1	3.6	-	4.5	Multipulso
39	2.5	2.9	3.2	3.6	Multipulso
40	2.5	2.9	3.3	3.7	Doble Pulso
41	2.6	3.0	3.3	3.7	Multipulso
42	2.1	2.3	2.5	2.8	Doble Pulso
43	2.7	3.1	3.4	3.8	Multipulso

Tabla 10.4 Continuación de la página anterior

2.4

5.8

3.3

2.7

6.4

3.7

3.0

7.1

4.1

Doble Pulso

Multipulso

Doble Pulso

2.2

4.9

2.9

Continua en la página siguiente

44

45

46

			1	0	
ID	$CHR \ [mm Al]$	$CHR \ [mm Al]$	$CHR \ [mm Al]$	$CHR \ [mm Al]$	Fase
	para 70 kVp	para 80 kVp	para 90 kVp	para 100 kVp	1 0.50
47	3.2	3.7	4.2	4.7	Multipulso
48	3.2	3.7	4.2	4.8	Multipulso
49	3.2	3.7	4.1	4.6	Multipulso
50	2.5	2.9	3.3	3.7	Multipulso
51	2.7	3.1	3.6	4.0	Multipulso
52	3.0	3.5	4.0	4.5	Multipulso
53	2.3	2.5	2.8	3.1	Doble Pulso
54	2.1	2.3	2.7	2.9	Doble Pulso
55	2.8	3.3	3.6	4.0	Multipulso
56	2.7	3.1	3.4	3.9	Multipulso
57	2.9	3.2	3.7	4.1	Multipulso
58	2.5	2.9	3.3	3.7	Multipulso
59	2.9	3.2	3.6	3.9	Doble Pulso
60	2.7	3.1	3.4	3.8	Doble Pulso
61	2.3	2.6	3.0	3.3	Multipulso
62	2.3	2.6	3.0	3.3	Multipulso
63	2.9	3.3	3.8	4.2	Doble Pulso
64	2.3	2.6	2.9	3.2	Doble Pulso
65	2.9	3.3	3.8	4.2	Multipulso
66	2.8	3.3	3.6	4.1	Doble Pulso
67	2.5	2.7	3.0	3.3	Doble Pulso
68	2.6	3.0	3.4	3.8	Multipulso
69	2.8	3.3	3.7	4.1	Multipulso
70	2.7	3.1	3.4	3.9	Multipulso
71	2.8	3.1	3.6	4.0	Doble Pulso
72	2.3	2.6	3.0	3.3	Multipulso
73	2.8	3.1	3.5	3.8	Doble Pulso
74	2.6	2.9	3.2	3.6	Doble Pulso
75	3.0	3.4	3.8	4.2	Multipulso
76	2.2	2.4	2.7	3.0	Doble Pulso
77	2.8	3.1	3.5	3.9	Doble Pulso
78	2.9	3.1	3.5	3.9	Multipulso
(Continua en la p	agina siguiente			

Tabla 10.4 Continuación de la página anterior

Tabla 10.4 Continuación de la pagina anter	n de la página anterio	la	de	Continuación	10.4	Tabla
--	------------------------	----	----	--------------	------	-------

ID	$\mathrm{CHR}\;[\mathrm{mm}\mathrm{Al}]$	$\mathrm{CHR}\;[\mathrm{mm}\mathrm{Al}]$	$\mathrm{CHR}\;[\mathrm{mm}\mathrm{Al}]$	CHR [mm Al]	Esco		
	para 70 kVp	para 80 kVp	para 90 kVp	para 100 kVp	rase		
79	2.6	3.0	3.4	3.8	Multipulso		
80	2.8	3.2	3.6	3.9	Doble Pulso		
81	2.3	2.6	-	3.2	Multipulso		
82	2.6	3.1	3.4	3.8	Multipulso		
83	2.4	2.7	3.1	3.4	Multipulso		
84	2.6	2.9	3.3	3.7	Multipulso		
85	3.0	3.4	3.9	4.2	Multipulso		
86	2.3	2.5	2.8	3.1	Doble Pulso		
87	3.0	3.4	3.8	4.2	Doble Pulso		
88	3.0	3.4	3.8	4.2	Doble Pulso		
89	2.1	2.2	2.5	2.7	Doble Pulso		
90	2.4	2.8	3.2	3.6	Doble Pulso		
91	3.2	3.7	4.1	4.6	Multipulso		
92	2.5	2.9	3.2	3.4	Doble Pulso		
93	2.7	3.0	3.4	3.8	Doble Pulso		
94	-	-	-	3.2	Multipulso		
95	2.5	2.8	3.2	3.6	Multipulso		
96	2.8	3.1	3.6	4.0	Multipulso		
97	2.5	2.9	3.2	3.4	Multipulso		
98	3.1	3.6	3.6	4.5	Multipulso		
99	2.8	3.1	3.6	4.0	Multipulso		
100	2.8	3.1	3.6	4.0	Multipulso		
101	2.6	3.0	3.4	3.8	Doble Pulso		
102	3.3	3.7	4.1	4.6	Multipulso		
103	2.7	3.0	3.4	3.7	Multipulso		
104	3.0	3.4	3.9	4.3	Multipulso		
105	2.7	3.0	3.5	3.9	Multipulso		
106	2.7	3.1	3.5	3.9	Multipulso		
107	2.5	2.9	3.2	3.6	Multipulso		
108	2.7	3.1	3.5	3.9	Multipulso		
109	2.9	3.3	3.8	4.2	Multipulso		
110	2.8	3.1	3.5	3.9	Multipulso		
(Continua en la página siguiente						

				0	
ID	$CHR \ [mm Al]$	$CHR \ [mm Al]$	CHR [mm Al]	$CHR \ [mm Al]$	Face
	para 70 kVp	para 80 kVp	para 90 kVp	para 100 kVp	rase
111	-	3.3	-	3.1	Doble Pulso

Tabla 10.4 Continuación de la página anterior

11. Discusión de resultados

11.1. Evaluación del tiempo de exposición.

- Todos los tubos de rayos X cumplen con la tolerancia (10%) para la exactitud del tiempo de exposición. De los 111 tubos de rayos X, 81 de ellos se encuentran por debajo de la tolerancia de 5% para la exactitud. Esto es, aproximadamente el 73% del conjunto de tubos de rayos X evaluados. La diferencia entre el valor de tiempo de exposición medido y el tiempo de exposición nominal es menor a 0.01s para todos los tubos de rayos X. Esto es un indicador que la mayoría de los tubos de rayos X tienen una buena exactitud para el tiempo de exposición.
- Todos los tubos de rayos X cumplen con la tolerancia (10%) para la repetibilidad del tiempo de exposición. 105 de los 111 tubos de rayos X se encuentran por debajo de la tolerancia de 1% para la repetibilidad. Esto es, aproximadamente el 95% del conjunto de tubos de rayos X evaluados. De los 6 restantes, 5 de ellos se encuentran por debajo de la tolerancia de 2.5% y uno se encuentra poco arriba de la tolerancia dé 5%. Esto es un indicador que la mayoría de los tubos de rayos X tienen una excelente repetibilidad del tiempo de exposición.

11.2. Evaluación del voltaje.

Todos los tubos de rayos X cumplen con la tolerancia (10%) para la exactitud del voltaje. De los 111 tubos de rayos X, 93 de ellos se encuentran por debajo de la tolerancia de 5% para la exactitud. Esto es, aproximadamente el 84% del conjunto de tubos de rayos X evaluados. Esto es un indicador que la mayoría de los tubos de rayos X tienen una buena exactitud para el voltaje.

Todos los tubos de rayos X cumplen con la tolerancia (10%) para la repetibilidad del voltaje. Los 111 tubos de rayos X se encuentran por debajo de la tolerancia de 4% para la repetibilidad. Esto es un indicador de que todos los tubos de rayos X tienen una excelente repetibilidad del voltaje.

11.3. Evaluación del rendimiento.

- El rendimiento de todos los tubos de rayos X cumple con la recomendación de ser por lo menos de 25 μGy/mAs con las condiciones de referencia indicadas en la sección 9.4.3.7. Esto es un indicador que todos los tubos de rayos X cumplen con un buen rendimiento.
- Todos los tubos de rayos X cumplen con la tolerancia (10%) para la repetibilidad del rendimiento. Los 111 tubos de rayos X se encuentran por debajo de la tolerancia de 3% para la repetibilidad. Esto es un indicador de que todos los tubos de rayos X tienen una excelente repetibilidad del rendimiento.

Para el tiempo de exposición, voltaje y rendimiento de los tubos de rayos X se obtuvo un excelente desempeño en las pruebas de repetibilidad. Para el tiempo de exposición y voltaje, el desempeño en las pruebas de repetibilidad fue mucho mejor que en las pruebas de exactitud.

11.4. Evaluación de la capa hemirreductora.

- Para cada valor de kVp, el valor de la capa hemirreductora de todos los tubos de rayos X de doble pulso, cumple con ser mayor a su respectivo valor mínimo de acuerdo a la tabla 9.1. 41 de los 111 tubos de rayos X son equipos de fase de doble pulso.
- Para cada valor de kVp, el valor de la capa hemirreductora de todos los tubos de rayos X de pulsos múltiples, cumple con ser mayor a su respectivo valor mínimo de acuerdo a la tabla 9.1. 70 de los 111 tubos de rayos X son equipos de fase de pulsos múltiples.

CONCLUSIONES

- 1. Todos los equipos de tubos de rayos X cumplen satisfactoriamente las pruebas de exactitud y repetibilidad del tiempo de exposición. Para cada equipo, se verifica que el tiempo de exposición real del equipo es similar al valor de tiempo de exposición seleccionado. Además, para cada equipo, se verifica que al utilizar el mismo tiempo de exposición, este no varía en disparos consecutivos.
- 2. Todos los equipos de tubos de rayos X cumplen satisfactoriamente las pruebas de exactitud y repetibilidad del voltaje. Para cada equipo, se verifica que el voltaje real del equipo es similar al valor de voltaje seleccionado. Además, para cada equipo, se verifica que al utilizar el mismo voltaje, este no varía en disparos consecutivos.
- 3. Todos los equipos de tubos de rayos X cumplen satisfactoriamente las pruebas de valor y repetibilidad del rendimiento. Para cada equipo, se verifica que su rendimiento es de por lo menos dé 25 μ Gy/mA s. Además, para cada equipo, se verifica que el rendimiento de este no varía en disparos consecutivos.
- 4. Para cada tubo de rayos X, se cumplen satisfactoriamente las pruebas de valor mínimo de capa hemirreductora para cada valor de kVp evaluado de acuerdo a la fase (dos pulsos o pulsos múltiples) de operación del equipo. Para cada equipo, se verifica que su capacidad de penetración en la materia es la adecuada.

RECOMENDACIONES

- Extender el análisis de este trabajo a conjuntos más grandes de tubos de rayos
 X. Además, para cada equipo, evaluar una mayor cantidad de pruebas.
- 2. Además de realizar este análisis para equipos de tubos de rayos X, realizarlo también para el resto de equipos utilizados en radiodiagnóstico como lo son la radiología dental, mamografía, unidades de fluoroscopia convencional y tomografía computada.
- 3. Para cada equipo, realizar los controles de calidad con una mayor frecuencia, por lo menos anual. De esta manera, para cada equipo, se podrá tener un mejor entendimiento de su comportamiento a lo largo del tiempo. Esto abrirá las puertas a poder estudiar a mayor profundidad el comportamiento de estos equipos, ayudando así a mejorar la calidad de estos.

BIBLIOGRAFÍA

- Alcaraz M. Tema 2. Interacción de la radiación con la materia. https: //webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=lecturas_complementarias. Consultado en mayo de 2022.
- [2] Alcaraz M. Tema 5. Elementos Básicos en los Equipos y Haces de Rayos X. https://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=lecturas_ complementarias. Consultado en marzo de 2022.
- [3] Alcaraz M. Tema 17. Control de Calidad en Radiodiagnóstico. https: //webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=lecturas_complementarias. Consultado en marzo de 2022.
- [4] Andreo P, Burns DT, Nahum AE, Seuntjens J, Attix FH. Fundamentals of Ionizing Radiation Dosimetry Wiley-VCH, 2017.
- [5] Attix FH. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry Wiley-VCH, 2004.
- [6] Behling R. Modern Diagnostic X-Ray Sources. Technology, Manufacturing, Reliability. Second Edition. CRC Press, 2021.
- [7] British Institute of Radiology. Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy, BJR Supplement 25. British Institute of Radiology, 1996.
- [8] IAEA. Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams, 2nd edn, Technical Reports Series No. 277. International Atomic Energy Agency, Vienna, 1997.
- [9] IAEA. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2000.

- [10] IAEA. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2007.
- [11] IAEA. Protocolos de Control de Calidad para Radiodiagnóstico en América Latina y el Caribe. IAEA-TECDOC-1958, Viena, 2021.
- [12] Lindström J. The non-invasive X-ray Multimeter. Principles, Advantages, Drawbacks and Uncertainties V4.0. Karolinska, Universitetssjukhuset, 2016.
- [13] McCluney WR. Introduction to Radiometry and Photometry Artech House, 1994.
- [14] Podgorsak EB. Technical Editor. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Sponsored by the IAEA, Vienna, 2005.
- [15] Podgorsak EB. Radiation Physics for Medical Physicist. Third Edition. Springer, 2016.
- [16] SEFM, SEPR y SERAM. Protocolo Español de Control De Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 1 (Aspectos técnicos). Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica, y Sociedad Española de Radiología Médica, Madrid, 2011.
- [17] Silberstein L. Determination Of The Spectral Composition of X-Ray Radiation From Filtration Data. J. Opt. Soc. Am. 1932, 265-280.
- [18] Valentin J. Editor. ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Elsevier, 2007.
- [19] Valentin J. Editor. Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. IAEA, ARCAL XLIX, 2001.