



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ciencias

**CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X
PARA DIAGNÓSTICO**

Elliott Isaí Castañeda Guerra

Asesorado por el Lic. Amahán Sánchez Álvarez

Guatemala, junio de 2009

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X
PARA DIAGNÓSTICO**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA

POR:

ELLIOTT ISAÍ CASTAÑEDA GUERRA

ASESORADO POR EL LIC. AMAHÁN SÁNCHEZ ÁLVAREZ

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE
LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA

GUATEMALA, JUNIO DE 2009

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympto Paiz Recinos
VOCAL I	Inga. Glenda Patricia García Soria
VOCAL II	Inga. Alba Maritza Guerrero de López
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. José Milton De León Bran
VOCAL V	Br. Isaac Sultán Mejía
SECRETARIA	Inga. Marcia Ivonne Véliz Vargas

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Herbert René Miranda Barrios
EXAMINADOR	Lic. Cesar Izquierdo Merlo
EXAMINADOR	Lic. Edgar Aníbal Cifuentes Anleu
EXAMINADOR	Lic. Amahán Sánchez Álvarez
SECRETARIA	Inga. Gilda Marina Castellanos de Illescas

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Cumpliendo con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a su consideración mi trabajo de graduación titulado:

CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X PARA DIAGNÓSTICO,

tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ciencias, el 08 de abril de 2008.

Elliott Isaí Castañeda Guerra



23 de octubre del 2008

Señor Director
Ing. Edwin Adalberto Bracamonte Orozco
Escuela de Ciencias
Facultad de Ingeniería

Señor Director:

Me dirijo a usted para informarle que he realizado las revisiones pertinentes al trabajo de graduación titulado CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE RAYOS X PARA DIAGNÓSTICO del estudiante Elliott Isaí Castañeda Guerra. Considerando que cumple con los objetivos de la carrera de Licenciatura en Física Aplicada, me permito aprobarlo.

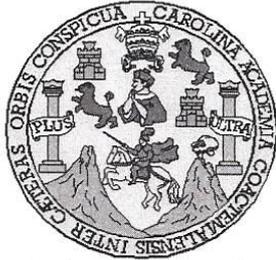
Sin otro particular, me suscribo de usted.

Atentamente:

ID Y ENSEÑAD A TODOS



Lic. Amahán Sánchez Álvarez
Asesor Nombrado



Facultad de Ingeniería
Departamento de Física

Ref.Depto.fis.00120-2008
Guatemala, 24 de noviembre del 2008

Ing. Edwin Adalberto Bracamonte
DIRECTOR, ESCUELA DE CIENCIAS
FACULTAD DE INGENIERIA
USAC, Ciudad

Estimado Ingeniero Bracamonte:

Me dirijo a usted para informarle que he realizado la revisión al trabajo de tesis **“CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X PARA DIAGNOSTICO”**, presentada por el estudiante **Elliott Isaí Castañeda Guerra**; con carné No. 8712133; y considerando que cumple con los objetivos de la carrera de Licenciatura en Física Aplicada, le doy mi aprobación.

Muy Atentamente,



“ID Y ENSEÑAD A TODOS”

Ing. Otto Miguel Hurtarte Hernández
Jefe del Departamento de Física, y
Coordinador, Lic. En Física Aplicada
Facultad de Ingeniería

c-c- archivo

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS
DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE CIENCIAS

El Director de la Escuela de Ciencias de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, después de conocer el dictamen de los asesores, con el visto bueno del Coordinador de la Carrera de Licenciatura en Física Aplicada al trabajo de graduación del estudiante **ELLIOTT ISAI CASTAÑEDA GUERRA**, titulado “CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X PARA DIAGNOSTICO”, procede a la autorización del mismo.


Ing. Edwin Adalberto Bracamonte Orozco
Director Escuela de Ciencias



Guatemala, 11 de junio de 2009

JABP/scvs

Universidad de San Carlos
de Guatemala



Facultad de Ingeniería
Decanato

Ref. DTG.213.09

El Decano de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Ciencias, al trabajo de graduación titulado: **CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X PARA DIAGNÓSTICO**, presentado por el estudiante universitario **Elliott Isai Castañeda Guerra**, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE.

Ing. Murphy Olympo Paiz Rucinos
DECANO



Guatemala, junio 2009

/cc

Trabajo de graduación dedicado a:

Dios, Ser supremo, quien nos bendice con la dicha de experimentar la vida.

Mi guía espiritual Ph.D. William Soto Santiago. Quien con sus enseñanzas me ha mostrado que hay un camino a seguir para ser útil a la sociedad y dar el lugar primordial a Dios en todo lo que hagamos.

Mis padres, a mis abuelos y especialmente a mi madre Martha Leticia, quien con sacrificios, ejemplos y sabios consejos, me ha apoyado incondicionalmente hasta alcanzar esta preciada meta.

Mis hermanos Jennifer y Aarón que con su lucha constante me han mostrado que puede alcanzarse las metas que nos tracemos en la vida.

Mi esposa Nidia, por su amor, paciencia y comprensión. A mi hija Pamela, fuente de felicidad, entusiasmo y esperanza inconmensurables.

Mis compañeros, amigos y todos aquellos que Dios ha utilizado para iluminar mi sendero.

Mi amigo y compañero: Carlos Antonio Castellanos. Por su ayuda incondicional y ejemplo de esfuerzo para avanzar en la vida.

Mi asesor Amahán Sánchez Álvarez, por su oportuna ayuda en todo momento, para poder alcanzar esta meta.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	V
GLOSARIO	VII
RESUMEN	IX
OBJETIVOS	XI
INTRODUCCIÓN	XIII

1. TUBOS DE RAYOS X

1.1	Naturaleza de los rayos x	1
1.2	Tubos de Rayos x	2
1.3	Tipos de tubos	4
1.3.1	Tubos para radioterapia	4
1.3.2	Tubos para radiodiagnóstico	5
1.3.2.1	Tubos de ánodo estacionario	6
1.3.2.2	Tubos de ánodo giratorio	6
1.3.3	Tubos para radiografía industrial	7
1.3.4	Tubos para Fluoroscopia	8
1.4	Componentes de un tubo de rayos x	8
1.4.1	Tubo	9
1.4.2	Filamento	9
1.4.3	Blanco	9
1.4.4	Foco efectivo	10
1.5.	Protección térmica en los tubos de rayos x	11
1.5.1.	Sistemas de enfriamiento por aire	12

1.5.2	Sistemas de enfriamiento por agua	13
1.5.3	Sistemas de enfriamiento por aceite	14
1.5.3.1.	Enfriamiento forzado por aceite	15
1.5.3.2.1.	Enfriamiento con circulación forzada	16
1.6	Producción de los rayos x	16
1.6.1	Radiación Bremstrahlung	17
1.6.2	Radiación característica	18
1.6.3	Condiciones necesarias para la producción de rayos x	19
1.6.3.1	Separación Electrónica	19
1.6.3.2	Producción de alta velocidad	19
1.6.3.3	Enfoque de los electrones	20
1.6.3.4	Frenado de los electrones en el blanco	21
2.	CARACTERÍSTICAS DE LOS RAYOS X	23
2.1.	Intensidad	23
2.1.1.	Exposición	24
2.1.2.	Razón de exposición	24
2.1.3.	Dosis absorbida	25
2.2	Calidad y penetrabilidad del haz	26
2.2.1	Espectro del haz de rayos x	26
2.3	Filtración	28
2.4	Principios físicos de la atenuación	28
2.4.1	Absorción	28
2.4.1.2	Factores determinantes para la absorción	29
2.4.1.2.1	Número atómico	29

	2.4.1.2.2	Densidad o concentración	30
	2.4.1.2.3	Espesor de la sustancia	30
	2.4.1.2.4	Longitud de onda	31
2.4.2		Dispersión	31
	2.4.2.1	Fenómeno energético	32
	2.4.2.2	A nivel atómico	32
	2.4.2.3	Factores determinantes para la dispersión	33
3.	CONTROL DE CALIDAD EN EL FUNCIONAMIENTO DE UNA MÁQUINA DE RAYOS X PARA DIAGNÓSTICO		
3.1	Factores determinantes		35
3.2	Métodos de medición		36
	3.2.1	Kilovoltaje	36
		3.2.1.1. Penetrómetro	37
		3.2.1.2. Wisconsin cassette	38
		3.2.1.3. Voltímetro digital	40
	3.2.2.	Miliamperaje	41
	3.2.3.	Tiempo de exposición	44
	3.2.4.	Consistencia (mAs)	47
	3.2.5.	Tamaño y centrado del haz	48
	3.2.6.	Alineación del haz	51
	3.2.7.	Punto focal	54
	3.2.8.	Método de plantilla en forma de estrella	55
	3.2.9.	Placa perforada	59
	3.2.10.	Equipo Wisconsin	60
	3.2.9.	Filtración	61
	3.2.10.	Contacto pantalla intensificadora y película	63
	3.2.11.	Chasis	65

CONCLUSIONES	69
RECOMENDACIONES	71
BIBLIOGRAFÍA	73
APÉNDICE	75

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

1	Tubo de rayos x para radioterapia	5
2	Tubo de ánodo giratorio	7
3	Ángulos anódicos y focos efectivos	11
4	Tubo de rayos x blindado con aislamiento de aire	12
5	Refrigeración por agua circulante bajo presión	13
6	Tubo de rayos x blindado con aislamiento de aceite	15
7	Refrigeración estática por aceite (con agua)	16
8	Diagrama del filamento y copa de enfoque	21
9	Espectro de un haz de rayos x	27
10	Efecto fotoeléctrico	29
11	Efecto compton	33
12	Producción de pares	34
13	Penetrómetro y radiografía del Penetrómetro	37
14	Diagrama del caset wisconsin	39
15	Multímetro digital	41
16	Radiografía del penetrómetro (linealidad)	42
17	Radiografía del penetrómetro (exposición)	44
18	Equipo de Disco giratorio y su radiografía	45
19	Radiografías de disco con motor cincrónico	47
20	Radiografía del Penetrómetro (consistencia)	49
21	Esquema de equipo colimador	50
22	Diagrama para centrar el haz	51

23	Diagrama de comparación para centrar el campo	52
24	Alineación y centrado del haz	53
25	Cilindro para alineación	54
26	Esquema de radiografía para alineación	
	55	
27	Relación del tamaño focal F y nitidez geométrica	56
28	Plantilla de metal en forma de estrella	57
29	Esquema de análisis del área focal	58
30	Radiografía de plantilla en forma de estrella	59
31	Esquema de placa perforada	60
32	Plantilla Wisconsin para medir área focal y su Radiografía	61
33	Diagrama para determinar la CHR (HVL)	63
34	Gráfica CHR	64
35	Ilustración del equipo para análisis del contacto Película pantalla	65
36	Rejilla para alineación	67
37	Radiografía de la rendija	68

TABLAS

I	Espectro Electromagnético	2
II	Medición de densidad por interpolación	40
III	Determinación de arco	48
IV	Especificaciones del tamaño focal	62

GLOSARIO

Aceleración	Cambio de velocidad debido a la acción de una fuerza externa.
Ánodo	Electrodo cargado positivamente.
Bulbo	Tubo.
Calidad	Propiedad inherente de cualquier cosa que permite que esta sea comparada con cualquier otra de su misma especie
Capa orbital	Descripción matemática de una región donde un electrón puede encontrarse, alrededor de un núcleo atómico.
Cátodo	Electrodo cargado negativamente.
Colisión	Interacción entre partículas a muy corto alcance.
Conductividad	Capacidad de conducir, puede ser eléctrica, térmica, molar, etc.
Corriente	Movimiento de traslación de un fluido en una dirección determinada.
Descarga	Fenómeno debido al transporte de cargas eléctricas acompañada de fenómenos luminosos, se produce cuando la diferencia de potencial entre dos conductores excede cierto límite.
Dosis	Electrón: partícula fundamental con carga negativa, componente de la materia.
Electrodo	Conductor utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito.

Filamento	Hilo que se pone incandescente en el interior de una bombilla al encenderla.
Fluorescencia	Luminiscencia que desaparece al cesar la causa que la produzca.
Fotones	Partículas que constituyen la luz, en general la radiación electromagnética cuando la misma manifiesta su naturaleza corpuscular.
Frecuencia	Número de oscilaciones por segundo de una onda electromagnética (u otra), se mide en Hertz.
Longitud de onda	Distancia que recorre una onda al llevar a cabo una oscilación completa (distancia entre dos crestas o dos valles de una onda).
Núcleo	Parte central de un átomo, que contiene la mayor porción de su masa, constituida por protones y neutrones.
Orbita	Trayectoria que recorre una partícula sometida a campos electromagnéticos.
Radiación	Flujo de partículas o fotones que en algunos casos posee suficiente energía para producir ionizaciones en las moléculas que atraviesa.
Radiodiagnóstico	Diagnóstico médico que utiliza radiaciones electromagnéticas, como rayos x o isótopos radiactivos.
Radiografía	Procedimiento para obtener información fotográfica utilizando rayos x.
Radioterapia	Tratamiento médico por medio de radiación.
Temperatura	Magnitud macroscópica que mide el grado de calor de un cuerpo.
Tensión	Voltaje o diferencia de potencial.
Voltaje	Cantidad de voltios que actúan en un aparato o sistema eléctrico.

RESUMEN

En el presente trabajo se describen los tipos de equipos que producen rayos x, los diferentes usos que se le dan a los mismos y los componentes de un equipo de rayos x para diagnóstico.

Luego se expone la manera en que se producen los diferentes tipos de rayos x y sus características principales.

Finalmente, se analizan las diferentes pruebas que se hacen a un equipo de rayos x para diagnóstico, con el propósito de evaluar la manera en que este está trabajando.

OBJETIVOS

Generales:

1. Investigar que factores influyen en la calidad del funcionamiento de un equipo de rayos x para diagnóstico.
2. Describir los pasos del control de la calidad de un equipo de rayos x.

Específico:

1. Plantear un protocolo para el control de calidad de equipos de rayos x, para diagnóstico. (Como propuesta).

INTRODUCCIÓN

Con el propósito de contribuir con la sociedad guatemalteca se encontró como una aplicación de la física, el análisis de los factores determinantes del buen funcionamiento de un equipo de rayos x para diagnóstico.

Conscientes que este análisis sea útil para que, al obtener la información del desempeño de un equipo de rayos x para diagnóstico, finalmente se contribuya de alguna manera al beneficio de los pacientes que acuden al proceso de diagnóstico a través de equipos de esta índole.

Con base a principios físicos se presentan inicialmente los tipos de equipos de rayos x y sus diferentes usos, luego se expone como se producen los rayos x y las características que los identifican.

Finalmente, se analiza que factores se deben evaluar con el objetivo de establecer la calidad del funcionamiento de un equipo de rayos x para diagnóstico.

Como propuesta, se plantea un protocolo para el control de calidad de un equipo de rayos x para diagnóstico, con el propósito que esto sea un primer paso, para lograr establecer en nuestro país, en lo sucesivo, un programa de Aseguramiento de la calidad en radiodiagnóstico.

1. TUBOS DE RAYOS X

El descubrimiento de los rayos x fue hecho en 1895 por el físico alemán Wilhem Konrad Roentgen. Él experimentaba con descargas de alto voltaje en un tubo al vacío y operando este tubo en un cuarto oscuro descubrió la existencia de cierta fluorescencia (radiación). Le llamó a este tipo de radiación RAYOS X, ya que era un nuevo tipo de radiación penetrante, invisible y desconocida.

Luego de su descubrimiento Roentgen se dedicó a investigar las propiedades de esta radiación. El descubrimiento de este tipo de radiación marcó un cambio importante en la ciencia e industria así mismo en la historia de la medicina, al inicio se les conoció como rayos Roentgen en honor a quien los descubrió.

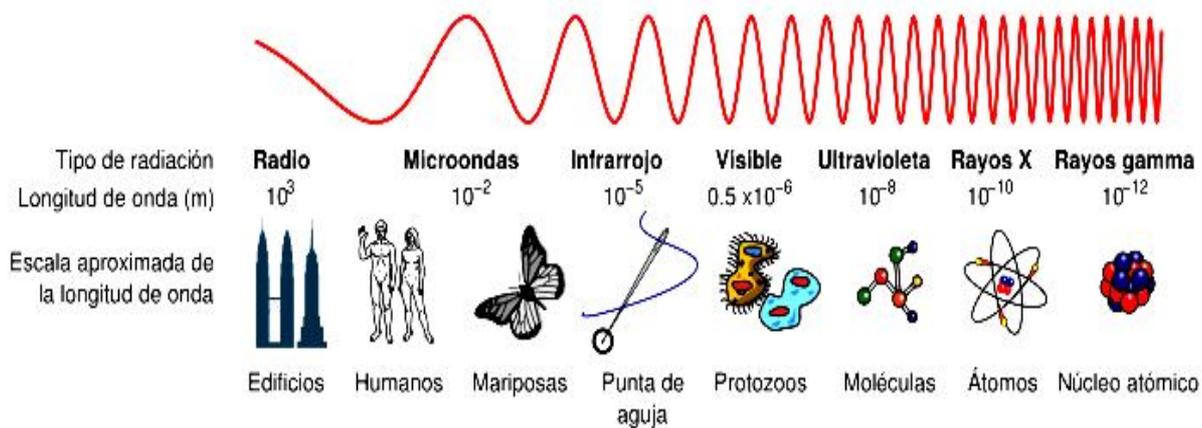
1.1 Naturaleza de los rayos x

Los rayos x están clasificados como radiación electromagnética. Al igual que las ondas de radio, luz, rayos gamma y otros tipos de ondas. Esta radiación viaja en el vacío a la rapidez de la luz $c = 3 \times 10^8$ metros por segundo.

La diferencia existente entre sí en estos tipos de radiación, es que cada uno tiene ciertas características particulares, como su longitud de onda, su

frecuencia etcétera. A continuación podemos observar la clasificación en la siguiente tabla.

Tabla I. Espectro Electromagnético



Fuente: http://es.wikipedia.org/wiki/Imagen:EM_Spectrum_Properties_es.svg

1.2 Tubos de rayos x

Inicialmente para obtener rayos x se utilizó un tubo, el cual constaba de un bulbo parcialmente vacío el cual contenía una pequeña cantidad de gas. En este tubo estaban colocados dos electrodos: un negativo y un positivo conocidos como cátodo y ánodo respectivamente. A dichos electrodos se les aplicaba una diferencia de potencial para producir un haz de electrones en movimiento que al chocar en el ánodo generaba rayos x.

Actualmente este sistema del tubo de gas es obsoleto, debido a su ineficiencia ya que existía dificultad para controlar la calidad y cantidad de rayos x producidos. Además se producía ionización en el gas que quedaba dentro del tubo.

En 1913 W. D. Coolidge de los laboratorios de la General Electric, inventó un nuevo tubo de rayos x el cuál esta basado en el principio de calentamiento del cátodo lo que permite un control independiente de la corriente y el voltaje utilizados.

Se fabricó un filamento de wolframio, el cual se calienta mediante una corriente eléctrica. La construcción de este filamento constituyó un adelanto en el desarrollo de los modernos tubos de rayos x al vacío.

El número de electrones emitidos por el filamento se pudo controlar mediante un transformador de baja tensión provocando de esta manera el flujo de una corriente de distintos valores en el filamento, de esta manera el número de electrones que van del cátodo (donde se encuentra el filamento) en esta clase de tubos, se hace independiente de la alta tensión aplicada entre el ánodo y el cátodo.

La alta tensión entre el ánodo y el cátodo determina la rapidez de los electrones. El número de electrones que inciden en el ánodo y su velocidad determinan respectivamente la cantidad y calidad de los rayos x producidos.

Cuanto mayor es la cantidad de electrones (es decir, cuanto más intensa sea la corriente del filamento) tanto mayor será la intensidad de la corriente entre el cátodo y el ánodo del tubo y, por tanto, mayor será la cantidad de rayos x producidos.

Si la rapidez de los electrones es mayor, tanto mayor será la energía convertida en energía de rayos x por cada electrón incidente en el ánodo, y por lo tanto, mayor la energía de los rayos x generados. Esta energía determinará el poder de penetración de la radiación.

Con base a lo anterior se puede establecer que: a mayor kilovoltaje, electrones mas rápidos, mayor energía de rayos x, menor longitud de onda, mayor poder de penetración y rayos x mas duros; a menor kilovoltaje electrones mas lentos, menor energía de rayos x, mayor longitud de onda, menor poder de penetración, rayos x más blandos.

1.3 Tipos de tubos

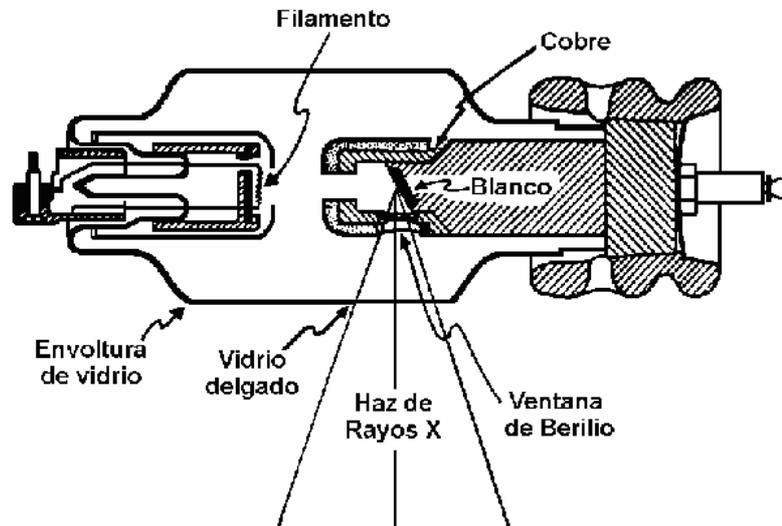
Existen tres tipos principales de tubos de rayos x: tubos para radioterapia, tubos para radiodiagnóstico y tubos para radiografía industrial.

1.3.1. Tubos para radioterapia

Estos se utilizan para administrar tratamientos con rayos x (ver figura 1). Su diferencia con los de radiodiagnóstico es que trabajan con intensidades relativamente bajas que van por lo general desde unos pocos miliamperios hasta 20 ó 30 mA. Los kilovoltajes varían entre 100 y 400 kv. Estos tubos se utilizan durante largos periodos de tiempo.

Debido a que el mayor porcentaje de la energía utilizada en el tubo, se transforma en calor. Se hace necesario agregar sistemas de aislamiento y enfriamiento, para controlar el aumento en la temperatura del equipo. Dicho tema se desarrollará en la sección 1.5

Figura 1. Tubo de rayos X para radioterapia



Fuente: Harold Johns y Robert Cunningham. **The physics of radiology**. Pág.53

1.3.2 Tubos para radiodiagnóstico.

En los tubos para radiodiagnóstico que son utilizados para reconocimiento radioscópico y para hacer radiografías, las corrientes que se utilizan son del orden de cientos de miliamperios, los kilovoltajes oscilan entre 30 y 120 kv. Además los períodos de tiempo que se utilizan son cortos.

La razón de los tiempos cortos principalmente es lograr que el paciente no se mueva durante la exposición, si éste se mueve se obtendrá una imagen borrosa. Utilizando tiempos cortos se evita el movimiento del paciente, logrando los resultados deseados en la imagen final.

Los tubos para diagnóstico se dividen en dos categorías principales: tubos de ánodo estacionario y de ánodo giratorio.

1.3.2.1. Tubos de ánodo estacionario

En estos tubos la placa o blanco que se ubica en el foco, usualmente es un disco de wolframio insertado en un ánodo de cobre. Este último, tiene buena conductividad térmica, por lo que absorbe el calor producido. Estos tubos en general contienen dos focos uno grande y otro pequeño. Por ejemplo uno para 6kW y otro para 1.5 ó 2 Kw., el cátodo lleva dos filamentos separados, alimentados a través de un cable de 3 conductores (ambos filamentos tienen un conductor común).

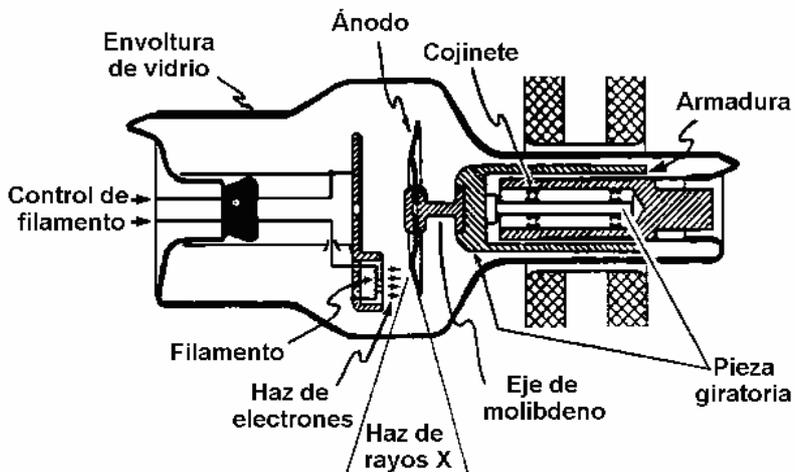
1.3.2.2. Tubos de ánodo giratorio

En estos tubos se hace girar el ánodo mediante un dispositivo, el cual constituyó una gran dificultad inicialmente, ya que el mismo debe girar en el vacío sin lubricación alguna. Al principio los ánodos se rompían con facilidad al utilizar el tubo, pero actualmente se emplea lo que se conoce como rodamientos de metal autolubricante, este asegura una rotación mucho más suave y uniforme y la rotura del ánodo esta completamente excluida.

El haz de electrones incide en el blanco, el cual se desplaza presentando zonas más frías a los electrones incidentes. Normalmente, el ánodo gira a 3,600 rpm, pero los equipos más modernos giran a 10,000 rpm. De esta forma se evita que el wolframio se funda por el calor provocado por el bombardeo electrónico.

Los componentes de un tubo para radiodiagnóstico con ánodo giratorio, se muestran a continuación.

Figura 2. Tubo de ánodo giratorio



Fuente: Harold Johns y Robert Cunningham. **The physics of radiology**. Pág. 50

1.3.3. Tubos para radiografía industrial

Estos tubos tienen y trabajan en condiciones y características similares a las de los tubos para radioterapia.

La diferencia única entre estos tipos de tubos es el objetivo para el que se aplica la radiación. A parte de esto en la industria la radiación aplicada es para obtener radiografías, mientras que en radioterapia se aplica la radiación para tratamiento médico.

La rapidez en la toma de las imágenes no es un problema, puesto que las radiografías son realizadas a objetos inertes: cilindros de gas, alas de aviones, piezas para localizar fisuras, etc.

1.3.4. Tubos para fluoroscopia

Las películas obtenidas en radiodiagnóstico porcionan imágenes estáticas, las cuales lógicamente no son adecuadas en el estudio de estructuras en movimiento o procesos dinámicos en un paciente.

La presentación de una imagen dinámica o en movimiento se conoce con el nombre de fluoroscopia, este tipo de sistema involucra el haz de rayos x, el paciente a través de quién se transmite el haz y una pantalla fluorescente, sensible a los rayos x.

Para fluoroscopia se usan voltajes entre 40 y 100 Kv (raras veces más) y corrientes desde unas décimas de amperio hasta 4 mA.

1.4. Componentes de un tubo de rayos x

Un tubo de rayos x tiene varias componentes entre las cuales describimos a continuación las siguientes:

1.4.1 Tubo

De este tubo se evacua el aire hasta donde sea posible, el alto vacío es necesario para evitar que los electrones colisionen con moléculas de gas, produciendo una disminución significativa de los mismos, y para prevenir una oxidación que podría dar lugar a que se quemara el filamento contenido en el

tubo. El tubo esta fabricado de vidrio resistente al calor (pirex: trademark), y la ventana del tubo está hecha de berilio.

1.4.2 Filamento

Este está hecho de wolframio, el mismo funciona como cátodo (electrodo negativo) y se le proporciona un voltaje y corriente controlables, por medio de los cuales se varía la temperatura o calentamiento del mismo, produciendo una emisión denominada termoiónica, la cual consiste en liberar electrones por medio de calor.

1.4.3 Blanco

El primer material anódico fue el vidrio que formaba la pared del tubo de Crooke utilizado por Roentgen, que fue bombardeado por los electrones producidos. Dado que el vidrio no es un buen conductor térmico, no resulta un material anódico eficiente. Luego se introdujeron en su lugar placas de metales tales como aluminio, platino y wolframio. La elección del material para el blanco está condicionada a muchos factores siendo los más importantes: el rendimiento (expresado como el porcentaje de la energía electrónica que llega al ánodo convertida en radiación x), la carga específica máxima admisible (carga por mm^2 de punto focal) y otro factor importante es la conductividad eléctrica. El blanco se hace insertando una pieza de wolframio de 2 a 3 mm de espesor en un bloque de cobre, utilizando así la elevada conductividad y capacidad eléctrica y térmica del cobre.

1.4.4. Foco efectivo

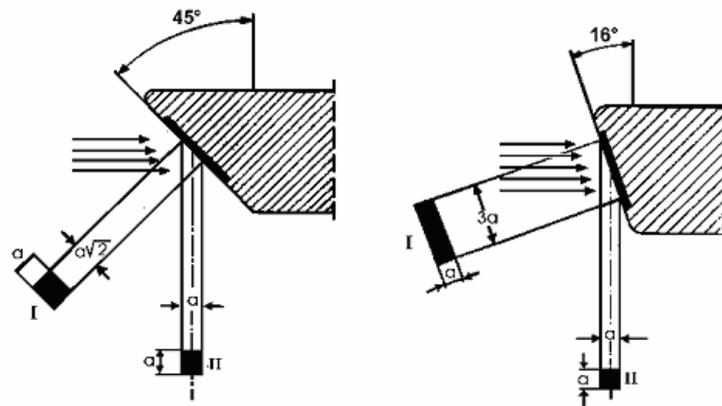
En el tubo de rayos x los electrones además de adquirir una alta rapidez son concentrados en una pequeña área del ánodo, conocida como foco de donde emerge el haz de rayos x. La dirección del mismo depende del ángulo con el que incide el rayo central de electrones sobre el área del foco.

En los tubos para radioterapia se requiere un haz de rayos x bastante amplio, por lo que un ángulo anódico agudo disminuiría la sección transversal útil del haz emergente. Además debe tenerse un área focal grande para evitar que el wolframio se funda, debido a que los tiempos de exposición en radioterapia son largos.

En radiodiagnóstico el foco desempeña un papel sumamente importante ya que es necesario obtener un haz perfectamente enfocado en el área de interés para obtener una mejor definición en las radiografías. A diferencia del tiempo de exposición en radioterapia, los tiempos de exposición en radiodiagnóstico son sumamente cortos.

"La sección transversal útil del haz de rayos x a una distancia dada del foco depende del ángulo anódico. En términos generales, este ángulo es de unos 45° en tubos para radioterapia y de unos 16° en los de diagnóstico. En consecuencia la relación entre la sección transversal del haz y la distancia al foco en los tubos para radioterapia es aproximadamente de 1: 1, mientras que en los tubos para diagnóstico es de $2/3 : 1$ ". (Ver figura 3).

Figura 3. Ángulos anódicos y focos efectivos



Fuente: J. Vander Plaats. La técnica médica en los rayos x. Pág. 50

1.5. Protección térmica en los tubos de rayos x

Los tubos de rayos x para su funcionamiento utilizan tensiones muy altas, el peligro de la alta tensión en los tubos modernos se ha eliminado.

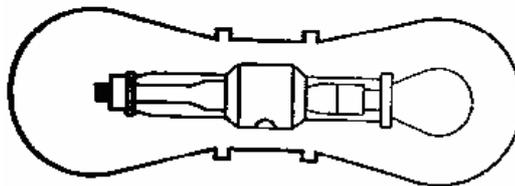
Además de esto se tiene también que de la energía presente en la producción de los rayos x, el mayor porcentaje se transforma en calor, por lo que se ha hecho necesario diseñar los tubos con sistemas de enfriamiento.

A continuación se listan los tipos de enfriamiento existentes.

1.5.1. Sistemas de enfriamiento por aire

"El aislamiento por aire en estos tubos se hace principalmente conectando el ánodo a una esfera metálica de alta capacidad térmica. Esta esfera puede acumular muchas calorías, calentándose por lo tanto y radiando ese calor." (Ver figura 4).

Figura 4. Tubo de rayos X blindado con aislamiento de aire



Fuente: J Vander Plaats. **La técnica médica en los rayos X.** Pág. 54

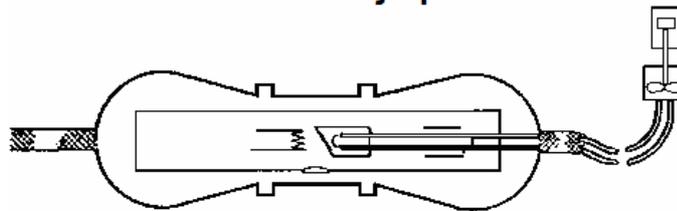
1.5.2 Sistemas de enfriamiento por agua

"El enfriamiento por agua, como el empleado en tubos abiertos con ánodo sólido, es naturalmente imposible en tubos blindados, ya que el vapor de agua que se forma causaría una atmósfera cargada de humedad y por lo tanto cargas irruptivas en el aislamiento.

Sin embargo, el enfriamiento por agua no queda totalmente descartado en los tubos blindados, supuesto que el agua se haga circular por el cable anódico hueco (cuyo exterior se encuentra conectado a tierra). Este sistema de enfriamiento se encuentra con frecuencia en tipos antiguos de tubos para radioterapia, en los que el circuito de agua era completamente cerrado y el agua se hace circular por medio de una bomba, de esta forma el agua caliente se enfría como en el caso del radiador de un automóvil. Pero todo el circuito de

agua está al mismo potencial que el ánodo, es decir con alta tensión.”(Ver figura 5).

Figura 5. Refrigeración por agua circulante bajo presión



Fuente: J Vander Plaats. **La técnica médica en los rayos X.** Pág. 55

1.5.3 Sistemas de enfriamiento por aceite

Cuando el sistema de enfriamiento es de este tipo, el calor que se genera en el ánodo se transmite al vidrio que rodea al mismo, y este calor es absorbido por el aceite de alrededor, produciéndose en el aceite corrientes de convección que enfrían el sistema.

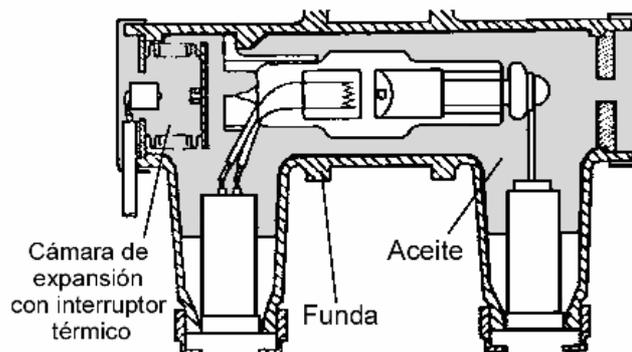
La temperatura del aceite no debe ser mayor que 100° , ya que si se excede este valor la temperatura del aceite y materiales circundantes en el tubo podrían perder sus propiedades aislantes.

En general es difícil obtener un equipo completamente hermético al aceite, cuando el tubo se encuentra muy grasiento o con gotas de aceite, deberá repararse.

La filtración inherente en el caso de estos tubos será mayor debido a la presencia del aceite, siendo equivalente a colocar un filtro de 1mm de aluminio. A este tipo de enfriamiento se le conoce como enfriamiento natural estático.

En algunos tubos se ha diseñado un sistema que acciona un interruptor colocado en una cámara de expansión, este interruptor se acciona cuando se presenta un sobrecalentamiento del aceite, dando así protección al tubo. (Ver figura 6).

Figura 6. Tubo de rayos X blindado con aislamiento de aceite



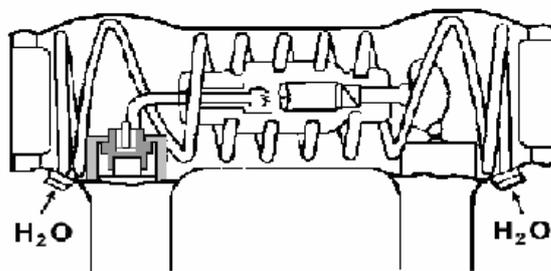
Fuente: J Vander Plaats. **La técnica médica en los rayos X.** Pág. 58

Existen dos métodos de enfriamiento por aceite, según sea la forma en que se enfríe el tubo.

1.5.3.1. Enfriamiento forzado por aceite

En este caso el tubo refrigera utilizando un ventilador adicional. También se utiliza agua, la cual se hace circular en el interior del tubo por medio de una espiral. (Ver figura 7)

Figura 7. Refrigeración estática por aceite (con agua)



Fuente: J Vander Plaats. *La técnica médica en los rayos X*. Pág. 60

1.5.3.2.1. Enfriamiento con circulación forzada

En este caso, el aceite que envuelve al tubo está conectado a una bomba y depósito donde el mismo es enfriado por medio de un radiador, algunas veces pueden darse problemas por taponamientos, debido a los cambios de temperatura en la circulación del aceite.

En los modernos tubos de radiodiagnóstico el tipo de enfriamiento por aceite es generalmente el más utilizado, ya que tiene mayores ventajas en comparación con los otros métodos.

1.6 Producción de los rayos x

Al incidir un haz de electrones con alta rapidez sobre un material determinado (en este caso el blanco del tubo de rayos x), ocurren dos diferentes tipos de colisiones. Estas colisiones están relacionadas con la transferencia de pequeñas cantidades de energía.

A las colisiones que ionizan los átomos del blanco se les conoce como colisiones ionizantes y al otro tipo de colisiones se les conoce como colisiones radiactivas.

Los procesos distintos por los que se producen rayos x son: Radiación Bremsstrahlung (o radiación de frenado), y Radiación Característica. (Plaats.1962.31)

1.6.1. Radiación Bremstrahlung

Cuando un electrón en movimiento es influenciado por el campo eléctrico que rodea un núcleo, éste electrón experimenta una aceleración, siendo por esta causa desviado de su trayectoria inicial.

La teoría clásica del electromagnetismo, establece que una partícula cargada, acelerada, emite radiación electromagnética.

En la teoría cuántica, este fenómeno corresponde a la emisión de fotones.

De esta forma tenemos que al ser atravesado un material por un electrón, debido a la influencia de alguno de los átomos del material,

se provocará la emisión de un fotón disminuyendo la energía cinética del electrón en una energía equivalente a la energía $h\nu$ del fotón emitido.

La radiación que se produce es heterogénea o polienergética, en otras palabras el haz no tiene una energía y longitud de onda uniformes, esto debido a que la desaceleración experimentada por los electrones varía de acuerdo con la rapidez de los mismos en el momento de interactuar con el blanco.

Una fracción de los electrones son frenados completamente por el campo eléctrico nuclear. En este caso especial de radiación de frenado toda la energía cinética del electrón es convertida en rayos x de energía equivalente. La desaceleración de los electrones también depende del número atómico del material del que esté hecho el blanco, al utilizarse un material de número atómico mayor habrá mayor eficiencia en la producción de radiación de frenado. También se debe tomar en cuenta que los electrones incidentes colisionan con otros electrones pertenecientes a los átomos del blanco, convirtiendo parte de su energía en calor. (Selman.1985.161)

1.6.2 Radiación característica

La producción de los rayos x en este caso se da cuando un electrón en movimiento lleva la energía mínima o suficiente para interactuar con una de las capas orbitales de los electrones de un átomo del blanco.

Cuando esto sucede es expulsado o removido un electrón de la órbita con la que se ha interactuado, por lo que el átomo en cuestión es ionizado (queda en un estado excitado), inmediatamente este espacio o hueco dejado es llenado por otro electrón (electrón de transición), el cual emigra de una capa de mayor energía a la capa que quedó con el hueco. En primer lugar la energía traída por el electrón inicial ioniza al átomo, pero luego una pequeña cantidad de energía es liberada por el electrón de transición al cambiar de una capa más energética a la otra de menor energía, este electrón llena el espacio mencionado.

Por el principio de conservación de energía la energía excedente en este fenómeno es emitida como un rayo x característico de las órbitas en cuestión. La característica del rayo x emitido depende de las propiedades del material del blanco.

En un tubo de rayos x la radiación está compuesta en un 90% por radiación del tipo Bremsstrahlung, cuando el voltaje aplicado a el tubo de Rayos x es de 80 a 100 KV, y aproximadamente el 10% restante es radiación característica. (Selman.1985.162)

1.6.3 Condiciones necesarias para la producción de rayos x

Para la producción de los rayos x existen en principio 4 condiciones, las cuales es necesario considerar, estas son: (Selman.1985.159)

1.6.3.1 Separación electrónica

Para crear la corriente de electrones en el tubo de rayos x, se necesita de electrones libres, los cuales se obtienen cuando se hace circular una corriente conocida como corriente de filamento a través del cátodo o filamento. Esta corriente produce un estado de incandescencia en el filamento, lo que permite que los electrones salgan de sus órbitas, creando una nube de electrones o bien un espacio cargado cercano al filamento. Este proceso de liberación de los electrones a través del calentamiento de un conductor se conoce como emisión termoiónica.

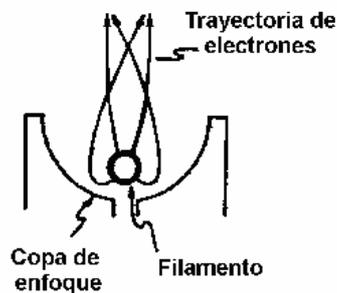
1.6.3.2 Producción de alta velocidad

En el tubo se establece una corriente o flujo de electrones, aplicando una diferencia de potencial, la que produce una alta velocidad en los electrones que salen del filamento altamente negativo hacia el cátodo o blanco altamente positivo. La rapidez adquirida por dichos electrones puede llegar a ser la mitad de la rapidez de la luz, y en equipos modernos más de la mitad.

1.6.3.3 Enfoque de los electrones

El torrente de electrones incide sobre un área del ánodo, la cual se conoce como foco o punto focal. Para enfocar los electrones sobre dicho punto se utiliza una copa o pieza en forma de semiesfera de molibdeno, cargada negativamente, en el cual está colocado el filamento. Esto permite crear un efecto que dirige o enfoca los electrones sobre un punto o área del ánodo (foco), las características del foco se desarrollaron en la sección 1.4.3 (Ver figura 8).

Figura 8. Diagrama del filamento y copa de enfoque



Fuente: Harold Johns y Robert Cunningham.
The physics of radiology. Pág. 51

1.6.3.4 Frenado de los electrones en el blanco

Cuando los electrones incidentes entran en contacto con el blanco del tubo, su energía cinética cambia a otra forma de energía.

La eficiencia en un equipo ordinario de radiografía de 80 kV es baja, ya que únicamente menos del 1% de la energía es convertida en rayos x, el restante 99% se convierte en calor. Efectivamente lo que se utiliza del poco porcentaje convertido en rayos x son los rayos emitidos en la dirección de la ventana del tubo.

2. CARACTERÍSTICAS DE LOS RAYOS X

Los rayos x tienen ciertas propiedades que los identifican, entre las cuales podemos mencionar las siguientes:

Alta penetrabilidad.

Son heterogéneos o polienergéticos.

Eléctricamente neutros.

Viajan en línea recta.

Viajan con la rapidez de la luz en el vacío.

Ionizan indirectamente gases.

Causan fluorescencia.

No pueden concentrarse ni reflejarse por medio de lentes ni espejos.

Afectan fotográficamente un film.

Producen cambios biológicos en tejidos vivos por ionización y excitación.

Producen radiación dispersa.

Las características de los rayos x pueden describirse por medio de dos magnitudes, estas son: intensidad y calidad del haz. (Selman.1985.165)

2.1. Intensidad

La intensidad es la cantidad de energía radiante que fluye por segundo, por unidad de área, perpendicular a la dirección del haz, en un punto dado.

Para determinar la intensidad en medicina radiológica se ha adoptado el concepto de Exposición (X) Y Razón de Exposición (\dot{X}). En radioterapia se utiliza el término o magnitud conocido como Dosis Absorbida (D). La definición de estos factores se da a continuación:

2.1.1. Exposición

La magnitud conocida como exposición esta dada por la ecuación

$$\text{Ecuación 2.1} \quad X = \Delta Q / \Delta m$$

donde x es la exposición en R (roentgen), ΔQ es el valor absoluto de la carga total de un signo producida en aire cuando todos los electrones liberados por los fotones (rayos x o rayos gamma) en una masa de aire Δm son completamente frenados en el aire. La definición cuantitativa de la unidad R es: $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ Coulomb/kg. de aire.}$

2.1.2. Razón de exposición

La exposición por unidad de tiempo en un punto dado se conoce como razón de exposición. Se puede expresar así:

$$\text{Ecuación 2.2} \quad \dot{X} = \frac{\text{exposición}(R)}{\text{tiempo}(\text{min})}$$

La exposición total en R la obtenemos entonces al multiplicar la razón de exposición por el tiempo de exposición:

$$\text{Ecuación 2.3} \quad X = \dot{X} \otimes t$$

2.1.3. Dosis absorbida

Esta magnitud indica la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material irradiado. Está definida por:

$$\text{Ecuación 2.4} \quad D = d\varepsilon / dm$$

Donde $d\varepsilon$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a una cantidad de materia de masa dm . Para la masa, dm , se pueden tomar valores muy pequeños, pero no tan pequeños que la energía media impartida, $d\varepsilon$, quede sujeta a fluctuaciones estadísticas. Por lo tanto, la dosis absorbida es una función puntual, y es continua y diferenciable, por lo que cabe referirse a su gradiente y a su tasa. El valor de la dosis absorbida puede especificarse para cualquier medio y para cualquier tipo de radiación ionizante.

La unidad utilizada para especificar la dosis absorbida es el $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$, y recibe el nombre especial de gray (Gy).

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$$

También se utiliza el concepto de energía impartida ε , por radiación ionizante, en un volumen, esta energía esta dada por la expresión:

$$\text{Ecuación 2.5} \quad \varepsilon = R_{in} - R_{out} + \sum Q$$

Donde R_{in} es la energía radiante que incide en el volumen, R_{out} es la energía radiante que emerge del volumen y $\sum Q$ es la energía en reposo de núcleos y partículas elementales de cualquier interacción ocurrida en el volumen.

2.2 Calidad y penetrabilidad del haz

La calidad del haz describe el poder de penetración del haz de rayos x en la materia.

Un haz de menor calidad será atenuado con menor espesor de material que otro de mayor calidad.

Esta característica de un haz de rayos x se describe o mide utilizando materiales como el cobre o el aluminio según sea el caso, en capas del orden de milímetros.

A este material utilizado para disminuir la intensidad del haz o razón de exposición se le conoce como Capa-Hemi-Reductora (CHR en español o HVL en inglés, Half Value Layer), ésta capa o filtro utilizado debe ser tal que disminuya el haz primario en un 50%, el filtro debe ser de un material patrón, como aluminio o cobre de 99.9% de pureza.

Además de estas propiedades el haz de rayos X puede ser bien descrito por el espectro energético del mismo, el cual analizaremos a continuación.

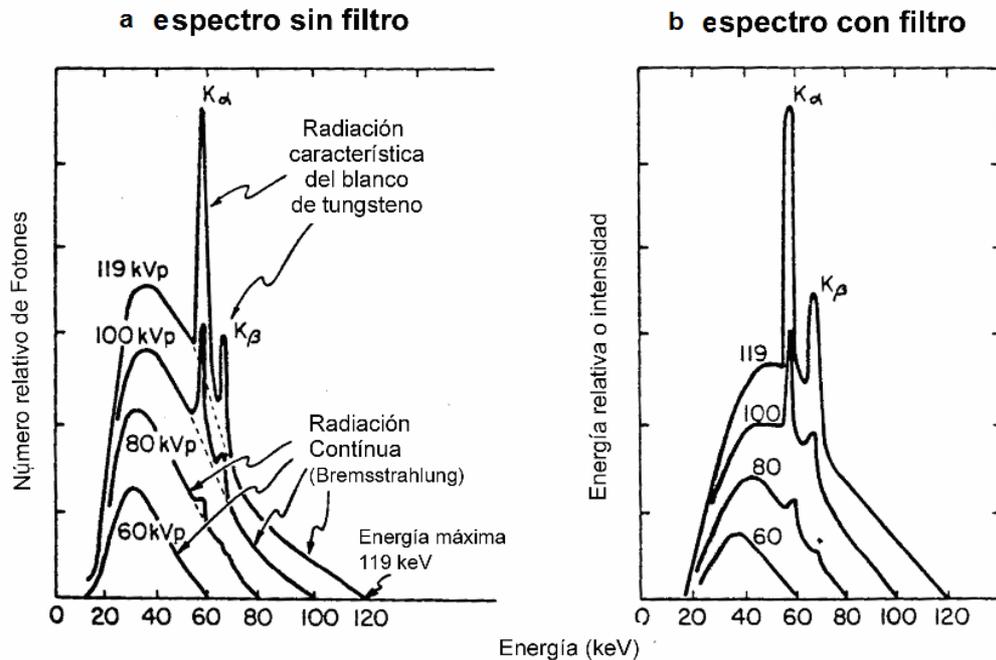
2.2.1 Espectro del haz de rayos x

"Todos los rayos x utilizados en la práctica del diagnóstico son haces heterogéneos constituidos por componentes duras y blandas, y el espectro de la radiación es continuo, es decir, que contiene longitudes de onda en una progresión ininterrumpida a partir de una longitud mínima determinada". (Vander, 1962.67)

En la siguiente figura observamos el espectro de energía del haz, el cual nos muestra el número relativo de fotones de rayos x generados por rango o nivel de energía del haz. Vemos la distribución espectral de los fotones emitidos por un tubo de diagnóstico excitado a 60, 80, 100 y 119 Kv. En el espectro se muestra una parte continua correspondiente a la radiación Bemsstrahlung, que es la conocida como radiación blanda. Las porciones discretas corresponden a la radiación característica denominada radiación dura.

La relación entre las graficas de los espectros, que se muestran es que: el espectro de la primera figura es el mismo de la segunda, luego de haber eliminado la radiación baja, al colocar un filtro de 2mm de Aluminio.

Figura 9. Espectro de un haz de rayos X



Fuente: Harold Johns y Robert Cunningham. **The physics of radiology**. Pág. 59

2.3 Filtración

En un haz de rayos x para diagnóstico pueden existir 2 tipos de filtración, uno de estos se conoce como filtración inherente y consiste en la absorción de las energías de rangos muy bajos, cuyos rayos son absorbidos por los materiales que forman el tubo de rayos x, como por ejemplo el vidrio, el aceite etc. Esta filtración es equivalente a un filtro de 0.5 mm a 1.0 mm de aluminio.

En diagnóstico ciertos rangos de energía del haz no son útiles, los cuales aumentan la razón de exposición del paciente, para eliminar esta radiación innecesaria se agrega un filtro conocido como filtración agregada o adherida.

2.4 Principios Físicos de la atenuación

El haz de rayos x al interactuar con la materia es atenuado. Dicha atenuación puede presentarse por dos distintos procesos, estos son: absorción y dispersión.

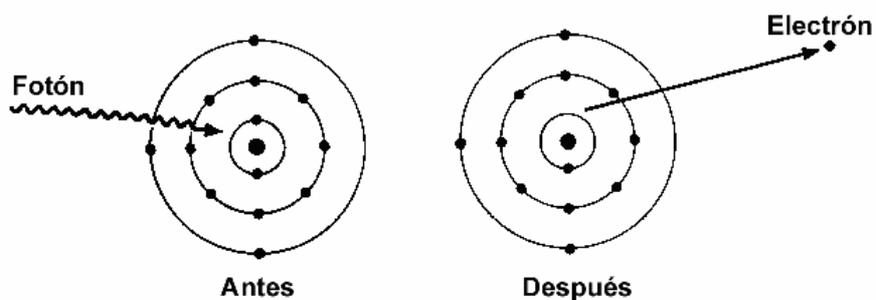
2.4.1 Absorción

La absorción de los rayos x se da por efecto fotoeléctrico, éste se presenta cuando los fotones del haz interactúan con los electrones de las órbitas de los átomos del material sobre el que se incide, los fotones al interactuar con los electrones les proporcionan energía de tal forma que éstos logran vencer su energía de amarre y adquirir además energía cinética con la cual salen de su órbita dejando un hueco, el cual es llenado por un electrón de otra órbita mas energética.

El electrón que cambia de una órbita a otra para llenar el hueco dejado, en su cambio emite rayos x conocidos como característicos, denominados así porque son rayos característicos de las órbitas en cuestión.

En este fenómeno los fotones del haz de rayos x son totalmente absorbidos por el material produciendo rayos x característicos y electrones secundarios.

Figura 10. Efecto fotoeléctrico



Fuente: Atam P. Arya. **Fundamentals of Nuclear Physics**. Pág 290.

2.4.1.2 Factores determinantes para la absorción

Para que se dé el fenómeno de la absorción por efecto fotoeléctrico deben tomarse en cuenta los siguientes factores:

2.4.1.2.1 Número atómico

La absorción de los rayos x esta determinada por la naturaleza o número atómico del material con el que se interactúa.

2.4.1.2.2 Densidad o concentración

Cuanto mayor es la densidad o concentración del material, mayor será la absorción del mismo, por lo que se da una relación directamente proporcional.

La manera en que influyen el número atómico y la densidad se pone de manifiesto, al comparar la absorción en tejido óseo y en tejido blando, la absorción en un hueso es 15 veces mayor que en el tejido blando.

2.4.1.2.3 Espesor de la sustancia

Existirá mayor absorción del haz de rayos x cuanto más espesa o gruesa sea la sustancia o material con el que se interactúe, por ejemplo, si un haz sufre una atenuación del 50 % al interactuar con 1 cm. de determinado material, en el siguiente centímetro de material sería absorbida aproximadamente la mitad del 50 % restante, en otras palabras luego de interactuar el haz con 2 cm. de dicho material obtendríamos aproximadamente 25 % del haz original y si hubiese más material seguiría atenuándose el haz de la misma manera. Una capa adicional del mismo grosor no atenúa exactamente la misma cantidad porque el espectro de rayos x cambia al interactuar con el material. Los fotones de más baja energía son absorbidos. Esto *endurece* el haz haciéndolo más penetrante.

2.4.1.2.4 Longitud de onda

Si los rayos x tienen una longitud de onda larga se les denominan rayos x blandos e inversamente si la longitud de onda es corta se conocen como rayos x duros, estos últimos tienen mejor y más penetración en el material con el que se interactúa a diferencia de los rayos x blandos.

2.4.2 Dispersión

El efecto fotoeléctrico es de gran importancia cuando se trabaja con energías bajas, como en el caso de los haces de rayos x para diagnóstico.

Cuando los rangos de energía aumentan decrece rápidamente la interacción de tipo fotoeléctrico y se presenta el fenómeno de dispersión. La atenuación del haz se da en parte por absorción (efecto fotoeléctrico) como vimos con anterioridad.

Cuando la energía del haz aumenta del rango de 60 Kv en adelante entonces aproximadamente el 50 por ciento del haz será absorbido por efecto fotoeléctrico y el resto del haz se dispersa en la sustancia o material con el que se interactúa, esta interacción se conoce como efecto Compton, la teoría de este fenómeno establece que: cada partícula sobre la que incide la radiación se convierte en el punto inicial de una nueva radiación, esta radiación es emitida en todas direcciones.

2.4.2.1 Fenómeno energético

Lo que sucede es que parte de la energía del haz es cedida al material, por lo que, pueden presentarse dos casos, uno cuando el haz emergente cambia su dirección y longitud de onda. El otro caso es cuando el haz cambia la dirección en la que se dispersa, sin cambiar su longitud de onda.

La radiación que cambia de dirección y longitud de onda se conoce como **dispersión modificada o dispersión Compton**, se le llamó así, dado que Compton fue el primero en describir este fenómeno, la radiación que ha sido desviada de su dirección original pero que posee la misma longitud de onda se conoce como **dispersión no modificada o coherente**.

2.4.2.2 A nivel atómico

A nivel atómico la cantidad de energía transferida por el fotón de rayos x al electrón con el que interactúe, dependerá de la energía del mismo y la geometría de la colisión. Cuanto mayor sea la energía poseída por el fotón y la colisión sea más central, mayor será la energía transferida al electrón y mayor el cambio de longitud de onda asociado al fotón.

El electrón desplazado se proyectará hacia adelante en forma oblicua y el fotón según su incidencia, resultará dirigido oblicuamente hacia adelante, lateralmente o hacia atrás si es una colisión directa.

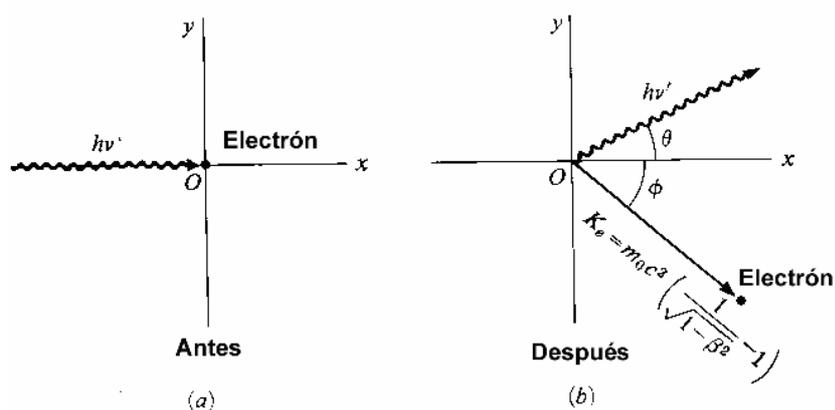
Si el fotón de rayos x incidente es de baja energía, éste no transfiere energía al átomo, simplemente rebota y se dispersa en todas direcciones, sin cambiar su longitud de onda.

2.4.2.3 Factores determinantes para la dispersión

El número de electrones Compton aumenta al disminuir la longitud de onda, es decir, con tensión creciente.

La atenuación Compton es independiente del número atómico Z , esta dependerá del número de electrones por cm^3 del absorbente.

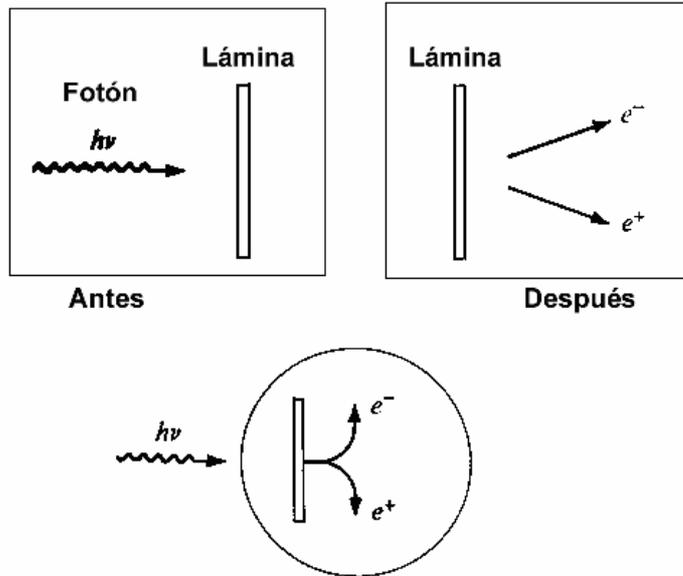
Figura 11. Efecto Compton



Fuente: Atam P. Arya. *Fundamentals of Nuclear Physics*. Pág 294

Puede presentarse otro fenómeno de dispersión conocido como creación de pares y este se da cuando el rango de energía utilizado es muy alto, como en radioterapia y radiografía industrial.

Figura 12. Producción de pares



Fuente: Atam P. Arya. **Fundamentals of Nuclear Physics**. Pág 298.

3. CONTROL DE CALIDAD EN EL FUNCIONAMIENTO DE UNA MÁQUINA DE RAYOS X PARA DIAGNÓSTICO

El control de calidad en radiodiagnóstico tiene como objetivo mejorar la consistencia en la calidad de las radiografías producidas, con el fin de disminuir repeticiones.

El minimizar la razón de repeticiones redundante en un beneficio profesional, biológico y económico. El monitoreo de la unidad radiográfica o equipo para radiodiagnóstico es uno de los factores del control de calidad. A este tipo de control se le conoce como control de calidad en el funcionamiento de una máquina de rayos x.

3.1 Factores determinantes

Los factores que son determinantes para el buen funcionamiento del equipo de rayos x son:

1. Kilovoltaje
2. Miliamperaje
3. Tiempo de exposición
4. Consistencia del mAs.
5. Centrado del haz
6. Tamaño del punto focal
7. Tamaño del campo
8. Filtración
9. Contacto pantalla intensificadora y película

10. Chasis

Algunos de estos factores son influenciados por la calibración del generador de rayos x y por el cambio que se dé en esta calibración con el transcurso del tiempo.

3.2 Métodos de medición

Existen procedimientos y rutinas simples, no para reparar sino para identificar problemas de funcionamiento en el equipo de rayos x. Según los instrumentos utilizados para verificar el equipo, se puede medir el mismo utilizando 2 métodos distintos. El primero es el método invasivo, en el cual las mediciones que se hacen son internas y requieren el servicio de una persona calificada. El segundo es el método no invasivo, en este método los instrumentos empleados son fáciles de manejar e interpretar, tanto que las mediciones pueden ser efectuadas por un técnico.

En nuestro caso describiremos los instrumentos utilizados para la medición de los diferentes factores, aplicando el método no invasivo.

3.2.1 Kilovoltaje

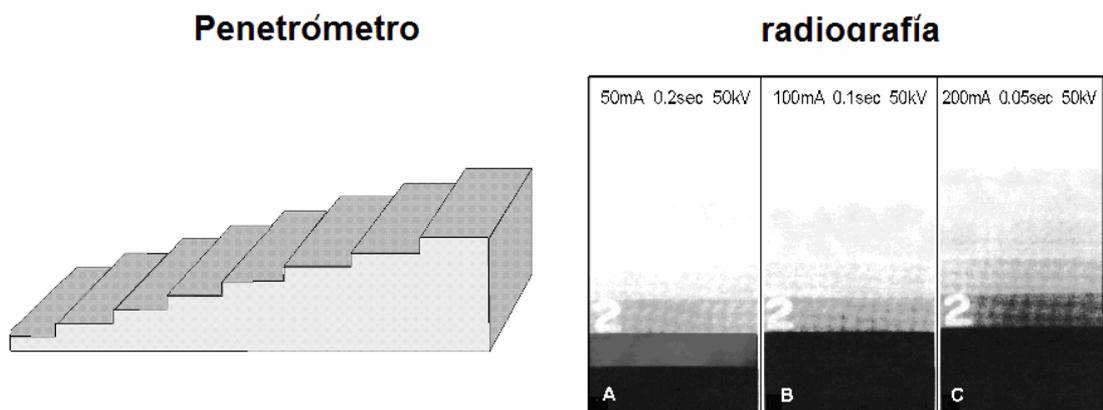
Para determinar el kilovoltaje real de la máquina y su coincidencia con la lectura del panel de control, pueden utilizarse 3 diferentes instrumentos, estos son:

3.2.1.1. Penetrómetro

De los tres diferentes instrumentos éste es el menos exacto. La consistencia del kilovoltaje se examina seleccionando un kilovoltaje y mAs fijos, se hacen varias exposiciones variando el miliamperaje y el tiempo de exposición de tal forma que la consistencia (mAs) se mantenga constante. El resultado obtenido en la película mostrará la radiografía de las distintas escalas del penetrómetro. Si existe consistencia en el kilovoltaje, la película mostrará aproximadamente la misma densidad y contraste entre las diferentes escalas.

En la siguiente figura vemos un penetrómetro que está formado por placas de metal en forma escalonada, el mismo al ser radiografiado muestra diferentes escalas de absorción según el grosor de la placa, también vemos una radiografía del mismo, luego del análisis de la consistencia del kilovoltaje en un equipo de rayos x.

Figura 13. Penetrómetro y su radiografía



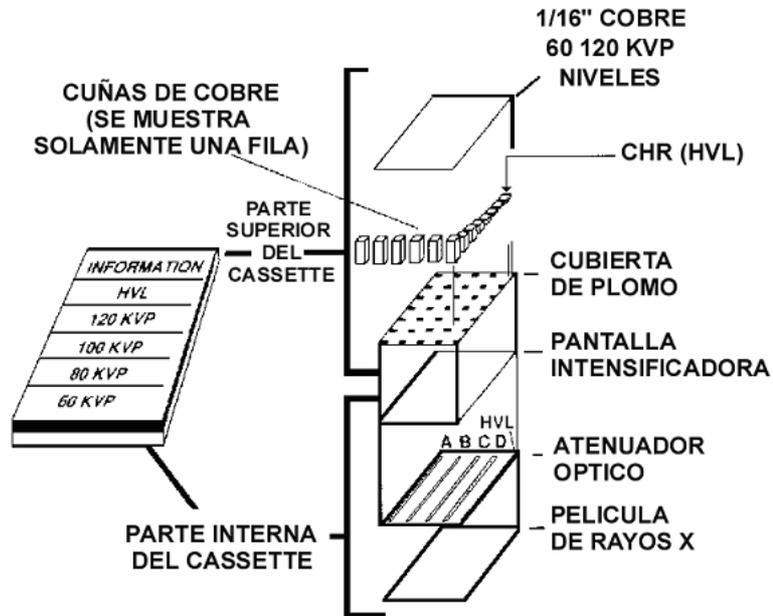
Fuente: Marianne Tortocici. **Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control.** Pág. 90

3.2.1.2. Wisconsin Cassette

Este equipo está diseñado para medir el pico del kilovoltaje y el HVL. El Cassette opera en base a los conceptos de rayos x y atenuación de la luz. La parte externa del cassette tiene 3 capas o láminas de cobre (1/16”), un penetrómetro por escalas y una plancha de plomo con agujeros.

La parte interna del cassette contiene una pantalla intensificadora debajo de la cual existe un atenuador óptico. La lámina de cobre cubre totalmente la sección del cassette excepto el área titulada HVL. El propósito de la plancha de cobre, es absorber las longitudes de onda altas o energías bajas del haz. Esto provee un haz con un coeficiente de atenuación casi lineal. Esta relación es útil para obtener una base matemática para plotear la densidad radiográfica y así determinar el pico del kilovoltaje. El cassette es más exacto cuando se emplea para analizar equipos trifásicos. Es recomendable calibrar el cassette cada 2 años para obtener siempre buenos resultados. A continuación tenemos un esquema que nos muestra la forma en que está estructurado un cassette de este tipo.

Figura 14. Diagrama del cassette Wisconsin



Fuente: Marianne Tortocici. Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control. Pág. 51

Los resultados entre las diferentes escalas del cassette pueden encontrarse por interpolación como se muestra en la siguiente tabla.

Tabla II. Medición de densidad por interpolación

Paso No.	Densidad óptica por paso	Densidad óptica de referencia
7	1.44	1.35
8	1.29	1.35

Valor interpolado = $7 + ([1.44 - 1.35])/([1.44 - 1.29]) = 7.6$

Fuente: Joy M. McLemore. **Quality assurance**

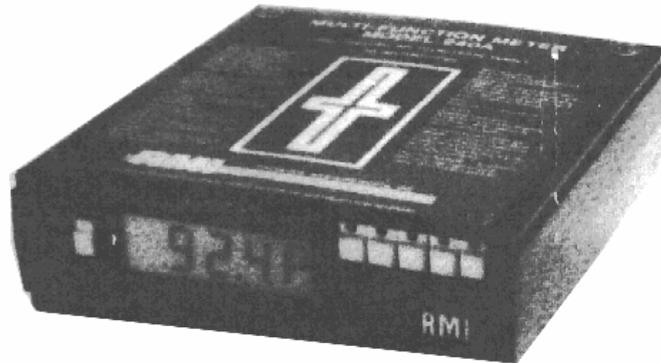
3.2.1.3 Multímetro digital

Este es un dispositivo electrónico, el mismo es muy sensible a la intensidad del haz. El voltímetro se puede ajustar para medir un determinado rango de exposición. Al contar con un osciloscopio el voltímetro puede proveer una señal gráfica de la forma de onda.

La información obtenida con el voltímetro es similar a la generada por el cassette Wisconsin, sin embargo es más fácil de utilizar que el cassette, dado que no requiere una película ni proceso para obtener el resultado final.

También existe la ventaja de que el voltímetro tiene multifunciones, con las que puede medirse además del kilovoltaje, el tiempo, miliamperaje, linealidad y exposición relativa. A continuación se muestra un voltímetro digital.

Figura 15. Multímetro digital



Fuente: Marianne Tortocici. Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control. Pág. 93

3.2.2. Miliamperaje

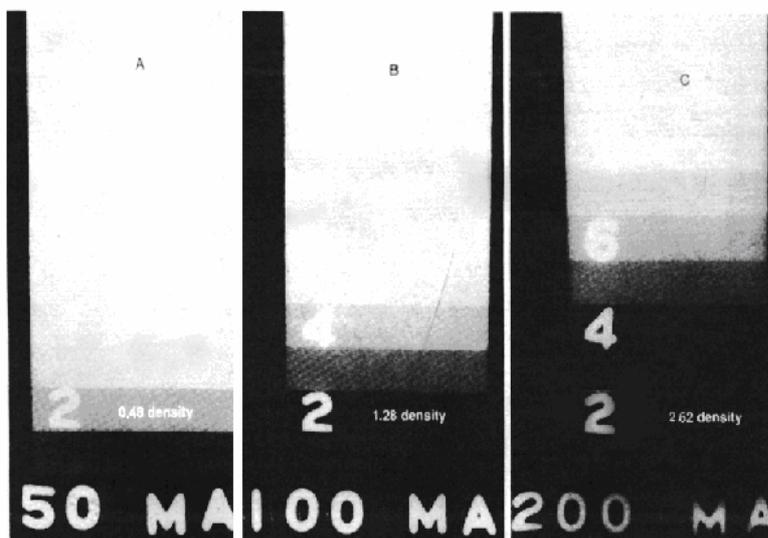
El miliamperaje puede inferirse comúnmente con un penetrómetro o bien con un dosímetro (cámara de ionización). No se mide directamente con estos métodos ya que, como se mencionó, en el primer capítulo, la corriente del tubo es directamente proporcional a la intensidad del haz. Entonces el penetrómetro o la cámara de ionización, al medir la intensidad del haz proporcionan al menos una idea del comportamiento de la corriente del tubo.

Con el penetrómetro se infiere el miliamperaje basándose en las diferentes densidades obtenidas en una película. Con el dosímetro se determina el miliamperaje en base a las diferentes dosis medidas.

Son tres los principios que pueden medirse con este equipo, el primero es la reciprocidad o consistencia, este principio y su análisis se desarrolla en el inciso 3.2.5.

El segundo principio es la linealidad en el miliamperaje, esta se determina variando los valores de miliamperaje, manteniendo constantes los otros factores, en las radiografías obtenidas se mostrará la relación lineal entre la variación de la intensidad y la variación en la densidad de la radiografía obtenida, como se muestra en la siguiente figura.

Figura 16. Radiografía del penetrómetro (linealidad)



Fuente: Marianne Tortocici. *Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control*. Pág. 95

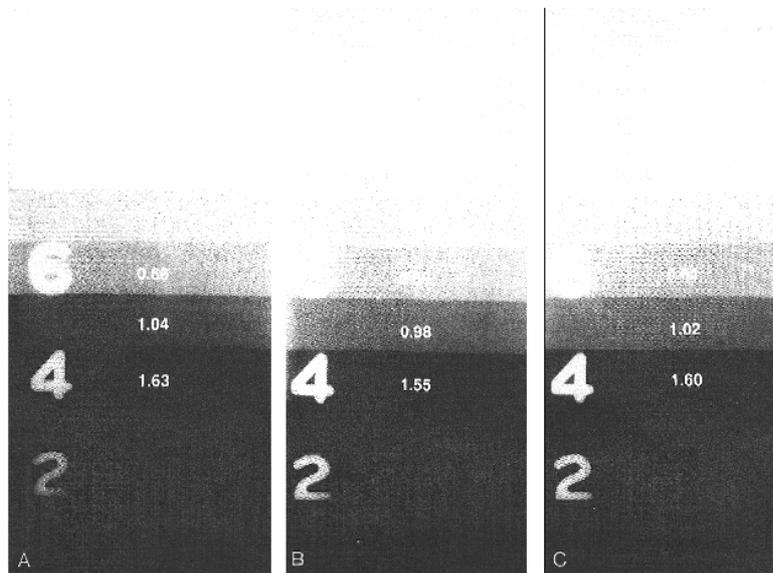
En esta radiografía los valores que se utilizaron fueron 59 kpv, 0.2 seg, y se variaron los valores de miliamperaje según se muestra.

Como podrá notarse al doblar el miliamperaje de A a B hubo un incremento de 167% en la densidad (67% más de lo esperado).

Al duplicar el miliamperaje de B a C se incrementó la densidad en un 104% lo cual esta dentro del límite normal. Además es importante mencionar que para obtener un dato exacto de las variaciones en la densidad se ha utilizado un densitómetro.

El tercer principio conocido como reproducibilidad consiste en determinar si para cada valor de miliamperaje, el equipo produce una salida igual entre una exposición y otra, para este propósito se hacen varias exposiciones con los mismos valores. Es importante mencionar que la exposición en un equipo determinado debe ser reproducible en $\pm 5\%$, por lo que es permisible una desviación de 0.05 en la densidad entre una exposición y otra. En la siguiente figura se observa la radiografía de un penetrómetro luego de múltiples exposiciones con los mismos valores (50 kVp, 100 mA y 0.2 segundos) mostrando similar densidad para las tres exposiciones. (Tortocici, 1992.99)

Figura 17. Radiografía del penetrómetro (exposición)



Fuente: Marianne Tortocici. *Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control*. Pág. 99

Aparte de los instrumentos que se pueden utilizar para verificar que el miliamperaje esta correcto, deben cumplirse al menos las siguientes 4 condiciones:

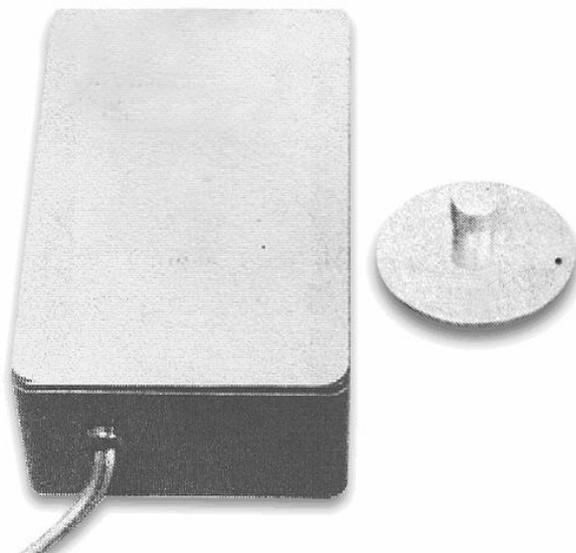
- El equipo opera adecuadamente
- El temporizador funciona con exactitud
- Existe reciprocidad
- El kilovoltaje es exacto

3.2.3. Tiempo de exposición

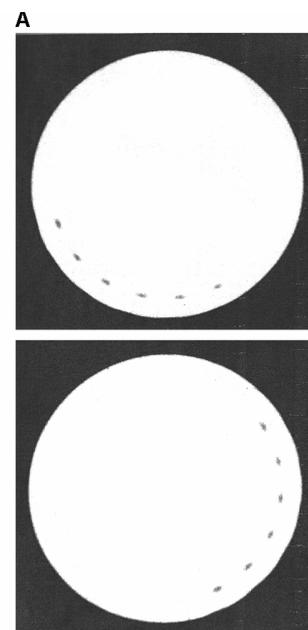
La detección de la precisión en el tiempo de exposición en un equipo de rayos x, en las últimas décadas se obtiene gracias al desarrollo de discos giratorios por medio de los cuales se logra determinar con mucha facilidad.

El disco giratorio utilizado tiene una capa de plomo, además de contener en su superficie una hendidura o agujero, del tal forma que al girar con una frecuencia determinada (por ejemplo 1 rpm.) accionado por un motor eléctrico, permite que en la película colocada debajo del mismo quede grabado un arco o ángulo girado durante el tiempo de exposición. Por ejemplo $\frac{1}{4}$ de segundo producirá un arco de 90 grados sexagesimales. ($90/360 = \frac{1}{4}$) . ver figura del disco giratorio y la película obtenida. (Este disco giratorio puede utilizarse para analizar equipos monofásicos o trifásicos).

Figura 18. Equipo de disco giratorio y radiografía



Fuente: Quinn B. Carroll. Fuchs's Radiographic Exposure, Processing and Quality Control. Pág. 388

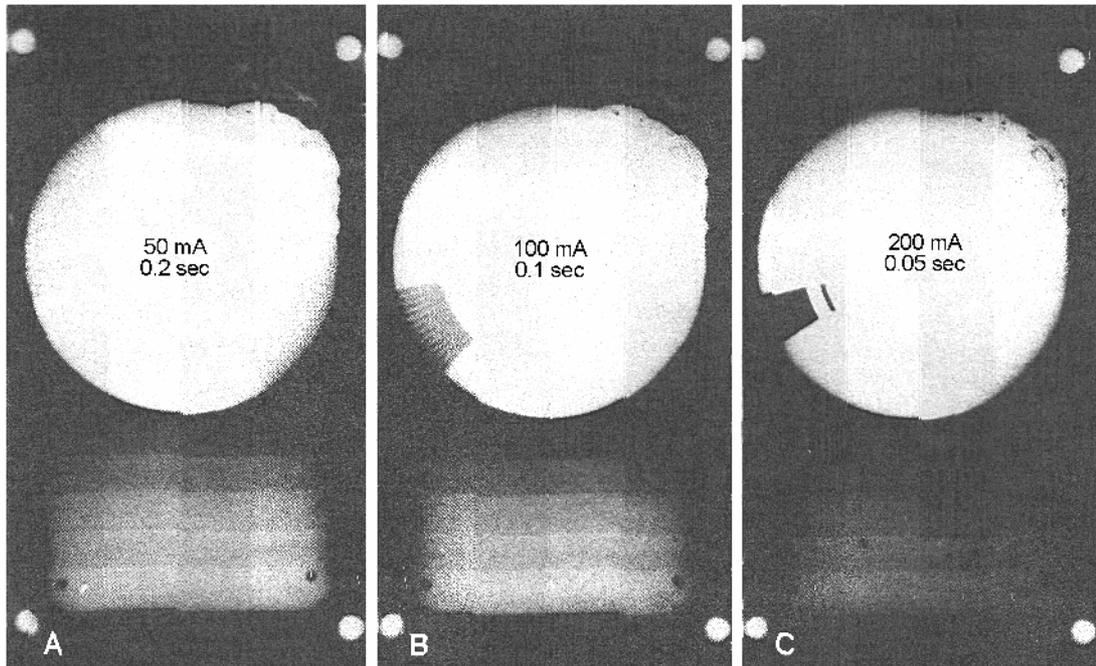


Fuente: Marianne Tortorici. Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control. Pág. 65

En la radiografía A como vemos la película revela una serie de puntos, donde cada punto representa un pulso provocado por los fotones del haz de rayos x, la cantidad de puntos en la radiografía depende del tiempo de exposición y del número de pulsos por ciclo (determinado por el tipo de rectificación en la máquina). Para saber la cantidad de puntos que deberán aparecer en la radiografía: se multiplica el tiempo de exposición por la frecuencia del haz por la cantidad de impulsos por ciclo. Se considera en buen estado el equipo si el número de puntos esta dentro del límite de ± 1 del número esperado.

También puede utilizarse un disco que viene equipado con un motor síncrono el cual rota con una frecuencia de una revolución por segundo, este disco tiene dos hendiduras, las radiografías obtenidas con este tipo de disco son como se muestra a continuación, con los diferentes valores de miliamperaje y tiempo.

Figura 19. Radiografías de disco con motor síncrono



Fuente: Marianne Tortorici. **Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control**. Pág.66

Para utilizar el disco podemos seguir los pasos siguientes:

1. Se coloca el cassette o disco a una distancia de 1 m.
2. Se ajusta el colimador del equipo para incidir sobre el disco.
3. Se hacen 3 exposiciones, utilizando 80 kVp para equipos monofásicos y 70kVp para equipos trifásicos. En ambos casos el valor de la consistencia mAs debe ser constante, variando los valores de miliamperaje y tiempo.
4. Para evaluar los resultados se utiliza un transportador que viene con el equipo, así puede fácilmente determinarse la relación ángulo tiempo. Ver figura del transportador y la tabla con los límites permitidos en la determinación del arco y el tiempo.

Tabla III. Determinación de arco

Tiempo	Ángulo Correcto (Grados)	Ángulo Permitido (Grados)
1/5	73	67– 81
1/10	37	34.5 – 41.5
1/20	19	18.5 – 21.5
1/30	13	13 – 15

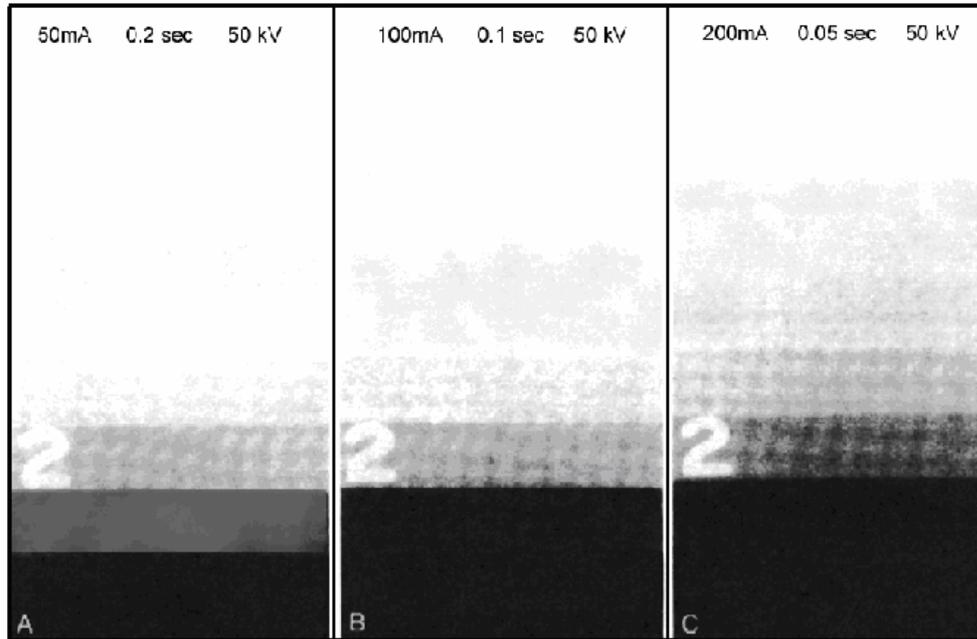
Fuente: Joy M. McLemore. **Quality assurance in diagnostic radiology**. Pág.126

3.2.4. Consistencia (mAs)

La consistencia o reciprocidad en un equipo estará bien si se obtienen los mismos valores de exposición, utilizando los mismos mAs, combinando diferentes valores de miliamperaje y tiempo.

Todos los demás factores o parámetros deberán mantenerse constantes. Por ejemplo puede obtenerse una exposición con el valor de 20 mAs si los valores de miliamperaje y tiempo son: 200 mA y 0.1 (1/10) segundos respectivamente, o bien 400 mA y 0.05 (1/20) segundos. Los resultados obtenidos mostrarán salidas similares, para cada exposición hecha, si la consistencia funciona correctamente en el equipo analizado. Si utilizamos un penetrómetro para determinar la consistencia podremos obtener una radiografía similar a la mostrada a continuación:

Figura 20. Radiografía del penetrómetro (consistencia)



Fuente: Marianne Tortocici. Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control. pág. 90

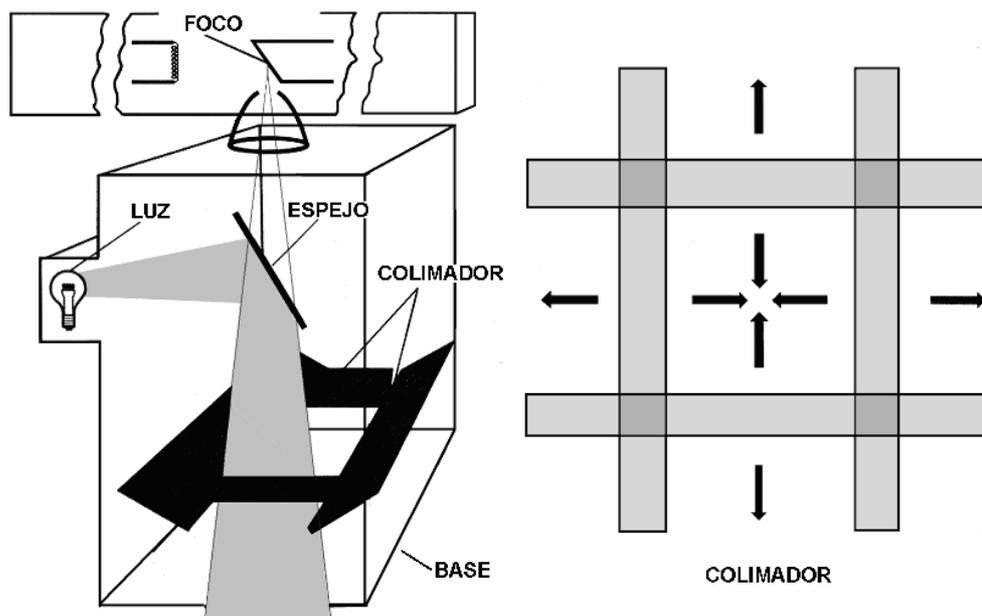
3.2.5. Tamaño y centrado del haz

El tamaño del campo es determinante debido a que si éste es mayor al indicado el paciente será expuesto a radiación innecesaria, si el campo es menor, partes de interés pueden dejarse fuera del área irradiada, por lo que probablemente se harán repeticiones innecesarias.

Debido a estas consecuencias es imperativo que el tamaño del haz sea el indicado en el tablero de control. Se recomienda que las dimensiones del campo estén entre $\pm 2\%$ del SID utilizado (2 cm a 100 cm SID) esto debe coincidir según el control de distancia conocida.

El tamaño del campo de rayos x y la luz de la máquina que indica la delimitación del campo, pueden tener diferente tamaño debido a la posición de la bombilla interna del tubo de rayos x, la posición del espejo, así mismo puede deberse a la posición del colimador en la cabeza del tubo de rayos x. En la siguiente figura vemos la disposición de los factores mencionados.

Figura 21. Esquema del equipo



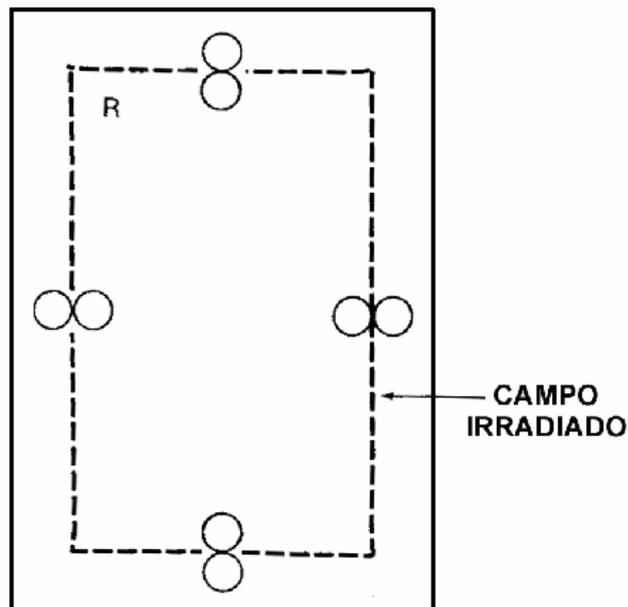
Fuente: Marianne Tortorici. **Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control**. Pág. 108

Para verificar el tamaño real del campo se puede colocar en la mesa de la máquina algunos objetos que delimiten el perímetro mostrado por la luz propia de la máquina, la cuál indica el tamaño del haz. Los objetos a utilizarse pueden ser alambres, clips o monedas. Luego de una exposición en la radiografía obtenida, se miden las dimensiones del campo a partir del centro de la radiografía, utilizando una regla graduada, de esta manera se tendrán las dimensiones reales del tamaño del campo para verificar si están dentro del límite del 2 % SID requerido, además se puede comparar la

medida registrada en la película con las dimensiones indicadas por los datos del colimador en la máquina. Si existe discrepancia entre dichas medidas puede deberse a corrimiento del colimador por lo que deberá darse servicio al mismo.

A continuación se muestra un diagrama que indica cómo pueden colocarse 8 monedas delimitando el tamaño del campo sobre la base del sistema de centrado de la máquina. (Ver figura 22).

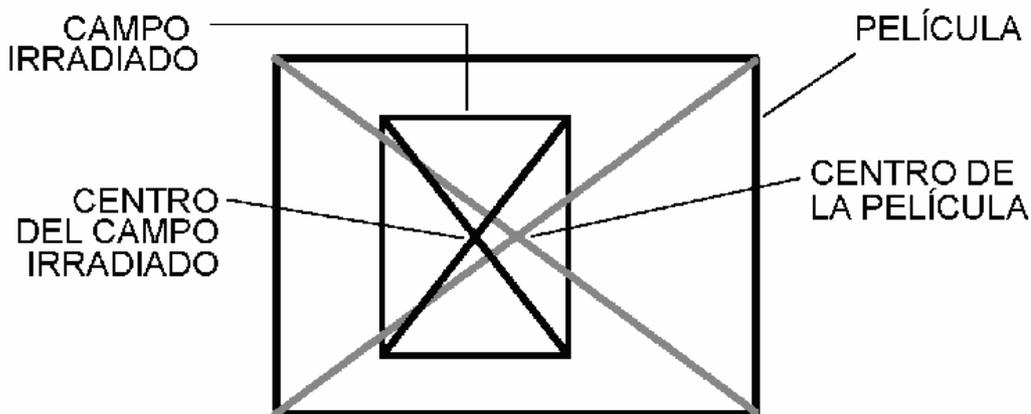
Figura 22. Diagrama para centrar el haz



Fuente: Joy M. McLemore. **Quality assurance in diagnostic radiology**. Pág. 130

El centrado del haz se determina comparando el centro del rectángulo formado por la luz del equipo y el rectángulo formado en la película, estos centros tienen como límite aceptable un 1 % de desviación, por ejemplo esta desviación es de 1 cm si la distancia SID es de 100cm. (Ver figura 23).

Figura 23. Diagrama de comparación para centrar el campo

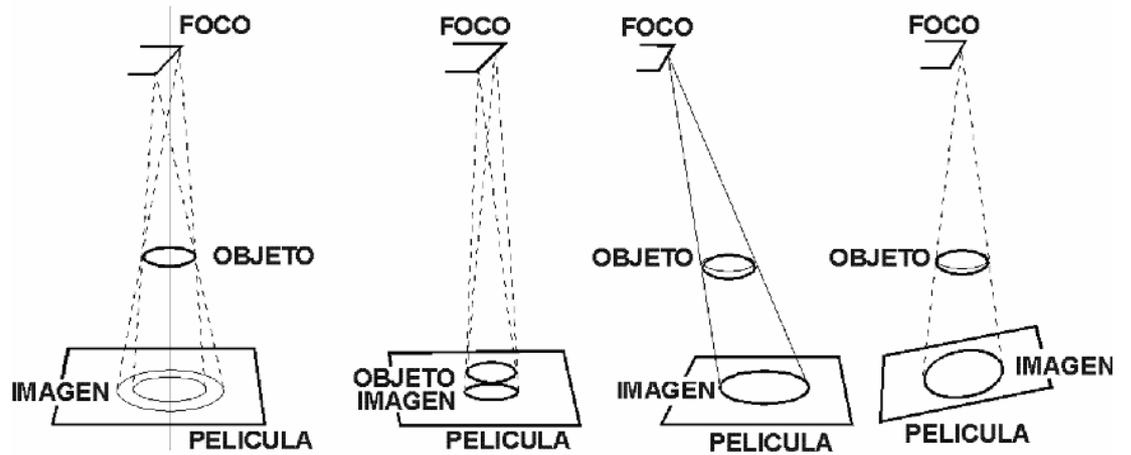


Fuente: Marianne Tortocici. **Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control.** Pág. 307

3.2.6. Alineación del haz

La alineación vertical del haz a 90° respecto de la mesa y del plano de la película es de suma importancia ya que si este no está alineado correctamente puede obtenerse radiografías distorsionadas, esquemáticamente vemos en la siguiente figura dicho problema.

Figura 24. Alineación y centrado del haz



Fuente: Joy M. McLemore. Quality assurance in diagnostic radiology. pág. 142

Para verificar la alineación o centrado del haz, se ha dispuesto un equipo sencillo formado por un cilindro plástico con dos esferas de acero, de 1/16" de diámetro. Las esferas están colocadas a una distancia de 6" entre sí en el eje central del cilindro. (Ver figura 25).

Figura 25. Cilindro para alineación



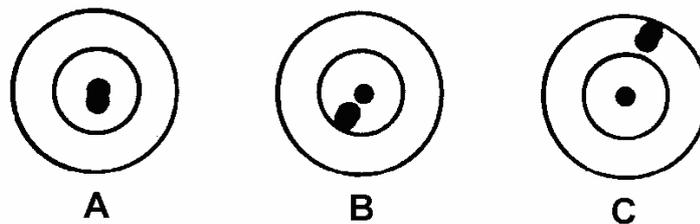
Fuente: Marianne Tortocci. **Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control.** Pág. 307

Para usar el cilindro, deberá colocarse verticalmente sobre la mesa del equipo de rayos x, utilizando la luz de centrado de la máquina. Para alinear correctamente el sistema de cilindro y esferas, se puede colocar un papel sobre el que se proyectarán las esferas sobrepuestas en el momento en que la alineación sea la correcta.

Luego se obtiene la radiografía del sistema, la cual mostrará dos círculos, uno interno y otro externo. Si el haz está correctamente centrado las esferas en la radiografía estarán sobrepuestas en el centro de los círculos (ver fig 26A). De esta forma lo que se confirmará es que el haz será perpendicular con un límite máximo de 0.5° de desviación.

Si en la imagen obtenida las esferas no están sobrepuestas, pero si están dentro del límite del círculo interno (ver figura 26B) El haz estará aproximadamente a 1.5° de la línea perpendicular. Si las esferas se encuentran entre los límites del círculo externo e interno el equipo está desalineado y deberá corregirse. (Ver fig. 26C).

Figura 26. Esquema de radiografía para alineación



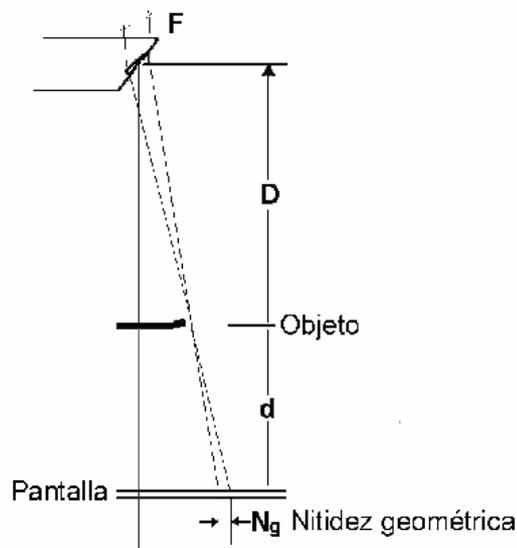
Fuente: Joy M. McLemore. **Quality assurance in diagnostic radiology**. Pág. 133

3.2.7. Punto focal

Un factor influyente en los detalles obtenidos en la imagen de rayos x final, es el tamaño del punto focal del tubo de rayos x. El menor detalle en la imagen se traduce en menor nitidez geométrica. Esta nitidez depende también de las distancias del foco al paciente y del paciente a la película, a continuación podemos ver la manera en que estas distancias pueden hacer variar la nitidez de la imagen final.

La nitidez: disminuirá al incrementar la distancia (d), y aumentará al aumentar la distancia (D). La nitidez puede determinarse por la fórmula : $N_g = F(d/D)$ donde N_g es el grado de nitidez obtenido en la radiografía y F es el tamaño del foco.

Figura 27. Relación del tamaño focal F y nitidez geométrica



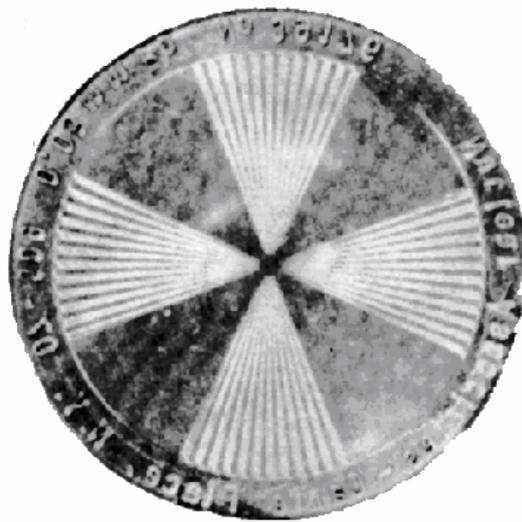
Fuente: **Quinn B. Carroll, Funchs's radiographic exposure, processing and quality control pág. 207**

El tamaño del punto focal está especificado por el fabricante del equipo, sin embargo es necesario examinar el tamaño del mismo al instalar el equipo y verificar la constancia del mismo en intervalos de tiempo regulares. Esta verificación puede hacerse utilizando tres métodos diferentes que son: El método de la plantilla en forma de estrella, el método de la placa perforada y el método con el equipo Wisconsin.

5.2.8. Método de plantilla en forma de estrella

Se utiliza una plantilla de metal que tiene perforaciones en forma de una estrella. (Ver figura Fig. 28).

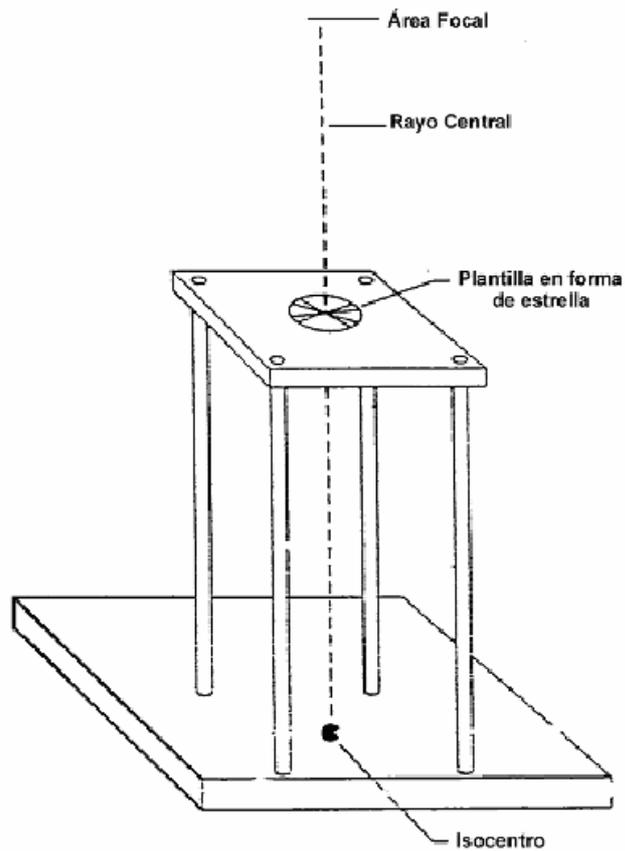
Figura 28. Plantilla de metal en forma de estrella



Fuente: Quinn B. Carroll. *Fuchs's radiographic exposure, processing and quality control*. Pág. 400

El método siguiente es el que proporciona mejor precisión en la determinación del tamaño del foco. Se recomienda colocar la plantilla a una distancia de 12 pulgadas de la película y a 2 pulgadas SID (distancia fuente imagen). El eje medio debe estar alineado longitudinalmente con el tubo de rayos x o isocentro no diagonalmente. Vea el esquema de la disposición de la plantilla en la figura 29.

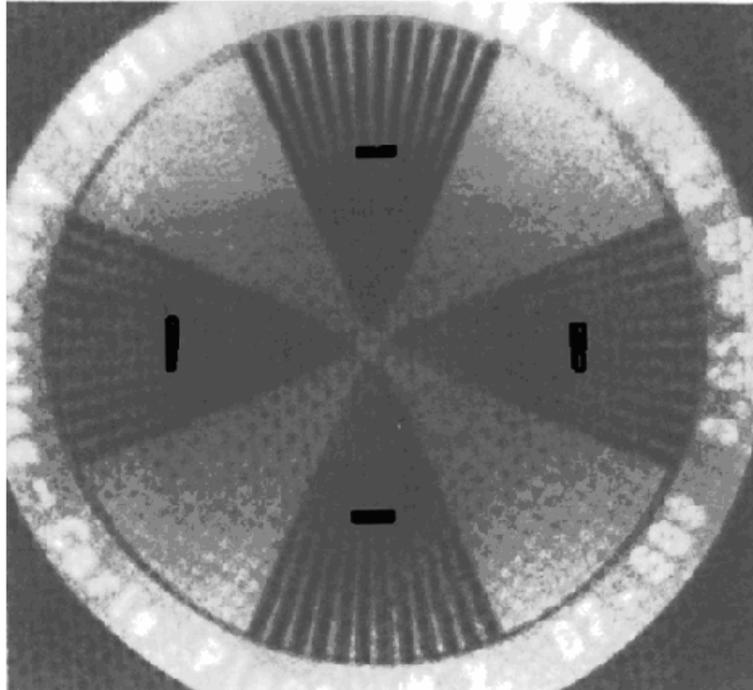
Figura 29. Esquema de análisis área focal



Fuente: NCRP Report No 99. **Quality for diagnostic imaging, pág. 22**

Luego de colocar la plantilla se efectúa una exposición y se procesa la radiografía, la mancha que indica el tamaño del foco se obtendrá en la radiografía final. (Ver figura 30).

Figura 30. Radiografía de plantilla en forma de estrella



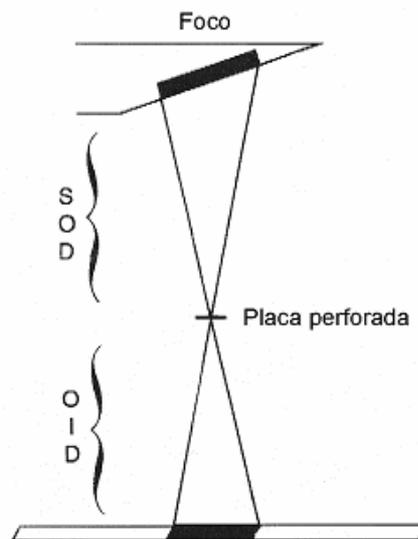
Fuente: Quinr B Carroll. **Fuchs's radiographic exposure, processing and quality control**. Pág 400

La radiografía muestra la parte interna del foco, desde el centro hasta el primer punto donde las líneas pares son indistinguibles. Se han colocado marcas indicando donde están estos puntos en la mancha o marca borrosa, en cada uno de los brazos de la estrella. Utilizando una regla milimetrada se mide la distancia entre los pares de marcas a través del patrón de longitud y ancho. Si el patrón observado o filmado está dentro del límite de dos grados de arco por línea, entonces estas medidas se multiplican por el factor 0.035 para obtener el tamaño actual (longitud y ancho) del punto focal.

3.2.9. Placa perforada

Es una placa con una perforación en el centro, la misma debe colocarse entre la película y la fuente del tubo exactamente. Por esta causa resultará un factor de magnificación de uno. El tamaño proyectado será el tamaño real del foco. Este método es menos preciso que el de la plantilla con forma de estrella además de ser menos práctico ya que se requiere para obtener buenos resultados, una excesiva exposición por lo que con mayor facilidad se puede dañar el ánodo del tubo de rayos x.

Figura 31. Esquema placa perforada

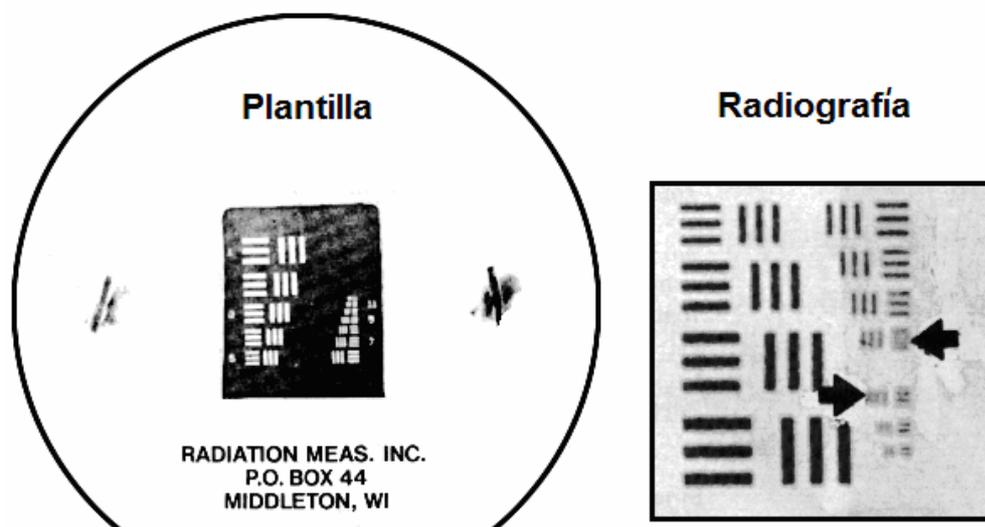


Fuente: Quinn B. Carroll. *Fuchs's radiographic exposure, processing and quality control*. Pág.402

3.2.10. Equipo Wisconsin

El equipo Wisconsin para medir el foco es una plantilla de metal con perforaciones en forma de líneas verticales y horizontales, dicha plantilla debe colocarse a una distancia de 6 pulgadas de la película y debe hacerse una exposición a 24 pulgadas SID. Al igual que con la plantilla en forma de estrella, la radiografía mostrará las dimensiones del foco, por medio de los grupos de líneas, las cuales al hacerse indistinguibles nos indican que el grupo anterior al que está borroso es la máxima resolución. El resultado puede obtenerse consultando una tabla, por medio de la cual podremos saber los datos pertinentes al foco. En la Figura 3.22 A y B se muestran la plantilla y una radiografía obtenida con la misma.

**Figura 32 Plantilla Wisconsin
para medir área focal
y su radiografía**



Fuente: Quinn B. Carroll. Fuchs's radiographic exposure, processing and quality control. Pág. 402

Observe que en la radiografía que se obtuvo en este caso particular (fig. 32), las líneas borrosas señaladas con flechas indican el tamaño del foco, mostrando que el mismo difiere en longitud y ancho.

Finalmente tenemos que existen ciertas especificaciones establecidas para el tamaño del foco y los ejes de un equipo de rayos x, a continuación se muestran las mismas.

Tabla IV. Especificaciones del tamaño focal

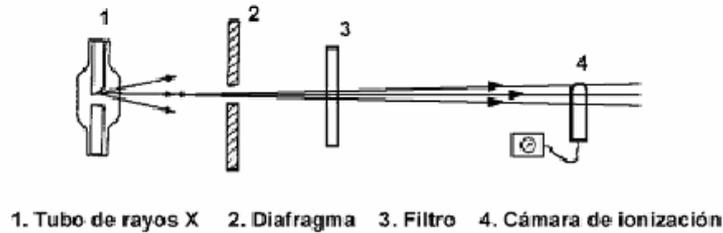
Tamaño nominal f del foco en milímetros	Rango de tolerancia del tamaño del foco	
	Perpendicular al eje ánodo-cátodo	Paralelo al eje ánodo-cátodo °
f < 0.8	f a 1.5f	f a 1.71f
0.8 < f < 1.5	f a 1.4f	f a 1.57f
f > 1:5	f a 1.3f	f a 1.43f

° Incluye un factor de corrección de 0.7 por la distribución de intensidad en esta dirección.

3.2.9 Filtración

Para determinar si la filtración de un haz de rayos x es la apropiada, debe conocerse la calidad del haz. Esta puede conocerse utilizando el equipo mencionado en la sección 3.2.1.2, o bien puede medirse en forma sencilla utilizando una cámara de ionización y diferentes filtros de aluminio de un espesor conocido, la disposición de estos elementos con el tubo de rayos x se muestra a continuación.

Figura 33. Diagrama para determinar la CHR (HVL)



Fuente: J. Vander Plaats. La técnica médica en los rayos X. Pág.84

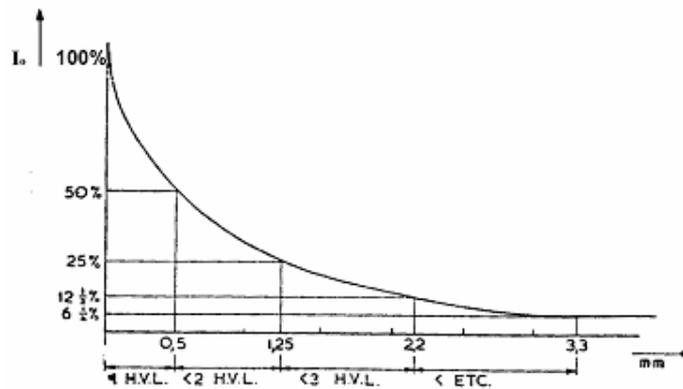
“En un punto determinado del haz se mide la salida del tubo de rayos x (en R/min) para una serie de filtros diferentes, de espesor creciente pero por lo demás arbitrario, habiéndose medido primero el régimen de dosis en el mismo punto y sin filtro alguno en el haz. Los resultados de tal medida se representan en un gráfico.” “ En este gráfico se puede leer el espesor exacto del filtro necesario para reducir la intensidad de radiación a la mitad de su valor inicial.” (Plaats. 1962.84)

Por medio de este método la determinación de la capa hemirreductora de un haz de rayos x puede proporcionar resultados muy exactos. Otro método similar al anterior pero no tan exacto consiste en introducir filtros de un espesor conocido, uno después del otro hasta lograr un espesor tal que reduzca a la mitad el régimen de dosis inicial.

En la gráfica de los datos obtenidos con los métodos mencionados, usualmente se indican los puntos de 50% y 25%. Al punto de 50% se conoce como primera capa hemirreductora (CHR) y al de 25% segunda capa hemirreductora, a la relación entre la segunda y primera capa hemirreductora se le ha denominado grado de heterogeneidad (H).

La calidad de un haz puede expresarse adecuadamente por medio de sus capas hemirreductoras y su grado de heterogeneidad.

Figura 34. Gráfica CHR (HVL)

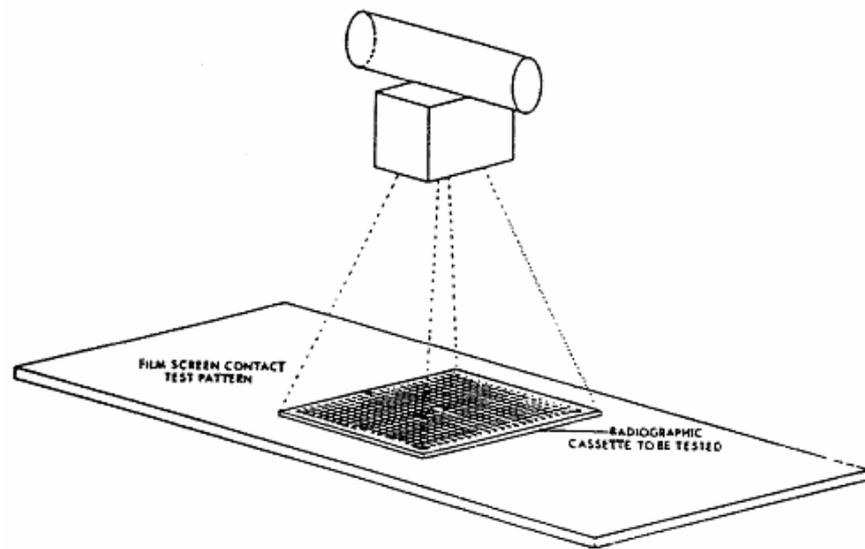


Fuente: J. Vander Plaats. La técnica médica en los rayos X. Pág.83

3.2.10. Contacto pantalla intensificadora y película

El buen contacto de pantalla intensificadora y película puede ser evaluado colocando una malla de alambre hecha específicamente para este propósito. Esta pantalla de alambre se coloca sobre la mesa como se indica.

Figura 35. Ilustración del equipo para análisis del contacto película pantalla



Fuente: NCRP Report No. 99. Quality for diagnostic imaging. Pag.28

Luego de una exposición de 20–30 mAs y 60–70 kVp. Después de procesada la película, se examina a una distancia aproximada de 9 pies. Un mal contacto en la pantalla es indicado por regiones con densidad no uniforme, y poca nitidez en la definición de la imagen. Un buen contacto se mostrará por mejor nitidez y lógicamente por una densidad uniforme de la imagen.

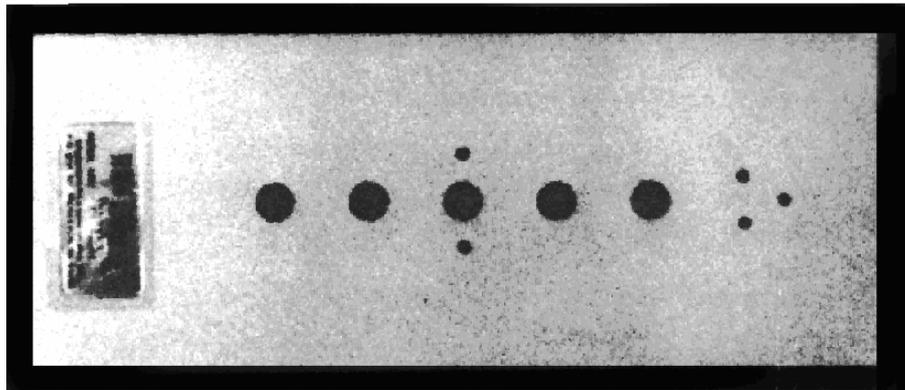
3.2.11. Chasis

El haz de rayos x que incide sobre el paciente emerge del mismo conteniendo radiación primaria y radiación dispersa. La radiación primaria es la que atraviesa al paciente y contiene la información con que se forma la imagen radiográfica. La componente de radiación dispersa se forma debido a la interacción de la radiación primaria con el paciente, esta radiación dispersa puede interferir en la formación correcta de la imagen radiográfica, provocando sombras y tonalidades grises.

Una forma de remover la radiación dispersa es colocando una rejilla metálica entre el paciente y el casete de grabación. La primera rejilla de este tipo fue desarrollada por Gustave Bucky en 1913. Desde entonces esta rejilla denominada Bucky forma parte importante del proceso de formación de la imagen radiográfica.

El control de la alineación o centrado del chasis o rejilla se hace utilizando una delgada hoja de plomo con varios agujeros, una figura de la misma se muestra a continuación.

Figura 36. Rejilla para alineación



Fuente: Marianne Tortocici. **Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control.** Pág. 294

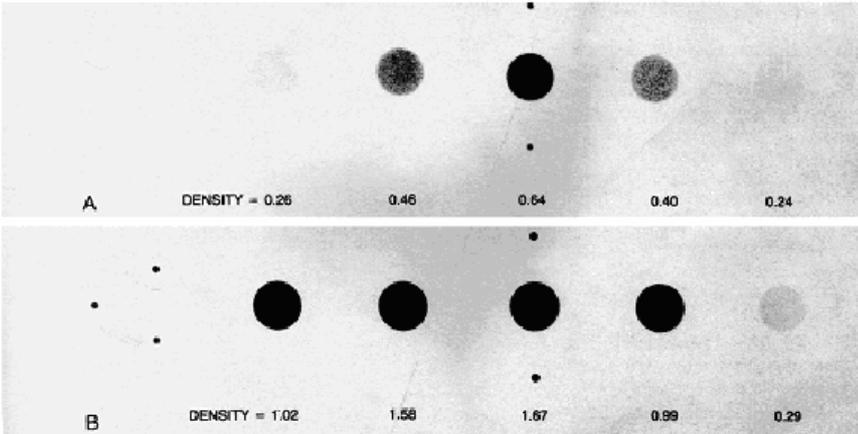
Esta como se ve tiene 5 perforaciones separados a 1" c/u, en forma longitudinal respecto de la rejilla. Las pequeñas perforaciones se utilizan para indicar la posición de la rejilla sobre la película.

La plantilla se coloca con su eje longitudinal en forma perpendicular a las componentes longitudinales del chasis. Se hacen 5 exposiciones, centrando el tubo para cada exposición en cada uno de los agujeros.

Existirá una alineación apropiada si el agujero en el que se ha centrado el tubo en la radiografía está totalmente oscuro y las perforaciones adyacentes presentan aproximadamente la misma densidad entre sí, las dos últimas perforaciones presentarán una densidad equivalente.

Como se ve en la Figura 37A. El chasis estará desalineado si existe variación en el patrón de densidad para la radiografía de las perforaciones, como se muestra en la figura 37B.

Figura 37. Radiografía rendija



Fuente: Marianne Tortocici. **Concepts in medical radiographic imaging circuit, exposure & quality control.** Pág. 284

CONCLUSIONES

1. Los factores que influyen en el buen funcionamiento de un equipo de rayos x para diagnóstico son:
 - Kilovoltaje
 - Miliamperaje
 - Tiempo de exposición
 - Consistencia del mAs.
 - Centrado del haz
 - Tamaño del punto focal
 - Tamaño del campo
 - Filtración
 - Contacto pantalla intensificadora y película
 - Chasis

2. Para desarrollar un programa de control de calidad en equipos de rayos x para diagnóstico se efectúan pruebas periódicas, de los diez factores mencionados en la conclusión anterior, y se presenta un reporte con el objeto de identificar problemas de funcionamiento en el equipo de rayos x.

3. El protocolo de medición para efectuar el control de calidad de un equipo de rayos x para diagnóstico depende del equipo con el que se cuenta para hacer las evaluaciones. (propuesta Apéndice 1).

RECOMENDACIONES

1. Desarrollar de parte de la Universidad de San Carlos de Guatemala en conjunto con el Ministerio de Energía y Minas, un programa de preparación técnica, en el área de control de la calidad de equipos de rayos x para diagnóstico.
2. Implementar de parte del Ministerio de Energía y Minas un programa de aseguramiento de la calidad para equipos de rayos x para diagnóstico, a nivel nacional.
3. Exigir que en todo sitio donde se utilice equipos de rayos x para diagnóstico, se desarrolle un programa de control de calidad del mismo.
4. Solicitar a la Organización de Energía Atómica, por medio del Ministerio de Energía y Minas, equipo para control de calidad de equipos de rayos x.

BIBLIOGRAFÍA

1. Arya, Atam Parkash. Fundamentals of Nuclear Physics, Boston: Allyn and Bacon, 1996. 646 págs.
2. Attix, F.H., Introduction to Radiological Physics And Radiation Dosimetry, John Willey & Sons. New York, USA (1994), 842 págs.
3. Beiser, Arthur. Conceptos de Física Moderna. Mexico: McGraw Hill, 1988. 470 pg.
4. Cunningham, J.R.K. Hohlfeld & H.S. Vensson. Determinación de la Dosis Absorbida en Haces de Fotones y Electrones; OIEA, Viena (1990).
5. Cunningham, J.R., The Physics of Radiology, Charles C. Thomas, Springfield, Ill; USA. 4th. Edition (1983) 796 pg. Harnwell, G & P, Lingood. Experimental Atomic Physics. Mcgraw Hill; USA (1961).
6. Eisberg, Robert. Fundamental of Modern Physics. 4a reimpression. Mexico, Limusa, 710 págs.
7. Quinn B. Carroll. Fuchs's Radiographic Exposure, Processing and Quality Control. 6th ed. Illinois Springfield, (1998)
8. Vander Plaats, J. La Técnica Médica en los Rayos x, (1962). 2^a. Edición de la traducción inglesa 450 págs.

Apéndice 1

PROPUESTA DE PROTOCOLO DE MEDICIÓN

Las mediciones que pueden efectuarse a un equipo de rayos x para diagnóstico, como parte de un protocolo de control de calidad en el funcionamiento del equipo, dependen de el equipo con que se cuente para hacer las mediciones. La siguiente propuesta, para evaluar algunos de los factores, se hace con el objeto de mostrar que pasos pueden seguirse si se cuenta con un determinado tipo de equipo de medición. Algunos de los factores básicos a evaluar pueden ser:

- Kilovoltaje
- Miliamperaje
- Tiempo de exposición
- Centrado del haz
- Tamaño del campo
- Tamaño del punto focal
- Filtración

Para evaluar cada factor se listan los pasos a seguir y se sugiere la utilización de una hoja de control, donde puede anotarse los resultados obtenidos en cada medición.

Kilovoltaje:

Procedimiento: asumiendo que se utiliza un Casete Wisconsin se siguen los siguientes pasos:

- a) Se coloca el casete y una película nueva.
(colocarlo longitudinalmente paralelo al eje (ánodo-cátodo) del tubo.)
- b) La distancia foco-película se ajusta acorde al el pico del kV o a la capa hemirreductora examinada, por ejemplo 90 cm SID.
- c) La colimación del haz será tal que el mismo incida sobre la región del casete, el resto deberá protegerse con plomo de tal forma que se elimine la radiación dispersa.
- d) El mAs deberá ajustarse para producir una densidad aproximada de 1.0 en la columna de la izquierda la cuál sirve de referencia.
- e) Se expone y procesa la película.
En esta exposición se verifica por comparación la densidad de referencia y se ajusta el mAs para obtener el valor de densidad de referencia.
En este caso si se utilizara un densitómetro el valor aceptable es de ± 2 kVp.
Si la comparación se hace a simple vista, el valor permisible, deberá estar en el rango de ± 4 kVp

Criterios de Aceptación

1. El kVp efectivo medido debe estar $\pm 5\%$ del valor indicado en la consola del equipo. La reproducibilidad debe ser $\leq \pm 2\%$
2. Si el resultado de las mediciones excede los límites de aceptación, el equipo deberá ser revisado por un técnico.

Miliamperaje:

En caso de utilizar un casete los resultados se leen en las películas obtenidas del casete.

Si se utiliza es un detector tenemos que el procedimiento para la reproducibilidad y linealidad puede ser:

- a) Colocar y centrar el casete de película a utilizar.
- b) Colocar el detector a una distancia de 90 cm. SID.
- c) Completar el conjunto de mediciones de acuerdo a los datos siguientes: mA, tiempo, kVp, exposiciones (1,2,3..) y promedio de exposición. El kilovoltaje debe variarse, por ejemplo puede hacerse un conjunto de mediciones a 60 kVp y otro a 100 kVp.
- d) Para los datos de la repetibilidad el kilovoltaje es 80 kVp, haciendo al menos 3 exposiciones para cada mAs, se determina el promedio de cada conjunto de 3 mediciones hechas.

e) La repetibilidad se puede calcular con la fórmula:

$$\frac{(Max.mR - Min.mR) / 2}{promedio.mR} \otimes 100\% = \% \text{repetibilidad}$$

f) La linealidad puede calcularse con la formula:

$$\frac{(Max.mR - Min.mR) / 2}{(prom.mR / mAs)} \otimes 100\% = \% \text{Linealidad}$$

Tiempo de Exposición:

Procedimiento al utilizar un disco para unidades monofásicas:

- a) Determinar la exposición necesaria para producir en la película los puntos del agujero del disco giratorio, del tal forma que sean visibles .
- b) Colocar el casete y activar el disco giratorio para iniciar la exposición.
- c) Tomar radiografías a $1/5$, $1/10$, $1/20$ y $1/30$ de segundo con el mismo mAs.
- d) Procesar las películas.
- e) Contabilizar los puntos en cada radiografía obtenida y determinar el tiempo de exposición dividiendo la cantidad de puntos entre 120 si el generador tiene rectificación de onda completa y entre 60 si es de rectificación de media onda.

Centrado, colimación y alineación del haz

El propósito de esta prueba es asegurar que el tamaño del haz y la luz indicadora del tamaño del campo son congruentes. De otra manera asegurar que se obtendrá una imagen con el tamaño correcto y adecuado para la película utilizada.

1. Colocar el tubo centrado, con el SID mas comúnmente utilizado.
2. Hacer una revisión visual, verificando si existe congruencia con el haz, luz de la mesa y el colimador del equipo (coincidencia con la información del tablero de control). Centrado, perpendicularidad. Si existen problemas, corregirlos antes de continuar.
3. Colocar el cilindro para alineación, mostrado en la figura 3.15 centrado con la plantilla de alineación, el colimador y la luz de centrado de la mesa de incidencia del haz.
4. obtener la radiografía correspondiente y evaluar los resultados obtenidos respecto al centrado, colimación del haz.
5. Límites aceptables: en la luz del colimador es aceptable un error en $\pm 2\%$ del SID en la luz del colimador del haz de rayos x. sin embargo en los equipos modernos se acepta ± 1 cm como límite razonable.

Punto Focal:

Procedimiento utilizando una placa en forma de estrella

- a) Colocar la placa centrada correctamente.
- b) Ajustar el tubo de tal forma que esté centrado y en posición perpendicular a la placa.
- c) Colocar la película en su posición a una distancia de 60 cm foco– película y colimar el haz de tal forma que abarque el patrón de la placa.
- d) Colocar las letras A y C que vienen en la placa como corresponde, sabiendo que indican las posiciones del ánodo y cátodo del tubo.
- e) Hacer la exposición utilizando 75 kVp y la mitad del máximo rango de mA a 0.1 seg. Para cada punto focal. Utilice un tiempo apropiado para obtener 10–15 mAs.
- f) Medir el diámetro obtenido en la radiografía. La dimensión será aproximadamente $90 \text{ mm} \pm 2 \text{ mm}$, asumiendo que la estrella tiene 45–mm.
- g) Luego de medir las longitudes respectivas de las dimensiones obtenidas se puede calcular la dimensión del foco con la siguiente fórmula:

Para una estrella de 2^0

$$\frac{\text{Diámetro de área borrosa}}{28.65\left(\frac{\text{diámetro imagen estrella}}{45\text{mm}} - 1\right)}$$

Para una estrella de 1.5^0

$$\frac{\text{Diámetro de área borrosa}}{38.2\left(\frac{\text{diámetro imagen estrella}}{45\text{mm}} - 1\right)}$$

Filtración (Capa hemirreductora)

El propósito de esta prueba es asegurar que la filtración que tiene el equipo sea la adecuada para mantener un apropiado nivel de radiación de tal forma que el paciente reciba la exposición mínima.

Medición de la Capa Hemirreductora

Equipo

1. Dosímetro
2. Láminas de aluminio
3. hoja de plomo
4. equipo de medición
5. papel semilogarítmico

Procedimiento

1. Situar la cámara o dosímetro en el punto de referencia, a una distancia adecuada para evitar la radiación dispersa.
2. El espesor hemirreductor debe determinarse para cada uno de los filtros que utilice la unidad radiográfica.
3. Tomar las mediciones y registrarlos en la hoja que se proporciona al final.

Cálculo del espesor hemirreductor en mm de aluminio

Puede utilizarse la siguiente ecuación:
$$EH = \frac{t_a \ln(2E_a / E_o) - t_b \ln(2E_b / E_o)}{\ln(E_a / E_b)}$$

Donde

EH= espesor hemirreductor en mm de aluminio

E_o= Lectura de la exposición sin laminas de Aluminio

E_a = Lectura de exposición mayor que E_o/2

t_a= mm de Al correspondiente a la lectura de E_a

E_b = Lectura de exposición menor que E_o/2

t_b = mm de Al correspondientes a la lectura de E_b

Método Gráfico

También puede obtenerse el EH por un método gráfico.

Se interponen filtros de aluminio consecutivamente y se registra el valor de la exposición en cada caso. Se registra esto en una hoja de control y luego con los datos obtenidos se traza una curva en papel semilogarítmico con (I_x/I_0) vrs mm de Al

Criterios de aceptación

$EH \text{ (mm Al)} < kVp / (100+0.03)$

$EH \text{ (mm Al)} > kVp / (100+C)$ donde $C= 0.12$ para Mo/Mo y 0.19 para Mo/Rh

Si el espesor no es el suficiente debe añadirse el espesor del filtro según sea el caso, hasta que la determinación del EH este entre los valores esperados.

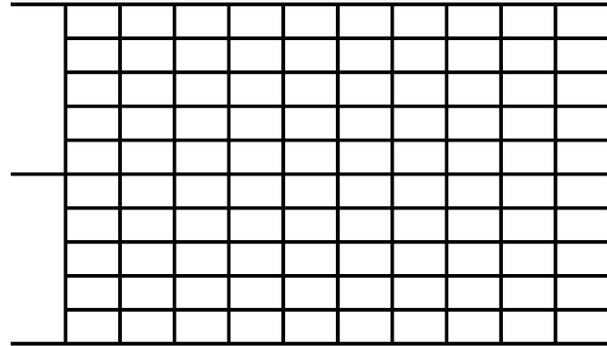
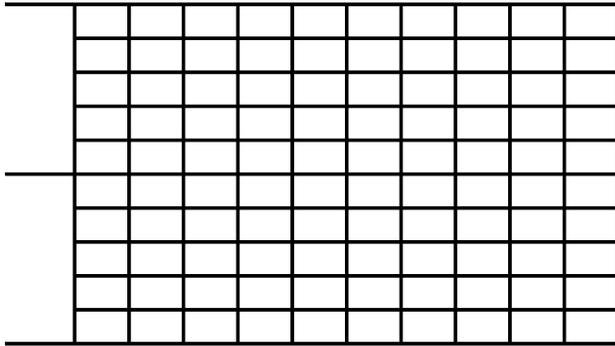
Lugar: _____ Sección: _____ Tubo: _____ Tamaño focal: _____

Reproducibilidad

Técnica: kVp _____ SID _____ Mesa _____ Bucky _____

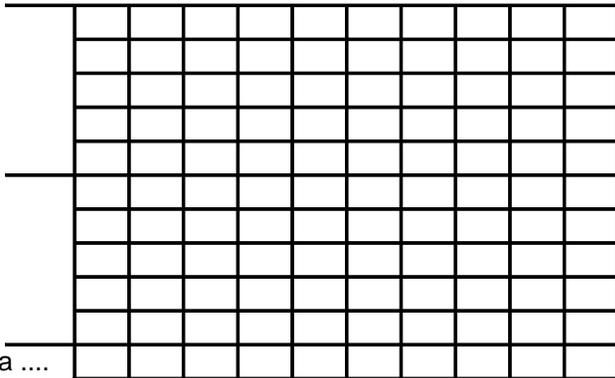
Variación (± %) _____ mA

_____ mA

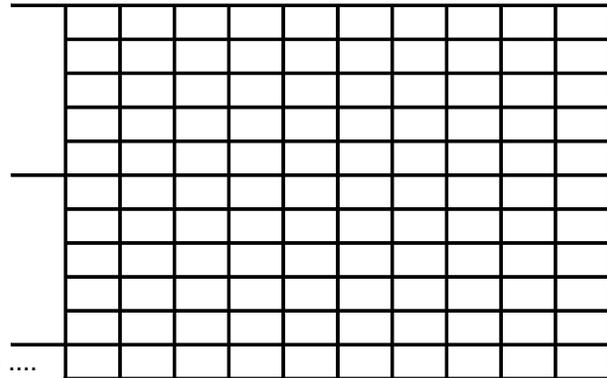


_____ mA

_____ mA



Fecha



Fecha

Lugar: _____ Sección: _____ Tubo: _____ Tamaño focal: _____

mR/mAs

Técnica: _____ Tiempo: _____ Distancia fuente detector: _____ Bucky: _____ DFI: _____.

Fantoma: _____

	1	2	3	4	5	Promedio	variación porcentual
mAs							
Exposición (mR)							
mR/mAs							