

ESCUELA POLITECNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA

**CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE
RADIODIAGNOSTICO MEDICO**

**TESIS PREVIA A LA OBTENCION DEL TITULO
DE INGENIERO EN LA ESPECIALIZACION DE
ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES**

JULIO VICTOR RAMIRO DIAZ PROAÑO

QUITO, 1991

AGRADECIMIENTO

MI MAS SINCERO AGRADECIMIENTO A LOS COMPAÑEROS DE LA DIRECCION DE CIENCIAS BIOFISICAS DE LA C.E.E.A. EN LAS PERSONAS DE LOS SEÑORES Lcdo. MIGUEL CIFUENTES Y T. Med. CARLOS MOREJON YA QUE SIN SU COLABORACION Y ASESORIA NO SE HUBIERA PODIDO EFECTUAR ESTE ESTUDIO, A LA DIVISION DE MANTENIMIENTO DE ESTABLECIMIENTOS DE SALUD DEL I.E.O.S., AL PERSONAL DEL HOSPITAL GENERAL DE LAS FUERZAS ARMADAS POR FACILITARNOS SUS INSTALACIONES PARA EFECTUAR EL PRESENTE ESTUDIO, AL Ing. MILTON RIVADENEIRA, MI JEFE DE TESIS, QUIEN CON SUS CONSEJOS ME IMPULSARON A CULMINAR ESTE TRABAJO Y A MIS PADRES, ESPOSA E HIJOS QUIENES CON SU EJEMPLO, PACIENCIA Y CARIÑO ME MOTIVARON A MI REALIZACION PROFESIONAL.

DEDICATORIA:

A MI ABUELITO VICTOR

A MI QUERIDA ESPOSA

ANITA

A MIS HIJITOS

PAULINITA Y RICARDO

CERTIFICO QUE LA PRESENTE TESIS HA SIDO
ELABORADA EN SU TOTALIDAD POR EL SEÑOR
JULIO VICTOR RAMIRO DIAZ PROAÑO

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'M. Rivadeneira', written over a horizontal line. The signature is stylized and cursive.

Ing. MILTON RIVADENEIRA
DIRECTOR DE TESIS

INDICE

ANTECEDENTES

INTRODUCCION

CAPITULO I

GENERACION DE UNA IMAGEN RADIOGRAFICA

I.1. LA MAQUINA RE RAYOS X	1
I.1.1. EL TUBO DE RAYOS X	2
I.1.1.1. EFECTO DE TALON	9
I.1.2. CONSOLA DE OPERACION Y CONTROL	11
I.1.3. SECCION DE ALTO VOLTAJE	12
I.2. PRODUCCION DE RAYOS X	18
I.2.1. CARACTERISTICAS DE LA RADIACION	20
I.2.2. RADIACION BREMSSTRAHLUNG	22
I.2.3. ESPECTRO DE EMISION DE RAYOS X	22
I.2.4. ESPECTRO DE RAYOS X - DISCRETO	24
I.2.5. ESPECTRO DE RAYOS X - CONTINUO	25
I.2.6. LONGITUD DE ONDA MINIMA	26
I.2.7. FACTORES QUE AFECTAN AL ESPECTRO DE EMISION DE RAYOS X	28
I.2.7.1. INFLUENCIA DE LA CORRIEN- TE DE TUBO	29
I.2.7.2. INFLUENCIA DEL VOLTAJE DE TUBO	30
I.2.7.3. INFLUENCIA DE LA FILTRACION AÑADIDA	31
I.2.7.4. INFLEUNCIA DEL MATERIAL DE LA PISTA	32
I.2.7.5. INFLUENCIA DE LA FORMA DE ONDA DE VOLTAJE	33
I.3. INTERACCION DE LOS RAYOS X CON LA MATERIA	35
I.3.1. DISIPACION SIMPLE	35
I.3.2. EFECTO FOTO-ELECTRICO	36
I.3.3. EFECTO COMPTON	39

I.3.4.	PRODUCCION DE PARES	41
I.3.5.	FOTO-DESINTEGRACION	42
I.3.5.1.	LA DESINTEGRACION FOTO-ELECTRICA Y SUS CUIDADOS	43
I.3.5.2.	EL EFECTO COMPTON Y SUS CUIDADOS	44
I.4.	CARACTERISTICA DE EMISION DE RAYOS X	45
I.4.1.	CANTIDAD DE RAYOS X	45
I.4.1.1.	FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE LOS RAYOS X	46
I.4.1.1.1.	mAs	46
I.4.1.1.2.	KV	47
I.4.1.1.3.	DISTANCIA	47
I.4.1.1.4.	FILTRACION	48
I.4.2.	CALIDAD DE RAYOS X	48
I.4.2.1.	CAPA HEMIRREDUCTORA (C.H.R.)	49
I.4.2.2.	FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE LOS RAYOS X	50
I.4.2.2.1.	KILOVOLTAJE	50
I.4.2.2.2.	FILTRACION	50
I.4.2.2.2.1.	TIPOS DE FILTRACION	50
I.5.	TECNICAS PARA RESTRINGIR EL HAZ DE RAYOS X	51
I.5.1.	CONTROL DE RADIACION DISPERSA	52
I.5.1.1.	DIAFRAGMAS	52
I.5.1.2.	CONOS Y CILINDROS	53
I.5.1.3.	COLIMADORES	54
I.6.	EL FILM RADIOGRAFICO Y SU PROCESAMIENTO	55
I.6.1.	CONSTRUCCION DEL FILM RADIOGRAFICO	56
I.6.2.	LA BASE	57
I.6.3.	LA EMULSION	59
I.6.4.	FORMACION DE LA IMAGEN LATENTE	60
I.6.5.	TIPOS DE FILM	61
I.6.5.1.	FILM DE PANTALLA	62
I.6.5.2.	FILM DE EXPOSICION DIRECTA	62
I.6.5.3.	FILM PARA MAMOGRAFIA	63
I.6.5.4.	FILM PARA VIDEO	63
I.6.5.5.	FILMS ESPECIALES	64

I.6.6. MANIPULACION Y ALMACENAMIENTO DE FILMS	64
I.6.6.1. CALOR Y HUMEDAD	65
I.6.6.2. LUZ	66
I.6.6.3. RADIACION	66
I.6.6.4. LUGAR DE ALMACENAMIENTO	66

CAPITULO II

CALIDAD RADIOGRAFICA

II.1 FACTORES DE FILM	71
II.1.1. CURVAS CARACTERISTICAS	71
II.1.2. DENSIDAD	73
II.1.3. LEY DE RECIPROCIDAD	75
II.1.4. CONTRASTE	76
II.1.5. VELOCIDAD	78
II.1.6. LATITUD O AMPLITUD	78
II.1.7. PROCESAMIENTO DEL FILM	79
II.1.7.1. TIEMPO DE REVELADO	80
II.1.7.2. TEMPERATURA DE REVELADO	81
II.2. FACTORES GEOMETRICOS	82
II.2.1. MAGNIFICACION	82
II.2.2. DISTORSION	85
II.2.2.1. TAMAÑO Y FORMA DEL OBJETO	86
II.2.2.2. POSICION DEL OBJETO	86
II.2.3. AGUDEZA GEOMETRICA O PENUMBRA	87
II.3. FACTORES DEL SUJETO	88
II.3.1. CONTRASTE DEL SUJETO	89
II.3.1.1. GROSOR DEL PACIENTE	90
II.3.1.2. DENSIDAD DEL TEJIDO	90
II.3.1.3. NUMERO ATOMICO EFECTIVO	91
II.3.1.4. FORMA DEL SUJETO	91
II.3.1.5. KILOVOLTAJE	91
II.3.2. CONSIDERACIONES PARA MEJORAR LA CALIDAD RADIOGRAFICA	93
II.3.2.1. POSICION DEL PACIENTE	93
II.3.2.2. APARATOS PARA VISUALIZACION	94

II.4. TECNICA RADIOGRAFICA	95
II.4.1. FACTORES DE LA TECNICA DE EXPOSICION	96
II.4.1.1. KILOVOLTAJE	96
II.4.1.2. MILIAMPERAJE Y TIEMPO	96
II.4.1.3. DISTANCIA	97
II.4.2. FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE LA IMAGEN	98
II.4.2.1. DENSIDAD	98
II.4.2.2. CONTRASTE	101
II.4.2.1. ESCALAS DE CONTRASTE	102
II.4.2.3. DETALLE	104
II.4.2.3.1. AGUDEZA DEL DETTALLE DE UNA IMAGEN	104
II.4.2.3.2. VISIBILIDAD DEL DE - TALLE DE UNA IMAGEN	105
II.4.2.4. DISTORSION DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN	105
CAPITULO III	
GARANTIA Y CONTRL DE CALIDAD RADIOGRAFICO	
III.1. GENERALIDADES	108
III.1.1. OBJETIVOS DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD	110
III.2.2. ORGANIZACION DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD	112
III.2. CONTROL DE CALIDAD SOBRE EL EQUIPO Y ACCESORIOS	114
III.2.1. GENERADOR Y SISTEMA DE MANDOS	117
III.2.2. SALIDA DE RADIACION	118
III.2.3. DISPOSITIVOS PARA CRONOMETRAR LA EXPOSICION	118
III.2.4. TUBO DE RAYOS X, SU ALOJAMIENTO Y SOPORTE	118
III.3. CONTROL DE CALIDAD RADIOGRAFICO	119
III.3.1. PLACAS RADIOGRAFICAS	122

III.3.2. CAJAS	122
III.3.3. PROCESAMIENTO DE LA PLACA	123
III.3.3.1. PROCESAMIENTO MANUAL	123
III.3.3.2. PROCESAMIENTO AUTOMATICO	124

CAPITULO IV

EXPERIMENTACION RADIOGRAFICA

IV.1. METODOLOGIA APLICADA	125
IV.1.1. EQUIPOS EVALUADOS	127
IV.1.2. EQUIPOS EMPLEADOS PARA LA EVALUACION	128
IV.2. RESULTADOS EXPERIMENTALES	129
IV.2.1. PARAMETROS DE CONTROL Y RESULTADOS EXPERIMENTALES	129
CAPA HEMIRREDUCTORA (C.H.R.)	130
RENDIMIENTO	131
COINCIDENCIA DEL HAZ DE RADIACION	132
RADIACION DE FUGA	133
REPRODUCIBILIDAD	133
LINEARIDAD	134
TIEMPO DE EXPOSICION	137
ALINEAMIENTO DEL HAZ	137
DISTANCIA FOCO - PLACA	138
PROCESO DE REVELADO	138
CUARTO OSCURO	140
ESTADISTICA DE PLACAS	140
ESTABILIDAD DE LA RED DE ALIMENTACION	141

CAPITULO V

REQUERIMIENTOS MINIMOS PARA UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

V.1. PROGRAMA TENTATIVO PARA CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RADIODIAGNOSTICO MEDICO	142
REFERENTE AL EQUIPO	142
PELICULAS, PLACAS, CHASIS	143

CUARTO OSCURO	143
CAPITULO VI	
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	
VI.1. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	144
RECOMENDACIONES GENERALES	147
BIBLIOGRAFIA	148

ANTECEDENTES

En la actualidad y en nuestro país, no existe ningún documento tendiente a normalizar una metodología para la implementación de un Programa de Control de Calidad para equipos de Radiodiagnóstico Médico.

Según Ley Constitutiva de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica (C.E.E.A)., y del Reglamento de Seguridad Radiológica¹; se delega a la C.E.E.A. el control y supervisión del buen uso de las Radiaciones Ionizantes, dentro del quehacer diario de la Protección Radiológica en el Ecuador.

Se hace indispensable desarrollar un Estudio Técnico que nos permita conocer, y al mismo tiempo nos de soluciones prácticas a los problemas que se plantean los Servicios de Radiodiagnóstico Médico, tomando en consideración los factores económicos y sociales, con el propósito de desarrollar un Programa de Control de Calidad de Imagen por Rayos X, que a su vez permitirá aumentar significativamente la calidad de la imagen radiográfica disminuyendo tanto el costo del diagnóstico así como la Dosis absorbida por el paciente y por el personal que realiza dicha práctica.

El presente trabajo pretende desarrollar una guía práctica de Control de Calidad de equipos de Radiodiagnóstico Médico que se utilizan en los Hospitales, Centros de Salud, o Institutos Radiológicos Públicos y Privados, para la determinación de diagnósticos en condiciones confiables.

El Programa de Control de Calidad requiere del esfuerzo organizado de todo el personal, para conseguir que las imágenes diagnósticas producidas tengan una elevada calidad radiográfica.

Se hará un análisis de los fundamentos de la generación de una imagen radiográfica, dando énfasis a las definiciones básicas y

1) (Registro Oficial # 891 del 8 de Agosto de 1979)

elementales, los factores que determinan la calidad radiográfica, los criterios de Control de Calidad y su aplicación en radiodiagnóstico, de tal manera que el documento sea accesible al personal involucrado en la práctica radiológica, especialmente, al cual va dirigido el presente trabajo.

INTRODUCCION

Garantía de Calidad y Control de Calidad son dos expresiones adecuadamente usadas en diagnóstico por imagen.

En todo centro radiológico se debe tener en cuenta que manteniendo un programa de Control de Calidad, se puede llegar a minimizar la innecesaria repetición de estudios radiográficos y maximizar la Calidad en la información diagnóstica disponible. Antes de continuar se examinarán las diferencias entre Garantía de Calidad y Control de Calidad.

La Garantía de Calidad¹⁾ incluye varias facetas tales como: Control de Calidad, Mantenimiento preventivo, Calibración del equipamiento, Capacitación al personal técnico y al personal del cuarto oscuro, especificaciones y pruebas de aceptación de nuevos equipos y evaluación de nuevos productos.

Control de Calidad se lo define como el esfuerzo organizado por parte del personal de una instalación para conseguir, con seguridad, que las imágenes diagnósticas producidas en dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada y que, en todos los casos, se obtenga una información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a las radiaciones.

1) Garantía de calidad es un sistema de actividades cuyo propósito es el proveer aquella seguridad de todo un trabajo de Control de Calidad el cual de hecho es efectivo. El sistema compila una evaluación continuada de los recintos radiológicos y de todas sus instalaciones, para que todo un programa de Control de Calidad nos provea de una visión global para tomar inicialmente medidas correctivas, cuando sea necesario."

(Thomas, 1973)

Control de Calidad es un sistema de actividades cuyo propósito es proveer de productos de calidad o servicios que encuentren la necesidad de ser usados. El propósito del Control de Calidad es el proveer calidad que sea satisfactoria, adecuada, confiable y económica.

(Thomas, 1973)

La real justificación para la aplicación de los programas de Control de Calidad y Garantía de Calidad, se puede resumir en tres palabras: **DOSIS - DIAGNOSTICO - COSTO.**

Se debe esperar disminuir cuanto sea posible la dosis al paciente, para reducir el riesgo asociado al uso de la radiación X y trabajar con parámetros que beneficien la calidad del examen.

Si se cumple con la reducción del tiempo de exposición, manteniendo o mejorando la calidad de la imagen, entonces se está seguro de haber optimizado el diagnóstico, o más específicamente, la información diagnóstica.

Si se tiende a reducir el número de tomas radiográficas se está mejorando la utilización de los recursos, reduciendo la cantidad de film y consumo de químicos.

Por lo tanto un buen programa de Control de Calidad nos permite el ahorro de recursos económicos, optimizando de esta manera el Servicio Radiológico.

La responsabilidad fundamental para el Control de Calidad en el Departamento de Radiología descansa sobre el Radiólogo responsable de esta Area. Sin embargo en muchas instancias esta responsabilidad esta delegada al Físico Médico, al Ingeniero, al Técnico de mantenimiento o a un Tecnólogo en Control; por lo tanto es muy conveniente la creación de un Comité de Control de Calidad, para que de esa manera el trabajo en cuanto al Control de Calidad sea idóneo.

Este grupo debe reunirse periódicamente y realizar evaluaciones regulares en donde se determine la frecuencia de los chequeos, evaluación de la documentación recopilada y revisar las acciones efectivas del programa, cuya frecuencia se sugerirá en este trabajo.

En cuanto a la frecuencia con que los equipos deben ser chequeados, es necesario indicar que el principal objetivo de un Programa de Control de Calidad es el detectar anomalías en el equipamiento y realizar las correcciones necesarias antes de que afecten a la Calidad de la Radiografía producida.

Por lo tanto, la frecuencia de las pruebas dependerá de muchas variables como son: complejidad del equipamiento, grado del equipamiento, uso crítico del equipamiento, y volumen del trabajo.

SIMBOLOGIA

KVp: Kilo voltios pico

mA: Mili amperios

mAs: Mili amperios segundo

JOUL: Unidad del Sistema Internacional de Medidas para expresar valores de energía $JOUL = Kg \ m^2/s^2$

eV : Electrón-voltio = 1.60×10^{-12} ergio = 1.60×10^{-17} joule.

KeV: Kilo electrón-voltio = 1000 electrón-voltio

MeV: Mega electrón-voltio = 1'000.000 eV

Roentgen = 2.58×10^{-4} [C/Kg].

Gray, [Gy] = Unidad de Dosis Absorbida, (1 Gray = 100 Rad)

Sievert, [Sv] = Unidad de Dosis Equivalente, (1 Sv = 100 Rem)

CHR = Capa Hemirreductora

mm Al = Milímetros de Aluminio

dm = Densidad de masa

λ = Longitud de Onda

NUEVAS UNIDADES DE RADIACION

MAGNITUD	UNIDAD ANTIGUA	UNIDAD NUEVA	SISTEMA INTERNACIONAL
EXPOSICION (X)	ROENTGEN (R)	*****	C/Kg
DOSIS ABSORBIDA (D)	RAD (rad)	GRAY (Gy)	J/Kg
DOSIS EQUIVALENTE (H)	REM (rem)	SIEVERT (Sv)	J/Kg

CAPITULO I

GENERACION DE UNA IMAGEN RADIOGRAFICA

I.1. LA MAQUINA DE RAYOS X

Cuando un grupo de electrones acelerados inciden sobre una superficie metálica se producen los Rayos X. La energía cinética de estos electrones es transformada en energía electromagnética.

La función de una máquina generadora de Rayos X es la de proveer la suficiente energía al flujo controlado de electrones, de manera que se pueda producir la radiación X deseada.

Hay muchas variedades de equipos generadores de Rayos X usualmente identificados de acuerdo a la energía de los Rayos X emitidos o al propósito para el cual estos Rayos X son usados.

Las máquinas de Rayos X para diagnóstico médico vienen en muchas formas y tamaños, y usualmente operan de 25 a 150 Kilovoltios (Kv) y desde 25 a 1200 Miliamperios (mA).

Cada máquina de Rayos X dentro de su estructura funcional está constituida por tres partes principales : El tubo de Rayos X, Consola de mando o control y la sección de alto voltaje. En algunos otros tipos (odontológicos, portátiles, etc), estos tres componentes se encuentran unificados en el mismo sistema.

Sin embargo, en los equipos convencionales estas partes se encuentran diseminadas como por ejemplo el tubo de Rayos X en un cuarto, la consola de control o mando en un cuarto adjunto,

protegido de una barrera con ventana plomada y el generador de alto voltaje en una esquina del cuarto donde se practica el radio-examen.

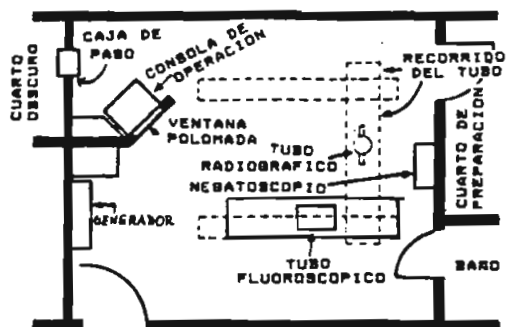


fig. 1 ESQUEMA DE UN AREA DE RADIODIAGNOSTICO DE USO GENERAL

I.1.1. EL TUBO DE RAYOS X

El tubo de Rayos X es un componente del equipo que se

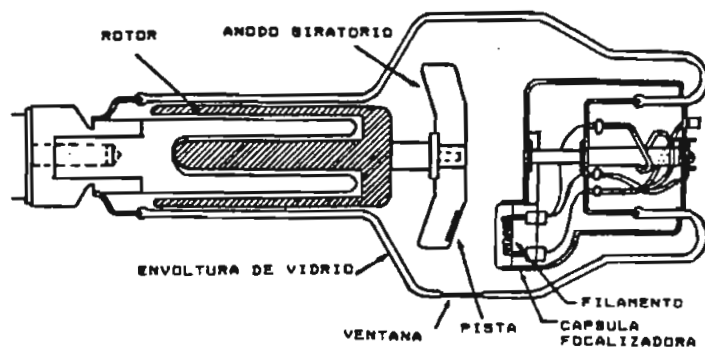


fig. 2 PARTES PRINCIPALES DE UN MODERNO TUBO DE RAYOS X DE ANODO GIRATORIO

encuentra encapsulado dentro de una calota¹⁾, la misma que protege al tubo de eventuales golpes o choques eléctricos, y que además actúa como barrera de protección para la radiación de fuga. Este componente será considerado separadamente en sus dos partes primarias: el cátodo y el ánodo, a cada una de las cuales se las conoce como electrodos. Algunos tubos electrónicos con dos electrodos se los denomina como diodos²⁾, por lo tanto un tubo de Rayos X es un tipo especial de tubo diodo³⁾.

Cuando se producen los Rayos X hay emisión isotrópica, esto es, con igual intensidad en todas las direcciones. Es deseable que la única radiación a usarse sea la que pasa a través de una ventana, en la calota, formándose el haz útil.

Hay otra radiación X que pasa a través de la calota de protección que se la denomina Radiación de fuga, la cual influye notoriamente en la información diagnóstica y es causa de una innecesaria exposición al paciente y al operador del equipo.

El nivel de radiación máximo que debe salir de la calota del tubo de Rayos X debe ser menor de 100 miliroentgens/hora (mR/h) a 1 metro, cuando se opera con las condiciones más altas de exposición.

Este medio protector incorporado al equipo, también previene de choques eléctricos accidentales, la calota provee el

- 1) CALOTA: Envoltura rígida plomada que sirve de soporte mecánico para la ampolla de vidrio del tubo de Rayos X y además de reservorio para aceite refrigerante.
- 2) DIODO: Dispositivo electrónico semiconductor que permite el paso de la corriente eléctrica en un solo sentido.
- 3) TUBO DIODO: Ampolla de vidrio al vacío cuya acción es la misma del diodo semiconductor.

soporte mecánico para el tubo de Rayos X y protege al mismo de daños por maniobras bruscas.

Además, se lo usa como recipiente para el aceite, el cual provee de un muy buen aislamiento eléctrico y buena disipación térmica. En algunos casos adicionalmente se usan refrigerantes para el aceite o sistemas de enfriamiento por aire frío.

El tubo de Rayos X es un tubo electrónico al vacío dentro del cual están todos sus componentes funcionales. La envoltura de vidrio usualmente es de Pyrex.

El vacío practicado en el tubo aumenta la eficiencia del mismo ya que los electrones acelerados no encuentran obstáculos a lo largo de su viaje. Además, la ampolla de vidrio posee una ventana de aproximadamente cinco centímetros cuadrados de superficie por donde saldrá el haz útil de Rayos X, esta ventana por lo general es de Berilio y se caracteriza por poseer un mínimo coeficiente de absorción.

El cátodo es el lado negativo del tubo de Rayos X, constituido por dos partes: el filamento y la cápsula focalizadora. El filamento es una bobina de alambre que usualmente posee un diámetro de 2mm y de 1 a 2 cm de longitud; se lo usa como fuente generadora de electrones.

Cuando la corriente a través del filamento es lo suficientemente elevada, los electrones de los átomos del filamento son literalmente liberados y expulsados fuera del mismo (Emisión termoiónica)¹⁾.

1) EMISION TERMOIONICA: Producida por electrones liberados de un filamento incandescente al ser atraídos por una placa cargada positivamente.

Los filamentos son fabricados por lo general de Tungsteno material que favorece la emisión termoiónica en mayor grado que otros metales. Su punto de fusión es de 3410° C y por consiguiente es muy resistente a las elevadas temperaturas, además el Tungsteno no se vaporiza fácilmente.

Actualmente la adición del 1 al 2 % de Torio al Tungsteno, incrementa la eficiencia de la emisión termoiónica y prolonga la vida útil del Tubo.

La Cápsula focalizadora nos sirve para controlar la emisión termoiónica del filamento (que esta dentro de la cápsula).

La efectividad de la cápsula focalizadora está determinada por su tamaño y forma, por la carga, por el tamaño del filamento y por la posición del filamento dentro de la cápsula focalizadora.

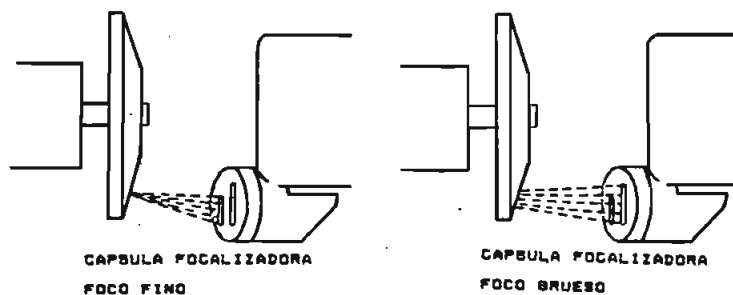


fig. 3 CAPSULA FOCALIZADORA PARA FOCO SIMPLE Y FOCO DUAL

En un tubo de Rayos X controlado por grilla¹⁾, la cápsula focalizadora es la grilla.

En cuanto a la Corriente de filamento, cuando la máquina de Rayos X es encendida por primera vez, una baja corriente fluye a través del filamento, calentándolo y preparándolo para un choque termal, necesario para la producción de Rayos X. Esta baja corriente en el filamento no provee al tubo un flujo de corriente suficientemente elevada para producir la emisión termoiónica.

Una vez que la corriente de filamento es lo suficientemente alta, un pequeño rizado en la corriente de filamento dará un gran rizado²⁾ en la corriente de tubo.

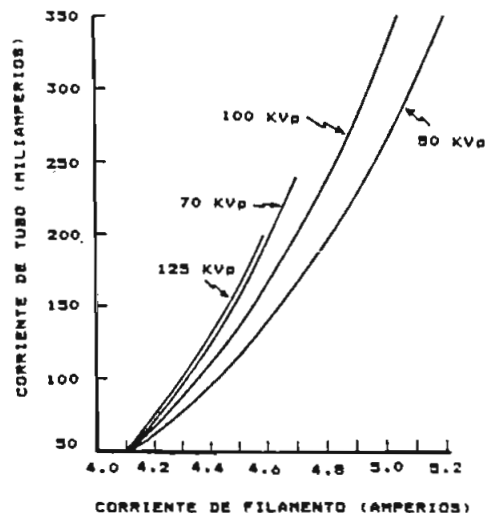


fig. 4 RELACION ENTRE LA CORRIENTE DE TUBO Y LA CORRIENTE DE FILAMENTO RESPECTO AL VOLTAJE DE TUBO

- 1) GRILLA: Electrodo adicional usado en tubos electrónicos al vacío, usada para controlar el flujo electrónico generado por emisión termoiónica.
- 2) RIZADO: Variación pequeña que sufre una onda eléctrica al ser rectificadas en cuanto a su forma

La corriente de tubo es ajustada para controlar la corriente de filamento.

Algunas máquinas poseen tubos de foco dual, un foco fino y un foco grueso. El foco fino se lo usa cuando se requiere imágenes de alta resolución, mientras que el foco grueso para técnicas que requieren un mayor calentamiento del filamento.

La selección de uno u otro tipo de foco se la efectúa desde la consola de control con el selector de miliamperios. El Rango de la marca del punto focal fino va desde 0.3 mm a 1 mm mientras que del punto focal grueso, de 1 mm a 2.5 mm.

El **Anodo** es el lado positivo del tubo de Rayos X, existiendo dos tipos de Anodos a saber: Anodos fijos y Anodos giratorios.

Los tubos de Rayos X de Anodo fijo son usados generalmente en máquinas dentales, portátiles y otras unidades de propósito general; los tubos con Anodo giratorio son los más usados en máquinas de radiodiagnóstico médico aprovechando la capacidad de producir altas intensidades de Rayos X en corto tiempo.

El Anodo realiza tres funciones en el tubo de Rayos X: recibe los electrones emitidos por el cátodo y los conduce a través del tubo a los cables de conexión, soportando la sección de alto voltaje de la máquina de Rayos X. El Anodo es un conductor eléctrico que provee el soporte mecánico para la pista.

Cuando los electrones que conforman la corriente de tubo llegan al Anodo de manera acelerada, más del 99 % de su energía cinética es convertida en calor. Este calor así generado se aloja en la superficie de la pista del Anodo por lo que este dispositivo debe estar conformado en gran proporción de cobre.

La razón por la que se usan los ánodos giratorios es que los electrones que impactan en la pista, ya no lo hacen centralizándose en un sector fijo, sino que debido a las altas revoluciones del ánodo lo hacen en una región más extensa, ayudando de esa manera a la mejor disipación del calor generado.

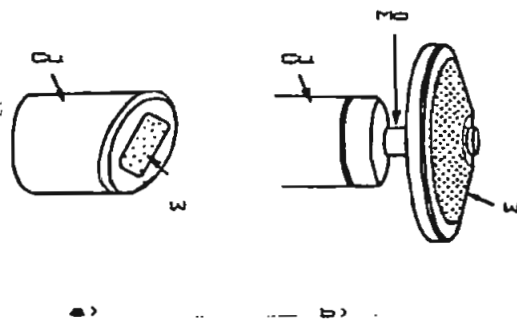


fig.5 **CONSTITUCION FISICA DE DOS VARIIDADES DE ANODOS**
(a) FIJO, (b) GIRATORIO

Los materiales usados en el ánodo para favorecer la disipación térmica son el Molibdeno y el Wolframio, además del Cobre.

Punto Focal, es el área de la pista desde la cual los Rayos X son emitidos; esta zona se denomina Fuente de Radiación.

Los Radiólogos requieren puntos focales pequeños, porque justamente este hecho ayuda a obtener una mejor resolución de la imagen radiográfica. El tamaño el punto focal efectivo es el area proyectada sobre el paciente y el film.

Los tubos de Rayos X tienen los puntos focales efectivos desde 0.3 mm a 3 mm. Además para usos en Radiodiagnóstico el ángulo de declive del Anodo oscila entre los 7 y 18 grados.

I.1.1.1. EFEECTO DE TALON

A este efecto se lo considera como una desafortunada consecuencia del principio de Emisión en el cual la intensidad de radiación del campo de Rayos X sobre el lado del cátodo es más alto que sobre el lado del ánodo. Los electrones interactúan sobre los átomos de la pista y los Rayos X son producidos de manera isotrópica.

Los Rayos X que constituyen el haz útil son emitidos desde el fondo de la pista, sobre el lado del ánodo, de tal manera que atraviesan un mayor espesor del material de la pista que los Rayos X emitidos en la dirección del cátodo. Pero la absorción incrementada hace que la intensidad de los Rayos X que penetran en el borde de la pista sea menor que los que puedan penetrar en la punta.

Generalmente al disminuir el punto focal de un tubo de Rayos X, se hace más grande el Efecto de Talón.

La diferencia de la intensidad de la radiación a los costados del haz útil de Rayos X, puede variar hasta en un 45 %.

Si asumimos una línea imaginaria en el centro del campo generado y lo asignamos como el 100 %, entonces la intensidad sobre el lado del cátodo puede ser tan alto como el 120 %.

Se ilustra a continuación el fenómeno descrito en la parte teórica:

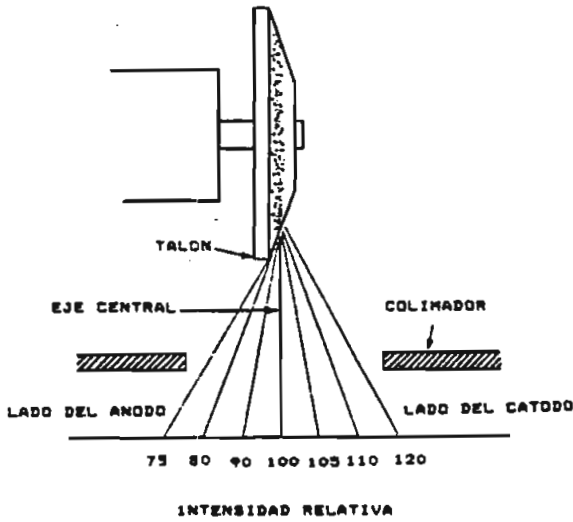


fig. 6 EFECTO DE TALON

y hacia el lado del ánodo puede ser tan bajo como un 75 %.

Este efecto puede ser considerado cuando una estructura anatómica radiografiada presenta una diferente densidad o grosor.

En general posicionando el lado del cátodo del tubo de Rayos X sobre la parte gruesa de la anatomía proveerá una mayor uniformidad en la densidad radiográfica del film.

I.1.2. CONSOLA DE OPERACION O CONTROL

La Consola es una parte constitutiva de la máquina de Rayos X la cual debe ser muy familiar para el operador.

Es a partir de este aparato desde donde el operador puede controlar al tubo de Rayos X, en relación con la corriente de tubo y el voltaje de operación, proporcionando intensidad y penetrabilidad a los Rayos X para producir una buena calidad radiográfica.

En general la consola provee el control de la línea de compensación de la red, $KVp^{1)}$, $mA^{2)}$ y tiempo de exposición. Se usa monitores para medir el KVp y el mA , en otros equipos se mide directamente el $mAs^{3)}$.

Todos los circuitos eléctricos y electrónicos están conectados a medidores y controladores localizados sobre la consola de operación, funcionando a bajos voltajes, para evitar choques eléctricos y minimizar los riesgos de operación.

La mayor cantidad de máquinas de Rayos X son diseñadas para operar a 220 V; sin embargo, hay casos en que la disponibilidad de tensión es de 110 V o 440 V. Además, las variaciones de la red de distribución del edificio pueden ser muy significativas en razón de estas pequeñas variaciones en la entrada de voltaje del equipo producen grandes variaciones en la salida de Rayos X, lo cual es inaceptable, si se requiere un producto consistente en cuanto a una alta calidad radiográfica.

- 1) KVp : Kilo voltios pico
- 2) mA : Mili amperios
- 3) mAs : Mili amperios segundo

El compensador de línea¹⁾ incorpora un medidor de voltaje y su respectivo selector si se precisa 220 V. Otra parte constitutiva es el autotransformador²⁾, diseñado para soportar variaciones de voltaje en magnitudes severamente diferentes. Lo primordial es el control de la corriente de filamento y el circuito de alto voltaje.

El voltaje aplicado al transformador³⁾ de alto voltaje es controlado y variado. Esto es muy seguro y fácil en términos de ingeniería.

1.1.3. SECCION DE ALTO VOLTAJE

Otra parte importante es el ajuste y selección del KVp. Por medio de un selector el operador elije el KVp, según la técnica requerida. El ajuste de los KVp altos así como el de los KVp bajos lo constituyen dos series de taps separados en el autotransformador; su lectura es en voltios y no en KV, pero su escala está corregida por un factor que los relaciona directamente.

El control de los miliamperios nos permite medir la corriente de tubo de Rayos X, en mA. La cantidad de electrones emitidos por el filamento está determinada por la temperatura del mismo y dicha temperatura por la corriente de filamento.

- 1) COMPENSADOR DE LINEA: Sistema automático de control el mismo que compensa las variaciones de la red pública para obtener a la salida de un transformador un voltaje uniformemente constante.
- 2) AUTOTRANSFORMADOR: Sistema conformado por una bobina arrollada sobre un nucleo de hierro.
- 3) TRANSFORMADOR: Sistema conformado por dos bobinas arrolladas sobre el mismo nucleo de hierro.

Normalmente esta corriente de operación oscila entre 4 a 6 Amp. El voltaje para el circuito de filamento está tomado de los taps del autotransformador. Este voltaje es disminuido a través de resistencias de precisión.

La corriente del tubo de Rayos X no se la varía de una manera uniforme sino por tramos como por ejemplo, 50, 100, 200,300 mA. Desde el selector de mA se selecciona la corriente de filamento¹⁾.

Todo lo anterior no tendría validez si no se considera el tiempo de exposición, como se verá luego para los exámenes radiográficos, el número de Rayos X que llegan al film esta directamente relacionado con la corriente de tubo²⁾ y el tiempo en que el tubo esté energizado.

Por último la sección de alto voltaje de la máquina de Rayos X es la responsable de convertir el bajo nivel de voltaje a valores de kilovoltajes grandes, manteniendo la forma de onda. La sección de alto voltaje es generalmente confinada en un tanque de metal, situado en una esquina del cuarto de radiodiagnóstico.

Esta sección contiene tres partes fundamentales que son: el transformador de alta tensión, transformador de filamento, y rectificador, todas inmersas en aceite, usado para suministrar aislamiento eléctrico.

1) **CORRIENTE DE FILAMENTO:** Corriente que circula lo largo del filamento para llevarlo a la incandescencia y al umbral de la emisión termoiónica.

2) **CORRIENTE DE TUBO:** Corriente originada por el efecto de Emisión termo iónica.

De las partes constitutivas, aquella que tiene que ver con el rectificador es muy importante, ya que este provee del voltaje rectificado para la operación del tubo de Rayos X.

Tal rectificación es efectuada por parte de un puente rectificador constituido por diodos.

El voltaje no rectificado suministra una forma de onda igual a la suministrada por el devanado primario del transformador de alto voltaje, pero con una amplitud muy reducida.

Sin embargo, la corriente de tubo existe solamente en el ciclo positivo de la onda alterna, mientras que en el ciclo negativo no ocurre nada, ya que no existe emisión electrónica en sentido inverso (ánodo - cátodo). En estas condiciones se considera al voltaje como inverso.

Rectificación en Media Onda se produce cuando el voltaje inverso es suprimido. Esta condición representa la eliminación del ciclo negativo.

Usualmente esta rectificación es lograda con dos diodos colocados en la sección de alto voltaje.

En ciertos casos es suficiente el uso de un diodo. Algunos circuitos de Rayos X poseen autorectificación, esto significa que el tubo de Rayos X es usado como diodo rectificador, en cuyo caso no hay diodos presentes en el circuito de alto voltaje.

Muchas máquinas dentales usan la técnica de autorectificación. La forma de onda de salida de los Rayos X rectificados en media onda es de tipo pulsante.

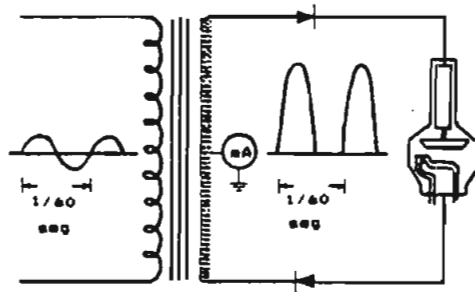


fig. 7 CIRCUITO DE RECTIFICACION DE MEDIA ONDA

Para este caso, todos los ciclos negativos son invertidos a voltajes positivos. Durante el segundo ciclo positivo de la forma de onda habrá también flujo electrónico, por lo tanto el cátodo permanece siempre negativo y el ánodo siempre positivo.

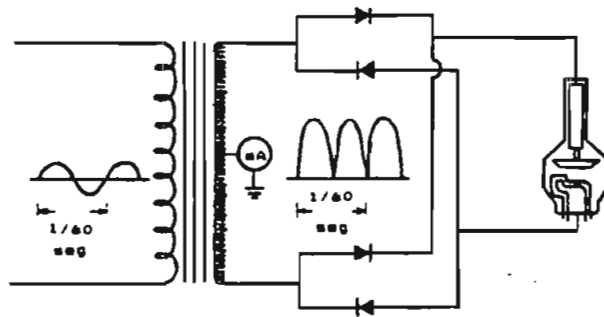


fig.8 CIRCUITO RECTIFICADOR DE ONDA COMPLETA

Rectificación de Onda Completa se la efectua a través de un arreglo de 4 diodos ubicados en el circuito de alto voltaje.

La rectificación de onda completa es la más usada y recomendada en las Máquinas de Rayos X, por lo tanto su mayor y más importante ventaja es reducir el tiempo de exposición a la mitad. La rectificación de onda completa para fuentes de poder trifásicas es la forma más óptima de operación del tubo de Rayos X, ya que se obtiene un aumento de la Cantidad y Calidad de la radiación debido al voltaje prácticamente constante aplicado al tubo.

El único inconveniente de esta técnica es el alto costo del aparato de Rayos X, así como su instalación y operación. Pero a costa de este detrimento el beneficio que se obtiene son las nuevas facilidades radiográficas.

Sin embargo, una nueva técnica nos favorece aún más debido a que se hace una variación de la frecuencia de 60 Hz de la red de alimentación a altas frecuencias (usualmente 500 o 1000 Hz); consecuentemente el voltaje de rizado es reducido prácticamente a cero.

Una de las grandes ventajas del generador de alta frecuencia es el tamaño, debido a que muchos generadores pueden ser colocados en el interior de la calota del tubo de Rayos X, beneficiando igualmente a muchas otras técnicas radiográficas.

Un circuito simplificado de la máquina de Rayos X es el que se plantea a continuación:

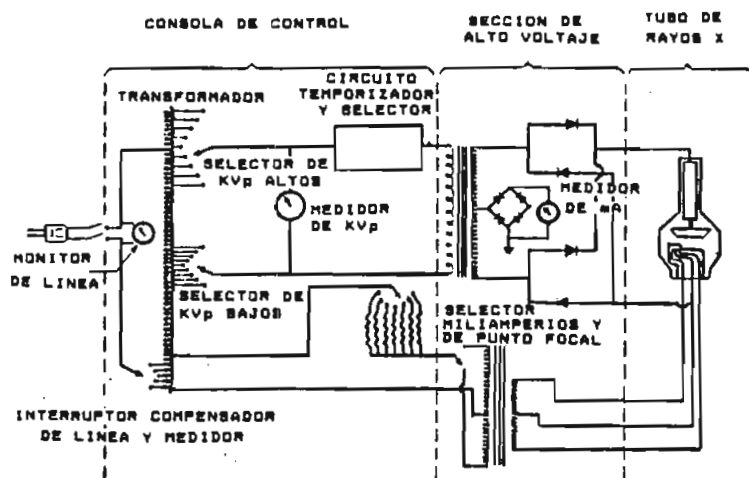


fig.9 CIRCUITO ELECTRICO SIMPLIFICADO DE UNA MAQUINA DE RAYOS X

I.2 PRODUCCION DE RAYOS X

La interacción de los electrones acelerados al chocar con la pista del Anodo genera cambios energéticos como son, el paso de la energía cinética a energía calórica y la generación de los Rayos X. Para modernas máquinas de Rayos X, esta conversión es muy notable debido a la gran transmisión de electrones que llegan a la pista, (Por ejemplo a 100 mA, 6×10^{17} electrones por segundo viajan desde el Cátodo al Anodo en el tubo de Rayos X).

En una máquina de Rayos X operando a 70 KVp, cada electrón arriba a la pista con una máxima energía cinética de 70 KeV. Puesto que hay 1.6×10^{-16} JOUL¹⁾ por KeV²⁾, esta energía equivale a:

$$1.12 \times 10^{-14} \text{ JOUL (Energía Cinética)}$$

Sabiendo que la masa el electrón es de 9.1×10^{-31} Kg, se reemplaza en la fórmula de la energía cinética y de allí se obtiene la velocidad de los electrones:

$$\begin{aligned} E_c &= (1/2)m v^2 \\ v^2 &= 2.46 \times 10^{16} \text{ m}^2/\text{s}^2 \\ v &= 1.6 \times 10^8 \text{ m/s} \end{aligned}$$

donde: m = masa del electrón

v = velocidad del electrón

1) JOUL: Unidad del Sistema Internacional de Medidas para expresar valores de energía JOUL = Kg m²/s²

2) KeV: Kilo electrón-voltio = 1000 electrón-voltio

electrón-voltio (eV) = 1.60×10^{-12} ergio = 1.60×10^{-19} joul.

Rigurosamente este cálculo no estaría tan correcto debido al incremento de la masa relativista en la fracción v/C :

$$\begin{aligned}v/C &= (1.6 \times 10^8 \text{ m/s}) / (3 \times 10^8 \text{ m/s}) \\v/C &= 0.53\end{aligned}$$

donde: v = velocidad del electrón

C = velocidad de la LUZ

La distancia entre el filamento y la pista es de 1 a 3 cm, por lo que es fácil imaginar la intensidad de la fuerza de aceleración requerida para que los electrones alcancen la velocidad desde cero a la mitad de la velocidad de la luz, en tal pequeña distancia. Los electrones viajeros desde el Cátodo al Anodo reciben comunmente el nombre de Electrones Proyectil.

Justamente la interacción entre estos y la pista del Anodo es lo que genera la radiación X. Estos electrones interactúan con los electrones de los átomos del material de la pista del Anodo o con sus núcleos.

La interacción resultante de la conversión de energía cinética, energía térmica y energía electromagnética es el origen de los Rayos X.

Generalmente más del 99% de la energía cinética de los electrones proyectil es convertida en energía térmica, permitiendo que menos del 1 % sirva para la producción de la radiación X útil.

El incremento del calor en el ánodo está directamente relacionado con la corriente de tubo.

La eficiencia de la producción de los Rayos X es independiente de la corriente de tubo, consecuentemente indiferente a la

selección de mA, la eficiencia de la producción de los Rayos X permanece constante. La eficiencia en la producción de los Rayos X incrementa con el incremento de la energía de los electrones proyectil.

Por ejemplo a 60 KeV solamente el 0.5 % de la energía cinética de los electrones es convertida en Rayos X, mientras que a 20 Mega electrón voltios (MeV)¹⁾ esta conversión es del 70 %.

I.2.1. CARACTERISTICAS DE LA RADIACION

Si los electrones acelerados interactúan con los electrones ubicados en las capas internas de los átomos de la pista del Anodo, más que con los electrones de las capas atómicas más externas, la Radiación X Característica puede ser producida.

La Radiación X Característica resulta cuando la interacción es lo suficientemente violenta para ionizar a los átomos de la pista.

De esta manera se generan ciertas variedades de Rayos X de acuerdo al nivel de energía atómica del cual fue removido un electrón.

Así por ejemplo los Rayos X generados por la remoción de electrones de la capa L son menos energéticos que los generados por la remoción de electrones de la capa K, puesto que la energía de ligadura de los electrones de la capa L es mucho menor que la de los electrones de la capa K.

1) MeV: Mega electrón-voltio = 1'000.000 eV

Como referencia se tiene la siguiente tabla en la que se puede cuantificar la producción de los Rayos X característicos en una pista de Tungsteno:

RAYOS X CARACTE- RISTICOS	DESDE LA TRANSICION ELECTRONICA					
	CAPA L	CAPA M	CAPA N	CAPA O	CAPA P	ENERGIA EFECT
K	57.4	66.7	68.9	69.4	69.5	69
L		9.3	11.5	12.0	12.1	12
M			2.2	2.7	2.8	2
N				0.52	0.6	0.6
O					0.08	0.08

Cuadro 1 RAYOS CARACTERISTICOS DEL TUNGSTENO Y OTRAS ENERGIAS EFECTIVAS (KeV).

Excepto para los Rayos X característicos producidos en la capa K, los demás poseen muy baja energía y por eso no se los debe usar como Rayos X Diagnósticos, así por ejemplo los Rayos X producidos en la capa L con aproximadamente 12 KeV de energía pueden penetrar apenas pocos centímetros en tejido blando.

Solamente los Rayos X característicos con un promedio de energía de alrededor a los 70 KeV son usados diagnósticamente ya que solo estos contribuyen grandemente al diagnóstico radiográfico.

En resumen los Rayos X Característicos son producidos por la transición orbital de los electrones desde las capas exteriores a las interiores.

Puesto que la energía de enlace para cada elemento es diferente, los Rayos X característicos producidos en varios elementos son cada uno diferentes.

La energía efectiva de los Rayos X característicos se incrementa con el incremento del número atómico del elemento de la pista del Anodo.

I.2.2. RADIACION BREMSSTRAHLUNG

La producción de calor y Rayos X característicos implica interacción entre los electrones proyectil y los electrones de los átomos de la pista. Un tercer tipo de interacción en la cual un electrón proyectil puede perder energía cinética en la interacción con el núcleo es conocida como energía electromagnética.

Puesto que el electrón está cargado negativamente y el núcleo del átomo positivamente, hay una fuerza electrostática de atracción entre ellos. En la proximidad del núcleo el electrón proyectil es influenciado por la fuerza del núcleo muy vigorosamente, en su paso por las cercanías del núcleo el electrón es desacelerado y variado en la deriva de su curso, esta pérdida de energía cinética produce un Fotón de Rayos X.

A esta interacción es la que se la conoce como Radiación Bremsstrahlung o Rayos X Bremsstrahlung y puede ser considerada como una radiación resultante del frenado de los electrones proyectil por los núcleos de los átomos de la pista.

I.2.3. ESPECTRO DE EMISION DE RAYOS X

En la generación de la Radiación X característica se producen varios tipos de Radiación X de acuerdo a la ubicación de los

electrones en las respectivas capas electrónicas, esta emisión generará un espectro que representará la emisión de los Rayos X.

Esta descripción es fundamental para entender como se produce la emisión de los Rayos X.

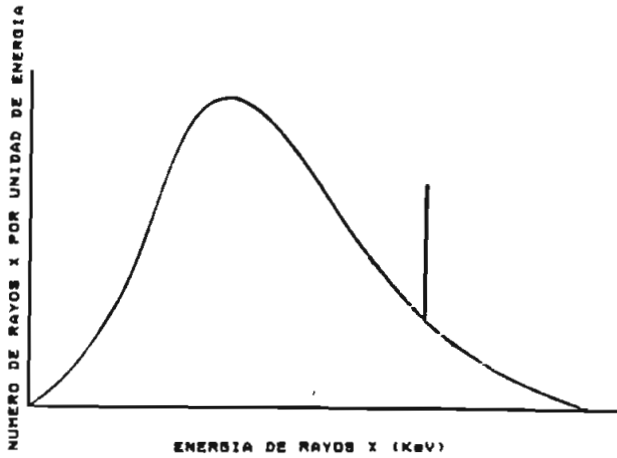


fig. 10 **FORMA GENERAL DEL ESPECTRO DE EMISION
DE RAYOS X**

Idealmente si se pudiera posicionar en la mitad del campo útil de la radiación X y se tomará un fotón para medir su energía puntualmente, se estaría obteniendo de esta manera el espectro de Emisión de los Rayos X.

Aunque no sea posible realizar la captura y medición individual de los fotones de Rayos X generados, hay instrumentos que realizan esta medición y evaluación. El espectro de emisión de Rayos X debe ser descrito para todas las máquinas de Rayos X, entendiéndose que dicho espectro es clave para comprender los cambios en el KVp, mA tiempo, filtración, que afectan a la densidad y contraste de una radiografía.

I.2.4. ESPECTRO DE RAYOS X - DISCRETO

El Espectro Discreto justamente indica energías discretas o puntuales, caracterizándose por la diferencia entre las energías de los electrones de un elemento en particular.

Para los Rayos X característicos del Tungsteno se tiene lo siguiente:

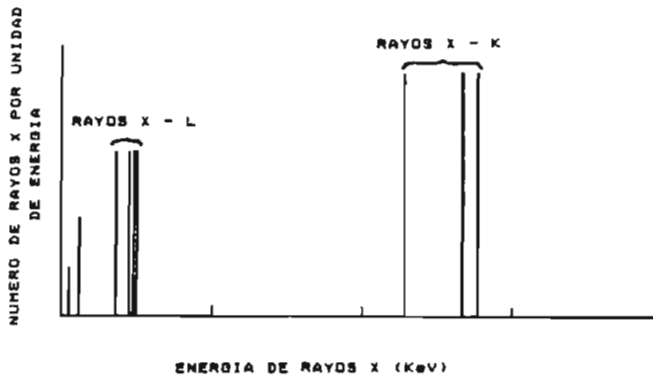


fig. 11 CARACTERISTICA DEL ESPECTRO DE EMISION DISCRETO DE RAYOS X

Para este ejemplo cada marca es un punto discreto del espectro denominado, Espectro de Emisión de Rayos X Característicos.

Para el ejemplo planteado las líneas Verticales están representando a las variedades de Rayos X de acuerdo a la capa electrónica de la que proceden. De aquí se puede ver que la intensidad relativa de los Rayos X de la capa K es mucho mayor que la de los Rayos X característicos de baja energía. Solamente este tipo de Rayos X se los puede considerar como Rayos X Diagnósticos por su gran poder de penetración y su alta energía.

I.2.5. ESPECTRO DE RAYOS X - CONTINUO

Si fuera posible identificar y cuantificar la energía continua en cada Fotón Bremsstrahlung emitido desde un tubo de Rayos X, se encontraría que estas energías se hallan asociadas con la energía pico del electrón. En otras palabras si se opera a 70 Kvp, los Fotones Bremsstrahlung son emitidos con energías dentro del rango de 0 a 70 KeV.

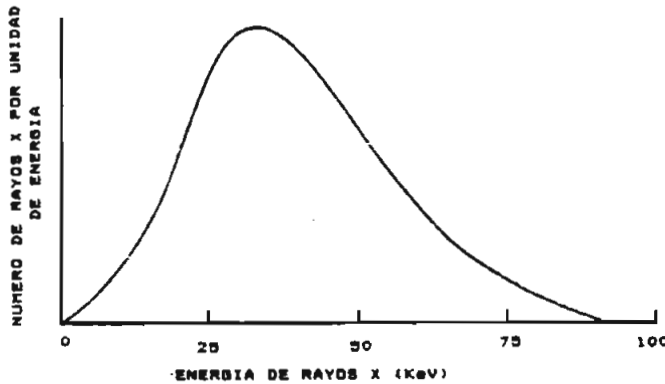


fig. 12 CARACTERÍSTICA DEL ESPECTRO CONTINUO DE EMISION DE RAYOS X

Este espectro de emisión es llamado también Espectro de Emisión continua. Las energías de los fotones emitidos tienen un rango de valores muy amplio, cuyo espectro es similar para todas las máquinas de Rayos X.

La máxima energía que los Rayos X pueden tener es numericamente igual al Kvp de operación. El mayor número de fotones de Rayos X son emitidos con una energía aproximada a la tercera parte de la energía máxima del fotón.

El número de Rayos X decrece rápidamente a muy bajas energías fotónicas por debajo de los 5 KeV alcanzando casi cero.

Hay varias causas para esta disminución entre las que se puede mencionar las siguientes:

- a) No todos los electrones acelerados desde el Cátodo al Anodo tienen la misma energía cinética pico, dependiendo del tipo de rectificación y del circuito de alto voltaje muchos de estos electrones pueden tener bajos niveles energéticos cuando chocan contra la pista del Anodo, produciendo de esta manera Rayos X de baja energía.
- b) La pista convencional de los tubos de equipos de radio-diagnóstico modernos son relativamente gruesos, consecuentemente muchos de los Rayos X Bremsstrahlung emitidos resultan de múltiples interacciones de los electrones proyectil los cuales debido a esto pierden energía.
- c) La filtración externa que es agregada a la del tubo de Rayos X, sirve para remover de manera selectiva a los fotones de baja energía del campo útil de Rayos X .

1.2.6. LONGITUD DE ONDA MINIMA

La energía de un fotón de Rayos X es directamente proporcional al producto de la frecuencia del fotón por la constante de Plank. La energía de los Rayos X es también inversamente proporcional a la Longitud de Onda del fotón.

$$E = hc/\lambda$$

donde: h = Constante de Plank c = Velocidad de la Luz
 λ = Longitud de Onda.

La longitud de onda de un fotón incrementa con la disminución de la energía del fotón y viceversa.

Consecuentemente la mínima Longitud de Onda de los Rayos X esta asociada con la máxima energía de los mismos.

Para calcular el λ_{\min} se procederá así:

$$\lambda = hc/E$$

$$hc = 4.14 \times 10^{-15} \text{ CV-s}$$

$$c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$$

velocidad de la LUZ

de donde: $\lambda = (12.4 \times 10^{-7} \text{ CV-m})/E$

De esto se puede ver que el λ_{\min} de la emisión de Rayos X corresponde a la máxima energía del fotón de Rayos X y la máxima energía del fotón es numéricamente igual al KVp, por lo tanto la expresión anterior puede ser expresada como:

$$\lambda_{\min} = (12.4 \times 10^{-7})/KVp$$

I.2.7. FACTORES QUE AFECTAN AL ESPECTRO DE EMISION DE RAYOS X

Los factores que afectan a la emisión del espectro se los puede resumir de la siguiente manera:

FACTOR	EFEECTO
- Corriente de tubo	Amplitud del espectro
- Voltaje de tubo	Amplitud y posición
- Filtración añadida	Amplitud, mayor parte de la baja energía efectiva
- Material de la pista	Amplitud del espectro y posición
- Forma de Onda de Voltaje	Amplitud del espectro, mayor parte de la alta energía efectiva

Cuadro 2. FACTORES QUE AFECTAN AL TAMAÑO Y POSICION RELATIVA DEL ESPECTRO DE EMISION DE RAYOS X

El número total de Rayos X emitidos desde el tubo será determinado por la suma de los Rayos X emitidos a cada energía de todo el ancho del espectro.

A este proceso se lo conoce como integración, es decir gráficamente en número de Rayos X emitido es equivalente al valor del area bajo la curva del espectro.

La parte más alejada hacia la derecha del espectro es la zona de la mayor energía efectiva o calidad de Rayos X, la parte superior de la curva representa la intensidad o cantidad de radiación X.

I.2.7.1. INFLUENCIA DE LA CORRIENTE DE TUBO

Al efectuar una variación desde la consola de control de los miliamperios desde los 200 a los 400 mA y manteniendo constante los otros parámetros, se duplica el flujo de electrones del Cátodo al Anodo, este cambio en la operación variará la producción de fotones de Rayos X, en otras palabras, el Espectro de emisión de fotones será cambiado de amplitud pero no de forma.

Un cambio en la corriente de tubo resulta en un cambio proporcional en la amplitud del Espectro de Emisión de Rayos X a toda energía.

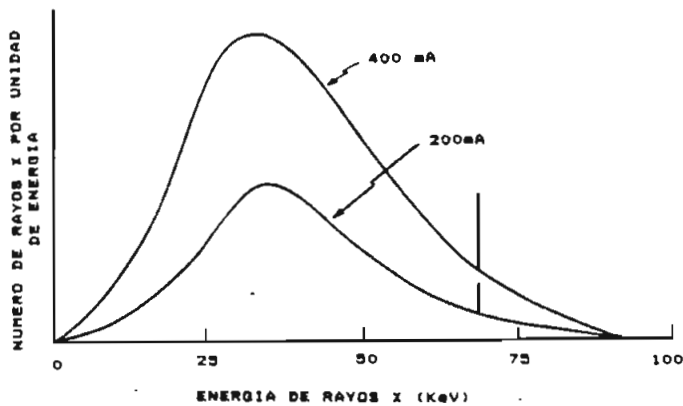


fig. 13 VARIACION PROPORCIONAL DE LA CORRIENTE DE TUBO EN UN CAMBIO PROPORCIONAL EN LA AMPLITUD DEL ESPECTRO DE EMISION DE RAYOS X

I.2.7.2. INFLUENCIA DEL VOLTAJE DEL TUBO

De manera diferente a lo que ocurre al variar la corriente de tubo, un cambio en el KVp afecta conjuntamente a la amplitud y a la posición del espectro.

Si se incrementa el KVp, el área incrementa con el cuadrado del factor con que el KVp aumentó. Igualmente la intensidad de salida incrementa con el cuadrado de este factor.

La energía máxima de emisión es numéricamente igual siempre al valor del KVp. Este incremento en el KVp, varía la distribución relativa de los fotones de Rayos X emitidos.

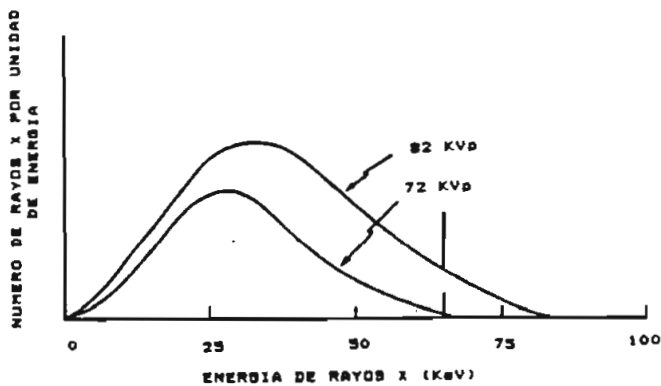


fig. 14 VARIACION DEL KVp SE REFLEJA EN UN INCREMENTO DE LA AMPLITUD DEL ESPECTRO DE EMISION DE RAYOS X A TODAS LAS ENERGIAS

I.2.7.3. INFLUENCIA DE LA FILTRACION AÑADIDA

La filtración añadida en una máquina de Rayos X afecta a la posición relativa del espectro.

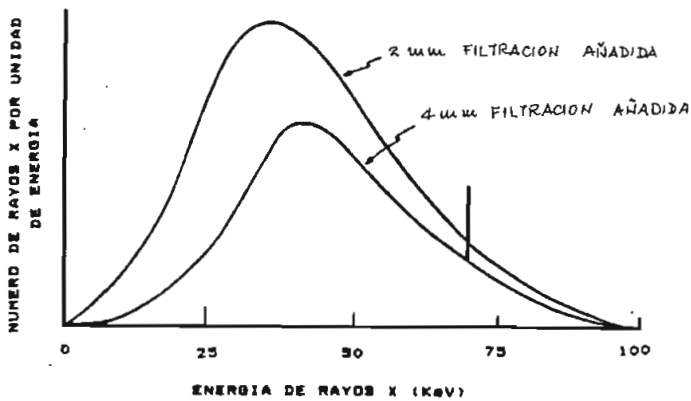


fig. 15 LA FILTRACION AÑADIDA REDUCE LA INTENSIDAD DE LOS RAYOS X

Esta filtración absorbe los Rayos X de Baja energía llamados también Blandos en mayor cantidad que los Rayos X de alta energía y debido a esto el espectro de emisión es disminuido más hacia la izquierda que hacia la derecha.

El resultado global se ve en un incremento de la energía efectiva del campo de Rayos X (altamente penetrante) acompañado de una reducción en la intensidad del campo.

El espectro discreto no es afectado ni la energía máxima de la emisión de Rayos X. No hay un método sencillo para calcular los cambios en la energía efectiva e intensidad con cambios en la filtración añadida.

I.2.7.4. INFLUENCIA DEL MATERIAL DE LA PISTA

Previamente se había descrito que el número atómico de los átomos de la pista del Anodo afecta tanto a la cantidad de radiación como también a la energía efectiva de los Rayos X.

Básicamente al aumentar el número atómico del material de la pista, permite que la eficiencia en la producción de la radiación Bremsstrahlung también incremente y que los fotones de alta energía incrementen igualmente en número, más rápidamente que los fotones de baja energía.

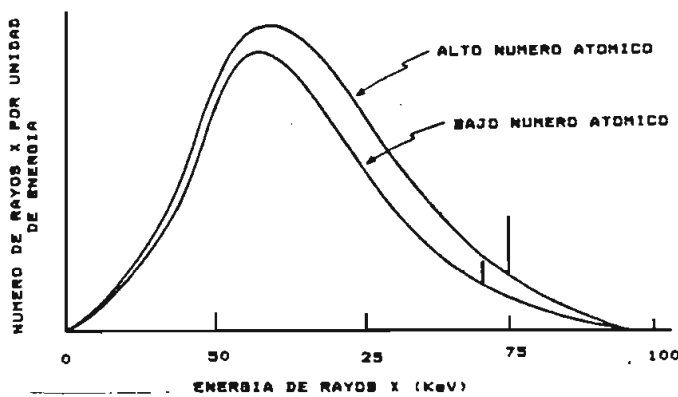


fig. 16 EFECTO SOBRE EL ESPECTRO DE EMISION RESPECTO AL INCREMENTO DEL NUMERO ATOMICO DEL MATERIAL DE LA PISTA

El cambio en el espectro continuo no es tan pronunciado como el cambio en el espectro discreto.

Al aumentar el número atómico el espectro discreto es removido hacia la derecha representando la radiación característica de alta energía.

Este fenómeno es un resultado directo del enlace electrónico de los electrones de alta energía asociados con el incremento del número atómico.

En algunas ocasiones se adisiona Oro al material de la pista para aumentar su eficiencia teniendo en cuenta que el número atómico del Tungsteno y del Oro son de 74 y 79 respectivamente.

I.2.7.5. INFLUENCIA DE LA FORMA DE ONDA DE VOLTAJE

Se conoce que hay 4 formas de onda producidos para equipos de Rayos X debidos al tipo de rectificación usada: Rectificación de media onda, Rectificación de onda completa, Seis pulsos trifásicos y veinte pulsos trifásicos.

Tanto la rectificación de media onda como de onda completa en cuanto tiene que ver con la forma de onda de voltaje son semejantes exepcto por la frecuencia de repetición.

El número de Rayos X emitidos a cada instante del ciclo continuo no es proporcional al voltaje, pero la intensidad de la radiación X es más alta en los picos de voltaje que en aquellas regiones de voltajes bajos. Por consiguiente la forma de onda de voltaje trifásico es una consecuencia favorable para una mayor emisión de Rayos X, que usando cualquier otro tipo de rectificación monofásica.

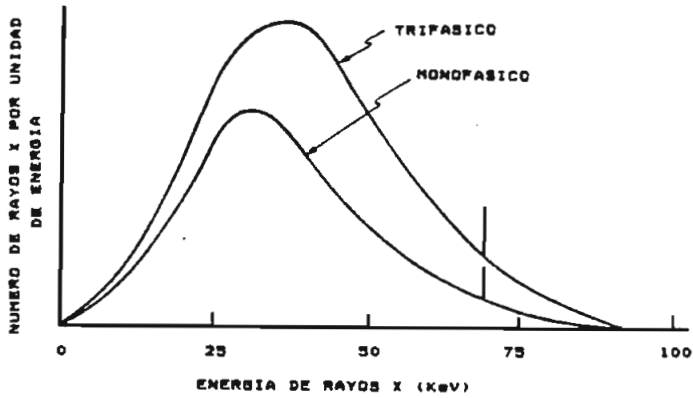


fig. 17 OPERACION TRIFASICA MAS CONVENIENTE QUE LA MONOFASICA

De esto se podría mencionar una Regla de Oro para el operador del equipo: Un equipo operando en base a un sistema trifásico equivale a incrementar un 12 % a un equipo operando en base a un sistema monofásico.

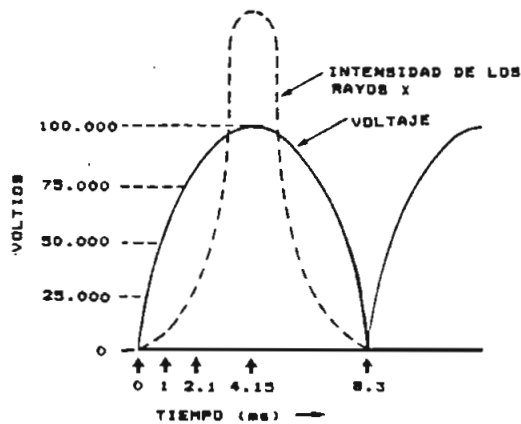


fig. 18 INFLUENCIA DE LA FORMA DE ONDA DE VOLTAJE

I.3 INTERACCION DE LOS RAYOS X CON LA MATERIA

Hay cinco formas básicas con que la radiación X interactúa con la materia: Disipación Simple, Efecto Compton, Efecto Fotoeléctrico, Producción de Pares y Foto-desintegración.

De estas, tanto el Efecto Compton así como el Efecto Fotoeléctrico son los de mayor importancia por lo que se las estudiará con mayor detalle.

I.3.1. DISIPACION SIMPLE

Rayos X de baja energía, con energías de alrededor a 10 KeV, pueden interactuar con la materia por Simple Disipación, en algunos casos llamada Interacción Coherente o Disipación tipo Thompson.

Este efecto se caracteriza porque un fotón incidente interactúa con los átomos de la pista causando la respectiva excitación.

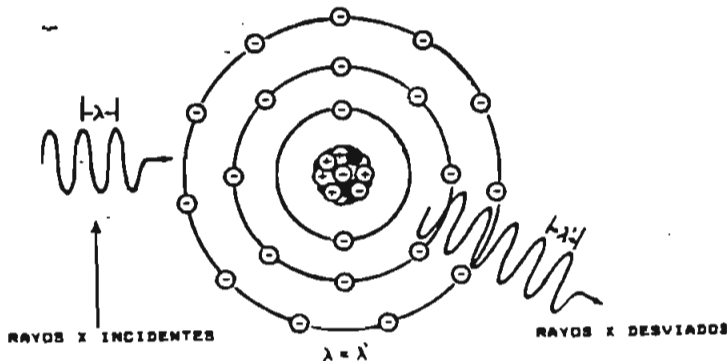


fig. 19 DISIPACION CLASICA ES LA INTERACCION ENTRE LOS RAYOS X DE BAJA ENERGIA Y LOS ATOMOS

Los átomos de la pista inmediatamente liberan este exceso energético y como resultado de esto, el fotón se desvía de su trayectoria pero manteniendo igual longitud de onda que la del fotón incidente y además con igual energía.

El resultado es el cambio de dirección de los Rayos X sin un cambio de su energía. No hay energía transferida ni tampoco ionización.

Este efecto no es significativo en radiodiagnóstico médico, sin embargo de alguna manera se le incluye dentro del rango diagnóstico.

1.3.2. EFEECTO FOTO-ELECTRICO

Los Rayos X en el rango de diagnóstico pueden también producir ionización interactuando con los electrones de las capas más internas de los átomos de la pista, puesto que los Rayos X con esta interacción no son desviados sino totalmente absorbidos.

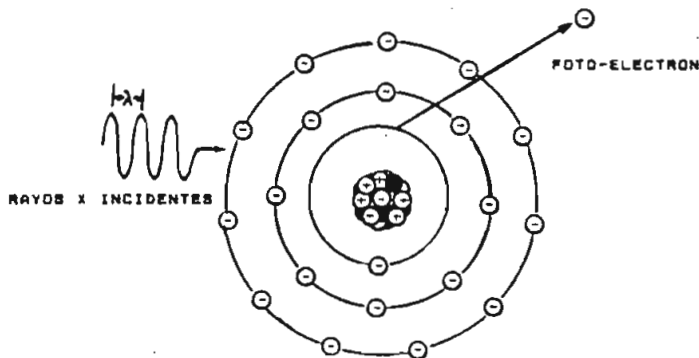


fig. 20 EL EFECTO FOTO-ELECTRICO OCURRE CUANDO LOS RAYOS X SON TOTALMENTE ABSORBIDOS DURANTE LA IONIZACION DE UN ELECTRON INTERIOR

El Efecto Foto-eléctrico es una interacción debida a la absorción del fotón incidente.

El electrón removido del átomo se lo denomina Foto-electrón el cual escapa con una energía igual a la diferencia entre la energía de los Rayos X incidentes y la energía de ligadura o enlace del electrón a la capa orbital.

Matemáticamente esto puede ser expresado así:

$$E_x = E_b + E_{ke}$$

donde: E_x = Energía de los Rayos X incidentes
 E_b = Energía de ligadura de los electrones
 E_{ke} = Energía cinética de los electrones.

Para pistas cuyos átomos poseen bajos números atómicos, la energía de ligadura de todas las capas electrónicas K son bajas (0.284 KeV para el carbón) y es por esto que el foto-electrón es liberado con energía cinética parecida a la de los Rayos X incidentes. Para pistas cuyos átomos posean números atómicos altos, el electrón liberado posee alta energía (37.4 KeV para el Bario en su capa K) y por esto la energía cinética de los foto-electrones es proporcionalmente disminuida.

La eyección de un foto-electrón de la capa K por los Rayos X incidentes dan como resultado en dicha capa la producción de un hueco que es un estado no natural el cual es inmediatamente llenado por un electrón de otra capa, usualmente de la capa L.

Esta transición electrónica es acompañada por emisión de Rayos X cuya energía es igual a la diferencia en la energía de enlace o ligadura de la capa involucrada.

Estos Rayos X característicos son también conocidos como radiación secundaria y proceden de la misma manera que la radiación por simple disipación. Esta radiación no afecta significativamente a la calidad diagnóstica ya que su ocurrencia se efectúa con una intensidad insignificante.

La probabilidad de que se produzcan los Rayos X por la interacción foto-eléctrica es función por lo tanto de la energía de los fotones y del número atómico de los átomos de la pista.

La interacción foto-eléctrica no se efectuará cuando la energía de la radiación X incidente es igual o menor que la energía de enlace o ligadura electrónica. Para un electrón ubicado en la capa K del Bario, por ejemplo, salta al núcleo con una energía equivalente a 37.441 KeV y no puede ser removido por un fotón de 25 KeV. Si el fotón incidente posee la suficiente energía, la probabilidad de que se produzca la interacción foto-eléctrica decrece con la curva de la energía del fotón.

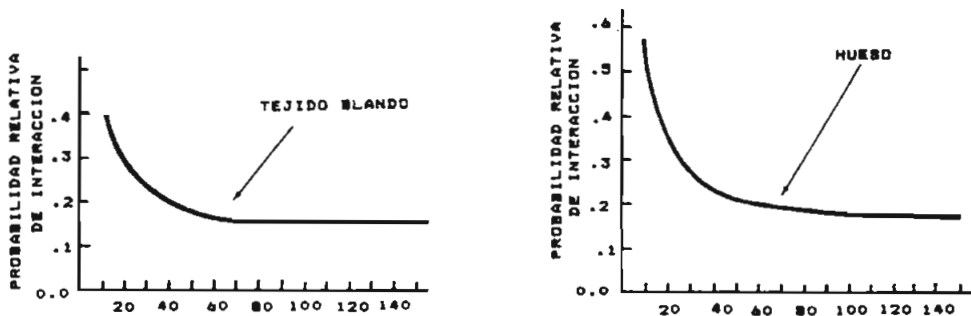


fig. 21 INTERACCION FOTOELECTRICA EN RELACION CON EL TEJIDO BLANDO Y HUESO

La probabilidad de la interacción foto-eléctrica es inversamente proporcional a la tercera potencia de la energía del fotón.

Para el Efecto Foto-eléctrico, una pequeña variación en el número atómico resulta en un gran cambio de la energía de los Rayos X. Esta es una situación distinta a lo que ocurre con el Efecto Compton.

I.3.3. EFECTO COMPTON

Rayos X de energía moderada, dentro del rango diagnóstico, sufren la interacción con los electrones de los átomos de pista los cuales no solamente que desvían al fotón de su trayectoria sino que además reducen su energía y ionizan al átomo.

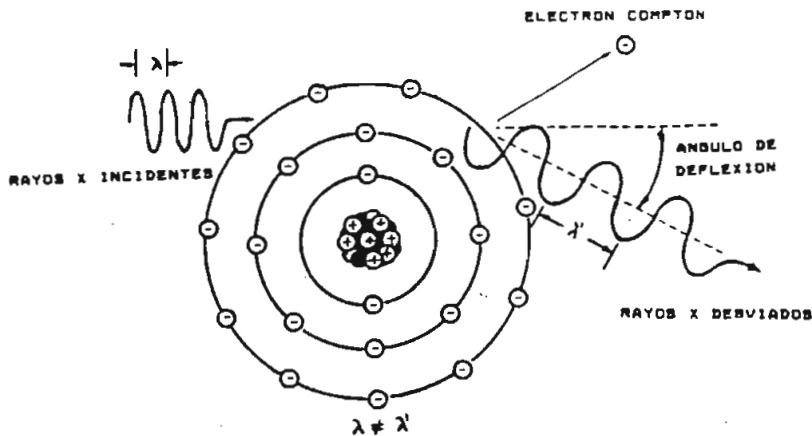


fig.22 EFECTO COMPTON ES LA INTERACCION ENTRE LOS RAYOS X DE ENERGIA MODERADA Y LOS ELECTRONES MAS EXTERNOS

En este proceso los Rayos X incidentes interactúan con los electrones de otras capas ionizando al átomo. Los Rayos X son alterados tanto en dirección como en el decremento de su energía.

La Energía de los Rayos X producidos por este efecto es igual a la diferencia entre la energía de los Rayos X incidentes y la energía impartida a los electrones.

La energía impartida a los electrones a su vez es igual a su energía intrínseca sumada la energía cinética a la cual fueron sujetos.

Matemáticamente se puede expresar lo dicho así:

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

donde: E_i = Energía de los Rayos X incidentes
 E_s = Energía de los Rayos X desviados
 E_b = Energía intrínseca del electrón
 E_{ke} = Energía cinética de los electrones.

Durante la interacción Compton, la mayor parte de la energía es dividida entre el fotón desviado y el electrón secundario denominado electrón Compton. Usualmente el fotón desviado es el que retiene la mayor parte de la energía, mientras que el electrón Compton no posee energía suficiente para ionizar a otros átomos.

El fotón desviado será absorbido fotoeléctricamente y el electrón secundario se lo dejará caer en una capa electrónica que tenga previamente creado un hueco para una posterior y eventual ionización.

La probabilidad de interacción por Efecto Compton es casi independiente del número atómico de los átomos de la pista. El Efecto Compton puede ocurrir con Rayos X diagnósticos y es por esto la importancia que se tiene.

Los Rayos X desviados debido al Efecto Compton pueden crear serios problemas con la exposición de estas radiaciones en radio-diagnóstico médico, pero mucho más en fluoroscopia.

Este tipo de radiación es la fuente de la mayor parte de los problemas para el personal ocupacionalmente expuesto; por lo tanto, el operador del equipo deberá estar muy bien protegido y trabajar dentro de la sala de mando, mientras dure un estudio radiográfico.

I.3.4. PRODUCCION DE PARES

Si un fotón de Rayos X es lo suficientemente energético, este puede escapar de la interacción de la nube electrónica y acercarse lo bastante próximo al núcleo de los átomos de la pista y estar bajo la influencia del campo nuclear.

Esta interacción entre el fotón y la fuerza nuclear es la causa para que el fotón desaparezca y en su lugar aparezcan dos partículas cargadas, una negativa llamada **Electrón** y una positiva llamada **Positrón**.

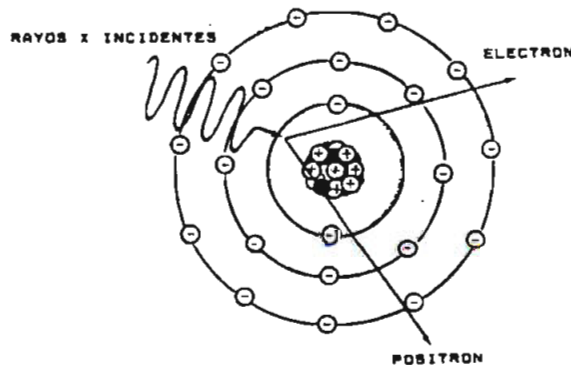


fig. 23 PRODUCCION DE PARES OCURRE CUANDO LOS RAYOS X TIENEN ENERGIAS MAYORES QUE 1.02 MeV

Anteriormente se calculó la energía equivalente a la masa del electrón la cual fue de 0.51 MeV, por esto dos electrones formados por el Efecto de Producción de Pares necesariamente obligan a que el fotón incidente tenga una energía de por lo menos 1.02 MeV. Si no se cumple esto, el evento descrito no ocurre. En caso de satisfacer la condición planteada, la energía será repartida equitativamente a las dos partículas y si existe exceso energético este será sumado a la energía cinética de dichas partículas.

Por lo tanto la Producción de Pares esta relacionada con los Rayos X que posean energías iguales o superiores a 1.02 MeV, lo cual en radiología diagnóstica es imposible.

1.3.5. FOTO-DESINTEGRACION

Los fotones de Rayos X de alta energía de alrededor a los 10 MeV, pueden escapar de la interacción de la nube electrónica y de la fuerza del campo del núcleo y son absorbidos directamente por el núcleo, en cuyo caso el núcleo entra en un

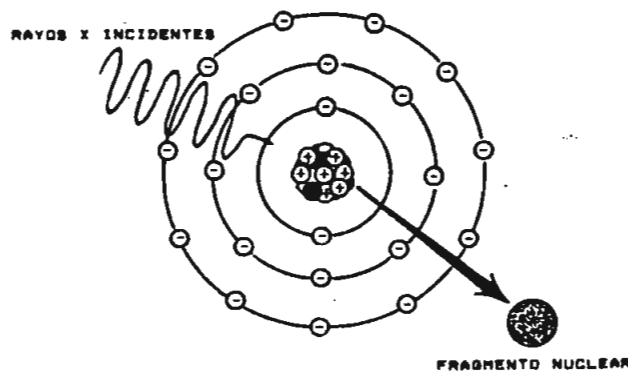


fig.24 FOTO-DESINTEGRACION ES LA INTERACCION ENTRE LOS FOTONES DE ALTA ENERGIA CON EL NUCLEO

estado de excitación e instantáneamente emite un nucleón o algún otro tipo de fragmento o partícula nuclear.

Este fenómeno igualmente relaciona a aquellos fotones de Rayos X con energías iguales o superiores a los 10 MeV, en cuyo caso, al igual que en la producción de pares la Foto-desintegración no es importante para la radiología diagnóstica.

De lo anteriormente expuesto se puede señalar que tanto el **Efecto Foto-eléctrico** así como el **Efecto Compton** son los más importantes en cuanto tiene que ver con la Calidad Diagnóstica. Sin embargo, el hecho de que el cuerpo humano no es uniforme en cuanto a su densidad ya que está constituido por tejido blando y huesos, también será motivo de interés, por lo que los estudios anatómicos deberán ser lo más idóneos del caso para de esa manera efectuar los exámenes de una manera mucho más segura.

1.3.5.1. LA INTERACCION FOTO-ELECTRICA Y SUS CUIDADOS

Los Rayos X que sufren de la interacción Foto-eléctrica, proveen de una sensación negativa en la información diagnóstica, puesto que ellos no alcanzan al film, estos son absorbidos significativamente por las estructuras anatómicas a radiografiarse.

La absorción foto-eléctrica de los Rayos X es la causa para que aparezcan áreas brillantes en la placa radiográfica.

Las estructuras anatómicas continuas por las cuales pasan estos rayos son translúcidas a ellos, mientras aquellas estructuras anatómicas discontinuas son radio-absorventes.

Algunos otros Rayos X que penetran al Cuerpo y no son translú-

Algunos otros Rayos X que penetran al Cuerpo y no son translúcidos con cualquier otra interacción, dan como resultado áreas oscuras sobre la placa radiográfica.

Para producir radiografías de Alta Calidad diagnóstica se requiere de una acertada selección del KVP, teniendo en cuenta que los Rayos X efectivos dan como resultado una máxima **Absorción Diferencial**, entendiéndose ésta a la diferencia entre los Rayos X absorbidos foto-eléctricamente y los que no fueron absorbidos.

La Absorción Diferencial incrementa cuando el KVP es disminuido, pero esta disminución desafortunadamente da como resultado un incremento en la Dosis al Paciente. Por lo tanto, hay que establecer un compromiso para cada examen radiográfico a efectuarse.

1.3.5.2. EL EFECTO COMPTON Y SUS CUIDADOS

Deberá estar claro que el Efecto Compton ocasionado por los Rayos X no proporciona una información útil en la placa radiográfica, pero si aporta a la generación de neblina sobre el film.

El film no reconoce lastimosamente la radiación de los Rayos X desviados y su efecto igualmente es el aparecimiento de la neblina. Para reducir este efecto negativo se usan equipos muy sofisticados, de tal manera que el número de Rayos X desviados sea el mínimo para afectar al film.

I.4. CARACTERÍSTICAS DE LA EMISIÓN DE RAYOS X

I.4.1. CANTIDAD DE LOS RAYOS X

La intensidad de radiación de salida de una máquina de Rayos X puede ser medida por medio de la magnitud dosimétrica Exposición (X), que representa la cantidad de iones producidos en un volumen de aire de masa (dm), cuando interactúa con los fotones de Rayos X. La unidad de exposición en el Sistema Internacional de medida es el [C/Kg], (Coul/Kilogramo). Existe una magnitud especial que hasta hoy día se la usa, esta es el **Roentgen** que equivale a 2.58×10^{-4} [C/Kg].

Otra magnitud utilizada en dosimetría de radiaciones es la Dosis Absorbida, que representa la cantidad de energía transmitida por unidad de masa de cualquier material. La unidad de Dosis Absorbida es el **Gray**, [Gy], que equivale a 1 Joul/Kg. La unidad especial de esta magnitud es el **Rad**. (1 Gray = 100 Rad).

Conociendo que los Rayos X de diagnóstico médico, pueden producir daños en el individuo irradiado y en sus descendientes; es necesario contar con una magnitud que nos represente la cantidad de energía transferida por la radiación ionizante por unidad de tejido humano y al mismo tiempo nos indique el grado de gravedad que puede producir esa radiación en el tejido. Esta magnitud dosimétrica es la Dosis Equivalente cuya unidad es el **Sievert** [Sv], que equivale a 1 Joul/Kg de tejido, la magnitud especial asociada a esta es el **Rem**. (1 Sv = 100 Rem).

De manera general, para tubos de Rayos X radiográficos operando a 70 Kvp, producen intensidades de radiación de entre 3 y 6 mR/mAs a un metro de distancia entre el receptor de imagen y la fuente generadora de radiación.

El Monograma presentado muestra una estimación entre la intensidad de Rayos X para un amplio rango de técnicas. Estas curvas se las aplica solamente para aparatos de Rayos X monofásicos con rectificación de onda completa:

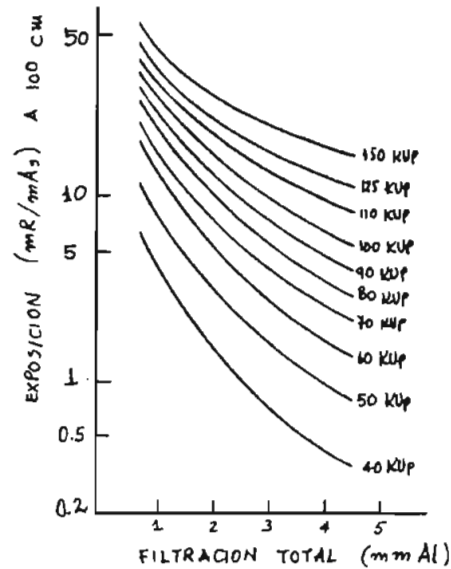


fig.25 MONOGRAMA PARA ESTIMAR LA INTENSIDAD DEL CAMPO DE RAYOS X

I.4.1.1. FACTORES QUE AFECTAN A LA CANTIDAD DE RAYOS X

Anteriormente se ha descrito algunos factores que afectan a la Cantidad de Rayos X, sin embargo, se ampliará su estudio para aclarar otro tipo de conceptos.

I.4.1.1.1. MILIAMPERIOS - SEGUNDO (mAs)

La cantidad de Rayos X es directamente proporcional al mAs. Cuando el mAs es duplicado el número de electrones que se producen en el tubo y llegan a la pista es también el doble y por eso el número de Rayos X emitido es duplicado.

Matemáticamente se expresa así:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{mAs_1}{mAs_2}$$

donde: I_i = Intensidad i de Rayos X $i = 1,2$.
 mAs_i = Miliamperios-segundo i

I.4.1.1.2. KILOVOLTAJE (KV)

La cantidad de Rayos X varía rápidamente con cambios del KVP. En términos rigurosamente matemáticos, el cambio en la cantidad de Rayos X es proporsional al cuadrado de la rata de cambio del KVP.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{KVp_1^2}{KVp_2^2}$$

donde: I_i = Intensidad i de Rayos X $i = 1,2$.
 KVp_i = Kilovoltaje pico i

I.4.1.1.3. DISTANCIA

La exposición de radiación desde el tubo de Rayos X varía inversamente con el cuadrado de la distancia desde la pista hasta el punto de interés. Esta relación es conocida como la Ley del Cuadrado de la Distancia, por consiguiente, grandes distancias atenuarán la cantidad de Rayos X.

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

donde I_i = Intensidad i de Rayos X $i = 1,2$
 d_i = Distancia i

I.4.1.1.4. FILTRACION

Las máquinas de Rayos X poseen filtros metálicos usualmente de 1 a 3 mm de aluminio (mmAl), ubicados en el haz útil de radiación.

El propósito general de estos filtros es el de reducir el número de Rayos X de baja energía o llamados también Blandos, que representan un riesgo para el paciente. Los Rayos X blandos no contribuyen a la Calidad Radiográfica sino que incrementan la Dosis al paciente innecesariamente.

Cuando la filtración es incrementada en el campo de Rayos X, la Dosis al paciente se reduce.

I.4.2. CALIDAD DE LOS RAYOS X

Cuando la energía efectiva de un campo de Rayos X es incrementada, la penetrabilidad es también incrementada. La penetrabilidad se refiere al grado de penetración del haz de Rayos X en la materia.

La Penetrabilidad o Potencia de penetración del campo de Rayos X se la conoce como Calidad de los Rayos X. Haces de Rayos X con alta penetrabilidad son denominados de Alta Calidad o también Haces Duros, y aquellos con baja penetrabilidad se los denomina Haces Blandos.

La calidad de los Rayos X es indentificada numéricamente por el HVL (HALF-VALUE-LAYER), también denominada Capa Hemirreductora (CHR).

Para cada calidad de radiación, se tendrá una determinada CHR y un determinado Kilovoltaje.

I.4.2.1. CAPA HEMIRREDUCTORA (CHR)

Aunque los Rayos X son atenuados exponencialmente, los Rayos X de alta energía son considerados más penetrantes que los de baja energía. Considerando Rayos X de 100 KeV, son atenuados un 3 % por centímetro en tejido blando; para un campo de Rayos X de 10 KeV son atenuados aproximadamente un 15 % por centímetro de tejido blando.

Los Rayos X de una energía dada son más penetrantes en materiales de bajo número atómico que en materiales de alto número atómico.

En Radiología la Calidad de Rayos X es caracterizada por la CHR o por la energía de los mismos.

La CHR en un campo de Rayos X es el espesor de material absorbente necesario para reducir a la mitad la intensidad del Campo respecto a su valor original.

En Radiodiagnóstico la CHR está en el rango de 3 a 5 mm Al de manera general y de 4 a 8 mm Al para tejido blando exclusivamente.

La CHR es susceptible a ser medido experimentalmente de la siguiente manera. Primeramente el campo de radiación se mide sin filtros, luego se procede a medir dicha radiación usando filtros de distintos grosores. El espesor o filtración que reduce la intensidad de la radiación a la mitad del valor original es el valor de la CHR.

Por lo tanto la CHR es el mejor método para especificar la Calidad de la Radiación X.

I.4.2.2. FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE LOS RAYOS X

I.4.2.2.1. KILOVOLTAJE

Un incremento en el KVp, se refleja en un cambio en la emisión del Espectro de Rayos X hacia el lado de alta energía, provocando un incremento en la energía efectiva del campo.

I.4.2.2.2. FILTRACION

El principal propósito de incrementar la filtración en un campo de Rayos X es el de remover selectivamente los Rayos X de baja energía que no tienen oportunidad de interactuar con el film.

Casi cualquier material puede servir como filtro, sin embargo, el aluminio es escogido debido a que es muy eficiente en cuanto a remover los Rayos X blandos, por ser más barato y porque es muy fácil hacer los filtros con este material.

I.4.2.2.2.1. TIPOS DE FILTRACION

La filtración para campos de Rayos X diagnósticos tiene dos componentes: Filtración inherente y la Filtración añadida.

- FILTRACION INHERENTE. La filtración del Campo de Rayos X, normalmente se piensa que es producida por una lámina delgada de aluminio colocada entre el ánodo y el Colimador. Este tipo de filtración es la filtración añadida.

La envoltura de vidrio del tubo de Rayos X también filtra el campo de Rayos X emergente. A esto es lo que se lo conoce como Filtración inherente.

La filtración inherente para un tubo de Rayos X de propósito general es usualmente de 0.5. mm Al.

- FILTRACION AÑADIDA. El incremento de filtros en el Campo de Rayos X es denominada Filtración añadida, la misma que atenúa los Rayos de todas las energías que fueron emitidos por el ánodo del tubo.

La variación producida en la emisión del Espectro de Rayos X nos provee de un campo de alta energía efectiva aumentando la penetrabilidad e incrementando la Calidad de los Rayos X.

La filtración añadida tiene dos fuentes por lo general. La primera proporciona una filtración equivalente a 1 o 2 mm Al que están permanentemente ubicados en la ventana a la salida de la calota del tubo de Rayos X y el colimador y la segunda fuente justamente es el colimador el cual contribuye con una filtración equivalente a 1 mm Al.

I.5. TECNICAS PARA RESTRINGIR EL HAZ DE RAYOS X

Dos tipos de fotones de Rayos X son los responsables para la Densidad, Contraste e Imagen Radiográfica.

Aquellos que pasan a través del paciente sin interactuar y aquellos que se difunden en el paciente sin la Interacción Compton.

Sin embargo, estos Rayos X que salen desde el paciente e interaccionan con el film son llamados Rayos X remanentes.

Una colimación idónea al Campo de Rayos X nos proporciona un efecto primario que se refleja en una menor Dosis al paciente debido a la restricción del volumen de tejido irradiado.

La correspondiente reducción de la radiación dispersa y el obscurecimiento producido es un beneficio secundario.

Cuando la cantidad de radiación dispersa incrementa, la Calidad de la imagen disminuye, perdiendo contraste la radiografía debido a la nubosidad, por lo que la estructura de la imagen aparece borrosa.

I.5.1. CONTROL DE LA RADIACION DISPERSA

Hay varios tipos de dispositivos destinados a restringir la radiación dispersa y se los puede enumerar así:

- Diafragmas
- Conos y Cilindros
- Colimadores.

I.5.1.1. DIAFRAGMAS

La apertura de los Diafragmas es el más simple de todos los métodos para restringir el haz de Rayos X. Básicamente se los coloca en el campo de los Rayos X.

La operación de estos diafragmas es usualmente hecha de manera que el haz de radiación cubra justo el tamaño del film radiográfico destinado a un examen en particular.

Como norma de trabajo se puede mencionar que el campo aplicado sobre la placa radiográfica sea 1 cm más pequeña en todos los lados del borde del film. Para esto, cuando un diafragma es usado la focalización del haz útil será optimizada.

Los diafragmas usados deben acomodarse de tal manera que se los pueda usar con varios tipos de películas y tamaños. Como por ejemplo: 5x7 pulg (13x18cm), 8x10 pulg (20x25 cm), 10x12 pulg (25x30 cm), etc.

El diafragma debe ser colocado paralelo al receptor de imagen. Si esto no ocurre, una gran superficie de la placa radiográfica no será expuesta y además es la causa de una innecesaria exposición al paciente ya que obligatoriamente se deberá repetir el estudio radiográfico.

I.5.1.2. CONOS Y CILINDROS

Los Conos radiográficos y Cilindros pueden ser considerados como una modificación de los diafragmas. Los típicos conos y cilindros son construidos de metal cuyas estructuras sirven para restringir el haz de radiación al tamaño requerido.

Diferente de los diafragmas que producen un campo cuadrado o rectangular, los cilindros y conos producen campos circulares.

Actualmente el uso de los cilindros se ha difundido, tendiendo a eliminar el uso de los conos, debido a que el alinamiento del haz es más difícil de lograrlo respecto al área del receptor de imagen y además producen interferencia en la placa radiográfica a la cual se la denomina Recorte del Cono.

En otros tiempos se usaban con gran frecuencia, conos en radiografía diagnóstica, pero en la actualidad su uso se ha restringido para exámenes de cabeza y espina.

Los conos se los usa en Radiografía Dental para cuyo propósito

se los ha construido de plástico y de una longitud de aproximadamente 20 cm. Muchos dentistas conocen la técnica del uso de los conos por lo que generalmente el film producido tiene poca distorsión.

I.5.1.3. COLIMADORES

Los Colimadores de apertura variable son por lo general los más usados para restringir el Campo a usarse en Radiología Diagnóstica.

El control de la radiación desenfocada se la realiza usando un dispositivo denominado Colimador el mismo que posee muchos obturadores de hojas en la parte superior hacia la ventana de la calota del tubo, además posee otro grupo de obturadores que son usualmente mínimo de 3 mm de espesor.

Todos los modelos de colimadores de apertura controlada emplean diversas colimaciones previamente determinadas por los fabricantes semejantes a un diafragma cristalino de una cámara fotográfica.

Dentro de su estructura funcional, se halla alojada una pequeña lámpara con su respectivo reflector. Esta es usada para localizar el area que posteriormente ha de ser irradiada.

En caso de que el haz luminoso con el de radiación no coincidan se procederá a ajustar el espejo reflector o las lámpara si fuere necesario.

Actualmente casi todos los colimadores fabricados para radio-diagnóstico son automáticos.

Cuando el film es cargado en el chasis e incertado en la bandeja del Bucky y sujeta en su lugar, en este momento hay que determinar el tamaño y el alineamiento del chasis o cassette. Una vez efectuado esto una señal eléctrica es transmitida a la estructura del colimador y un motor actúa sincronizadamente precalibrando la posición relativa del colimador.

Cuando está ajustado adecuadamente el colimador automático proveerá un campo de radiación muy adecuado, sin embargo, hay que procurar que los bordes de la película radiográfica no sean expuestos para todos los tamaños de los films para de esta manera obtener una mejor radiografía y tener claros los puntos de referencia en la placa.

El colimador por su lado está suministrando al equipo de Rayos X una filtración adicional la cual no afecta a la calidad de la radiografía ni tampoco incrementa la mínima Dosis al paciente.

La filtración añadida que aporta el colimador es de aproximadamente 1 mm Al.

Para algunas técnicas el uso del colimador suministraría una filtración total la cual puede ser muy alta, por esto solo en estos casos especiales la filtración adicional debería ser removida y en su lugar reemplazarla con conos o cilindros.

I.6. EL FILM RADIOGRAFICO Y SU PROCESAMIENTO

El propósito primordial de los aparatos de Radiodiagnóstico es el de poder transferir la información desde el haz de Rayos X a algún medio en que dicha información diagnóstica pueda ser estudiada y conservada posteriormente al muestreo radiográfico con el paciente.

El haz útil que emerge del tubo de Rayos X está distribuido uniformemente en el espacio. Después de la interacción con el paciente, el haz de los Rayos X remanentes no está uniformemente distribuido en el espacio, variando de acuerdo a las características anatómicas del paciente, a través del cual pasaron las radiaciones.

El valor de la información diagnóstica de este campo remanente, debe ser transferido de manera inteligible para el análisis del Radiólogo.

El film radiográfico es uno de los medios para transferir dicha información. Otro puede ser la pantalla fluoroscópica, el Intensificador de imagen, el monitor de TV o una cámara multiformato.

La construcción y las características del film radiográfico son muy similares a las de films fotográficos.

El film radiográficos es manufacturado siguiendo un riguroso Control de Calidad y cuya respuesta espectral diferirá del film fotográfico, pero el mecanismo de operación es muy similar.

I.6.1. CONSTRUCCION DEL FILM RADIOGRAFICO

La manufactura del film radiográfico precisa de procedimientos de alta calidad, como: limpieza extrema, puesto que pedazos de basura pueden contaminarlo y llevarlo a límites en los que la respuesta espectral sería nula o muy ineficiente. Otra precaución es el evitar la contaminación radioactiva la cual dañaría a la película o a la vez esta presentaría un aspecto opaco al ser procesada.

El film radiográfico, básicamente posee dos partes: La Base y la Emulsión.

Muchos films tienen la emulsión revistiendo a cada lado de la base por lo que son llamados films de doble emulsión.

Entre la emulsión y la base se coloca una superficie adhesiva para que la emulsión se exparsa uniformemente en la base y se mantenga durante todo el proceso. La emulsión está encerrada por un recubrimiento protector de gelatina el cual protege a la película contra agentes externos como son la presión atmosférica, la temperatura y la contaminación, durante su uso y posteriormente luego que haya sido archivada.

El espesor del film radiográfico está en el rango de 200 a 300 μm , aproximadamente 0.25 mm.

I.6.2. LA BASE

La base es el alma del film radiográfico. Su propósito primordial es el de proveer una estructura rígida donde la emulsión pueda ser diseminada uniformemente. Además de ser flexible no debe ser frágil tal que pueda romperse con facilidad y además debe ser lo suficientemente rígida.

El film convencional posee una base muy delgada respecto al film radiográfico, por lo tanto este tipo de film es relativamente rígido. La base del film radiográfico mantiene su tamaño y forma durante su uso y proceso, esto contribuye a la no distorsión de la imagen. Esta propiedad de la Base es conocida como Estabilidad Dimencional.

La base posee una transparencia uniforme a la luz. Durante su manufactura se coloca una tintura obteniéndose una coloración azul característica, la cual es apropiada ya que no interfiere

a la luz y también provee al Radiólogo un reducido desgaste visual y de fatiga, por lo que se aumentará la eficiencia para una diagnosis correcta.

El film radiográfico originalmente fue hecho de una plancha de vidrio, sufriendo la consecuente evolución y perfeccionamiento, hasta que se desarrolló un nuevo material denominado **Nitrato de Celulosa** el cual facilitó mucho la maniobra y uso, sin embargo presentaba un gran inconveniente ya que este material es muy combustible; en los años de la segunda y tercera décadas del siglo 20 algunos archivos de films fueron severamente dañados debido a grandes incendios. Por este motivo a mediados de 1920 se desarrolló un sustituto, el mismo que se lo denominó como **Triacetato de Celulosa** el cual posee todas las características del Nitrato de Celulosa, salvo que se trata de un material no inflamable.

Por el año de 1960 se desarrolló otro material denominado **Poliéster** el cual tomó el lugar del Triacetato de Celulosa, cambiándose de esta forma la base del film. Este nuevo material es muy resistente a las torceduras, facilitando su transporte a través de las procesadoras automáticas. Su Estabilidad Dimencional es superior a todas las anteriores. Las bases de Poliéster son más delgadas que las de Triacetato de Celulosa (aproximadamente 175 micrometros, μm), siendo aún más vigorosas.

Las bases de Poliéster en cuanto a su composición, son muy similares a las fibras de Poliéster usadas en la fabricación de prendas de vestir. Sus principales componentes son: **ETHYLENE GLYCLD** y **DIMETHYL TEREPHALATE**.

CRONAR es el término comercial usado por **E.I. DU PONT DE NEMOURS AND COMPANY**, quien inventó este plástico y lo identificó de esta manera. **ESTAR**, es usado por **EASTMAN KODAK COMPANY**.

I.6.3. LA EMULSION

La emulsión es la parte más importante del film radiográfico. Este es el material con el cual los Rayos X o Fotones de las pantallas, interactúan y transfieren la información.

La emulsión consiste de una mezcla homogénea de Gelatina y cristales halógenos de plata.

La gelatina debe ser de una muy alta calidad para poder transmitir la luz y lo suficientemente porosa para que los químicos actúen sobre los cristales halógenos.

La principal función de la emulsión es el proporcionar el soporte mecánico a los cristales para sujetarlos uniformemente a lo largo de toda la superficie del film. Los cristales halógenos de plata son el ingrediente activo de la emulsión radiográfica.

En una emulsión típica, el 95 % lo constituye el Bromuro de plata y el resto es usualmente Ioduro de plata.

La interacción de los Rayos X o fotones luminosos servirá para transferir en última instancia sobre la placa, una imagen.

Los cristales son hechos por una disolución de plata metálica con ácido nítrico para de esta manera formar el nitrato de plata. El bromuro de plata, altamente sensible a la luz se lo forma por la mezcla de nitrato de plata con bromuro de potasio mediante la siguiente reacción química:



De esta reacción el bromuro de plata se precipita y por medios químicos se lo separa para posteriormente mezclarlo con la

gelatina y el resto de ingredientes para formar la emulsión.

Las diferencias en velocidad, contraste y resolución de cada uno de los films radiográficos están determinados por los procesos en los cuales los cristales halógenos de plata son manufacturados y además por la mezcla de estos cristales en la emulsión.

El tamaño y distribución de los cristales también afecta a la calidad de las características del film radiográfico.

La concentración de cristales de haluro de plata es el principal determinante de la velocidad del film.

La composición de la emulsión radiográfica en sus cantidades y componentes es un patrimonio reservado de los fabricantes.

1.6.4. FORMACION DE LA IMAGEN LATENTE

La radiación remanente que sale del paciente e incide sobre el film radiográfico deposita energía sobre la emulsión y por interacción fotoeléctrica interactúa con los átomos del cristal de haluro de plata, depositando en sitios representativos el objeto o parte anatómica la cual fué radiografiada.

Cuando se observa el film inmediatamente después de la exposición, no se apreciará nada, sin embargo hay una imagen presente denominada Imagen Latente.

La **Imagen Latente** es el cambio indetectable inducido en varios cristales del haluro de plata. Con el apropiado procedimiento químico la imagen latente se manifestará como una imagen efectiva; sin embargo, la formación de la imagen

latente (en algunos casos llamado **Efecto Fotográfico**, no es bien entendida y continua siendo sujeta a continuas investigaciones.

Para aclarar lo dicho se puede decir que la concentración de electrones en puntos sensibles producen regiones eléctricamente negativas. Como los átomos de los haluros son removidos del cristal, los iones de plata positivos son eléctricamente atraídos hacia las regiones eléctricamente negativas. Después de las migraciones a los puntos sensibles, los iones de plata son neutralizados por los electrones y convertidos en átomos de plata.

En cada cristal menos de 10 átomos de plata son depositados en los puntos sensibles. Consecuentemente la plata depositada no es observable ni siquiera con el microscopio.

A este grupo de átomos de plata se los conoce como **Centro de Imagen Latente**, y es aquí donde reside la calidad de la imagen radiográfica creada.

I.6.5. TIPOS DE FILM

En radiodiagnóstico es muy importante el tipo de film que se usa. Este film es técnicamente muy sofisticado y extremadamente dotado de características específicas de acuerdo a su uso.

El mayor fabricante de films produce más de 25 variedades de película para ser usadas en radiodiagnóstico médico pero el más comunmente usado es el film de pantalla. En suma en cuanto a los films de pantalla, hay de exposición directa denominados también films para ser usados sin pantalla y films para aplicaciones especiales usados por ejemplo en Mamografía, Video, Duplicación, Substracción, Cineradiografía y Radiografía dental.

I.6.5.1 FILM DE PANTALLA

Es el más ampliamente usado como receptor en radiología. En general se tienen tres características a considerarse en cuanto a un film:

Contraste, Rapidez y Características de Absorción de la Luz. Muchos fabricantes suministran films tipo pantalla con dos o más niveles de contraste. El contraste en un receptor de imagen es inversamente proporcional a la latitud de la exposición, esto es, al rango de técnicas de exposición que producirán una imagen aceptable. Consecuentemente los films de pantalla son utilizados en dos o más latitudes.

El uso de los films requiere ciertamente de un adecuado control y precauciones en el cuarto oscuro, se deberán usar lámparas incandescentes de color y previstas de filtros para suministrar la mínima iluminación dentro del cuarto oscuro. El filtro más recomendado es el rojo ya que es el que proporciona el menor nivel de nubosidad sobre el film.

I.6.5.2. FILM DE EXPOSICION DIRECTA

Cuando una placa radiográfica es usada con intensificador de imagen, la técnica radiográfica es baja, por lo tanto la Dosis al paciente es baja. Los films fueron fabricados para ser usados con pantallas y fueron empleadas para obtener imágenes del cuerpo como manos y pies con alto contraste.

Hoy día son raramente usadas para este propósito. A estos films se los identifica como films de exposición directa.

La emulsión de los films de exposición directa es más espesa que la de los de pantalla y contienen gran concentración de haluros de plata que interactúan directamente con los Rayos X. Los films de exposición directa son usados con cassettes porta

placas, aunque están disponibles en paquetes individuales en envolturas de papel. Estos films pueden ser procesados inmediatamente.

I.6.5.3. FILMS PARA MAMOGRAFIA

Los films para Mamografía son de grano fino y son films de simple emulsión, diseñados para ser expuestos con pantallas intensificadoras. Este tipo de film es fabricado para ser compatible con técnicas de proceso rápidas, en estas la Atenuación Espacial debe ser continua durante el procesamiento y no debe opacarse durante el lavado. El dorso de la base está cubierto con gelatina de alta calidad tal que durante el procesamiento el film no presente ondulaciones y consecuentemente de una imagen distorsionada.

I.6.5.4. FILM PARA VIDEO

El uso del film para video es para técnicas muy rápidas, por lo que se lo usa por ejemplo en Tomografía, Radiografía dental, Ultrasonido, y Resonancia Magnética Nuclear. Para cada caso el receptor de imagen no es el film sino por lo general un banco de detectores o detectores de radiación.

La imagen es formada por procesos electrónicos asistidos por computador, el detector de radiación y el monitor de TV, para visualizar el estudio. Para suministrar al Radiólogo una imagen permanente se toma un negativo fotográfico de la imagen que fue hecha y mostrada en el monitor. A esto se lo denomina Imagen de Video o Imagen CRT (Cathodic Ray-Tube).

La dosis sobre el paciente no se considera en la técnica de la imagen CRT, por que es totalmente independiente de la manera como la imagen de video fue obtenida. Lo importante es que el film de video sea lo suficientemente sensible, tal que las imágenes puedan ser obtenidas en un corto tiempo.

I.6.5.5. FILMS ESPECIALES

Ocasionalmente y de acuerdo a la técnica y procedimientos usados se requerirá diferentes tipos de film. Si se quiere duplicar la existencia radiográfica se usará el film de Duplicación el cual es diseñado para el mismo tamaño del original usado. El film de duplicación es de simple emulsión y al ser expuesto con la luz ultravioleta a través de la radiografía original se produce la copia.

El film de Substracción es usado en Angiografía digital, aunque con el incremento de la Fluoroscopia Digital, su uso está declinando. Posee simple emulsión, existiendo generalmente de dos tipos. El primero es usado para preparar la máscara de substracción y la otra para efectuar la superposición en la imagen radiográfica original y substraer la máscara. Este film posee alto contraste.

El film para Cinefluorografía es usado para exámenes reservados casi exclusivamente para Cateterización en laboratorio. Este film posee dos tamaños y son de 16 mm y 35 mm, encontrándose en bobinas de 100 a 500 pies de film. Este film esta especialmente diseñado para película y para ser procesado por equipos de este tipo, sin embargo cuando la imagen es magnificada durante la proyección, los artefactos también son magnificados, lo cual puede producir algún efecto nocivo al diagnóstico.

I.6.6. MANIPULACION Y ALMACENAMIENTO DE FILMS

Los films radiográficos son muy sencibles a la radiación por lo que pueden ser manipulados de una manera adecuada. La inapropiada manipulación o almacenaje de las películas, dará como resultado un deterioro de la radiografía, lo que dificultará el diagnóstico; por esta razón es indispensable

que cuando manipulemos films radiográficos tengamos mucho cuidado para no doblar o arrugar las placas.

Además es necesario para un mejor trabajo, tener limpias las manos y usar lociones o cremas limpiadoras, adicionalmente, hay que tener en cuenta otros factores que afectan al film como son: Calor, Humedad, Luz, Radiación y Lugar de Almacenamiento.

I.6.6.1. CALOR Y HUMEDAD

El film radiográfico es sensible a los efectos de la elevada temperatura y humedad, especialmente por largos periodos de tiempo. El calor disminuye el contraste y aumenta la nubosidad en la placa radiográfica. Consecuentemente el film radiográfico no deberá ser expuesto a temperaturas superiores a los 20°C.

Si son almacenadas a temperaturas superiores a la indicada se disminuirá notablemente la Calidad radiográfica de las placas.

Idealmente los films radiográficos deberían ser guardados bajo refrigeración e incluso por periodos muy largos de tiempo, conservando intactas sus características. Sin embargo su almacenaje a temperaturas de alrededor a los 10°C es técnicamente aceptable.

El almacenaje en condiciones de alta humedad por sobre el 60 % de humedad relativa reducirá el Contraste y aparecerá nubosidad sobre la placa.

Por lo tanto, antes de usar un film radiográfico deberá ser colocado en un lugar frio e idealmente en una atmósfera controlada.

El almacenaje, conservando estas condiciones normales en cuanto a temperatura (10 %) y humedad (40 %), garantizarán la buena conservación de las placas radiográficas.

1.6.6.2. LUZ

Los films radiográficos no deben ser guardados ni manipulados fuera del cuarto oscuro. La luz puede exponer la emulsión antes de su procesamiento. Si hay un bajo nivel de luz difusa, provocará nubosidad sobre la placa y se recomienda siempre trabajar en el cuarto oscuro y procurar que la luz dispersa esté en los límites técnicamente requeridos.

1.6.6.3. RADIACION

La radiación produce ionización, por lo tanto las placas expuestas presentan una disminución es cuanto a su contraste y se incrementará nubosidad.

El cuarto oscuro por lo general, debe esta ubicados en las cercanías a las salas de radiodiagnóstico por lo que se recomienda tener las suficientes precauciones.

Para films no procesados, el área donde están almacenados debe tener aproximadamente 0.2 mR o menos para no producir daño en las placas, pero por lo general los cuartos oscuros presentan un buen blindaje.

1.6.6.4. LUGAR DE ALMACENAMIENTO

Los films radiográficos deben ser almacenados en cajas de 100 placas o más. Algunos films son empaquetados en envolturas con un tratamiento químico de protección entre cada tarjeta de

film.

Cada caja debe tener registrada la fecha de expiración indicando el máximo período de vida del film.

Bajo ninguna circunstancia el film debería ser almacenado por largos períodos de tiempo. Si son usados después de la fecha de expiración las características nominales del film son totalmente diferentes, esto es, velocidad, contraste, etc.

Es siempre prudente guardar los films sellados en cajas en las cuales la luz dispersa idealmente no exista, de esta manera se conservarán las características nominales y operativas del film.

Los films almacenados deben ser usados comenzando por los más viejos cíclicamente. Cuando se los almacena en una esquina son poco propensos a torcerse y se los mantendrá utilizables.

CAPITULO II

CALIDAD RADIOGRAFICA

El término Calidad Radiográfica se refiere a la fidelidad con la cual la estructura anatómica bajo examen radiológico es transferida sobre una placa radiográfica.

La placa radiográfica reproduce las estructuras y tejidos los cuales son fácilmente identificables con un adecuado Control de Calidad Radiográfica.

El Radiólogo necesita alta calidad radiográfica para hacer un diagnóstico adecuado. Una pobre Calidad Radiográfica proporciona imágenes que son difíciles de interpretar por el ojo humano.

Posiblemente las dos más importantes características de la Calidad Radiográfica son la **Resolución** y el **Ruido**.

La **Resolución** es la habilidad para separar dos objetos o dos imágenes y poderlas identificar una de otra.

La Resolución de Alto Contraste se usa para objetos que posean alto contraste subjetivo como es la característica del tejido blando cerebral.

La radiografía convencional es excelente para resolución de alto contraste. La resolución de bajo contraste es usada para objetos de un contraste subjetivo muy similar al hígado y el páncreas. La Tomografía Computarizada es excelente para resolución de bajo contraste.

El **Ruido** es un término usado con mucha frecuencia en Ingeniería Electrónica, el silbido, sumbido de fondo, etc, de sistemas Stereo se los conoce como ruido de audio que es inherente al sistema diseñado.

La niebla en las pantallas de TV especialmente con señales bajas se conoce como Ruido de Video, siendo también inherente a los sistemas.

El **Ruido radiográfico** es una fluctuación indeseable en la densidad óptica de una imagen, siendo también este efecto inherente a los sistemas de imagen.

Existe un grupo de factores que contribuyen al ruido radiográfico y algunos están bajo control del operador de la Máquina de Rayos X. En general el Ruido más bajo dá como resultado una mejor imagen radiográfica.

El ruido radiográfico posee los siguientes componentes:

- La distribución en tamaño y espacio de los gránulos de haluro de plata en la emulsión.
- La estructura del fósforo en la pantalla intensificadora de imagen.
- La naturaleza randómica con que los Rayos X interactúan con el receptor de imagen.

Los dos primeros componentes no están bajo control del operador, pero tampoco es preocupante porque contribuyen muy poco al ruido radiográfico.

El tercer componente si está bajo el control del operador y es el principal contribuyente para el Ruido radiográfico.

Si la imagen radiográfica es producida por pocos fotones de Rayos X, el ruido radiográfico será elevado, mientras que si la imagen es formada por muchos fotones, este ruido disminuirá ostensiblemente. En general el uso de elevados mAs, bajos KVp y receptores de imagen lentos, servirán para reducir el ruido radiográfico.

Como Regla General se debe tener en cuenta lo siguiente:

- Un receptor de imagen rápido tiene alto ruido y baja resolución.
- Alta resolución requiere bajo ruido y receptores de imagen lentos.
- Bajo ruido es acompañado de receptores de imagen lentos con alta resolución.

Por consiguiente, el operador radiográfico tiene consigo las herramientas físicas para producir radiografías de alta calidad, por lo que el uso apropiado de las mismas, permitirán obtener excelentes resultados.

En general la Calidad Radiográfica está directamente relacionada con la capacidad del operador para entender los principios básicos de la física de los Rayos X y de todos los factores que puedan afectar a la misma.

II.1. FACTORES DEL FILM

Un film no expuesto, para uso con Rayos X que ha sido procesado, tiene una apariencia translúcida como el de una ventana de vidrio, por lo que transmite la luz fácilmente. Un film para Rayos X, totalmente expuesto, al procesarlo presentará una superficie totalmente opaca.

El film expuesto posee varios tintes grises, mientras que el excesivamente expuesto aparece totalmente negro.

El estudio de la relación entre la Intensidad de Exposición sobre el film y el obscurecimiento después del procesamiento es llamado Sensitometría.

El operador no estará normalmente involucrado en las mediciones Sensitométricas, sin embargo, la familiarización con los equipos para efectuar sensitometría es fundamental para un estudio radiográfico.

II.1.1. CURVAS CARACTERISTICAS

Las principales mediciones que se deben realizar en el Campo de la Sensitometría son la Exposición sobre el film y el porcentaje de luz transmitida a través del film procesado.

Cada una de estas mediciones son procesadas para describir la relación entre la Densidad, el Grado de opacidad del film y la Exposición.

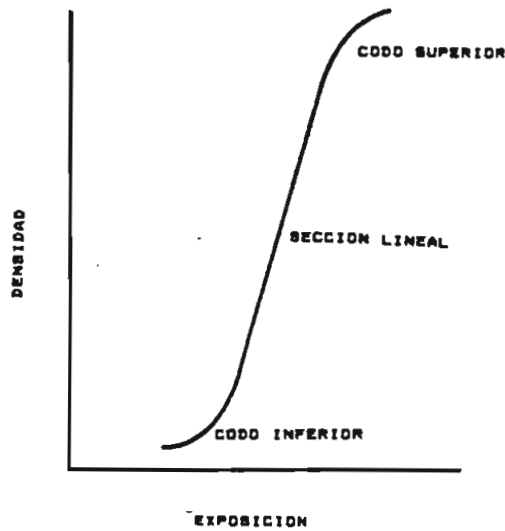


fig. 26 CURVA CARACTERISTICA PARA UN FILM RADIOGRAFICO

A esta relación se la conoce como Curva Característica o en ocasiones como Curva H&D (HURTER Y DRIFFIELD), en honor a quienes fueron los primeros en definirla.

Se puede mirar que en la parte plana de la curva, una pequeña variación en la exposición da como resultado gran variación en la densidad.

Para poder construir esta curva característica es necesario del uso de dos aparatos que son: un **Penetrómetro** y un **Densitómetro**.

El **Penetrómetro** es un dispositivo de aluminio construido en forma escalonada al cual se lo usa para medir el grado de penetrabilidad de los Rayos X.

El **Densitómetro** para medir la Densidad Óptica de la placa radiográfica procesada.

El mecanismo a seguirse es el siguiente:

El film bajo estudio es expuesto a través del Penetrómetro colocado sobre el film. Usando alguna técnica estandar, por ejemplo 70 KVp con 2.5 mm Al de filtración total, cuando se procesa al film se observarán áreas con diferentes densidades ópticas correspondientes a cada sección del Penetrómetro.

Los escalones del penetrómetro son fabricados de tal manera que la exposición sobre el film bajo cada escalón pueda ser determinado.

El film procesado es analizado con el Densitómetro el cual posee una fuente de luz y el respectivo detector.

El film procesado es colocado entre la fuente de luz y el detector y la cantidad de luz transmitida a través de cada segmento de la placa radiográfica es medido, estos datos son recopilados y analizados para luego ser graficados y de esta manera poder construir la Curva característica.

El film radiográfico es sensible en un amplio rango de exposición.

II.1.2. DENSIDAD

La Densidad Radiográfica es el grado de obscurecimiento de un film radiográfico. Las áreas claras de la radiografía son sinónimos de densidades bajas y las áreas negras a altas densidades. La densidad será el valor numérico preciso que puede ser calculado si el nivel de luz incidente I_i sobre el film procesado y el nivel de luz transmitida I_o a través de dicho film pueden ser medidos.

Por lo tanto la Densidad ha de ser definida como:

$$D = \log_{10} (I_i/I_o)$$

El film radiográfico tiene densidades ópticas en el rango de cerca a cero (0) y cuatro (4), estas densidades corresponden a claro y oscuro respectivamente. Una densidad de 4 se refiere a que solo 1 en 10000 fotones de luz son capaces de penetrar en films de Rayos X.

La tabla siguiente indica el rango de luz transmitida correspondiente a varios niveles de densidad radiográfica

Porcentaje de luz transmitida (I _i /I _o x 100)	Fracción de luz Transmitida (I _i /I _o)	Densidad log(I _i /I _o)
100	1	0
50	1/2	0.3
32	8/25	0.5
25	1/4	0.6
12.5	1/8	0.9
10	1/10	1
5	1/20	1.3
3.2	4/125	1.5
2.5	1/30	1.6
1.25	1/80	1.9
1	1/100	2
0.5	1/200	2.3
0.32	2/625	2.5
0.125	1/800	2.9
0.1	1/1000	3
0.05	1/2000	3.3
0.032	1/3125	3.5
0.01	1/10000	4

CUADRO. 3 CUADRO COMPARATIVO DE LA DENSIDAD DE UN FILM RADIOGRAFICO RESPECTO A LA LUZ TRANSMITIDA A TRAVES DE DICHO FILM.

Cristales de alta calidad tienen una densidad óptica de 0 (cero), un film de Rayos X no expuesto permite que no más del 80 % de fotones de luz sean transmitidos. La mayor parte de las placas no expuestas y procesadas tienen una densidad en el Rango de 0.1 a 0.15 correspondiendo al 79 % y 71 % de transmisión respectivamente.

Esta indeseable disminución de la densidad es debido a la densidad que suministra la base del film, en cuanto a su composición y al tinte añadido. La densidad de la base por lo general es de 0.05. La densidad de la neblina que ocasionalmente puede aparecer sobre la placa radiográfica no debería exeder a 0.05.

El rango útil de la Densidad Radiográfica es de aproximadamente de 0.25 a 2.5 , sin embargo aproximadamente el 75 % de todas las radiografías muestran imágenes en el rango de 0.5 a 1.25 de densidad óptica.

II.1.3. LEY DE RECIPROCIDAD

La Densidad sobre un film radiográfico es estrictamente dependiente de la exposición total sobre el mismo e independiente del tiempo de exposición.

De lo anotado se desprende que la densidad de un film radiográfico es solamente proporcional a la energía impartida al film.

Consecuentemente la Ley de Reciprocidad en el campo del Radiodiagnóstico no es muy importante excepto para algunos procedimientos especiales que requieren milisegundos de tiempo. Para estos pocos casos el Radiólogo responsable deberá cambiar la técnica a usarse incrementando los mAs que sean requeridos.

II.1.4. CONTRASTE

Cuando una radiografía de alta calidad es colocada en un Negatoscopio (pantalla luminosa sobre la cual se realiza el estudio radiográfico), las diferencias en densidad que contiene son obvias dentro de la imagen presente. Esta diferencia de densidad es conocida como Contraste Radiográfico.

Una radiografía que contiene gran diferencia de densidad es denominada radiografía de alto contraste, o en otras palabras si la diferencia de densidad es pequeña y no muy distinta, la radiografía es de bajo contraste.

El contraste radiográfico es producto de:

- Contraste del film, el cual es propio del mismo y está influenciado en algo por el procesamiento de la película.
- Contraste del sujeto, que es determinado por el tamaño, forma y atenuación de los Rayos X característicos del sujeto que está siendo analizado.

El contraste radiográfico puede ser grandemente afectado por cambios en el contraste del film o el contraste del sujeto. En el caso de estudios clínicos es mejor estandarizar el contraste del film y alternativamente el contraste del sujeto de acuerdo a las necesidades del examen.

El contraste del film es inherente al tipo de film que está siendo empleado y puede sin embargo estar influenciado por otros factores como son la densidad del film y la técnica de procesamiento del film. La selección del film está generalmente limitada y determinada de acuerdo a la pantalla intensificadora empleada.

El mejor control que el radiólogo puede ejecutar es el exponer al film adecuadamente para que la densidad óptica del film se encuentre dentro del rango útil para diagnóstico que aproximadamente esta entre 0.5 a 2.5 .

Muchos procedimientos son empleados para especificar numéricamente el contraste del film, uno de los más a menudo usados es el del Gradiente Promedio. El Gradiente Promedio es la pendiente de la parte plana de la Curva Característica dentro del rango de 0.25 a 2.5 .

La ecuación del Gradiente Promedio es:

$$\text{Gradiente Promedio} = (D_2 - D_1) / (\text{LER}_2 - \text{LER}_1)$$

donde: D_2 = Densidad óptica de 2.5 más la base y la niebla
 D_1 = Densidad óptica de 0.25 más la base y la niebla
 $\text{LER}_1, \text{LER}_2$ = Logaritmo de la exposición relativa asociada con D_2 y D_1 respectivamente.

La mayor parte de los films radiográficos tienen un Gradiente Promedio de alrededor a 2.5 y 3.5 . Puesto que el Gradiente Promedio del film de Rayos X es usualmente mucho mayor a la unidad, estos films actúan como amplificadores del Contraste del sujeto, esto es, el Rango o el número de fotones de Rayos X que producen la imagen latente son efectivamente expandidos y por consiguiente el contraste del sujeto se ve acrecentado.

El Contraste del film puede ser identificado por Gradiente. El Gradiente es la pendiente o tangente de algún punto de la Curva Característica, sin embargo el más importante es el Gradiente en el punto más bajo de la Curva, puesto que mayor densidad aparece en esta región.

II.1.5. VELOCIDAD

Es la habilidad de un film para responder a una mínima cantidad de Rayos X de un campo de radiación, o es la medida de la sensibilidad.

Una exposición menor a 1 mR (mili Roentgen), puede ser detectada con un film pantalla, considerando que son necesarios varios mR para producir respuestas medibles con films de exposición directa.

La Curva Característica de un film de Rayos X es también útil para identificar la velocidad del film. Estas Curvas para films rápidos se ubican más hacia el lado izquierdo y los films lentos más hacia la derecha.

Los films de Rayos X en cuanto a su velocidad se identifican de acuerdo a su sensibilidad relativa a la exposición.

En Sensitometría la Densidad Específica durante la determinación de la rapidez de un film es igual a 1 (uno) y la velocidad es medida en Roentgens recíprocos, lo cual se puede expresar de la siguiente manera:

$$\text{VELOCIDAD} = \frac{1}{\text{NUMERO DE ROENTGENS NECESARIOS PARA PRODUCIR UNA DENSIDAD DE 1}}$$

II.1.6. LATITUD O AMPLITUD

Esta característica es la más fácilmente obtenida de las Curvas Características.

La Latitud o Amplitud se refiere al Rango de exposición sobre el cual el film radiográfico responderá, con densidades dentro

del rango útil en diagnóstico.

Trazando paralelas al eje horizontal desde los puntos de 0.5 a 2.5 que corresponden al rango mencionado, se corta la Curva Característica en dos puntos, cuyas proyecciones en el eje horizontal representan la Latitud o Amplitud.

Films con una Latitud extensa, se dice que tienen una gran escala de grises y viseversa.

De lo expuesto es fácil de deducir que la Amplitud y el Contraste son inversamente proporcionales.

II.1.7. PROCESAMIENTO DEL FILM

El procesamiento adecuado y correcto de un film tiene por objeto el optimizar el contraste primario del film porque el grado de revelado tiene un pronunciado efecto sobre el nivel de niebla que aparece en el film y sobre la Densidad.

Los factores más importantes que afectan al Grado de Revelado son:

- Composición de los químicos para el revelado.
- Grado de agitación del film durante el revelado.
- Tiempo de revelado.
- Temperatura de revelado.

II.1.7.1. TIEMPO DE REVELADO

Como el tiempo de revelado es variable, las curvas características para algún film, serán de diferente forma y posición a lo largo del eje del logaritmo relativo de exposición. Si las curvas características fueran analizadas para Contraste, Velocidad y Nivel de Niebla, cada una estaría representada de la siguiente forma:

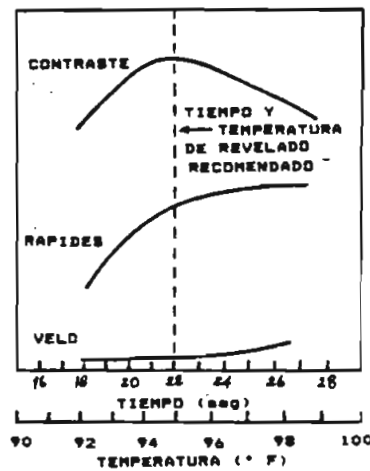


fig.27 ANALISIS DE LAS CURVAS CARACTERISTICAS SOMETIDAS A VARIACIONES EN TIEMPO Y TEMPERATURA, PARA CONTRASTE, RAPIDEZ Y VELO

Del gráfico se puede ver que la Velocidad y la Niebla incrementan lentamente con el tiempo de revelado, mientras que el Contraste incrementa y posteriormente decrementa con el tiempo de revelado.

El tiempo de revelado recomendado por el fabricante es aquel con el cual se obtiene máximo contraste a niveles relativamente altos de velocidad y bajos niveles de niebla.

Cuando el tiempo de revelado excede en mucho el período recomendado, el contraste del film disminuye y el nivel de niebla incrementa.

II.1.7.2. TEMPERATURA DE REVELADO

La relación descrita para variaciones en el tiempo de revelado es igualmente aplicable para variaciones en la temperatura de revelado.

Si el gradiente promedio, la velocidad y el nivel de niebla para las Curvas Características típicas para varias temperaturas son dibujadas como una función de la temperatura de revelado, los resultados aparecerán como los de la figura anterior. Como con el tiempo de revelado, el máximo contraste es obtenido en condiciones que el fabricante recomienda para la Temperatura de Revelado. El nivel de niebla incrementará con el incremento de la temperatura.

Muchos films procesados manualmente requieren temperaturas de revelado de 20 °C durante 5 minutos. Dentro de un pequeño rango, el cambio de la temperatura o tiempo, puede ser compensado por un cambio del otro factor que no fue variado.

Sin embargo un pequeño cambio en el tiempo de revelado da como resultado un gran cambio sensitométrico de las características para un film de Rayos X.

Con rápidos procesamientos, monitoreando el tiempo y la temperatura del revelado del film, es equivalente al trabajo de un procesador automático.

II.2. FACTORES GEOMETRICOS

Hacer una radiografía es en muchos aspectos muy similar a tomar una fotografía. Una exposición adecuada requiere de un buen control en tiempo e intensidad.

Para ambos casos las imágenes son registradas debido a que los fotones de luz y los Rayos X respectivamente viajan en línea recta e impresionan las correspondientes placas imprimiendo sobre cada una de ellas una imagen latente.

Las condiciones geométricas son igualmente aplicadas en Radiología para la producción de radiografías de alta calidad.

Estos factores geométricos pueden ser los siguientes: Magnificación, Distorsión y Características del tubo de Rayos X.

II.2.1. MAGNIFICACION

Todas las imágenes sobre una radiografía son más grandes que el objeto que ellas representan. Esta condición es conocida como Magnificación.

Para muchos exámenes clínicos es deseable mantener una baja magnificación como sea posible. Durante algunas situaciones, sin embargo, la magnificación es deseable y es cuidadosamente planificada para un examen radiográfico.

Cuantitativamente, la Magnificación es medida y expresada por el Factor de Magnificación (MF), cuya definición es la siguiente:

$$MF = \frac{\text{Tamaño de la imagen}}{\text{Tamaño del objeto}}$$

El factor de magnificación es dependiente de las condiciones del estudio. Para muchas radiografías que tienen una distancia fuente imagen de 100 cm, el factor de magnificación será de aproximadamente 1.1, para radiografías tomadas con una distancia fuente imagen de 180 cm será de aproximadamente 1.05

En un examen radiográfico usual no es posible determinar el tamaño del objeto. El tamaño de la imagen puede ser medido directamente.

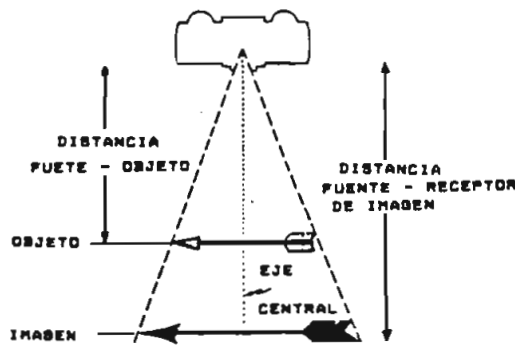


fig. 28 LA MAGNIFICACION PUEDE SER MEDIDA POR LA RAZON DEL TAMAÑO DE LA IMAGEN AL DEL OBJETO O DISTANCIA FUENTE-IMAGEN A DISTANCIA FUENTE-OBJETO

desde la radiografía, en tales circunstancias el factor de magnificación puede ser determinado en relación a la distancia fuente-imagen y a la distancia fuente-objeto así:

$$MF = \frac{\text{Distancia Fuente-Imagen}}{\text{Distancia Fuente-Objeto}}$$

Este método de cálculo del Factor de Magnificación resulta de las relaciones geométricas sencillas entre triángulos equivalentes.

Esta es la situación que generalmente se encuentra en Radiología. La distancia fuente-imagen es conocida y puede ser medida directamente, mientras que la distancia fuente-objeto puede ser estimada con relativa exactitud por un técnico radiólogo el cual tenga una buena base en cuanto a la anatomía humana.

El factor de magnificación deberá ser el mismo para objetos localizados en el eje central como para aquellos localizados lateralmente, si la distancia objeto-receptor de imagen es la misma y si el objeto es uniformemente plano.

Las dos relaciones previas para calcular el factor de magnificación son adecuadas para usarse también con sujetos no centrados respecto a eje.

En resumen se puede decir que hay dos factores que afectan a la magnificación y que la mantienen lo mínimo posible:

- Distancia fuente-imagen grande (debe ser la más grande posible).
- Pequeña distancia objeto-imagen. (Ubicar al objeto respecto al receptor de imagen tan cerca como sea posible).

La distancia fuente-imagen está estandarizada en muchos departamentos radiológicos, a 180 cm para trabajos en pecho, 100 cm para exámenes rutinarios y 90 cm para algunos estudios especiales de cráneo o para sistemas portátiles.

Muchas radiografías de pecho o tórax son tomadas a 180 cm de distancia fuente-imagen desde la proyección postero-anterior, esta proyección causa una disminución en la distancia entre la imagen y el receptor que en una proyección antero-posterior.

La Magnificación es reducida debido a una gran distancia fuente-imagen y una pequeña distancia objeto-imagen.

II.2.2. DISTORSION

El punto anterior se analizó la magnificación asumiendo un objeto muy simple, perpendicular al eje central del haz de Rayos X a una distancia objeto-imagen fija.

Si una de estas condiciones es cambiada en algún examen clínico, la magnificación no será la misma sobre todo el objeto.

La desigual magnificación de porciones diferentes de un mismo objeto se conoce como Distorsión.

La distorsión puede obstruir e impedir una correcta interpretación de la radiografía.

Las condiciones que contribuyen a la Distorsión de la imagen son:

- Tamaño y forma del Objeto
- Posición del Objeto

II.2.2.1. TAMAÑO Y FORMA DEL OBJETO

Un objeto grueso es distorsionado, mientras que un objeto delgado no lo es. Con un objeto grueso la distancia fuente-imagen cambia considerablemente a través del mismo.

Considerando dos estructuras rectangulares como las indicadas en la figura, el cambio de la distancia objeto-imagen a través de la estructura gruesa, hace que esta sea más distorsionada que la imagen de la estructura delgada.

Por lo tanto mayor Distorsión se encontrará para estructuras gruesas que para delgadas.

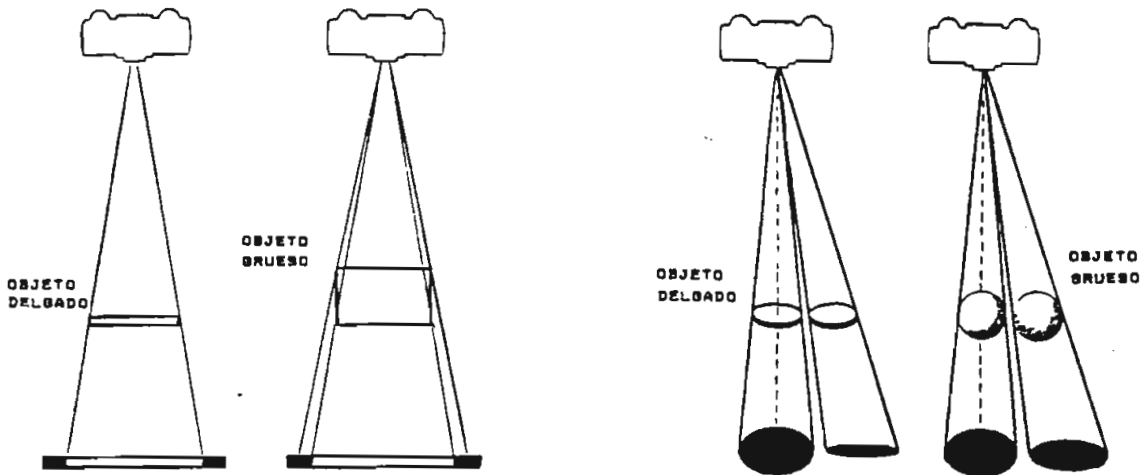


fig. 29 OBJETOS GRUESOS DAN COMO RESULTADO UNA MAYOR MAGNIFICACION Y DISTORSION QUE LOS OBJETOS DELGADOS

II.2.2.2. POSICION DEL OBJETO

Si el plano del objeto y de la imagen son paralelos, la imagen no será distorsionada. Pero si los planos no son paralelos aparecerá la distorsión.

En estas condiciones se dice que la imagen está recortada. La

cantidad de recortamiento o reducción del tamaño en la imagen aumentará tanto como incrementa el ángulo de inclinación del objeto.

Si el objeto inclinado es colocado en el eje central del campo de Rayos X, el grado de distorsión será afectado igualmente en los lados laterales del eje central del campo, manifestándose como una severa magnificación o distorsión.

Con múltiples objetos posicionados a varias y diversas distancias objeto-imagen, puede ocurrir lo que se denomina Distorsión Espacial.

Distorsión Espacial es la mala representación de la imagen en su relación espacial en el interior del objeto.

II.2.3. AGUDEZA GEOMETRICA O PENUMBRA

Hasta aquí se ha considerado que los Rayos X están generados de manera puntual u originados en el mismo punto, sin embargo la realidad es otra ya que la fuente de radiación puede ser cuadrada o rectangular, variando de tamaño desde 0.3 a 2 mm de lado, dependiendo del tubo de Rayos X usado.

La región borrosa o nublada de una radiografía, aparecerá porque el tamaño del punto focal efectivo no es un solo punto. Este fenómeno es conocido como Agudeza Geométrica o Penumbra. La Penumbra reduce la resolución y es indeseable.

Las condiciones que favorecen una alta penumbra son:

- Punto focal efectivo largo.
- Pequeña distancia fuente-imagen.

- Gran distancia objeto-imagen.

Las relaciones geométricas que gobiernan la magnificación también influyen en la penumbra.

Cuando la geometría de la fuente, objeto e imagen son alteradas, se produce una gran magnificación presentando un incremento de la penumbra en la radiografía. Consecuentemente estas condiciones deberán ser evitadas en lo posible.

$$\text{Penumbra (P)} = P_f \times \frac{\text{Distancia objeto-imagen}}{\text{Distancia fuente-objeto}}$$

donde : P_f = (Punto focal efectivo)

Para minimizar la penumbra se recomienda el uso de puntos focales pequeños y posicionar al paciente tal que la parte del cuerpo sometida al examen esté más próximo al film. La distancia fuente-imagen es usualmente fijada.

El Efecto de Talón revisado en el Primer Capítulo es otro de los factores que producen penumbra, debido a que el punto focal efectivo no es constante a través de la radiografía.

La variación del tamaño del punto focal influye en la variación del tamaño de la penumbra, la penumbra es pequeña hacia el lado del ánodo y grande hacia el lado del cátodo, consecuentemente la correcta localización del sujeto ayudará a disminuir grandemente la penumbra.

II.3. FACTORES DEL SUJETO

De manera general el grupo de factores que afectan a la Calidad Radiográfica dependen en muy alto grado del paciente. Estos factores están asociados con la posición que este asume

pero además con la selección de la técnica radiográfica adecuada para poder compensar el tamaño, forma y composición del mismo.

El requerimiento de la buena posición del paciente es muy importante a la cual hay que asociarla con los factores geométricos que afectan a la calidad radiográfica.

II.3.1. CONTRASTE DEL SUJETO

El contraste de una radiografía inspeccionada sobre un Negatoscopio se conoce justamente como contraste radiográfico.

El contraste radiográfico es una función del contraste del film y del contraste del sujeto.

$$\text{Contraste radiográfico} = \text{Contraste del film} \times \text{Contraste del sujeto}$$

En la práctica el contraste del sujeto es difícil de determinar cuantitativamente. Sin embargo, los factores que pueden afectar el contraste del sujeto son los siguientes:

- Grosor del paciente.
- Densidad del tejido.
- Número atómico efectivo.
- Forma del objeto.
- Kilovoltaje.

II.3.1.1. GROSOR DEL PACIENTE

Dando una composición uniforme al cuerpo se puede observar que el cuerpo grueso atenúa más los Rayos X que la sección de un cuerpo delgado.

Para entender aún más lo dicho, se puede suponer que si el mismo número de Rayos X están incidiendo sobre cada una de las superficies o secciones, mayor cantidad de estos serán transmitidos a través del cuerpo delgado que a través del cuerpo grueso, por lo tanto el cuerpo delgado tendrá mayor contraste.

El grado de contraste del sujeto es directamente proporcional al número de Rayos X que interactúan en cada sección del cuerpo.

II.3.1.2. DENSIDAD DEL TEJIDO

La materia orgánica que recubre al cuerpo tiene relativamente igual grosor, sin embargo posee gran diferencia en cuanto a la densidad distribuida.

La densidad del tejido es un factor muy importante que afecta al contraste del sujeto. Por ejemplo si se considera un cubo de hielo en agua, a cuyo conjunto se lo ha radiografiado, estos materiales poseen la misma composición química, sin embargo el hielo es menos denso que el agua y por eso será visualizado en la placa.

Valiéndose de este sencillo ejemplo se puede dar cuenta que la densidad de los diferentes tejidos es lo que dará el contraste radiográfico del sujeto.

II.3.1.3. NUMERO ATOMICO EFECTIVO

Otro factor importante que afecta al contraste del sujeto es el número atómico efectivo del tejido que esta siendo examinado.

En el Capítulo I se vió que el efecto Compton era independiente del número atómico, pero la interacción foto-eléctrica varia grandemente con el número atómico. En el rango diagnóstico las energías de los Rayos X afectan al Fenómeno Foto-eléctrico por lo que esta interacción es importante.

Por esto el contraste del sujeto es grandemente influenciado por el Número Atómico Efectivo del tejido que esta siendo radiografiado.

II.3.1.4. FORMA DEL SUJETO

La forma de la estructura anatómica bajo investigación influye en la Calidad radiográfica no solamente a través de la geometría del sujeto sino a través del contraste del sujeto.

Obviamente una estructura que posea la forma de una cuña trunca que coincida con el campo de Rayos X, tendrá un máximo contraste de sujeto, todas las otras formas anatómicas tendrán el contraste de sujeto reducido, debido al cambio en la densidad o espesor presente a los fotones de Rayos X incidentes.

II.3.1.5. KILOVOLTAJE

El operador de la máquina de Rayos X tiene control directo sobre el KVP de operación por lo tanto puede controlar de esta manera el contraste del sujeto de alguna manera, a pesar de

los cuatro factores antes mencionados no se los puede variar.

En efecto, el KVp es el factor más importante que influye sobre el contraste. Además el KVp influye también en el contraste del film pero no influye grandemente en el contraste del sujeto.

Bajos KVp dan como resultado un alto contraste de sujeto, algunas veces denominado contraste de baja escala y viceversa, en cuyo caso se denomina escala de alto contraste.

Esta explicación justifica el porque, técnicas de KVp bajos son más convenientes que las técnicas de KVp altos, sin embargo, las técnicas de KVp bajos presentan dos inconvenientes que son:

- Alta Dosis al paciente
- Pérdida de Latitud de exposición.

La optimización de la técnica radiográfica no es algo crítico cuando usamos altos KVp, sin embargo habrá que establecer un cierto compromiso en cuanto al KVp y la Dosis al paciente para obtener una Radiografía Diagnóstica.

Algo que hay que tomar muy en cuenta es el movimiento repentino del paciente o del tubo de Rayos X durante la exposición, lo cual dará una imagen radiográfica borrosa.

El movimiento repentino del paciente puede controlarse instruyendo al paciente para que no se mueva o también usando sujetadores como en el caso de pacientes de corta edad (niños).

Hay que tener en cuenta que el movimiento repentino puede ser controlado y reducido observando las siguientes consideraciones de orden general y operativo:

- Usar reducidos tiempos de exposición en lo posible.

- Restringir el movimiento del paciente por medio de sujetadores adecuados.
- Usar distancias grandes (relativas) entre fuente y receptor de imagen.
- Usar cortas distancias (relativas) entre objeto e imagen.

Con el uso de equipos trifásicos y receptores de imagen rápidos para técnicas con Bucky, el movimiento repentino virtualmente ha sido eliminado como un problema que incrementa el detrimento de la Calidad Radiográfica.

II.3.2. CONSIDERACIONES PARA MEJORAR LA CALIDAD RADIOGRAFICA

La selección de técnicas radiográficas adecuadas, uso de aparatos para visualización y preparación adecuada del paciente, no pueden ser tomados como una simple regla general.

Todos estos factores están interrelacionados y por lo tanto afectan a la Calidad Radiográfica. Para un examen radiológico dado, una adecuada interpretación de cada uno de estos factores deberá ser hecha, por lo que una pequeña variación en uno de ellos se puede compensar cambiando algún otro factor.

II.3.2.1. POSICION DEL PACIENTE

Un adecuado posicionamiento del paciente es requerido para que una estructura anatómica bajo estudio esté colocada convenientemente cerca del receptor de imagen y que el eje de esta estructura este apoyado en un plano paralelo al lado del receptor de imagen. El campo de Rayos X debería incidir sobre el centro de la estructura.

Si múltiples estructuras están siendo radiografiadas y son visualizadas con una magnificación uniforme, las mismas deben estar equidistantes al film. Todas las técnicas descritas están diseñadas para producir radiografías con mínima distorsión de imagen y máxima resolución.

II.3.2.2. APARATOS PARA VISUALIZACION

Como recomendación se puede mencionar que el uso de films y pantallas de tipo standard deberán ser empleadas por todo departamento de radiología.

Generalmente, extremidades y tejido blando son radiografiadas en combinación del films y pantallas con detalle fino. Otras radiografías emplean films de doble emulsión con pantalla.

Las nuevas estructuras granuladas de los films de Rayos X usadas con pantallas intensificadoras de alta resolución producen excelentes imágenes con una Dosis al paciente muy limitada.

Algunas consideraciones deben ser tomadas en cuenta cuando se selecciona una combinación apropiada para algún examen en particular:

- Uso de pantallas intensificadoras que disminuyen la Dosis al paciente en un factor mínimo de 20.
- Como la velocidad del receptor de imagen incrementa, la resolución de la imagen se distorsiona y el ruido radiográfico incrementa, dando como resultado una Calidad Radiográfica reducida.
- La exposición directa del film de Rayos X da como resultado un bajo contraste a diferencia de la combinación film

pantalla que mejora el contraste.

- Los procedimientos de visualización de bajo contraste permiten un amplio margen de error en la producción de radiografías aceptables diagnósticamente.

II.4. TECNICA RADIOGRAFICA

Las técnicas de exposición se las puede describir como la combinación de arreglos seleccionados desde el panel de control de la máquina de Rayos X para producir un efecto deseado sobre una placa radiográfica.

La geometría y posición del tubo de Rayos X, el paciente y el receptor de imagen están incluidos en esta descripción. Las técnicas de exposición radiográfica pueden ser descritas identificando claramente dos grupos de factores.

El primer grupo incluye factores de la técnica de exposición como son KVp, mA, Tiempo de exposición y distancia fuente-receptor de imagen. Estos factores determinan las características básicas de la exposición a la radiación del paciente y el receptor de imagen.

El segundo grupo incluye los factores que afectan a la Calidad de la Imagen como son: Densidad, Contraste, Detalle y Distorsión. Estos factores suministran al Radiólogo los recursos adecuados para producir, evaluar y comparar radiografías.

Entendiendo como se usan cada uno de estos factores se podrá estar seguro de la producción de imágenes de calidad.

II.4.1. FACTORES DE LA TECNICA DE EXPOSICION

II.4.1.1. KILOVOLTAJE

Los efectos del Kilovoltaje sobre el campo de Rayos X fué descrito anteriormente, sin embargo con el propósito de entender mejor, se podrá decir que el KVP es el Factor de Control de Calidad Primario y por lo tanto de la penetrabilidad del campo.

Un Campo primario de alta calidad es aquel que posee alta energía y de este modo es más probable que penetre la estructura anatómica de interés.

El KVP tiene más efecto que cualquier otro factor en la exposición sobre el receptor de imagen, sin embargo esto no afecta solamente a la calidad del campo sino también a la cantidad del campo producido.

Con el incremento del KVP los Rayos X son más penetrantes, hay más presencia de ellos y además hay más radiación dispersa, consecuentemente el KVP seleccionado deberá determinar la cantidad de Rayos X remanentes y la densidad sobre el film.

El KVP controla la escala de contraste sobre la radiografía finalmente obtenida.

II.4.1.2. MILIAMPERAJE Y TIEMPO

Los miliamperios (mA) y el tiempo (s) son usualmente combinados y usados como un solo factor (mAs), en la selección de la técnica radiográfica. El mAs determina el número de Rayos X del Campo primario y por esto controla la radiación primaria.

Esto tiene una ligera influencia sobre la Calidad de la Radiación.

El mAs es el factor clave en el control de la Densidad sobre la radiografía.

$$\text{mAs} = \text{miliamperios(mA)} \times \text{tiempo(s)}$$

El tiempo y el miliamperaje pueden ser usados en compensarse en una forma indirecta así:

$$\frac{\text{Tiempo(primer a exposición)}}{\text{Tiempo(segunda exposición)}} = \frac{\text{mA(segunda exposición)}}{\text{mA(primer a exposición)}}$$

Si el generador está calibrado convenientemente para un mismo mAs, se puede producir una igual densidad radiográfica con varias combinaciones de mA y tiempo (s), siempre y cuando su producto (mA x tiempo) sea idéntico.

II.4.1.3. DISTANCIA

La distancia afecta a la exposición sobre el receptor de imagen según la Ley del Inverso Cuadrado.

La distancia fuente-receptor de imagen (DFI) seleccionada para hacer una exposición prolongada, determina la intensidad del Campo de Rayos X sobre el receptor de imagen. La distancia no afecta a la calidad de la radiación.

La siguiente relación derivada de la Ley del Inverso Cuadrado, indica el cambio en mAs con un cambio en DFI para producir una misma densidad óptica, así:

$$\frac{\text{mAs(primer a exposición)}}{\text{mAs(segunda exposición)}} = \frac{(\text{DFI})^2(\text{primer a exposición})}{(\text{DFI})^2(\text{segunda exposición})}$$

Cuando se prepara para realizar una exposición radiográfica, el Radiólogo deberá fijar los parámetros anteriormente mencionados, KVp, mAs, distancia, desde el respectivo panel de control, basado en una previa evaluación del paciente, el espesor de la región anatómica a radiografiar y el tipo de accesorios usados.

II.4.2. FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE IMAGEN

Los factores que afectan a la calidad de la imagen se refieren a las características de la imagen radiográfica incluidas, densidad, contraste, definición y distorsión. Estos factores suministran los recursos al Radiólogo para producir y evaluar radiografías.

II.4.2.1. DENSIDAD

La densidad óptica unas veces llamada densidad radiográfica o simplemente densidad es descrita como el ennegrecimiento de una radiografía lista para ser usada en radiodiagnóstico.

La densidad óptica puede presentar grados de variación desde el negro completo donde la luz no puede ser transmitida al casi transparente. El negro es numéricamente equivalente a una densidad óptica de 3 o 4, considerando que el transparente o claro es menor que 0.2.

El ennegrecimiento presente sobre el film es el resultado del revelamiento de los cristales de bromuro de plata en la emulsión del film y directamente relacionado con la cantidad de exposición recibida de Rayos X o de la luz visible de la pantalla intensificadora.

La densidad fue definida anteriormente como:

$$D = \log_{10} \frac{I_i}{I_o}$$

donde: I_i = Densidad incidente
 I_o = Densidad Transmitida

La densidad óptica puede ser controlada en la radiografía por dos factores importantes: el mAs y la distancia fuente-receptor de imagen. Un número considerable de problemas surgen si hay un cambio continuo de la distancia entre el tubo de Rayos X y el receptor de imagen, por esto se suele estandarizar esta distancia a 90 cm para exámenes manuales, 100 cm para estudios en mesa y 180 cm para estudios en posición vertical.

La densidad incrementa directamente con el mAs, por lo tanto cuando la densidad del film es la única característica a cambiar, el factor apropiado para hacer este cambio deberá ser el mAs.

La densidad puede ser afectada por otros factores, pero conviene que solo el mAs sea el factor de elección para controlar la densidad.

Un incremento de la densidad sobre la radiografía esta acompañada de un aumento proporcional del mAs, al igual que con un incremento en el KVP. Como al incrementar el KVP la calidad del campo es incrementada, más Rayos X serán capaces de penetrar la estructura anatómica de interés. Este hecho hace que la exposición a la radiación remanente sea mayor en el receptor de imagen.

Las técnicas para incrementar o decrementar la densidad usando variaciones del KVP son muy complicadas, ya que un cambio en

el Kvp afecta a la Penetración, Radiación dispersa, Dosis sobre el paciente y especialmente el Contraste.

Generalmente es aceptado el incremento de la Densidad sobre una radiografía usando el Kvp, pero hay que tener mucha precaución ya que el aumento del 15 % en el Kvp equivaldrá a duplicar el mAs. A esto se lo conoce como Regla del quince por ciento.

Un simple método para incrementar o decrementar la densidad sobre una radiografía es incrementando o decrementando el mAs respectivamente.

A continuación se presenta un cuadro en el que se indica el factor incrementado y el efecto sobre la Densidad, así:

FACTOR INCREMENTADO	EFECTO SOBRE LA DENSIDAD
mAs Kvp Distancia fuente-imagen Espesor de la estructura Densidad de la masa Tiempo de revelado Receptor de imagen Restricción del campo	Incremento Incremento Decremento Decremento Decremento Incremento Incremento Decremento

**Cuadro. 4 TECNICAS Y FACTORES QUE AFECTAN
A LA DENSIDAD RADIOGRAFICA**

II.4.2.2. CONTRASTE

La función de contraste en la imagen es hacer del contraste anatómico más visible. Por esto el contraste es uno de los factores más importantes en la evaluación radiográfica. El técnico radiólogo deberá ser capaz de examinar la radiografía procesada y determinar cuan suficiente contraste está presente y que produce el mejor detalle posible.

El contraste se define como la diferencia en densidad sobre estructuras anatómicas adjuntas o la variación en la densidad que esta presente sobre la radiografía. La diferencia en la densidad de estructuras adjuntas es el factor más importante.

Alto contraste hace posible la interposición de hueso y tejido blando, a lo largo de la espina dorsal. El tejido blando de los músculos y riñones exigen mucho menos contraste, aunque el detalle de estas estructuras es apreciado de buena manera.

El contraste del tejido blando con resolución de bajo contraste puede ser incrementado con una buena reducción del KVp pero a expensas de una alta Dosis al paciente.

El contraste sobre una radiografía es necesario cuando un contorno, borde o una estructura no es posible ser vista.

El contraste es el resultado de diferencias en atenuación de los diversos tejidos a los Rayos X, cuando pasan a través del cuerpo. La habilidad de penetración del campo es importante puesto que la penetrabilidad relativa entre los tejidos determina el contraste de la imagen.

La penetrabilidad del campo primario de Rayos X es controlado por el KVp, se ha manifestado como el mejor factor para controlar el contraste radiográfico.

Para obtener un contraste adecuado, la anatomía deberá ser adecuadamente penetrada.

Dentro de la terminología para describir el contraste radiográfico se consideran algunos términos como escala corta o escala larga de contraste.

II.4.2.2.1. ESCALAS DE CONTRASTE

Las escalas de contraste indican el rango de la densidad óptica desde claro hasta oscuro en una radiografía. Radiografías de alto contraste son el producto de escalas cortas.

Estas escalas exigen tonos negros y blancos bien definidos en las estructuras. Radiografías de bajo contraste son producto de largas escalas y en su apariencia tienen muchos tintes o matices de gris.

Muy a menudo se requiere aumentar o disminuir el contraste de una radiografía porque se obtiene una imagen inadecuada, para esto se requiere variar el KVP por ejemplo reduciéndolo para a su vez reducir el contraste. Para producir radiografías de bajo contraste se logrará incrementando el KVP.

Alto contraste, alto grado de contraste, definen cortas escalas de contraste y se obtuvieron por el uso de técnicas de exposición de bajos KVP.

Los factores de técnicas de exposición que afectan al contraste se las expone a continuación:

FACTOR INCREMENTADO	EFFECTO SOBRE EL CONTRASTE
KVp	Decrementa
mAs	Decrementa
Tiempo de revelado	Decrementa
Uso de film pantalla	Incrementa
Restricción del campo	Incrementa

**Cuadro. 6 FACTORES DE TECNICAS DE EXPOSICION
QUE AFECTAN AL CONTRASTE**

II.4.2.3. DETALLE

El detalle radiográfico describe la agudeza con que las pequeñas estructuras son radiografiadas. Con adecuado detalle cada una de las pequeñas partes de la anatomía son visibles y el Radiólogo puede interpretarlas y detectar anomalías en los tejidos. El detalle radiográfico puede ser avaluado de dos maneras:

- Agudeza del detalle de la imagen.
- Visibilidad del detalle de la imagen.

II.4.2.3.1. AGUDEZA DEL DETALLE DE LA IMAGEN

Se refiere a las líneas estructurales o bordes de los tejidos en la imagen y la cantidad de claridad o penumbra de la misma.

Los factores que por lo general controlan la agudeza en el detalle son los geométricos como, tamaño del punto focal,

Estas relaciones en diagnóstico radiográfico pueden ser resumidas de la siguiente forma:

Productos de alto Kilovoltaje	Productos de bajo Kilovoltaje
Larga escala Bajo contraste Muy bajo contraste	Corta escala Alto contraste Muy alto contraste

**Cuadro. 5 ESCALAS DE CONTRASTE EN RADIODIAGNOSTICO
DE ACUERDO AL Kvp APLICADO**

En suma, el kilovoltaje influye más que otros factores en el contraste radiográfico. El mAs influye de una manera secundaria en el contraste. Si el mAs es muy alto o muy bajo, la densidad óptica predominante desenderá en la parte superior o inferior de la Curva Característica donde el contraste es bajo.

El uso de pantallas intensificadoras darán como resultado bajas escalas de contraste que cuando comparamos con exposiciones sin pantalla.

Cuando eliminamos los dispositivos para restringir el campo de Rayos X, la radiación dispersa del tubo de Rayos X produce radiografías de baja escala de contraste. Las parrillas ayudan a reducir la radiación dispersa produciendo radiografías de baja escala de contraste, parrillas de alta razón incrementarán el contraste.

distancia fuente-imagen, y distancia objeto-receptor de imagen. Esta agudeza es también influenciada por el tipo de pantalla intensificadora que se use y presencia de movimiento.

Para producir una mejor agudeza en el detalle de la imagen se deberá usar un punto focal apropiadamente pequeño y una distancia standard mayor entre fuente e imagen y colocar la parte anatómica lo más cerca posible al receptor de imagen.

II.4.2.3.2. VISIBILIDAD DEL DETALLE DE LA IMAGEN

Describe la habilidad para mirar los detalles sobre la radiografía. Esto tiene que ver con algún factor que afectaría la visibilidad y se reflejará en un deterioro u obscurecimiento del detalle de la imagen.

Un esfuerzo para producir una mejor definición de la imagen deberá estar encaminado en el uso de técnicas y factores correctos.

Los factores claves que proveen la mejor visibilidad son, la restricción del campo, el uso de parrillas y todos los demás métodos que den como resultado una reducción de la radiación dispersa que alcanzan al receptor de imagen.

II.4.2.4. DISTORSION EN LA CALIDAD DE LA IMAGEN

El cuarto factor de la calidad de imagen es la Distorsión. La mala presentación del tamaño de un objeto o forma sobre la imagen procesada se le conoce con el nombre de Distorsión.

Esta Distorsión puede originarse por una mala posición del tubo, la parte anatómica de interés mal posicionada y el receptor de imagen incorrectamente localizado.

Un pobre alineamiento del receptor de imagen o del tubo de Rayos X pueden dar como resultado una imagen alargada más allá de lo normal. Un pobre alineamiento de la parte anatómica puede dar como resultado un recortamiento de la imagen. Este recortamiento ocurre cuando la parte anatómica aparece más pequeña de lo normal.

La distorsión puede ser minimizada con un adecuado posicionamiento del tubo, la parte anatómica de interés y el receptor de imagen. Particularmente importante es el posicionamiento correcto del paciente.

La tabla adjunta resume los principales factores que influyen en la calidad de la imagen:

FACTOR	CONTROLADO POR:	INFLUENCIADO POR:
Densidad	mAs	KVp Distancia Grosor de parte anatómica Densidad de la masa Tiempo de revelado Velocidad del receptor de imagen Restricción del campo Parrillas
Contraste	KVp	mAs Tiempo de revelado Combinación pantalla film Restricción del campo Parrillas

sigue ...

... continua

FACTOR	CONTROLADO POR:	INFLUENCIADO POR:
Detalle	Tamaño punto focal	Distancia fuente imagen Distancia objeto imagen Movimiento Todo lo referente a Densidad y Contraste
Distorsión	Posición del paciente	Alineamiento del tubo, parte anatómica y receptor de imagen

CUADRO 7. PRINCIPALES FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD DE IMAGEN RADIOGRAFICA

CAPITULO III

GARANTIA Y CONTROL DE CALIDAD EN RADIO DIAGNOSTICO

III.1. GENERALIDADES

En los Capítulos anteriores se vió la necesidad de cuidar las condiciones de trabajo y características de los equipos vigilando no se degraden ni se descalibren.

Se ha observado que se debe controlar el Alineamiento del Haz de Radiación, Revelado, Cámara Oscura, Capa Hemirreductora (C.H.R.), Filtración Total, Coincidencia del Haz Luminoso con el de Radiación, Radiación de Fuga, Reproducibilidad, Linearidad, Distancia Foco-Placa, Luces de Seguridad, Obscurecimiento del Cuarto de Revelado, Estabilidad de la red de alimentación Eléctrica y además la consistencia de algunos parámetros como el KVP (Rendimiento, mAs y el tiempo de Exposición, el buen estado de los Chasis, Pantallas intensificadoras y lo más importante, la buena mantención y uso de las diversas películas o films radiográficos que en última instancia van a ser las que suministren una Imagen Radiográfica con suficientes características para así dar un diagnóstico adecuado y preciso, de esta manera al obtener resultados positivos se estará disminuyendo la Dosis de Radiación sobre el Paciente.

De esto se desprende que es muy necesario efectuar una serie de controles y mediciones de manera sistemática y periódica de tal manera que las condiciones de trabajo sean óptimas con el fin de mejorar los procedimientos.

Todos estos controles forman parte de lo que se denomina un Programa de Control de Calidad cuyos resultados deberán

conservarse adecuadamente en protocolos que permitan verificar si las mediciones están dentro de los límites tolerados o si se han producido desviaciones significativas que obliguen a tomar medidas correctivas.

Al efectuar detecciones precoces de anomalías se facilita el mantenimiento correctivo de los equipos, lo que permite prolongar la vida útil de los mismos, evitando que se queden fuera de operación por tiempos prolongados, perjudicando así en tiempo y dinero a los Centros de Radiodiagnóstico respectivos.

El mencionado Control de Calidad será efectuado por parte del personal que labora en el servicio de Radiodiagnóstico, controlando cotidianamente el Revelado, Cámara Oscura, Coincidencia de Haz de Radiación y luminoso y en períodos mayores otros factores más que serán descritos con el consenso de Físicos Médicos o Ingenieros de mantenimiento.

La información obtenida deberá ser procesada para posteriores comparaciones estadísticas con futuros muestreos, complementados con la Dosimetría Ambiental y Personal que exige el caso.

Datos obtenidos de la OPS (Organización Panamericana de la Salud), OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica) y la CEEA (Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica), indican que Programas de Garantía y Control de Calidad aún no se han difundido internacionalmente obedeciendo el Control solo a la iniciativa local y dependiendo del interés personal de los Especialistas.

En particular en nuestro país aún no existe un Programa de Garantía y Control de Calidad establecido, por lo que el estudio presente pretenderá marcar un punto de partida que inicie la Optimización de los recursos radiográficos de manera

sistemática. La C.E.E.A. a través de las Inspecciones Radiológicas que realiza, efectúa también (sin que sea su obligación) algunas pruebas de Control de Calidad. La obligación es de que cada Institución debe desarrollar este Programa con recursos propios o contratados.

Cuando se trata de establecer Programas de Control de Calidad se deberán tomar en cuenta tres objetivos:

- DISMINUCION DE COSTOS
- REDUCCION DE LA DOSIS AL PACIENTE
- OPTIMIZACION DE LA IMAGENES RADIOGRAFICAS

Por lo tanto, el Programa de Control de Calidad permitirá reducir no solo las pérdidas de películas sino la exposición al paciente, al personal ocupacionalmente expuesto y al público en general, pretendiendo incorporar métodos sencillos que puedan ponerse en práctica en países donde la situación económica no permite mayor sofisticación y en los que la necesidad de un Control de Calidad es urgente.

III.1.1. OBJETIVOS DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

Un Programa de Control de Calidad se puede definir como el esfuerzo organizado por parte del personal de una instalación para conseguir con gran seguridad que las imágenes diagnósticas allí producidas tengan una Calidad suficientemente elevada para que den en todos los casos una información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con la mínima exposición al paciente a las radiaciones ionizantes.

De una manera general el principal objetivo de un Programa de Control de Calidad, es vigilar cada una de las etapas de funcionamiento de la instalación de radiodiagnóstico.

Forman parte de este programa, todas las medidas destinadas a asegurar que el equipo radiológico utilizado preste las garantías suficientes para proporcionar radiografías con adecuada información diagnóstica; estas medidas incluyen la selección adecuada de los equipos y la vigilancia y mantenimiento para su buen funcionamiento.

Todo Programa de Garantía y Control de Calidad incluirá las técnicas de inspección de la Calidad, así como los procedimientos administrativos.

Las técnicas de inspección de la Calidad se las usa para ensayar los componentes del sistema, con el fin de comprobar su funcionamiento.

Entre los procedimientos de administrativos de la Calidad figuran todas las medidas que permitan comprobar que las técnicas de vigilancia de la inspección de la Calidad se efectúen de modo regular y adecuado, que se evalúen con rapidez y precisión los resultados y que, en base a ellos, se adopten las medias correctivas necesarias.

La responsabilidad fundamental del Programa de Control de Calidad de toda instalación deberá caer sobre la persona encargada del servicio o de aquellas que usen cotidianamente las instalaciones.

En los Centros de radiodiagnóstico donde haya Físicos Médicos, Ingenieros o Técnicos Radiólogos, especialmente capacitados en inspección de la Calidad, habrán de tener una importante función dentro del Programa. Este personal deberá encargarse de la vigilancia a un nivel más avanzado, sin embargo no hay que olvidarse que al otro personal técnico deberá capacitárselo para así tener la garantía de un buen y óptimo servicio.

Finalmente la parte fundamental de este estudio será el evaluar la calidad de la imagen.

La norma de Calidad aplicable a la unidad de tratamiento de la placa podría establecerse de acuerdo con una gama aceptable de densidades ópticas, determinadas mediante una vigilancia sensitométrica de las placas.

Sin embargo, no se debe ignorar que en lo que respecta a un gran número de parámetros del sistema de Radiodiagnóstico, las normas de Calidad de la imagen seguirán durante algún tiempo siendo parcialmente subjetivas. Ello se debe a la falta de consenso entre los Médicos en cuanto a lo que debe considerarse buena calidad.

III.1.2. ORGANIZACION DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

Todo Programa de Control de Calidad está sujeto a las influencias tanto externas como internas al servicio.

Evidentemente se producirán interaccambios y, la transferencia de información entre cada una de las etapas que intervienen en el Programa; lo cual es imprescindible para que se desarrolle adecuadamente la metodología aplicada y mutuamente se apoyen, para así optimizar su accionar.

El personal bajo cuyo cargo funciona el servicio de Radiodiagnóstico es el que asumirá la responsabilidad fundamental en cuanto a la marcha del Programa de Control de Calidad. Por ello es necesario que periódicamente, el encargado del servicio o un Comité de Evaluación realicen un examen de la marcha del servicio.

En la actualidad y con el desarrollo de técnicas y equipos es

muy necesario que dentro del personal de cualquier servicio radiográfico se incluyan como personal de planta a Radio-Físicos e Ingenieros especializados, por cuanto estos de profesionales son los que pueden aplicar a fondo la base científica de los análisis de Costo-Riesgo-Beneficio.

En caso de no disponer de la contingencia técnica de los mencionados profesionales, el Servicio Radiológico deberá recurrir a Instituciones, Organismos Estatales o de otro tipo para que a través de ellos se proceda a la ejecución de Programas de Control de Calidad.

La capacitación del personal, para el desarrollo eficaz de sus respectivas tareas, es un elemento importante dentro de cualquier Programa de este tipo.

Cuando se pone en práctica un Programa de Control de Calidad, este debe ser preciso en establecer una distinción entre pruebas básicas o de partida y pruebas sistemáticas, siendo muy importante mencionar que a pesar de disponer de ellos si no se posee instrumentos de medida o personal capacitado, no se deberá permitir la ejecución del Programa.

La correcta ejecución de este tipo de Programas se ve facilitada si existen Organismos Nacionales de apoyo en cuanto a dar asistencia técnica y coordinar las actividades destinadas al establecimiento de Programas locales, determinar sobre una base selectiva la idoneidad de los Programas, preparar y difundir recomendaciones, códigos de prácticas, reglamentos, requisitos, normas, etc, establecidos por los Organismos Nacionales, Internacionales o Profesionales y además ayudar al análisis de los resultados de los Programas, para hallar soluciones técnicas que permitan mejorar las características del funcionamiento del Servicio.

Las Sociedades Científicas y Profesionales deben colaborar con la puesta en práctica de los Programas, promoviendo los conceptos de Control de Calidad entre sus asociados y colaborando con las Organizaciones Nacionales para así desempeñar su misión de difusión y apoyo, participar en actividades de capacitación y dar las directrices al Servicio de Radiodiagnóstico directamente o a través de los Organismos Nacionales.

Las autoridades nacionales pueden intervenir en la preparación de las medidas legislativas sobre la que pueda apoyarse la Organización Nacional, en cuanto a tener una Norma Jurídica o Ley que obligue la implementación de estos Programas, en cada instalación.

Debidas recomendaciones estimulan, a cada uno de los respectivos países, a adoptar y coordinar determinadas actividades como realizar intercambio de información entre los distintos organismos, reuniones, seminarios y prácticas a nivel internacional y publicar las respectivas pautas y recomendaciones que tengan que ver con las características de funcionamiento de los equipos de Rayos X para diagnóstico.

III.2. CONTROL DE CALIDAD SOBRE EL EQUIPO Y ACCESORIOS

Al iniciar un Programa de Control de Calidad, es muy conveniente, la determinación de los parámetros técnicos de partida de los equipos y accesorios realizando una evaluación completa de las características específicas de funcionamiento.

El registro de estos datos iniciales sirve para tener un punto de partida respecto del cual se realizará cualquier posterior estudio estadístico del equipo. Esta evaluación completa se la hará obligatoriamente (y cuando las condiciones así lo permitan), siempre que se adquiera un equipo nuevo, se lo haya

sometido a reparación preventiva o correctiva; las posteriores evaluaciones sistemáticas ayudan a mantener al equipo en correctas condiciones de funcionamiento.

Las comprobaciones sistemáticas deben ser sencillas, rápidas, con el menor costo posible y donde la seguridad de que el servicio radiológico sigue funcionando dentro de los rangos establecidos.

Estas comprobaciones deben repetírselas regularmente, dependiendo de las posibilidades existentes o de la urgencia para efectuarlas.

De la misma manera con que se realiza el Control de Calidad del equipo de Rayos X y sus accesorios, se deben hacer las comprobaciones y registros del buen funcionamiento del equipo de prueba, verificando que esté debidamente calibrado para de esa manera tener a la disposición estos equipos, en el momento en que se los requiera.

Tras haber considerado las Normas de Calidad aceptable de la imagen y los errores inherentes en las mediciones efectuadas rutinariamente, su análisis determina si su funcionamiento es aceptable y, en caso de que no lo sea, se tomen las medidas correctivas que ameriten.

Las máquinas de Rayos X destinadas para diagnóstico tienen un grupo de normas técnicas que deben ser consideradas de acuerdo a las más recientes recomendaciones nacionales e internacionales.

El Servicio de Radiología de todo Centro de Radio-diagnóstico no debe recibir oficialmente una máquina de Rayos X sin que antes se haya efectuado las pruebas de aceptación y que satisfaga las especificaciones correspondientes.

Se debe evitar efectuar métodos de prueba de tipo invasor o que comprometan áreas restringidas del sistema sin la cooperación o aprobación del fabricante, con el fin de evitar que quede anulada la garantía del aparato.

Conviene que todas las instalaciones puedan realizar las pruebas enumeradas como esenciales. Las condiciones Costo-Beneficio, por lo tanto, influirán notoriamente sobre la frecuencia de los procedimientos descritos anteriormente.

A continuación se presenta un cuadro en donde se resumen las comprobaciones y chequeos de tiempo y las personas que deben ejecutarlas.

PR	Punto	Categoría de Personal	Pruebas Necesaria				
			I	R	P	S	D
A	Potencial del Tubo (KVp)	F/R	x	x	x		
A	Sistema de exposición automática	F	x		x		
A	Filtración	F	x	x			
A	Filtros intercambiables	R					x
A	Localizador de luz	F/R	x	x	x		
A	Rejillas	R	x	x	x		
A	Estabilidad Mecánica	R	x				x
B	Potencias de Radiación	F/R	x	x	x	x	
B	Cronómetro	F/R	x		x		
B	Mandos	F/R	x				x
C	Medidor de cero	R					x
C	Absorción en Capa superior	F	x	x			
B	Exposición de Superficie	F	x	x			
B	Tamaño del Punto Focal	F	x	x			

CUADRO 8. PARAMETROS QUE DEBEN COMPROBARSE EN UN EQUIPO RADIOGRAFICO

PR = Prioridad recomendada
I = En la instalación
R = Después de reparaciones
P = Cuando sea preciso
F = Físico o Ingeniero
R = Radiólogo
S = Semanales
D = Diarias
A = Esencial
B = Necesario para buena práctica
C = Importante.

De entre todos los elementos que hay que tomar en cuenta se mencionan los siguientes: Generador de Rayos X y sistema de mandos, dispositivos para cronometrar el tiempo de exposición, salida de radiación y el tubo de Rayos X, su alojamiento y soporte.

III.2.1. GENERADOR Y SISTEMA DE MANDOS

La tensión de pico o KVp, que es aplicada al tubo de Rayos X debe ser chequeada para tener la seguridad de que esté de acuerdo con lo que se registra en el tablero de mando.

Se debe estar claro que esta tensión no se la puede medir por métodos directos con ningún instrumento convencional, sino a partir de métodos indirectos como por ejemplo midiendo la calidad de la radiación. El método del filtro Fotométrico es de práctica muy sencilla, siempre que se disponga de un penetrómetro bien calibrado. Por lo general es indispensable realizar pruebas con varios valores de KVp y de corriente de tubo.

Todos los mandos de la Consola de Control deben estar claramente señalados, para que el operador los use adecuadamente. Frecuentemente los medidores electrónicos deben ser revisados, calibrados y ajustados para que concuerden con los factores

prefijados.

III.2.2. SALIDA DE RADIACION

Se la mide a una distancia de 1 metro y se la expresará en mR/mAs (mili Roentgens sobre mili amper-segundo) aplicado al tubo. Igualmente será preciso hacer mediciones con varios valores de KVp y mAs. Se la efectúa con la ayuda de un Dosímetro bien calibrado, comprobando si el valor de salida ha variado o no.

III.2.3. DISPOSITIVOS PARA CRONOMETRAR LA EXPOSICION

La verificación se la hace, por lo general, mediante una cubierta giratoria de frecuencia conocida o con un simple cronómetro electrónico.

Es importante la relación entre el tiempo establecido y el tiempo real de exposición. Se comprobará el corte de irradiación para evitar una sobre-exposición.

Cuando se usan sistemas automáticos de exposición, conviene determinar la constancia de las mediciones usando un Dosímetro adecuado.

III.2.4. TUBO DE RAYOS X, SU ALOJAMIENTO Y SOPORTE

Es necesario que la filtración total esté conforme a las normas nacionales e internacionales. Su comprobación es sencilla midiendo la Capa Hemirreductora (C.H.R.) para valores determinados de Voltaje en el tubo de Rayos X.

Las comprobaciones de la linealidad del haz de radiación con el haz luminoso, se las efectúa utilizando una pantalla fluorescente con un blindaje adecuado pero es más recomendable el uso de una película radiográfica, donde se pueda comprobar el porcentaje de radiación desenfocada y dar las recomendaciones para corregirla.

La rejilla antidispersora asociada a la máquina de Rayos X debe estar perpendicularmente alineada respecto del haz de radiación, correctamente centrada y diseñada para la distancia requerida.

Cualquier signo de inestabilidad mecánica o mal funcionamiento debe ser corregido de inmediato, controlando frenos y cierres, correcta indicación de escalas angulares, rigidez del soporte del tubo, etc.

La medición del tamaño del punto focal se la efectúa al momento de la instalación, para tener valores de partida con los cuales realizar futuras comprobaciones.

III.3. CONTROL DE CALIDAD RADIOGRAFICO

El Control de Calidad es importante, ya que en último término de él depende una buena calidad de imagen radiográfica, que posea una adecuada resolución, contraste y que se haya eliminado al máximo la distorsión de la imagen; además debe optimizarse el tiempo de revelado y controlar temperatura, humedad y químicos usados en el proceso de revelado ya sea automático o manual.

A continuación se presenta un cuadro en donde se ha descrito los parámetros a ser evaluados en el Control de Calidad Radiográfico:

PR	Punto	Categoría de Personal	Pruebas Necesarias				
			I	R	P	An	D
A	CAJAS Y PANTALLAS Hermeticidad de la luz	R			x		x
A	Uniformidad de comprobación	R			x		x
A	Marcado de tipo de pantalla	R	x	x			
B	Marcado del dorso del plomo	R	x	x			
B	Estado de la superficie de la pantalla	R				x	
B	Identificación de la pantalla	R	x	x			
B	Velocidad de la pantalla	F/R					x
B	Sistemas de carga a la luz del día	R					x
A	TRATAMIENTO GENERAL Selección de productos Químicos	R	x	x			
B	Marcadores de identificación	R				x	
B	Recarga	R				x	

sigue ...

continua ...

PR	Punto	Categoría de Personal	Pruebas Necesarias				
			I	R	P	An	D
	TRATAMIENTO MANUAL						
A	Temperatura del revelador	R					x
B	Fijación	R					x
B	Lavado adecuado	R					x
B	Limpieza del depósito	R				x	
	TRATAMIENTO AUTOMÁTICO						
A	Prueba Sensitométrica	F/R					x
B	Abastecimiento de agua	R					x
B	Ph del Fijador	R					x
B	Limpieza de los rulos	R				x	
	CÁMARA OSCURA						
B	Obscuridad de la habitación	R	x	x			
B	Luz inactiva	R	x			x	
	NEGATOSCOPIOS						
B	Uniformidad de la luz	R	x			x	
B	Mancha luminosa	R	x	x			
B	Reemplazamiento	R				x	
B	Pantalla oscura cedera	R	x	x			
B	Uniformidad de pantalla	R	x				
B	Luz ambiente	R	x	x			

CUADRO 9. PARAMETROS A SER EVALUADOS EN EL CONTROL DE CALIDAD RADIOGRÁFICO

PR = Prioridad recomendada
 I = En la instalación
 R = Después de reparaciones
 P = Cuando sea preciso
 F = Físico o Ingeniero
 R = Radiólogo
 An = Anuales
 D = Diarias
 A = Esencial
 B = Necesario para buena práctica

De entre las comprobaciones a efectuarse en el proceso de revelado y la técnica de procesamiento de la película, están: placas, cajas, técnicas manuales y automáticas, así como los Negatoscopios.

III.3.1. PLACAS RADIOGRAFICAS

Es necesario realizar las comprobaciones del caso para asegurarse de que para el transporte de la película y su almacenamiento, tanto antes como después de utilizarla, se han tomado las precauciones del caso para que puedan reducirse al mínimo los efectos negativos.

Las cajas se deben conservar en posición vertical, sobre las estanterías y en un lugar bien ventilado, libre de radiaciones y de polvo, a una temperatura de 10 a 18 grados centígrados y con una humedad relativa menor al 50 %. Se las utilizará en una estricta rotación cronológica. Después de utilizarlas, las placas deberán ser archivadas cuidadosamente para poderlas recuperar con facilidad.

III.3.2. CAJAS

En cada caja se debe señalar el tipo de pantalla intensificadora que conviene y si la pared posterior es o no plomada. En cuanto a la pantalla intensificadora de cada caja, se la marca en el borde para indicar la caja de la cual procede y con la cual se ha tomado la placa.

Es preciso comprobar que en cada caja la compresión sea uniforme en toda la superficie de las pantallas. Se debe examinar las pantallas intensificadoras por si hubieran sufrido contaminaciones o daños y se las limpiará de ser necesario.

Con frecuencia el examen bajo luz ultravioleta revelará detalles invisibles al ojo humano con luz ordinaria; lo mismo sucede con una radiografía con baja exposición.

En ocasiones puede suceder que todas las cajas de una determinada instalación se vean expuestas a una Dosis de radiación, de esta forma entre las distintas cajas puede encontrarse variaciones en cuanto a la sensibilidad de la película, por lo que se debe cuidar el lugar donde se las almacene, en cuanto a evitar que estén expuestas a los Rayos X o a la luz del día.

III.3.3. PROCESAMIENTO DE LA PLACA

Se deben hacer las comprobaciones necesarias para asegurarse que el sistema de luz inactínea funciona satisfactoriamente. En cuanto a los productos químicos para el tratamiento de las placas se las selecciona de acuerdo a las emulsiones que se van a usar, a temperaturas entre los 10 y 18 grados centígrados y controlando la adecuada ventilación de la habitación, sujetos a las especificaciones del fabricante.

Dentro del procesamiento de la película, se tienen dos formas de procesamiento: Procesamiento manual y Procesamiento automático.

III.3.3.1. PROCESAMIENTO MANUAL

En este caso se debe determinar que el termómetro que señala la temperatura del revelador este visible en todo momento. Si la temperatura del revelador se regula termostáticamente o no, es preciso vigilar en todo momento el proceso y modificarlo según sea el caso, de acuerdo a los tiempos de revelado

usados.

La placa deberá ser lavada suficientemente al rededor de 5 minutos en agua corriente o el equivalente, y el secado se lo hace en una atmósfera libre de polvo. Se procederá a la correspondiente fijación por lo que se comprobará que el tiempo de actuación y el Ph del fijador.

Dependiendo del material con que esté construido el depósito, todos estos se vaciarán y limpiarán adecuadamente, según las recomendaciones del fabricante.

III.3.3.2. PROCESAMIENTO AUTOMATICO

Es necesario comprobar con toda certeza que el agua entra a la temperatura y con el flujo adecuados; para ello es preciso revisar periódicamente los filtros del sistema.

Hay que usar otro criterio selectivo cuando se mezclan placas de distintos tipos o de diferentes fabricantes, en un mismo sistema de tratamiento cuando previamente se hayan realizado pruebas demostrativas de que tal cosa se puede efectuar con resultados satisfactorios.

Las tiras de película de prueba deberán ser tomadas de la misma placa radio-sensible usada en el servicio, en la medida de lo posible.

En caso de disponer de un FOTOSENSITÓMETRO se medirá la neblina o velo, el contraste y la sensibilidad, datos que se los registrará para futuras comprobaciones.

Entre otras causas posibles de producir diferencias en la placa son la sensibilidad de la película, errores en el generador de Rayos X, el Ph del fijador y asegurarse que los rodillos estén limpios.

CAPITULO IV

EXPERIMENTACION RADIOGRAFICA

IV.1. Metodología Aplicada

Una vez planteado el marco teórico para el desarrollo de este trabajo de investigación se procedió a la búsqueda del recinto radiológico más idóneo para el trabajo, obteniéndose por parte del Hospital General de la Fuerzas Armadas la colaboración al respecto, en donde se brindó todas las facilidades para efectuar el estudio.

Las facilidades prestadas por el Hospital Militar fueron muy amplias debido a que en el existe un Comité de Protección Radiológica y Física Médica, mismo que se interesó por el estudio propuesto y ayudó a la coordinación de las áreas disponibles y de los equipos para someterlos a estudio.

En este recinto se procedió a la evaluación de los equipos disponibles para tener una idea de cuales serían los que nos reflejen la realidad práctica del servicio y los que nos ayuden a detectar los problemas a los cuales nos interesa analizar para efectuar un Control de Calidad.

Este servicio radiológico es estratégico ya que el mismo posee gran carga de trabajo durante todas las horas del día, razón por la que en el se puede hallar muchos problemas inherentes a todo su sistema.

Además todos los equipos están sometidos a mantenimiento preventivo periódicamente por lo que es muy conveniente la verificación de los parámetros de los mismos en base a la metodología que estamos experimentando y proponiendo.

El procedimiento de evaluación que se efectuó se lo tomó en base al Programa de Protección Radiológica de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica C.E.E.A. siguiendo los lineamientos de Control de Calidad para Equipos de Radiodiagnóstico Médico, poniendo mucho énfasis en la evaluación y análisis de los parámetros más importantes de cada sistema en estudio.

La evaluación se la realizó primeramente en las horas pico de trabajo y luego en las horas de menor congestión o carga, con el fin de tener una idea clara y completa del funcionamiento de los equipos durante su uso cotidiano.

La mencionada evaluación se la ejecutó con el apoyo de profesionales de la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica, con el respaldo de los equipos disponibles por la C.E.E.A. y Hospital Militar, que justamente se los usa para el Control y Supervisión de las Radiaciones ionizantes de todos los Centros de Radiodiagnóstico del país.

Estos análisis parciales se los desarrollaron a intervalos cortos de tiempo, lo que ha permitido tener una mejor visión de la problemática del servicio y una mejor ejecución del trabajo, que lo he ejecutado ya que de esta manera se logró emplear técnicas diversas o procedimientos prácticos, con el apoyo de instrumentos electrónico-digitales para las detecciones requeridas y para de esta manera poder garantizar el trabajo asegurando la confiabilidad de los resultados experimentales obtenidos.

IV.1.1. EQUIPOS EVALUADOS

Los equipos evaluados en el Centro Radiológico del Hospital General de las Fuerzas Armadas fueron:

CARACTERISTICA DE EQUIPOS
HOSPITAL GENERAL DE LAS FUERZAS ARMADAS

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
MARCA	Siemens	Siemens	Siemens
mA máx diseño	500	800	800
mA máx operación	350	500	500
KV máx diseño	150	120	150
KV máx operación	125	120	125
MODELO	***	Tridoros	Heliophos
TIPO	RX Médico	RX Médico	Fluoroscopic
SERIE NUMERO	528203506	561984506	N.A.
FECHA OPERACION	12 AÑOS	3 AÑOS	12 AÑOS

IV.1.2. EQUIPOS EMPLEADOS PARA LA EVALUACION

Los equipos empleados para la evaluación proporcionados por la C.E.E.A. fueron los siguientes:

EQUIPOS EMPLEADOS PARA LA EVALUACION

EQUIPO	MARCA	SERIE	DETERMINACION DE:
DOSIMETRO DIGITAL	KEITHLEY	29021	C.H.R., FILTRACION TOTAL, RENDIMIENTO, LINEALIDAD, REPRODUCIBILIDAD.
DOSIMETRO DIGITAL	KEITHLEY	29040	C.H.R., FILTRACION TOTAL, RENDIMIENTO, LINEALIDAD, REPRODUCIBILIDAD
MEDIDOR KVp DIGITAL	KEITHLEY	37025	RENDIMIENTO
MEDIDOR KVp DIGITAL	KEITHLEY	36170	RENDIMIENTO
DETECTOR DE RADIACION	KEITHLEY	35971	RADIACION SECUNDARIA Y DE FUGA
DETECTOR DE RADIACION	MONITOR 4	17175	RADIACION SECUNDARIA Y DE FUGA
PENETROMETRO	RMI	117 1856	CURVAS CARACTERISTICAS DEL FILM
CASSETTE WISSCONSIN	RMI	2403	C.H.R., FILTRACION TOTAL, RENDIMIENTO.

sigue ...

... continua

EQUIPO	MARCA	SERIE	DETERMINACION DE:
DENSITOMETRO	RMI	2119F	DENSIDADES OPTICAS DEL FILM
SENSITOMETRO	RMI	002505	CALIDAD DE PROCESO DE REVELADO
REJILLA METALICA	RMI	142B 2051	CONTACTO PELICULA PANTALLA
REGISTRADOR DE VOLTAJE	SIMPSON	2 60120	ESTABILIDAD DE RED ELECTRICA
TIMER DIGI-TAL	VICTOREEN	C745	TIEMPO DE EXPOSI CION
TIMER DIGI-TAL	VICTOREEN	C743	TIEMPO DE EXPOSI CION.
MULTIMETRO DIGITAL	FLUKE	8060A	VOLTAJE DE ENTRADA BAJA TENSION

IV.2. RESULTADOS EXPERIMENTALES

IV.2.1. PARAMETROS DE CONTROL Y ANALISIS DE RESULTADOS

En este punto se analiza los resultados obtenidos individualmente para cada prueba mientras que en el Capítulo de Conclusiones y Recomendaciones se analizará los resultados obtenidos en forma global para cada equipo.

Los cuadros presentados indican los valores finales (promedio o más representativos) que se obtuvieron luego de haber

o más representativos) que se obtuvieron luego de haber ejecutado diversas formas de evaluación ya sean directas o indirectas.

La repetición de pruebas experimentales proporcionan muchos datos, que han sido convenientemente tratados, con el fin de lograr conclusiones reales y válidas.

- **CAPA HEMIRREDUCTORA.**- Un parámetro importante en relación a la reducción de la Dosis que debe recibir el paciente. A través de este se evalúa también la Filtración Total del equipo.

**CAPA HEMIRREDUCTORA para 70 KVp
(en mm de Aluminio)**

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
VALOR MEDIDO	2.8	2.4	2.9
MINIMO ACEPTABLE	1.5	1.42	1.5
RESULTADO	SI CUMPLEN CON LOS REQUERIMIENTOS		

**FILTRACION TOTAL para 70KVp
(en mm de Aluminio)**

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
VALOR MEDIDO	3.5	3.5	3.5
MINIMO ACEPTABLE	1.5	1.5	1.5
RESULTADO	SI CUMPLEN CON LOS REQUERIMIENTOS		

Se aprecia claramente que tanto la Capa Hemirreductora así como la Filtración Total de cada equipo cumple con el requerimiento mínimo exigible.

La Filtración resultante está por encima del mínimo requerido lo que resulta beneficioso (en general) siempre y cuando se obtenga una buena calidad radiográfica.

- **RENDIMIENTO.**- Kilo voltaje efectivo del haz de radiación teniendo como referencia el voltaje aplicado al equipo.

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
KVp MEDIDO	92.4	96.5	89.3
KVp REFERENCIA	90	90	90
% ERROR	2.71	7.2	11.6
TOLERANCIA	10 %	10 %	12 %
RESULTADO	SI CUMPLEN CON LOS REQUERIMIENTOS		

Los tres equipos presentan un rendimiento aceptable. Sin embargo en la toma de datos se observó que utilizando un mismo detector y al efectar mediciones continuas los valores de rendimiento medidos resultaron diferentes hasta en un rango de 5 %. Adicionalmente se hicieron medidas con otro Medidor de KVp obteniéndose el mismo resultado.

- **COINCIDENCIA DEL HAZ DE RADIACION.**- Para determinar el grado de coincidencia del haz de radiación con el haz luminoso y por ende la efectividad de los diafragmas. (Colimación)

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
DESVIACION MAXIMA (%)	1.4	1.5	NO APLICABLE
TOLERANCIA	2 %	2 %	
RESULTADO	SI CUMPLEN CON LOS REQUERIMIENTOS		

NOTA: Como el equipo 3 es fluoroscópico, esta prueba no se la puede efectuar ya que no es posible centrar el haz.

En los equipos 1 y 2 la desviación máxima está por debajo de la tolerancia permitida. A pesar de esto es importante señalar que en el primer equipo se observa que existe una penumbra muy marcada equivalente al 1.8 % de desviación máxima, causada por la deficiencia en la colimación, del punto focal o de ambos factores a la vez.

- **RADIACION DE FUGA.**- Determinación de la radiación que escapa isotrópicamente del tubo de Rayos X a pesar de la calota protectora y del sistema de colimación.

(en Mili Roentgens por hora)

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
VALOR MEDIDO	0.1	1.6	0.8
TOLERANCIA	100%	100%	100%
RESULTADO	ACEPTABLE	ACEPTABLE	ACEPTABLE

Es evidente que la radiación de fuga de los tres equipos es mínima.

- **REPRODUCIBILIDAD.**- Consistencia de la exposición en intervalos de tiempos aleatorios, para parámetros radiográficos constantes.

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
VALOR PROMEDIO %	0.91	1.77	0.1
TOLERANCIA	5%	5%	5%
RESULTADO	ACEPTABLE	ACEPTABLE	ACEPTABLE

La Reproducibilidad es buena. En el cuadro se aprecia que los valores están por debajo de la Tolerancia.

- **LINEARIDAD.**- A diferentes combinaciones de mili amperios (mA) y Tiempo (t) para un mismo valor de miliamper-segundo (mAs), la exposición deberá mantenerse constante. (Reciprocidad)

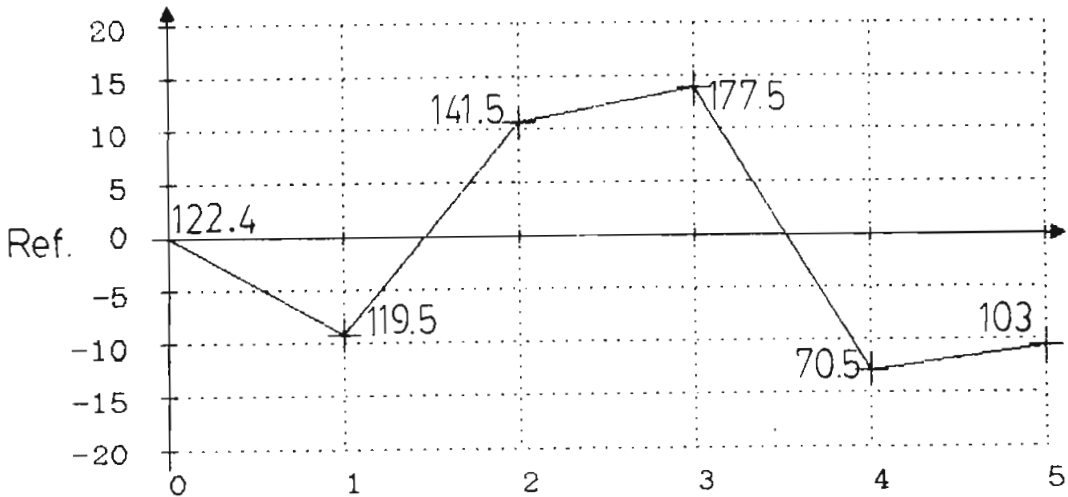
Como se aprecia en los diagramas expuestos a continuación, la linealidad sufre variaciones más allá de los porcentajes aceptables, teniendo como causa la inestabilidad de la red de alimentación a los equipos, que posteriormente será referida.

LIMITES PERMITIDOS $\pm 10 \%$

LINEARIDAD EQUIPO 1

V
A
R
I
A
C
I
O
N

P
O
R
C
E
N
T
U
A
L



+ PRUE

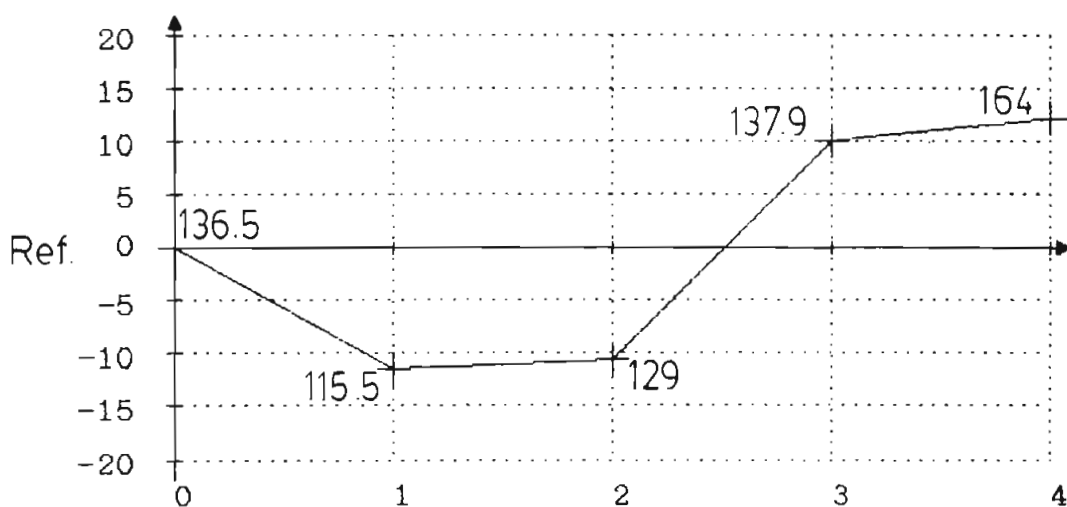
LECTURAS EN mR

LIMITES PERMITIDOS $\pm 10\%$

LINEARIDAD EQUIPO 2

V
A
R
I
A
C
I
O
N

P
O
R
C
E
N
T
U
A
L



+ PRUE

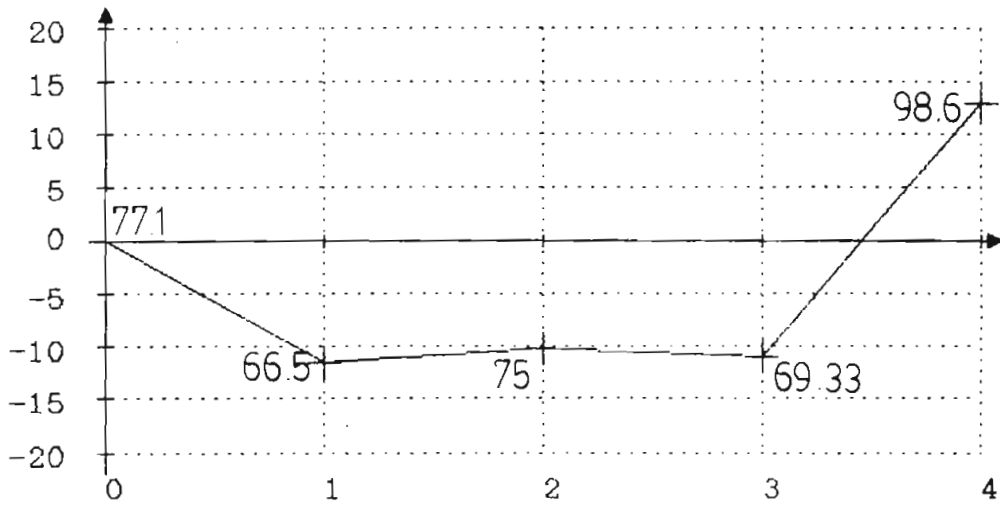
LECTURAS EN mR

LIMITES PERMITIDOS $\pm 10 \%$

LINEARIDAD EQUIPO 3

V
A
R
I
A
C
I
O
N

P
O
R
C
E
N
T
U
A
L



+ PRUEBA

LECTURAS EN mR

- **TIEMPO DE EXPOSICION.**- Determinación del tiempo real de exposición.

Para tiempos cortos (0.1 seg), usuales en Radiodiagnóstico Médico el error oscila entre el 19 %. La tolerancia es de ± 5 % lo que indica que los tiempos reales de exposición presentan un exeso.

Para tiempos largos (0.5 seg), el error disminuye a 1.8 %, lo que tiene una explicación lógica en relación con la respuesta del timer.

No es conveniente ni acertado evaluar el tiempo de exposición como un parámetro independiente. Lo más acertado será evaluar el **mAs**, por lo que los valores en sí no reflejarían un error en exeso sino que en muchos equipos este exeso estaría compensado con la combinación **mA** y **t**.

- **ALINEAMIENTO DEL HAZ.**- Verificación del centro del haz con el centro del receptor de imagen.

Mediante la ejecución de técnicas para determinar el centro del haz, se verificó que los tres equipos presentan un alineamiento adecuado.

Cave indicar que en el caso de que el alineamiento no sea aceptable, la deficiencia puede ser corregida mediante la rectificación del procedimiento efectuado por el técnico en cuanto a la fijación del haz.

La tolerancia admitida es igual a la de la coincidencia del haz luminoso con el de radiación.

- **DISTANCIA FOCO-PLACA.**- Con el fin de evaluar la correcta aplicación de uno de los parámetros radiográficos.

	EQUIPO 1	EQUIPO 2	EQUIPO 3
DISTANCIA REFER.(cm)	75	100	NO APLICABLE
DISTANCIA MEDIDA(cm)	78.5	101	
ERROR %	4.6	1	
TOLERANCIA	2 %	2 %	
RESULTADO	NO CONFIABLE	CONFIABLE	

NOTA: Como el equipo 3 es fluoroscópico, esta prueba no se la puede efectuar.

El error en la determinación de la distancia puede ser superado con una fijación precisa lo cual puede estar en manos del operador misma que debe ser tomado muy en cuenta en el Equipo 1 como se aprecia claramente.

- **PROCESO DE REVELADO.**- Constatación de las bondades o defectos de: chasis, pantallas, placas, líquidos de revelado, cuarto obscuro, luces de seguridad.

Para la evaluación de chasis, pantallas reforzadoras y placas radiográficas se tomó una muestra muy significativa de las existentes en el servicio.

CHASIS.- Se observó que en un 90 % se encuentran deteriorados (golpeados). Esto se determinó de manera visual.

PANTALLAS.- En un 60 % de ellas presentan raspaduras, golpes y suciedad en su superficie.

PLACAS.- Regularmente en el servicio se usan tres tipos de placas de diferente fabricante, lo que dificulta su correcta utilización al no tener las curvas características de las mismas.

De las pruebas realizadas para evaluar el contacto película-pantalla a pesar de que los Chasis presentan golpeaduras, no perjudican notoriamente el contacto película-pantalla ni tampoco las suciedades de las pantallas.

En cuanto a la Calidad de la imagen de la muestra se deduce que el 2 % de los Chasis necesitarían ser dados de baja.

Las placas utilizadas se encuentran dentro de la fecha tope de caducidad.

LIQUIDOS DE REVELADO.- Siendo que el proceso de revelado es automático, los reservorios de almacenamiento tanto del revelador como del fijador son adecuados, observándose que los químicos se encuentran en buen estado de conservación ya que sus instalaciones son adecuadas.

LUCES DE SEGURIDAD.- No son apropiadas por cuanto se las ha improvisado en las luminarias fluorescentes existentes dentro del Cuarto Oscuro, recubriéndolas con papel rojo lo que no garantiza una seguridad en cuanto a su utilización. Esto podría ser una causa influyente en la aparición del velo en las películas procesadas.

- **CUARTO OSCURO.**- Las pruebas efectuadas determinan que en el Cuarto Oscuro para los equipos 1 y 2, existe ingreso de luz lo que influye notoriamente en el velamiento de las placas, mientras que en el Cuarto Oscuro destinado para el equipo 3 no presenta en mayor problema en cuanto a la adición de velo en las películas procesadas.

	MUESTRA 1	MUESTRA 2
VARIACION DE DENSIDAD	0.27	0.1
TOLERANCIA	0.05	0.05
RESULTADO	NO CUMPLE	NO CUMPLE

Como se aprecia, el cuarto oscuro analizado, no cumple con los límites mínimos exigibles, de acuerdo a esta prueba se confirma lo dicho anteriormente.

- **ESTADISTICAS DE PLACAS.**- Estadística de placas con diferente calidad de imagen, que implican una repetición de exposición con el consiguiente incremento de dosis al paciente y operador.

La estadística de placas defectuosas no es confiable ya que se basa en la información proporcionada por los operadores quienes, por lo regular, no reportan con certeza el número total de placas dañadas. Inclusive se aprecia que en ciertos periodos el reporte de placas dañadas es menor al 1 %, habiéndose comprobado en la práctica, un mayor número de ellas, por esta razón es imposible presentar cuadros estadísticos.

- ESTABILIDAD DE LA RED DE ALIMENTACION.- Estabilidad de la Red de alimentación a los equipos generadores de Rayos X.

VALOR REFERENCIAL	VARIACION PICO MAXIMO	VARIACION PICO MINIMO	VOLTAJE MEDIO	VARIACION MEDIA
220 V (100%)	9.68 %	8.06 %	221.76 V	0.8 %

Las horas pico de carga estan distribuidas aleatoriamente pero se tiene una tendencia a elevarse en las primeras horas de la mañana y a partir de medio dia, por lo que en estos intervalos existe mayor variación de voltaje.

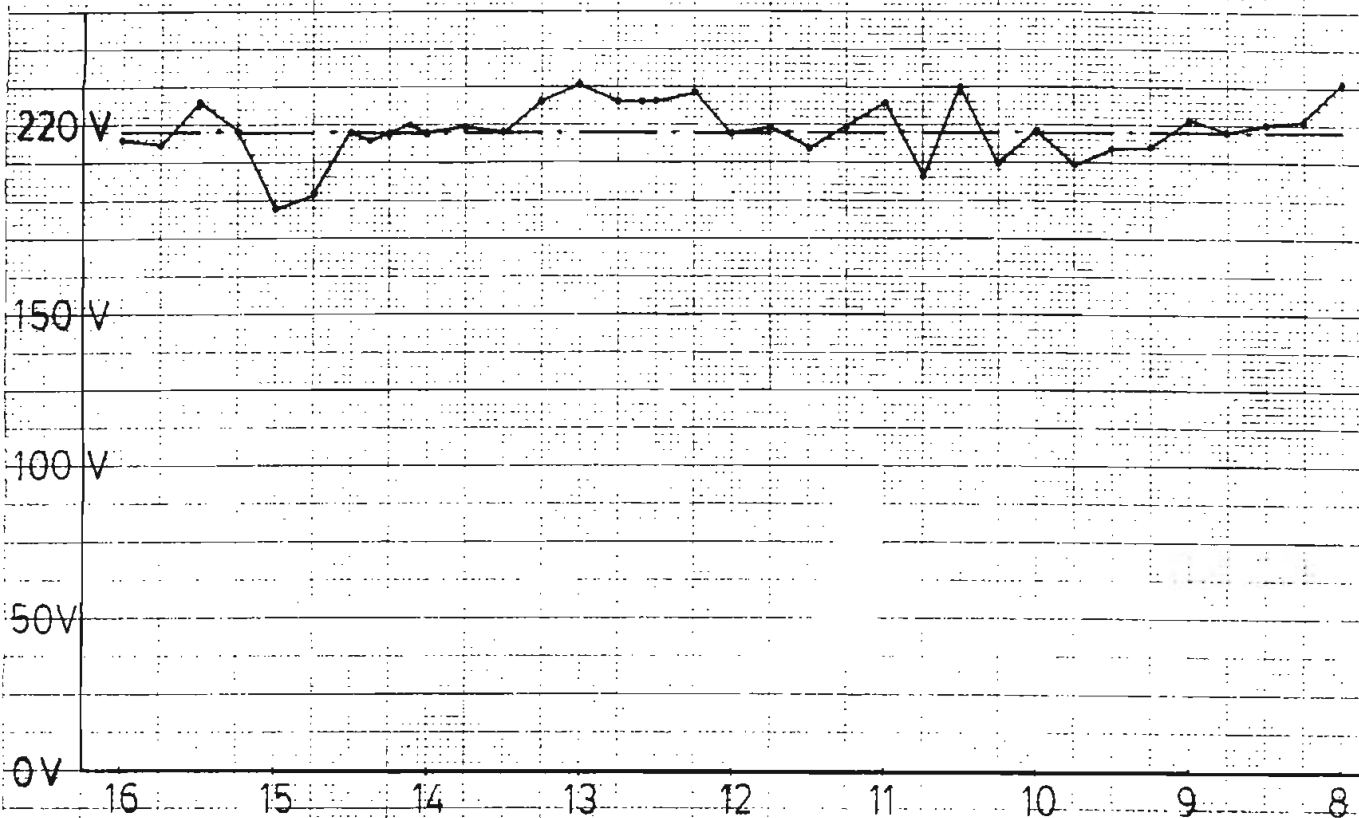
Sin embargo de acuerdo al análisis anterior la variación de voltaje de la red está al rededor del 10 %, es decir dentro del rango que proporciona la Empresa Eléctrica.

Cabe indicar además que las horas de minima variación de voltaje se ubican en las horas de la noche y madrugada.

Las variaciones instantáneas de voltaje como se aprecia en la muestra siguiente son las que influyen directamente en los parámetros radiográficos aplicados, resultando imágenes deficientes.

Es importante mencionar además que el porcentaje de variación de la red eléctrica en grande a pesar de poseer los equipos redes de compensación lo cual ameritaría el uso de estabilizadores de voltaje para asegurar que las técnicas radiográficas fijadas sean las que se las aplique.

VARIACION TEMPORAL DE LA ALIMENTACION DE LOS EQUIPOS EVALUADOS



ESCALA: HORIZONTAL: 2 cm / hora

VERTICAL: 2 cm / 50 V

CAPITULO V

REQUERIMIENTOS MINIMOS PARA UN PROGRAMA
DE CONTROL DE CALIDAD

V.1. PROGRAMA TENTATIVO PARA CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE
RADIODIAGNOSTICO MEDICO

El programa tiene como objetivo primordial, el facilitar a cualquier servicio de Radiodiagnóstico Médico, una metodología sencilla, al menor costo posible y que garantice el buen funcionamiento del equipo de Rayos X, accesorios y cuarto oscuro, para de esta manera servir al público con el menor riesgo posible.

REFERENTE AL EQUIPO

PRUEBA	FRECUENCIA MINIMA RECOMENDABLE
POTENCIAL DEL TUBO (KVp)	AL INICIAR OPERACION, DESPUES DE REPARACIONES Y ANUALMENTE
FILTRACION	AL INICIAR OPERACION, CUANDO SE CAMBIE EL TUBO DE RAYOS X Y ANUALMENTE
COINCIDENCIA DEL HAZ LUMINOSO CON EL DE RADIACION	CADA 6 MESES
CRONOMETRO (TIEMPO DE EXPOSICION)	ANUALMENTE
MOVIMIENTO DEL BUCKY Y CENTRADO	ANUALMENTE
mR/mAs	ANUALMENTE

sigue ...

... continua

PRUEBA	FRECUENCIA MINIMA RECOMENDABLE
ALINEAMIENTO DEL HAZ DE RADIACION	ANUALMENTE
ESTABILIDAD ELECTRICA	TRIMESTRALMENTE

PELICULAS, PANTALLAS, CHASIS

PRUEBA	FRECUENCIA MINIMA RECOMENDABLE
HERMETICIDAD DE LA LUZ	ANUALMENTE
LIMPIEZA DE PANTALLAS REFORZADORAS	CADA 6 MESES
CONTACTO PELICULA PANTALLA	ANUALMENTE

CUARTO OSCURO

PRUEBA	FRECUENCIA MINIMA RECOMENDABLE
VELO DEL CUARTO OSCURO	CADA 6 MESES
ALMACENAMIENTO DE FILMS Y QUIMICOS	MENSUALMENTE
LIMPIEZA DE TANQUES DE REVELADO	CADA 6 MESES
PRUEBA SENSITOMETRICA	CADA 15 DIAS
OBSCURIDAD DE CAMARA OSCURA (FUGAS DE LUZ)	CADA 6 MESES
LUCES DE SEGURIDAD	CADA 6 MESES

CAPITULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONESVI.1 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Una vez culminado este estudio experimental, realizado en dos equipos de radiodiagnóstico médico y uno fluoroscópico del Hospital General de las Fuerzas Armadas, se hacen las siguientes conclusiones y se sugieren varias recomendaciones:

- En cuanto a la Capa Hemirreductora (C.H.R.), cumple adecuadamente con los requerimientos para los tres equipos sometidos a estudio.
- Para el Rendimiento, o Kilo Voltaje Efectivo, se puede mencionar que los tres equipos tienen una buena respuesta, sin embargo hay que controlar frecuentemente, por encontrarse bordeando la Tolerancia recomendada.
- En lo que tiene que ver con el haz de radiación y su coincidencia con el haz luminoso, se observa que cumplen satisfactoriamente la tolerancia recomendada, sin embargo para el primer equipo se aprecia una penumbra muy marcada, por lo que se recomienda revisar el sistema de Colimación del mismo.
- Para el equipo 3 dado que es Fluoroscópico, no es aplicable esta prueba, debido a que la concepción física del equipo en mención es diferente respecto al de radiodiagnóstico médico, por lo que se hace imposible centrar el haz.

- La Radiación de Fuga para los tres equipos en mínima, sin embargo si se produjera un incremento, se recomienda acudir al Centro de Mantenimiento para que procedan a la corrección lo más pronto posible con el objeto de evitar una sobre dosificación a los pacientes y operadores de los equipos.

- Respecto a la Reproducibilidad se recomienda controlar con la frecuencia indicada para que esté siempre dentro de los rangos tolerables, y evitar que los parámetros aplicados sean erróneos.

- En cuanto a la Linearidad, en los tres equipos se ve que ninguno cumple, por lo que se recomienda reportar al Centro de Mantenimiento para que evalúe la red de compensación interna de voltaje de los mismos y de requerirlo (en lo posible) hacer uso de Estabilizadores de Voltaje o reportar a la Empresa Eléctrica Quito.

- En lo que tiene que ver con el Tiempo de Exposición, para rangos usuales en radiodiagnóstico , se aprecia que el error es elevado, mientras que para rangos superiores los errores son mínimos, se recomienda evaluar la magnitud [**mAs**] en conjunto, para determinar la dosis absorbida por el paciente, misma que deberá estar dentro de los rangos aceptables (.5 REM por año).

- Respecto al alineamiento del Haz, se determinó que es correcto, sin embargo es recomendable la aplicación de procedimientos adecuados por parte del operador del equipo.

- En lo que se refiere a la Distancia Foco-Placa, se recomienda mantener en buen estado la escala graduada del equipo, para facilitar su lectura y calibrarla periódicamente, asegurando

que la distancia marcada es la aplicada.

- En cuanto al Proceso de Revelado, es recomendable mantener chasis y pantallas en el mejor estado posible, evitando golpearlas o ensuciarlas.
- En cuanto se refiere a las placas es recomendable usar las proporcionadas por un solo fabricante (en lo posible) y guardarlas en una atmósfera libre de humedad.
- Se recomienda disminuir la humedad del cuarto oscuro al mínimo posible, mediante ventilación artificial y sellamiento de los reservorios de reveladores.
- En cuanto al cuarto oscuro, se recomienda evitar las filtraciones de luz al máximo y usar luces de seguridad apropiadas descartando las fluorescentes recubiertas con papel rojo, que producen gran cantidad de velo a las películas en proceso.
- La estadística del número de placas utilizadas y perdidas que lleva el servicio es muy deficiente, por lo que se recomienda responsabilizar al personal para que esta sea idónea y refleje la realidad del servicio.
- En cuanto a la Estabilidad en el servicio de energía eléctrica, se recomienda el uso de estabilizadores de voltaje para los equipos, con el fin de evitar las variaciones de voltaje instantáneas que puedan aparecer y distorsionen los parámetros radiográficos aplicados.

RECOMENDACIONES GENERALES

- El equipo del Hospital General de las Fuerzas Armadas, sometido a Control de Calidad requiere de correcciones inmediatas respecto a la linealidad, cuarto oscuro y estabilidad en el suministro de energía eléctrica.
- Se recomienda instruir al personal respecto de los parámetros que intervienen en el proceso de radiodiagnóstico, los límites permitidos, la frecuencia de las pruebas de Control de Calidad y los procedimientos de control periódicos.
- Se recomienda atender las Normas de Protección Radiológica de operadores y pacientes.
- La recuperación de costos de las actuales placas no diagnósticas y perdidas, por mal uso del equipo o falta de cumplimiento de las Normas, compensará con creces la inversión necesaria para poner en práctica las recomendaciones citadas.

BIBLIOGRAFIA

- BASIC QUALITY CONTROL IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY
AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM)
Report No. 4, 1.981

- COLECCION GUIAS DE SEGURIDAD
No. 1 y No. 5
COMISION ECUATORIANA DE ENERGIA ATOMICA, (C.E.E.A.), 1.986

- GARANTIA DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO
ORGANIZACION PANAMERICANA DE LA SALUD (O.P.S.)
Publicación Científica No. 469, 1.987

- INSTRUCTIONS FOR TABLE AND TUBE STAND RADIOGRAPHIC AND
FLUOROSCOPIC APPARATUS
PICKER X - RAY CORPORATION, INC.
U.S.A. 5th EDITION AUGUST, 1.955

- MAMMOGRAPHY A USER'S GUIDE
NCRP, Report No. 85, First Reprinting August 1, 1.987

- MAMMOGRAPHY SCREENING GUIDE
Published by: CONFERENCE OF RADIATION CONTROL PROGRAM
DIRECTORS, INC. February, 1.987

- MEASUREMENT OF THE PERFORMANCE CHARACTERISTICS OF DIAGNOSTIC X - RAY SYSTEMS USED IN MEDICINE
Topic Group Report - 32, 1.980

- PROTECCION DEL PACIENTE EN RADIODIAGNOSTICO
ORGANIZACION PANAMERICANA DE LA SALUD (O.P.S.)
Cuaderno Técnico No. 3

- PROTECCION RADIOLOGICA
MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO, Madrid, 1.988

- QUALITY ASSURANCE FOR DIAGNOSTIC IMAGING
NCRP, Report No. 99, First Reprinting october 15, 1.990

- RADIOLOGIC SCIENCE OF TECHNOLOGISTS
Stewart C. Bushong, Sc. D.
Fourth Edition, ST LOUIS WASHINGTON D.C. TORONTO 1.988