

ESCUELA POLITECNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

GUÍAS DE MANTENIMIENTO Y PRUEBAS DE CONTROL DE CALIDAD PARA EQUIPOS DE IMAGENOLOGÍA.

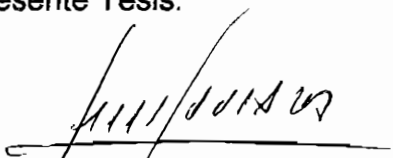
**TESIS PREVIA A LA OBTENCIÓN DEL TITULO DE INGENIERO EN
ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES**

JORGE MAURICIO SUASNAVAS MERA

QUITO, JULIO DE 1999

CERTIFICACIÓN

Certifico que el Señor Mauricio Suasnavas Mera realizó íntegramente la presente Tesis.



Ph. D. Luis Corrales.
DIRECTOR DE TESIS

AGRADECIMIENTO

A Dios, al Cosmos y a la Naturaleza por haberme permitido trascender en este mundo, en esta época y en esta vida.

A mi esposa e hijos y a todos los que creyeron y confiaron en mí, que han ayudado a impulsar la rueda de mi destino.

DEDICATORIA

A mi Madre que desde el infinito
contemplará cumplido uno de sus
anhelos.

INTRODUCCIÓN

La problemática de la física de las radiaciones es para muchos no entendida, por tanto, conlleva a que se cometan muchos errores cuando se implementa o se realiza una instalación, reparación o fiscalización de un sistema de radiodiagnóstico, produciendo alteraciones que puedan afectar al paciente en primer lugar, al operador, personal profesionalmente expuesto y público en general o que pongan en riesgo la vida misma del equipamiento.

Por tales razones es necesario que el Ingeniero especialista en mantenimiento de este tipo de equipos comprenda y se familiarice con el funcionamiento global de un sistema de radiodiagnóstico, conozca sus principios de funcionamiento, las diferencias entre cada aplicación, la estructura y funcionalidad de sus componentes, para luego adentrarse en lo que es la instalación y calibración en sí misma del equipo, saber interpretar las especificaciones de los fabricantes y llevar a efecto o poner en práctica rutinas de mantenimiento tanto preventivo como correctivo, tendientes a minimizar los tiempos de paro del equipo y los riesgos de exceso de irradiación al personal que ocupa o utiliza estos equipos.

Una vez establecido o puesto en práctica un programa de mantenimiento preventivo/correctivo, el siguiente paso deberá ser acogerse o implementar

un programa de Control de Calidad, tendiente a conseguir que el producto final, en este caso la imagen radiológica sea esta en película o pantalla, cumpla con los requisitos y exigencias tanto técnicos como administrativos para ser considerado como un producto de calidad.

El presente trabajo pretende establecer, en primer lugar, una guía de mantenimiento para generadores de rayos X en general, aplicable a la mayoría de sistemas que utilicen este principio para la obtención de imágenes para el diagnóstico médico, con rutinas y niveles de mantenimiento tanto preventivo como correctivo.

En segundo lugar, entregar un formato de Protocolos de Pruebas a implementarse por el personal técnico responsable del área de imagenología, del ingeniero en mantenimiento, casas distribuidoras, etc. Tendiente a estandarizar pruebas y medidas para un seguimiento óptimo y detección a tiempo de anomalías, llevar un registro y estadística de los parámetros de funcionamiento, así como, de los cambios y reparaciones de partes y componentes.

Por último se establecerán los lineamientos principales enmarcados o concernientes al equipamiento en sí mismo para llevar a efecto o poner en práctica un programa de Control de Calidad tendiente a conseguir un producto final óptimo, al menor costo y con el menor riesgo. Se trata de conseguir un producto seguro, económico y confiable.

INDICE

INTRODUCCION

CAPITULO 1

ANTECEDENTES Y CONCEPTOS FUNDAMENTALES

1.1 ANTECEDENTES	1
1.2 PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA FÍSICA DE LAS RADIACIONES	2
1.2.1 Obtención del Haz de Rayos X	2
1.2.2 Propiedades de los Rayos X	7
1.3 TUBOS EMISORES DE RAYOS X, TIPOS Y CARACTERÍSTICAS	8
1.3.1 Principio de funcionamiento	9
1.3.2 Propagación e Intensidad de los Rayos X	12
1.3.3 Tubos emisores de Rayos X	17
1.3.3.1 Tubo de ánodo fijo	17
1.3.3.2 Tubo de ánodo giratorio	19
1.3.3.3 Tubos de alta velocidad	22
1.3.3.4 Tubos de ánodo de composición	23
1.3.3.5 Tubos Metálicos	25
1.3.3.6 Tubos de Cerámica	27
1.3.3.7 Tubos controlados por grilla	28
1.3.3.8 Aplicaciones de los tubos	29
1.3.4 Carga Espacial y Efecto Talón	30

1.3.5 Capacidad Calórica de un Tubo	32
1.3.6 Curvas características de los Tubos	34
1.4 GENERADORES DE RAYOS X, PARTES CONSTITUTIVAS	38
1.4.1 Consola de Control y Comando	38
1.4.1.1 Circuito de alimentación	40
1.4.1.2 Circuito de Regulación y Selección de kV	41
1.4.1.3 Circuito de Regulación y Estabilización de mA	43
1.4.1.4 Circuito de Control de la Exposición	44
1.4.1.5 Circuito de Arranque de Ánodo Giratorio	46
1.4.1.6 Circuito de Protección de Sobrecarga	47
1.4.2 Generador de Alta tensión	49
1.4.2.1 Tipos de Generadores de Alta Tensión	52
1.4.2.2 Influencia del kVp	57
1.4.3 Cables de Alta Tensión	60
1.4.4 Diafragmación, Colimación y Filtración	62
1.5 SEGURIDAD RADIOLÓGICA	66
1.5.1 Definiciones	69
1.5.2 Dosis Máximas Permisibles	71
1.5.3 Medidas de Protección	72
1.5.4 Equipos de Medida y Dosimetría	77
1.6 PARÁMETROS, DEFINICIONES Y CONCEPTOS	77
1.6.1 Precisión y Exactitud	77
1.6.2 Reproducibilidad y Linealidad	78
1.6.3 Calidad de la Radiación	79

1.6.4 Kilovoltaje, Miliamperaje y Tiempo	80
1.6.5 Radiación	82
1.6.6 Haz de Radiación y Haz Luminoso	84
1.6.7 Distancia Foco – película	85

CAPITULO 2

APLICACIONES EN EQUIPOS DE IMAGENOLOGIA

2.1 ANTECEDENTES	86
2.2 TRANSDUCCION DEL HAZ	87
2.2.1 Transducción Analógica	87
2.2.2 Conversión Digital	89
2.3 EQUIPOS DE RAYOS X CONVENCIONALES R/F	94
2.3.1 Rejillas Antidifusoras	95
2.3.2 Intensificador de Imagen o de Brillo	98
2.3.3 Equipos Móviles	101
2.3.4 Equipos para radiografía Pulmonar y de Tórax	108
2.3.5 Equipos para exámenes Abdominales y de Esqueleto	111
2.3.6 Equipos para Radiografía y Fluoroscopia	115
2.3.7 Equipos para Tomografía Lineal	121
2.4 EQUIPOS DE ANGIOGRAFÍA Y CARDIO-ANGIOGRAFÍA	123
2.4.1 Configuración básica y características	125
2.5 EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA	129
2.5.1 Descripción del Método	129
2.5.2 Configuración e Innovaciones	132

2.5.3 Características	136
2.6 EQUIPOS DE DENSITOMETRÍA ÓSEA	140
2.6.1 Método de adquisición de imagen DFA	140
2.6.2 Configuración y Características	143
2.7 EQUIPOS DE TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA	145
2.7.1 Principio de funcionamiento	147
2.7.2 Reconstrucción de la Imagen	149
2.7.3 Ventajas e Inconvenientes	151
2.7.4 Características	157
CAPITULO 3	
ESTABLECIMIENTO DE NORMAS DE MANTENIMIENTO, PROTOCOLOS DE PRUEBA Y CALIBRACIÓN DE GENERADORES DE RAYOS X	
3.1 ANTECEDENTES	161
3.2 RECOMENDACIONES Y REGULACIONES	163
3.3 PROGRAMA DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO	166
3.3.1 Hojas de Control de Inventarios y Trabajos	169
3.3.2 Mantenimiento General	172
3.3.3 Mantenimiento Programado	173
3.4 PROTOCOLOS DE PRUEBA	174
3.5 CALIBRACIÓN Y AJUSTE DE PRINCIPALES PARÁMETROS	182
3.5.1 Equipo Necesario	182
3.5.2 Calibración y Ajustes	183
3.5.2.1 Verificación de la Tensión de Red	183

3.5.2.2	Ajuste de la Compensación de Red	183
3.5.2.3	Verificación de las Fuentes Auxiliares	185
3.5.2.4	Verificación del Circuito de Ánodo Giratorio	185
3.5.2.5	Ajuste de la Protección de kV Máximos	187
3.5.2.6	Ajuste del Circuito de Sobrecarga	188
3.5.2.7	Ajuste del Circuito de Temporización	188
3.5.2.8	Ajuste del Caldeo para Radioscopia	190
3.5.2.9	Ajuste del Precaldeo para Radiografía	190
3.5.2.10	Ajuste de la Corriente para Radiografía	191
3.5.2.11	Verificación y Ajuste del Kilovoltaje	194
3.6	MANTENIMIENTO CORRECTIVO, SEGUIMIENTO DE FALLAS Y AVERÍAS	196
3.6.1	Seguimiento de Fallas y Averías	196
3.6.2	Diagrama de Flujo para localización de Averías	199
CAPITULO 4		
PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD		
4.1	ALCANCE Y JUSTIFICACION	201
4.2	CONCEPTOS GENERALES	204
4.2.1	Objetivos	204
4.2.2	Responsabilidad	204
4.2.3	Factores que Intervienen en un Programa de C.C	205
4.2.4	Definición de Imagen de Calidad	206
4.2.5	Consideraciones de Costo – Beneficio	207

4.2.5 Educación y Capacitación	209
4.3 ESTABLECIMIENTO DE UN PROGRAMA DE C.C.	211
4.3.1 Organización Administrativa	211
4.3.1.1 Quienes la conforman	211
4.3.1.2 Responsabilidad	212
4.3.1.3 Documentación, Registro, Evaluación	212
4.3.2 Consideraciones sobre Herramientas	215
4.3.3 Cuando Empezar un Programa de Control de Calidad	215
4.3.4 Metodología General y Pruebas de Diagnóstico	216
4.3.4.1 Análisis de Repeticiones	216
4.3.4.2 Registro de tiempos de paro y falla	218
4.3.4.3 Exposición por Imagen	219
4.3.4.4 Objetos de prueba para evaluación	219
4.4 EQUIPO, HERRAMIENTAS Y DISPOSITIVOS NECESARIOS	220
4.5 PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD PARA GENERADORES DE RAYOS X	229
4.5.1 Programa para R/ F Convencional	229
4.5.1.1 Pruebas en Tubos de Rayos X y Colimadores	230
4.5.1.2 Pruebas en los generadores de Rayos X	237
4.5.1.3 Grillas o Rejillas	244
4.5.1.4 Portaplacas, Pantallas, Películas y Químicos	246
4.5.1.5 Evaluación de un film	250
4.5.1.6 Frecuencia de exposición	251
4.5.1.7 Control Automático de Brillo, Exposición	254

4.5.1.8 Tamaño de Imagen y Limitación del Haz	255
4.5.2 Programa para Radiografía Móvil	256
4.5.2.1 Sistema de Descarga por Condensador	257
4.5.2.2 Sistema Móvil	258
4.5.2.3 Sistema Móvil de Fluoroscopia	260
4.5.3 Programa para Mamografía	261
4.5.4 Programa para Angiografía Digital	265
4.5.5 Programa para Tomografía Axial TAC	267
4.5.5.1 Número de CT	268
4.5.5.2 Posicionamiento de la Mesa	270
4.5.5.3 Imagen Visual	272
CAPITULO 5	
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	
5.1 CONCLUSIONES	274
5.2 RECOMENDACIONES	278
BIBLIOGRAFÍA	283
ANEXO 1. PROCESO DE ARRANQUE E INICIALIZACION DE TRABAJO DE UN TUBO DE RAYOS X.	A1
ANEXO 2. COMO MAXIMIZAR LA VIDA DE UN TUBO DE RAYOS X	B1
ANEXO 3. CONFIGURACION DE UN DEPARTAMENTO DE RADIODIAGNÓSTICO GENERAL	C1
ANEXO 4. ÁREAS TIPO ESPECÍFICAS PARA CADA APLICACIÓN	D1

CAPITULO 1

ANTECEDENTES Y CONCEPTOS FUNDAMENTALES

1.1 ANTECEDENTES

Dado que uno de los métodos más difundidos e importantes para el diagnóstico médico es el de obtener imágenes por medio de la aplicación o incidencia de los rayos X, y que cada día se encuentran nuevas aplicaciones y se desarrollan tecnologías a su alrededor para obtener mejores imágenes; considerando además que este tipo de radiación es altamente energética, capaz de ionizar la materia biológica con energías por encima de los 14 keV y con longitudes de onda (λ) por debajo de $10E-8$ metros, es necesario el mantener un estricto control sobre estos equipos que utilizan este principio de funcionamiento, control que debe estar de acuerdo a normas internacionales de seguridad radiológica (ICRP, ICE), avalizadas localmente por la institución gubernamental responsable del área (CEEA).

Para cumplir con estas normas es necesario establecer y cumplir rutinas y niveles de mantenimiento, que garanticen: en primer lugar, el buen funcionamiento de los equipos, en segundo lugar; que los parámetros de exposición sean los adecuados tanto para el paciente como para el operador, y que no se atente contra la vida útil del equipo, finalmente,

garantizar que los equipos funcionen de acuerdo a las especificaciones de los fabricantes.

Es este nuestro objetivo, elaborar un manual de mantenimiento que tienda a establecer rutinas y niveles periódicos a seguir para garantizar que los equipos cumplan con las normas establecidas. Así como también, una guía a seguir en caso de falla o avería, para su rehabilitación, calibración y un control de calidad cuando se lo requiera.

Antes de entrar en detalle al tema de nuestro interés, es necesario primeramente conocer, familiarizarse y entender el fenómeno físico que se desea controlar, cómo se produce y qué parámetros intervienen en el proceso, para luego realizar una descripción de los principales circuitos de un generador de rayos X, su análisis, parámetros a controlar, pruebas y calibración de los mismos.

1.2 PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA FÍSICA DE LAS RADIACIONES

1.2.1 OBTENCIÓN DEL HAZ DE RAYOS X

En este apartado se definirá que son los rayos X y como se producen, se empezará diciendo que los rayos X son ondas electromagnéticas ionizantes de origen no nuclear. Se obtienen cuando un haz de electrones convenientemente acelerados se hace incidir sobre una estructura atómica. La interacción entre los electrones y los átomos tiene carácter aleatorio debido a las fuerzas coulombianas que se ejercen entre las partículas cargadas eléctricamente.

En esta interacción la mayor cantidad de energía se convierte en calor (99 %) y una pequeña parte en radiación electromagnética de una longitud de onda muy corta que oscila entre los 0.1 Å y 0.5 Å (Figura 1.1), cuya energía esta dada por la relación siguiente. Entre los electrones incidentes y los átomos de la materia en la cual penetran se dan dos tipos de interacción.

$$E(\text{eV}) = \frac{12.400}{\lambda(\text{Å})}$$

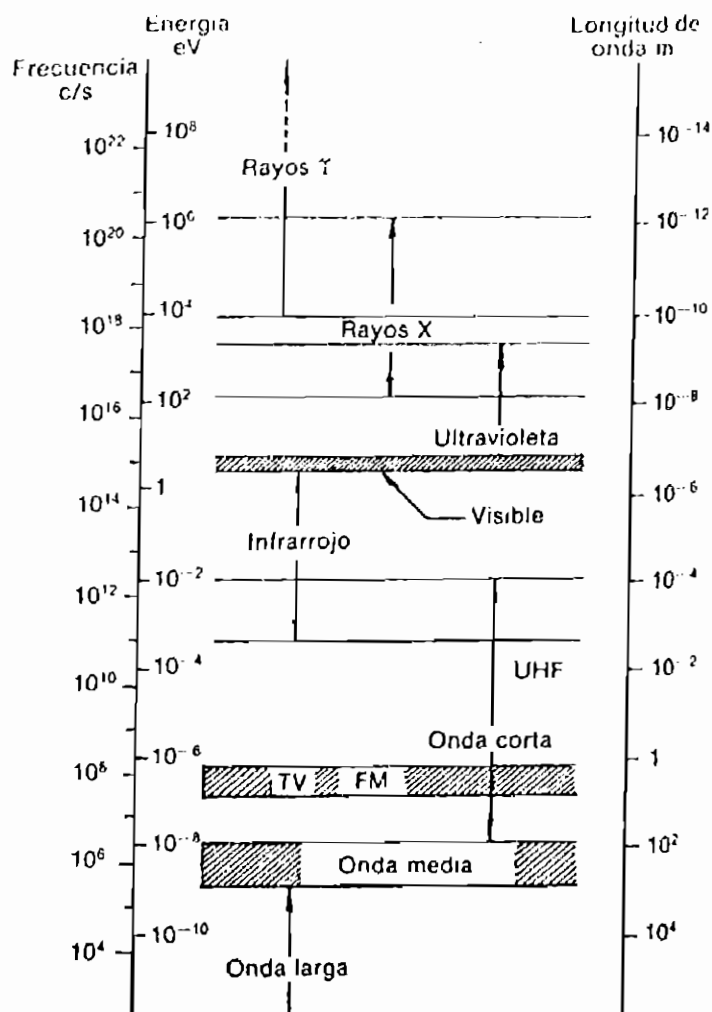


Figura 1.1 Ubicación de los rayos X sobre el espectro electromagnético.

a) La interacción entre el electrón incidente y los electrones orbitales (Figura 1.2). Como consecuencia de las fuerzas repulsivas el electrón orbital es arrancado y el electrón incidente es desviado. El hueco dejado por el orbital es llenado por el salto espontáneo de un electrón de una capa superior, generando, así, la emisión de una radiación electromagnética característica de la sustancia en la cual han penetrado los electrones.

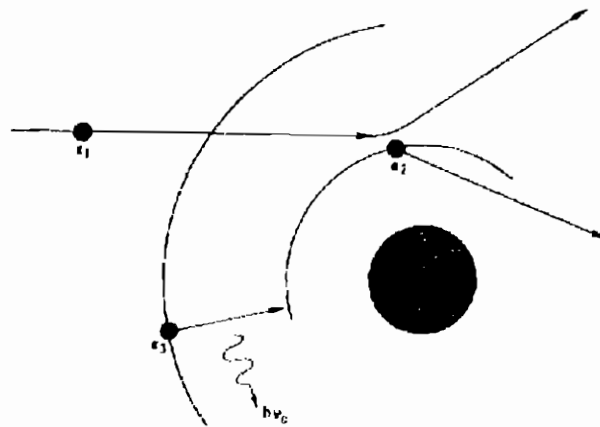


Figura 1.2 Interacción por colisión, se genera la emisión de un fotón característico $h\nu_c$, cuya energía es la diferencia entre los niveles e_3 y e_2 .

“Este tipo de interacción genera una serie de fotones con energías perfectamente bien cuantificadas y correspondientes a las diferencias energéticas entre las capas electrónicas de la sustancia; forma la *radiación característica* y constituye el espectro discontinuo de los rayos X (Figura 1.3)”¹

¹ MONPIN José; “Introducción a la Bioingeniería”;

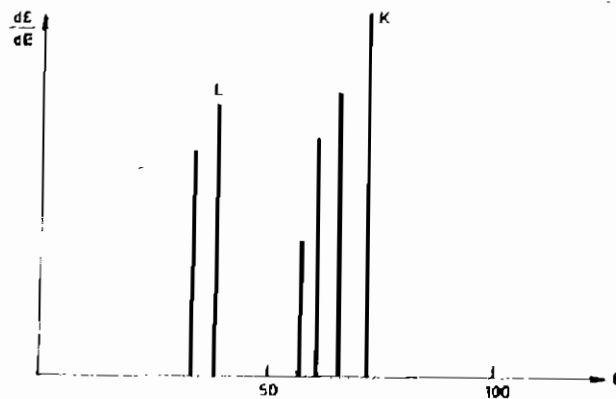


Figura 1.3 Espectro característico o discontinuo de los rayos X. Para un material de tungsteno la serie K se sitúa sobre los 69 keV.

- b) "Una segunda interacción corresponde a la de los electrones incidentes con el campo nuclear (Figura 1.4). Esta origina una fuerza atractiva que desvía al electrón de su trayectoria, provocando la aparición de una aceleración o variación del vector velocidad y, por lo tanto una pérdida de energía por parte del electrón que es emitida en forma de *radiación de frenado*".¹

¹ MOMPIN José; "Introducción a la Bioingeniería";

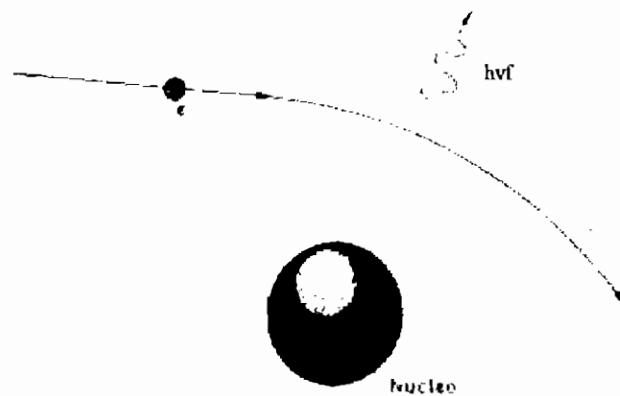


Figura 1.4 Interacción por frenado, se emite una radiación de energía $h\nu$ igual a la diferencia entre los valores de las energías cinéticas del electrón desviado y del electrón incidente.

Así como la radiación característica tiene unas energías concretas dependiendo de los niveles energéticos, los fotones de frenado poseen un espectro continuo, desde una energía máxima correspondiente a toda la energía cinética que lleva el electrón incidente, hasta una energía mínima para aquellos electrones que prácticamente no son desviados, estos fotones constituyen el *espectro continuo* de los rayos X.

En consecuencia debido a la interacción de los electrones con la materia por los efectos de colisión y frenado, se generan fotones cuyas energías forman un espectro policromático o heterogéneo suma de la radiación característica y de la radiación de frenado (Figura 1.5).

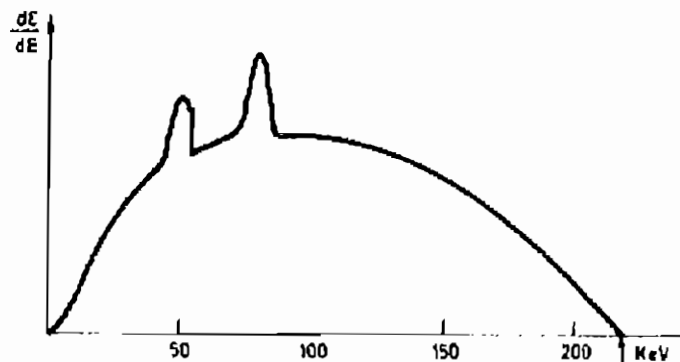


Figura 1.5 Espectro de un haz de rayos X de 220 kV con un ánodo de tungsteno.

1.2.2 PROPIEDADES DE LOS RAYOS X

Por ser ondas electromagnéticas los rayos X obedecen a todas las leyes de la luz, enunciaremos a continuación algunas de las más relevantes y de interés para el técnico en rayos X.

- Los rayos X se propagan en línea recta con una velocidad igual a la de la luz, no siendo desviados por campos magnéticos o eléctricos.
- Sufren refracción, reflexión y polarización en estructuras cristalinas y a veces amorfas.
- Por su muy pequeña longitud de onda atraviesan los cuerpos opacos a la luz, siendo absorbidos por ellos en función del espesor y peso atómico.
- Impresionan las placas fotográficas, ya que descomponen el bromuro de plata de que están constituidas.

- Vuelven luminiscentes a numerosos cuerpos, tales como el platino, cianuro de bario, el tungsteno de calcio, sulfuros de cadmio, tierras raras.
- Ionizan los gases, convirtiéndolos de malos conductores de electricidad en buenos conductores.
- Actúan biológicamente sobre el organismo humano provocando modificaciones físico químicas en sus células.
- La incidencia de los rayos X sobre un cuerpo provoca la aparición de radiación secundaria, emitida por el mismo cuerpo, esto es perjudicial para las aplicaciones médicas tanto en radioterapia como en radiodiagnóstico.

1.3 TUBOS EMISORES DE RAYOS X, CARACTERÍSTICAS Y TIPOS

Como se escribió anteriormente, para producir los rayos X es necesario tener un haz de partículas cargadas negativamente (electrones) acelerarlos y hacerlos incidir sobre un blanco de características definidas. El principio de la generación de los rayos X es muy conocido y relativamente sencillo, es en lo que se denomina tubo emisor de rayos X donde se va a producir este fenómeno y en el cual se controlan todos los parámetros que en el intervienen. Se Tratará de resumir lo más convenientemente posible esta teoría ya que la misma podría involucrar todo un volumen.

1.3.1 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

Desde el punto de vista práctico, para generar rayos X se precisa de un filamento o cátodo (C) (Figura 1.6) a través del cual, al circular una corriente eléctrica, se produce, por efecto termoelectrónico, un calentamiento al rojo - blanco (aproximadamente 2500° C), dejando escapar una nube de electrones a su alrededor (partículas cargadas negativamente). Estos electrones son acelerados por un polo positivo llamado ánodo (A), que se mantiene a una diferencia de potencial respecto al filamento que marca el kilovoltaje (KV) del tubo. Esta diferencia de potencial acelera los electrones que chocan contra el ánodo. La interacción de los electrones contra la estructura atómica del material que constituye el ánodo, el cual es de un material de alto número atómico y elevado punto de fusión, generalmente tungsteno, permite que los electrones entreguen su energía. La mayor parte de esta energía aparece como calor (99 %), pero una pequeña porción es emitida en forma de rayos X.

A su vez, el depósito de cargas eléctricas, como son los electrones, genera una corriente neta que recorre el circuito de alta tensión (de cátodo a ánodo) y que viene determinada mediante el miliamperaje del tubo (mA). En el cátodo los electrones son emitidos desde un filamento en forma de espiral de 1/8 " de diámetro aproximadamente de tungsteno y focalizados en un haz que inciden sobre un área definida del ánodo que, debido a la alta energía de los electrones, estos aparecen en el ánodo como una zona focal calentada al blanco; esto es lo que conocemos como **mancha focal** o **punto focal**.

Los rayos X se generan en todas direcciones, pero debido a un biselamiento o inclinación del ánodo se logra que exista una dirección determinada de predominio de emisión. Tanto el filamento o cátodo como el ánodo están encerrados en una ampolla o bulbo de vidrio donde existe el vacío más completo que se pueda obtener, a todo este conjunto se lo denomina tubo o inserto. Este tubo a su vez está refrigerado por aceite dieléctrico debido a la gran disipación calórica que existe. La envolvente de la cámara de aceite, o coraza como se la conoce, constituye una pantalla de protección frente a los rayos X no deseables, dejando tan solo una ventana permeable para la radiación utilizada. A su vez, debe existir en esta zona un filtro que absorbe la radiación menos energética producida en el ánodo, la cual no es útil para aplicaciones prácticas y un diafragma (D) que regula las dimensiones del haz útil.

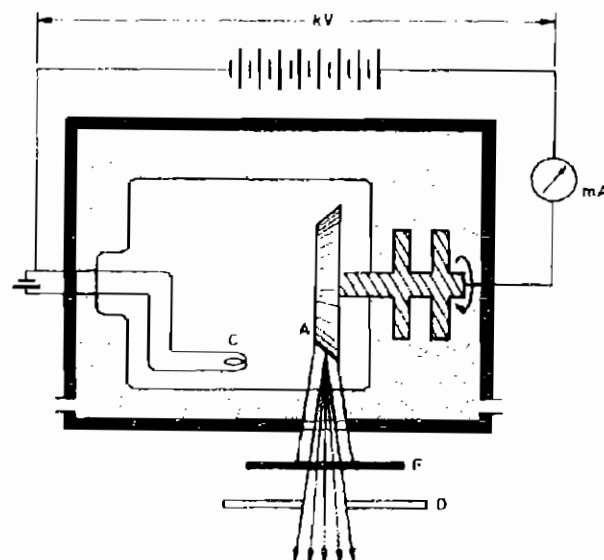


Figura 1.6 Esquema de un tubo de rayos X y sus componentes principales.

Se ha dicho que el flujo de electrones es producido por filamentos que están eléctricamente calentados a muy altas temperaturas. A manera de comparación, si estos filamentos se colocan en un bulbo de luz normal o lampara de proyección su vida útil sería de unas veinte horas a lo mucho. Sin embargo, como los tiempos de exposición para la radiografía convencional están dados en fracciones de segundo, el tiempo de vida de estos filamentos es generalmente suficiente para entregar entre 80 a 100.000 exposiciones. Debido a su funcionamiento mismo, pequeñas cantidades de tungsteno son continuamente emitidas desde los filamentos, las cuales con el transcurso del tiempo son depositadas en el interior de las paredes del tubo, cambiando gradualmente sus propiedades de aislamiento.

La calidad de un haz de rayos X se regula básicamente mediante el kilovoltaje (kV). Aumentar el kilovoltaje significa aumentar la calidad de la radiación y, por tanto, su poder de penetración. La cantidad de radiación viene básicamente determinada mediante los miliamperios (mA) y el tiempo que dicha corriente esta pasando. Esta dependencia se expresa mediante el producto de los miliamperios por el tiempo de exposición, expresado en segundos, (mA x s), o miliamperiosegundo. Por otro lado, el filtro regula la calidad y la cantidad. En efecto, **augmentar el filtro** equivale a obtener un haz de mayor calidad a expensas de disminuir la cantidad.

El tamaño del punto focal efectivo también tiene mucha importancia sobre la calidad de la imagen, cuanto más reducido sea el punto focal mayor será el

detalle de la imagen, pero se deberá tener en consideración siempre que la concentración de calor en un punto de la superficie del blanco será mayor.

1.3.2 PROPAGACIÓN E INTENSIDAD DE LOS RAYOS X

Una vez generados los rayos X y convenientemente diafragmados, constituyen el haz de rayos X incidente. El haz incidente presenta las dimensiones y la forma que le confiere el diafragma o colimador y se rige mediante las leyes de propagación geométrica (Figura 1.7).

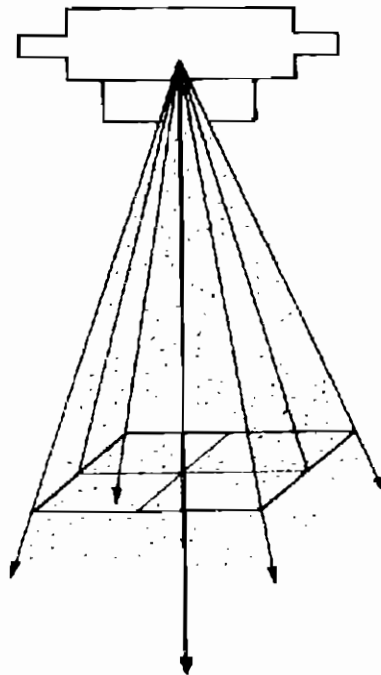


Figura 1.7 Propagación geométrica de un haz de rayos X

El eje del haz viene definido por la línea que pasa por el centro del área de impacto de los electrones, punto focal, en el ánodo y el centro del diafragma. En su propagación por el aire y a las distancias habituales de trabajo (1 a 2 m.), se puede considerar despreciable la atenuación del haz debido a la interacción de los fotones con el aire. La energía total transportada por el haz se mantiene constante a todas las distancias de propagación y, por lo tanto, la fluencia energética (energía por densidad de área) decrece según la ley del inverso del cuadrado de la distancia como corresponde a la propagación de las ondas electromagnéticas.

La intensidad de la radiación vendrá dada por:

$$I = k \frac{\text{mA} \times \text{kV}^n}{d^2}$$

$n = 2$ a 5 depende de la filtración (normalmente 2)

Cuando el haz incidente penetra dentro del organismo se produce la interacción de los fotones con las estructuras atómicas del cuerpo humano. Esta interacción es de naturaleza probabilística. La interacción reside en las fuerzas que se ejercen a muy corta distancia entre los campos electromagnéticos asociados a los fotones incidentes y los campos eléctricos de los electrones orbitales. Las posibilidades son, por lo tanto:

- No interacción, lo que representa que los fotones atraviesan el cuerpo humano saliendo y formando parte del haz resultante. Esto ocurre aproximadamente en un 5 %.

- Que el fotón interactúe con los electrones. En este caso existen dos posibilidades:

1. Que el fotón comunique toda la energía a un electrón y sea aniquilado. Esto corresponde al denominado efecto fotoeléctrico. Como consecuencia, el electrón e_1 al absorber toda la energía del fotón, $h\nu_i$, es arrancado de su órbita. El vacío dejado es ocupado por el salto espontáneo de un electrón e_2 de una capa superior, generándose una emisión característica, $h\nu_c$, que puede estar dirigida en cualquier dirección del espacio. Este efecto no se produce siempre sino que es necesario que la energía del fotón incidente sea superior a la energía de enlace del electrón sobre el que actúa (Figura 1.8).

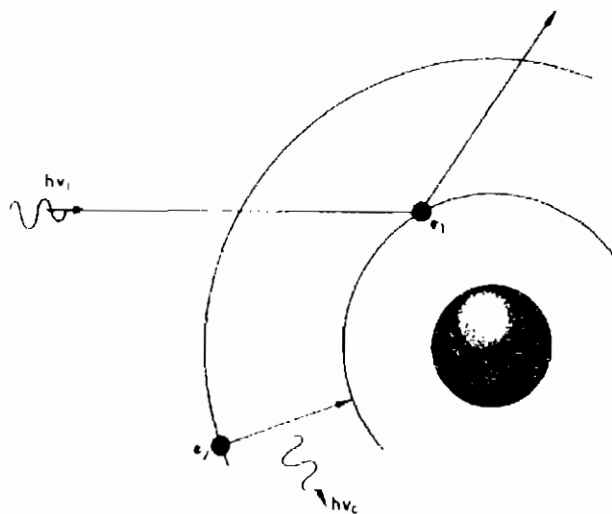


Figura 1.8 Efecto fotoeléctrico, toda la energía del fotón incidente $h\nu_i$ es comunicada al electrón e_1 .

2. El fotón incidente, $h\nu_i$, únicamente comunica parte de su energía a un electrón del medio e_1 , siendo el fotón incidente desviado. Al ser arrancado el electrón de su órbita por la energía comunicada del fotón, se produce como en el efecto anterior, el salto de e_2 a ocupar el hueco dejado, por tanto la emisión de fotones característicos $h\nu_c$. Esta interacción se conoce con el nombre de efecto Compton. Este efecto puede producirse en todas las capas electrónicas (Figura 1.9).

Desde el punto de vista de propagación geométrica del haz, tanto si el fotón interacciona por efecto fotoeléctrico como por efecto Compton, representa un fotón que deja el haz, aunque se produzcan fotones característicos o dispersos, serán fotones difusos que no seguirán la trayectoria del haz. La interacción de un fotón de rayos X con un electrón de la materia no afecta a los otros fotones del haz.

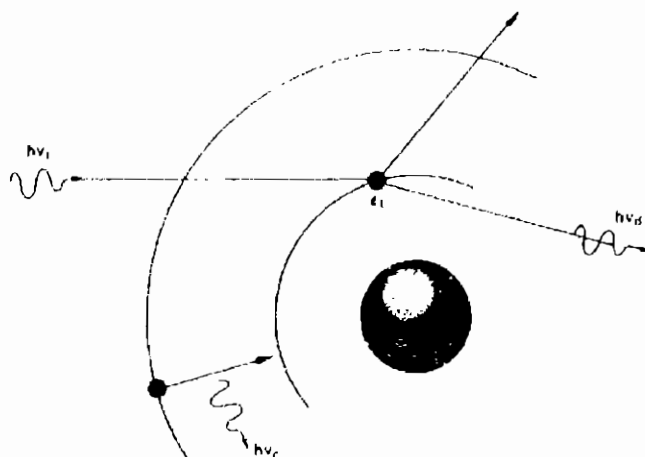


Figura 1.9 Efecto Compton, el fotón incidente comunica parte de su energía al electrón e_1 .

Al considerar las aplicaciones médicas de los rayos X debe tomarse en cuenta que el cuerpo humano es una estructura compleja, compuesta no solamente de diferentes espesores, sino de diferentes sustancias. Estas sustancias absorben los rayos X en grados variables. Es decir, el hueso absorbe más fotones que los músculos, y, los músculos más que el aire. Por lo tanto, podemos decir, que la imagen radiográfica es la proyección plana del cuerpo u objeto, que proporciona el ancho y largo del mismo, pero no su espesor.

De lo expresado, se puede decir, que la energía del haz de radiación tiene que ser suficientemente elevada para poder atravesar el espesor del material a examinar. Por otra parte, aumentar la energía del haz de radiación no significa aumentar el contraste, ya que los coeficientes de atenuación se mantienen prácticamente constantes (Figura 1.10). Pero puede significar usar unos valores prohibitivos para el tubo de rayos X y una irradiación innecesaria al paciente. Las tensiones habituales de trabajo oscilan entre 40 a 120 kilovoltios.

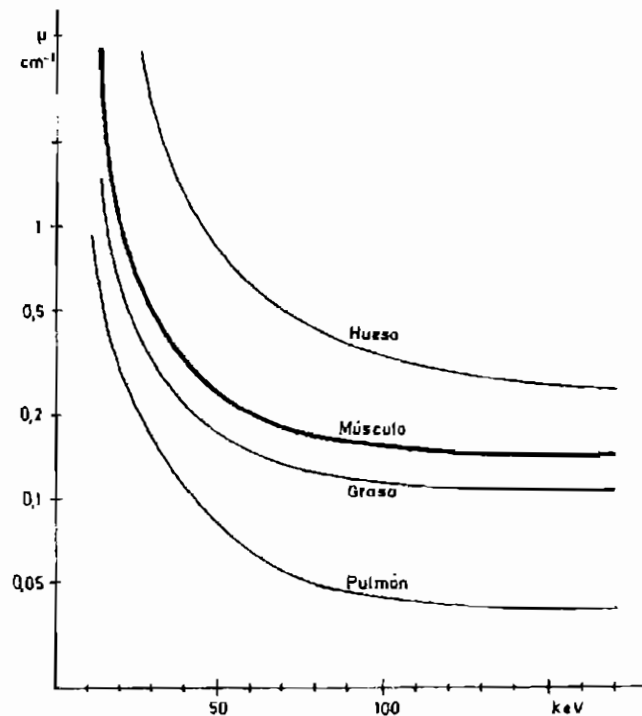


Figura 1.10 Variación del coeficiente lineal de atenuación μ para diversos medios.

Note que en el haz resultante no se considera más que los fotones que se han propagado geoméricamente desde el ánodo. Los demás fotones resultantes de la interacción constituyen la radiación difusa y deben ser eliminados con el uso de dispositivos como son las rejillas antidifusoras antes de producirse la visualización del haz resultante.

1.3.3 TIPOS DE TUBOS EMISORES DE RAYOS X

1.3.3.1 Tubo de Ánodo Fijo

El tubo de Rayos X de ánodo fijo más sencillo consiste en un bulbo o ampolla de vidrio herméticamente sellado al vacío, conteniendo dos

electrodos, el ánodo y el cátodo. En definitiva, es un diodo al vacío en el cual la corriente de filamento y por tanto la emisión de electrones puede ser controlada a voluntad (Figura 1.11).

Generalmente el ánodo es un cilindro de cobre con una placa de tungsteno en su parte frontal que sirve de blanco a los electrones y determina el punto focal, en este extremo es biselado con una inclinación que va de los 14° a los 19°.

El cátodo, es un filamento de tungsteno enrollado en forma de espiral de 1/8 de pulgada de diámetro colocado en una copa metálica de una pulgada de ancho. Estas medidas varían de acuerdo a cada fabricante y a las características del tubo de rayos x, principalmente su potencia.

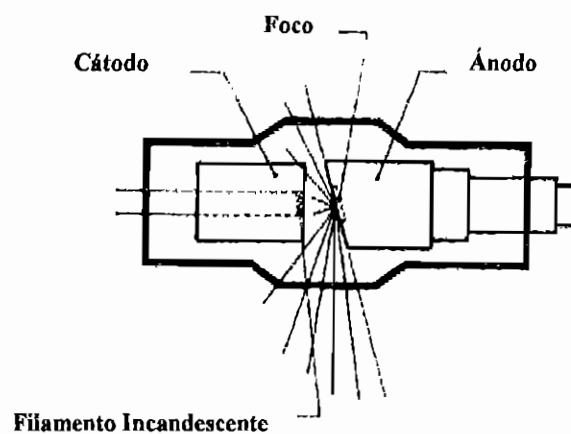


Figura 1.11 Representación de un Tubo de ánodo fijo

La calidad y tipo de vidrio tienen mucha importancia en el rendimiento eléctrico del tubo. La pared interior del mismo se carga con un alto potencial de signo negativo durante el funcionamiento y esta carga negativa impide la

dispersión de los electrones hacia las paredes del tubo, concentrando el haz en la dirección deseada.

1.3.3.2 Tubo de Ánodo Giratorio

El tubo de ánodo giratorio fue desarrollado para aumentar la capacidad térmica del ánodo, el cual gira sobre su eje situado en el centro del tubo. Los filamentos están situados de tal modo que el haz de electrones es dirigido contra el área biselada de un disco de aleación de tungsteno y molibdeno. Manteniendo fija la posición de los filamentos, el ánodo gira (a 3.000 r.p.m. a 60 Hz.) durante la exposición y de esta forma proporciona siempre una superficie fresca para recibir la corriente de electrones, conservando el área focal como una superficie tan grande como el área biselada del disco giratorio (Figura 1.12).

En principio, la rotación del ánodo se consigue con la aplicación de un motor eléctrico tipo jaula de ardilla en vacío. El rotor consiste de un cilindro de cobre, moviéndose en el campo electromagnético rotativo de un estator posicionado fuera del tubo de rayos X. Cuando este motor entra en funcionamiento, un adecuado aislamiento debe ser mantenido para aproximadamente 75 000 voltios. En general, el espacio (gap) entre el rotor y estator de un motor debe ser lo más pequeño posible, para reducir las pérdidas de potencia y mantener un máximo de eficiencia. En el caso de los tubos de rayos X, este espacio es relativamente grande, ya que existen las paredes de vidrio del tubo, como consecuencia la eficiencia de este motor es pobre. Por lo que la potencia deberá ser relativamente alta, para poder

acelerar el ánodo de metal pesado a su velocidad de trabajo 3000 r.p.m. en un segundo. Esto se consigue con la aplicación de un voltaje al estator de aproximadamente 250 voltios, el momento del arranque, una vez que el ánodo logra la velocidad adecuada se lo mantiene con un voltaje inferior de aproximadamente 100 voltios.

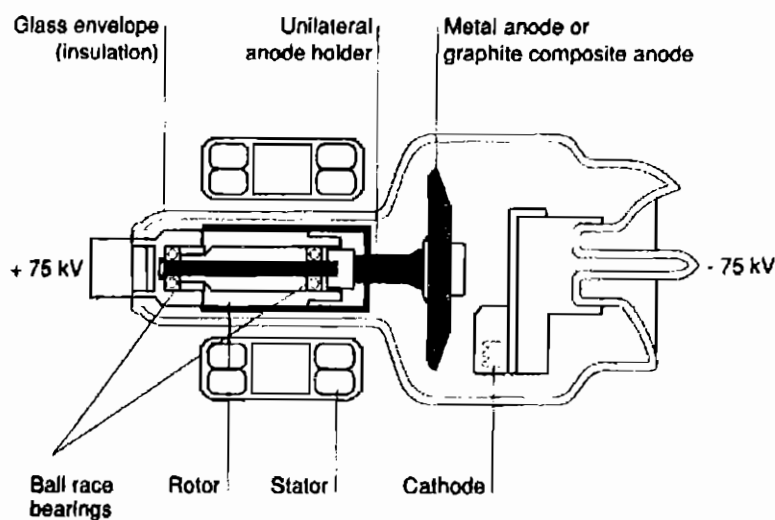


Figura 1.12 Partes constitutivas de un tubo de rayos X de ánodo giratorio
(cortesía de Philips Medical)

Como se mencionó anteriormente, el ánodo consiste de una aleación de metales pesados (tungsteno y molibdeno), con un diámetro que va de 80 – 130 mm, este es suspendido como una rueda libre fuera del conjunto del rotor. Este disco, debido al haz de electrones, es calentado a muy altas temperaturas, que llegan a hacer maleable el metal y pese a que este material tiene un alto punto de fusión, si el ánodo llega a fallar en su rotación, el haz de electrones provocaría una perforación en el metal e

incluso en muchos casos una fractura del disco, razón por la cual en el desarrollo de los tubos se ha dado mucha importancia al sistema de rodamientos.

Los rodamientos del ánodo giratorio consisten de dos anillos con rulimanes redondos de precisión, los cuales no pueden ser lubricados por métodos ordinarios, grasas, ya que provocarían una continua emisión de vapor, lo que afectaría al vacío y en consecuencia, las características de aislamiento a la alta tensión. Metales blandos tales como el Plomo y la Plata son usados como un separador entre los rodamientos y las superficies a rotar, previniendo así la posibilidad de trabado "jamming" en el vacío. Esta forma de lubricación limita la vida de trabajo de los rodamientos del tubo alrededor de las 1000 horas de funcionamiento. Por esta razón, no se debe permitir que el ánodo gire continuamente, el motor es arrancado inmediatamente antes de la exposición, y frenado en muchos de los casos inmediatamente después de la exposición, uno a tres segundos. Por tanto, un circuito de arranque – parada es esencial y necesario.

El continuo desarrollo de nuevas técnicas de aplicación de los rayos X, han provocado el desarrollo acelerado de los tubos emisores de rayos X, este desarrollo ha dependido especialmente de algunas ramas de la física y tecnología, mecánica, electromecánica, tecnología de materiales, física de alta tensión y vacío, que han contribuido a mejorar y desarrollar cada uno de los componentes de los tubos de rayos X, así, ha sido de sumo interés el desarrollo del tamaño del foco, su capacidad de carga y la estabilidad a la alta tensión. Normalmente, los requerimientos de carga fueron

determinados por la carga de una simple fluoroscopia, y por la carga instantánea sobre los 100 kW de una radiografía. Ahora, las series de exposición por técnicas de sustracción, cine y, especialmente la series de CT, requieren un enorme incremento en los requerimientos de capacidad de carga, se ha pasado de unos pocos cientos de watts de carga continua a varios miles de watts. La capacidad de almacenamiento de calor del disco del ánodo ha sido forzada a soportar desde unos pocos kilowatt segundo a varios megawatt segundo. Como consecuencia, las dimensiones y materiales del disco del ánodo han variado, las técnicas de construcción han desarrollado nuevos tipos de ánodos, el uso de nuevos materiales en una moderna tecnología de vacío, tales como metales y cerámicas en lugar de vidrio, han marcado el futuro desarrollo de los nuevos tubos emisores de rayos X, veremos a continuación los más representativos.

1.3.3.3 Tubos de Alta Velocidad.

Como se mencionó anteriormente, una de las principales razones de desarrollar los tubos de ánodo giratorio es el de obtener una mayor superficie de contacto, aumentando así la eficiencia del tubo y su poder de disipación calórica. Una variación de este tipo de tubos, ha sido el uso de estatores de alta velocidad, el rotor alcanza las 9 000 r.p.m. a 50 hz. o las 10 000 r.p.m. a 60 hz.

Para lograr esto, es necesario el uso de circuitos triplicadores de frecuencia, que alimentarán al estator con voltajes sobre los 1 000 voltios durante el arranque y se mantendrá con un voltaje de trabajo de unos 500 voltios,

ambas señales a 150 hz. o 180 hz. según sea el caso. Esto, con el objetivo de alcanzar la velocidad de trabajo en un tiempo mínimo.

1.3.3.4 Tubos con Ánodo de Composición.

Debido a la alta inercia que presentan los tubos de tungsteno, al tamaño que debería tener el disco del ánodo para obtener mayores potencias y eficiencia, ya que el tiempo que tomaba para obtener la velocidad de trabajo de alta velocidad a 10.000 r.p.m., fueron inaceptablemente largos, necesariamente se tenía que esperar algunos segundos antes de realizar la exposición. Por lo expuesto, se observó necesario el desarrollo de discos de ánodo con un momento de inercia lo más bajo posible, para solucionar estos problemas.

Esto dio como resultado el desarrollo de los discos de ánodo de composición, los cuales son fabricados con una capa superior de tungsteno en un substrato de un material más liviano pero altamente resistente al calor. El primer substrato utilizado fue el molibdeno. Actualmente los tubos más utilizados para técnicas especiales, TC o aplicaciones cardiacas, son los que usan los discos de ánodo denominados TZM (Figura 1.13).

Los ánodos TZM son construidos en tres capas separadas. El substrato es un disco de molibdeno enriquecido con titanio y zirconio, el cual es cubierto con una capa de tungsteno puro, a la vez, esta es cubierta con una capa de tungsteno enriquecido con renio.

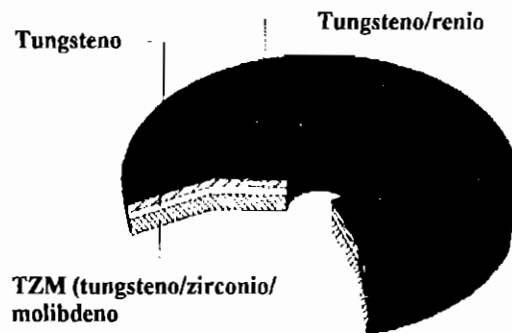


Figura 1.13 Estructura de un ánodo de composición tipo TZM.

El uso de estos elementos permite entre otras características obtener:

- El disco obtenido no está sujeto a rajaduras “cracking”, manteniendo su estabilidad mecánica, no se deforma.
- La capa de tungsteno puro entre el sustrato y el tungsteno enriquecido simplifica los procesos de endurecimiento o fraguado “forging”.
- La capa de tungsteno-renio tiene una alta densidad, consecuentemente una baja porosidad, por tanto el ánodo es eficientemente desgasificado.
- El uso del renio permitió el uso de una sola pista de incidencia para los dos filamentos, y no dos como se tiene en otros tipos de tubos
- Además, el uso de los discos de ánodo de composición a hecho posible obtener un uso más económico de los elementos altamente costosos, como el renio.

En algunas aplicaciones, cuando se requiere una gran capacidad de almacenamiento de calor, se usan los tubos de ánodo de composición con

grafito, estos se obtienen al unir un disco de composición metálica soldado a un bloque de grafito, pero hay que tener siempre en consideración ciertos límites de temperatura. No se deben usar en aplicaciones que superen los 1.200 ° C de temperatura, ya que podían apartarse los componentes metálicos del grafito. El grafito tiene una gran capacidad calórica, pero, obviamente, el tiempo de disipación de energía es largo, requiriendo métodos de enfriamiento más efectivos y directos.

1.3.3.5 Tubos Metálicos.

Las propiedades técnicas del vidrio son altamente resaltables. Este sirve simultáneamente como una envoltura de alto vacío, aislante de alto voltaje y como el soporte mecánico de los electrodos incandescentes. Sin embargo, cuando se requiere obtener tubos de alta potencia de salida surgen algunos problemas asociados y el bulbo de vidrio es reemplazado por una envoltura de metal.

Estos problemas asociados podríamos citarlos de la siguiente manera:

- Para evitar la absorción de los rayos X por la ventana por donde fluyen, es necesario, reducir al máximo esta región del vidrio, puliéndola hasta un espesor determinado por las características mecánicas del mismo, manteniendo ciertos límites de tolerancia.
- La envoltura es un recipiente de altas descargas eléctricas. Cuando la corriente de electrones fluye hacia atrás desde el ánodo en forma de spray, bombardeando y cargando las paredes con electrones y iones, afecta la estabilidad del tubo al alto voltaje.

- Durante la vida del tubo, átomos de metal provenientes de los filamentos, del área focal en el ánodo son también depositados en las paredes. Con el transcurso del tiempo, este metal inevitablemente afectará la superficie del vidrio y, por tanto, sus propiedades de aislamiento.
- Si sumamos a esto, problemas inherentes a la aplicación y técnicas utilizadas, tales como, largos tiempos de preparación y de incandescencia de los filamentos, llegamos fácilmente a concluir que la vida útil de los tubos es limitada.
- Otro problema a ser tomado en consideración es, el incremento del diámetro y espesor del ánodo, sin incrementar el diámetro externo del tubo, puede ser solamente posible evitando los problemas inherentes a la envoltura de vidrio.

Con una envoltura metálica, la diferencia de potencial entre los electrodos y las paredes del tubo se mantiene constante (aterrizada), sin afectar la evaporación y depósito de metal, las demandas eléctricas y térmicas, o el bombardeo de iones y electrones. Esto es completamente independiente del tiempo de trabajo del tubo.

Por otra parte las regiones que realmente necesitan de un aislamiento eléctrico pueden así reducirse al mínimo. La envoltura metálica también mejora una importante parte de la energía manejada por el tubo, aumentando su eficiencia, ya que, como esta envoltura captura y conduce siempre una porción significativa del spray de electrones que podrían

alcanzar el ánodo, produciendo una radiación no útil y cargando innecesariamente al ánodo.

En esta estructura es relativamente fácil incorporar una ventana de un material con una mínima absorción de rayos X, tal como Berilio, por tanto, la radiación es emitida prácticamente sin atenuación.

Además, la envoltura metálica ofrece un factor de seguridad extra en el caso de una implosión del tubo.

1.3.3.6 Tubos de Cerámica.

“El conocimiento de la física de descargas eléctricas sobre aisladores en vacío a guiado a la construcción relativamente simple de un tubo de rayos X. Diseños compactos son posibles. Tales tubos presentan características mejores ante las descargas de alto voltaje. Cerámicas industriales (Al_2O_3) han demostrado por si mismas ser un material ideal para la fabricación de aisladores compactos.”¹

Si, en lugar del vidrio, se utiliza cerámicas aisladoras para fabricar los receptáculos para los conectores de alto voltaje, es posible construir tubos de rayos X y corazas más compactos. Esto también elimina los problemas del aislamiento por aceite dentro de la coraza. En la Figura 1.14 se ilustra un tubo de rayos X moderno con las innovaciones descritas arriba.

¹ Phillips Medical Division; “Medica Mundi”; Vol. 35

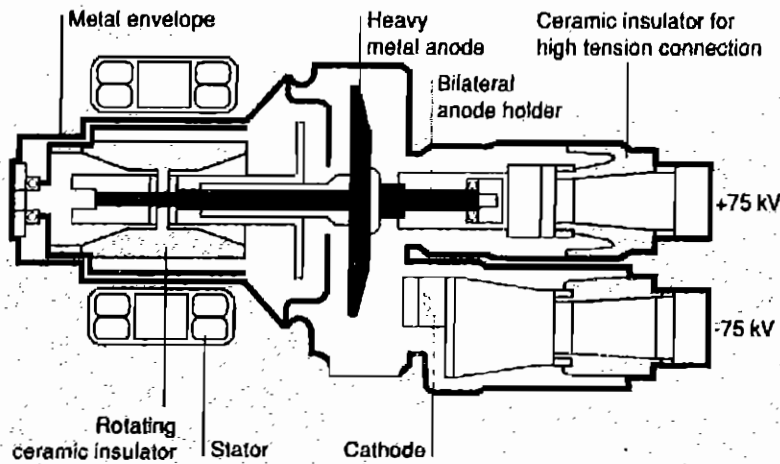


Figura 1.14 Estructura interna de un tubo metal – cerámico moderno
(Cortesía de Philips Medical)

1.3.3.7 Tubos Controlados por Grilla.

Para algunas aplicaciones, como equipos móviles de baja potencia, donde los requerimientos eléctricos son pobres o escasos, se ha desarrollado los tubos de rayos X controlados por grilla. En la Figura 1.15 se muestra una representación de estos tubos.

El principio de funcionamiento es prácticamente sencillo. Tanto el kilovoltaje como el caldeo de filamentos es aplicado instantes antes de la exposición, el kilovoltaje normalmente proviene de un banco de condensadores, el electrodo de grilla es mantenido a una diferencia de potencial de alrededor de -2.000 voltios, impidiendo así, la conducción de los electrones hacia el ánodo. El momento de la exposición, el voltaje de grilla es llevado a la referencia del cátodo o filamentos, dando lugar a la corriente de electrones desde el cátodo al ánodo y provocando la emisión de rayos X. Una vez,

terminado el tiempo de exposición el voltaje de grilla vuelve a su estado original quedando listo para producir otra descarga.

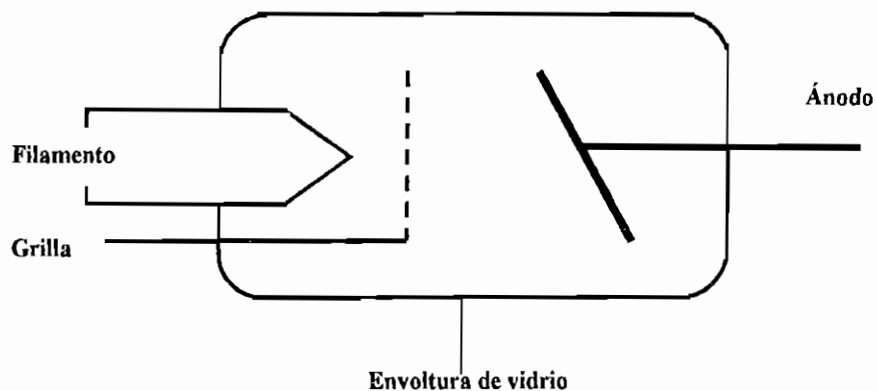


Figura 1.15 Representación esquemática de un tubo controlado por Grilla.

1.3.3.8 Aplicación de los Tubos.

En la tabla siguiente se ha tratado de resumir y clasificar las principales características y aplicaciones de los tubos emisores de rayos X.

Tabla N° 1¹

Aplicación	Carga kW Inst.	Carga kW Cont.	Tamaño Foco	Ángulo Anodo	Material Anodo	Tecnología	Rango kV
Móvil	32	-	0.6/1.2	15°	W	Vidrio	40 – 125
Tórax	50	-	1.2	15°	W/Re/Mo	Vidrio	85 – 150
Bucky	30/100	-	0.6/1.3	13°	W/Re/Mo	Vidrio	40 – 150
Cráneo	20/50	-	0.3/0.6	7°	W/Re/Mo	Vidrio	40 – 90
Universal R/F	22/50	300	0.5/1.0	15°	W/Re/Mo	Vidrio – metal	40 – 125
Remoto R/F	35/100	300	0.6/1.2	12°	W/Re/Mo	Vidrio – metal	40 – 150
Mamografía	5	150	0.1/0.3	20°	Mo +Mo*	Vidrio – metal	20 – 50
Vascular	15/50	300	0.4/0.7	11°	W/Re/Mo	Vidrio – metal	40 – 120
Vascular H.P	40/85	750	0.4/1.1	11°	W/Re/Mo	Metal – cerámica	40 – 120
Cardiovas.	40/85	3200	0.5/0.8	9°	W/Re/Mo	Cerámica – espiral groove	40 – 120

* Con ventana de berilio interponer filtro de molibdeno. Para aplicaciones (alto kV) especiales, el filtro de molibdeno puede ser reemplazado por un filtro de aluminio.

1.3.4 CARGA ESPACIAL Y EFECTO TALÓN

- **Carga espacial:**

Este efecto se produce en todo evento basado en la termoemisión, consiste en que alrededor del elemento emisor de electrones (filamento) se forma una nube de estos, que se repelen debido a las fuerzas

¹ PHILIPS; "Medica Mundi"; Vol. 35

electrostáticas, impidiéndose unos a otros un viaje directo y constante al ánodo especialmente con voltajes bajos. Por otra parte al aplicar voltajes altos entre cátodo y ánodo, este producirá que una mayor cantidad de electrones se aceleren y alcancen su objetivo (blanco), por lo tanto para un mismo caldeo se puede obtener diferentes corrientes del tubo dependiendo del kilovoltaje aplicado, esto ocasionaría que la fuente de rayos X no sea constante con la variación del kilovoltaje, por tanto es necesario solventar este inconveniente como se verá más adelante.

- ***Efecto Talón:***

Es otro efecto indeseado en la producción de los rayos X, se produce por la interacción de los fotones de rayos X que salen tangencialmente al ángulo del ánodo con los electrones del material del mismo, produciéndose una atenuación de la energía y cantidad de estos fotones. Lo que ocasiona que el área efectiva de radiación se vea disminuida, Figura 1.16, ya que es necesario mantener una área lo más uniformemente posible para obtener el mismo contraste y calidad de imagen.

“Es una consecuencia desafortunada de la emisión de rayos X, la intensidad de radiación sobre el lado del cátodo es más alta que sobre el lado del ánodo (sombra)”.¹

¹ DIAZ Julio; “Control de Calidad”; Tesis EPN

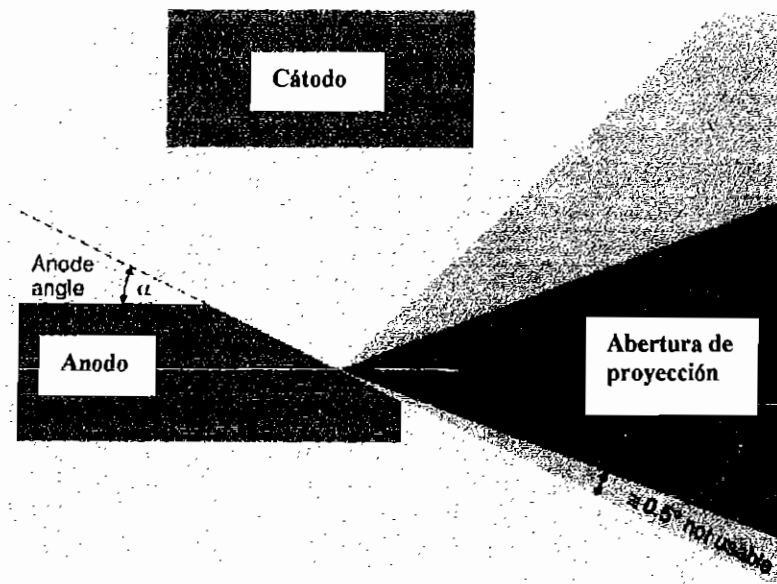


Figura 1.16 Reducción del campo útil de radiación debido al efecto talón.

1.3.5 CAPACIDAD CALÓRICA DE UN TUBO

Se ha dicho que la coraza es una envoltura metálica que contiene al tubo, en su interior esta recubierta de plomo para dejar pasar solamente el haz radiante útil, pero además de ser el soporte mecánico del tubo, tiene un papel importante en la capacidad de almacenamiento y disipación térmica del conjunto tubo - coraza, por lo que es necesario tener en consideración este parámetro a la hora de escoger o cambiar un tubo emisor de rayos x.

Definiremos la capacidad calórica o térmica como la aptitud del tubo para acumular calor y viene expresada por la relación:

$$\begin{aligned} \text{Unidad Calórica } HU &= kV_{\text{máx}} \times mA \times t && \text{para un sistema monofásico} \\ &= 1,35 kV_{\text{máx}} \times ma \times t && \text{para un sistema trifásico} \end{aligned}$$

En la Figura 1.17 siguiente se muestra las curvas características de calentamiento y enfriamiento en función del tiempo para un tubo determinado, y en la siguiente, para el mismo tubo contenido en una coraza la curva respectiva de enfriamiento.

Anode Heating & Cooling Chart

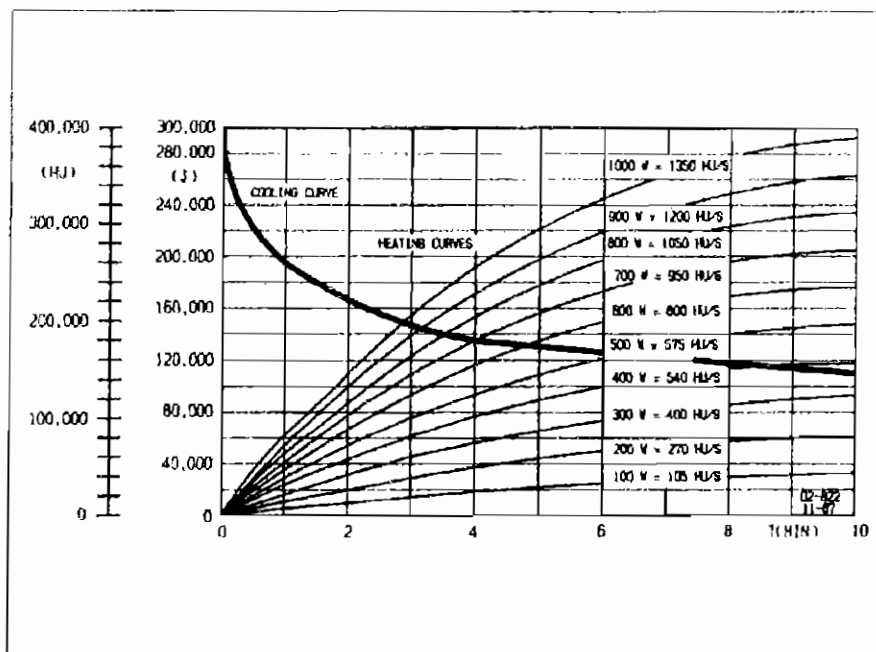


Figura 1.17 Curvas características de calentamiento y enfriamiento para un tubo Eureka Rad 60 en el aire (cortesía de Litton Eureka).

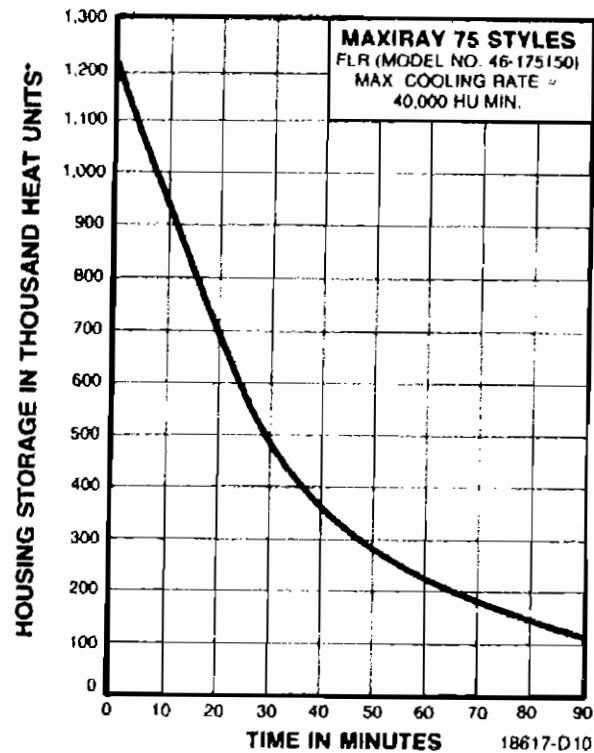


Figura 1.18 Capacidad de almacenamiento calórica en función del tiempo para una coraza determinada. La capacidad calórica se ve aumentada considerablemente con el empleo de la coraza.

1.3.6 CURVAS CARACTERÍSTICAS DE LOS TUBOS

En las Figuras 1.19 a 1.24 se representan las curvas características de funcionamiento de un tubo de rayos X típico de potencia media. En ellas se puede observar el efecto del medio de enfriamiento (Figura 1.19), el caldeo del tubo (Figura 1.20), y los parámetros de exposición de acuerdo al tiempo de carga del tubo para los dos filamentos para un generador monofásico y trifásico (curvas de simple exposición).

THERMAL CHARACTERISTICS

Housing Heat Storage Capacity 1,500,000 H.U.*

Housing Cooling Rate, Max.:

Without Air Circulator	18,000 H.U./Min.
With Air Circulator	36,000 H.U./Min.
With Heat Exchanger	96,000 H.U./Min.

*H.U. = kVp × mA × time in seconds.

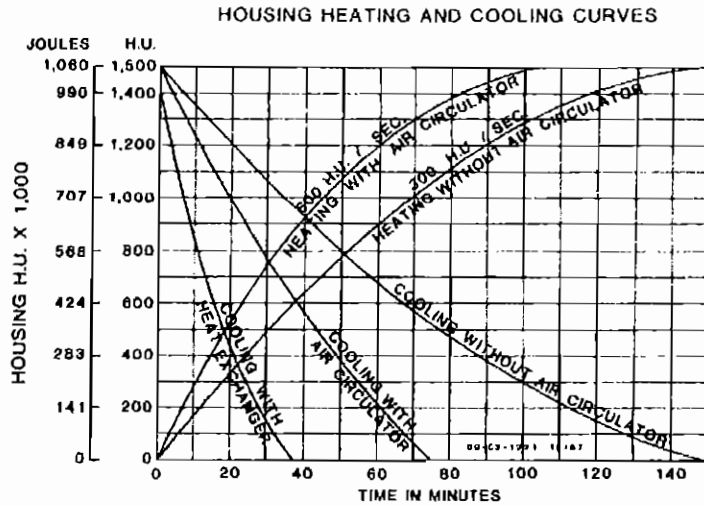
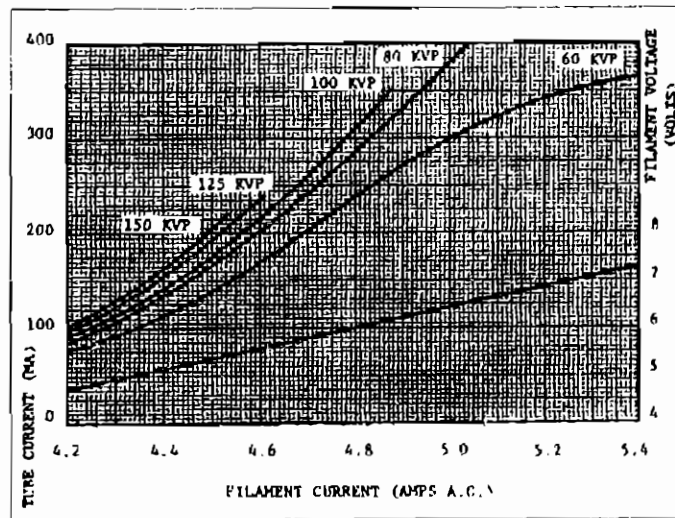


Figura 1.19 Efecto del medio de enfriamiento para un tubo con coraza.

0.6 mm Focal Spot



Filament Current ± 0.15

Figura 1.20 Curva de calentamiento o caldeo de filamentos (cortesía de Litton)

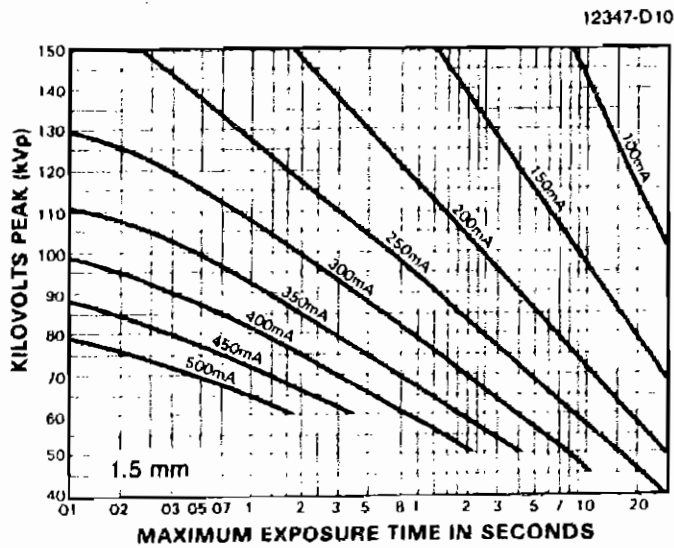
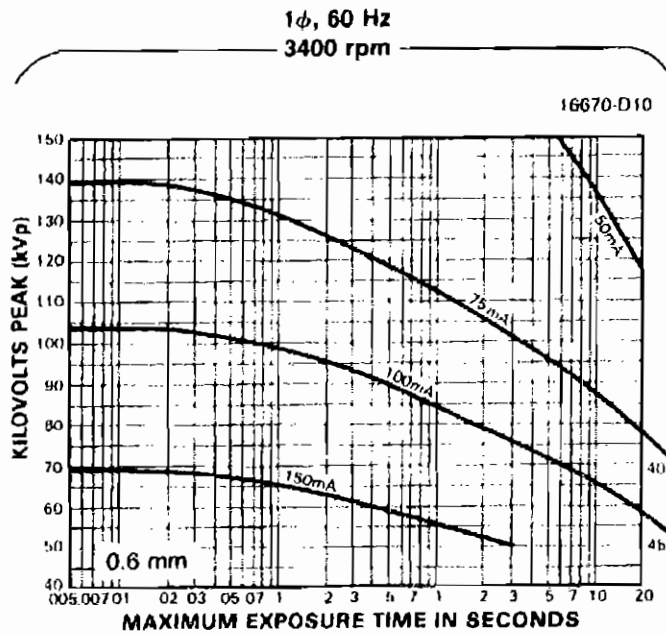


Figura 1.21 y 1.22 Curvas características de exposición para un tubo de doble filamento, 0.6 mm foco fino y 1.5 mm foco grueso, alimentado por un generador monofásico. Corriente en función del tiempo y kilovoltaje aplicado. (cortesía de Litton Eureka)

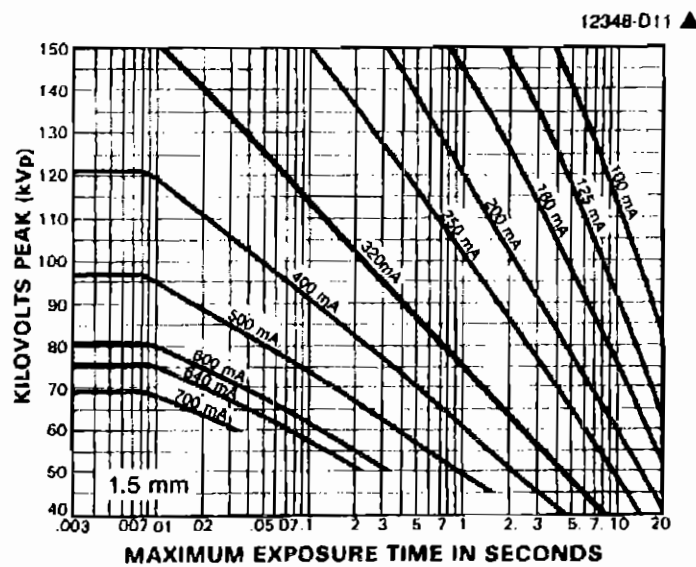
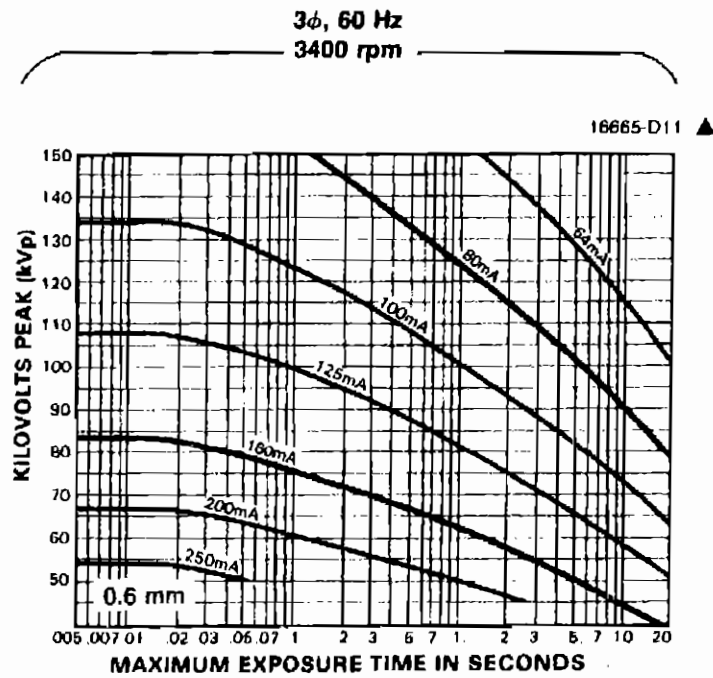


Figura 1.23 y 1.24 Curvas características de exposición para el mismo tubo del gráfico anterior, pero alimentado con un generador trifásico y con una frecuencia de 60 Hz.
(cortesía de Litton Eureka)

1.4 GENERADORES DE RAYOS X

Si bien es cierto que de acuerdo a cada aplicación existe una gran variedad de generadores de rayos x, dependiente de cada fabricante, se puede sin lugar a equivocarse dar una concepción general pero clara de un generador tipo, con sus principales partes constitutivas y circuitos de control, adaptable a cualquier generador por complejo o sencillo que sea.

Partes constitutivas de un equipo de rayos X

- Tubo emisor de rayos X
- Consola de control y comando
- Transformador o generador de alta tensión
- Cables de alta tensión
- Sistema de colimación, diafragmación y filtrado

En la sección anterior se describió extensamente sobre los tubos emisores de rayos X, por lo tanto a continuación se enfatizará en los otros componentes.

1.4.1 CONSOLA DE CONTROL Y COMANDO

El banco o panel de control y comando contiene todos los circuitos y elementos de alimentación, regulación y control para la generación de los rayos X. Si bien los equipos modernos se ven tan complejos debido a la gran cantidad de circuitos auxiliares de control y protecciones, los principios fundamentales siguen siendo los mismos, por lo que, se pueden distinguir

los siguientes circuitos componentes que todo generador de rayos X posee.

- ◆ Circuito de alimentación (autotransformador)
- ◆ Circuito de regulación y selección de kV.
- ◆ Circuito de regulación y estabilización de miliamperaje mA
- ◆ Circuito de control de la exposición
- ◆ Circuito de arranque de ánodo giratorio
- ◆ Circuito de protección de sobrecarga

En la Figura 1.25 se ilustra un diagrama de bloques de un generador completo de rayos X. A continuación describiremos uno por uno estos circuitos.

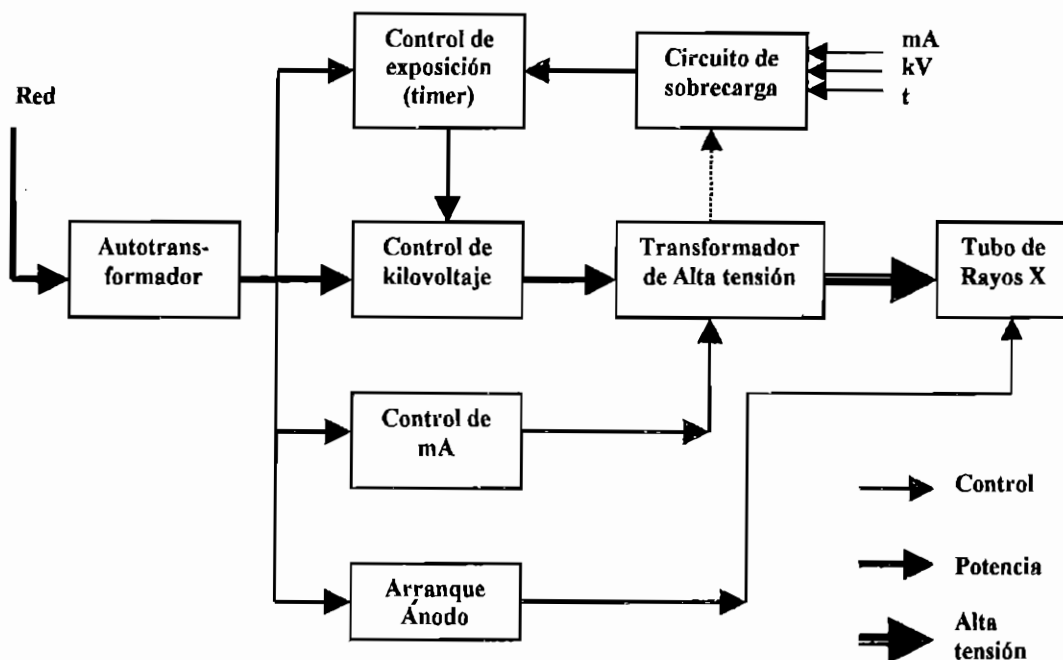


Figura 1.25 Diagrama de bloques de un Generador de Rayos X.

1.4.1.1 Circuito de Alimentación

Este circuito cumple cuatro funciones fundamentales, el principal componente del circuito es el autotransformador, en la Figura 1.26 se representa un circuito básico.

- a) **Acoplamiento de la impedancia de entrada:** De acuerdo a la potencia del equipo se requiere que la acometida eléctrica que energiza al mismo, cumpla con una resistencia de red mínima, especificada por el fabricante, esto para evitar caídas de voltaje elevadas en la red, con la resistencia R luego del cálculo de variación del voltaje de entrada, que no debe superar el 3%, se regula la resistencia de entrada, para un acoplamiento de impedancias y una máxima transferencia de potencia.

$$RV = \frac{(V_o - V_n)}{V_o}$$

$$Req = \frac{(V_o - V_n)}{I_n}$$

V_o Voltaje de red en vacío

V_n Voltaje de red a plena carga

I_n Corriente a plena carga

- b) **Compensación del voltaje de Línea:** Todo generador de rayos X requiere que su fuente de alimentación sea lo más estable posible, por lo que es necesario compensar el voltaje de línea cuando existan variaciones, para garantizar los factores entregados durante la exposición, esto se consigue normalmente seleccionando los taps de entrada del autotransformador según lo requerido. Este proceso es efectuado por el circuito de vigilancia de tensión que puede ser manual o automático.

- c) **Alimentación para la selección de kV:** En virtud de que las técnicas radiográficas requieren de una gran variedad de Kilovoltaje, normalmente se trabaja desde los 40 a 150 kV, es necesario tener una fuente variable de voltaje que energice el primario del transformador de alta tensión, esto conseguimos alimentando con un voltaje preseleccionado proveniente del autotransformador, esta selección se la consigue por medio de taps o en forma continua por un mecanismo automático de selección.
- d) **Alimentación para el circuito de compensación de carga espacial:** Paralelamente a la selección de Kilovoltaje, se selecciona un voltaje inversamente proporcional al primeramente seleccionado, el cual nos permite alimentar el circuito de compensación de carga espacial (efecto descrito anteriormente).

Además, en este autotransformador principal se generan todos los voltajes necesarios para energizar los circuitos de control del generador, en la Figura siguiente se ilustra esta parte del generador conjuntamente con el siguiente circuito.

1.4.1.2 Circuito de Regulación y Selección de Kilovoltaje

Una vez compensada o estabilizada la tensión de alimentación al autotransformador se puede seleccionar el Kilovoltaje de trabajo, esto normalmente se lo hace por medio de selectores de posición que seleccionan diferentes taps del autotransformador, y se lo realiza en dos pasos una selección gruesa en pasos de 10 kV y una fina en paso de 1 o 2

kV, actualmente es más frecuente el uso de un circuito de servocontrol, para manejar una carrito que se desliza a lo largo del autotransformador, permitiendo la selección en pasos continuos de Kilovoltaje que pueden ir desde los 40 a los 150 kV en pasos de 1 kV.

Adicionalmente en este circuito tenemos el monitor de Kilovoltaje, el cual nos indica el valor seleccionado y con el cual vamos a trabajar, este no es mas que un voltímetro primario graduado su escala en kV, y con un circuito de regulación para calibrar la coincidencia entre el Kilovoltaje real y el seleccionado.

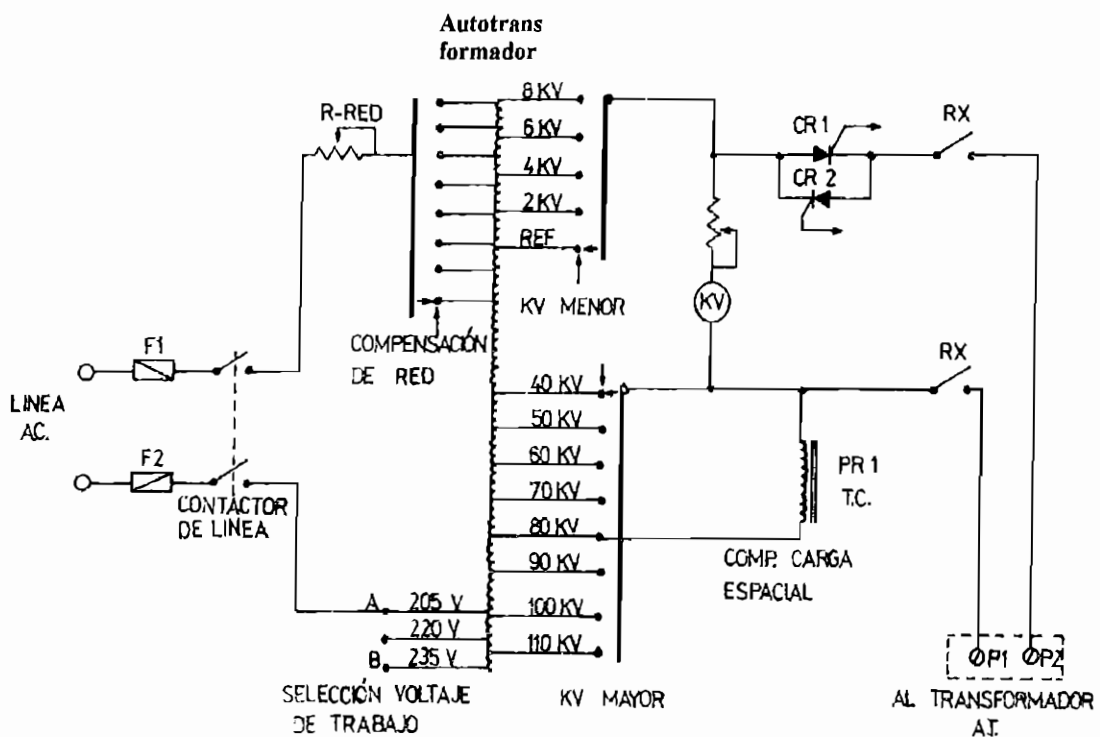


Figura 1.26 Circuito de Alimentación y selección de Kilovoltaje.

1.4.1.3 Circuito de Regulación y Estabilización de Miliamperaje

La emisión del tubo (mA) es una función exponencial de la tensión aplicada al filamento, por tanto, una pequeña variación en la tensión de alimentación se refleja como una gran variación de los miliamperios. La estabilización o compensación de red descrita anteriormente es insuficiente para mantener constante el mA. Por esta razón se recurre generalmente a utilizar un estabilizador magnético ferroresonante como fuente intermedia para alimentar el circuito de caldeo de filamentos.

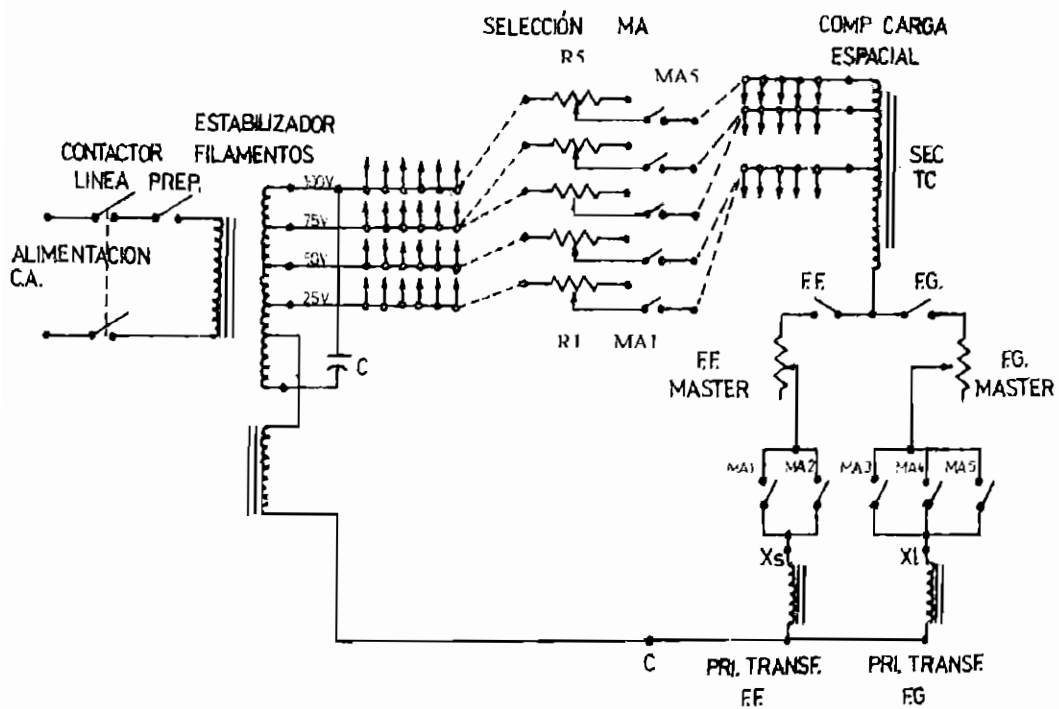


Figura 1.27 Circuito de Alimentación y Regulación de mA.

En la Figura 1.27 se muestra un circuito básico de energización y regulación de alimentación de filamentos. La regulación del miliamperaje normalmente se la hace a través de reostatos (R1 a R5) para cada estación de trabajo (MA1 a MA5) puestas en serie con el circuito primario del transformador de caldeo de filamentos ubicado en el transformador de alta tensión.

En este circuito se realimenta con una tensión proveniente del circuito de selección de Kilovoltaje, para compensar los efectos de carga espacial.

1.4.1.4 Circuito de Control de la Exposición

Este circuito o comúnmente denominado timer o reloj, es sin lugar a dudas el cerebro de un generador de rayos x, cumple las siguientes funciones:

- a) **Memoria y sincronización:** En esta parte del circuito se sincroniza el cierre o conducción de los elementos de control, para energizar el transformador de alta tensión, en un momento bien definido de la onda de alimentación del equipo para el inicio y fin de la exposición, este instante es justamente el cruce por cero de la senoide, y guarda en memoria la dirección del último cruce por cero en el cual terminó la exposición, para en el siguiente disparo empezar una nueva exposición en sentido contrario, así de esta manera evitar que se produzcan valores medios de corriente altos en la línea de alimentación.
- b) **Temporización:** Aquí se establece el tiempo que dura la exposición, una vez que el circuito de sincronización permita el inicio de la misma, normalmente los tiempos de exposición son múltiplos del período de la

frecuencia de la tensión de red, así por ejemplo, 1/128, 1/2, 0.8, 1.0, 2.0, etc.

- c) **Comando:** Este circuito recoge la señal del comando o disparador de exposición, la procesa y la acopla al circuito de temporización, y, por otra parte transmite la señal proveniente del temporizador la amplifica y la acomoda para ser entregada a los dispositivos de control que pueden ser telerruptores (contactores rápidos) o tiristores para el control de la alimentación del circuito primario de alta tensión.
- d) **Alimentación:** Provee todas las fuentes de alimentación necesarias a los circuitos anteriormente descritos, estas fuentes son totalmente estabilizadas para garantizar la precisión de funcionamiento del dispositivo.

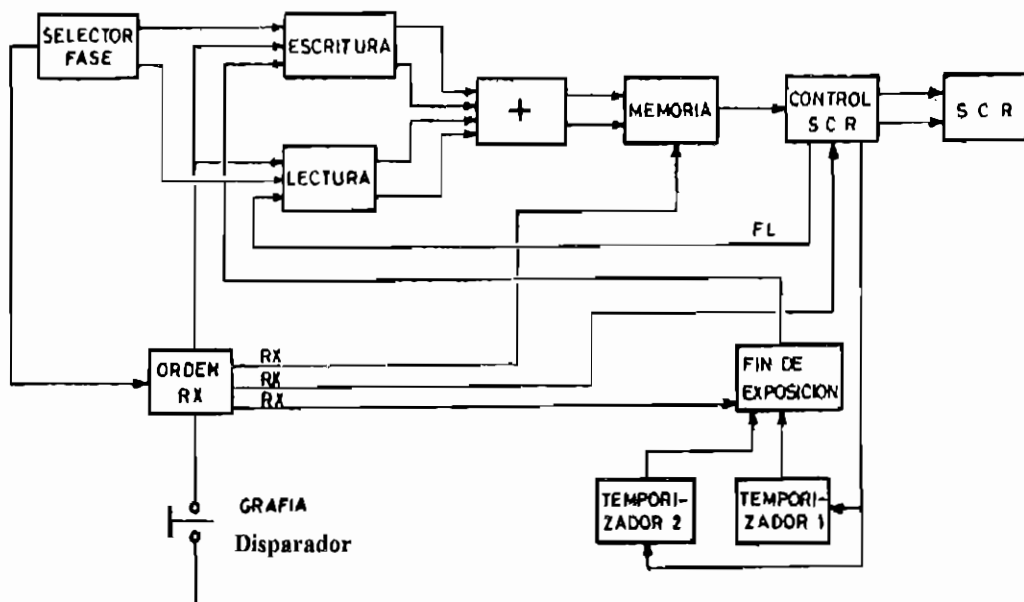


Figura 1.28 Diagrama de bloques del principio de funcionamiento del timer.

En la Figura 1.28 se ilustra un diagrama de bloques del principio de funcionamiento de un timer y sus principales señales, normalmente el tiempo de exposición se consigue de la constante de tiempo de carga de un condensador con un banco de resistencias, seleccionadas una por una mediante un selector de posición.

1.4.1.5 Circuito de Arranque de Ánodo Giratorio

Como se mencionó anteriormente el ánodo del tubo emisor de rayos X, es parte de un motor eléctrico, su rotor, el estator o devanados de flujo se encuentran físicamente en la coraza y constituyen parte del soporte mecánico del tubo. El estator se compone de dos bobinados uno de marcha y otro de arranque, el arranque normalmente se lo realiza mediante un circuito de fase partida a través de un condensador. En la Figura 1.29 se ilustra un circuito completo de arranque para un tubo de ánodo giratorio, normalmente el arranque se lo hace a un voltaje nominal de 240 Vac aplicado directamente a la bobina de marcha y a través del condensador C1 a la bobina de arranque, luego de un tiempo prudencial, suficiente para que el ánodo alcance la velocidad de trabajo 3000 r.p.m., esto es alrededor de 0.7 a 1.5 s. el temporizador RT1, energiza el relé Kr el cual cambia la alimentación a las bobinas y las mantiene a un voltaje menor, suficiente para que el ánodo se mantenga girando a la velocidad nominal.

Parte esencial de este circuito son los relés de corriente RA y RR, cuya misión es la de detectar la corriente que circula por las bobinas tanto de marcha como de arranque, para dar el visto bueno de que el ánodo se

encuentra girando a la velocidad nominal y se prosiga con la secuencia de disparo, si uno o los dos relés no se activan el disparo se bloquea, éste circuito protege al tubo de que reciba descargas en forma inadecuada que atenten contra su integridad.

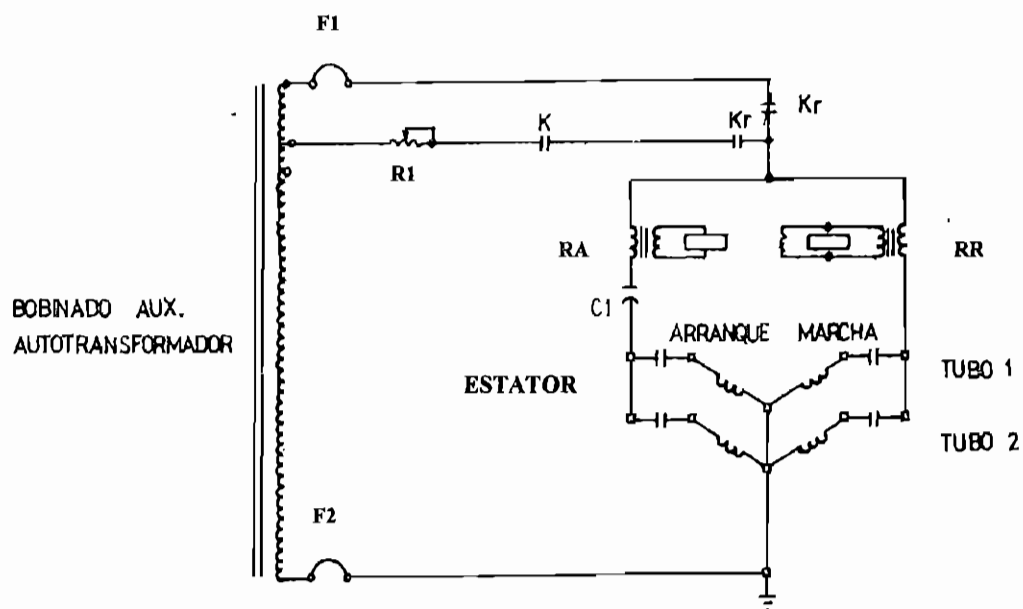


Figura 1.29 Circuito de Control y Arranque de Ánodo Giratorio.

1.4.1.6 Circuito de Protección de Sobrecarga

Es particularmente importante proteger al tubo emisor de rayos x contra sobrecargas o sobrecalentamiento, ya que debido a la brevedad y la potencia de carga a la que están sometidos, cualquier anomalía o mal

funcionamiento provocaría con cierta facilidad la destrucción del mismo y daños graves en los circuitos periféricos.

Generalmente tenemos dos circuitos de protección contra sobrecargas:

- 1) **Protección Preventiva o Bloqueo de Técnica Seleccionada:** Este circuito verifica que la concordancia en la selección del kV, mA, y tiempo en relación con el tipo de tubo utilizado, no supere la carga límite del mismo, si la carga impuesta supera dicho límite, la exposición es impedida, queda bloqueada, hasta que se cambie uno de los parámetros a porcentajes menores de carga, habilitando nuevamente la exposición.
- 2) **Protección Térmica:** Este circuito requiere de una memoria de almacenamiento para la carga máxima permisible, ya que interrumpe la exposición cuando por defecto de la protección preventiva, de algún circuito de selección de parámetros o por exposiciones repetitivas a una secuencia demasiado rápida se sobrepasa la carga límite. En los circuitos modernos se realimenta tanto el Kilovoltaje como el miliamperaje real para este cálculo evitando así el disparo con parámetros fuera de los permitidos, también es común el uso de un dispositivo electrotérmico introducido en la coraza del tubo para sensar la temperatura del mismo y así producir el bloqueo cuando se supere el límite permisible.

En la Figura 1.30 se ilustra un circuito típico de protección de sobrecarga.

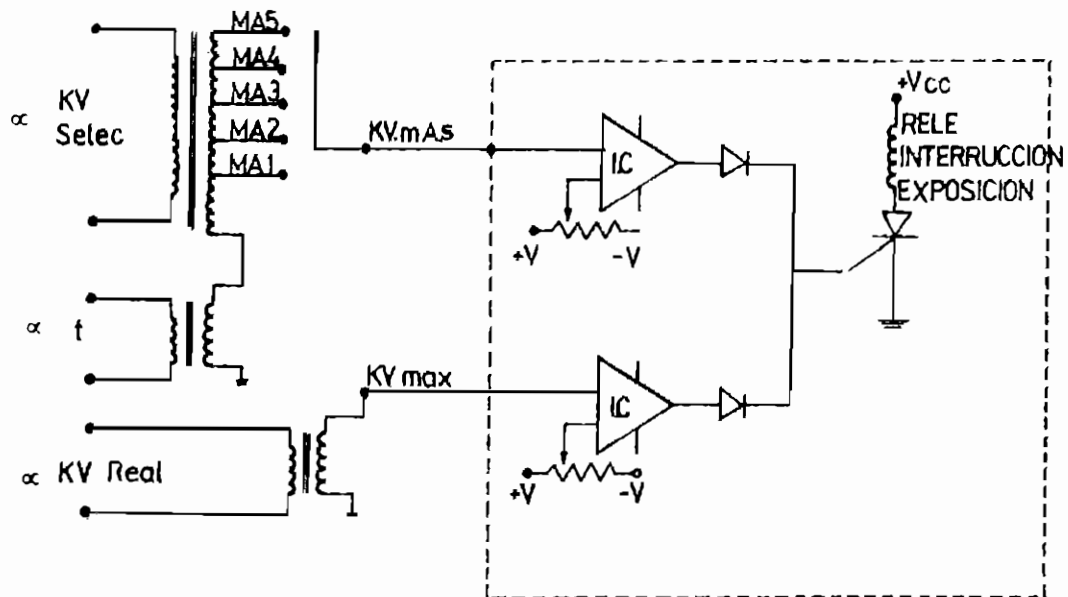


Figura 1.30 Circuito de Protección de Sobrecarga.

1.4.2 GENERADOR DE ALTA TENSION

En las secciones precedentes se vio que para producir rayos X es necesario la aplicación de un alto voltaje (40 a 120 kV.) que produzca una corriente unidireccional de electrones que van del cátodo al ánodo. El método más sencillo para elevar la tensión eléctrica es mediante el uso de transformadores, en esta sección se describirá lo que constituye el generador o transformador de alta tensión.

El generador o transformador de alta tensión (HV) esta constituido por tres componentes principales:

- ◆ El transformador de alta propiamente dicho.
- ◆ El transformador para caldeo de filamentos.

◆ Circuito de rectificación de alta tensión.

Todos estos componentes están contenidos en un recipiente o cuba metálica sumergidos en aceite dieléctrico, igual al usado para los tubos de rayos X. En la Figura 1.31 se representa el circuito total de un generador de alta tensión, describiremos uno a uno sus componentes.

- 1) **Transformador de Alta Tensión (HVT):** Este transformador esta constituido en su forma clásica por un arrollamiento primario y dos secundarios totalmente iguales pero de sentido contrario, su función es la de convertir el voltaje nominal de trabajo al Kilovoltaje requerido, en cada bobinado secundario se genera la mitad de este Kilovoltaje, así, si requerimos 120 kV. en el secundario L1 se generará 60 kV y en L2 otros 60 kV. dando una diferencia total de 120 kV. En la práctica se utiliza transformadores con una relación de transformación de 1: 400, la alimentación del primario va desde 110 Vac a 220 Vac (para generadores monofásicos y bifásicos) y de 220 Vac a 480 Vac (para generadores trifásicos).
- 2) **Transformador de Filamentos (TF):** Es un transformador reductor de bajo voltaje y alta corriente, su función es la de proveer la alimentación requerida por el filamento del tubo, que normalmente oscila entre 6 a 12 Vac, con una corriente de aproximadamente 6 amperios. Posee un devanado primario y un devanado secundario por cada filamento que posea el tubo de rayos X, generalmente se usan de uno y dos filamentos, para el caso de dos filamentos se denomina **foco fino** al de menor potencia y **foco grueso** al de mayor potencia. El circuito

secundario de este transformador esta fuertemente aislado del primario y del núcleo para evitar que el alto voltaje al cual esta referido se introduzca al circuito primario y en consecuencia a todo el equipo.

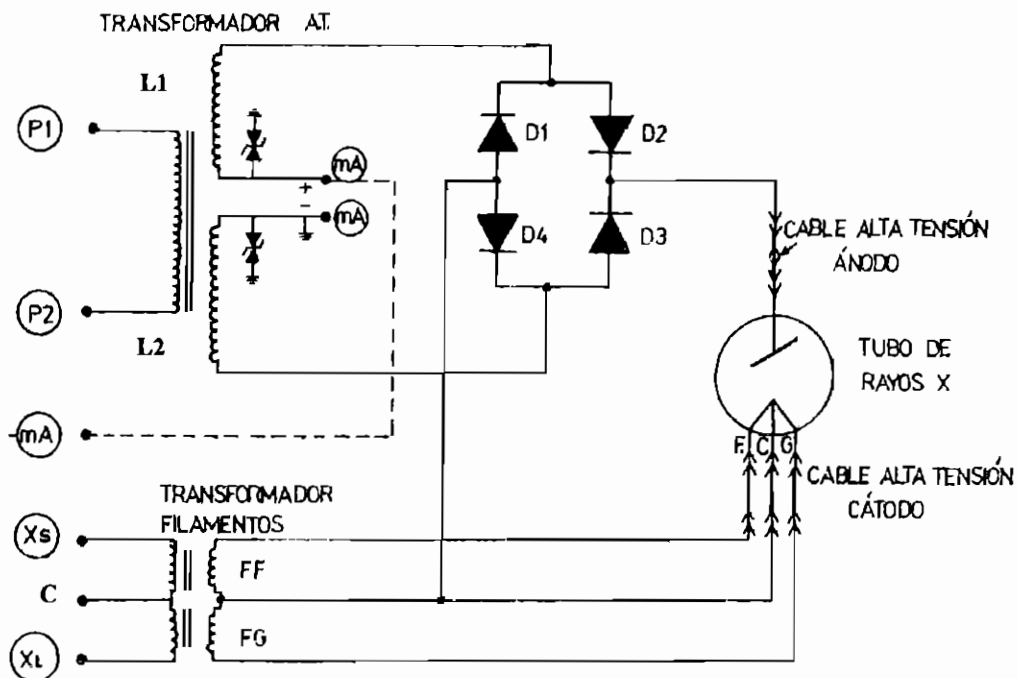


Figura 1.31 Configuración del Transformador de Alta tensión.

- 3) **Circuito de Rectificación de Alta Tensión:** Como se escribió anteriormente es imprescindible que la tensión aplicada al tubo de rayos X sea *unidireccional o continua*, para garantizar la producción de rayos X de un espectro definido o determinado. Por esta razón es necesario rectificar el voltaje alterno entregado por el secundario del transformador

de alta tensión. Esto se lo consigue mediante el uso de los diodos¹ rectificadores de alta tensión D1 a D4, generalmente estos rectificadores son de selenio con una superficie de contacto grande, y de germanio o silicio con un contacto puntiforme.

1.4.2.1 Tipos de Generadores de Alta Tensión.

En esta sección se tratará de dar a conocer los principales y más comúnmente utilizados generadores de alta tensión, sus principales características, diferencias y ventajas en el uso o aplicación de cada uno de ellos.

Un factor muy importante, muchas veces ignorado o no entendido, es el Kilovoltaje pico o kVp. Es un factor comúnmente utilizado para especificar la capacidad de un generador, la calidad y rangos de trabajo de un tubo de rayos X, y las técnicas de exposición usadas para obtener tomas de calidad y optimizar la vida del tubo. Es en base a este valor y su valor rms o medio que se realizará la siguiente clasificación y veremos su influencia en la calidad de la toma radiográfica, en la carga del tubo y los requerimientos de potencia del generador.

1.- Generador Autorectificado

En este sistema el kilovoltaje entregado por el transformador es aplicado directamente al tubo de rayos X (Figura 1.32a) actuando este al mismo

¹ Entiendase por diodos un conjunto de placas de selenio o diodos de silicio colocados en serie para permitir rectificar el voltaje de trabajo requerido (normalmente cada rama tiene 200 diodos individuales).

tiempo como rectificador y como generador de rayos X, la corriente fluye a través del tubo durante los semiciclos positivos de la onda, el semiciclo negativo se transforma en pérdidas de calor, por lo que este sistema es de bajo rendimiento.

$$KV_{rms} = 0,46 \text{ kVp}$$

Son sistemas utilizados para generadores de pequeño y medio diagnóstico; 5 – 50 mA con 70 a 100 kVp, con tubos de rayos X de ánodo fijo.

2.- Generadores de Onda Completa (una fase dos pulsos)

Es el tipo de generador más ampliamente usado, opera con una línea de alimentación de una fase, el circuito de rectificación esta compuesto por cuatro diodos, que proveen una rectificación de onda completa, donde el kilovoltaje aplicado al tubo fluctúa entre cero y el valor pico o máximo de la tensión aplicada (kVp) de tal manera que produce un patrón de dos ondas o impulsos por ciclo (Figura 1.32b).

$$kV_{rms} = 0.707 \text{ kVp}$$

Son generadores usados en equipos de mediana potencia para uso general de radiodiagnóstico; 25 – 500 mA, con 40 a 125 kVrms.

3.- Generadores Trifásicos (seis impulsos).

Este tipo de generador es un sistema que opera con una línea de alimentación trifásica y el secundario entrega también un voltaje trifásico al circuito rectificador (Figura 1.32c), el cual esta compuesto por seis

diodos formando un circuito de rectificación de onda completa, produciendo un patrón de seis impulsos por ciclo. Presentando al tubo una tensión casi continua, el kilovoltaje nunca alcanza el cero, la fluctuación o rizado es del 13,5 %

$$KV_{rms} = 0,956 \text{ kVp}$$

Estos sistemas trifásicos son generalmente usados en equipos de gran potencia, miliamperaje alto, ya que poseen rendimientos superiores a los monofásicos y no producen desequilibrios en la red de alimentación; 100 – 1000 mA con 40 a 150 kV rms.

4.- Generadores Trifásicos (doce impulsos).

Este tipo de generadores también es operado con una red trifásica para alimentarlos, el secundario presenta un arreglo trifásico doble, el cual alimenta a un circuito rectificador formado por doce diodos produciendo un patrón de doce impulsos por ciclo de la frecuencia original (Figura 1.32d). En este caso el mínimo kilovoltaje está 3,4 % más bajo del valor pico y el rizado resultante es tan pequeño que para fines prácticos, el kilovoltaje puede ser considerado siempre constante.

$$KV_{rms} = 0,989 \text{ kVp}$$

Son equipos utilizados con grandes potencias para uso especiales o específicos, tales como angiografía, Tomografía Axial Computarizada, en los cuales se requiere de un alto rendimiento; 100 – 1000 mA con 40 a 150 kV rms.

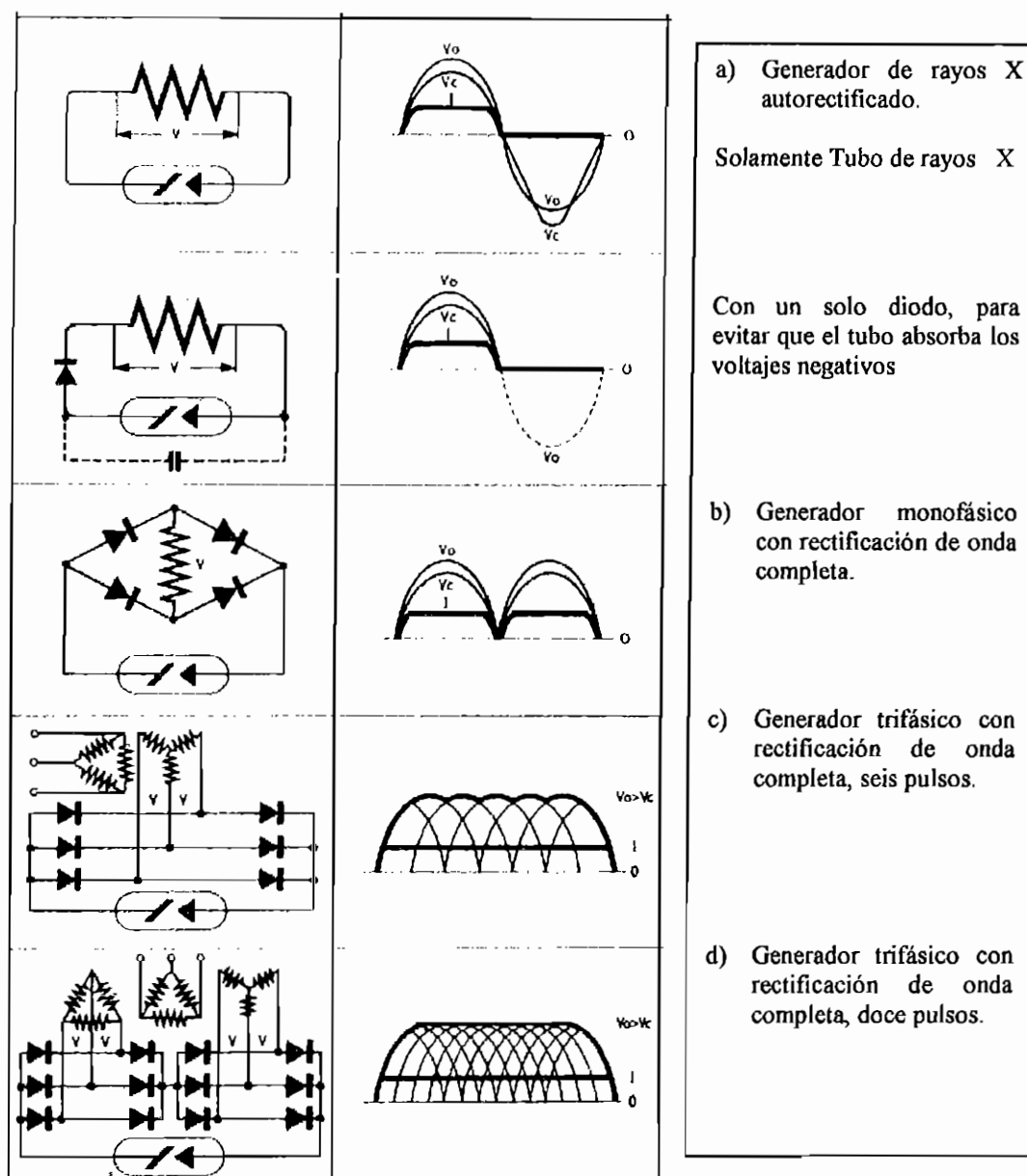


Figura 1.32 Tipos de Generadores de Alta tensión de acuerdo al número de pulsos de la onda rectificadas.

5.- Generadores de Alta Frecuencia.

Este tipo de generadores se puede decir son los más recientemente desarrollados, operan con una tensión de alimentación que oscila entre los 20 a 50 KHz, dependiendo del fabricante y su aplicación, su circuito de rectificación provee una tensión que se la puede considerar totalmente continua por tanto su eficiencia y rendimiento es de un 100 %, en cuanto al kilovoltaje aplicado, pero su mayor ventaja reside en la disminución del tamaño de los componentes del transformador de alta tensión, ya que al trabajar con frecuencias mayores a los 60 Hz. el tamaño de transformadores disminuye, por tanto los espacios, lo que ha llevado a la aplicación de estos sistemas a equipos de pequeña y mediana potencia haciéndolos más compactos y versátiles, como equipos móviles y mamógrafos.

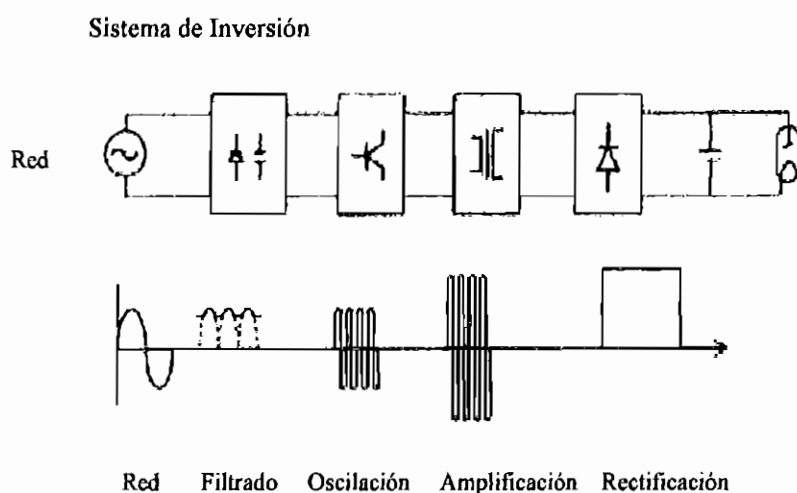


Figura 1.33 Representación de un generador de alta frecuencia

Generalmente su estructura es la de un generador monofásico con rectificación de onda completa de dos pulsos alimentado por una señal proveniente del panel de control, controlada por tiristores o transistores, a alta frecuencia (Figura 1.33).

$$\text{kV rms} = 1.0 \text{ kVp}$$

1.4.2.2 Influencia del kVp.

- **Influencia Sobre la Densidad**

De lo expuesto fácilmente se puede darse cuenta, que cuando hablamos de kV eficaz o medio, los diferentes tipos de generadores, operando con el mismo kVp, con diferentes tiempos de exposición, producirán igual densidad radiográfica (negreado de la película), por ejemplo:

Si tomamos una exposición de alta energía con 100 kVp y 400 mA, para cada uno de los generadores tendremos los siguientes tiempos de exposición para obtener la misma densidad radiográfica.

- * Generador de dos impulsos

$$100 \text{ kVp} = 70.7 \text{ kV rms} \quad t_{\text{exp}} = 0,1 \text{ segundo}$$

- * Generador de seis impulsos

$$100 \text{ kVp} = 95,6 \text{ kV rms} \quad t_{\text{exp}} = 0,064 \text{ segundo}$$

- * Generador de doce impulsos

$$100 \text{ kVp} = 98,9 \text{ kV rms} \quad t_{\text{exp}} = 0,05 \text{ segundo.}$$

- **Influencia Sobre la Carga del tubo**

Anteriormente se escribió la fórmula para el cálculo de las unidades calóricas como,

$$\text{H.U.} = \text{kVp} * \text{mA} * \text{t exp.}$$

Sin embargo, ahora se va a introducir un factor basado en el tipo de generador empleado, ya que si no consideramos este factor se puede llegar a sobrecargar el tubo, por tanto, es necesario distinguir entre los valores de kilovoltaje pico y eficaz, la fórmula anterior quedaría;

$$\text{H.U.} = \text{kV rms} * \text{mA} * \text{t exp.}$$

Tomando los datos del ejemplo anterior tendremos que para cada generador la energía de operación es de;

- * **Generador de dos impulsos**

$$\text{E operación} = 31.400 \text{ W} \quad \text{H.U en el ánodo} = 3\ 140 \text{ watt} - \text{seg.}$$

- * **Generador de seis impulsos**

$$\text{E operación} = 38.240 \text{ W} \quad \text{H.U en el ánodo} = 2\ 447 \text{ watt} - \text{seg.}$$

- * **Generador de doce impulsos**

$$\text{E operación} = 39.560 \text{ W} \quad \text{H.U en el ánodo} = 1\ 978 \text{ watt} - \text{seg.}$$

Podemos concluir que moviéndonos desde un generador de dos impulsos a uno de doce, se puede reducir la carga del tubo de rayos

X en más de un 35 %, y por tanto, incrementar su capacidad de carga de operación.

- **Influencia en los requerimientos de potencia**

Para el caso de determinar o dimensionar la fuente de alimentación a un equipo de rayos X, es necesario también considerar el tipo de generador al que se va a energizar, por lo tanto, se debe tomar el valor eficaz del kilovoltaje pico máximo multiplicado por la corriente máxima que entrega el equipo, en la tabla siguiente se han resumido algunos de los casos más comunes y frecuentes.

Tabla 4. Requerimientos de Potencia para Generadores Tipos¹

Tipo de Generador	KVp	KV rms	MA	Potencia Eficaz	Transformador Alimentación
3 f 12 p	125	123	1500	188 KVA	225 KVA
3 f 12 p	120	118	1250	148 KVA	150 KVA
3 f 12 p	150	146	1000	146 KVA	150 KVA
3 f 12 p	125	123	600	74 KVA	75 KVA
3 f 6 p	90	86	800	69 KVA	75 KVA
1 f 2 p	150	103	500	53 KVA	50 KVA
1 f 2 p	90	64	500	32 KVA	37.5 KVA
1 f 2 p	150	103	300	32 KVA	37.5 KVA

¹ PICKER CO; "The production of X - Ray";

1.4.3 CABLES DE ALTA TENSIÓN

Los cables de alta tensión con sus terminales (bushings) constituyen un punto delicado e importante dentro del equipo de rayos X, su función principal es la de proveer un medio de conexión entre el generador de alta tensión y la coraza que contiene el tubo emisor de rayos X. Generalmente son de goma (u otro material flexible) de alto aislamiento y de longitud variable de acuerdo a la instalación, en la actualidad se tiende más al uso de cables de polietileno (PVC).

En la Figura 1.34 se representa la sección transversal de un cable de AT y en la Figura 1.35 un corte longitudinal del conector o terminal macho y hembra del cable en las cuales se distinguen sus componentes.

Las capas semiconductoras tanto internas como externas están constituidas de goma cargadas o enriquecidas con grafito y tiene la función de reducir el gradiente de tensión, y la ionización de la capa aisladora y mantener sus características de alto aislamiento.

La malla metálica conectada a tierra garantiza que no exista peligro de descargas de alta tensión debido a fisuras o roturas del cable.

En vista a su configuración, los cables de alta tensión tienen una capacidad eléctrica considerable de aproximadamente 200 picofaradios por metro lineal, cuya función es de proveer un filtro adicional a la tensión rectificadora entregada por el generador AT, y hacerla que tienda a una tensión continua constante.

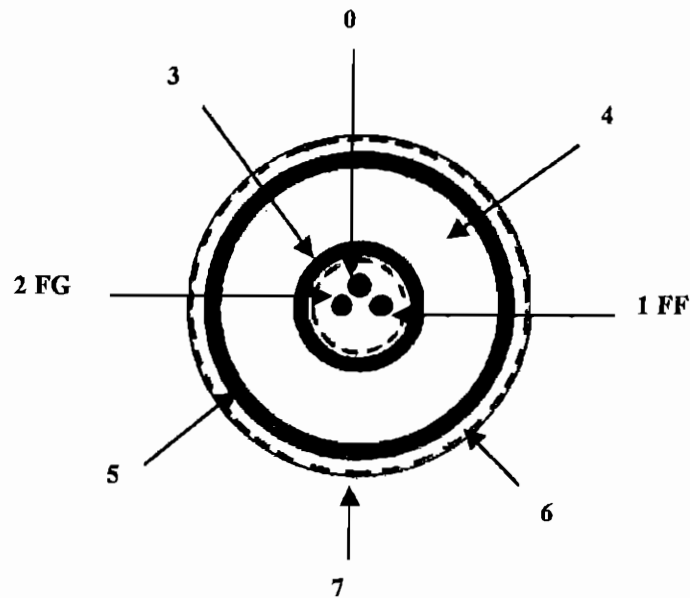


Figura 1.34 Sección Transversal de un Cable de Alta tensión y sus componentes.

- 0-1-2 Conductores para la alimentación eléctrica del filamento y ánodo
- 0 Conductor común para la alimentación de alta tensión tanto del ánodo como del cátodo
- 1 Conductor para alimentar el filamento pequeño (FF)
- 2 Conductor para alimentar el filamento grande (FG)
- 3 Envoltura interna semiconductor, impermeable y antionizante
- 4 Envoltura de goma o plástico de alto aislamiento (75 kV)
- 5 Envoltura externa semiconductor, impermeable y antionizante
- 6 Malla metálica para conexión de tierra
- 7 Cubierta externa o acabado final, para la protección de la malla metálica.

Esta propiedad capacitiva de los cables de AT les permite almacenar energía eléctrica que, bajo ciertas condiciones, pueden representar un peligro tanto para el tubo de rayos X, como para le técnico de mantenimiento.

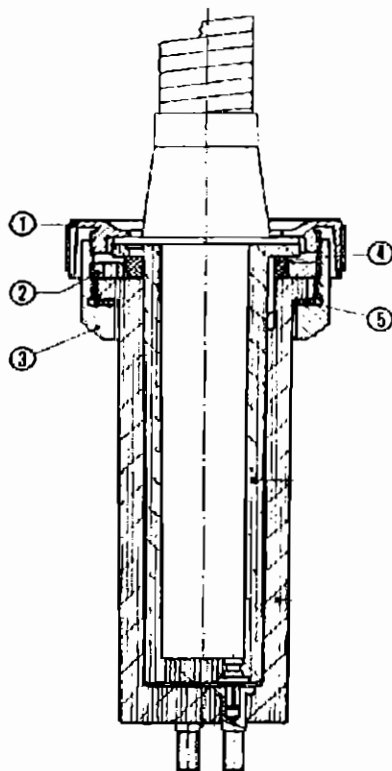


Figura 1.35 Conector o Terminal de Alta tensión

- 1 Mecanismo de sujeción (arandela) UNEL 87512
- 2 Anillo de goma de presión UNEL 87512
- 3 Mecanismo de sujeción, lado del tubo o transformador
- 4 – 5 Arandelas de presión

1.4.4 DIAFRAGMACIÓN, COLIMACIÓN Y FILTRACIÓN.

Se puede definir como un dispositivo mecánico capaz de restringir el haz primario de radiación a una zona de exploración limitada necesaria, disminuyendo de esta manera el volumen de tejido irradiado, por lo tanto, aplicando una menor dosis al paciente.

Si bien es cierto las palabras colimación o diafragmación se las utiliza indistintamente, se puede distinguir cuatro tipos o sistemas de focalizar el haz de radiación:

- **Conos o Cilindros;**

Son de estructura metálica con un recubrimiento de plomo en su pared interior. Producen campos circulares y su uso ha sido restringido a equipos pequeños de baja energía.

- **Diafragmas;**

Son láminas metálicas con una abertura fija determinada, tal que, el haz de radiación coincida con el área de la zona de interés y con el film usado para el examen. Son fácilmente remisibles.

- **Colimador;**

Sistema de abertura variable, generalmente posee varios planos de obturadores rectangulares de aproximadamente 3 mm de espesor de Pb, que se abren y cierran a voluntad de acuerdo al área determinada para el estudio, proyectando una abertura rectangular o cuadrada. Poseen, además, un sistema de iluminación para enfocar el área que será irradiada.

Este sistema luminoso está compuesto por una lámpara halógena y un espejo, dispuestos de tal manera que el haz luminoso coincida con el haz de radiación.

Una variedad de estos colimadores son los Colimadores Automáticos, los cuales sensan el tamaño del portaplacas o chasis en el eje X e Y para determinar su tamaño y, a través de un circuito de comparación, mueven dos motores en el colimador hasta ajustar su abertura al tamaño del chasis utilizado.

- **Obturador (*shutter*);**

Dispositivo metálico, generalmente de forma circular, que acompaña en muchos de los casos al colimador, cubriendo la ventana del tubo de rayos X, por donde emerge la radiación, dejándola descubierta solamente el momento de la exposición. Un circuito de control bloquea la exposición cuando este dispositivo no está activo.

En muchas aplicaciones es conveniente emplear un haz de rayos x dentro de un intervalo de longitudes de onda restringido. Al igual que en la región visible, un método para obtener este efecto es la utilización de filtros y monocromadores, por tanto, se puede decir que el objetivo de la filtración es de obtener rayos X de mejor calidad, atenuando los fotones menos energéticos y haciendo la radiación menos policromática. Esto se lo consigue mediante la inserción de delgadas láminas metálicas, de aluminio y cobre generalmente, entre el tubo y el colimador. La filtración se expresa en mm de Al.

Para aplicaciones especiales se han obtenido varias combinaciones de blancos y filtros, cada una de las cuales sirve para aislar una de las líneas

intensas de radiación que produce el blanco. En la Figura 1.36 se ilustra este procedimiento, aquí la línea $k\beta$ y la mayor parte de la radiación continua procedente de la emisión de un blanco de molibdeno son eliminadas por un filtro de circonio, de espesor de 0.01 cm, permitiendo el paso de la línea $k\alpha$ pura para su aplicación o aprovechamiento. La elección de longitudes de onda obtenibles por esta técnica esta limitada por el número relativamente pequeño de combinaciones existentes de blancos y filtros.

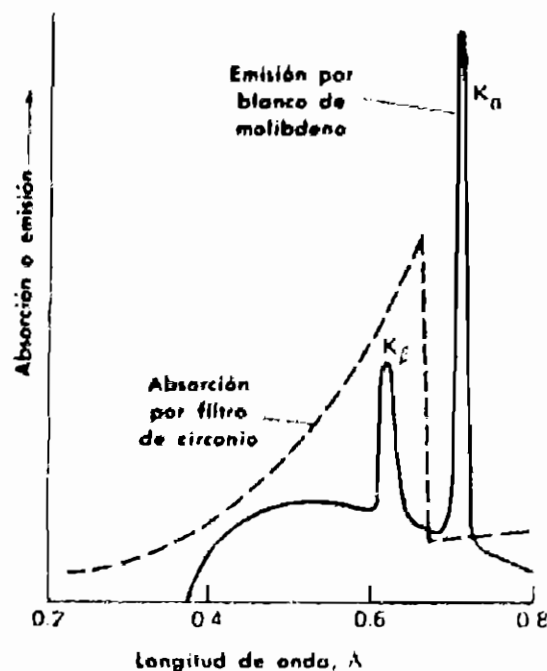


Figura 1.36 Efecto del filtrado sobre el espectro de radiación de los rayos X.

Se puede distinguir tres tipos de filtración:

- **Filtración Inherente;**

La que proporciona el vidrio del cual está hecho el tubo de rayos X, equivalente a 0.5 mm Al.

- **Filtración Añadida;**

Láminas insertadas entre el tubo y colimador, oscilan entre 1 a 2 mm Al.

- **Filtración Colimador;**

Por su estructura proporciona una atenuación equivalente a 1 mm Al.

1.5 SEGURIDAD RADIOLÓGICA

Es necesario topar este tema, ya que condiciona o influye en la instalación y mantenimiento de los equipos generadores de rayos x, por cuanto nos da los parámetros o dosis permisibles a los que deben estar sometidos el personal que hace uso de estos sistemas (pacientes), personal que labora y público en general, dosis que dependen totalmente de la disposición y calibración de los equipos.

En este apartado, en virtud de que existe ya un tratado (tesis) sobre este tema, vamos a resumir y dar a conocer los principales lineamientos que exige el uso de radiaciones ionizantes, en los cuales se basan las regulaciones internacionales (ICRP) y del país, así, como también actualizaremos algunos conceptos. Empezaremos definiendo su finalidad y su objetivo.

- La protección radiológica tiene como finalidad la protección de los individuos, sus descendientes y la humanidad en su conjunto contra los riesgos que se deriven de las actividades humanas que, por las

características de los materiales y equipos que utilizan, puedan implicar irradiación.

- La Protección Radiológica tiene por objetivo prevenir la producción de efectos biológicos no estocásticos y limitar la producción de efectos biológicos estocásticos hasta valores que se consideren aceptables para las personas que trabajan con radiaciones y para el público en general.

La prevención de efectos no estocásticos (efectos cuya gravedad varia con la dosis y para los que puede existir una dosis umbral), se consigue estableciendo unos límites de dosis equivalente, cuyos valores sean lo suficientemente bajos para que no se pueda alcanzar la dosis umbral, aunque la exposición continúe durante toda la vida laboral.

La limitación de efectos estocásticos (efectos cuya probabilidad de incidencia es función de la dosis, sin que exista un valor umbral), puede lograrse manteniendo tan bajas como sean razonablemente posible todas las exposiciones justificadas.

En términos generales, solamente puede estar justificado aquello que, si supone un riesgo, implica un beneficio en cuantía por lo menos equivalente al riesgo a que esta asociado. La ICRP recomienda que la decisión de si una actividad es o no justificable debe someterse a un balance riesgo - beneficio, considerando que deben estudiarse todos los aspectos de la actividad que estén relacionados con las posibilidades de irradiación, para

conseguir no solamente un balance positivo en la relación riesgo - beneficio, sino el máximo beneficio tanto para los individuos como para la sociedad.

Para conseguir estos objetivos, la ICRP recomienda un sistema de limitación de dosis, que ha sido incluido en la legislación de cada país.

El sistema de limitación de dosis tiene como objetivos:

1. Asegurar la justificación de utilizar una fuente de radiación frente a cualquier otro sistema alternativo.
2. Conseguir que las irradiaciones se mantengan tan bajas como razonablemente sea posible.
3. Que las dosis equivalentes recibidas no excedan de ciertos límites especificados.

Para conseguir estos objetivos, se basa en tres requisitos fundamentales: Justificación, Optimización y Limitación.

JUSTIFICACIÓN

“Ninguna actividad que origine exposición humana a radiaciones ionizantes debería ser autorizada, salvo que su introducción produzca un beneficio neto positivo, teniendo en cuenta el detrimento que la exposición a las radiaciones pueda implicar.

OPTIMIZACIÓN

Todas las irradiaciones deben ser mantenidas tan bajas como sea posible, teniendo en cuenta los factores socioeconómicos aplicables.

LIMITACIÓN DE DOSIS INDIVIDUALES

Establecimiento de unos límites de dosis individuales que tiene por objeto asegurar una protección adecuada aun para los individuos mas expuestos (tabla 3)¹.

Tabla N° 3. Límites Anuales de Dosis

Región	Personal Profesionalmente Expuesto	Público en general
Organismo total	20 mSv (2 rems)	2 mSv (0.2 rems)
Organos aislados	500 mSv (50 rems)	50 mSv (5 rems)
Cristalino	150 mSv (15 rems)	15 mSv (1.5 rems)
Piel	500 mSv (50 rems)	50 mSv (5 rems)
Extremidades	500 mSv(50 rems)	50 mSv (5 rems)

1.5.1 DEFINICIONES

Como ya mencionamos anteriormente, al incidir la radiación en un material o tejido, interacciona con sus átomos y moléculas, atenuándose la radiación y produciéndose diversos efectos, que puede ser la acción deseada en algunos casos. Dichos efectos dependen no solo de la cantidad total de la radiación, sino también de su tipo, de la superficie que la recibe y del tiempo de irradiación. Los tejidos más sensibles son aquellos con una alta velocidad de reproducción de sus células. Podemos distinguir así la

¹ OLIVARES M.P; "Proteccion Radiologica"

actividad radiactiva de una sustancia, la radiación presente en el espacio, la radiación absorbida y el efecto resultante.

➤ **ACTIVIDAD:**

Se define como el número de desintegraciones que tiene lugar por unidad de tiempo en una masa de sustancia radiactiva. Su unidad es el Becquerel: $1 \text{ Bq} = 1 \text{ desintegración /s}$. La primera unidad empleada fue el curie: $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ desintegraciones por segundo}$.

➤ **EXPOSICIÓN:**

La unidad de exposición es el Culombio por kilogramo (C/kg.), y equivale a la cantidad o dosis de radiación que produce en un kilogramo de aire seco una cantidad de iones cuya carga total es de un culombio de cada signo. La unidad empleada anteriormente fue el roentgen (R), $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg}$.

➤ **DOSIS ABSORBIDA:**

Símbolo D, es la energía media comunicada por la radiación ionizante a la materia. La unidad de Dosis Absorbida es el Julio por Kilogramo, J/kg., el nombre especial es el Gray (Gy). La antigua unidad fue el rad: $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg}$.

➤ **DOSIS EQUIVALENTE:**

Símbolo H, cantidad utilizada para expresar el riesgo de los efectos perniciosos de la radiación ionizante en los órganos vivos, dado por el producto de $D \cdot Q \cdot N$, en el punto de interés dentro del tejido.

$$H = D \cdot Q \cdot N$$

D dosis absorbida

Q factor de calidad de la radiación

N es el producto de todos los demás factores que modifican el efecto de la radiación, y no están recogidos en Q. Varía entre 1 y 20.

El nombre especial para la unidad de dosis equivalente es el *Sievert*, Sv.

La anterior unidad fue el rem: $1 \text{ rem} = 10 \text{E-}2 \text{ J/kg}$.

1.5.2 DOSIS MÁXIMAS PERMISIBLES

La ICRP distingue dos tipos de efectos debido a las radiaciones ionizantes: los aleatorios y los no aleatorios. En los primeros, la probabilidad de tener un efecto se considera directamente proporcional a la dosis recibida, mientras que en los segundos es la gravedad del efecto la que depende de la magnitud de la dosis, existiendo un umbral que se considera seguro.

Los efectos aleatorios más considerados son la carcinogénesis y los hereditarios (modificación de cromosomas, mutación de genes,...), mientras que los no aleatorios están relacionados con tejidos específicos; glóbulos sanguíneos, piel, mucosas intestinales, cataratas en los ojos, etc. Los órganos críticos son: las gónadas, para efectos genéticos; la medula ósea

para la inducción de leucemia; la piel para el cáncer de piel; el cristalino, para las cataratas.

En las tablas 3 y 4 se puede observar que se han establecido unos límites de dosis equivalentes máximas permisibles en niveles para los que la probabilidad de tener un daño demostrable es muy remota. Para personas expuestas profesionalmente, el límite para evitar efectos no aleatorios es de 0,5 Sv/año para todos los tejidos, salvo el cristalino, donde es de 0,15 Sv/año. Para los efectos aleatorios, en una exposición que afecte a todo el cuerpo es de 0,02 Sv/año, y de $(N - 18) \cdot 0,02$ Sv la dosis acumulada, siendo N la edad en años.

Para los efectos aleatorios se establecen unos factores de ponderación específicos para cada tejido, de forma que el producto de la dosis equivalente recibida y dicho factor no supere el límite impuesto para todo el cuerpo. Van desde 0,25 para las gónadas hasta 0,03 para la tiroides. Para el público en general, los límites son un 10 % de los valores anteriores.

1.5.3 MEDIDAS DE PROTECCIÓN

La dosis total recibida es función de la intensidad de la fuente, el tiempo de exposición, la distancia y los blindajes. Estos últimos se basan en la atenuación que sufre una radiación al atravesar la materia. En el caso de los fotones X y gamma (γ) la atenuación de una radiación monoenergética es exponencial, y se debe a la desaparición de fotones que han

interaccionado por efecto fotoeléctrico, efecto Compton o producción de pares.

La protección se entiende hacia la radiación primaria y hacia las radiaciones secundarias (o parásitas, dispersas y de fugas), por ello se habla de barreras primarias y secundarias. En el cálculo del apantallamiento (espesor de la barrera), intervienen los siguientes factores:

1.- Factor de Carga, C:

Para equipos de rayos X de menos de 500 kV, se expresa en miliamperios minuto/semana, y se obtiene multiplicando la corriente del tubo (mA) por los minutos que esta funcionando durante la semana. Se estima multiplicando el número de pacientes tratados en una semana por la dosis por paciente a 1 m.

2.- Factor de utilización, U:

Fracción del tiempo de funcionamiento durante el que la radiación esta dirigida hacia la barrera considerada. Suele tomarse: 1 para el suelo, 0,25 para las paredes, y de 0,5 a 0,25 para el techo dependiendo del equipo.

3.- Factor de Ocupación, k:

Fracción del tiempo de funcionamiento, durante el cual el área de interés está ocupada por el individuo. Se suele tomar: 1 para las áreas con ocupación total (zonas de trabajo, puestos de control), 0,25 para zonas

con ocupación parcial (pasillos, ascensores, habitaciones de descanso), y de 0,125 a 0,062 para zonas ocupadas ocasionalmente (salas de espera, lavabos, escaleras, etc.).

4.- Distancia, d:

Distancia en metros, desde la fuente al punto a proteger. Tanto para la radiación primaria como para la secundaria se supone una atenuación según la inversa del cuadrado de la distancia.

Si la dosis permitida es D, y el factor de transmisión de la barrera primaria es T, se cumplirá:

$$D = \frac{C \times U \times k \times T}{d^2}$$

De esta expresión se puede deducir el valor necesario para el factor de transmisión, y a partir de este se puede obtener en tablas o ábacos, el espesor necesario para un material de una densidad determinada. En la Figura 1.37 se pueden observar los distintos valores de T para el caso del hormigón (densidad 2,35 g/cm³) y rayos X de diversas energías. La elección del material depende de factores económicos y arquitectónicos, cuando hay poco espacio se emplea plomo y acero, pero lo más conveniente es el uso de hormigón o ladrillo macizo, hoy en día está propagándose el uso de materiales sintéticos plomados como acrílicos y barreras de resinas.

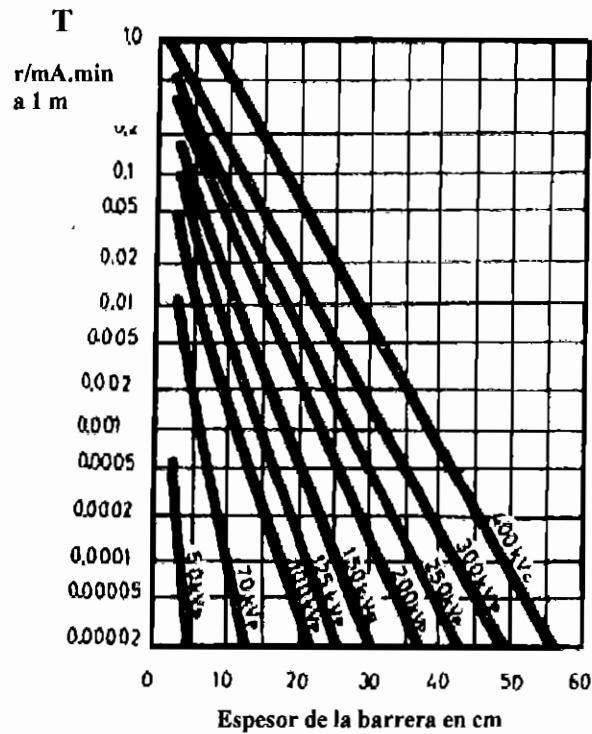


Figura 1.37 Valores del espesor de la barrera en hormigón para distintos valores del Coeficiente de Transmisión T y kilovoltaje,

La radiación que incide sobre el paciente es dispersada en todas las direcciones. La cantidad de radiación dispersa depende de la intensidad de la radiación incidente sobre el dispersor y de distintos factores tabulados, que permiten emplear expresiones similares para el cálculo de los espesores necesarios. Resultan ser muy inferiores a los de las barreras primarias.

En cuanto a la radiación de fuga, está limitada a un 0,1 % de la del haz primario: Para ello los equipos de rayos X para diagnóstico incorporan blindajes metálicos de varias piezas que deben ser revisados periódicamente para comprobar que no haya fugas excesivas a través de

grietas en las uniones entre metales. Para proteger al personal suele ser suficiente un blindaje de 1 a 3 mm de plomo, y un cristal emplomado para ver al paciente desde la cabina de control. Durante angiografía y fluoroscopia se debe emplear prendas de vestir, mandiles y chalecos, impregnadas con polvo o láminas de plomo.

Tabla 4. Límites de dosis en colindantes

Categoría de zona	Ejemplo de zona	Criterio de exposición de personas (P)	Factor de Ocupación (k)
Zona Controlada	Sala de rayos X	(1)	1
	Vestuarios Aseos Pasillos	2.5 C/kg (10 mR) por semana	0.1
Zona Bajo Vigilancia	Sala de espera	2.5 C/kg. (10 mR) por semana	1
	Sala de control Sala de trabajo	2.5 C/kg. (10 mR) por semana	1
Zona Pública con restricción de acceso	Sala de trabajo Sala de estar Laboratorio Hospitalización Terrenos de hospital	2.5 C/kg. (10mR) por semana	1 zonas interiores 0.3 zonas exteriores 0.1 altura mayor a 2 m
Zona Pública sin restricción de acceso	Salas de estar Vía pública	0.8 C/kg. (3 mR) por semana	1 zonas interiores 0.3 zonas exteriores

(1) La limitación de la dosis equivalente para las personas en zona controlada se obtiene por medidas de protección individuales y controladas por la persona responsable de la protección de la instalación de tal manera que la dosis equivalente para estas personas sea mantenida por debajo de la dosis equivalente admisible que le es aplicable.¹

¹ OLIVARES M. P; " Protección Radiologica";

1.5.4 EQUIPOS DE MEDIDA Y DOSIMETRÍA

En protección radiactiva hay que medir los niveles de radiación presentes en la instalación para verificar que los equipos estén bien distribuidos físicamente, correctamente calibrados y para evaluar la exposición a que esta sometido el paciente, personal del servicio, personal de la institución y público en general. Los niveles a medir son muy pequeños, por lo que los instrumentos deben ser muy sensibles. En el caso de los rayos X, se emplean cámaras de ionización, contadores Geiger, y dosímetros termoluminiscentes y de película fotográfica.

1.6 PARÁMETROS, DEFINICIONES Y CONCEPTOS

En esta sección se revisará y recordarán algunos criterios y definiciones que son de mucha utilidad para el técnico especialista en mantenimiento de generadores de rayos X, al momento de implementar los programas de mantenimiento y control de calidad de los mismos. Estos criterios y parámetros ayudaran a evaluar el trabajo realizado, el comportamiento de los equipos, dando una idea clara de que se encuentran dentro de los límites permisibles y recomendaciones tanto de los fabricantes como de los organismos de control.

1.6.1 PRESICIÓN Y EXACTITUD

En lenguaje corriente se acostumbra a utilizar las expresiones precisión y exactitud como sinónimos y pensamos en ellas como tal. Hasta en los

medios científicos hay cierta confusión en la utilización de estas dos nociones.

“Precisión se refiere al proceso de medición en sí, a su mecanismo, a la interacción del binomio operador – equipo. La precisión se expresa usualmente en porcentajes que corresponden a la desviación estándar del valor medio. La exactitud de una medición (accuracy) se expresa por la concordancia del resultado de la medición con el valor de un patrón conocido que se mide”¹.

Una medición puede ser muy precisa, es decir presentar una desviación estándar muy pequeña, pero no necesariamente debe ser igual de exacta.

1.6.2 REPRODUCTIBILIDAD Y LINEALIDAD

- **Reproductibilidad:**

El coeficiente de variación estimado de una serie de exposiciones no debe ser mayor a 0.05, de acuerdo a la siguiente ecuación;

$$C = \frac{1}{\bar{X}} \left[\sum_{i=1}^n \frac{(X_i - \bar{X})^2}{n-1} \right]^{\frac{1}{2}} \leq 0,05$$

Donde X_i = lectura individual

\bar{X} = lectura promedio

n = número de exposiciones = 10

¹ SCHUSTER M; “Estado Actual...”

- **Linealidad:**

La diferencia de los promedios de exposiciones para la indicación de mAs obtenida a cualquiera dos selecciones consecutivas de corriente (mA), no debe diferir en más de 0.10 veces su suma, o;

$$\left(\frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\bar{X}_1 + \bar{X}_2} \right) \leq 0,1$$

Donde \bar{X}_1 = promedio de las mediciones, primera serie

\bar{X}_2 = promedio de las mediciones, segunda serie.

1.6.3 CALIDAD DE LA RADIACIÓN

Característica de la radiación ionizante determinada por la distribución espectral de una cantidad de radiación en relación con la energía de radiación. Para diversas finalidades referentes a la Radiación X, aproximaciones prácticas de CALIDAD DE LA RADIACIÓN son indicadas en varios términos como:

- Alta tensión (kilovoltaje) con PORCENTAJE DE RIZADO y FILTRACIÓN TOTAL
- Valor de la primera CAPA HEMIRREDUCTORA para una especificada alta tensión con su correspondiente porcentaje de rizado.
- Valor de la primera CAPA HEMIRREDUCTORA y FILTRACION TÓTAL

- Valor de la primera CAPA HEMIRREDUCTORA y el cociente del valor de la primera capa hemirreductora por el de la segunda capa hemirreductora.
- ENERGÍA EQUIVALENTE

Capa Hemirreductora:

Espesor de un material específico que atenúa en condiciones de haz estrecho de radiación X o de radiación Gamma con una particular energía de radiación o con un espectro particular, hasta un grado tal que la *TASA o INTENSIDAD DE KERMA*, la *TASA o INTENSIDAD DE EXPOSICIÓN* o la *TASA o INTENSIDAD DE DOSIS ABSORBIDA*, se reducen a la mitad del valor que se ha medido sin intercalar el material.

En otras palabras, el valor de la capa hemirreductora en un campo de rayos X es el espesor del material absorbente necesario para reducir a la mitad la intensidad del campo respecto a su valor original.

Para cada kilovoltaje o energía de la radiación tendremos un valor de la capa hemirreductora (CHR), la cual se expresa en submúltiplos del metro unidos con el material que corresponde.

3 o 5 mm Al.

1.6.4 KILOVOLTAJE, MILIAMPERAJE Y TIEMPO

Se los puede considerar como parámetros internos o de funcionamiento de un generador de rayos X, constituyen los llamados factores de carga del tubo de rayos X, ya que influyen con su valor la carga del mismo. La

combinación de estos tres factores determina las características básicas de la exposición a la radiación del paciente y el receptor de imagen.

Individualmente se debe recordar:

- **Kilovoltaje:**

Es la diferencia de potencial que se aplica al tubo de rayos X, entre ánodo y cátodo. Usualmente se expresa por su valor pico en kilovoltios (kVp).

Es un factor comúnmente utilizado para especificar la capacidad del generador, rango de trabajo del tubo y técnicas de exposición. En la práctica o el significado práctico, expresa la calidad de la radiación.

- **Miliamperaje:**

Es el valor de la corriente en el tubo de rayos X, o corriente del haz de electrones incidente sobre el blanco o ánodo. Usualmente esta corriente se expresa por su valor medio en miliamperios, mA.

- **Tiempo de exposición:**

Tiempo determinado de acuerdo con un método específico, durante el cual se aplica la potencia de entrada al tubo de rayos X. Es el tiempo de duración de la exposición y generalmente se lo expresa en fracciones o décimas de segundo.

- **Producto corriente - tiempo (mAs):**

Es un factor comúnmente utilizado, y expresa la carga del tubo de rayos X, debida al producto de la corriente que circula por este (mA) en miliamperios por la duración de la carga en segundos (s), resultando los llamados, mAs o *miliampersegundo*.

Un significado práctico, es el relacionado con la densidad de la radiografía, para un mismo mAs, se puede producir una densidad radiográfica igual con varias combinaciones de mA y tiempo, siempre y cuando el producto mA * t permanezca constante.

1.6.5 RADIACIÓN

“Propagación de energía emitida, a través del espacio o a través de un medio material, en forma de ondas o en forma de energía cinética de partículas.

- **Radiación primaria:**

Radiación ionizante emitida directamente por el ánodo o por una fuente radiactiva.

- **Radiación difusa:**

Radiación ionizante emitida por interacción de la radiación ionizante con la materia, estando la interacción acompañada por una reducción de la energía de radiación y/o por un cambio en la dirección de la radiación.

- **Radiación de fuga:**

Radiación ionizante que ha pasado a través de un blindaje de protección de una fuente de radiación, así como también aquella de algunos tipos de generadores de rayos X, que ha pasado por la ventana de radiación, antes y después de la carga, por ejemplo, el caso de un tubo de rayos X con rejilla de control.

- **Radiación residual:**

En radiología médica, aquella parte del haz de radiación que queda después de haber pasado el plano de la superficie receptora de imagen y de cualquier dispositivo importante de medición,...

- **Radiación dispersa:**

Para las radiaciones ionizantes, toda radiación excepto la especificada por el haz de radiación considerado, pero incluyendo su radiación residual.

- **Densidad:**

Se refiere específicamente al ennegrecimiento de la placa radiográfica, es la relación logarítmica entre la intensidad de la radiación incidente con la intensidad de la radiación transmitida”¹ Matemáticamente se tiene:

¹ UNE 20.666; “Instituto Español de Normalización”;

$$D = \log \frac{I_1}{I_2}$$

Donde I_1 = intensidad incidente

I_2 = intensidad transmitida

Valores típicos son:

Negro 3 a 4

Claro 0.2

1.6.6 HAZ DE RADIACIÓN Y HAZ LUMINOSO

- **“Haz de radiación:**

En radiología, región del espacio limitada por un ángulo sólido que contiene un flujo de RADIACIÓN IONIZANTE originada en la fuente de radiación, que se considera puntual.

La radiación de fuga y la radiación difusa no son consideradas componentes del haz de radiación.

- **Haz luminoso:**

En los equipos que emiten *RADIACIONES IONIZANTES*, área iluminada por la luz, simulando así el *CAMPO DE RADIACIÓN*, en que la iluminación excede un nivel específico o especificado.

- **Eje del haz de radiación:**

Para un haz de radiación simétrico, línea a través del centro de la *FUENTE DE RADIACIÓN* y el centro de los bordes efectivos del dispositivo *LIMITADOR DEL HAZ*.

Usualmente, el *EJE DEL HAZ DE RADIACIÓN* coincide, dentro de las tolerancias establecidas, con el eje de referencia de la *FUENTE DE RADIACIÓN*¹.

1.6.7 DISTANCIA FOCO - PELÍCULA

Distancia desde el plano de referencia de un *FOCO* al punto en que los ejes de referencia cortan con el *PLANO RECEPTOR DE IMAGEN*.

¹ UNE 20.666; “Instituto Español de Normalización”;

CAPITULO 2

APLICACIONES EN EQUIPOS DE IMAGENOLÓGÍA

2.1 ANTECEDENTES

Se ha considerado tratar este tema como un capítulo aparte, debido a la extensión del mismo, particularmente se considerará la aplicación de los generadores de rayos X en las más importantes técnicas para la obtención de imágenes para el diagnóstico médico, haciendo énfasis en lo concerniente a la configuración y estructura de los sistemas y dejando para un tratado futuro lo concerniente a los algoritmos y métodos de procesamiento y reconstrucción de imágenes digitales. Estos solamente se los mencionará a manera de referencia.

Adicionalmente, se presentarán diagramas de bloques de configuraciones típicas, tratando de reunir lo más significativo de cada aplicación, así como también un resumen de sus principales características. Antes de entrar en el tema sin embargo es necesario revisar los métodos de adquisición y visualización de la imagen.

2.2 TRANSDUCCIÓN DEL HAZ RESULTANTE

El producto de toda exploración mediante rayos X es la imagen que se desea obtener de una parte o sección del cuerpo, sobre este producto es lo que se debe aplicar todos los criterios de calidad para lograr una visualización óptima. Dependiendo de la aplicación existe una variedad de métodos de visualizar estos resultados, entre las más comunes se tiene:

2.2.1 TRANSDUCCION ANALÓGICA

Las utilizadas en la actualidad son las siguientes:

♦ ***La pantalla Fluoroscópica:***

Existen sustancias, como el sulfuro de zinc, que al ser irradiadas por rayos X emiten luz visible. Se basa en la constitución atómica de estas sustancias cuya diferencia de niveles energéticos corresponden a la energía de la luz visible. La luminosidad es proporcional a la exposición de los rayos X incidentes y la imagen luminosa es una fiel replica y sin inercia del haz resultante. La pantalla Fluoroscópica esta constituida por una fina capa de cristales de sulfuro de zinc y, por el lado del observador, esta recubierta por una lamina de vidrio plomado destinado a absorber los rayos X que no han interaccionado y a su vez permitir la visualización luminosa. Este método casi se encuentra en desuso, por exceso de irradiación que representa para el operador.

◆ **La Película Radiográfica:**

La emulsión radiográfica depositada en la película o acetato es sensible a los rayos X y, después del revelado, el ennegrecimiento es tanto más intenso cuanto mayor es la cantidad de radiación recibida. El resultado es una imagen en negativo y la sustancia más radiotransparente aparecerá en negro. La película radiográfica en si, es relativamente poco sensible a la acción directa de los rayos X, por lo que serían necesarios tiempos de exposición demasiados largos para lograr una buena impresión. Para disminuir estos tiempos de exposición, que implican a su vez mayor irradiación al paciente, se utilizan pantallas reforzadoras de imagen, que no son mas que pantallas fluorescentes, por ejemplo de tungstanato de calcio, a ambos lados de la película. Con esto la impresión de la placa se ve reforzada por la acción de la luz emitida por estas pantallas.

◆ **Circuito Cerrado de Televisión:**

Consiste en un dispositivo, denominado intensificador de imagen, que transforma la radiación X que ha atravesado al paciente en una imagen lumínica. Esta imagen lumínica, mediante un sistema óptico adecuado, es visualizada por una cámara de televisión la cual envía una señal eléctrica analógica al barrer la imagen. Esta señal es procesada y presentada en un monitor de televisión. Un sistema óptico y electrónico permite, a su vez, realizar ampliaciones, congelamiento, rotación e inversión de la imagen.

2.2.2 Conversión Digital del Haz Resultante

Si bien aún se mantiene la presentación analógica como el medio más común en la esfera médica, la tendencia actual está dirigida hacia el tratamiento digital de la imagen radiológica. El término procesado digital de señales se refiere precisamente a la obtención de información (imagen) a partir de valores muestreados de las señales analógicas. Estas son convertidas en una colección de valores discretos los cuales son sometidos a manipulación algebraica, por medio de un computador, mediante algoritmos que permiten la caracterización de las propias señales o de su interrelación.

En una primera etapa del proceso, los transductores proporcionan las señales cuya información será extraída posteriormente mediante la etapa del procesamiento de datos, y presentados en forma visual en un monitor de televisión. Por lo tanto es importante conocer el tipo de transductor utilizado en el proceso, existen tres tipos de transductores comúnmente utilizados:

♦ **Transductores Llenos de Gas:**

Son los más utilizados dentro de la obtención de imágenes por absorción de rayos X, su principio de funcionamiento se basa en la ionización que produce la radiación X al pasar por un gas inerte como el *argón, xenón o criptón*.

En la Figura 2.1 se ilustra en forma esquemática un detector de gas típico. La radiación penetra en la cámara a través de una ventana radiotransparente de mica, berilio, aluminio o Mylar. "Cada fotón de

radiación X interactúa con un átomo de argón, causando la pérdida de uno de sus electrones externos. Este fotoelectrón tiene una gran energía cinética, igual a la diferencia entre la energía del fotón de rayos X y la energía de unión del electrón en el átomo de argón. El fotoelectrón pierde su exceso de energía cinética ionizando varios cientos de otros átomos del gas. Si se aplica un potencial eléctrico bajo cuya influencia los electrones móviles migran hacia el ánodo, mientras que los cationes más lentos son atraídos hacia el cátodo, formado por el cilindro metálico¹, produciendo de esta manera una señal eléctrica.

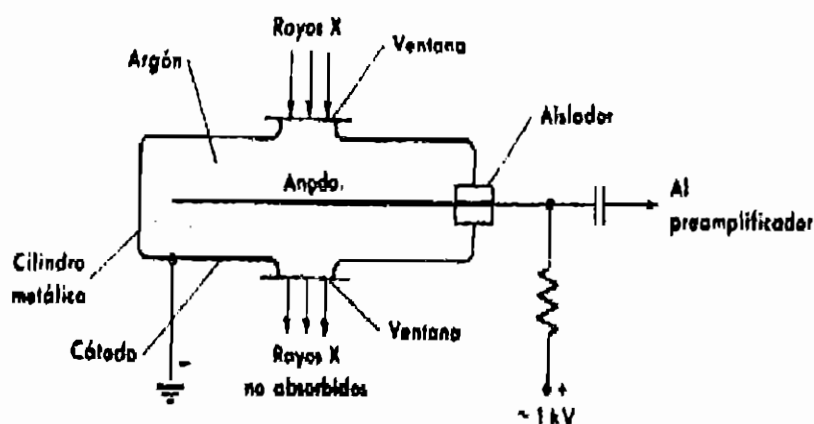


Figura 2.1 Representación esquemática de un detector de gas.

En la Figura 2.2 se muestra el efecto de la aplicación de un potencial sobre el número de electrones que alcanzan el ánodo, por cada fotón de rayos X que entra. Se indican varias regiones características, que

¹ SKOOG D.; "Análisis Instrumental"; cap 15; pp 447

definen la clasificación de estos detectores, así, se tiene, las cámaras de ionización, contadores proporcionales y tubos de Geiger.

♦ **Contadores de Centelleo:**

La luminiscencia que se produce cuando incide una radiación sobre una sustancia fosforescente es uno de los métodos más antiguos para detectar la radiactividad de los rayos X, pero también es uno de los métodos más modernos. “ El detector de centelleo moderno más usado consiste en un cristal transparente de yoduro de sodio que ha sido activado mediante la introducción de aproximadamente 1 % de Talio. Una de sus superficies planas se encuentra orientada hacia el cátodo de un tubo fotomultiplicador. Cuando la radiación incidente atraviesa el cristal, pierde energía hacia el centellador; esta energía se libera posteriormente bajo la forma de fotones de radiación fluorescente. Se producen varios miles de fotones con una longitud de onda de aproximadamente 400 nm, por cada fotón primario en un período de aproximadamente 0.25 μ s (el tiempo de desintegración)”¹

Los destellos de luz que se producen en el cristal de centelleo se transmiten al fotocátodo del tubo fotomultiplicador y son convertidos a su vez en pulsos eléctricos que se pueden amplificar y contar. Una característica importante de los aparatos de centelleo es que el número de fotones que se produce en cada destello es aproximadamente proporcional a la energía de la radiación incidente.

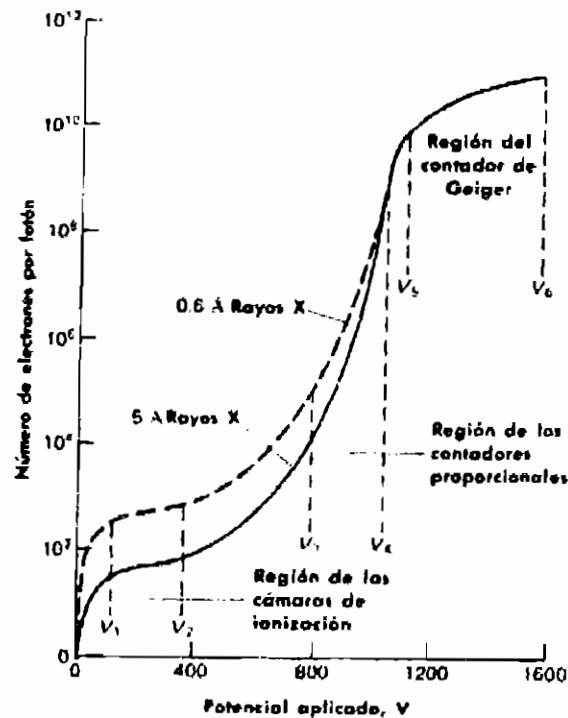


Figura 2.2 Variación del número de electrones con el potencial aplicado

◆ Detectores Semiconductores:

Son los más recientemente desarrollados y cada vez adquieren más importancia, se los identifica como *detectores de silicio o germanio enriquecidos con litio*.

En la Figura 2.3 se ilustra un tipo de estos detectores, el cual está constituido por una pastilla de silicio cristalino. Existen tres capas en el cristal, una capa semiconductor de *tipo p* que recibe la radiación X, una zona central *intrínseca*, y una capa de *tipo n*. La cara externa de la capa

¹ SKOOG D; "Análisis Instrumental"; cap 15; pp 447

tipo p esta recubierta con una fina película de oro, que constituye el contacto eléctrico. También suele estar cubierta con una delgada ventana de berilio que es transparente a los rayos X. La señal de salida se toma de una capa de aluminio que cubre el silicio de tipo n y se envía a un preamplificador cuyo factor de amplificación es de aproximadamente 10. Este preamplificador es por lo general un transistor de efecto de campo que forma parte integral del detector.

Tanto el detector como el amplificador deben mantenerse a la temperatura del nitrógeno líquido (-196°C) para disminuir el ruido eléctrico a niveles aceptables. Además, el rendimiento del detector se degrada considerablemente si se le permite alcanzar la temperatura ambiente, debido a la tendencia del litio a difundirse rápidamente en el silicio.

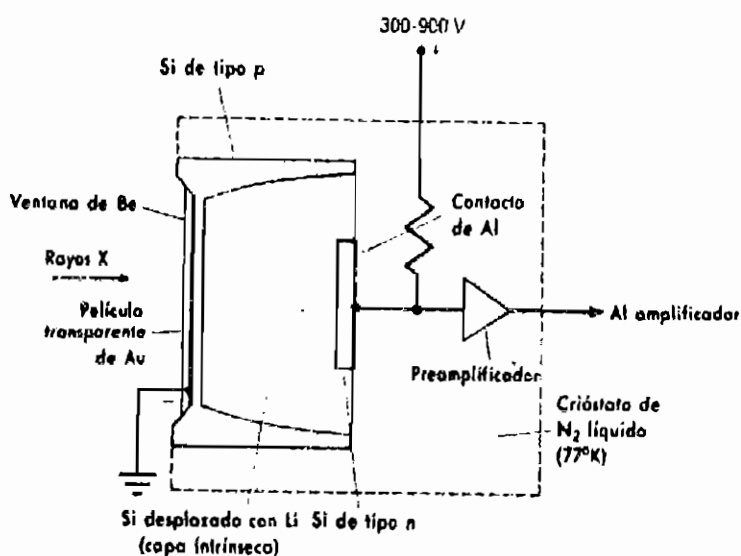


Figura 2.3 Sección transversal de un detector de Silicio

2.3 EQUIPOS DE RAYOS X CONVENCIONALES PARA R/F

La radiología convencional cubre principalmente todo lo concerniente a estudios de huesos de todo el cuerpo sean grandes o pequeños y de los grandes órganos, como pulmones, órganos abdominales y del bajo vientre en algunos de los casos ayudados por algún medio de contraste.

Se ha desarrollado una amplia variedad de equipos pequeños, medianos y de gran potencia para cubrir estas necesidades incluyendo equipos móviles y portátiles de acuerdo a las exigencias de carga de los tubos emisores de rayos X.

Los equipos o sistemas que a continuación se describirán son en general generadores de rayos X que concuerdan con la descripción realizada en el capítulo precedente, unidos o interconectados a periféricos, denominados puestos de trabajo, que permiten realizar un estudio específico de manera óptima de acuerdo a las necesidades y exigencias. Así, se puede hacer la siguiente clasificación:

- Equipos móviles para cirugía, ortopedia y traumatología
- Equipos para radiografía Pulmonar o de Tórax
- Equipos para exámenes del esqueleto y abdominal
- Equipos para Gran Diagnóstico, radiología y fluoroscopia combinadas
- Equipos para Tomografía Lineal

Pero antes de entrar a describir cada uno de estos sistemas, es necesario conocer el funcionamiento y aplicación de las denominadas rejillas

antidifusoras o rejillas bucky, ya que en muchas aplicaciones su uso es imprescindible, como también los dispositivos de intensificación de imagen (I.I.).

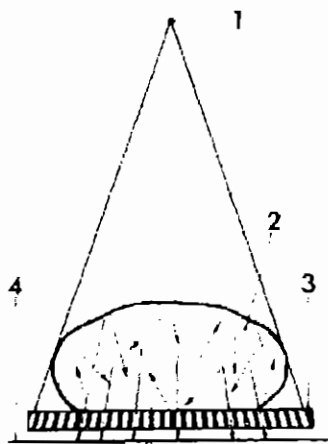
2.3.1 REJILLAS ANTIDIFUSORAS (Rejillas Buckys)

La radiación difusa es una de las principales causas del decremento o disminución de la calidad radiográfica (contraste), razón por lo cual es necesario eliminar este efecto. Con el uso de las rejillas o grillas antidifusoras, Figura 2.4, se ha conseguido evitar este inconveniente, ya que estas grillas están constituidas por un conjunto de láminas de un material radiopaco dispuestas en forma longitudinal intercaladas con un material radiotransparente, que permiten, por una parte, eliminar o absorber la radiación difusa que es de baja energía, y por otra, permiten el paso de la radiación principal o haz primario. En la Figura 2.4a se ilustra el principio de funcionamiento de estas grillas.

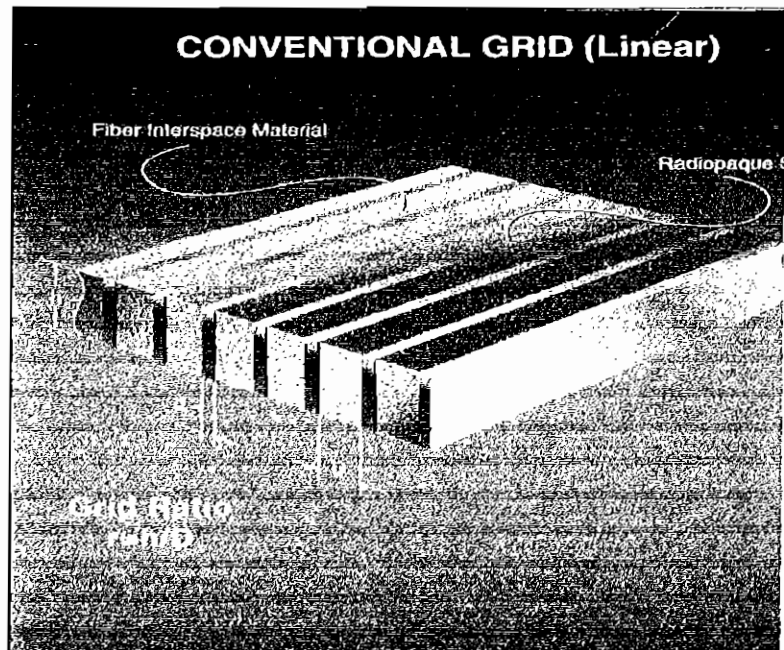
Claro está, que a la vez que absorben la radiación difusa también absorben parte de la radiación primaria, tanto las líneas de material radiopaco como el material interespacio ya que no es totalmente transparente a la radiación. Esto provoca un aumento del kV utilizado cuando se hace uso de estos dispositivos.

El material radiopaco generalmente es plomo de 0.05 mm de espesor y el material del interespacio puede ser aluminio, fibra de celulosa o fibra sintética de 0.2 a 0.5 mm de espesor, este material sirve de sustentación a

las láminas metálicas. Todo el conjunto tiene una altura de 2 a 4 mm y un largo de 30 a 40 cm.



(a)



(b)

Figura 2.4 a) Principio de funcionamiento de una grilla antidifusora.

1- Fuente, 2 – Objeto, 3 – Grilla, 4 – Película.

b) Representación de la estructura de una grilla y sus principales parámetros.

Parámetros que identifican a una Grilla:

- **Relación o razón (r):**

Se define como la razón entre la altura de las láminas (h) y el espesor del material radiotransparente (D). Cuando más elevada es esta relación se tiene también un mayor efecto de eliminación de la radiación difusa

(Figura 2.5). Por ejemplo, si la altura de las tiras es de 2mm y el interespacio es de 0.2 la relación r es de 10.

- **Distancia focal:**

Es la distancia entre la grilla y el punto de convergencia de la orientación de las láminas que en la práctica debe coincidir con el foco de radiación. Esta distancia no es crítica con relaciones bajas o medias pero sí con relaciones altas.

- **Indicación del lado que debe ir hacia el tubo:**

Si la grilla es invertida atenuará todo el haz primario salvo la parte central.

- **Indicación de la dirección de la malla:**

Es fundamental que la grilla esté dispuesta exactamente perpendicular al rayo central, y en el sentido longitudinal del cuerpo del paciente y de la mesa de trabajo.

- **Número de láminas por centímetro:**

Indica cuantas láminas de plomo por unidad de longitud tiene la grilla, valores típicos son 50, 70, 100 líneas/cm, aunque también se fabrican de 20, 28 y 40 líneas/cm. Cuanto más elevado es el número de líneas

por unidad de longitud (puede expresarse también en líneas/pulgada), menor será la aparición del rayado sobre la placa radiográfica.

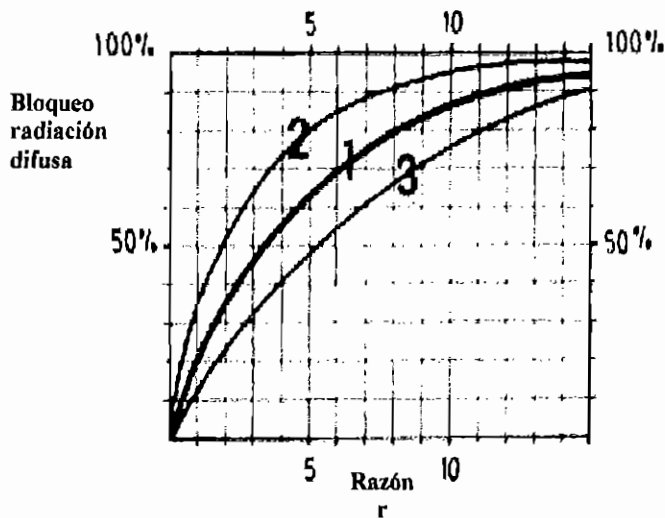


Figura 2.5 Eliminación porcentual de la radiación difusa en función de r.
1 Rayo normal (60 – 80 kV), 2 rayo blando, 3 rayo duro

Para evitar el apareamiento del rayado se ha introducido un mecanismo que mueve de manera oscilante o desplaza a la grilla durante la exposición. Este mecanismo se llama Potter Bucky o simplemente Bucky, el cual va sincronizado con el disparo para iniciar el movimiento exactamente al inicio de la exposición.

2.3.2 INTENSIFICADORES DE IMAGEN O DE BRILLO

En virtud de que la imagen formada sobre pantallas en base de sulfuro de zinc (imagen fluoroscópica) presenta una baja luminosidad que depende de la intensidad de la radiación y producen una alta dosis de irradiación para el

paciente y operador, se desarrollaron los *Tubos Intensificadores de Imagen* que acoplados a un sistema de TV producen una ganancia de la intensidad luminosa en un factor de 3.000 a 10.000.

En la Figura 2.6 se ilustra los componentes básicos de un tubo Intensificador de Imagen tipo, el principio de funcionamiento es el siguiente:

La imagen del objeto se forma sobre la pantalla primaria (a) fabricada en base de sulfuro de zinc y cadmio o yoduro de cesio. La luz emitida excita el fotocátodo (b) de constitución igual a la de un tubo fotoeléctrico, constituido por arseniuro de galio, generando una corriente de 200 a 1.000 microamperios por lumen. Los electrones emitidos desde el fotocátodo son acelerados hacia el ánodo, por el voltaje aplicado entre cátodo y ánodo, y chocan con la pantalla secundaria (c) formando de esta manera sobre esta una imagen de elevado brillo.

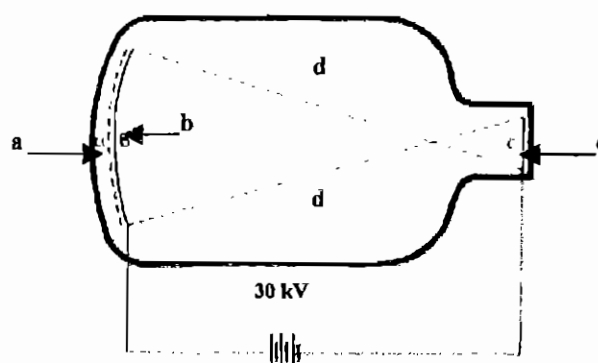


Figura 2.6 Representación de un tubo Intensificador de Imagen y su principio de funcionamiento.

La intensificación se obtiene gracias a la aceleración eléctrica de los electrones (20 – 30 kV) y a la alta reducción del campo de visualización.

Los intensificadores de imagen de este tipo son muy utilizados teniendo un diámetro de entrada de 23 cm (9 pulgadas) y 15 cm (6 pulgadas) y un diámetro de salida de 2.0 y 1.5 cm, estos dispositivos van acoplados a una cadena de TV a través de tubos Vidicon, Orticon o Isocon. Estos tubos transforman la señal luminosa o imagen en una señal eléctrica para su procesamiento, ó, actualmente, directamente a una cámara de TV.

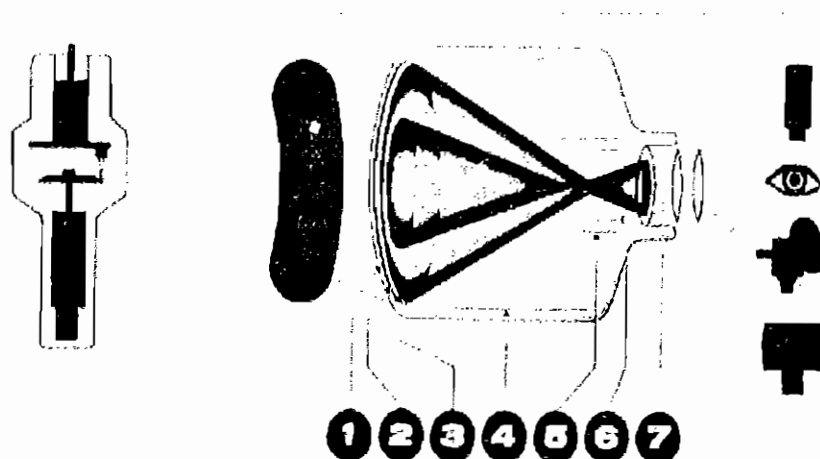


Figura 2.7 Ilustración de un intensificador de imagen con zoom electrónico (aumento x 2).

- 1) Ampolla de vidrio al vacío
- 2) Pantalla fluorescente de entrada
- 3) Fotocatodo
- 4) Electrodo de focalización
- 5) Segundo ánodo (zoom)
- 6) Primer ánodo
- 7) Pantalla secundaria de formación de la imagen

2.3.3 EQUIPOS MÓVILES PARA CIRUGÍA, ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA.

Por lo general son equipos móviles de baja y mediana potencia que utilizan generadores de alta tensión – radiación tipo monobloque con tubos de ánodo fijo, excepto cuando se requiere obtener potencias de salida altas, entonces se requiere el uso de tubos de ánodo rotativo y en los equipos de descarga por condensador los tubos controlados por grilla.

Su configuración es simple, la consola de control y comando va montada sobre una base móvil, una columna sirve como soporte y permite el desplazamiento vertical del tubo emisor de rayos X. El soporte del tubo le permite rotar y angular para realizar las diferentes tomas radiográficas.

- **Equipos para Cirugía:**

En general puede ser utilizado cualquier equipo móvil que permita posicionar al equipo en la mesa de cirugía, en la Figura 2.8 se ilustra un equipo de estas características.

Pero en la actualidad los más difundidos y utilizados son los llamados *Equipos Arco - C*, que permiten trabajar o realizar tomas tanto radiográficas, sobre film, como fluoroscópicas. Estos son generadores móviles tipo monobloque, en los cuales el tubo emisor de rayos X va acoplado a un sistema de intensificación de imagen mediante un brazo mecánico en forma de C, para lograr un centrado perfecto entre emisor y receptor de radiación.

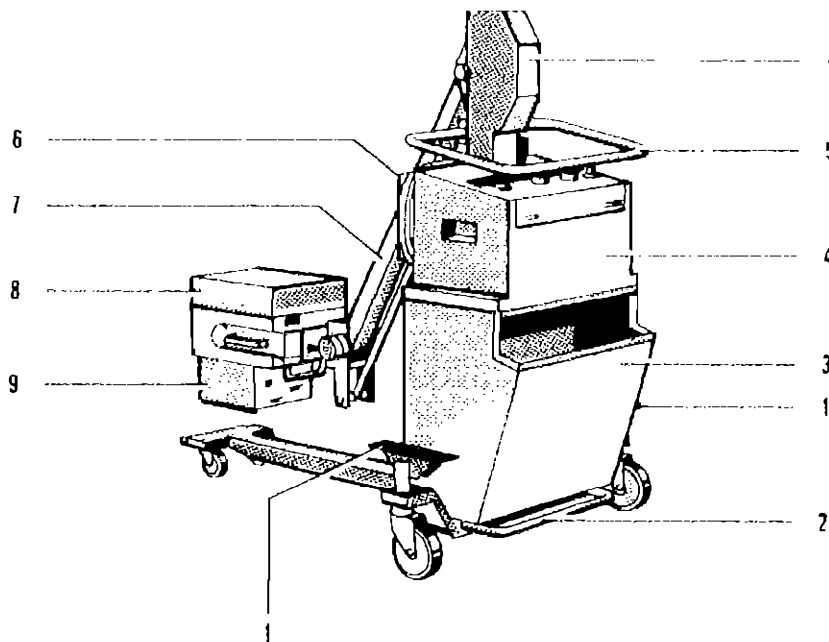
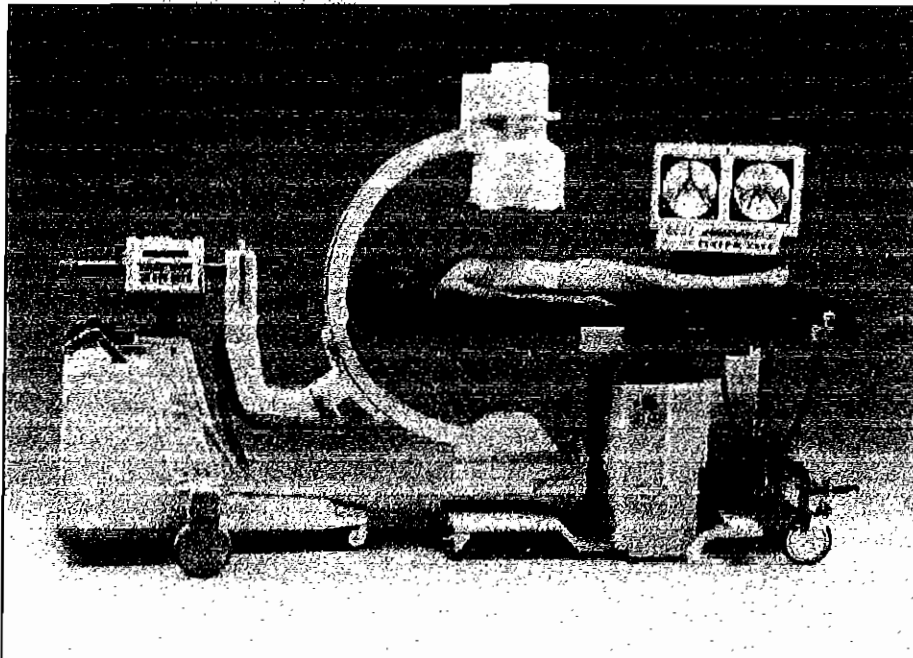


Figura 2.8 Equipo de radiodiagnóstico móvil, para uso en cirugía, ortopedia y pisos en general (SIEMENS, POLIMOBIL II)

- 1 Freno de pie
- 2 Estribo
- 3 Compartimento para el chasis
- 4 Consola de comando
- 5 Empuñadura de maniobra
- 6 Cable conexión a la red
- 7 Brazo articulado
- 8 Generador monobloque
- 9 Colimador de doble cortina

La imagen normalmente es visualizada en uno o dos monitores que permiten manipular la imagen a voluntad del operador, se puede congelar la última toma, rotar, invertir el sentido, etc. El brazo en C tiene cinco movimientos, algunos motorizados y telecomandados que le permiten obtener cualquier posición espacial.



Series 9600, 12" I.I. and Beta 4-way float portable table.

Figura 2.9 Equipo de Radiodiagnóstico, Arco en C (OEC, Series 9600).

En la Figura 2.9 se ilustra un equipo de este tipo cuyas características generales se puede resumir en las siguientes:

- Generador

Tipo	Autorectificado, un pulso
Rango de kV	45 a 110 kV
Rango de corriente	50 mA radiografía 1 a 4 mA fluoroscopia
Tiempo de exposición	1/60 a 4 segundos para radiografía 0 – 5min. Para fluoroscopia

- Tubo de rayos X

Tamaño del foco	Ánodo fijo de doble foco o filamento 0.6/1.8 mm.
-----------------	---

- Sistema de I.I	6 pulgadas con tubo Vidicon
Monitor	525 líneas
	Pantalla de 51 cm con rotación e inversión de imagen motorizada
- Brazo en C	
Ajuste de Altura	50 cm motorizado
Movimiento horizontal	20 cm
Rotación	205° en ambas direcciones
Movimiento orbital	115°
Distancia Tubo – I I	70 cm

- **Equipos de Descarga por Condensador**

Son igualmente equipos móviles para uso principalmente en aplicaciones de ortopedia y traumatología, que utilizan tubos de ánodo giratorio controlados por grilla de mediana potencia. Su aplicación es prácticamente en todo lo relacionado a tomas de huesos y miembros pequeños. Por su principio de funcionamiento, en razón de que la energía requerida para su operación es mínima, estos equipos son destinados a operar en zonas o lugares donde no exista una red eléctrica óptima que permita alimentar grandes potencias.

El principio de funcionamiento para este tipo de generadores es ilustrado en la Figura 2.10 en esta se puede observar que cuando el switch S es mantenido abierto los capacitores C son cargados al alto voltaje necesario para realizar la toma radiográfica. En este estado inicial no

hay emisión de rayos X debido a la presencia del voltaje E_g en la grilla de control que mantiene en estado de corte la corriente del tubo. Este estado se representa entre 0 – T1 en la Figura 2.11. Una vez que el switch S es cerrado el voltaje de la grilla se pone a la referencia del cátodo, el tubo de rayos X comienza la conducción y la carga del condensador (C) es descargada a través del tubo produciéndose de esta manera la emisión de rayos X.

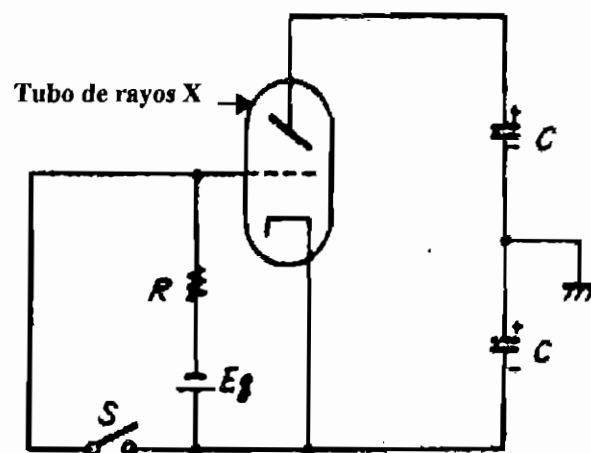


Figura 2.10 Principio de funcionamiento de un equipo de descarga por condensador.

El tiempo que dura la exposición deberá ser tal que la conducción se interrumpa antes de que se produzca radiación innecesaria para la toma, reduzca al mínimo posible la dosis recibida por el paciente, reduzca la carga del tubo y disminuya el tiempo de carga de los

capacitores en la siguiente exposición, un circuito especial es utilizado con este propósito. Durante el proceso de descarga, cuando el voltaje del tubo de rayos X llega a la mitad del voltaje inicial V_a , el switch (S) es automáticamente abierto y nuevamente la presencia del voltaje bias de la grilla interrumpe la exposición. Entonces el tiempo de exposición esta dado por el intervalo entre T_1 y T_2 , el voltaje V_b es llamado voltaje residual, el cual permite a los condensadores mantener un voltaje inicial para la siguiente fase de carga y así disminuir el tiempo de carga y optimizar la energía requerida para todo el proceso.

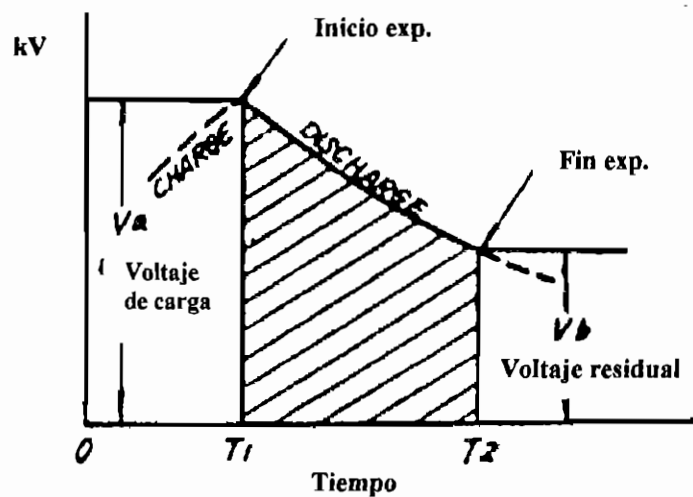


Figura 2.11 Curva de exposición y descarga.

El altovoltaje necesario para cargar los condensadores se lo obtiene de un generador de alta tensión convencional igual al descrito en el capítulo

anterior. Las características técnicas de un equipo típico con este sistema son;

- Generador

Tipo	Monofásico, dos pulsos
Rango de kV	40 – 100 kV
Capacitancia total	1.0 uF
Rango de mA	100 – 200 mA
Voltaje de grilla	- 2000 VDC

- Transformador de Alta tensión

Circuito de rectificación.	Onda completa, con rectificadores de selenio
Capacitores	Dos capacitores de 2 uF 50 kV DC

- Tubo de rayos X

Tipo	Ánodo giratorio con control de grilla
Punto focal	2.0 x 2.0 mm.
Coraza	Corriente de fuga menor a 100 miliroentgen en una hora
Filtración equivalente	0.9 mm Al. Mínima 2.5 mm Al. Filtración total incluyendo colimador

- Colimador

	Con ajuste luminoso del campo cubierto por el haz de radiación
Campo de irradiación	43 x 43 cm. A 100 cm desde el foco del tubo

Filtración 1.6 mm Al.

- Requerimientos de Potencia

Alimentación Una fase
90 a 140 V ac
2 - 3 kVA

2.3.4 EQUIPOS PARA RADIOGRAFÍA PULMONAR Y DE TÓRAX.

La mayoría de radiografías de tórax son realizadas para examinación de pulmones o de la cavidad torácica, generalmente usando técnicas duras de rayos X (Figura 2.12), típicamente con voltajes que exceden los 100 kV, con una distancia foco – película entre 1.5 a 2.0 m, pero con la utilización de muy bajos tiempos de exposición, en el rango de 10 a 50 ms, para evitar borrosidad en la imagen debidas al movimiento de órganos como el corazón y los vasos arteriales grandes.



Figura 2.12 Sistema para tomas radiográficas de Tórax y Pulmomar.

Durante el tiempo de exposición para un estudio de pulmones, el ánodo rota entre 1 y 6 revoluciones, por tanto, la carga del tubo debida al calentamiento estará en los límites máximos. Por otra parte en razón de la gran distancia el tamaño del foco y el ángulo del ánodo son parámetros no críticos, por lo que se puede decir que todo tubo de rayos X es apto para utilizarlo en exámenes de tórax, ya que los requerimientos son solamente concernientes con la capacidad de carga y el máximo voltaje de trabajo permitido.

De lo expuesto se puede decir que la configuración básica para realizar este tipo de estudios comprende; generador de mediana potencia con un

estativo bucky de pared cuyas características generales se listan a continuación:

- Generador

Tipo	Monofásico con rectificación de onda completa
Potencia	No inferior a 300 mA – 125 kV
Rango de kV	50 a 150 kV
Rango de mA	50 a 300 mA
Tiempo de exp.	Mínimo no superior a 10 ms.
	Compensación de red y protección contra sobrecargas

Distancia

Foco - película Variable, no menor a 150 cm.

- Estativo de Pared o Bucky Mural

Altura ajustable

Bucky	Con rejilla móvil de óptima difuminación
	Distancia focal no menor a 150 cm.
	103 líneas/pulgada
	Relación r = 10 : 1

- Tubo de rayos X

Tipo de Ánodo	Giratorio 3000 r.p.m., de Tungsteno y Molibdeno
Focos	Doble foco 1.0 / 2.0 mm
Potencia	No inferiores a 20 kW para foco fino 40 kW para foco grueso
Ángulo	8.5 ° son suficientes

- Alimentación Eléctrica

Una o dos fases A.C. 50 o 60 Hz.

220 a 240 voltios

35 kVa

- Impedancia de línea

menor o igual a 0.5 ohm

2.3.5 EQUIPOS PARA EXÁMENES ABDOMINALES Y DE ESQUELETO.

“En exámenes abdominales y de esqueleto, los dos parámetros la capacidad de carga del tubo y el tamaño del foco son importantes, y el compromiso entre ellos deberá ser tomado en cuenta. Por esta razón, tubos de rayos X de doble foco son particularmente comunes en este tipo de aplicación”.¹

Radiografías de esqueleto y abdominales requieren de un rendimiento adicional para obtener un mejor detalle producto de una radiación suave (baja energía). El rango de voltaje de trabajo del tubo deberá estar entre 50 y 85 kV, puesto que los valores más comúnmente utilizados están entre 60 y 75kV, siendo este rango necesario para obtener suficientes detalles y contraste en la radiografía. Valores de kilovoltaje más altos son exclusivamente utilizados para regiones con una alta atenuación de los rayos X, tales como proyecciones oblicuas del abdomen o proyecciones laterales de la espina y el cráneo. Kilovoltajes bajos, entre 40 y 60 kV, son utilizados para exámenes de extremidades y juntas.

La distancia foco – película comúnmente utilizada es de 100 cm para cubrir un formato de película de 43 cm de largo. A esta distancia la magnificación geométrica puede llegar a ser de 1.2 x o mayor, por lo tanto, el tamaño del foco es un factor limitante para este tipo de aplicaciones. Por otra parte, es importante determinar la capacidad de carga del tubo de acuerdo a los tiempos de exposición y si se puede reducir al mínimo el tamaño del foco. Debido a esta interrelación, tubos de doble foco (doble filamento) son utilizados también en esta aplicación.

El ángulo mínimo del ánodo para cubrir el formato de 43 cm a 100 cm de distancia es de 13°. Con el objeto de reducir al mínimo los tiempos de exposición y la superposición de imágenes debidas al movimiento, tubos de una alta capacidad de carga deben ser utilizados, ya que se requiere una carga de 50 o tal vez hasta 100 kW, por lo que existe una relación significativa entre la necesidad de tener un foco pequeño y una adecuada capacidad de carga del tubo.

La configuración básica (Figura 2.13) necesaria para este tipo de estudios esta conformada por un generador de mediana – alta potencia, una mesa con rejilla bucky para exploraciones en posición horizontal que puede ser fija o flotante de cuatro vías, esto es, permite el movimiento de la tabla en ambos ejes X e Y y sistema de colimación que puede ser manual o automático.

¹ PHILIPS Medical; “Medica Mundi”; vol 35

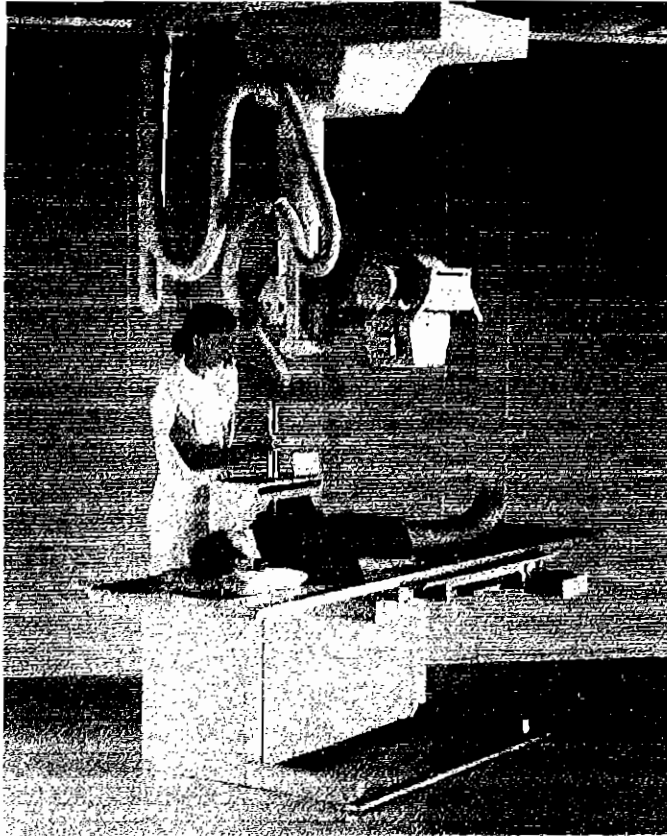


Figura 2.13 Sistema convencional de Radiodiagnóstico fijo (Philips).

Características típicas para este tipo de configuración son:

- Generador

Tipo	Monofásico o bifásico con rectificación de onda completa, dos pulsaciones
Potencia	650 mA a 135 kV 500 mA a 150 kV 60 kW según DIN 6822
Rango de kV	35 a 125 kV, regulación en pasos de 1 kV

Rango de mA	25 a 650 mA
Tiempo de exp.	10 ms a 5 s
	Compensación de red y protección contra sobrecargas

Distancia

Foco - película Variable, entre 50 a 150 cm máximo

- Mesa Flotante de Cuatro Vías con Rejilla Bucky

Altura	80 cm
Bucky	Con rejilla móvil de óptima difuminación
	Distancia focal no menor a 100 cm.
	103 líneas/pulgada
	Relación r = 12 : 1

- Tubo de rayos X

Tipo de Ánodo	Giratorio 3000 r.p.m., de Tungsteno y Molibdeno
Focos	Doble foco 1.0 / 2.0 mm
Potencia	30 kW para foco fino 50 kW para foco grueso
Ángulo	16 ° son suficientes
Tensión Nominal	125 kV
Capacidad térmica	
Ánodo	190.000 Julios (260.000 HU)
Capacidad térmica	
Coraza	1.800.000 Julios (2.400.000 HU)
Filtración inherente	2,5 mm Al

- Alimentación Eléctrica

Una o dos fases A.C. 50 o 60 Hz.

220 a 240 voltios

a 55 kW

- Impedancia de

línea

menor o igual a 0.5 ohm

2.3.6 EQUIPOS PARA RADIOGRAFÍA Y FLUOROSCOPIA.

“Instalaciones para combinar radiografía y fluoroscopia requieren de tubos de relativamente alta capacidad de carga, particularmente en instalaciones controladas a distancia (remota) donde se puede utilizar una gran distancia foco – película. El ángulo del ánodo es también un parámetro crítico, ya que la SID puede ser variable dentro de un amplio rango”.¹

Para un amplio rango de aplicaciones, incluyendo estudios contrastados y de angiografía periférica, se han desarrollado sistemas de diagnóstico universal, los cuales permiten combinar estudios de fluoroscopia en conjunción con exposiciones sobre película o radiografía. Estos sistemas están conformados básicamente por:

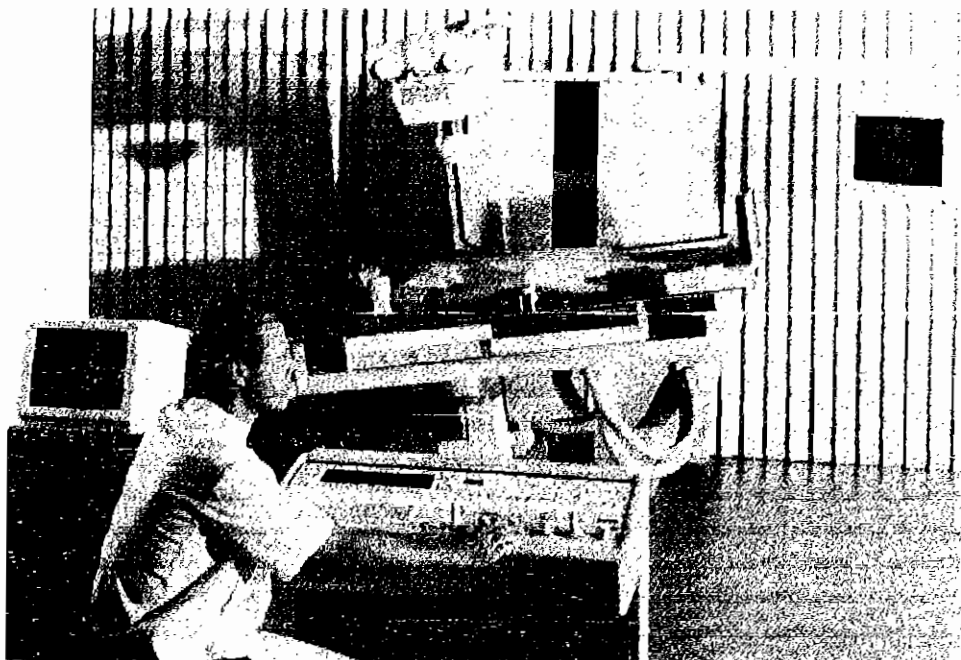
- . Generador de Alta Potencia, que permita manejar por lo menos dos puestos de trabajo.
- . Mesa basculante, que permite la angulación del paciente en +/- 90° ó 90°/15° con respecto a la horizontal.

¹ PHILIPS Medical; “Medi Mundi”; Vol 35;

. Seriadador, o dispositivo que permite realizar varias exposiciones sucesivas sobre una misma película, especialmente para estudios del aparato digestivo (spot film device).

. Sistema de intensificación de imagen y cadena de TV

En razón de que esta técnica se realiza a una distancia de unos 70 cm se requieren de pequeñas corrientes de fluoroscopia (2 - 4 mA), pero, ya que el sistema debe permitir realizar casi simultáneamente una secuencia sucesiva de exposiciones sobre film, características tales como la capacidad de carga del tubo y el ángulo del ánodo son muy importantes y se deben tomar en consideración. Para cubrir un formato de exposición de 35 x 35 cm a una distancia fuente – película de 70 cm se requiere un ángulo no menor a 15°.



(a)

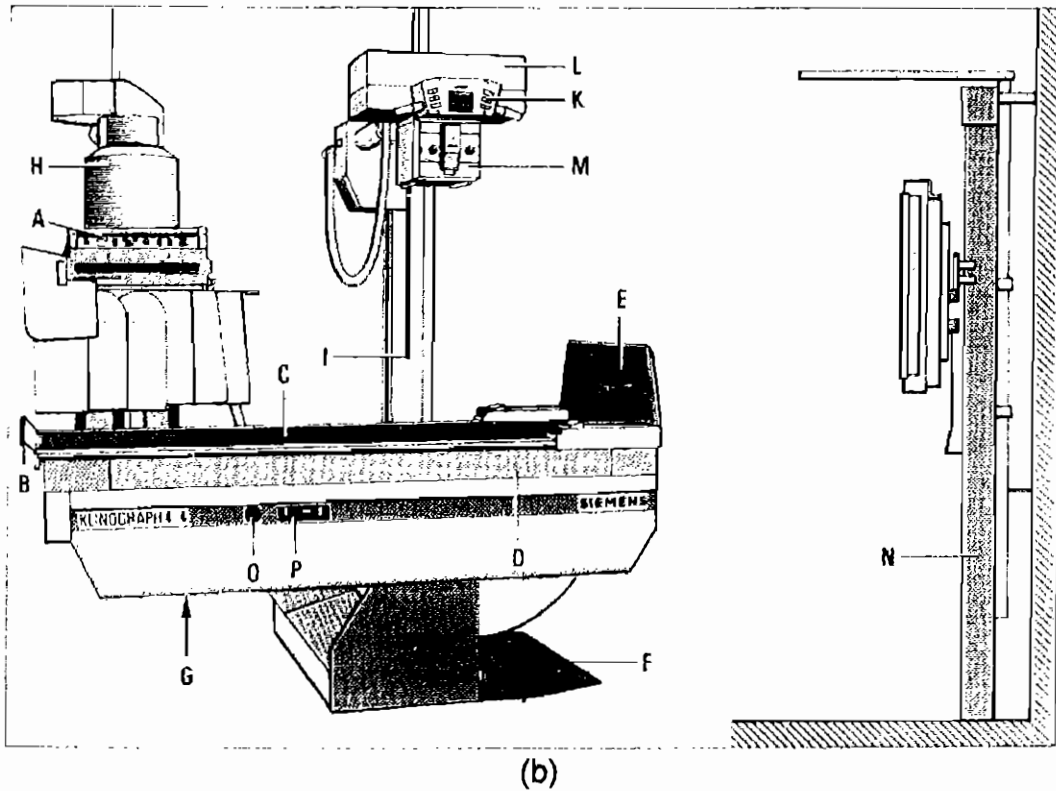


Figura 2.14 Sistema para tomas de Radiografía y Fluoroscopia.

a) Sala de exploración, b) Componentes del sistema

A Seriógrafo o seriador

B Seguro o fin de carrera

C Tabla de emplazamiento

D Antidifusor

E Banquillo reposapiés

F Placa interruptora de seguridad

G Mesa basculante

H Sistema de Intensificación de Imagen

I Columna soporte de tubo

K Mandos movimientos de columna y tubo

L Tubo emisor de rayos X

M Colimador multiplano

N Bucky mural

O y P Controles de mando directo de la mesa

Para evitar las borrosidades producto del movimiento de los órganos, tiempos de exposición menores a 20 ms deben ser utilizados. Estos requerimientos exigen la utilización de tubos de rayos X con una capacidad de carga sobre los 100 kW, con lo cual es posible reducir el tiempo de exposición a alrededor de los 10 ms.

En la Figura 2.14 se ilustra una sala de exploración de este tipo y sus características más relevantes de cada componente se listan a continuación:

- **Generador**

Tipo	Trifásico con rectificación de onda completa, seis o doce pulsaciones
Potencia	400 mA a 150 kV 700 mA a 125 kV 1000 mA a 100 kV 100 kW según DIN 6822
Radioscopía	Tensión ajustable continua desde 40 a 110 kV Intensidad regulable continua hasta 5 mA Temporización máxima 60 min. En intervalos de 5 min.
Radiografía	Tensión regulable continua desde 40 a 150 kV en pasos de 1 kV Intensidad entre 25 a 1000 mA
Tiempo de exp.	1ms a 5 s
Cadencia	8 imágenes / s

	Bajo demanda 12 imágenes / s
Puestos de trabajo	Máximo 6, mínimo 2
Tubos RX	Máximo 3 tubos bifocales con potencias desde 12 a 100 kW
	Compensación de red y protección contra sobrecargas
Distancia	
Foco - película	Variable, entre 50 a 120 cm máximo
- Mesa Basculante de Cuatro Vías con Rejilla Bucky	
Altura	95 cm
Bucky	Con rejilla móvil de óptima difuminación
	Distancia focal no menor a 100 cm.
	103 líneas/pulgada
	Relación $r = 12 : 1$
Angulación	+90 ° a -20° (trendelemburg)
	Desplazamiento longitudinal y transversal del tablero
- Seriógrafo (SFD)	
	Totalmente automático
	Selección de programa mediante teclado
	Secuencia rápida de 2 imágenes/segundo
	Formato de cortes 1,2,4,6 o 9 imágenes por película
- Tubo de rayos X	

Tipo de Ánodo	Giratorio 10.000 r.p.m., de composición o metálico
Focos	Doble foco 1.0 / 2.0 mm
Potencia	50 kW para foco fino 100 kW para foco grueso
Ángulo	16 ° son suficientes
Tensión Nominal	150 kV
Capacidad térmica	
Ánodo	190.000 Julios (260.000 HU)
Capacidad térmica	
Coraza	1.800.000 Julios (2.400.000 HU)
Filtración inherente	2,5 mm Al
- Intensificador de Imagen y Sistema de TV	
	6 o 9 pulgadas
	525 líneas o más
	Pantalla de 51 cm con rotación, inversión y congelamiento de imagen
- Alimentación Eléctrica	
	Trifásica A.C. 50 o 60 Hz.
	220 o 380 voltios
	125 kVa
- Impedancia de línea	
	menor o igual a 0.2 ohm

2.3.7 EQUIPOS PARA TOMOGRAFÍA LÍNEAL.

Para obviar el problema de la superposición de imágenes que presenta la radiografía convencional, se desarrolló una técnica en la cual se dota al tubo de rayos X y a la película de un movimiento simétrico en dirección opuesta, pivotando sobre un determinado plano llamado plano focal. Este movimiento es de tal forma que las imágenes de los puntos del plano focal se superponen para las diversas posiciones del tubo y de la placa, mientras que las imágenes de los puntos que no están en el plano quedan difuminadas. Variando la posición del plano focal se logra imágenes bastante nítidas de un solo plano del espacio, Figura 2.15.

Esta representación de un solo plano se denomina *tomografía lineal*. Combinando adecuadamente los movimientos del tubo y de la placa, así como la posición del paciente, se puede lograr tomografías de partes pequeñas. Pero debido a la borrosidad impuesta por las imágenes de otros planos en este tipo de estudios, cuando se trata de imágenes de zonas contiguas con poca diferencia en el coeficiente de atenuación es difícil su discriminación. Es por esta razón que este método, con el advenimiento de la tomografía axial computarizada, va quedando en desuso.

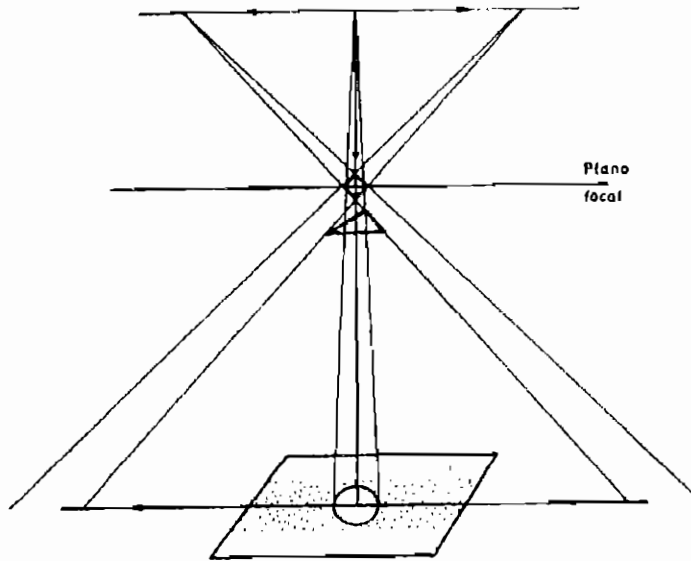


Figura 2.15 Principio de Funcionamiento de la Tomografía Lineal, la fuente y el receptor de imagen se desplazan diametralmente opuestos manteniéndose el objeto fijo.

El sistema se configura con un generador de mediana potencia para radiografía convencional con una mesa fija con acoplamientos mecánicos que permiten unir físicamente el tubo de rayos X con el porta películas o bucky, un mecanismo motorizado realiza el movimiento del conjunto en la manera indicada. Los tiempos de exploración varían entre unas décimas de segundo a unos pocos segundos. Normalmente estos aditamentos son opcionales en un sistema de radiodiagnóstico convencional.

2.4 EQUIPOS DE ANGIOGRAFÍA Y CARDIO-ANGIOGRAFÍA

“La combinación de fluoroscopia con series de exposiciones o cine requiere de altas demandas de carga en el tubo de rayos X, mientras que la necesidad para mostrar detalles finos requiere de pequeños puntos focales. Estas demandas sobrepasan los límites teóricos de los tubos convencionales de rayos X, dando lugar a la aplicación de la tecnología de la cerámica”¹.

Un examen de angiografía consiste en realizar una o varias tomas de un órgano o sistema en particular (arterial por ejemplo) y su comportamiento o evolución en el tiempo, muchas de las veces ayudados por un medio de contraste, el cual ayuda a visualizar la imagen deseada. Cada toma consiste de varias exposiciones a relativamente altas frecuencias de imágenes por segundo.

A manera de ejemplo, para registrar los movimientos del corazón se requieren tiempos de exposición menores a 8 ms, con una velocidad de repetición (cuadros) de entre 15/60 por segundo, con tiempos de duración total del examen de 5 a 10 segundos.

Estos requerimientos han producido un gran desarrollo en todos los componentes del sistema como son: Generadores de RX más potentes, tubos con mayor capacidad de carga, unidades de cine pulsado para disminuir la dosis de radiación, intensificadores de imagen de mayor resolución espacial y de contraste, tubos de TV con mejor relación

señal/ruido, lentes más potentes e incluso la utilización de vibra óptica para el acoplamiento del intensificador de imagen y la cámara de TV, cámaras de cine de 35 mm capaces de registrar mayor número de imágenes por segundo, y una larga lista de mejoras en relación con el calibre y calidad de los catéteres, medios de contraste y películas.

Pero sin lugar a dudas el mayor avance en esta área, es la incorporación de la DIGITALIZACIÓN. Con ayuda de un computador la señal proveniente de la cámara de TV es procesada digitalmente obteniéndose sorprendentes resultados. Por esta razón en la sección siguiente se describirá el principio de funcionamiento y los componentes de un sistema de *ANGIGRAFÍA POR SUSTRACCIÓN DIGITAL o ASD*.

La digitalización resolvió algo que se había intentado por otros medios: la sustracción de las estructuras anatómicas presentes en la imagen radiográfica o fotofluorográfica, y que entorpecían la visualización de lo que realmente importaba, la eliminación de estructuras superpuestas a la imagen vascular y/o cardíaca. Esta eliminación se hace en forma automática y a velocidades imperceptibles para el ojo humano. "Tan imperceptibles que se dice que la sustracción digital se lleva a cabo *en tiempo real*. Y así es, si así os parece."²

¹ PHILIPS; "Medica Mundi"; Vol. 35;

² BALBOA I; "Imagen Digital en Cardiología";

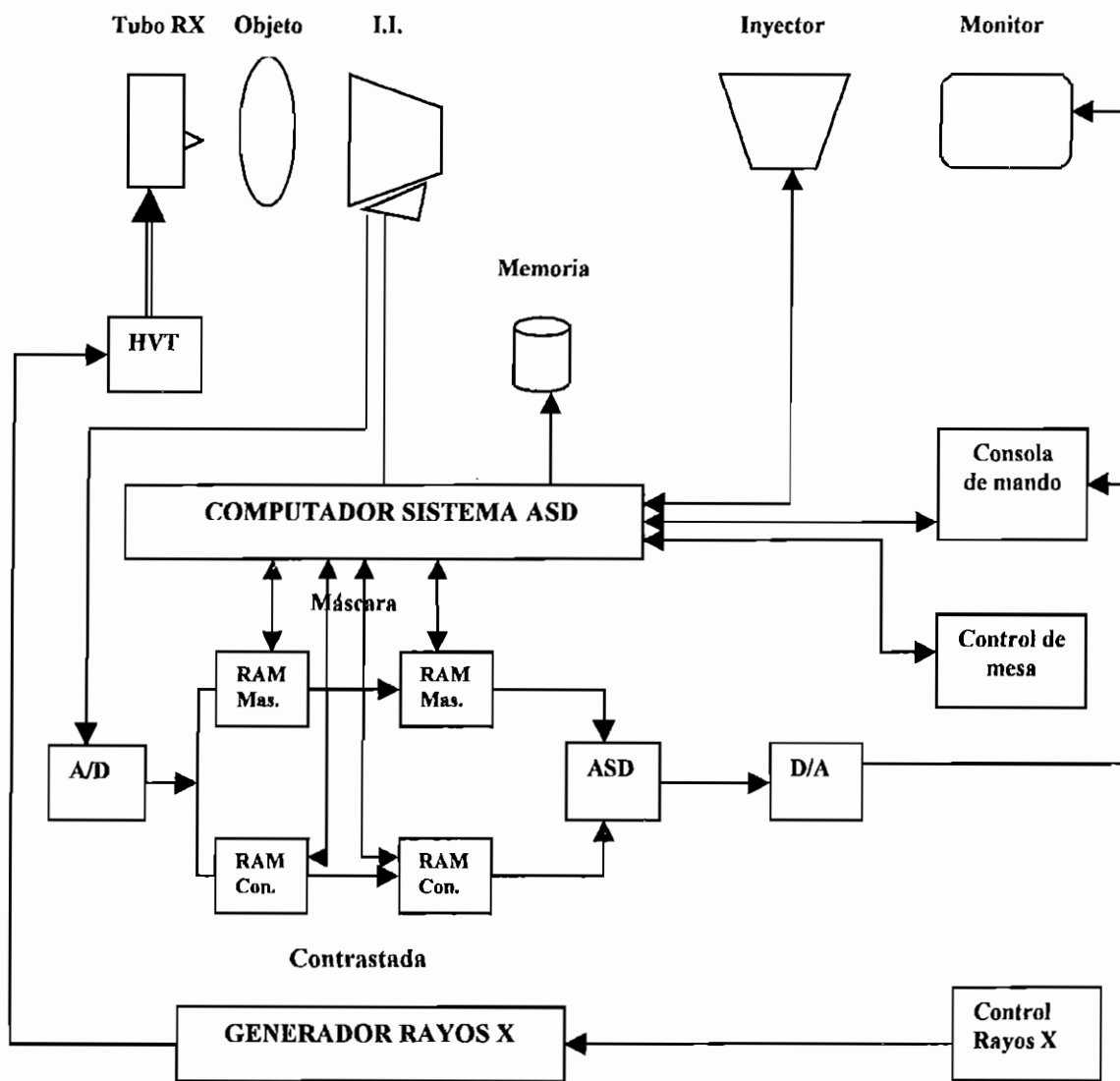


Figura 2.16 Configuración de un sistema de ASD.

2.4.1 CONFIGURACIÓN BÁSICA Y CARACTERÍSTICAS.

De acuerdo con lo mencionado, la composición de un sistema de ASD (Figura 2.16) comprende los siguientes elementos:

- * Generador de rayos X de 12 pulsos, o alta frecuencia, capaz de proporcionar pulsos de radiación a frecuencias elevadas, con tiempos de exposición muy cortos, en el rango de los ms, controlado por

microprocesadores y de una potencia no inferior a 100 kW, esto es, 1000 mA a 100 kV.

- * Tubo de rayos X de alta velocidad, con gran capacidad de disipación calórica, doble mancha focal (dos filamentos), para trabajar con tiempos de espera totalmente cortos y a altos requerimientos de carga.

Tubos de alta capacidad de carga de vidrio enfriados por agua, tubos metal/cerámicos SRC o tubos especiales MRC, son los ideales para esta aplicación.

- * Arco (uno o dos) y mesa para estudios hemodinámicos, que permitan la realización de cualesquier proyección utilizada rutinariamente. Entendiéndose por arco, un sistema mecánico que permite posesionar y mantener al tubo emisor de rayos X frente al detector de radiación y moverlos en conjunción, arco en C, similar al descrito en la sección anterior.
- * Sistema de intensificación de imagen con un compromiso aceptable de resolución espacial/resolución de contraste.
- * Cadena de TV de alta resolución, de ser posible de 1249 líneas, para obtener una calidad de imagen fluoroscópica que permita ver perfectamente guías tan finas como las utilizadas en los procedimientos de intervencionismo coronario, con sus correspondientes monitores de la misma resolución espacial y de contraste.

Con un sistema ASD, que digitaliza en matriz de 512 x 512 y más de 8 bits de profundidad de grises, se puede diferenciar perfectamente vasos

de hasta 0.2 mm de diámetro, que es el tamaño de un pixel, resolución más que suficiente en el árbol coronario.

- * Cámara de cine de 35 mm si se desea registrar en película en forma simultánea.
- * Sistema de ASD, en este sistema la señal de vídeo procedente del tubo de la cámara de TV sufre el primer proceso de conversión análoga/digital (A/D), seguidamente se almacena en una memoria digital la imagen sin contraste, del órgano en movimiento, captada a una velocidad determinada (25 imágenes/s) durante un ciclo completo, las cuales van a componer lo que se denomina la *MÁSCARA*, a utilizarse para la sustracción digital. En una segunda memoria, se registran las imágenes captadas en la siguiente exploración, pero ya con los vasos opacificados por el medio de contraste, para proceder, acto seguido, a la sustracción digital.

A la sustracción digital le sigue una segunda conversión, digital/análoga (D/A), para de esta manera poder visualizar las imágenes sustraídas en un monitor. Este proceso presentado por etapas, sucede realmente a 25 veces por segundo, y a los ojos del observador es un proceso continuo, en tiempo real.

- * Sistema de archivo digital, simultáneamente y de forma paralela, los datos crudos de ambas memorias temporales son transferidos a una memoria digital definitiva, bien de tipo magnético o bien de naturaleza óptica, para una máxima capacidad de archivo y mínimo tiempo de recuperación.

En la Figura siguiente se ilustra una configuración típica de una sala de exploración para angiografía.

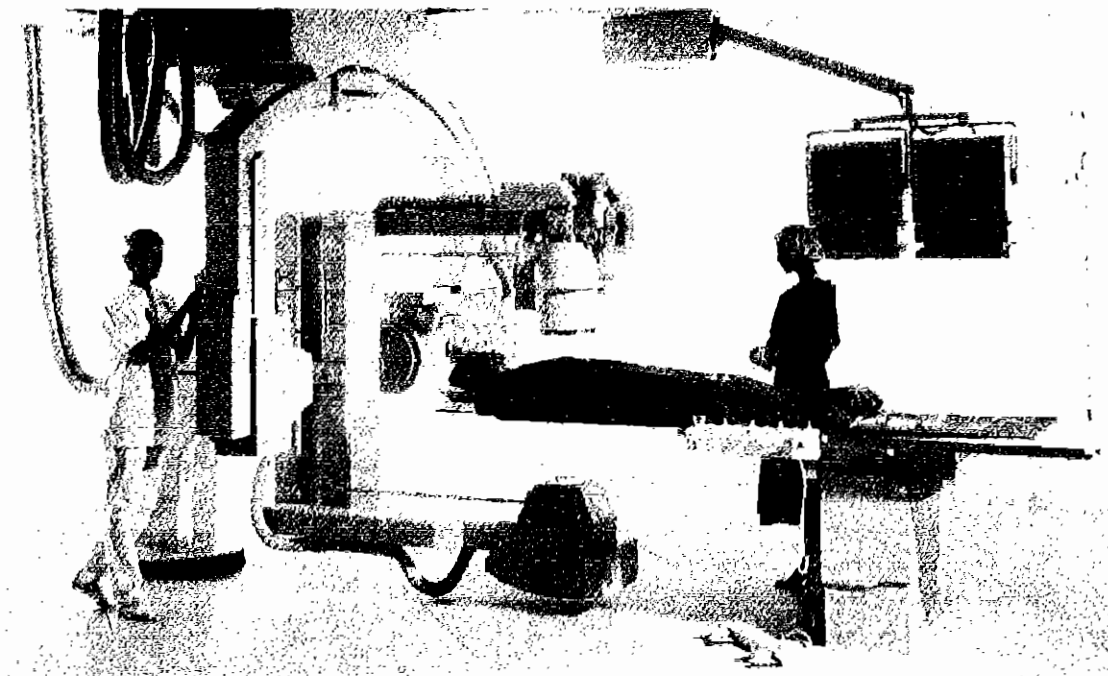


Figura 2.17 Sala de exploración para Angiografía e intervencionismo.

2.5 EQUIPOS DE MAMOGRAFÍA

“En toda examinación mamográfica se requiere una radiación muy suave para la discriminación entre tejidos blandos. La mejor manera de obtener esto es mediante el uso de una filtración de molibdeno, un ánodo de molibdeno, y voltajes en el tubo entre 25 y 30 kV.”¹

2.5.1. DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO

En la mayoría de aplicaciones radiográficas, la variación de contraste a ser visualizado es entre aire, hueso, tejido blando y/o líquido. En mamografía, las imágenes tienen que mostrar y discernir el contraste entre varias densidades de tejido blando, grasa y vasos sanguíneos, sin la aplicación de un medio de contraste. Adicionalmente se debe obtener información de la posición y tipo de pequeñas calcificaciones con gran precisión.

Hoy en día, la mejor manera de obtener una imagen de calidad es mediante el uso de una radiación filtrada con un filtro de molibdeno, la cual es obtenida de la radiación emitida por un tubo con un ánodo del mismo material (molibdeno), Figura 2.18, dando como resultado una radiación de alta calidad y prácticamente monocromática.

¹ PHILIPS; “Medica Mundi”; Vol. 35

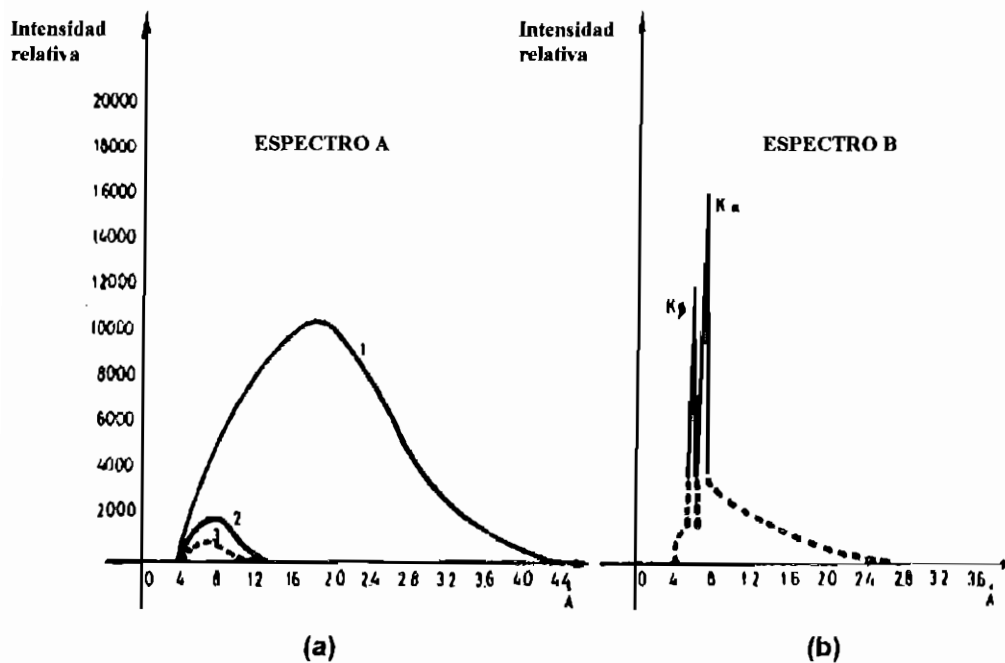


Figura 2.18 Espectro de emisión de un tubo con ánodo de Molibdeno y filtro del mismo material.

- a) Espectro de emisión de un tubo con ánodo de tungsteno
- b) Espectro de emisión del tubo con ánodo y filtro de Molibdeno

Los voltajes de operación, en razón del espesor del tejido aproximadamente entre 5 a 10 cm, están entre los 25 y 30 kV, lo cual produce luego de la filtración una radiación suave o blanda en un rango de 30 KeV o menor.

Para obtener una imagen de calidad (densidad uniforme) es necesario la aplicación de compresión al tejido a ser explorado, por lo que es necesario la existencia de mecanismos de compresión para conseguir una masa de igual espesor. Adicionalmente se disponen de un sistema de magnificación geométrica (Figura 2.19) para obtener proyecciones de ciertas zonas de interés con una ampliación razonable sin perder el contraste (x1.5 y x2.0).

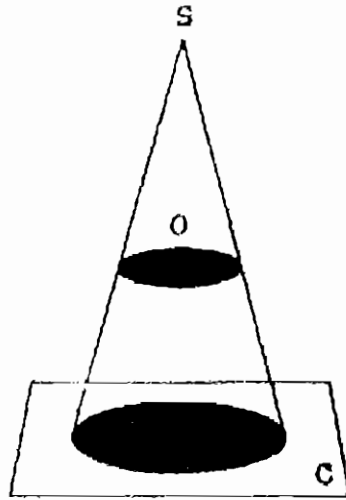


Figura 2.19 Principio de magnificación geométrica que se produce con los rayos X
S fuente; O objeto; C película o plano de formación de la imagen

Debido a la delicadeza del tejido que se somete a irradiación, con la finalidad de reducir riesgos y tiempos de exposición, es necesario con estos sistemas el uso y empleo combinado de películas/ pantallas reforzadoras de alta sensibilidad, así como también grillas especiales que aumenten la definición de la imagen.

Por exigencias del estudio mamográfico, la construcción de los tubos emisores de rayos X, generalmente por la definición que se desea obtener son de puntos focales 0.3/0.1 mm e incluso los llamados microfocos, menores de 0.1mm, lo que produce una carga bastante fuerte para el tubo, por lo que es necesario siempre un sistema de enfriamiento, generalmente un sistema de recirculación de aceite.

2.5.2. CONFIGURACIÓN e INNOVACIONES.

Desde el punto de vista técnico un sistema básico de mamografía esta compuesto por los siguientes elementos:

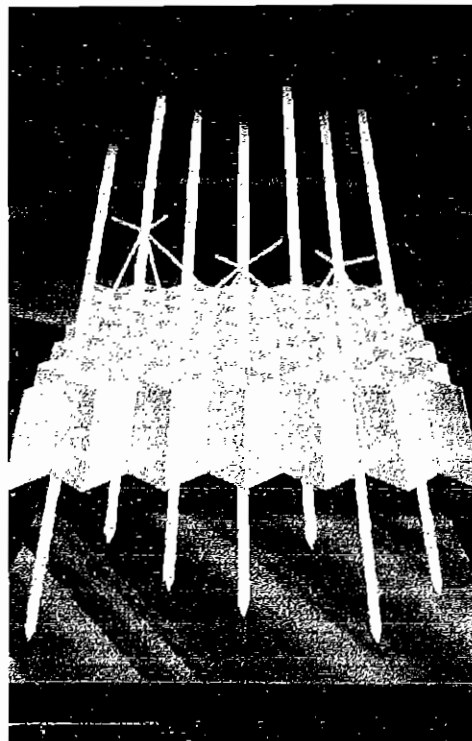
- Tubo emisor de rayos X microfoco (biángulo)
- Filtro y colimador
- Sistema de compresión
- Control de tiempo de exposición
- Selección de foco y corriente
- Control de kV (energía del haz)
- Sistema de magnificación
- Control automático de exposición
- Sistema Bucky con rejilla antidifusora
- Módulo para Biopsia o Estereotaccia (opcional)

Una de las últimas innovaciones e importante para la obtención de imágenes de alta calidad en estudios de mamografía, ha sido la introducción de las llamadas grillas Celulares, HTC (High Transmission Cellular Grid)¹. El uso de grillas es vitalmente importante en mamografía, debido al alto nivel de radiación dispersa que provoca una pérdida de contraste en la imagen.

Grillas móviles lineales focalizadas se utilizan para solucionar este problema, sin embargo, estas grillas convencionales utilizan un material interespacio entre sus líneas que absorben un alto porcentaje del haz primario de radiación. Considerando los bajos niveles de kV que se usa en

mamografía, esto se traduce en una pérdida considerable de la calidad de la radiación y por lo tanto de la calidad de imagen. Adicionalmente, estas grillas son menos eficientes en cuanto a su capacidad de absorber la radiación dispersa perpendicular a la dirección de sus líneas.

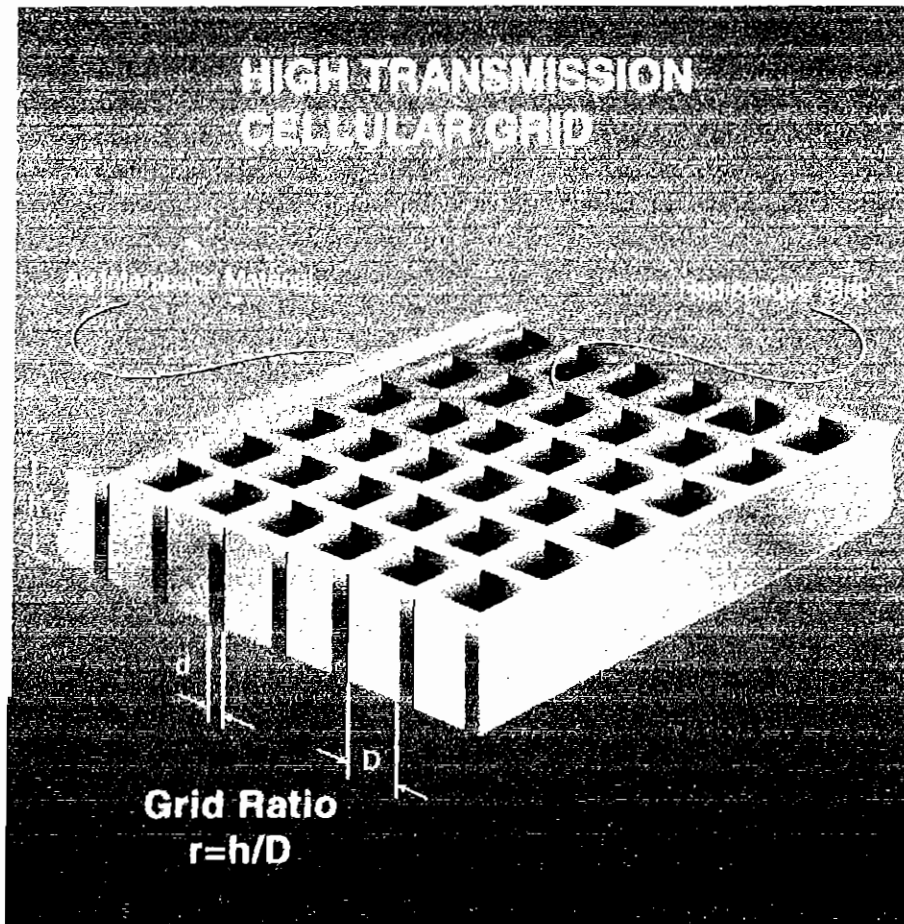
“Un diseño revolucionario ha permitido resolver estos problemas, ya que incrementa la absorción en las dos dimensiones X - Y de la radiación dispersa e incrementa a su vez el porcentaje de transmisión del haz de radiación, las grillas Celulares (HTC) (Figura 2.20). Con su estructura en malla (criss-cross) son autosustentadas eliminando así la utilización de un material interespacio lo que produce el aumento en la transmisión del haz primario y un blanqueo bidireccional de la radiación dispersa, aumentando el contraste sin incrementar la dosis de exposición.”²



(a)

¹ LORAD X - RAY; “Manual de Mamografía”:

² LORAD, idem



(b)

Figura 2.20 Principio de funcionamiento y representación de una Grilla Celular (HTC).

- a) Interacción de la grilla con la radiación primaria y difusa
- b) Configuración y estructura

En los cuadros siguientes se puede observar una comparación de características entre una grilla convencional y una celular, así como también su evolución en el tiempo.

Tabla N°2.1: Características Comparativas.¹

Característica	HTC – Celular	Convencional
Relación r	Bi-direccional 4:1	Unidireccional 5:1
Líneas por centímetro	23	30
Material Interespacio	Aire	Fibra
Transmisión Haz Primario	Aprox. 80%	Aprox. 72%

Tabla N°2.2: Evolución Tecnológica²

1975	1978	1995
Reconocimiento de la radiación difusa como un problema significativo en el contraste de la imagen mamográfica.	Introducción de las grillas de movimiento lineales focalizadas en unidades de mamografía.	Introducción de la técnica HTC, para decrementar la difusa e incrementar la transmisión primaria. Resultando un incremento grande en el contraste de la imagen con igual o menor dosis al paciente.

La tendencia actual y futura en este campo es la digitalización de la imagen y su procesamiento, pero se espera que por algún tiempo más se utilice la interpretación por film, ya que la digitalización involucra la utilización de complejos sistemas de adquisición de datos lo que ocasiona que los sistemas sean aún demasiado costosos, además, se deberán cambiar los conceptos de lectura e interpretación ya que aún no está definido si los

¹ LORAD X - RAY, "Manual de mamografía";

² LORAD, idem

mamogramas digitales tendrán un aspecto exactamente similar al de los mamogramas en película, eso dependerá del deseo y de la capacidad de la comunidad de expertos en formación de imágenes de evaluar la calidad general de la imagen.

2.5.3. ESPECIFICACIONES - CARACTERÍSTICAS

- **Generador**

Tipo	Alta Frecuencia/ Potencial constante
Potencia	4.0 kW
Rango kV	20 kV – 40 kV en incrementos de 1 kV
Rango de mAs	3.0 – 500 mAs
Rango de mA	100 mA foco grande/ 30 mA foco fino

- **Tubo de Rayos X**

Tipo de Ánodo	Rotativo, Molibdeno
Velocidad	9600 r.p.m.
Ángulo	5° a 15°
Tamaño del foco	0.1 foco fino (o menor) / 0.3 foco grueso
Filtración	Molibdeno/ Radio

- **Brazo en C**

Desplazamiento vertical	25" a 55"
Rotación	+/- 180 °
SID	60 cm

- Modos de Compresión

Controlada 20 – 40 lbs

Manual 60 lbs

- Control Automático de Exposición

Tipo Cámara de ionización de estado sólido

Configuración 3 celdas

- Magnificación

Factor 1.5 x/2.0x

- Grilla Bucky

Tipo/relación HTC o Lineal enfocada/ 5:1

- Protector de Radiación

H x W (in) 80" x 32"

Atenuación 0.3 mm. Pb

En la Figura 2.21 se ilustra un sistema de mamografía moderno y en la Figura 2.22 la representación de la instalación y la distribución física del mismo.

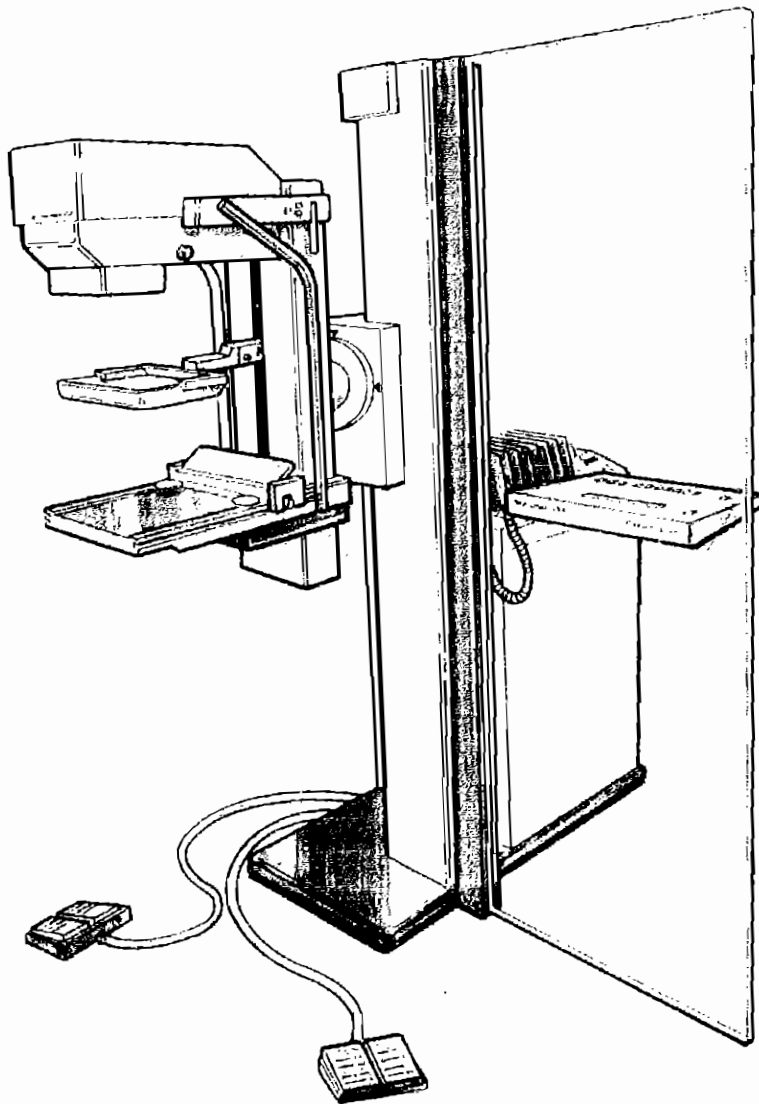


Figura 2.21 Sistema de Mamografía completo.

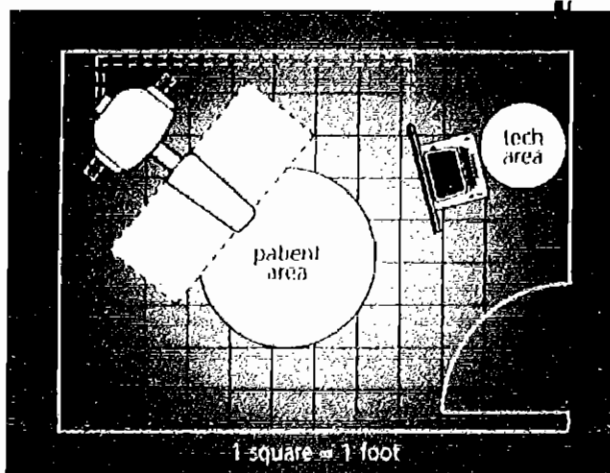


Figura 2.22 Distribución y área física requerida para la instalación de un mamógrafo

2.6 EQUIPOS DE DENSITOMETRÍA ÓSEA

Esta es una de las más recientes e innovadoras técnicas de diagnóstico médico basada en la aplicación de los rayos X, ya que es en la última década que el método de *absorción de doble fotón o bifotónica* (DPA o DFA), el cual utilizaba una fuente radionucleida (gadolinio 153) ha sido reemplazada por una fuente de rayos X de ánodo estacionario.

La osteoporosis es definida como el decremento de la masa ósea acompañada por cambios estructurales provocando un incremento en la propencidad de padecer fracturas óseas. El método desarrollado en las últimas décadas para diagnosticar tempranamente este mal ha sido mediante absorción fotónica para determinar la densidad mineral del hueso (BMD).

2.6.1 MÉTODO DE ADQUISICIÓN DE IMAGEN (DFA)

El principio de funcionamiento de esta técnica es el siguiente:

“Un haz de fotones gamma fuertemente colimados con dos diferentes energías se desplazan a través de las vértebras lumbares en forma rectilínea, Figura 2.23 (scan rectilíneo). La radiación del haz luego de atravesar el cuerpo es registrada por un detector de centelleo y procesada por un sistema de doble canal para discernir el pico de cada fotón”¹.

¹ ROOS B.O; “Dual Photon Absortiomerty in Lumbar Vertebrae”; U.Göthenburg; 1974

La fuente de energía es el Gadolinio 153, este isótopo tiene dos bien definidos picos de energía en 44 KeV y 100 KeV, por lo tanto, se generan dos curvas de absorción logarítmica durante la exploración, una para cada pico de energía. La influencia del efecto Compton (radiación difusa) y la influencia del tejido blando es eliminada mediante un algoritmo de sustracción con la ayuda de un computador, permitiendo analizar solamente el tejido óseo y su densidad mineral.

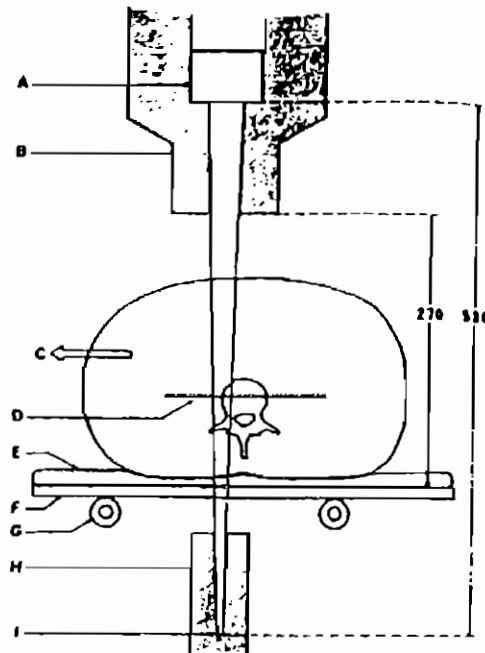


Figura 2.23 Representación del principio de funcionamiento y principales componentes de un sistema de densitometría ósea de doble fotón.

- A Detector de Centelleo
- B Colimador de Plomo
- C Dirección de exploración
- D Escala para demostración de la sucesión de medidas
- E Colchón de polietileno
- F Tabla de la mesa de exploración
- G Rodamientos
- H Contenedor de la fuente radiactiva, con obturador
- I Fuente de radiación

La sustitución de la fuente radiactiva por un tubo emisor de rayos X (DXA) fue introducida en 1988, desarrollándose dos métodos para la obtención de los picos de energía;

- ◆ Cambiando alternativamente el kilovoltaje aplicado al tubo emisor de rayos X entre los voltajes necesarios para generar haces de fotones con los máximos en aproximadamente en 35 y 80 KeV.
- ◆ Mediante la utilización de filtros de un material pesado como el cerio, samario o gadolinio, para filtrar el espectro continuo de los rayos X, a fin de producir dos picos de energía con los máximos en 40 y 80 KeV.

En la actualidad este método es el más difundido y utilizado. En la Figura 2.24 se representa el espectro de emisión producido por un haz de rayos X de 100 kVp filtrado con gadolinio, en ella puede observarse como a partir de un espectro de banda ancha se obtiene una radiación casi monoenergética.

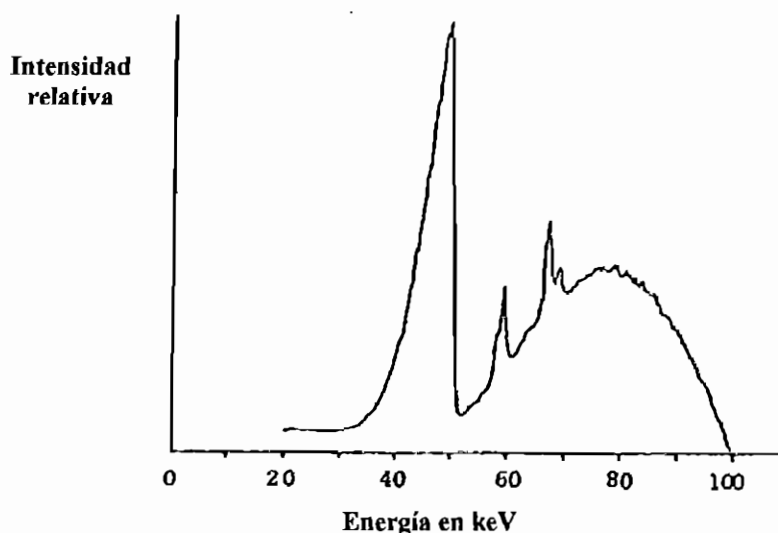


Figura 2.24 Espectro de Radiación debido al efecto de un filtro de Gadolinio.

Las ventajas del uso de los rayos X frente al uso de las fuentes radiactivas para este tipo de estudios se las puede resumir de la siguiente manera:

- Tiempo reducido en la medición (scan) debido a la generación de haces más ricos en fotones.
- Gran precisión y exactitud
- Alta resolución
- Se evita los inconvenientes causados por el decaimiento de las fuentes radiactivas
- Evita los riesgos inherentes al manejo de fuentes radiactivas o radionucleidos y sus desechos
- Además, por la vida útil de un tubo de rayos X, prácticamente no se tiene que cambiar esta fuente de fotones, como ocurría con el Gadolinio – 153, que se cambiaba cada año aproximadamente ¹

2.6.2 CONFIGURACIÓN Y CARACTERÍSTICAS.

En la Figura 2.25 Se ilustra una configuración básica de un sistema de densitometría ósea cuyas características se listan a continuación:

Características:

- Fuente de Rayos X

kVp	70 kV Constante
Filtro	Gadolinio de borde K
Espectro de Energía	38/70 keV
Estabilidad de kV	+/- 0.05 %

- Posicionamiento

Posicionamiento Inteligente del Scan

Posicionamiento lateral de Columna

Posición de Antebrazo

Luz Laser guía (indicadora)

- Precisión

Columna AP 0.5 %

Fémur 1.0 %

Cuerpo Entero 0.5 %

- Computador

Pentium 120 MHz mínimo

8 Mb RAM

Disco Duro de 1 Gigabyte

Drive de 3.5"

Monotor SVGA

CD ROM

Fax Modem

Impresora a color

- Requerimientos Eléctricos

115 Vac +/- 10 V

10 A 60 Hz.

¹ Gd-153 vida media de 242 días y una vida útil de 2 vidas medias.

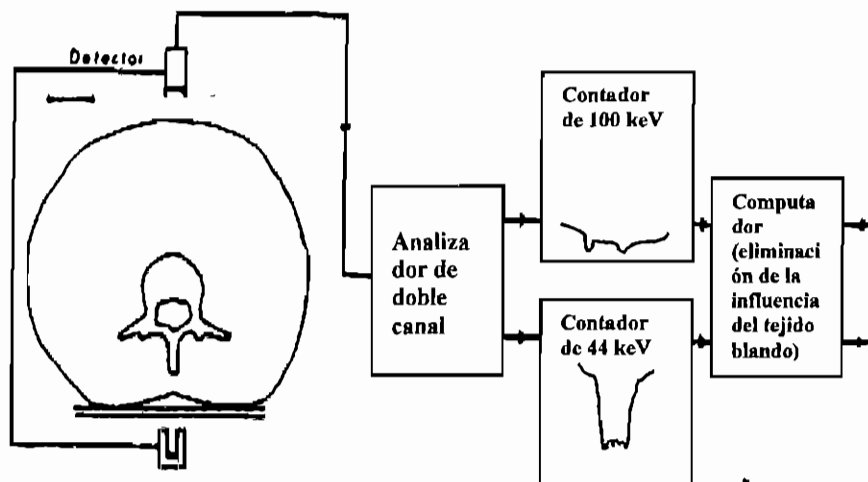


Figura 2.25 Diagrama de Bloques de un sistema de densitometría ósea.

2.7 EQUIPOS DE TOPOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA TAC

La tomografía computarizada utiliza los rayos X como método básico para la obtención de imágenes. En principio se puede decir que el tubo de rayos X va acoplado a una corona de detectores de gas, generalmente xenón, que giran en conjunto alrededor del paciente, incidiendo el haz de rayos X exclusivamente sobre un determinado plano axial del cuerpo. Las estructuras anatómicas atravesadas por dicho haz van absorbiendo una cantidad de radiación proporcional a su *coeficiente de atenuación*. La

energía que emerge posteriormente es captada por el banco de detectores que la transforman en una señal eléctrica y por medio de un convertidor analógico/digital es transformada a niveles digitales para su procesamiento en un computador, que sintetiza y reconstruye la imagen. Esta aparece visualizada en un monitor de TV, donde se pueden apreciar los distintos cortes secuenciales bidimensionales de la zona de interés.

El propósito de todos los métodos de reconstrucción de imágenes es el de, mediante el procesamiento adecuado de los datos disponibles (proyecciones), formar la imagen para facilitar la interpretación de las medidas. Así, en medicina a menudo se precisa conocer la localización y tamaño de un posible tumor en el cerebro de un paciente u otro tipo de daños, para planificar la mejor terapia posible.

Esta técnica (TAC) vino a resolver los problemas presentados en la radiografía convencional y la tomografía lineal, en la cual existen planos superpuestos que ocultan la imagen deseada. Con la TAC hoy en día se consiguen imágenes espectaculares de cortes de cualquier parte del cuerpo e incluso reconstrucciones tridimensionales de los mismos, aplicando a órganos en movimiento tales como el corazón, pulmones, flujos sanguíneos y otras constantes fisiológicas.

“Además, la Tomografía Axial Computarizada, ofrece la posibilidad de una mayor discriminación entre las densidades radiológicas, mediante un método de análisis densitométrico, basado en una escala arbitraria llamada,

escala de unidades de Hounsfield, que va desde +1000 para el hueso compacto, hasta -1000 para el aire, siendo 0 el valor dado al agua.¹

2.7.1 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

El principio de funcionamiento y la geometría de medida para la adquisición de datos se ilustra en la Figura 2.26, para un tomógrafo tipo de tercera generación.

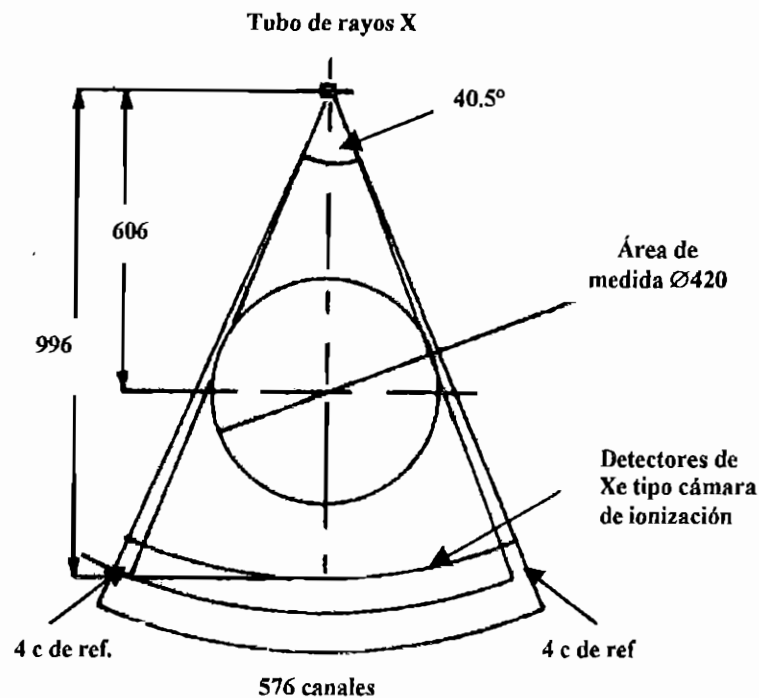


Figura 2.26 Geometría del sistema de medida de un TAC de tercera generación.

¹ HITACHI, "Technical Guide"; Manual de tomografía

La fuente de rayos X esta diseñada para permitir la emisión de pulsos de rayos X, colocada en oposición se encuentra una cámara de ionización de detectores de xenón para medir la distribución de intensidad I de los rayos X que atraviesan el objeto. Esta cámara posee 576 elementos detectores (canales) en total, de los cuales, 4 elementos a cada lado son utilizados como canales de referencia.

El factor de magnificación del sistema de rayos X es del orden de 1.64 y el ancho de cobertura de cada canal en el centro del área de medida es de 0.75 mm (420 mm de diámetro/ 568 canales). La resolución espacial depende de este factor tanto como del tamaño del punto focal.

Con este sistema, los pulsos de rayos X son emitidos para la adquisición de datos, los cuales, de acuerdo al tiempo de exploración, varían según se muestra en la Tabla 2.3, la reconstrucción de imagen esta hecha sobre la base de estos datos.

Tabla 2.3 Número de Datos Obtenidos ¹

Tiempo de Scan	Número de vistas	Número de datos
1.9 segundos	246 pulsos	141.696
3.0 segundos	400	230.400
4.5 segundos	600	345.600
6.0 segundos	800	460.800
9.0 segundos	1.200	691.200

¹ HITACHI; "Technical Guide"; Manual de Tomografía

El número de vistas corresponde al número de muestras angulares por exploración. Si el número de vistas decrece fácilmente se introducen artefactos debido a partes metálicas en el objeto o paciente.

2.7.2 RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

Un caso particular de la reconstrucción de imágenes a partir de proyecciones, es aquel en que el objeto a reconstruir posee simetría circular. La primera contribución importante a la teoría general de la reconstrucción de imágenes llegó en 1917 con la publicación por J. Radón de la formulación necesaria para la resolución de la ecuación integral que relaciona objetos bidimensionales con sus proyecciones. Sus formulas de inversión son la base de gran parte de los métodos actuales.

Muchos algoritmos se han propuesto para realizar esta tarea, pudiéndolos clasificar de la siguiente manera:

- Técnicas en el tiempo o dominio real
- Técnicas en el dominio de la frecuencia (transformada de Fourier):

Actualmente las más utilizadas, entre las principales tenemos:

- * Inversión de la transformada de Radón
- * Filtrado de la Imagen Suma, imagen a partir de retroproyecciones filtradas.
- * Métodos de convolución

En la Figura 2.27 se ilustra el flujo del proceso de reconstrucción de imagen para un TAC de las características descritas anteriormente.

Los datos de la proyección en crudo obtenidos por efecto de la exploración son sujetos a un pre-procesado en el cual una corrección es realizada tendiente a compensar la sensibilidad de los detectores y el offset del preamplificador, luego, mediante la aplicación de la transformada de Fourier, se convierte o se pasan los datos al dominio de la frecuencia. Estos datos son multiplicados y filtrados con la función filtro en el dominio de la frecuencia (esto equivalente a realizar la convolución en el dominio del tiempo) y entonces se aplica la transformada inversa de Fourier para retornar los datos de la proyección al dominio del tiempo (tiempo real). En los TAC de tercera generación, estos datos se encuentran en forma de ábaco, por tanto, los datos que retornan al tiempo real son sujetos a una retroproyección en ábaco, proporcionando de esta manera la imagen tomográfica.

Después que la distribución del coeficiente de absorción para cada pixel en una matriz de 320 x 320 o 512 x 512 es determinado en la retro-proyección, el tamaño de la matriz es cambiado a 512 x 512 para obtener la matriz de imagen (display). La imagen es producida con 256 niveles de escala de grises.

La relación entre los coeficientes de absorción de los rayos X y el número de CT (Hounsfield) está expresado por la ecuación 2.1, de donde se derivan los valores del número de CT para las distintas estructuras del cuerpo, o las denominadas unidades de Hounsfield.

$$\text{Número CT(Hu)} = \frac{K(U - U_w)}{U_w} \quad (2.1)$$

Donde K = Factor de escala = 1.000

U = Coeficiente de absorción para los rayos X, del tejido a ser examinado

U_w = Coeficiente de absorción para los rayos X del agua

Tomando K = 1.000 tenemos

número CT (aire) = -1.000 ya que U = 0

(agua) = 0 U = U_w

(hueso) = +1.000 U = 2 U_w

2.7.3 VENTAJAS e INCONVENIENTES DE LA EXPLORACION CON TAC

La evolución de los tomógrafos por rayos X, desde su presentación inicial por Hounsfield en 1968, ha sido paralela al desarrollo de los computadores y propiciada por los grandes avances de la tecnología. Desde la primera generación de tomógrafos, basados en el principio ya conocido de la traslación y rotación de 180°, se ha ido pasando por diferentes generaciones de aparatos (Figura 2.28), cada una de estas daba como resultado una disminución en el tiempo de exploración y un menor espesor de corte. Si con los de primera generación se llegó a una exploración que duraba cuatro minutos por corte con un haz de radiación tipo lápiz (pencil beam), con los de segunda generación, que utilizaban múltiples detectores en línea y un haz de rayos X en abanico de unos 5° a 10°, que incidía a la vez

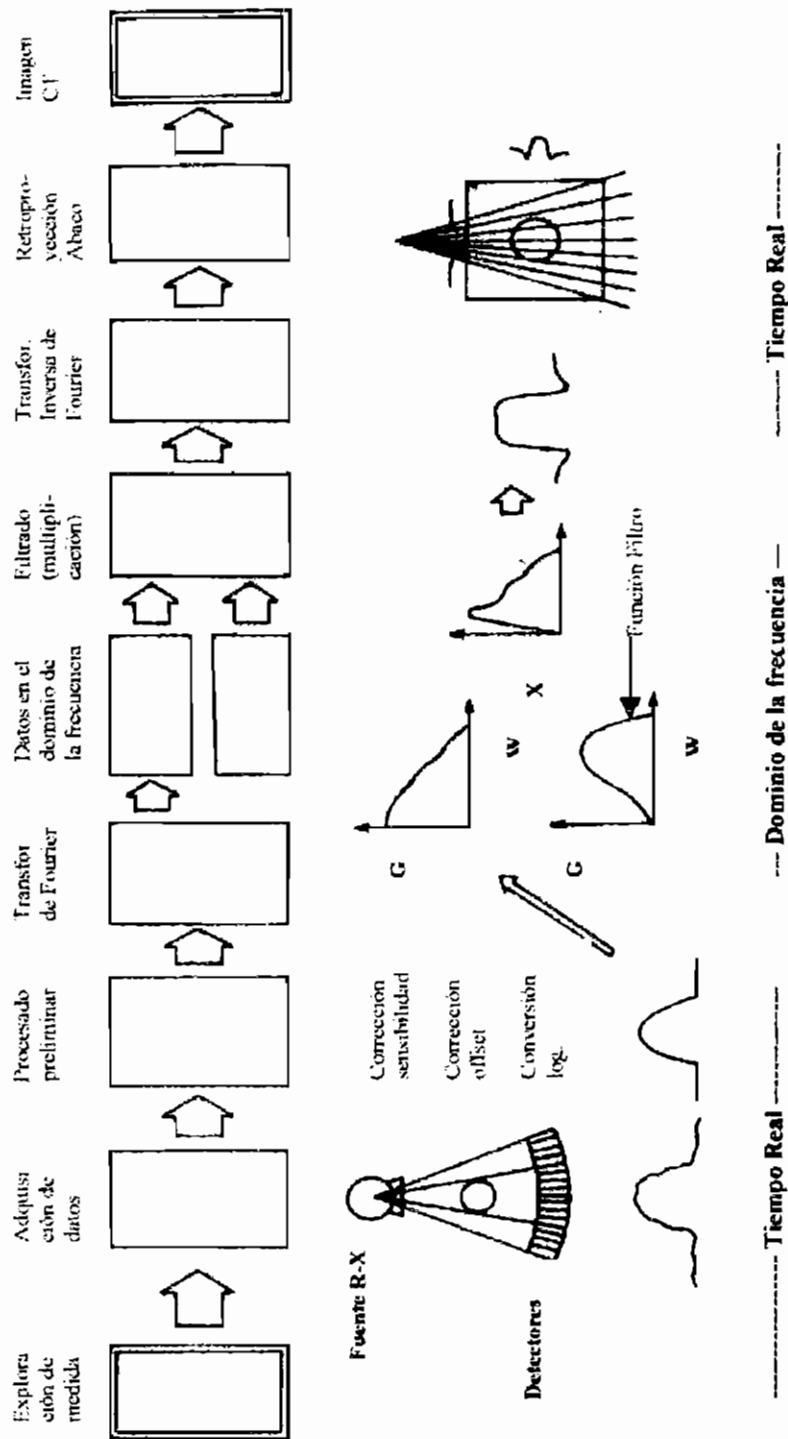


Figura 2.27 Diagrama de flujo del procesamiento y reconstrucción de la imagen

sobre ellos manteniendo un movimiento de traslación y de rotación de 180° , se llegó a alcanzar un tiempo del orden de los veinte a treinta segundos.

Con estos tiempos prácticamente no existían artefactos debido a los movimientos respiratorios, razón por la cual, este sistema proporcionó imágenes de alta calidad aunque su costo fue bastante elevado.

La tercera generación incrementó el número de detectores (entre 300 a 600), colocándolos en forma de arco, de tal forma que eran siempre cubiertos por el haz de irradiación, en forma de ábaco, con una abertura mayor. El sistema de tubo y detectores realiza un giro de 360° , rebajándose el tiempo de cinco a diez segundos. La cuarta generación, incorpora una corona de detectores formando 360° alrededor del paciente. El tubo se coloca a distancia variable del centro de la corona de detectores y es la única pieza que se mueve rotando 360° . Con este dispositivo se logran tiempos inferiores a los dos segundos por corte, y una alta calidad de imagen superior a las anteriores generaciones. Pero, con nuevas innovaciones tanto en software como en hardware algunos fabricantes han optado por volver a la tercera generación.

Como claras ventajas de la utilización de la TAC se puede citar;

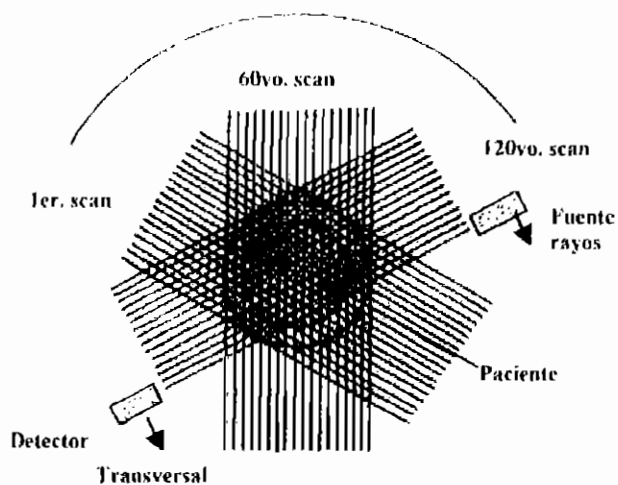
- * Alta resolución espacial, logrando discriminar voxels de $1 \times 1 \times 1.5$ mm.
- * Rapidez en la ejecución de un corte, siendo para los tomógrafos de tercera generación actuales inferior a dos segundos.
- * El gran contraste de las estructuras óseas sobre las partes blandas.

- * La utilización de sustancias de contraste, que permiten identificar tanto las estructuras vasculares como los procesos expansivos. Estas sustancias de contraste se caracterizan por tener un coeficiente de atenuación lineal elevado debido a que su interacción es básicamente por efecto fotoeléctrico.
- * Su rapidez en la exploración permite su aplicación a áreas en continuo movimiento, como pueden ser el aparato digestivo o el sistema cardio-respiratorio.

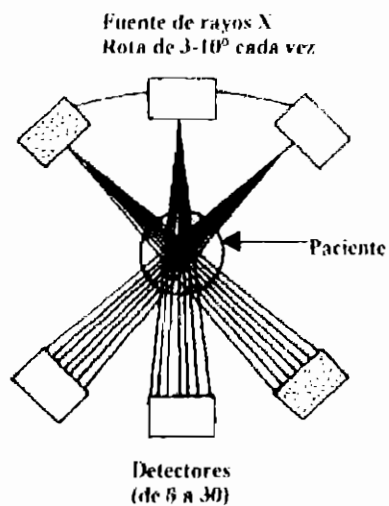
Como inconvenientes de la TAC cabe citar,

- * “La poca resolución de contraste en partes blandas. Por ejemplo, tomando como referencia la escala de Hounsfield, nos encontramos que la grasa esta por debajo de -100 Hu, el agua 0 Hu, la sangre sobre 12 Hu, la sustancia blanca sobre 25 Hu, la sustancia gris sobre 40 Hu, la hemorragia entre 58 y 76 Hu y el calcio a partir de 80 Hu. Es decir, que en una banda de -100 a $+100$ (un 10% de la escala) se encuentran todas las estructuras blandas del organismo.”¹
- * La presencia de artefactos en las interfaces, sobre todo en las interfaces óseas, también la presencia de elementos metálicos produce artefactos que invalidan el examen.

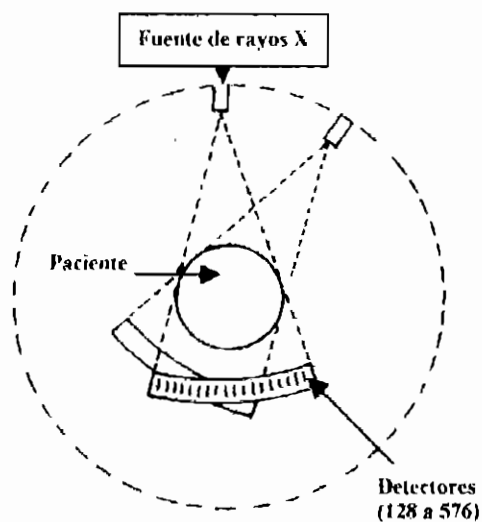
¹ PHILIPS; “Manual Tomoscan TX/60”



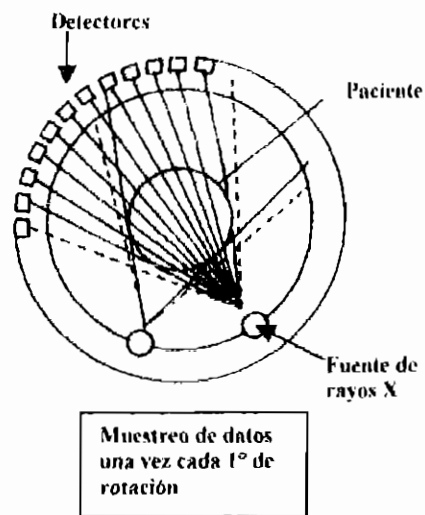
a) Primera Generación
Sistema de Traslación/Rotación



b) Segunda Generación
Sistema de Traslación/Rotación



c) Tercera Generación
Sistema de Rotación/Rotación



d) Cuarta Generación
Sistema Estacionario/Rotación

Figura 2.28 Principio de funcionamiento de las diferentes generaciones de Tomógrafos.

2.7.4 CARACTERÍSTICAS

En la Figura 2.29 se representa un diagrama de bloques de la configuración de un sistema actual de TAC de cuerpo entero y a continuación sus características principales.

Un sistema de tomografía esta compuesto de los siguientes componenetes:

- Unidad de exploración (Gantry o Scanner)
- Mesa de paciente
- Unidad de distribución de potencia
- Consola de comando y control
- Unidad de procesamiento de imagen
- Generador de rayos X
 - Control de rayos X
 - Transformador de alto voltaje
 - Conmutador de alto voltaje (no siempre presente en todos los modelos)

Y sus características más relevantes son:

- **Generador**

Rango de kV 80 a 130 kVp (pulsado)

Rango de mA 100 a 500 mA

- **Sistema de Adquisición y Procesamiento**

Espesor de Cortes 2 a 10 mm

Campo de Visión 15 a 45 cm de diámetro

Zoom Electrónico

Angulación del Gantry	+/- 20°
Matriz de Reconstrucción	Mínimo 512 x 512
Tiempo de Reconstrucción	5 segundos en promedio 2 segundos con scan rápido
Abertura del Gantry	+/- 60 cm
Altura de la Mesa	Ajustable entre 60 a 110 cm

- **Características Generales**

Humedad Ambiental	Menor al 80 %
Temperatura Ambiente	entre 14 a 18 °C
Potencia	50 kW
Alimentación Eléctrica	220 Vac +/- 20 V trifásico o monofásico dependiendo del modelo y fabricante
Frecuencia de red	Para nuestro país 60 Hz +/- 0,5 %

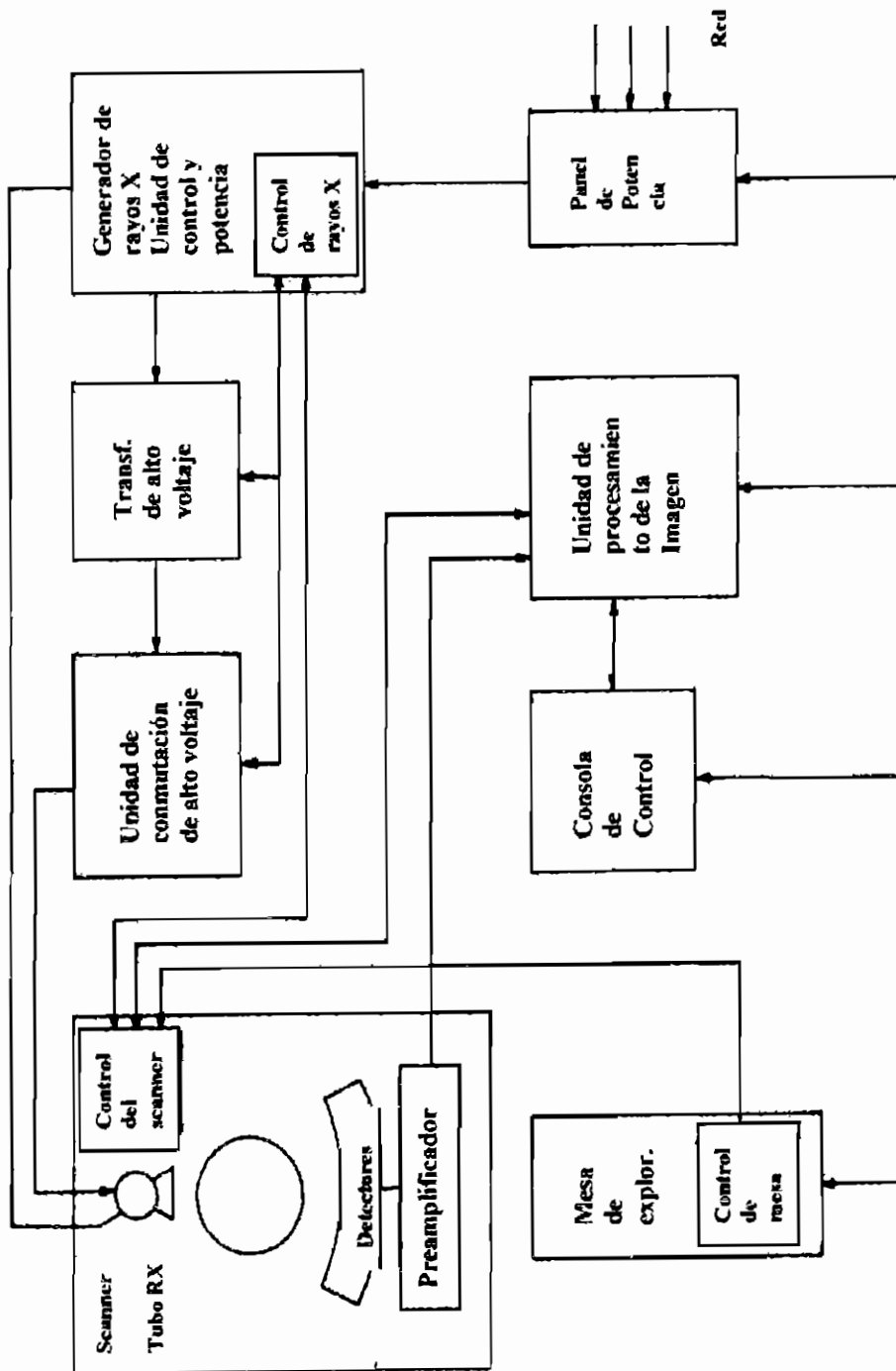


Figura 2.29 Diagrama de bloques de la arquitectura de un Tomógrafo.

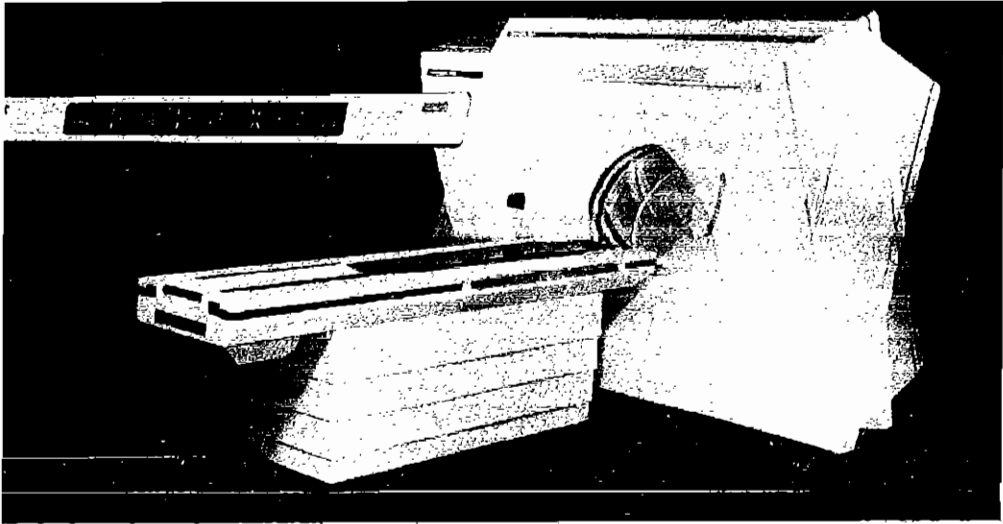


Figura 2.30 Vista panorámica de un Equipo de Tomografía Axial Computarizada

CAPITULO 3

ESTABLECIMIENTO DE NORMAS DE MANTENIMIENTO, PROTOCOLOS DE PRUEBA Y CALIBRACIÓN DE GENERADORES DE RAYOS X

3.1 ANTECEDENTES

En virtud de que todo equipo de radiodiagnóstico y sus aditamentos están sometidos a una carga de trabajo sumamente pesada, ya que se debe tener en cuenta que se necesitan un promedio de cuatro exposiciones por cada estudio, con angulaciones diferentes, kilovoltajes, miliamperajes y tiempo de exposición variables, etc. Es vitalmente importante que todo personal que este involucrado o asociado con la operación y mantenimiento de un generador de rayos X, además de conocer los principios teóricos en los que se basa su funcionamiento, tengan un conocimiento cabal de los siguientes aspectos:

- Instalación correcta del equipo, interpretación de especificaciones y recomendaciones de los fabricantes
- Mantenimiento apropiado del equipo

- Competencia del Propietario y Operador
- Prácticas de Protección Radiología
- Recomendaciones y Regulaciones existentes sobre programas de mantenimiento

En los capítulos precedentes se ha visto todo lo concerniente a los fundamentos teóricos, seguridad radiológica, especificaciones y características técnicas de los generadores de rayos X en sus distintas aplicaciones. El conocimiento e interpretación de las especificaciones y recomendaciones de los fabricantes representan factores cruciales al momento de establecer un programa de mantenimiento. Generalmente cada fabricante recomienda ejecutar ciertas rutinas de mantenimiento preventivo de acuerdo a sus equipos, pero en virtud de la gran variedad de equipos, marcas y modelos existentes en el país, se pretende estandarizar un conjunto de actividades tendientes a llevar a la práctica un programa de mantenimiento preventivo correctivo, así como también, establecer una guía de reparación y calibración de generadores de rayos X.

En esta sección se entregarán los lineamientos necesarios para establecer un programa de mantenimiento preventivo correctivo, así como también, poner en práctica el uso de protocolos de prueba con la finalidad de realizar una evaluación constante y predictiva de las posibles anomalías que se pueden suscitar durante el funcionamiento de un generador de rayos X. Solo si estos aparatos funcionan correctamente es posible obtener todo el rendimiento de la inversión.

3.2 RECOMENDACIONES Y REGULACIONES PARA ESTABLECER UN PROGRAMA DE MANTENIMIENTO

El conocimiento de recomendaciones y regulaciones establecidas por instituciones internacionales y locales, tal es el caso de la OPS/OMS y del Ministerio de Salud Pública, para la implementación de programas de mantenimiento, ha permitido ajustar el programa establecido a dichas regulaciones y modificarlas dentro de un contexto de actualización de conocimientos de acuerdo a la experiencia del autor.

Así según un enunciado de la OPS define al mantenimiento como: “El conjunto de actividades desarrolladas con el fin de conservar los equipos e instalaciones en condiciones de funcionamiento seguro, eficiente y económico”¹

De acuerdo a estos organismos las recomendaciones para establecer un programa de mantenimiento, en resumen, son las siguientes:

- ◆ Asegurar que la venta, instalación y mantenimiento sean responsabilidad de una sola empresa o persona.
- ◆ Prevenir la provisión de accesorios, partes y refacciones para los equipos instalados, por lo menos durante la vida útil de los mismos (para el caso de generadores de rayos X son diez años).
- ◆ Establecer contratos de mantenimiento oportuno.

¹ CORDERA A. y MOEHL U; “ Mantenimiento del departamento de Radiodiagnostico”; OPS; 1984

- ◆ Establecer programas de mantenimiento preventivo y correctivo. Algunos autores señalan también el predictivo. De acuerdo con las especificaciones de los fabricantes.
- ◆ Realizar un inventario técnico de los equipos y sistemas (cuadro N° 3.1)
- ◆ Llevar una hoja de registro y control de averías, en la cual se anote con claridad cuales fueron las fallas, los síntomas y sus consecuencias, así como también las medidas adoptadas para corregirlas, repuestos utilizados y horas efectivas de trabajo empleado (Cuadro 3.2).
- ◆ Designar una persona responsable la cual receptorá las solicitudes de atención de falla o avería del departamento, supervisará el trabajo ejecutado por el técnico especialista y recibirá el mismo.
- ◆ Establecer programas de capacitación del personal que opera el equipo con el objetivo de eliminar o minimizar los daños debidos a mala manipulación o manejo del equipo.
- ◆ “El mantenimiento debe ser ejecutado por profesionales especializados, como ingeniero mecánico o eléctrico, que haya cursado una especialización de por lo menos seis meses o que tenga una experiencia de cinco años”¹.
- ◆ Llevar un control de averías y reparaciones más frecuentes y comunes a los equipos, y personal que se encargó de su arreglo.

¹ CORDERA A y MOEHL U.; Mantenimiento del Departamento de Radiodiagnostico”; OPS; 1984

Se puede definir el Mantenimiento preventivo como “La programación de una serie de evaluaciones, ajustes, reparaciones y análisis que deben llevarse a cabo en forma periódica”¹. Su objetivo consiste en conservar el equipo en su forma óptima y describir las fallas en su fase incipiente, lo que da como resultado un funcionamiento adecuado y continuo, ya que se pueden predecir entonces las necesidades de atención más frecuentes y proceder a la adquisición de las refacciones oportuna y apropiadamente.

El mantenimiento correctivo, en cambio, se refiere a la reparación de averías una vez que la falla es evidente. Los problemas que surgen, si se adopta solamente este método como es el caso de muchas instituciones, consisten en que las fallas inesperadas significan tiempo de paro de los equipos demasiado prolongado, personal desocupado, la suspensión de exámenes programados, y que al requerir reparaciones urgentes hay que sujetarse a la disponibilidad del técnico especialista, pagar costos extras. Debido a la urgencia, se hacen compras de refacciones en condiciones poco propicias para adquirir la calidad adecuada a un costo razonable, o realizar improvisaciones para lograr un pronto funcionamiento del equipo.

Por lo expuesto, es aconsejable elaborar un programa de mantenimiento global que involucre tanto el mantenimiento preventivo como el correctivo. Esta elaboración se la realizará en coordinación con el personal técnico especializado, definiendo las acciones que correspondan al personal del departamento de radiodiagnóstico, como Médicos, tecnólogos médicos,

¹ IEOS, “Manual de Mantenimiento de Equipo e Instalaciones Hospitalarias”; MSP; 1990

técnicos de rayos X y personal de mantenimiento y las del técnico especialista o empresa que provea el servicio de mantenimiento.

En las secciones siguientes se determinaran las acciones a seguir correspondientes o de responsabilidad del técnico especialista o de la casa proveedora de los equipos y del servicio, tendientes a conseguir el funcionamiento óptimo y continuo de los equipos de radiodiagnóstico.

3.3 PROGRAMA DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO

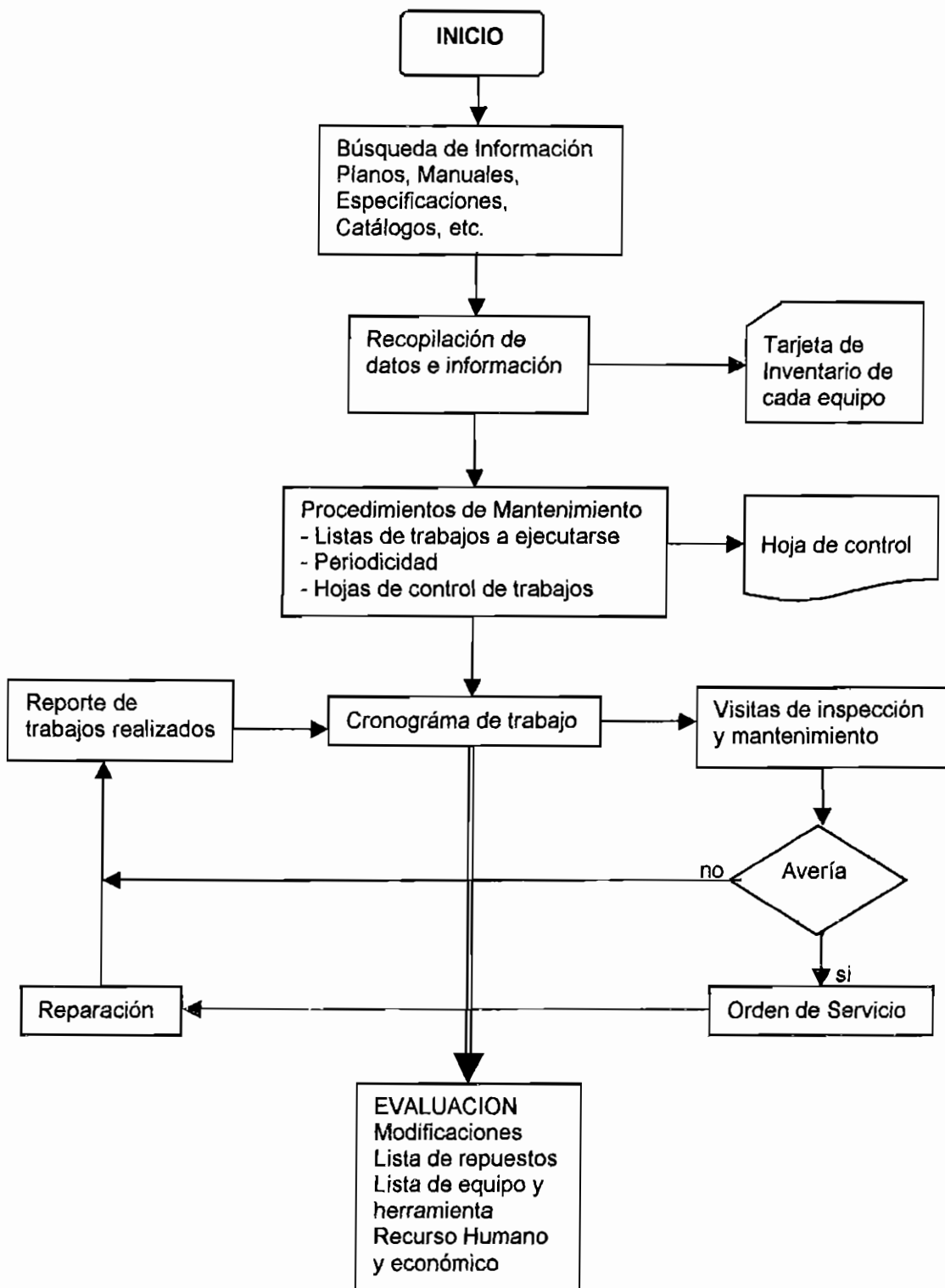
Los generadores de rayos X deben ser mantenidos en buen estado de funcionamiento y operación en todo momento para dar condiciones seguras al personal que lo opera y al paciente, además, únicamente se pueden obtener resultados óptimos en la película cuando el equipo esta operando apropiadamente.

La exposición de las secciones anteriores ha tenido como objetivo facilitar la interpretación de las normas generales de previsión, mantenimiento, localización de averías y calibración de los generadores de rayos X. El mantenimiento eléctrico puede ser considerado como un factor primordial para el funcionamiento de los equipos, pero a menudo pasa desapercibido. Tratándose de equipos de mando eléctrico, la inspección periódica y la conservación juegan un papel muy importante para el buen funcionamiento y rendimiento de los mismos.

De acuerdo a la sección anterior se ha elaborado el siguiente planteamiento del programa de mantenimiento a establecerse, el cual se presenta en un diagrama de flujo a seguirse.

Para poner en práctica este plan de mantenimiento primeramente se tiene que elaborar o establecer las hojas de control tanto de inventarios como de registro de trabajos, para luego establecer las rutinas y acciones a seguir de acuerdo a cada caso.

FASES DEL PLAN DE MANTENIMIENTO PREVENTIVO



3.3.1 HOJAS DE CONTROL DE INVENTARIOS Y TRABAJOS

A continuación se presenta un formato tipo de las hojas de control, tanto de inventario como de registro de trabajos efectuados. Se recomienda tomarlas estas como una base y modificarlas según sea el caso de acuerdo a cada tipo de equipo y sus componentes.

Cuadro 3.1 Hoja de Control de Inventario Técnico¹

TARJETA DE INVENTARIO DE EQUIPOS DE RAYOS X			
N° DE INVENTARIO :		CODIGO :	
INFORMACION GENERAL		EQUIPO N° (SALA N°)	
Proveedor :		Nombre Genérico:	
Dirección :			
Teléfono :	Fax :	Fecha Instalación:	
Fabricante :		Fecha Fin Garantía:	
País Origen :		Persona Encargada del Equipo	
Dirección :		Nombre :	
Teléfono :	Fax :	Cargo :	Fecha :
COMPONENTE	MARCA	MODELO Y/O TIPO	OBSERVACIONES
Generador			
Mesa de exploración			
Seriógrafo			
Columna – Grúa C.			
Tubo RX – OT			
Tubo RX – UT			
Colimador OT			

¹ IEOS; “Manual de Mantenimiento de Equipos e Instalaciones Hospitalarias”; MSP; 1990

Colimador UT			
Intensificador de l.			
Sistema de TV			
Monitor TV			
Bucky Mural			
Cables de Alta Tens.	Tipo de terminales	Long. en metros	
De la mesa			
De la columna			
HOSPITAL O CLÍNICA (Nombre)		LOCALIDAD	PROVINCIA
Tiempo de Funcionamiento :		Dirección :	Teléfono :

OT = Over Table ; UT = Under Table

Es muy importante que esta hoja esté completamente llena para un buen control y seguimiento. Los datos del fabricante son de gran interés especialmente para el propietario del equipo, ya que de producirse el caso de que el proveedor no satisfaga sus necesidades y requerimientos de atención, este puede ir directamente a los fabricantes y solicitar la atención deseada.

Cuadro 3.2 Hoja de Control de Trabajos

CLIENTE:

Fecha: ____/____/____	«HOJA DE SERVICIO»	199	Nº 002236
Nombre del Equipo: _____			
Marca: _____		Modelo: _____	
Serie: _____			
TRABAJOS REALIZADOS:	CODIGOS		
_____	1	<input type="checkbox"/>	TAC-RMN
_____	2	<input type="checkbox"/>	RAYOS X
_____	3	<input type="checkbox"/>	ECOSONOGRAFIA
_____	4	<input type="checkbox"/>	EQUIPO MEDICO I
_____	5	<input type="checkbox"/>	ELECTROMECANICA
_____	6	<input type="checkbox"/>	INST. ESPECIALES
_____	7	<input type="checkbox"/>	INST. ELECTRICAS
_____	8	<input type="checkbox"/>	EQUIPO MEDICO 2
_____	9	<input type="checkbox"/>	LITOTRIPSIA
_____	10	<input type="checkbox"/>	LAPAROSCOPIA
_____	11	<input type="checkbox"/>	
_____	12	<input type="checkbox"/>	
_____	99	<input type="checkbox"/>	COSTO DIRECTO
Tiempo utilizado en la reparación: _____ (Horas)			
REPUESTO	CANTIDAD	COSTO TOTAL	
_____	_____	_____	
_____	_____	_____	
_____	_____	_____	
_____	_____	_____	
Personal encargo que realizó el trabajo:			
NOMBRE	FIRMA		
_____	_____		
_____	_____		
Personal que recibe el trabajo:			
_____	_____		

3.3.2 MANTENIMIENTO GENERAL

Los procedimientos de mantenimiento general preventivo dados aquí deben ser llevados a cabo mensualmente, la frecuencia de inspección que se indica se basa en condiciones normales de funcionamiento.

- 1- Chequear todas las uniones mecánicas para asegurarse que se encuentren bien ajustadas. Observar si hay evidencia de defectos o partes faltantes.
- 2- Verificar la operación de todos los elementos giratorios, como ejes y bisagras. Deben operar libremente.
- 3- Verificar que los cables de acero de sujeción de los distintos aditamentos estén ajustados. Los cables deben estar colocados en su lugar en las poleas y no deben presentar hebras rotas en todo su largo.
- 4- Observar todas las superficies externas pintadas o platinadas para evidencia de daños o deterioro. Asegúrese que todas las de datos y etiquetas de avisos estén seguras y legibles.
- 5- Observar las superficies de las mesas, bucky de pared y del receptor de imagen para evidencia de daños o depósitos que puedan alterar la trayectoria del rayo. Limpie todas las superficies con un detergente débil, luego enjuague y seque con mucho cuidado. Asegúrese que cualquier acumulación de material extraño es removida.
- 6- Verificar que los cables de alta tensión (terminales o conectores) en el tubo y en el transformador de alto voltaje estén bien ajustados. Chequear que todos los cables en general, conectores y uniones estén ajustados.

- 7- Chequear, limpiar y lubricar todas las partes mecánicas móviles. Asegúrese que estas se deslicen libremente.
- 8- Observe el recalentamiento de elementos y componentes, el cual se nota por el cambio de coloración de sus materiales. Si es necesario prevea el cambio o reemplazo.

3.3.3 MANTENIMIENTO PROGRAMADO

El siguiente itinerario recomendado de las pruebas requeridas debe ser llevado a cabo por el proveedor del equipo de rayos X o por un ingeniero calificado a intervalos no menos frecuentes a los indicados.

Cuadro 3.3 Periodicidad de Mantenimiento Programado

UNIDAD	PRUEBA	FRECUENCIA
TUBO EMISOR DE RAYOS X		
	Escape de Radiación	Anualmente
	Calidad de la Radiación	Anualmente
	Limitación y Alineación del Campo	Anualmente
	Terminales de Alta tensión	Cada 6 meses
GENERADOR Y CONTROLES		
	Voltaje y Regulación de la Línea	Cada 3 meses
	Calibración Parámetros kVp, mA, t	Cada 3 meses
	Circuito de Sobrecarga	Cada 3 meses
	Nivel de Aceite transformador de Alta	Anualmente
MESAS Y PANELES DE PARED		
	Equivalente Aluminico	Anualmente

SOPORTES DE CASSETTES		
	Atenuación	Anualmente
	Seguros	Anualmente
	Indicadores de Alineación	Anualmente
DISPOSITIVOS DE LIMITACIÓN DEL HAZ DE RADIACIÓN		
	Escape de Radiación	Cada 3 meses
	Calidad de la Radiación	Cada 3 meses
	Campo Variable	Cada 3 meses
	Definición Visual	Cada 3 meses
	Limitación Positiva del Rayo	Cada 3 meses
	Indicación y Alineación del Campo	Cada 3 meses
CONTINUIDAD CABLES DE TIERRA $\leq 0,1$ Ohmios		Cada 6 meses
CAPACITACION PERSONAL OFERACIÓN		Cada 3 meses

3.4 PROTOCOLOS DE PRUEBA

Como se anoto anteriormente, el mantenimiento debe ser preventivo y correctivo, y algunos autores señalan que debe ser predictivo también, sin embargo, es la opinión del autor que este último es parte del preventivo. Efectivamente, el mantenimiento preventivo consiste en conservar el equipo en su forma óptima y detectar o describir las fallas o anomalías en su fase inicial, prediciendo entonces las necesidades de atención más frecuentes para proceder a la adquisición de repuestos y refacciones

apropiadas y a tiempo, teniendo como resultado final un funcionamiento adecuado y continuo del equipo.

El establecer un formato o protocolo de pruebas, no es más que realizar una guía de procedimientos abreviados a seguir periódicamente, en la cual se registran los principales parámetros de funcionamiento del equipo y sus componentes, para poder llevar una estadística de comportamiento y detectar el grado de deterioro que sufren los equipos ya sea por desgaste o envejecimiento normal debido a su utilización, por causas externas (variaciones eléctricas), por mala operación, por defecto de algún componente o avería, para proceder inmediatamente a su calibración o compensación si está dentro de límites aceptables o prevenir su adquisición y reemplazo.

El protocolo de pruebas que a continuación se presenta se lo ha realizado en base de recomendaciones de los fabricantes y a la experiencia acumulada por el autor. Se ha resumido en un solo documento por cada aplicación los parámetros a registrar y controlar en forma secuencial. Este protocolo se recomienda realizarlo al término de la instalación del equipo, luego de que se haya completado satisfactoriamente las pruebas preliminares y los procedimientos finales de calibración, para obtener una base inicial de datos (línea base) y en condiciones normales de funcionamiento cada seis meses o cada vez que se cambie o reemplace algún componente básico del generador, como puede ser el tubo emisor de rayos X, componentes del transformador de alta tensión, autotransformador, estabilizador de alimentación de filamentos, etc.

Cuadro 3.4 Protocolo de Pruebas Para Generadores de Rayos X

FORMA RX - 01 : RADIOGRAFÍA CONVENCIONAL		
IX BIOTRON DEL ECUADOR Cla. Ltda.	CERTIFICADO DE PRUEBAS (Para uso exclusivo del servicio técnico)	Marca:
		Modelo:
		Serie :
		Año de fabricación:
CLIENTE:		

Generador/Unidad base:- _____

Transf. Alta tensión: _____ Tipo: _____ N° Pulsos: - _____

Tensión de red: _____ V Frecuencia: _____ Hz Calidad de red: _____ Ohm

Área (de acuerdo a protección radiológica): Óptima ____ Regular ____ Inadecuada ____

Instrucciones de ajuste: _____ Diagramas y circuitos: _____
 (sección manual técnico) (sección manual técnico)

VALORES RADIOGRÁFICOS: PUESTO I (II, III, IV, etc.)

TUBO: _____ N° Disparos: _____

CONTROL DE kV		SELECCIÓN DE TIEMPO: 0.1 seg.						
		CORRIENTE : _____ mA (100, 200)						
Selec. KV	kV medido		mA medido			Mas	Voltaje Precaldeo	
	Alta	VP1-P2	mA	VFF	VFG		VFF	VFG
40								
70								
100								
120								

CONTROL DE mA				Seleccionar tiempo: 0.1 seg.			
				Kilovoltaje : 70			
Selec. MA	MA medido			Mas	Voltaje Precaldeo		kV med.
	MA	VFF	VFG		VFF	VFG	
50 FF							
100FF							
100FG							
200FG							

- ÁNODO GIRATORIO COLIMADOR FRENOS
 BUCKY MESA BUCKY MURAL REJILLAS
 LUZ/RADIACIÓN SERIÓGRAFO PORTACAS.
 BASCULAMIENTO INT. IMAGEN SIS. TV

VALORES FLUOROSCÓPICOS

TUBO : N° Disparos:

Seleccionar 2 mA			
KV selec.	kV medido	VFF	VP1 – P2
40			
60			
80			
100			

OBSERVACIONES:

FECHA : _____ TÉCNICO RESPONSABLE: _____



Como se puede observar, en este documento se pretende registrar los principales parámetros de funcionamiento de un generador, como son el kilovoltaje, miliamperaje y tiempo, en condiciones normales de funcionamiento haciendo una correlación de estos valores con sus fuentes de alimentación; esto es, midiendo los valores de voltaje en los primarios de los transformadores de alta tensión y de filamentos al momento previo y durante la exposición, para de esta manera obtener un factor de proporcionalidad el cual nos permita evaluar cualquier situación anómala.

Este procedimiento es de mucha utilidad cuando en un momento dado no se dispone de los instrumentos específicos de medida, kilovoltímetro, miliamperímetro o un analizador de parámetros¹, bastará con un multímetro verificar los valores anotados de voltaje en el lado de baja tensión para estimar la salida del generador o alguna anomalía dentro de los circuitos principales de funcionamiento.

A continuación se describe cada uno de los parámetros anotados. Para una mejor comprensión nos referiremos a la Figura 3.1.

- **Generador/Unidad Base:** Se refiere explícitamente a identificar el modelo y/o marca del generador, ya que en muchos de los casos el sistema lo componen varios aditamentos con su modelo específico y en algunos casos de varias marcas (generador, mesa, bucky mural, etc.).

¹ Ver Capítulo 4 "Control de Calidad" para mayor detalle de los equipos

- **Transf. Alta Tensión:** Registrar número de serie, tipo, si es monofásico, bifásico o trifásico y número de pulsos (2, 4,6 o12) o sistema de rectificación.
- **Tensión de Red:** Registrar el valor de la tensión de alimentación en condiciones normales de funcionamiento (con carga nominal) entre fases, si el sistema es trifásico se realizaran tres registros VRS, VST, VRT.
- **Frecuencia de red:** Para el país siempre será 60 Hz, pero este valor es necesario compararlo con las especificaciones del fabricante, ya que muchos equipos que han llegado al país están fabricados para trabajar a 50 Hz.
- **Calidad de la red:** Registrar el valor en ohmios de la acometida eléctrica, de acuerdo al cálculo establecido en el capítulo 1, la cual debe estar dentro de lo especificado por el fabricante.
- **Área:** Se refiere específicamente a la construcción en sí del recinto donde se encuentra instalado el equipo, si esta cumple o no con las recomendaciones y regulaciones de protección radiológica.
- **Instrucciones de Ajuste / Diagramas y Circuitos:** Anotar si existe la información técnica suficiente y las secciones donde se encuentran, si no existen será una labor a conseguir.
- **Tubo:** Anotar marca, modelo, tipo y características de potencia del tubo utilizado, estas generalmente son kilovoltaje máximo de trabajo, potencia en foco fino (FF) y foco grueso (FG), ejemplo;

Siemens, Biangulix 20/50/150.

Donde 20 es la potencia en foco fino (20 kW)

50 es la potencia en foco grueso (50 kW)

150 el kilovoltaje máximo permisible (150 kV)

- **Selecc. kV:** Kilivoltaje seleccionado.
- **kV medido Alta:** Kilovoltaje real medido, kilovoltaje que entrega el generador.
- **kV medido P1 – P2:** Valor del voltaje en baja tensión medido entre P1 y P2 (terminales de entrada del primario del transformador de alta tensión, Figura 3,1), si es un sistema trifásico se tendrá que extender la tabla para valores de voltaje entre P1- P3 y P2 – P3.
- **mA medido:** El miliamperaje real medido para cada estación o selección de kilovoltaje.
- **mA medido VFF:** Valor del voltaje de alimentación al primario del transformador de filamentos para foco fino o filamento pequeño (Small focus), Figura 3.1.
- **mA medido VFG:** Valor del voltaje de alimentación al primario del transformador de filamentos para la selección de foco grueso o filamento grande (Large focus), Figura 3.1.
- **mAs:** Valor real de los miliamperios – segundo entregados por el generador de acuerdo al tiempo y corriente seleccionados.
- **V. Precaldeo:** Muchos generadores tienen un voltaje constante de alimentación a uno de los filamentos, denominado voltaje de precaldeo,

su propósito es mantener al filamento caliente para obtener una respuesta más rápida al caldeo al momento de la exposición.

VFF de igual manera, voltaje de precaldeo para foco fino.

VFG, voltaje de precaldeo para foco grueso.

- El resto de parámetros se refiere a poner un visto bueno luego de evaluar el funcionamiento o estado de cada componente, caso contrario anotar la observación correspondiente o corregir el defecto si es posible inmediatamente o en futuras visitas.

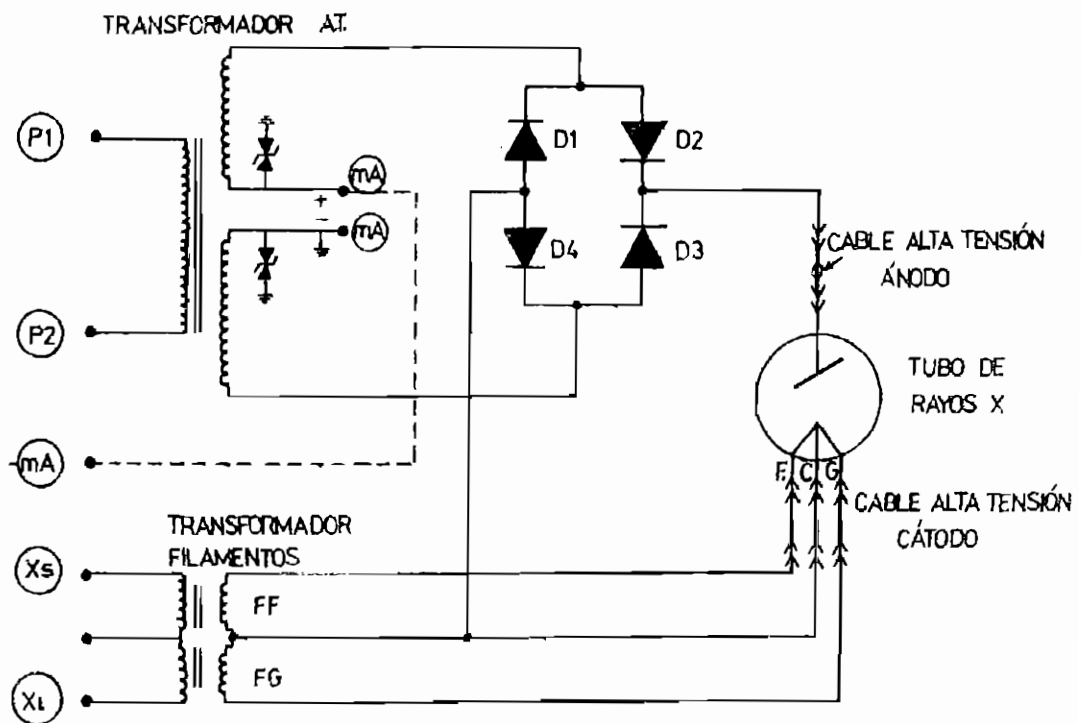


Figura 3.1 Circuito de alta tensión de un generador de rayos X

Se puede decir que este es un procedimiento invasivo, ya que se actúa internamente con el equipo para obtener las medidas deseadas y, como se mencionó anteriormente, se debe llevar a efecto una vez que se ha concluido la instalación, reparación y calibración del sistema. Por tanto, a continuación se indican los principales ajustes y calibraciones a ejecutarse.

3.5 CALIBRACIÓN Y AJUSTE DE PRINCIPALES PARÁMETROS

El procedimiento que se da a continuación deberá ser efectuado en el orden indicado para obtener resultados confiables, optimizar tiempo u horas hombre y realizar el mínimo de exposiciones como medida de protección para el técnico especialista que realiza el trabajo.

3.5.1 EQUIPO NECESARIO

- ◆ Multímetro digital Fluke 77 o equivalente
- ◆ Osciloscopio de dos canales con memoria de 50 MHz
- ◆ Masmetro, indicador digital de mAs, Victoreen o equivalente
- ◆ Kilovoltímetro RTI Mini X ray plus o equivalente
- ◆ Medidor de tiempo digital RTI Mini X ray plus
- ◆ Analizador de parámetros radiológicos kV, mA y tiempo Dynalyzer II o equivalente
- ◆ Conector de medición, adaptador para interface de cable de alta tensión

3.5.2 CALIBRACIONES Y AJUSTES

3.5.2.1 Verificación de la caída de tensión de red (resistencia de red):

Antes de realizar cualquier ajuste o calibración es muy importante verificar la resistencia de red o regulación de la variación de voltaje de alimentación, que normalmente deberá estar en valores comprendidos entre un 5% a 10%, cuando más (3 % valor más aceptado).

Normalmente los fabricantes especifican la calidad de red requerida para alimentar a un determinado equipo dando los valores de voltaje de alimentación, porcentaje de regulación máximo permisible o resistencia de red, factor de potencia, la relación de estos parámetros vienen dada por las expresiones;

$$\% \text{ regulación} = \frac{(V_o - V_n) \times 100}{V_o}$$

$$\text{Resistencia de red} = \frac{(V_o - V_n)}{I_n}$$

Donde V_o = voltaje de red en vacío

V_n = voltaje con carga nominal

I_n = Corriente con carga nominal

3.5.2.2 Ajuste del circuito de compensación de red:

Como se mencionó anteriormente, todo generador de rayos X poseen circuitos de regulación o compensación del voltaje de alimentación de red sean manuales o automáticos. Estos circuitos

nos permiten siempre trabajar con voltajes internos constantes o dentro de márgenes aceptables de tolerancia, independientemente de las variaciones de tensión producidas en la línea de alimentación. De igual manera, la comprobación del funcionamiento de este circuito debe de llevarse a efecto antes de realizar cualquier ajuste o calibración. Si el generador posee un circuito automático de compensación de red siempre existirán un par de terminales o puntos de prueba en el autotransformador de entrada donde medir un voltaje fijo especificado por el fabricante (220, 270, 100 para equipos japoneses, etc.) el cual energizará todos los circuitos de control y auxiliares del sistema. Si el voltaje no esta dentro de los límites especificados será necesario ajustar dicho valor, generalmente se tiene taps para escoger el rango del voltaje de entrada así por ejemplo; de 180 a 220, 200 a 240, 360 a 400, etc., de acuerdo al voltaje de alimentación que se posea, si esto no compensa, puede ser necesario ajustar en el autotransformador el voltaje de salida que de igual manera en algunos casos puede ser por taps o por desplazamiento de un carrito que se desliza sobre sus devanados, obteniéndose así el voltaje deseado.

Si el sistema es de regulación manual se deberá ajustar el selector indicado para mantener el voltaje dentro de una área predefinida e indicada en un medidor del voltaje de red, este ajuste debe ser verificado siempre durante el proceso de calibración.

3.5.2.3 Verificación de las fuentes auxiliares de los circuitos:

Una vez ejecutado los dos pasos previos se deberá proceder a verificar todas las fuentes internas o tensiones de servicio, para garantizar que todos los circuitos estén operativos y así proceder a los ajustes correspondientes, estas tensiones normalmente son fuentes de bajo voltaje tanto alternas como continuas con valores muy específicos de tolerancia que generalmente no superan el 5% de su valor nominal.

3.5.2.4 Verificación del circuito de ánodo giratorio y ajuste del tiempo de retardo de arranque:

En generadores que estén preparados para trabajar con tubos de ánodo giratorio se debe verificar, principalmente cuando se ha desmontado el tubo, el funcionamiento del circuito de arranque de ánodo giratorio en lo referente a voltajes de operación, conexión de devanados de arranque y trabajo y tiempo de duración del arranque. Primeramente se identifica exactamente cuales son las bobinas o devanados de trabajo y arranque, con un ohmetro se comprueba la resistencia que presenta cada uno de los bobinados, el de menor resistencia corresponderá al bobinado de trabajo, por ninguna razón se podrá intercambiar estos bobinados, ya que los circuitos que los alimentan poseen relés sensores de corriente que se activan para dar las señales de un arranque correcto y de proseguir con la secuencia de disparo (señal de PREPARACION LISTA).

El voltaje es otro parámetro a considerar al momento de interconectar el estator del tubo de rayos X, en vista que la mayoría de circuitos de arranque de ánodo giratorio al bobinado de trabajo se lo alimenta con un voltaje alterno directo desde una fuente de AC. Al bobinado de arranque se lo hace a través de un condensador lo que produce un desfasaje efectivo del voltaje de alimentación con respecto a la referencia, dando por tanto un valor mayor.

El tiempo de retardo del arranque, es el tiempo durante el cual permanece presente el voltaje en la bobina de arranque para garantizar que el ánodo alcance su velocidad de régimen o trabajo (3.000 r.p.m.) y no tener un retardo excesivo. Los valores de tiempo generalmente empleados son de 0.7 a 1.2 segundos de acuerdo a las características de los tubos, este tiempo normalmente viene ajustado desde fabrica pero siempre es aconsejable comprobarlos y corregirlo si es necesario, luego de este tiempo el circuito conmuta las tensiones de arranque y trabajo e introduce la tensión de mantenimiento al bobinado de trabajo.

Se puede hacer esta comprobación con la ayuda de un contador de impulsos conectado con la bobina de arranque o por medio de la utilización de un osciloscopio de memoria, para de esta manera contabilizar los pulsos y la duración de la presencia de este voltaje.

Es necesario recordar que los voltajes al momento del arranque para equipos pequeños son de 110 Vac para la bobina de trabajo y 150 Vac para la de arranque, luego del tiempo de arranque el circuito

mantiene rotando el ánodo con un voltaje que oscila entre los 50 y 80 Vac. Para equipos de mediana potencia estos voltajes están comprendidos entre 220 Vac para la bobina de trabajo y 270 Vac para la de arranque, con una tensión de mantenimiento de alrededor de los 150 Vac. En los equipos de gran potencia que usan tubos de alta velocidad (10.000 r.p.m.) en el circuito de arranque de ánodo giratorio se debe considerar que en primer lugar la frecuencia se triplica y en segundo lugar los voltajes tanto de trabajo como de arranque se aumentan a valores que oscilan entre los 500 Vac y 1.000 Vac respectivamente con una tensión de mantenimiento de alrededor de los 400 Vac, esto hace que no sea posible su lectura con instrumentos convencionales, por tanto se debe usar el equipo apropiado, osciloscopio.

3.5.2.5 Ajuste de protección de kV máximos:

Generalmente este es parte del circuito de protección de sobrecarga que impide que el tubo por cualquier motivo trabaje con valores por sobre los máximos permitidos, para ajustar este valor generalmente se selecciona una estación de corriente baja que permita alcanzar en el generador el valor de kilovoltaje máximo permitido por el tubo de rayos X utilizado, con un tiempo de exposición igualmente bajo (0.1 segundos), para luego ajustar el circuito de sobrecarga hasta que este actúe dando una señal de alarma e impidiendo la exposición. En otros casos solamente es necesario escoger este

valor máximo de una tabla de valores que se encuentran dentro de una tarjeta de programación la cual indica al circuito el valor con el cual se va a trabajar.

3.5.2.6 Ajuste del circuito de sobrecarga:

Para realizar este ajuste es necesario utilizar las curvas características de carga del tubo de rayos X empleado, generalmente se lo realiza seleccionando las técnicas máximas permisibles para cada estación de corriente y ajustando el circuito hasta que se encienda la señal de sobrecarga e inhiba la exposición, normalmente hay un control (potenciometro) para cada estación de corriente y para cada tubo y filamento (puestos I, II y FF, FG).

El ajuste se inicia con el tiempo de exposición el máximo permisible por el generador y los mA y kV también máximos permisibles con este tiempo, estos son datos que se obtiene directamente de especificaciones del fabricante o como se dijo anteriormente de las curvas características de carga del tubo.

3.5.2.7 Ajuste del circuito de temporización:

El tiempo de exposición deberá estar dentro de un margen de tolerancia de un +/- 1% o 3 milisegundos para cada estación de tiempo seleccionado, en el circuito de temporización o reloj electrónico se puede ajustar el tiempo de inicio de la exposición y el tiempo que dura la exposición.

El tiempo de inicio de la exposición es el tiempo que se retarda en iniciar la exposición una vez que el circuito ha recibido la orden de o petición de disparo, y es el tiempo necesario para producirse el sincronismo con la señal de la frecuencia de la red, este tiempo es inferior a 16 ms para que la exposición se inicie sincronizada con el cruce por cero de la señal de red que alimenta el primario del transformador de alta tensión.

El ajuste del tiempo de duración de la exposición se lo puede realizar midiendo directamente la señal en los puntos P1 y P2 con la ayuda de un osciloscopio de memoria o un contador de pulsos, entonces se cuenta directamente los pulsos o semiciclos de acuerdo al tiempo seleccionado. Generalmente este ajuste se lo realiza seleccionando 100 kV, 100 mA y 0,5 segundos, al dar la orden de exposición el contador u osciloscopio deberán registrar 60 pulsos si no es así realizar el ajuste correspondiente.

Se debe retocar este ajuste para el tiempo más largo y para el más corto permitidos por el generador, si el generador es de alta frecuencia realizar la conversión correspondiente para ver el número de pulsos.

No olvidar que para esta prueba los terminales P1 y P2 no deben estar conectados al transformador de alta tensión para evitar exposiciones innecesarias.

3.5.2.8 Ajuste del caldeo de filamento para radioscopia (cuando el sistema tenga esta opción):

La corriente de fluoroscopia cuando el selector externo de esta se encuentre en la posición de mínima corriente deberá ser de 0,5 mA a 80 kV, si no es así, realizar el ajuste en el control correspondiente (normalmente una brida variable en una resistencia en el circuito de alimentación de filamentos, bien definida y marcada). Al girar el control de corriente de fluoroscopia al máximo, la intensidad que marque el miliamperímetro debe estar comprendida entre 5 a 6 mA.

3.5.2.9 Ajuste del precaldeo del filamento para radiografía:

Normalmente los valores de caldeo de filamentos están entre los 6 a 12 Vac con una corriente de alrededor de los 6 amperios, algunos generadores poseen circuitos denominados de precaldeo que alimentan a los filamentos continuamente con un valor menor capaz de mantener a estos en un estado de incandescencia listos para recibir la corriente de caldeo total y producir la exposición, estos valores están entre los 3 a 5 Vac con una corriente de aproximadamente 1,5 amperios todo dependerá del tipo de tubo utilizado y del fabricante del equipo, estos valores deberán ser comprobados y ajustados para no mantener al filamento sobrecalentado en un estado de espera o stamby ya que se produciría un desgaste prematuro.

Para realizar este ajuste se instala un voltímetro digital entre los terminales del filamento a controlar (foco fino o foco grueso) y un amperímetro en el terminal común del conjunto, Figura 3.2.

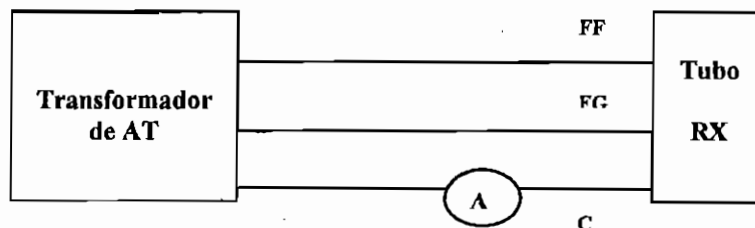


Figura 3.2 Medida de la corriente y voltaje de filamentos

3.5.2.10 Ajuste de la corriente para radiografía y compensación de carga espacial:

Los valores de la corriente del tubo para cada estación seleccionada deberán estar dentro de un margen de tolerancia de +/- 10% del valor seleccionado o con una diferencia de 5 mA, para realizar este ajuste se colocará el medidor de miliamperios - segundo (masmetro) intercalando entre el terminal señalado como M+ (en algunos casos MA) en el secundario del transformador de alta tensión como se indica en la Figura 3.3, para obtener un valor real de la corriente que circula por el tubo.

Para cada estación de corriente existirán dos controles de ajuste uno para kilovoltajes bajos (ajuste de la corriente propiamente dicha) y otro para kilovoltajes altos (ajuste de la compensación de carga espacial), la diferencia entre estos dos valores tendrá que estar

dentro de los márgenes de tolerancia establecidos. El procedimiento de ajuste es el siguiente:

- ◇ Seleccionar una estación de corriente, generalmente la más baja con foco fino, aunque algunos fabricantes recomiendan empezar por la más alta, tomemos como ejemplo 50 mA.
- ◇ Seleccionar un valor de kilovoltaje bajo (60 kV) y un tiempo de exposición lo suficientemente corto para obtener una lectura apreciable en el masmetro (0.1 segundos), realizar una exposición y registrar el valor si necesita ajuste mover el control correspondiente hasta obtener el valor deseado.
- ◇ Mover el selector de kilovoltaje al máximo permisible para esta estación de corriente (120 kV) y realizar una exposición registrar el valor y ajustarlo con el control respectivo (compensación de carga espacial) si es necesario, se debe tener en cuenta que para cada registro del medidor se realizará una exposición, por tanto, se debe tener un buen criterio para no realizar un excesivo número de exposiciones, este proceso es interactivo ya que una vez realizado el ajuste en el un extremo se deberá volver al otro para verificar su valor hasta encontrar un compromiso de no variabilidad, para nuestro caso los valores podrían estar comprendidos entre 48 y 52 mA respectivamente.
- ◇ A continuación se seleccionará la estación de corriente inmediatamente superior y se procederá de igual manera, tanto

para el foco fino como para el foco grueso y para cada uno de los tubos que maneje el generador.

- ◊ Es necesario notar que por el número de disparos efectuados durante este proceso la carga del tubo y del generador es bastante alta, así como también la irradiación al técnico que realiza el proceso, por lo que el mismo deberá realizarse en forma pausada y observando todas las normas de seguridad de protección tanto para el equipo como de seguridad radiológica, una regla clave es trabajar en este proceso con los colimadores totalmente cerrados y realizar la secuencia de exposiciones a intervalos mínimos de un minuto.

A continuación se presenta una tabla de valores esperados para diferentes estaciones de corriente con el kilovoltaje indicado.

Tabla 3.1 Valores típicos de Corriente y Compensación de Carga Espacial

ESTACION SELEC.	mA a 60 kV	MA a 120 kV*
20 mA FF	19	21
50 mA FF	48	52
100 mA FF	95	105
100 mA FG	95	105
200 mA FG	190	200
300 mA FG	285	315

400 mA FG	380	420
500 mA FG	475	525
600 mA FG	560	620

* Si la estación lo permite, caso contrario poner el máximo permitido.

3.5.2.11 Verificación y ajuste de kilovoltaje (indicadores de lectura):

Una vez completados todos los ajustes anteriormente descritos, el ajuste y comprobación final es el kilovoltaje entregado por el generador en cada estación de trabajo, este valor deberá estar dentro de un margen de tolerancia de $\pm 5\%$ del valor seleccionado. En la práctica si se realizaron todos los ajustes anteriores correctamente no es necesario ajustar este valor, lo que realmente se hace es ajustar los instrumentos o circuitos de lectura para que coincidan el valor seleccionado con el valor real entregado por el generador, para eso se hace uso del medidor de radiación (kilovoltímetro/tiempo) o del analizador de parámetros que nos dan una lectura del kilovoltaje real entregado por el tubo en el un caso y del kilovoltaje real que alimenta al tubo en el segundo.

Normalmente este ajuste se lo realiza escogiendo solamente una estación de corriente para cada foco, generalmente especificada por el fabricante, o de un valor medio de carga de acuerdo al tipo de equipo (por ejemplo 100 mA para foco fino y 200 mA para foco grueso) se selecciona un kilovoltaje intermedio 80 kV, se realiza un

disparo y se registra el valor, se ajusta el medidor de kV para que coincida el valor real con el indicado, luego se realizarán dos o tres disparos más de comprobación a lo largo de toda la escala de valores permisibles.

Si este no es el caso y no se consiguen ajustar los valores reales con los indicados será necesario ajustar los taps de selección de kV en el autotransformador hasta conseguir el objetivo propuesto.

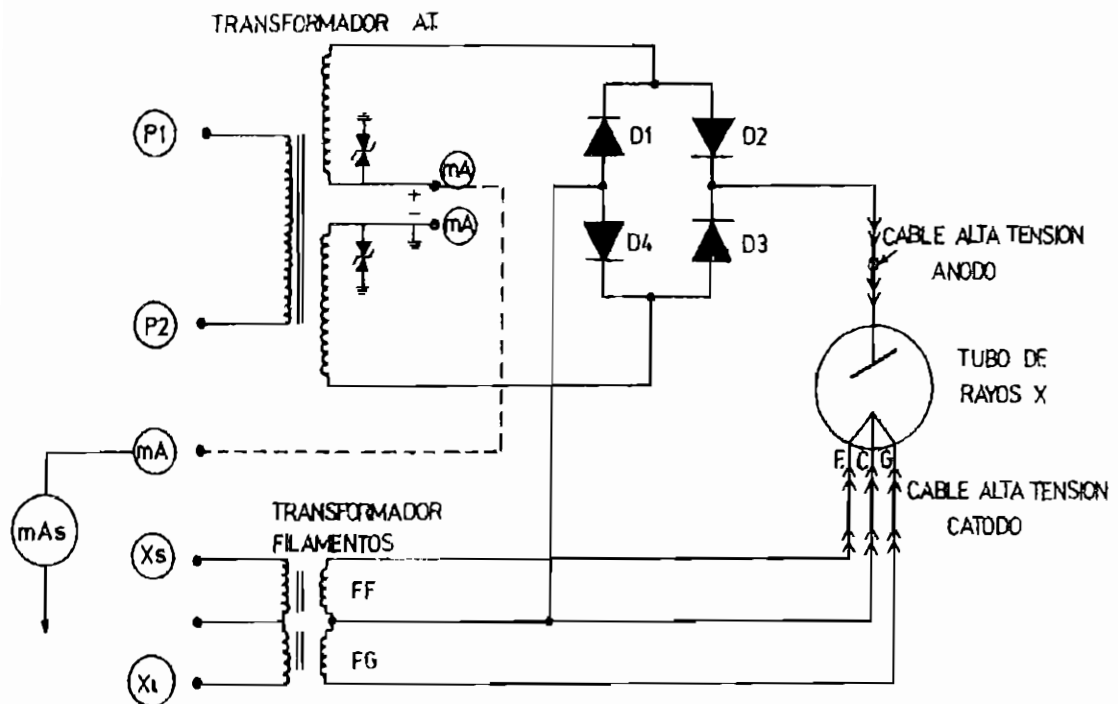


Figura 3.3 Medida de la corriente en un generador de rayos X

3.6 MANTENIMIENTO CORRECTIVO, SEGUIMIENTO DE FALLAS Y AVERÍAS

Como se mencionó anteriormente, el mantenimiento correctivo se da una vez que la falla se ha presentado, en vista que los repuestos y accesorios de los sistemas de rayos X especialmente en lo que se refiere a tubos de rayos X, cables de alta tensión, transformador de alta tensión, puentes rectificadores y en general cualquier accesorio que forme parte integral del equipo son bastante costosos, por tales razones es necesario una determinación precisa de la causa que produce la avería, antes de proceder a su reparación y reemplazo.

Como base principal para la localización de averías se debe contar con la información técnica suficiente del equipo, cualquiera que sea su marca y capacidad de carga, pero aún a la falta de disponibilidad de ésta los esquemas aquí planteados serán de mucha utilidad.

3.6.1 SEGUIMIENTO DE FALLAS Y AVERÍAS

Dada la variedad de equipos y siendo tan diferentes sus diseños, principalmente en lo referente a los circuitos de control y mando, se realizará una descripción de fallas en forma general.

❖ Fallas en los circuitos de control y lectura:

Para sintetizar este procedimiento se ha elaborado la siguiente tabla.

Cuadro 3.5 Fallas en los circuitos de control y lectura.

AVERÍA	CAUSA POSIBLE
Autotransformador no se energiza	Fusibles generales de alimentación quemados
	Interruptor principal de control dañado
	Selector de compensación de línea dañado
	Contactor principal defectuoso
Voltímetro de línea no acusa lectura	Fusibles auxiliares quemados
	Selector de línea en posición de punto muerto
	Escobillas del autotransformador defectuosas
Kilovoltímetro no acusa lectura	Selector de KV. dañado
	Kilovoltímetro defectuoso
	Escobillas del autotransformador defectuosas
Amperímetro de filamento no acusa lectura	Resistencias de regulación de corriente de filamento quemadas
	Estabilizador de filamento defectuoso
	Selector de cambio de foco defectuoso
	Relés de cambio de foco defectuosos

❖ **Fallas los circuitos de mando y potencia**

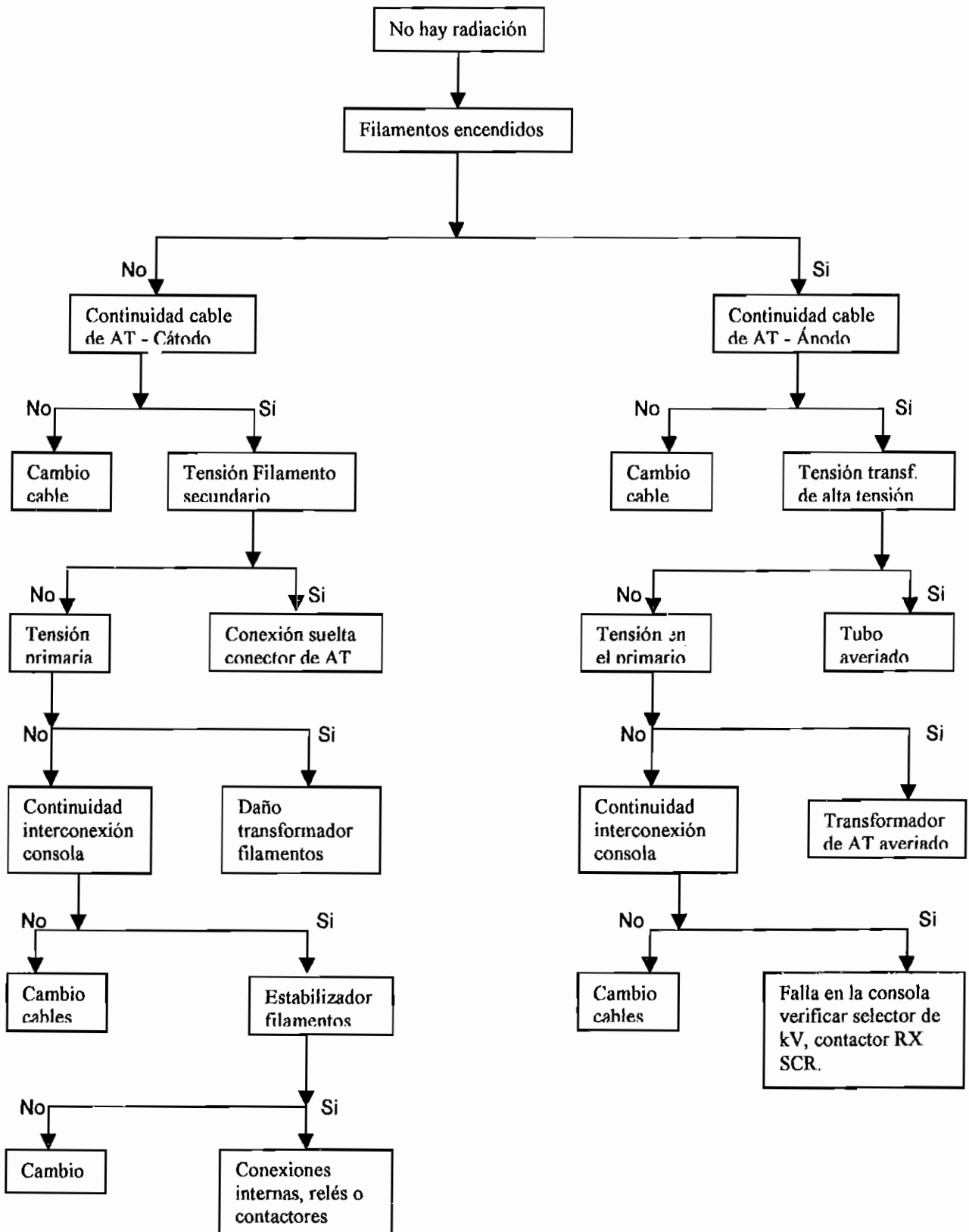
En la siguiente tabla se sintetizan las principales anomalías y sus causas más frecuentes.

Cuadro 3.6 Fallas en los circuitos de mando y potencia

AVERÍA	CAUSA POSIBLE
No hay corriente de fluoroscopia	Interruptor de pie/ control de mesa dañado
	Contactor de alta tensión dañado
	Circuito de caldeo defectuoso
No hay corriente de radiografía	Circuito de alimentación de filamentos averiado
	Contactor de alta tensión dañado o SCR's defectuosos
	Circuito de temporización defectuoso
No hay radiación por defectos en el transformador de alta tensión	Falta continuidad entre los terminales MA – C del miliamperímetro y tierra o circuito de medición de corriente
	Falta voltaje de alta tensión
	Conexiones abiertas en el primario o secundario del transformador de alta tensión
	Conjunto de conexiones de los terminales de alta tensión defectuosos
	Puente rectificador dañado
	Transformador de alta tensión averiado

3.6.2 DIAGRAMA DE FLUJO PARA LOCALIZACIÓN DE AVERÍAS

A continuación se presenta un diagrama de flujo para un seguimiento general de fallas, partiendo del hecho que no hay emisión de radiación y sus posibles causas.



CAPITULO 4

PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

En esta sección se establecerán los parámetros necesarios para implementar un programa de control de calidad tendiente a obtener un producto final de calidad (imagen o placa radiográfica) como un objetivo final del programa de mantenimiento preventivo correctivo, como parte de una Garantía de Calidad en la venta o reparación de los equipos y como una guía en la fiscalización y recepción de equipos que se basen en la generación de rayos X como principio de funcionamiento.

4.1 ALCANCE Y JUSTIFICACIÓN

El establecer un programa de control de calidad en términos generales significa; adoptar o implementar un conjunto de actividades técnicas administrativas, tendientes a obtener un producto final de calidad, que cumpla con las exigencias del mercado, el producto en si debe ser satisfactorio, económico, adecuado y confiable.

Puesto que el producto final para una exploración o toma radiográfica es la imagen radiográfica sea esta registrada en film o en pantalla de vídeo, y el objeto del estudio es el paciente, es muy importante realizar una evaluación

del costo - beneficio que implica hacer un estudio de esta índole; por tanto, la mejor razón para implementar un programa de control de calidad es para optimizar el diagnóstico y por su puesto el cuidado del paciente.

Por lo expuesto se puede decir que un programa de control de calidad, entre otros aspectos, pretende:

- ❖ Reducir la dosis aplicable al paciente
- ❖ Mantener una relación costo - beneficio óptima (reducir costos de operación)
- ❖ Optimización de la imagen radiográfica.

Para lo cual se basa en los siguientes aspectos:

- *Pruebas de Aceptación* detección de defectos en equipos que han sido recientemente instalados o han sido sometidos a una reparación mayor.
- *Establecimiento de una línea base* de rendimiento del equipo
- *Diagnóstico de cambios* en el rendimiento del equipo antes que se produzcan paralizaciones en los mismos
- *Verificación de corrección* de causas que deterioran el rendimiento de los equipos.

Las desventajas de una pobre calidad de imagen pueden resumirse de la siguiente manera:

- **Diagnóstico Incorrecto.** Un diagnóstico incorrecto es la más importante consecuencia de una pobre calidad de imagen, ya que el médico especialista puede pasar por alto una fractura o una lesión destructiva. Un diagnóstico incorrecto también puede ser resultado de una impropia

o inadecuada toma (vista) radiográfica ya que algunas lesiones no pueden aparecer en un examen rutinario.

- **Riesgo de Repetir un procedimiento peligroso.** Si un procedimiento que no tiene riesgos radiológicos debe ser repetido debido a una pobre imagen, existirá un riesgo adicional al paciente. Por ejemplo, un radiograma insatisfactorio en un proceso angiográfico puede requerir reinyección o recateterización, lo cual tiende a aumentar los riesgos de morbilidad y mortalidad.
- **Irradiación improductiva al paciente.** Si la imagen es inadecuada para el diagnóstico, entonces la radiación que el paciente ha recibido no tiene un beneficio, contradiciendo uno de los principios de la protección radiológica.
- **Inconveniencias para el paciente.** Si un procedimiento debe ser repetido debido a una pobre calidad de imagen, el tiempo de espera del paciente será incrementado, ya que el paciente tendrá que realizar otras visitas al departamento de radiología.
- **Incremento de Costos.** La repetición de exámenes radiológicos es costosa tanto para el paciente como para el departamento de radiología y el hospital en general.

La responsabilidad de implementar un programa de control de calidad debe ser de todo el departamento de radiología y de los médicos especialistas (no radiólogos) a quienes van dirigidos los exámenes. Si bien es cierto un programa completo de control de calidad involucra a todos los procesos y

equipos que intervienen en la obtención de una imagen radiológica o radiograma, tales como equipos de rayos X, sistemas de procesamiento de películas, portaplacas o chasis, películas y pantallas, instalaciones y todo el departamento en general, el propósito de este capítulo es entregar los lineamientos principales para implementar un programa de control de calidad aplicable a los generadores de rayos X exclusivamente en sus distintas aplicaciones y mencionar lo concerniente al resto de componentes de un departamento de radiología ya que, sobre este tema, existe ya un tratado.¹

4.2 CONCEPTOS GENERALES

4.2.1 OBJETIVOS

La precisión y el tiempo de diagnóstico son los principales objetivos de un programa de control de calidad. Los Objetivos secundarios son la minimización del tiempo de exposición y riesgos de la radiación, la disconformidad y el costo para el paciente y la comunidad. Si embargo, estos objetivos secundarios deberán ser siempre balanceados alrededor del objetivo principal.

4.2.2 RESPONSABILIDAD

La responsabilidad de llevar a efecto un programa de control de calidad debe ser íntegramente entregada a un Especialista en imágenes o a un

¹ DIAZ Julio; "Control de Calidad Radiografico"; EPN; 1991

físico médico, es responsabilidad del operador que el equipo trabaje apropiadamente y con seguridad y produzca las imágenes de óptima calidad, la responsabilidad del ingeniero especialista es llevar el mantenimiento preventivo, correctivo y calibración de los equipos de diagnóstico por imágenes. “Pero la responsabilidad de implementar o adoptar un Programa de Control de Calidad en un servicio o departamento es de la administración de la Clínica u Hospital y no de algún organismo o agencia de regulación o consultoría”¹.

4.2.3 FACTORES QUE INTERVIENEN EN UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

- **Factores Humanos:**

Como se mencionó anteriormente un programa de control de calidad depende del esfuerzo de todos los miembros del departamento de imágenes (Médico especialista, médicos tratantes, ingeniero especialista, tecnólogos médicos, enfermeras, ayudantes y otros empleados). Todos los miembros del departamento deben estar dedicados y familiarizados con el concepto de control de calidad. Cuando el programa de control de calidad aplicable al equipamiento del departamento es adecuado, la mayoría de problemas suscitados en la obtención de imágenes son el resultado de errores humanos, debido a la

¹ NCRP REPORT; 1995

selección de técnicas impropias (se obtiene una baja o sobre exposición).

- **Factores de Equipamiento:**

Cuando el equipo para la obtención de imágenes no está bien controlado, es muy dificultoso discernir si los errores son debido al personal o mal funcionamiento del equipo. Por esto es esencial que los equipos funcionen apropiadamente.

4.2.4 DEFINICION DE IMAGEN DE CALIDAD

“No existe un criterio fácil y conciso para definir apropiadamente lo que es una imagen de calidad. En teoría, una **Imagen de Calidad** es aquella que hace factible un diagnóstico exacto y preciso, así, la calidad de imagen necesaria varía con el tipo de información requerido. En la práctica, un compromiso usualmente es realizado entre el escogimiento de un sistema que maximice la información en una situación específica, mientras se minimiza la dosis de radiación al paciente, el costo involucrado y la incomodidad que pueden ocurrir. Sin embargo, cuando un radiograma es obtenido para un propósito específico, una imagen con una definición menor que la óptima es aceptable si esta responde a los requerimientos clínicos”¹.

¹ NCRP REPORT; 1995

4.2.5 CONSIDERACIONES DE COSTO – BENEFICIO

La mayor razón para implementar un programa de control de calidad es para optimizar el diagnóstico y, por lo tanto, el cuidado del paciente. Sin embargo, los costos que en el programa deben ser reconocidos son aquellos que aseguren que los beneficios garanticen los costos.

Si bien es cierto que la implementación de un programa de control de calidad involucra en su etapa inicial un aumento de costos, en el mediano y corto plazo se revertirán estos en un ahorro efectivo. Los principales parámetros a considerar son los siguientes:

- **Costos de Personal:**

La responsabilidad específica del control de calidad del equipamiento debe ser delegada a una persona específica, usualmente a un especialista en física médica o tecnólogo, o varias combinaciones de ambos, los cuales se dedican a tiempo completo a poner en práctica y controlar el programa, los costos que involucra el contratar este personal deberán ser considerados para determinar la eficacia del programa.

- **Costos del Equipo de Prueba:**

Los costos del equipo de prueba son una pequeña fracción del total del capital invertido en el departamento de radiología. Tales equipos deben estar disponibles todo el tiempo si se desea realizar efectivamente las funciones de control de calidad.

- **Decremento en el Flujo de Pacientes:**

Durante las pruebas se deberá considerar que el servicio permanecerá cerrado para atención al público.

- **Menor Tiempo de paro del Equipo:**

La cantidad de tiempo de paro debido a fallas en los componentes en general puede ser significativamente decrementada con la aplicación de un programa de control de calidad, ya que de lo contrario las fallas serían esporádicas e impredecibles debido a un mal o inexistente mantenimiento.

- **Ahorro de Películas y Químicos:**

El número de repeticiones de exámenes será reducido por la implementación de un programa de control de calidad, ya que muchas de las repeticiones son el resultado de la apreciación del tecnólogo que realiza el estudio.

- **Ahorro de Tiempo de tecnólogo:**

La repetición de estudios causa el uso improductivo del tiempo del tecnólogo, un decremento de las repeticiones hace más eficiente el tiempo del tecnólogo así como también el uso del equipo.

- **La Vida Útil del Equipo:**

La vida útil del equipo se verá incrementada por la disminución de la repetición de estudios, ya que sus componentes serán sometidos a menos carga improductiva.

- **Incremento en el Flujo de Pacientes:**

La calidad de la imagen y del diagnóstico serán siempre razones para que el paciente retorne o busque el servicio que la proporciona, lo que proporciona un incremento en el flujo de pacientes y a su vez justifica la inversión realizada.

- **Decremento de los costos y tiempo de servicio del Equipo:**

Si la fuente de un problema de mala imagen puede ser identificado por personal del servicio, esto se transmite en una reducción de costos de llamar al servicio técnico para evaluación y análisis.

4.2.6 EDUCACIÓN O CAPACITACIÓN

Los factores humanos son los más importantes en un programa de control de calidad, y por tanto la capacitación al personal deberá ser continua. El entrenamiento será dirigido a todo el personal del servicio.

- **Tecnólogos:**

El posicionamiento del paciente y control de la exposición son la responsabilidad del tecnólogo.

- **Tecnólogo de Control de Calidad:**

Este personal necesita tener un adecuado entrenamiento en varios aspectos del control de calidad, tal entrenamiento puede ser dado por un especialista en imágenes, físico médico y por el ingeniero especialista en radiología.

- **Radiólogos Residentes:**

El programa de entrenamiento para médicos radiólogos residentes deberá incluir material en calidad y control de calidad. En hospitales docentes, el médico residente es el que toma la decisión de que si la imagen es o no satisfactoria para el diagnóstico y que factores pueden ser necesarios alterarlos para obtener mejores resultados.

- **Radiólogos Practicantes:**

Es responsabilidad del radiólogo a cargo, y radiólogos asociados, mantener la calidad en su departamento y el conocimiento en esta área.

- **Físicos Médicos:**

El físico Médico deberá ser el responsable en los aspectos prácticos del diagnóstico radiológico, incluyendo el control de calidad.

- **Ingeniero Especialista en Radiología:**

Periódicamente es necesario que el ingeniero especialista reciba un adiestramiento continuo en mantenimiento de los equipos bajo su cargo o responsabilidad. Tales cursos son generalmente impartidos por los fabricantes o representantes de estos.

- **Médicos No radiólogos:**

Muchos estudios radiológicos son realizados en servicios, clínicas y departamentos de hospitales que están controlados por individuos que tienen insuficiente conocimiento de protección radiológica y en factores que afectan la calidad de la imagen. Estos servicios son los más

llamados a adoptar y beneficiarse con la implementación de un programa de control de calidad.

- **Operadores sin Entrenamiento en Equipos de Rayos X:**

En muchas clínicas o servicios privados existen personal con poco conocimiento o entendimiento de los factores a ser usados para obtener un diagnóstico por imagen, o de protección radiológica, Tales individuos no deben operar un equipo de rayos X. Se debe capacitar al personal para que pueda operar el equipo.

4.3 ESTABLECIMIENTO DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

Un Control de Calidad, como se ha definido, es una serie de procedimientos técnicos los cuales aseguran la producción de un producto satisfactorio.

Los pasos a seguir o tomar en cuenta para implementar un programa de control de calidad son los siguientes:

4.3.1 ORGANIZACIÓN ADMINISTRATIVA

4.3.1.1 Quienes la Conforman

El comité de control de calidad deberá estar conformado principalmente por las siguientes personas

- * Médico Radiólogo Especialista en control de calidad o imágenes como máxima autoridad (jefe de servicio).
- * Físico Médico encargado de todos los aspectos técnicos.

- * Físicos Médicos auxiliares encargados de funciones específicas (depende del tamaño del servicio), en nuestro país es suficiente un especialista de esta rama.
- * Tecnólogo especialista en control de calidad.
- * Ingeniero Especialista en rayos X.
- * Tecnólogos médicos en radiología.

4.3.1.2 Responsabilidad

Las actividades de Control de Calidad son de responsabilidad de todos los miembros del servicio, el **Control de Calidad** en un servicio es de responsabilidad de la Clínica u Hospital mas no de ninguna agencia o institución de regulación, control o consultora como ya se mencionó anteriormente.

4.3.1.3 Documentación, Registro, Evaluación y Corrección

* **Medidas:**

Las medidas obtenidas por el tecnólogo especializado en control de calidad u otro individuo deberán ser claramente documentadas y estar disponibles para evaluación.

* **Registro de Datos:**

Los datos registrados deberán ser diagramados como puntos en una carta de control en la fecha que fueron medidos, para obtener una tendencia y detectar funciones anormales antes que los

límites sean alcanzados. Datos a ser diagramados son el kVp, mA y el tiempo de exposición.

* **Evaluación de Datos y Medidas:**

Los resultados deberán ser evaluados inmediatamente después de registrar los datos y tomar las acciones correctivas necesarios si son requeridas.

* **Determinación de Límites de Variaciones Permitidas:**

Límites de control deben ser determinados, tanto altos como bajos, o rangos de variación desde un valor determinado. Si estos valores son alcanzados o excedidos se deben tomar las acciones correctivas.

Para el establecimiento de los límites se deberá tener en consideración;

- a) Los límites deben ser determinados para indicar problemas en el equipo, justo antes que cambios significativos en la imagen sean evidentes, pero no tan restrictivos tal que involucren un exceso de acciones correctivas sin que exista un problema real.
- b) Los límites de control no deberán exceder por ningún concepto la capacidad del equipo.
- c) Los límites de control y niveles de operación deberán ser ajustados de acuerdo a la experiencia obtenida. Tienen que ser revisados periódicamente y ajustados si es necesario.

Además también se debe recordar, que unos límites demasiados cerrados o estrechos alrededor de los niveles de operación, pueden causar;

- a) Incremento en las llamadas por servicio técnico
- b) Incremento en los tiempos de paro por servicio y pruebas de control de calidad
- c) Incremento en los costos de operación, y
- d) Decremento en el flujo de pacientes.

Los límites de control deben ser determinados por el especialista en imágenes y el físico médico en consulta con el tecnólogo especialista en control de calidad y el ingeniero especialista en equipos de radiología.

* **Frecuencia de las Pruebas:**

Para determinar la frecuencia de las pruebas a realizarse se tiene que alcanzar un compromiso entre el costo que involucra hacer las mismas, incluyendo la paralización del servicio, y el beneficio alcanzado en la calidad producto de ellas.

La frecuencia varía dependiendo de los diferentes tipos de equipos, la importancia de cada uno de los parámetros puestos a prueba, y de la experiencia con un equipo en particular.

* **Métodos de Interpretación, Realimentación y Corrección:**

Medios formales deben ser establecidos para interpretar los datos registrados (Linealidad y Reproducibilidad). Estos pueden ser procedimientos estándares para reportar problemas significantes

al personal de servicio técnico. Cuando un elemento de un equipo ha sido reparado, se debe realizar una inspección para asegurarse que el problema ha sido corregido y este evento deberá ser documentado.

* **Decisión de Reparación:**

Esta dependerá del conocimiento cabal del problema, sus consecuencias y de la responsabilidad del equipo humano que lleva adelante el programa de control de calidad.

4.3.2 CONSIDERACIONES SOBRE HERRAMIENTAS NECESARIAS

Si bien es cierto que el equipo necesario para llevar a efecto un programa de control de calidad depende de algunos factores, incluyendo el tamaño del servicio, tipo de equipos instalados, y el costo aparentemente es alto, se debe tener siempre en cuenta que dicho costo es solamente una fracción pequeña de todo el capital invertido en el departamento o servicio de imagen.

En la siguiente sección (sección 4.4) se da un listado condensado del equipo básico necesario para llevar un programa de control de calidad.

4.3.3 CUANDO EMPEZAR UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

Un programa de Control de Calidad comienza antes de la compra del equipo o equipamiento a controlar. Se empieza con el desarrollo de las especificaciones técnicas precisas para determinar el tipo de equipo necesario para adquirir de acuerdo a las necesidades y demandas del

servicio, proyecciones futuras o ampliación de cobertura. Después que el equipamiento es instalado, se debe realizar un chequeo para determinar que estos se encuentren funcionando dentro de las especificaciones del fabricante. También los operadores deben recibir el adiestramiento necesario para una operación apropiada. Esta fase de aceptación define la línea base de rendimiento para las subsiguientes funciones de Control de Calidad.

4.3.4 METODOLOGÍA GENERAL Y PRUEBAS DE DIAGNÓSTICO.

4.3.4.1 Análisis de Repeticiones.

Puesto que una de las metas más importantes en un programa de control de calidad es la reducción del número de radiogramas que necesitan ser repetidos, un análisis del número de repeticiones es una parte importante de cualquier programa de Control de Calidad.

*** Factores que Afectan la Frecuencia de las Repeticiones:**

La frecuencia de las repeticiones de una institución es altamente variable y depende de muchos factores, no todos relacionados con la calidad de la imagen. Entre los más relevantes tenemos:

- a) Volumen de trabajo.
- b) Sobreenfasis en la calidad del radiograma.
- c) Experiencia del tecnólogo operador, posicionamiento del paciente.
- d) Colaboración del paciente principalmente en horas pico.
- e) Errores en la selección de técnicas.

* **Factores a Registrar en un Análisis de Repeticiones:**

Cuando se realiza un análisis de repeticiones, se deberán registrar las razones para el rechazo de los estudios, incluyendo;

Movimiento del paciente.

Radiogramas demasiado claros o demasiados oscuros.

Ruido o Artefactos.

Películas veladas.

Fallas en el procesador de películas.

Repeticiones por razones médicas.

* **Artefactos en el Radiograma:**

Estos artefactos son debido a procesamiento defectuoso, estática, grillas averiadas, fugas de luz en los portaplacas, velado de películas, portaplacas sucio y pantallas reforzadoras en mal estado.

4.3.4.2 Registro de los tiempos de Paro y Falla del Equipamiento

Es necesario llevar un libro de control o de vida por cada sala de exploración o equipo radiográfico, en el se deberán anotar todos los problemas ocurridos y sus soluciones, se registrará el porcentaje de tiempo que el equipo no estuvo funcionando o estuvo con un funcionamiento anormal y el porque de estas situaciones. Esto permitirá en lo futuro identificar problemas transitorios que pueden no ser serios o de mayor complejidad y, por lo tanto, cuando un

patrón de estos se desarrolla, tomar la medida de corrección inmediata.

También se deberá registrar el tiempo que se demoró en responder a la llamada el personal de servicio técnico y el tiempo de reparación. Así también el tiempo necesario para la obtención de refacciones o partes. Este registro debe ser revisado cuando se requiera tomar la decisión de comprar un equipo adicional o reemplazar los existentes.

4.3.4.3 Exposiciones por Imagen.

La radiación por exposición deberá ser medida para los procedimientos estándares realizados en cada cuarto de exploración. El conocimiento de estas dosis en cada sala del servicio es necesario para determinar las variaciones de exposición dentro del mismo. Si una dosis en una sala es más alta que en otra para un determinado examen, las razones deben ser determinadas y explicadas. Este registro también permite la comparación entre un servicio de una institución y otra.

4.3.4.4 Objetos de Prueba para Evaluación del Rendimiento de los Equipos.

Una evaluación de la calidad de los radiogramas deberá ser realizada usando simuladores de paciente o phantoms, particularmente cuando se toma una decisión acerca del cambio en

las técnicas para la obtención de la imagen. Se debe seleccionar cuidadosamente el phantoms a utilizarse ya que este simulará al paciente en términos de atenuación tal como la forma anatómica misma o parte del cuerpo examinado.

4.4 EQUIPO, HERRAMIENTA Y DISPOSITIVOS NECESARIOS.

A más de los citados en el capítulo 3, sección 3.5.1, que bien se puede decir representan un conjunto básico de equipos necesarios para implementar un programa de mantenimiento y control de calidad, en la actualidad existe una gran variedad de equipos y accesorios específicos para cada aplicación que tienen como finalidad garantizar un estricto control y calibración de los generadores de rayos X, a continuación se listan los más representativos y necesarios.

- Medidor no invasivo de radiación para radiodiagnóstico

Rango de trabajo	45 – 155 kV
Precisión	+/- 2 %
Reproductibilidad	1 %
Resolución	0.1 kV
Tiempo de exposición	10 mseg.
Parámetros a medir	kV / tiempo / dosis

- Medidor no invasivo de radiación para mamografía

Rango de trabajo	20 - 50 kV
Demás características iguales al anterior	

- **Medidor digital de mAs**

Rango de trabajo	0 – 1999 mAs
Precisión	+/- 2 %
- **Medidor/Divisor de kilovoltaje de precisión (Bleeder o Dinalyzer II)**

Relación kV	100 000 a 1
Rango de mA	1000 mA
Precisión	1.2 % o mejor
Rango de voltaje	160 kVp entre ánodo y cátodo
- **Instrumento para la medida del tamaño del punto focal**
- **Plantilla para alineación del colimador**
- **Dispositivo para la alineación del haz de radiación.**
- **Phantoms de esqueleto para radiología convencional (incluyendo fluoroscopia).**
- **Phantom para mamografía (equivalente al tejido).**
- **Conjunto de phantoms para tomografía (generalmente vienen como parte del equipo).**
- **Phantom para angiografía digital DAS**
- **Láminas atenuadoras para determinación de la HVL o CHR.**

En los gráficos siguientes se ilustra los más representativos de estos instrumentos y dispositivos.



Figura 4.1 Medidor no invasivo (radiación directa) de kVp y tiempo

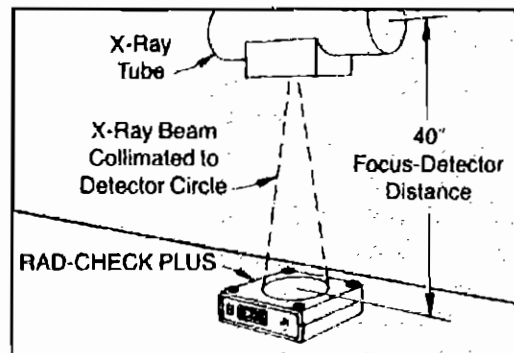
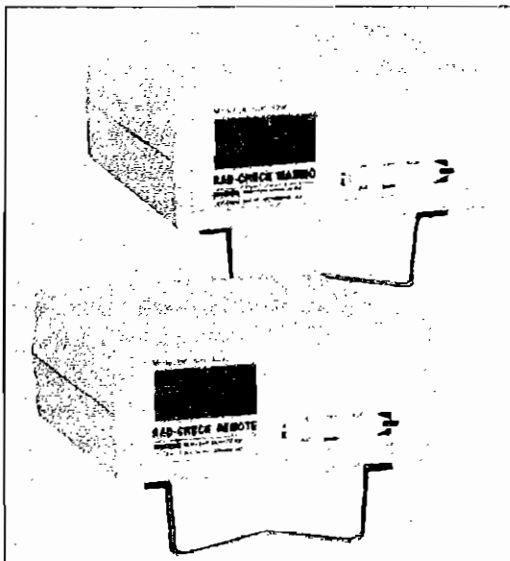


Figura 4.2 Medidores de radiación (dosis R/min) para radiografía y mamografía y su modo de empleo (Cortesía de Nuclear Association).

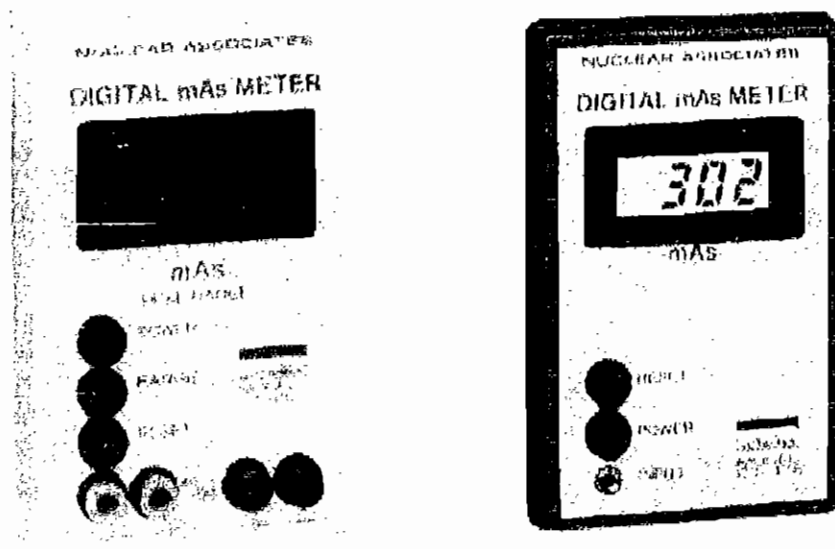


Figura 4.3 Medidores Digitales Invasivos de miliamperios – segundo (mAs).

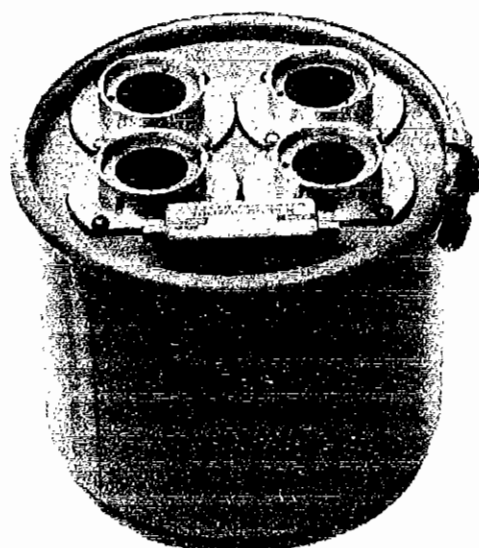


Figura 4.4 Divisor de kilovoltaje de precisión relación 100 000 a 1

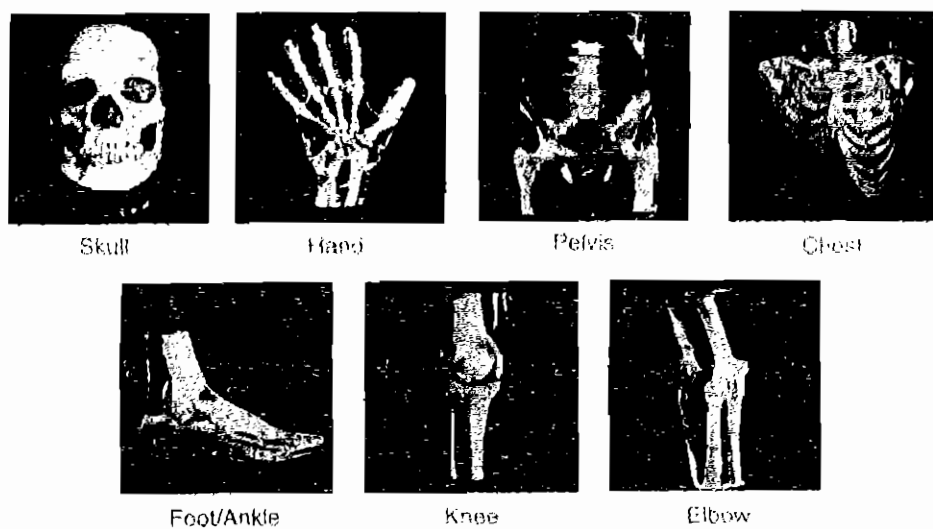
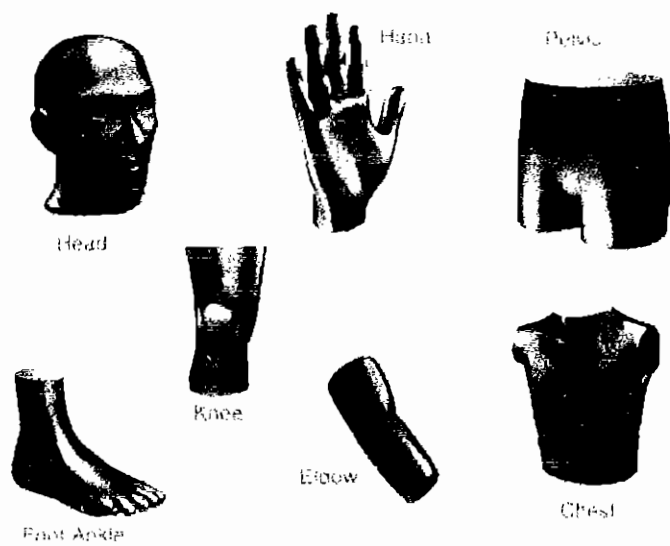


Figura 4.7 Simuladores de partes anatómicas del cuerpo humano para uso en radiografía y fluoroscopia (Phantoms radiográficos)

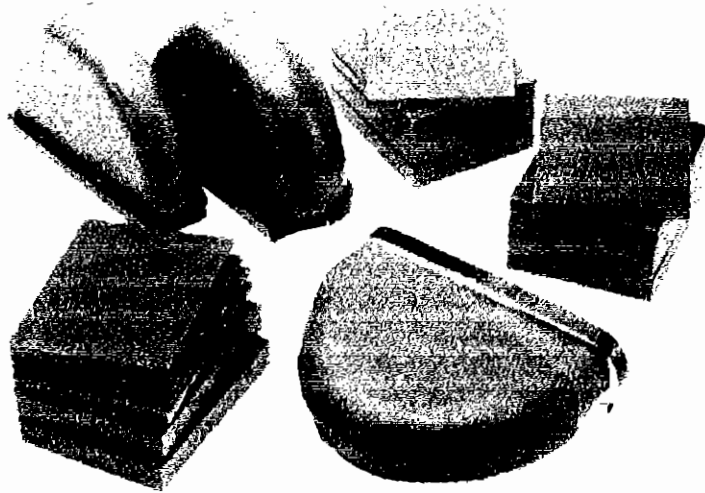


Figura 4.8 Conjunto de Phantoms o simuladores para control de calidad de mamografía.



Figura 4.9 Phantom para control de calidad en tomografía axial computarizada (un ejemplo de la amplia variedad necesarios y existentes)

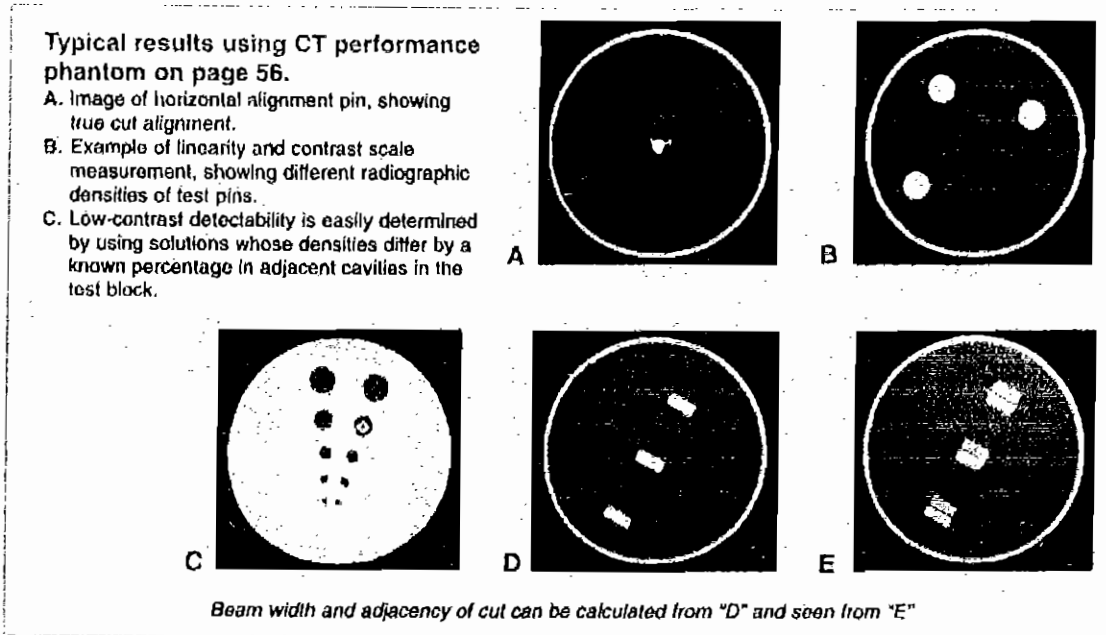


Figura 4.10 Tomogramas obtenidos mediante el uso del phantom del gráfico anterior (Cortesía de Nuclear Association).

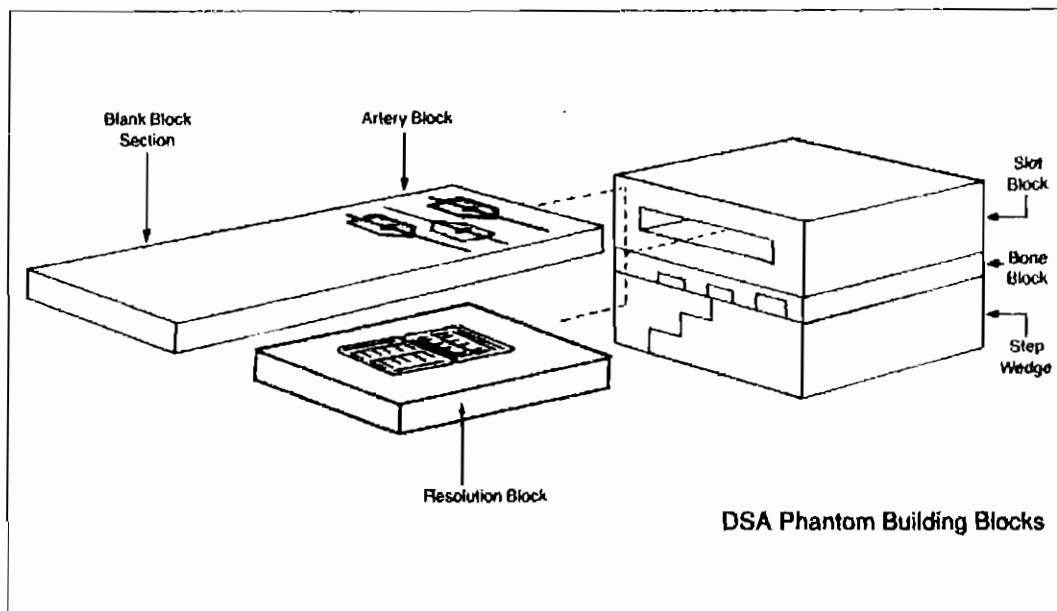


Figura 4.11 Simulador en bloque para angiografía por sustracción digital (Cortesía de Nuclear Association)

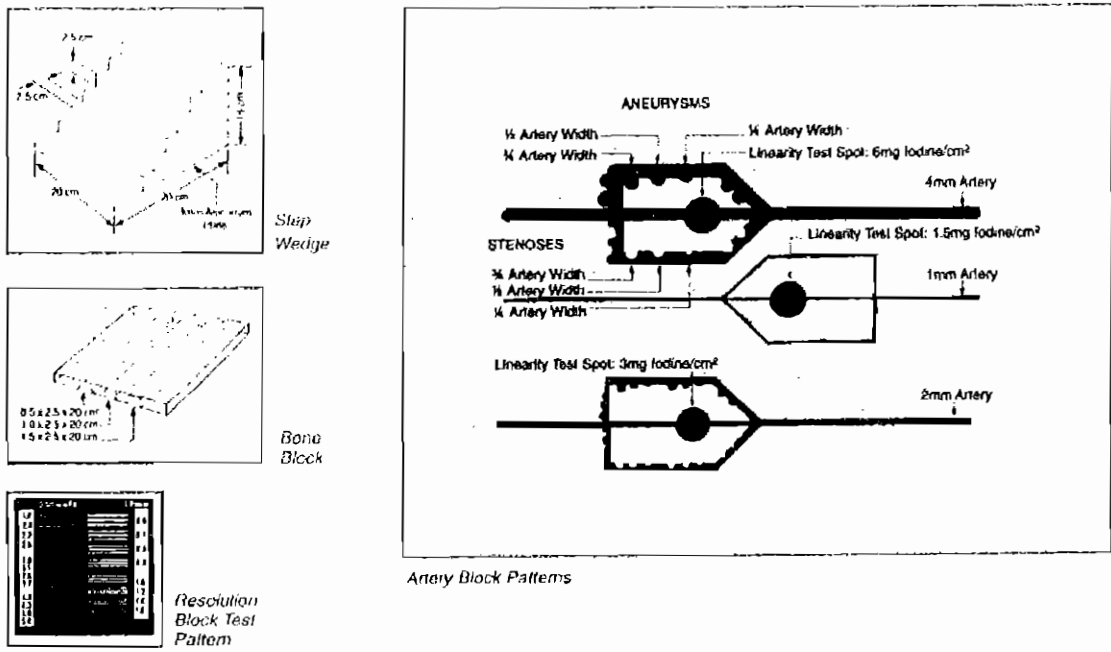


Figura 4.12 Componentes del sistema de simulación para ASD

4.5 PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD PARA EQUIPOS CON GENERADORES DE RAYOS X.

Los sistemas de imágenes por rayos X tienen varios elementos, cada uno de los cuales está sujeto a variabilidad o cambios con el tiempo. Para producir una simple radiografía el kVp, mA, tiempo de exposición, filtración del haz, tamaño del foco, grillas (tipo, uniformidad y alineamiento), pantallas intensificadoras, portapelículas o chasis, películas, cuarto oscuro, procesadora de películas y químicos, por nombrar los más importantes elementos, deben proveer la función apropiada o, el producto final, la imagen radiográfica, puede no ser clínicamente aceptada.

Cada elemento en la cadena de formación de la imagen puede desviarse de tal forma que la calidad de imagen se vea degradada. Consecuentemente, para asegurar una óptima calidad de imagen con una mínima exposición a la radiación del paciente y del recinto, y a un costo efectivo, es necesario medir y controlar todas las variables apropiadas en la cadena de formación de imágenes por rayos X.

4.5.1 PROGRAMA PARA RADIOLOGÍA Y FLUOROSCOPIA CONVENCIONAL.

Pruebas de Control de Calidad aplicadas para equipos de radiografía convencional pueden también ser aplicadas a todo sistema de imagen que usa un tubo de rayos X convencional y una cadena de formación de imágenes. Por ejemplo, la mayoría de las pruebas tratadas en esta sección

son también aplicables para mamografía, tomografía convencional, radiografía móvil y procedimientos especiales (angiografía). Adicionalmente, algunas de estas pruebas deberán ser usadas en sistemas de imagen digital (DSA).

Por esta razón se realizará una descripción pormenorizada de las pruebas concernientes a un sistema de radiología convencional, para luego, en las siguientes aplicaciones, presentar un resumen de las pruebas a seguir, haciendo las aclaraciones del caso cuando se lo requiera.

4.5.1.1 Pruebas en Tubos de rayos X y Colimadores.

Se empezará exponiendo los factores más externos.

*** Filtración:**

Puesto que no es posible medir la cantidad de filtración inherente, es necesario medir el valor de la Capahemirreductora (CHR o HVL) para una combinación de kVp y mAs. Para la medida de la CHR es necesario el empleo de un dosímetro y hojas de aluminio tipo 1100. Para equipos convencionales de radiodiagnóstico será suficiente evaluar la CHR a 80 kVp. En la tabla 4.1 se presenta los valores mínimos de CHR de acuerdo a las especificaciones de la FDA¹.

¹ NCRP REPORT; "Quality Assurance for Diagnostic Imaging"; NCRP; 1995

estos dos campos, por ejemplo, si la SID es de 1 m el error permitido entre el campo de radiación y el luminoso será de 2 cm. De igual manera, el centro del campo de radiación debe estar alineado con el centro del receptor de imagen dentro de un +/- 2% de la SID y la indicación de la SID deberá tener una exactitud o margen de error de un +/- 2%.

Las verificaciones e inspecciones de estos parámetros deben ser realizadas cada seis meses o cada que se realice un trabajo o reparación en el colimador o bucky.

- * **Alineación del Haz de radiación con la rejilla bucky, con el receptor de imagen, y exactitud en la indicación de la distancia Fuente – imagen:**

Es necesario verificar que el haz de radiación esté alineado con el cassette portaplacas ubicado en el bucky y también que la grilla este igualmente alineada con el haz de radiación para obtener una densidad uniforme sobre la película. El movimiento de la grilla también es importante verificar, ya que un movimiento asimétrico puede dar como resultado una imagen con una densidad variable desde el centro de la película hacia los lados.

Para realizar esta prueba es necesario un phantom de densidad homogénea de 30 cm de lado mínimo, el cual posee dos tiras de plomo posicionadas en el centro en forma de cruz. Al tomar una

placa, las tiras de plomo deben coincidir con el centro de la imagen, y la densidad de la película estará en un $\pm 0,10$.

La exactitud de la distancia fuente - imagen es muy importante ya que nos garantizara que siempre a igual distancia y con iguales factores obtendremos la misma y apropiada densidad y, como se mencionó anteriormente esta debe estar dentro de un $\pm 2\%$ del valor actual.

Estas pruebas deben ser realizadas cada vez que aparezca una no uniformidad en la densidad del film o película, o cuando se realice un servicio en el tubo de rayos X o colimador.

* **Determinación del Punto Focal:**

El tamaño del punto focal del tubo de rayos X afecta considerablemente a la calidad final del radiograma. Si el foco es demasiado grande, la calidad de la imagen será degradada o empobrecida y, si es demasiado pequeño, se tendrá que aumentar el tiempo de exposición al punto que el movimiento del paciente puede representar un problema. Así, es importante inicialmente, al adquirir el equipo, determinar el tamaño del foco apropiado requerido y cuando se recibe medir para saber que se encuentra dentro de las especificaciones del fabricante.

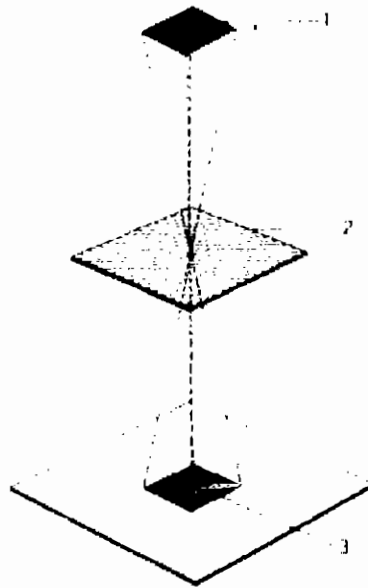


Figura 4.1 Principio de la Medida del tamaño del punto focal.

1 Fuente, 2 Lámina de plomo, 3 película

Un método sencillo para verificar el tamaño del punto focal se ilustra en la Figura 4.1. Consiste en intercalar una lámina de plomo entre el foco y el receptor de imagen a la mitad de la distancia entre los dos, esta lámina debe poseer un orificio de aproximadamente $1/10$ de mm. Por las consideraciones geométricas en la práctica resulta una magnificación del foco en la imagen. La National Electrical Manufacturer's Association (NEMA) provee especificaciones para los límites de tolerancia del tamaño del foco, estos límites se encuentran tabulados en la tabla 4.2.

Tabla 4.2 Límites de Aceptación para el tamaño del Punto Focal.
(NEMA 1984)

Tamaño Nominal (mm)	Dimensiones Máximas del Foco	
	Ancho (mm)	Largo (mm)
0.05	0.075	0.075
0.10	0.15	0.15
0.15	0.23	0.23
0.20	0.30	0.30
0.25	0.40	0.40
0.30	0.45	0.65
0.40	0.60	0.85
0.50	0.75	1.10
0.60	0.90	1.30
0.70	1.10	1.50
0.80	1.20	1.60
0.90	1.30	1.80
1.00	1.40	2.00
1.10	1.50	2.20
1.20	1.70	2.40
1.30	1.80	2.60
1.40	1.90	2.80
1.50	2.00	3.00
1.60	2.10	3.10
1.70	2.20	3.20
1.80	2.30	3.30
1.90	2.40	3.50
2.00	2.60	3.70

Todos los puntos focales de los tubos de rayos X deberán ser medidos como parte de las pruebas de aceptación de un nuevo sistema de radiodiagnóstico o cada vez que el tubo de rayos X ha sido reemplazado.

*** Inspección Visual:**

Algunas inspecciones visuales y de funcionamiento deben ser realizadas como parte de un Control de Calidad, estas pueden incluir la exactitud del indicador de la distancia SID, exactitud y

funcionamiento del sistema e indicación de la angulación, funcionamiento y efectividad de los mecanismos de bloqueo o frenado, condición de los cables de alto voltaje y cables en general, estabilidad y eficiencia del soporte del tubo de rayos X y colimador, funcionamiento apropiado del seguro del bucky y lubricación de mecanismos que lo requieran. Estas inspecciones deberán ser realizadas por lo menos una vez por año con la asistencia del ingeniero de mantenimiento.

* **Sensores de Calor en el Tubo de rayos X:**

Dispositivos para monitorizar la cantidad de calor almacenado en el ánodo del tubo de rayos X son disponibles en los generadores. Algunos de estos dispositivos monitorizan solamente la temperatura del ánodo mientras otros calculan las unidades calóricas totales producidas por el generador y el sistema de enfriamiento, en función del tiempo de exposición. Los sensores de calor del tubo deberán estar calibrados para proveer una alarma cuando el ánodo alcance el 75 % de su capacidad calórica máxima. Cuando este nivel es alcanzado, el sistema produce una señal de alarma visual o acústica, o ambas, o termina la exposición.

Tanto los tecnólogos en control de calidad como los demás tecnólogos deberán estar familiarizados con cuatro tipo de cartas

o curvas características de los tubos de rayos X y sus corazas, estas son;

- a) Curvas de exposición (para un tamaño específico de foco, velocidad de rotación del ánodo, tipo de generador).
- b) Curvas características de calentamiento y rangos fluoroscópicos.
- c) Curvas de enfriamiento de la coraza, y
- d) Curvas de rangos y carga para angiografía y cine.

Con un buen entendimiento de estas curvas es posible asegurarse que tanto los tubos como sus corazas no serán sobrecargados o sobrecalentados, bajo condiciones normales de funcionamiento.

4.5.1.2 Pruebas en los Generadores de Rayos X

*** Protección de Sobrecarga:**

Puesto que los tubos de rayos X son sumamente costosos, es deseable asegurarse que cargas excesivas no sean aplicadas a los tubos y que sus corazas no sean sobrecalentadas por demasiadas exposiciones en un corto periodo de tiempo. Por otro lado procesos de calentamiento previo (warm - up) son necesarios para evitar que cargas altas sean aplicadas al tubo con un ánodo frío, lo que podría producir una rotura o resquebrajamiento del mismo.

Circuitos de protección de sobrecarga están presentes en la mayoría de generadores, en estos casos, es prudente calibrar los circuitos para prevenir exposiciones que excedan el 80 % de la carga máxima permitida, sin inhibir la exposición, ya que, según las condiciones, en algunos casos pueden ser necesario una carga del 100 %.

Los circuitos de protección de sobrecarga deben ser evaluados cada vez que se realice una reparación en el generador y por lo menos una vez al año.

* **Kilovoltaje Generado (kVp):**

El kilovoltaje pico (kVp) es uno de los más importantes parámetros a medirse, puesto que afecta directamente a la calidad del haz de radiación, a la exposición del paciente y al contraste y densidad de la película, variaciones pequeñas de dos o tres kVp pueden afectar significativamente a la densidad, pero grandes cambios son necesarios para afectar el contraste de la imagen.

El kilovoltaje puede ser medido en forma no invasiva por cualquier instrumento electrónico digital que posea una exactitud de +/- un 2% y una reproductibilidad de +/- 0.5 kVp. Puesto que la mayoría de generadores trabajan en el rango de 40 a 150 kVp con estaciones de corriente entre 50 a 1000 mA, los fabricantes generalmente especifican la exactitud para un óptimo trabajo

entre un 5 a 7 %, pero es posible obtener una mejor calibración que puede dar una variación de 2 kVp para todo el rango de trabajo.

El kilovoltaje deberá ser verificado cuando existan o se sospeche algún inconveniente en la potencia de salida del generador, cuando alguna reparación ha sido realizada y por lo menos anualmente.

* **Tiempo de exposición:**

El tiempo de exposición es otro parámetro importante a ser medido y controlado, ya que es uno de los principales factores que determinan la densidad de la película.

Existen varios métodos e instrumentos para medir el tiempo de exposición, pero los actualmente utilizados y más confiables son mediante la utilización de medidores no invasivos de radiación que combinan algunos parámetros, kVp, tiempo, dosis, etc., o mediante la utilización de un osciloscopio de memoria y midiendo la forma de onda del kilovoltaje de salida o entregado. En este caso se debe tener en consideración, ya que esta señal no es una onda cuadrada por excelencia, que para fines prácticos el tiempo a medirse se encuentra entre los puntos en donde la onda alcanza el 50 % del valor pico.

La mayoría de generadores especifican una exactitud para el tiempo de exposición de +/- 5 %, para generadores trifásicos y de

alta frecuencia, para generadores monofásicos en razón de que el ancho de pulso mínimo es 8,3 milisegundos y la exposición no puede terminar durante el transcurso de un pulso, un método de control para tiempos cortos es contando los pulsos entregados durante la exposición, tabla 4.3.

Tabla 4.3 Límites de control del tiempo de Exposición para generadores Monofásicos

Tiempo de Exposición (sec)	Límites de Tolerancia
1/5	24 +/- 1 pulso
1/10	12 +/- 1 pulso
1/20	6 +/- 0 pulsos
1/30	4 +/- 0 pulsos
1/60	2 +/- 0 pulsos

El tiempo de exposición debe ser medido cuando se ha efectuado alguna reparación en el generador, cuando se presenten problemas de densidad en la película, film muy blancos o blandos o muy oscuros, y una vez por año.

*** Formas de Onda de la Radiación Entregada:**

Se puede decir que conociendo que el tiempo de exposición es correcto, que la corriente del tubo ha sido calibrada apropiadamente y que el kilovoltaje también es el correcto, no se

puede asegurar que el generador de rayos X este en condiciones de entrar en funcionamiento, ya que la radiación entregada podría no ser o estar de acuerdo a lo esperado. Por lo tanto, es necesario medir invasivamente la forma de onda del kilovoltaje y la corriente del tubo, ya que estas nos entregarán información acerca de los picos del voltaje, rizado tanto del voltaje como de la corriente, o, como la onda cambia con el tiempo, pueden también darnos información de la presencia de arcos de alta tensión en el tubo, o una producción de picos de kilovoltaje demasiados altos o inestables, lo que impedirá que la radiación sea la deseada pese a que los parámetros de tiempo, kVp y corriente sean los correctos.

Para registrar la onda de salida (kVp) es necesario la utilización de un osciloscopio de memoria y un divisor de voltaje (Bleeder o Dinalyzer). Es aconsejable registrar esta forma de onda por algún mecanismo, fotografía, impresora, plotter en condiciones normales de funcionamiento para referencias futuras. Estas ondas o señales deberán ser monitorizadas cuando se sospeche que hay un problema que involucre a la misma, y una vez por año.

* **Relación Exposición por Unidad de Corriente del tubo y el tiempo ($\mu\text{C Kg/mAs}$):**

Esta relación nos permite evaluar otros factores, a más de los tratados en las secciones anteriores, como son diferencias en la configuración del ánodo y condiciones geométricas que pueden influenciar en la potencia entregada por el generador.

El método consiste en medir la radiación o exposición para un valor fijo de kVp y mAs, pero con diferentes estaciones de mA, en distintas posiciones geométricas. La exposición en μCkg (mR) es dividida por la cantidad de mAs para obtener la relación $\mu\text{Ckg} / \text{mAs}$. Esta medida puede ser realizada en aire o con un phantom homogéneo. Estos valores entonces pueden ser comparados para varias estaciones de mA, entre varios generadores pueden ser similares o no con la finalidad de estandarizar técnicas y determinar diferencias en la potencia entregada por cada generador.

La relación de $\mu\text{Ckg} / \text{mAs}$ deberá mantenerse en un $\pm 10\%$ a 80 kVp para salas que usan el mismo tipo de generadores, tubos y mesas, esta relación deberá ser efectuada y evaluada anualmente.

* **Linealidad:**

Si un generador está calibrado apropiadamente, es posible seleccionar varias combinaciones de mA y tiempo para producir la misma cantidad de mAs (miliamperios – segundo) y por lo tanto producir radiogramas de similar o igual densidad. La Linealidad de un generador es la medida de la habilidad para combinar distintas estaciones de mA – tiempo, manteniendo constante los mAs y el kVp, mientras se obtiene la misma salida de rayos X.

Regulaciones de la FDA, requieren que todo equipo de rayos X nuevo mantengan una linealidad de +/- 10 % entre estaciones adyacentes de mA. El método a seguirse se describió en el capítulo 1, y para realizarlo se requiere de la ayuda de un dosímetro. Estas pruebas deberán ser efectuadas cuando alguna modificación o calibración en el generador ha sido realizada o anualmente.

* **Reproductibilidad:**

Una calibración adecuada no es de mucha utilidad si la exposición (radiación) no es reproducible. La reproductibilidad no significa obtener la misma salida de rayos X en una serie consecutiva de exposiciones con la misma técnica o parámetros seleccionados; su significado práctico es que dentro de los límites razonables, se puede variar tanto el kVp, mA y tiempo de exposición, de los

valores originales seleccionados, dando una radiación similar a la obtenida originalmente.

Algunos generadores presentan problemas con este test, principalmente cuando se cambia el kVp, cuando se va seleccionando desde un valor bajo hacia un alto en un sentido y luego seguidamente, cuando se va desde un valor alto hacia un bajo, estos generadores pueden presentar errores de 3 a 5 kVp bajo estas condiciones.

Para fines prácticos la reproductibilidad de la exposición deberá mantenerse dentro de un 5 % cuando el kVp, mA y tiempo de exposición son cambiados entre cada exposición. Un mínimo de tres exposiciones deberán ser realizadas con cada cambio de estación. En el capítulo 1, en las definiciones generales se presentó un método más idóneo y matemático de determinar la reproductibilidad, es aconsejable realizar este control por lo menos anualmente.

4.5.1.3 Grillas o Rejillas

*** Uniformidad:**

Imperfecciones en las rejillas, producto de los procesos de fabricación o por mala manipulación, pueden producir imágenes con artefactos o borrosidades lo que ocasionaría un mal diagnóstico o una mala visualización.

La uniformidad de las grillas se evalúa tomando una placa radiográfica a un phantom de material homogéneo con factores clínicamente utilizados, de tal manera que se pueda apreciar la uniformidad en la película. Si se dispone de un medidor de densidad se deberá medir la misma en un valor de alrededor de 1.2.

Para esta prueba es importante tener en consideración siempre la distancia foco – película especificada en la grilla o dentro de este rango. Para grillas con bucky no deben aparecer por ningún concepto las líneas de su estructura, y la densidad no deberá variar en más de un ± 0.10 en la zona del eje del haz de radiación. No deberán existir zonas ni blancas ni oscuras dentro de la película o radiograma, esto será razón suficiente para solicitar el cambio de la grilla.

* **Alineación:**

El radiograma obtenido anteriormente también puede ser útil para evaluar la alineación de la grilla. Esta alineación consiste en colocar el tubo de rayos X a la distancia apropiada, asegurarse que el lado de la grilla este correctamente orientado hacia el tubo y que el centro del haz de radiación este alineado con el centro de la grilla.

La alineación de las grillas se torna bien crítico con valores altos de la relación (r) mayores a 10:1, también en los sistemas de tomografía lineal.

Un desalineamiento de la grilla normalmente se presenta como bandas de baja densidad sobre la película o como una variación de densidad desde el centro hacia los filos de la película.

4.5.1.4 Portaplacas, Pantallas, Películas y Químicos

Un buen control sobre cassettes o portapelículas, pantallas reforzadoras, películas y químicos pueden asegurar la obtención de imágenes óptimas, antes que la aplicación de un programa de control de calidad aplicable al generador, ya que la selección incorrecta en la combinación de pantallas – películas pueden ser la mayor fuente de errores en la obtención de una imagen de calidad. Por esta razón, como parte del programa de control de calidad, se debe monitorizar estos elementos para obtener los resultados deseados.

* **Pantallas, Películas y Químicos:**

En vista de la gran cantidad de tipos de películas y pantallas existentes en el mercado, esto es una fuente de errores al momento de determinar la combinación de película - pantalla para un examen determinado, por esta razón, el número de combinaciones de película - pantalla a usarse en un departamento debe ser minimizado. Sistemas específicos que

requieran otro tipo de combinación pueden ser aislados en una área particular y manejados en un cuarto oscuro por separado, o dejar un tipo o tamaño de cassettes para exámenes específicos.

Otro problema a ser tomado en consideración es la mezcla de varias marcas de pantallas, películas y químicos. Generalmente se tiende a usarse una marca W para las pantallas con una marca X de película y una marca Y de químicos a ser procesados en un equipo Z. Esto ocasiona, en primer lugar la falta de soporte y asesoramiento técnico de los cuatro fabricantes y la pérdida de calidad por falta de acoplamiento entre las partes de la cadena de la obtención de la imagen.

Por estas razones, la mejor manera de trabajar es seleccionando una combinación de película y pantalla para una imagen de calidad deseada y utilizar los líquidos y procesador de películas recomendados por el fabricante de la película.

*** Selección de la sensibilidad (velocidad) del conjunto Pantalla – Película - Portapelículas:**

El acoplamiento de las características espectrales de emisión de luz por las pantallas reforzadoras de la imagen y la sensibilidad espectral de la película es un factor a ser tomado en consideración al momento de elegir estos elementos para el trabajo del departamento y la obtención de la calidad deseada.

Las pantallas intensificadoras al ser expuestas a la radiación emiten una luz característica la cual es usada para exponer a la película. Por esto, es esencial asegurarse que la sensibilidad del film sea para el color de la luz emitida. Existen pantallas que emiten luz azul, verde y las más actualmente utilizadas ultravioleta e infrarrojo, esto es lo que muchos fabricantes denominan la velocidad de la pantalla yendo desde 100 para regular (verde) hasta 1000 (ultravioleta).

Por ningún concepto es aconsejable combinar pantallas y películas que no posean iguales condiciones de emisión y sensibilidad, ya que la imagen se vendría a empobrecer y se tendrá que realizar sobreexposiciones al paciente para obtener la misma densidad.

*** Reemplazo de Pantallas – Películas – Portaplacas:**

Las pantallas y cassettes en una área o departamento en particular deberán ser del mismo tipo y de la misma edad para evitar variaciones en la densidad sobre la película. Es necesario revisar periódicamente la combinación de pantalla – cassette y clasificarlas para uso en una área determinada. Si es posible, se deberá cambiar al mismo tiempo todas las pantallas y cassettes.

* **Contacto entre Pantalla – Película:**

El contacto entre las pantallas intensificadoras y la película determina con mayor definición los detalles finos del sujeto a ser reproducido en la película. Un pobre contacto reduce la calidad de la imagen (sharpness) del radiograma final. Por lo tanto, este es un parámetro importante a revisar para asegurar una imagen de calidad óptima.

El mayor problema de falta de contacto es la presencia de aire al momento de cargar la película en el cassette, este puede ser minimizado permitiendo un tiempo de acoplamiento de aproximadamente 15 minutos entre la carga y la exposición del cassette.

* **Limpieza de las Pantallas:**

Las pantallas deberán estar libres de suciedades, polvo o sustancias abrasivas ya que estas serán visibles en los radiogramas. Las pantallas tienen que ser revisadas y limpiadas regularmente solamente con la solución limpiadora recomendada por el fabricante.

Las pantallas pueden ser inspeccionadas bajo la incidencia de luz visible, sin embargo, la luz ultravioleta causará una mayor fluorescencia permitiendo identificar con mayor precisión la presencia de imperfecciones y suciedades en la superficie de la

pantalla. Esta inspección deberá realizarse de acuerdo a lo especificado por el fabricante o cada seis meses cuando más.

*** Identificación de portaplacas:**

El cassette es una parte integral en la cadena de imagen y es responsable de mantener el contacto pantalla – película, previniendo la exposición de la película a la luz del cuarto o área. El cassette debe identificar el tipo de combinación pantalla - película contenidos.

4.5.1.5 Evaluación de un Film (radiograma de un Phantom)

Después de realizar todas las pruebas de control de calidad en un sistema determinado, es necesario o esencial asegurarse que una imagen apropiada es producida. Consecuentemente, es necesario realizar una toma o imagen de un phantom, o equivalente, de un paciente para determinar si la imagen producida es de la densidad apropiada y el radiograma esta uniformemente expuesto. Esto nos permite evaluar y asegurar que diferentes salas usen similares parámetros de exposición para los mismos procedimientos; además, permitirá identificar fallas o problemas por comparación de las diferentes tomas e identificar si estos son debidos al equipamiento o a errores del personal.

Todo lo hasta aquí descrito corresponde a un sistema de radiografía convencional, si el sistema posee una cadena de fluoroscopia con

intensificación de imagen y TV, se deberán incrementar las siguientes pruebas y evaluaciones.

4.5.1.6 Rango de Exposición

*** Máximo Rango de Exposición Fluoroscópica:**

Regulaciones de la FDA recomiendan que el máximo rango de exposición no debe exceder los "1,3 mC/kg min (5 R/min) para sistemas manuales y 2,6 mC/kg min (10 R/min) para sistemas con control automático de exposición"¹.

Un dosímetro, capaz de medir el rango de exposición, y dos láminas de plomo de 3 mm de espesor (para cubrir la entrada del intensificador de imagen) son necesarias para esta prueba y deberá ser efectuada cada seis meses y cuando algún trabajo es realizado en el sistema de fluoroscopia.

*** Rango de Exposición Fluoroscópica estándar:**

El rango de exposición estándar asegura, que rangos para un determinado tamaño de paciente y kVp seleccionados estarán en los niveles apropiados para optimizar el contraste de la imagen mientras se minimiza el tiempo de exposición del paciente. Por tanto, se puede decir que la razón de exposición depende de la edad del paciente, contextura, kVp y filtración.

¹ NCRP REPORT; 1995

La mayoría de equipos de fluoroscopia están fabricados para producir imágenes adecuadas con exposiciones de entrada de 0,5 a 0,8 mC/kg min (2 a 3 R/min) en intensificadores de imagen de 6 pulgadas y 0,4 a 0,7 mC/kg min (1,5 a 2,5 R/min) con intensificadores de 9 pulgadas sin grilla antidifusora tomados sobre un phantom de acrílico y 3 mm de aluminio. Cuando se trabaja con la grilla estas cantidades se ven aumentadas en un factor de 1,5 a 2 veces.

Al igual que la prueba anterior, esta se la realizará cada seis meses y cada vez que se realice algún trabajo en el sistema de fluoroscopia.

* **Seriógrafo (Spot film device):**

La exposición en seriógrafos convencionales (imágenes sobre películas) esta determinada por la velocidad del receptor de imágenes, el kVp, y la grilla.

Por lo tanto se deberá comprobar el desplazamiento suave y libre del receptor de imágenes, que tanto la posición de parqueo como la de exposición se encuentren sincronizadas con los movimientos del carro porta cassettes y los fines de carrera actúen correctamente en cada posición.

Una manera de comprobar el movimiento de este conjunto es realizar una medida de la densidad obtenida sobre una película cuando tomamos una exposición de un phantom de espesor y

características uniformes, esta debe estar alrededor de $1,20 \pm 0,15$, la densidad del film visualmente presentar una uniformidad en toda el área de la película.

Esta medida se la realizará cada seis meses y cuando se ha realizado algún trabajo en el seriógrafo o cuando se sospeche que la radiación al paciente ha sufrido algún cambio que modifica los parámetros normalmente establecidos.

* **Cine:**

Para obtener imágenes de alta calidad, con relativo bajo nivel de ruido, requeridas para diagnóstico cardiaco, es necesario asegurar que los cuadros individuales del film reciban una adecuada dosis de exposición. Para estudios que requieren cine, tanto el paciente como el resto del recinto pueden ser sometidos a altas dosis de exposición, debido al número de cuadros o tomas requeridas (30 a 60 cuadros por segundo por alrededor de 10 segundos para cada vista o inyección) y adicionalmente la dosis debida a la colocación del catéter. Así, un paciente puede ser sometido a una exposición que va desde 13 a 39 mC/kg (50 a 150 R) o más para un estudio; por lo tanto, es prudente mantener la dosis de exposición tan baja como sea posible sin desmero de la calidad de la imagen.

La razón de exposición en sistemas que posean cadenas de cine deberá ser medida cada seis meses y serán más frecuentes de

acuerdo al volumen de trabajo del servicio, o cada que un trabajo o mantenimiento preventivo ha sido realizado.

4.5.1.7 Control Automático de Brillo, Exposición y Ganancia

En la mayoría de sistemas de imagen con fluoroscopia se utiliza sistemas de control automático de brillo (ABC) o control automático de exposición (AEC) para controlar los factores de exposición (kVp y/o mA) y asegurar la radiación suficiente para formar una imagen adecuada que alcance el intensificador de imagen. Adicionalmente, algunos sistemas son equipados con controles automáticos de ganancia (AGC) el cual varía rápidamente la ganancia del sistema de vídeo para mantener el brillo en la imagen mostrada en el monitor. Un apropiado funcionamiento de los módulos de ABC o AEC y AGC aseguran una imagen de calidad óptima y una mínima exposición, Puesto que existen diferentes tipos de sistemas de ABC y AEC, resulta demasiado difícil plantear qué resultados exactamente se deben esperar, pero, el mejor punto de partida será obtenido inmediatamente después de la instalación o servicio cuando el ingeniero especialista asegure que el sistema está funcionando apropiadamente. Las siguientes evaluaciones deberían producir similares resultados.

Las pruebas de evaluación deben ser realizadas cada seis meses y cuando aparezca una degradación en la calidad de la imagen.

4.5.1.8 Tamaño de la Imagen y Limitación del Haz

Muchos factores afectan el tamaño del área obtenida mediante imagen fluoroscópica, entre otros, se tiene los lentes, ajustes en la cámara de vídeo y electrónicos, y ajustes en el monitor de vídeo. Cada uno de estos factores deberán ser seleccionados apropiadamente y ajustados de tal manera que la imagen presente en el intensificador de imagen este presente en el monitor de TV.

La limitación del haz o colimación, deberá entonces estar ajustada apropiadamente de tal manera que solamente el área activa de entrada del intensificador es irradiada, y esta colimación debe funcionar adecuadamente en todos los campos o tamaños fluoroscópicos seleccionados.

La mayoría de intensificadores muestran áreas menores al diámetro especificado, por ejemplo, un intensificador de 15 cm (6 pulgadas) usualmente muestra un campo de 14 cm. Pero, como regla general, el diámetro mostrado no deberá variar o desviarse en más de 1 cm el diámetro especificado por el fabricante.

Una placa con marcas radiopacas graduada en centímetros o pulgadas es necesaria para esta prueba sobre la cual se hace una exposición directa y se registra la imagen sobre un film, para poder cuantificar estos parámetros. Esta prueba se la realizará igualmente cada seis meses, o después de una reparación realizada en la cadena de imagen.

Hasta aquí se han descrito uno a uno los pasos o procedimientos a seguir dentro de la implementación de un programa de control de calidad para los generadores de rayos X convencionales, en vista de que muchas de estas pruebas son repetitivas para las distintas aplicaciones, a continuación se presentaran tablas y resúmenes de estos procedimientos para las aplicaciones especiales y se describirán únicamente aquellas que se considere necesario una explicación adicional o ampliación de criterio.

4.5.2 CONTROL DE CALIDAD PARA EQUIPOS MÓVILES, DESCARGA POR CONDENSADOR Y ARCO EN C.

Los equipos de descarga por condensador presentan problemas únicos, por lo tanto, algunas de las pruebas descritas en la sección anterior son aplicables a este tipo de generadores; sin embargo, debido a las limitaciones propias del generador por descarga de condensador; algunas dificultades son encontradas en las pruebas de estos sistemas produciendo una variación en los límites de aceptación.

Los sistemas de radiografía móvil y fluoroscopia (arco en C) también presentan problemas especiales; sin embargo, la mayoría de las pruebas descritas previamente para los sistemas de radiografía y fluoroscopia convencionales, así como los límites de aceptación, son plenamente aplicables a estos sistemas.

A continuación se tratará de manera condensada los problemas inherentes a cada uno de estos sistemas, mencionando parámetros importantes a ser

considerados al momento de realizar una evaluación y aplicar criterios de control de calidad a los mismos.

4.5.2.1 Sistemas de Descarga por Condensador

Como se mencionó anteriormente, las unidades de descarga por condensador presentan un gran problema por la caída continua del pico de kilovoltaje durante la exposición, debido a la descarga del condensador por la corriente del tubo que circula a través de conjunto. “El pico de kilovoltaje decae alrededor de 1 kV por cada 1 mAs de exposición en una unidad con una capacitancia equivalente a un microfaradio (Weaver, 1978)”¹.

Por lo expuesto, en estos sistemas se deberá medir en forma no invasiva el kVp, para determinar realmente el kVp promedio y este tendrá los efectos similares al usado en los sistemas convencionales de radiología. No se debe tomar el kVp inicial ya que este es un valor relativamente alto. Por otra parte se debe seleccionar cuidadosamente los límites de calibración de este kVp de tal manera de no sobrepasar los límites de aceptación o de trabajo tanto del tubo como generador.

Todas las pruebas de Control de Calidad descritas para los equipos convencionales deben ser realizadas en estos sistemas de descarga por condensador, con las limitaciones del kilovoltaje antes citadas.

¹ NCRP REPORT; “Dose and Risk in Diagnostic Radiology”; 1995

En general todas las pruebas entregarán resultados similares a los obtenidos en los sistemas convencionales. Estas pruebas deben ser llevadas a efecto anualmente y con mayor frecuencia dependiendo del uso del equipo.

4.5.2.2 Sistemas de Radiología Móvil

Usualmente el término sistemas móviles se refiere a equipos transportables y de baja capacidad, por lo tanto no son capaces de producir imágenes con la misma alta calidad que las obtenidas por los sistemas fijos. Las limitaciones en estos sistemas incluye bajo mA, lo cual produce la aparición de borrosidades debidas a la movilidad del paciente (limitando al uso de tiempos relativamente largos para conseguir una exposición aceptable), tamaño del foco relativamente alto (limitando la resolución de la imagen), y poca protección radiológica (normalmente el operador y paciente se encuentran en el mismo ambiente). Por lo tanto, exámenes realizados con sistemas móviles nunca reemplazarán en calidad a los obtenidos con sistemas fijos.

Los sistemas móviles están limitados a realizar un grupo de estudios o exámenes en los cuales si pueden rendir una adecuada u óptima calidad de imagen, por otra parte no se puede aceptar que “ **debido a que son portables**” la calidad de la imagen siempre deberá ser inferior. Esta debe ser compensada con criterios de buen manejo y

posicionamiento del paciente, cuidados en la operación del equipo, como una adecuada distancia fuente - imagen, angulación, alineamiento del haz y la selección de los factores de operación adecuados, y realizar un estudio con un equipo móvil solamente cuando las circunstancias del paciente lo requieran, caso contrario se deberá realizar con un equipo fijo.

Algunos equipos poseen una fuente de energía proveniente de un grupo de baterías para su operación. Es recomendable que, antes de su uso, la fuente este completamente cargada para garantizar que los factores seleccionados entreguen la radiación deseada; caso contrario esta se verá disminuida produciendo una imagen con una calidad pobre; Además, estos sistemas se deberán guardar y almacenar dentro del área donde van a ser utilizados (quirófanos, UTI, estaciones de enfermería, neonatología, etc.) para evitar deslizamientos demasiado largos que descarguen sus baterías. Estos equipos deben ser conectados a recarga inmediatamente después de su uso.

Todas las pruebas de Control de Calidad descritas para los equipos convencionales deberán ser realizadas para los sistemas de rayos X móviles. En general, los resultados en tales sistemas serán similares a los obtenidos en los equipos fijos. Sin embargo, puesto que los sistemas móviles poseen menos circuitería o circuitos más básicos que los fijos, los límites de aceptación o variación tanto de kVp como

de mA pueden ser no tan rigurosos y tener un nivel de aceptación mayor.

Estas pruebas deben ser llevadas a efecto anualmente y dependiendo del uso del equipo se aumentará su frecuencia de evaluación.

4.5.2.3 Sistemas Móviles de Fluoroscopia (Arco en C)

Sistemas móviles de fluoroscopia son similares a las unidades de fluoroscopia fijas y funcionan de igual manera. Sin embargo, estos sistemas presentan un diseño especial en términos de protección radiológica. Ya que estos sistemas presentan una gran variedad de movimientos tanto laterales como oblicuos; además, el tubo por lo general es colocado bajo el paciente y son utilizados en recintos donde a más del operador existe personal médico y auxiliar. La cantidad de radiación difusa que recibe todo este personal deberá ser reducida en un factor de dos o tres veces.

Algunos medios de reducir la dosis de exposición deben ser considerados:

- Debe existir una indicación audible al inicio y durante la exposición, esto ayudará a tomar las precauciones necesarias a todo el personal.
- Un indicador del tiempo total de fluoroscopia acumulada durante la operación del equipo permitirá no sobrexponer tanto al paciente como al personal.

- Sistemas de almacenamiento de imágenes deben ser considerados con el uso de estos equipos, "técnicas de la última imagen se mantiene" esto permite tener en vista una imagen por un largo período de tiempo sin necesidad de usar una radiación continua.
- Utilizar una adecuada colimación, la máxima posible para obtener la imagen deseada
- Utilizar una adecuada distancia fuente – paciente, ya que esto reduce considerablemente la exposición del paciente.

Todas las pruebas de Control de Calidad aplicables a los equipos de fluoroscopia convencionales deben ser llevadas a efecto en los sistemas móviles, con una periodicidad de cada seis meses, después que una reparación ha sido realizada o cuando se sospeche de una degradación de la calidad de la imagen y/o un aumento en las dosis de exposición.

4.5.3 PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD PARA MAMOGRAFÍA

Debido a la sutileza de los cambios que las condiciones patológicas introducen en una imagen mamográfica, la aplicación de procedimientos de control de calidad ha recibido considerable atención sobre todo en los últimos años. Esta atención ha sido acentuada por las relativamente altas dosis entregadas por ciertos procedimientos mamográficos utilizados en el pasado, por la susceptibilidad del tejido del seno a la inducción de cáncer por altas dosis de radiación (BEIR; 1980), y por el uso de mamografía por

rayos X como una herramienta de decisión para la detección de cáncer de seno en mujeres.

Los procedimientos que a continuación se listan tienen el objetivo de identificar anomalías comunes presentes en los generadores de rayos X, tubos de rayos X, materiales de filtración del haz y su espesor, receptores de imagen, dispositivos de compresión y selección de kVp. Anomalías comunes incluyen el uso de equipos de rayos X de uso general modificados con tubos de tungsteno para realizar estudios mamográficos, equipos especiales para mamografía con tubos de molibdeno pero con insuficiente o excesiva filtración del haz, una impropia combinación de tubos y materiales de filtración, incorrecta selección de kVp, inadecuada compresión, selección inadecuada de pantallas y películas, grillas con excesiva absorción de los rayos X. Todos estos factores provocan una imagen insatisfactoria y una excesiva exposición que pueden ser controladas y medibles mediante un programa de control de calidad.

A continuación en la tabla 4.4 se listan los parámetros a controlarse de acuerdo a los reportes de la NCRP y en la tabla 4.5 los enunciados por la ACR (American College of Radiology) para equipos de mamografía, se puede notar que los dos documentos cumplen con los mismos objetivos quizá el recomendado por la ACR representa un método más abreviado y puede ser el recomendado para adoptarse en nuestro medio.

Tabla 4.4 Pruebas Técnicas a ser evaluadas anualmente en un Programa de Control de Calidad (recomendaciones de la NCRP, 1986)¹

Unidad de Mamografía
Superficie de exposición Tipo de tubo (ánodo) y filtro Valor de la Capahemirreductora Exactitud y reproductibilidad de las estaciones de kVp Exactitud y reproductibilidad de las estaciones de tiempo Linealidad y reproductibilidad de las estaciones de Ma Reproducibilidad de la salida de rayos X Exactitud de los indicadores de la distancia fuente – película Coincidencia del campo luminoso con el de rayos X Tamaño del punto focal Dispositivo de compresión, incluyendo indicador de espesor
Dispositivo de Control Automático de Exposición
Reproducibilidad Compensación de kVp Tiempo mínimo de respuesta
Películas, Pantallas y Cassettes
Pantallas y películas especiales para mamografía Condición de las pantallas Fugas de luz en los cassettes Identificación de artefactos y control
Procesador de Películas
Velocidad de procesado Contraste Temperatura de las Soluciones (químicos)
Cuarto Oscuro
Integridad total del cuarto oscuro (no filtraciones de luz y limpieza) Luces de seguridad
Negatoscopios (Cajas de lectura)

¹ NCRP REPORT; "Quality Assurance for Diagnostic Imaging"; 1995

Consistencia de la luz con el tiempo Consistencia de la luz entre una caja y otra Condiciones de las superficies de lectura Enmascaramiento de la imagen y control de luz ambiental
Para todo el Sistema
Cálculo de dosis Imágenes con phantoms Control de repeticiones

Tabla 4.5 "Pruebas de Control de Calidad para Mamografía desarrollados por la ACR para Físicos Médicos y Tecnólogos en radiología"¹

Pruebas Anuales realizadas por un Físico Médico	
Evaluación del Montaje de la Unidad Mamográfica Colimador Resolución Espacial Exactitud y Reproducibilidad de kVp Valor de la Capa Hemirreductora Rendimiento del Control Automático de Exposición Uniformidad de la velocidad de las pantallas (sensibilidad) Exposición entregada y dosis glandular promedio Evaluación de la calidad de la Imagen Evaluación de Artefactos	
Pruebas Conducidas por un Tecnólogo Especialista en QC	
Diariamente	Limpeza de cuarto oscuro y procesador de películas
Semanalmente	Limpeza de pantallas, negatoscopios y condiciones de lectura
Mensualmente	Evaluación de Imágenes con phantom Evaluación visual del sistema
Cuatrimestralmente	Análisis de repeticiones

¹ MEDICAL IMAGING; "The Worldwide Radiology Journal"; Vol 8; 1998

Semianualmente	Cuarto oscuro fog, contacto película – pantalla Dispositivos de comprensión
----------------	--

4.5.4 PROGRAMA PARA ANGIOGRAFÍA DIGITAL

Sistemas de imagen digital, tanto de radiografía como angiografía por sustracción (DSA) están basados en la misma tecnología de los rayos X convencionales. Así, están constituidos por, generadores de rayos X, cámaras de vídeo, monitores de televisión y sistemas digitales de almacenamiento permanente de imágenes que proveen facilidades únicas de procesamiento de la imagen. Puesto que la radiografía digital, esta aún en estado de desarrollo y pruebas, en esta sección se incluye solamente lo aplicable a angiografía digital.

Estudios recientes de DSA en cabeza y cuello indican que el uso de esta técnica reduce la dosis de exposición al paciente y al recinto o cuarto de exploración, debido al uso de menor tiempo de fluoroscopia y campos de radiación pequeños. Por otra parte, bajos niveles de ruido son particularmente importantes para estudios en los cuales se utiliza la inyección intravenosa de algún medio de contraste.

La evaluación de la calidad de la imagen para estos sistemas puede realizarse con o sin grilla, considerando que la eliminación de la grilla representa una reducción de la exposición al paciente en un factor de dos con una degradación mínima de la calidad de la imagen.

Las pruebas de Control de Calidad para sistemas de DSA deben incluir todos los tests aplicables a los equipos de radiografía y fluoroscopia convencionales descritos anteriormente. Añadiendo ciertas pruebas específicas necesarias que requieren equipo y phantoms especializados.

Un simulador de paciente, phantom, para esta evaluación, debe incluir la simulación de vasos de varios tamaños (1, 2 y 4 mm de diámetro), los cuales deben estar dispuestos en forma paralela y perpendicular a las líneas de barrido del vídeo. Los vasos simulados deberán ser llenados con un suero de yodo que represente la concentración intravenosa e intra-arterial; adicionalmente, los vasos pueden contener simulaciones de estenosis y aneurismas. Los segmentos conteniendo los vasos deberán tener la posibilidad de ser removidos e intercambiados con segmentos similares que no contengan la solución de yodo para simular la imagen de pre-inyección la cual representa el substrato (la máscara) de la imagen de post – inyección.

Los sistemas de sustracción digital deben ser evaluados cada tres meses, y es suficiente probar la parte correspondiente a la cadena de DSA con esta periodicidad, mientras que el resto de pruebas para la parte convencional se las pueden realizar con una periodicidad de cada seis meses (si no se presentan problemas anteriormente). Las imágenes (películas) provenientes del sistema de almacenamiento digital deben ser evaluadas semanalmente. Evaluaciones de las películas y las imágenes en los monitores son esenciales debido a la variabilidad de estos dos elementos en la cadena de

imagen, ya que es fácil que los controles de brillo y contraste sean movidos (desajustados).

La cámara y los monitores deben ser sintonizados para producir imágenes visuales y sobre película con una apariencia idéntica; sin embargo, pequeños cambios en el brillo y contraste de cada dispositivo pueden producir diferencias extremas en la apariencia de las imágenes.

4.5.5 PROGRAMA PARA TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA (TAC)

En equipamiento tan completo como una unidad de tomografía axial computarizada, rutinas y procedimientos de Control de Calidad son necesarios y esenciales para la obtención y mantenimiento de una imagen de calidad óptima. Estos requerimientos son por una parte debidos a la multitud de componentes involucrados en la formación de la imagen, y por otra parte, al extensivo procesamiento de datos que ocurren entre la adquisición o acumulación de datos y la producción de la imagen final presentada para interpretación.

Para iniciar un programa de Control de Calidad para una unidad en particular, es importante en primer lugar establecer un nivel de rendimiento durante las pruebas de aceptación de la unidad al momento de la entrega y entonces asegurar este nivel de rendimiento a lo largo del tiempo con la implementación de un programa de Control de Calidad apropiado.

A más de realizar todas las pruebas de control de calidad descritas para un generador de rayos X de uso general, con la periodicidad indicada y de acuerdo al volumen de trabajo, en una unidad de TAC es necesario realizar

las pruebas que se detallan a continuación para llevar a cabo un programa de control de calidad completo a todo el conjunto. Cabe mencionar que los límites de tolerancia indicados deben ser considerados como una guía de aceptación del rendimiento de una unidad de TAC típica. Estos pueden variar de acuerdo al tipo de tomógrafo y fabricante.

4.5.5.1 Número de CT

* **Calibración:**

Para una unidad, el número de CT expresada en unidades de Hounsfield, luego de la calibración deberá entregar los siguientes resultados:

Aire = - 1000 +/- 3 UH

Agua = 0 +/- 1.5 UH

Realizar esta prueba mensualmente.

* **Constancia:**

El número de CT para el agua, y su desviación estándar tomada sobre un phantom lleno de agua, deben ser verificados diariamente.

* **Uniformidad:**

En una imagen de un phantom de 20 cm de diámetro llenado con un medio uniforme de atenuación, el número de CT medio de una área de 100 pixeles no debe diferir en más de 5 unidades de la media del número de CT de otra área de 100 pixeles.

Realizar esta prueba mensualmente.

* **Espesor del Corte (dependencia):**

Para un phantom llenado con un medio homogéneo, la media del número de CT promediado sobre una área de 100 píxeles en el centro deberá estar dentro de un ± 3 unidades del valor de toda la sección del corte.

Realizar esta prueba semestralmente.

* **Tamaño del Phantom (dependencia):**

El número de CT para el agua no deberá diferir en ± 20 unidades cuando el phantom cambia de 5 a 30 cm de diámetro.

Realizar esta prueba semestralmente

* **Posición del Phantom (dependencia):**

La media del número de CT variará en menos de ± 5 unidades si el phantom es centrado en el gantry, o ± 15 unidades independientemente de la posición del phantom.

Realizar esta prueba anualmente.

* **Dependencia del Algoritmo:**

La media del número de CT en el centro del phantom deberá variar en menos de ± 3 unidades independientemente del

algoritmo utilizado para la reconstrucción, recordar que se deberá usar un phantom apropiado para cada algoritmo.

Realizar esta prueba anualmente

4.5.5.2 Posicionamiento de la Mesa de Tratamiento (Tabla).

* **Exactitud del Indicador de Posición:**

Para diferentes posiciones, la posición real de la mesa de exploración deberá estar dentro de un margen de ± 2 mm de la posición indicada.

Prueba a realizarse semestralmente.

* **Retroposicionamiento:**

La localización de la mesa de exploración debe estar dentro de un ± 1 mm cuando se posicione desde la dirección opuesta.

Realizar esta prueba semestralmente.

* **Exactitud de Indexación:**

Con un peso apropiado sobre la mesa, esta deberá moverse una cantidad de indexación de ± 0.5 mm, por cada incremento de la altura.

Realizar esta prueba semestralmente

* **Sensibilidad del Corte (ancho del corte o espesor):**

El espesor de la sección de corte deberá estar dentro de +/- 1mm del espesor nominal, para cortes entre 5 y 15 mm, y dentro de un +/- 0.5 mm para cortes con espesores menores a 5mm.

Realizar esta prueba semestralmente.

* **Características de Ruido:**

La desviación estándar del número de CT deberá variar aproximadamente tanto como mAs, tomada sobre una región donde la imagen es dominada por el ruido.

Realizar esta evaluación semestralmente.

* **Exactitud en las Medidas de la Distancia:**

Las medidas de distancia en una imagen de CT deberán estar de acuerdo con la distancia actual dentro de un +/- 1mm.

Realizar esta evaluación semestralmente.

* **Dosimetría del Paciente:**

La dosis de exposición deberá estar dentro de un +/- 20 % de las medidas obtenidas en diferentes tiempos.

Realizar esta prueba semestralmente.

4.5.5.3 Imagen Visual (salida)

* **Imagen en Monitor e Impresión:**

Para una imagen estándar, la imagen impresa no debe diferir considerablemente en luminancia y contraste de la imagen visualizada en el monitor.

* **Resolución de Bajo Contraste:**

Para exposiciones de medio rango (0.5 a 0.8 mC/kg ó 2 a 3 R), clavijas o pines de 0.5 cm de diámetro deben ser visibles en la imagen, cuando la atenuación a los rayos X de estos elementos difiera en 1 % o más del medio que lo rodea.

Realizar esta prueba mensualmente.

* **Resolución de Alto Contraste:**

Pines de 0.1 cm de diámetro deben ser visibles en la imagen cuando la atenuación a los rayos X de estos pines difiera en más de un 10 % del medio que los rodea.

Realizar esta prueba mensualmente.

* **Distorsión del Vídeo en la Impresión:**

Para una serie de agujeros posicionados a 1 cm uno del otro en un medio de alto contraste, los agujeros en el monitor de vídeo o en la impresión o registro deberán coincidir con la localización de los agujeros en el propio objeto con una tolerancia de +/- 1 mm en

la parte central de la imagen (50 % de la imagen), cuando la imagen es proyectada a tamaño normal. Pudiendo ser mayor en la periferia de la imagen.

Realizar esta prueba mensualmente.

Con todas estas pruebas y evaluaciones indicadas, así como su periodicidad e importancia, se puede decir que se ha abordado todo lo concerniente a la planificación y puesta en práctica de un programa de control de calidad para las distintas y más importantes aplicaciones de los generadores de rayos X. Como se puede observar, en esta sección se han topado algunos temas que no tienen una relación directa con los generadores en si, pero que son parámetros que forman parte integral del conjunto o del sistema de obtención de imágenes por rayos X y, por tanto son parte esencial en la cadena de formación de la imagen, por lo que su tratamiento no puede ser deslindado de este tema pudiendo profundizarse en el tratamiento de cualquiera de los mismos.

De otra manera siempre es necesario recordar que tanto las rutinas de mantenimiento como los programas de control de calidad, deben estar sujetos a cambios o modificaciones dependientes de cada equipo y de su tecnología, especificaciones del fabricante, regulaciones propias de cada zona o país y al volumen o carga de trabajo al cual van ha estar sometidos.

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

Por la naturaleza misma de las radiaciones ionizantes, que son imperceptibles a nuestros sentidos, lo cual ha provocado que se minimice o no sé de la importancia debida a los cuidados y respeto de las normas de seguridad o protección radiológica, que se deben tener presente en toda actividad que involucre el uso de estas radiaciones, toda persona que labore o tenga algún tipo de relación con los sistemas o equipos que producen este tipo de radiaciones, están en la obligación de dar a conocer día a día los riesgos y peligros inherentes a esta actividad, así como también sus beneficios cuando la misma es bien canalizada y aprovechada.

El objetivo del presente trabajo ha sido entregar un documento que permita y sirva de guía al ingeniero o técnico especialista para la implementación de programas de mantenimiento y control de calidad; así como también, presentar un tratado o fuente de consulta para cualquier persona que esté involucrada en el uso y manejo de equipos de radiodiagnóstico o trabaje dentro de un servicio que utilice estos procedimientos para la obtención de imágenes para el diagnóstico médico.

Es necesario y siempre será necesario tratar estos temas hasta que todo ser humano sea consciente y aprenda a dar el uso debido a esta fuente de energía que proporciona información valiosa para el diagnóstico médico, la cual no debe ser sobrestimada, sobreutilizada ni subutilizada, se debe utilizar la energía necesaria siempre sobrepesando el factor riesgo – beneficio que la misma involucra, especialmente para el paciente.

En nuestro país, quizás al igual que en otros países subdesarrollados, aún no existe una conciencia clara y concisa sobre el cuidado y aprovechamiento correcto de este tipo de energía, tal es así, que existiendo grandes centros de diagnóstico por imagen, tanto en el ámbito privado como estatal, no existen políticas y regulaciones locales que exijan la aplicación e implementación de programas de **Control de Calidad**, aunque, como se describió en los capítulos precedentes la aplicación de criterios de control de calidad no dependen del tamaño del equipo o del volumen del servicio. Todo absolutamente todo servicio que posea un equipo generador de rayos X deberá someterse y mantener políticas de control de calidad.

Si bien es cierto que la Comisión Ecuatoriana de Energía Atómica es la responsable de controlar y hacer cumplir las normas de seguridad y protección radiológica, también es cierto que la obtención de imágenes de calidad e implementación de programas de mantenimiento y control de calidad debe ser responsabilidad de todo el departamento o servicio, lo cual en nuestro país, salvo casos excepcionales, se labora en la mayoría de

servicios y centros hospitalarios sin prestar la atención debida o sin dar ninguna importancia a la implementación de estas normas, políticas y procedimientos que en definitiva, tienen como objetivo final, y el más importante, el cuidado y garantía del paciente.

A continuación se presenta un conjunto de conclusiones resumidas que permitirán recordar los objetivos y alcance del establecimiento de un programa de Control de Calidad y Mantenimiento, así también las responsabilidades de cada una de las partes que intervienen en los mismos.

- Un programa de control de calidad depende del entendimiento y soporte de todos los que están involucrados en la operación de un servicio de radiodiagnóstico.
- Un programa puesto en marcha solamente por la administración del servicio o centro hospitalario para cumplir con las exigencias y regulaciones de la CEEA, o de cualquier otro organismo de control, no producirá los resultados deseados ni el máximo beneficio en el cuidado del paciente.

Es necesario que todo el personal entienda los objetivos y beneficios de los programas y estén motivados a participar activamente.

- Se debe recordar que un programa de Control de Calidad y Mantenimiento es una herramienta administrativa – técnica que incluye políticas y procedimientos diseñados para optimizar el rendimiento del

personal del servicio y su equipamiento, así como también garantizar el cuidado del paciente.

- Una imagen obtenida con el mínimo de errores técnicos y humanos resulta en una disminución de los costos por examinación, por lo tanto un ahorro tanto para el paciente, el departamento y la comunidad.
- Se ha escrito que la responsabilidad de las actividades del programa de Control de Calidad es de todos los miembros del departamento o servicio, pero la mayor responsabilidad recae sobre el Médico Especialista jefe del área o dueño del servicio, la responsabilidad de los aspectos técnicos recae sobre un físico médico o similar.
- En resumen, el tecnólogo en radiología será el encargado de llevar el día a día del programa de control de calidad, medidas y apreciaciones primarias, reportes, anotaciones, etc.
- El físico médico supervisa el desarrollo del programa, sirve como consultor para los problemas encontrados y ejecuta los cálculos más complejos de evaluación.
- El ingeniero especialista llevará a efecto las rutinas y programas de mantenimiento preventivo, reparaciones y calibración de los equipos y sistemas.
- El tecnólogo deberá además verificar la integridad de los equipos después que el ingeniero ha realizado su trabajo.

Por lo tanto como conclusión final se puede decir que la responsabilidad de poner en práctica y ejecutar un programa de Control de Calidad es de todo

el personal involucrado en un servicio o departamento de radiodiagnóstico, incluyendo al ingeniero especialista, mientras que la responsabilidad de establecer y poner en práctica o ejecución un programa de mantenimiento preventivo – correctivo es únicamente del ingeniero especialista, sea este parte de la institución, servicio o de una empresa particular.

5.2 RECOMENDACIONES

A continuación se citan algunas recomendaciones que son consecuencia de todo lo tratado en los capítulos anteriores.

- Antes de realizar cualquier trabajo, evaluación o intervención en sistemas que contengan generadores de rayos X, es necesario primeramente familiarizarse y conocer a fondo todo lo concerniente con las regulaciones y recomendaciones de protección radiológica, características y principios de funcionamiento de los sistemas, sus parámetros y rangos de operación.
- Para implementar un programa de Control de Calidad y Mantenimiento es necesario recopilar la información de los fabricantes y características de trabajo de los principales componentes del sistema, tal es el caso de los tubos de rayos X, para determinar principalmente los rangos de trabajo a los que se someterá al equipo.
- Los servicios de radiodiagnóstico deben emplear personal calificado para operar los equipos, en nuestro país son tecnólogos médicos en radiología, con licencia emitida por la CEEA. Por otro lado, será

responsabilidad y como parte del programa de Mantenimiento y Control de Calidad del ingeniero especialista el mantener un adiestramiento continuo del operador para obtener un máximo provecho del equipo y reducir al mínimo el tiempo de paro del mismo.

- Si bien es cierto que dentro de un programa de control de calidad existen muchas actividades que serán realizadas por tecnólogos médicos, físicos médicos y otro personal auxiliar, es necesario recordar y se recomienda que toda medida de cualquier parámetro que sea invasiva al equipo se la ejecute con asistencia y en presencia del ingeniero especialista ó que éste la ejecute durante sus rutinas de mantenimiento.
- Los centros médicos, clínicas, hospitales o servicios especializados que posean equipos de radiodiagnóstico, deberán mantener un presupuesto que les permita implementar programas de mantenimiento y control de calidad, o por lo menos de mantenimiento, el cual debe contemplar además del pago del personal involucrado, la compra de partes y accesorios, la compra de equipo básico de medida y pruebas que sean parte del servicio y estén a disponibilidad en cualquier momento.
- Todo personal que labore dentro de un servicio de radiodiagnóstico deberá estar sometido a algún método de control dosimétrico personal y poseer la licencia o autorización de la CEEA para ejecutar dicho trabajo, incluyendo los ingenieros especialistas.
- Antes de comprar o adquirir un sistema de rayos X, se debe hacer un estudio pormenorizado sobre los tipos de estudios que se va a ejecutar,

a que estrato de la población va dirigido, características técnicas y eléctricas del lugar donde se instalará, área física requerida y protecciones a implementarse. Todos estos parámetros deben considerarse dentro del presupuesto de la compra del equipo ya que todos son parte del mismo y del servicio a brindarse.

- Si se desea cambiar o sustituir un equipo por mejorar la tecnología para de esta manera mejorar la calidad de imagen, es necesario primeramente preguntarse, que se ha realizado para mejorar dicha imagen, y quizá la solución no sea cambiar el equipo. En muchos de los casos resulta que se puede mejorar la operación y calidad de los servicios existentes antes que gastar en equipos demasiado costosos.

Recuérdese, un buen equipo de tecnología actual o de punta, como se ha difundido en nuestro medio, no garantiza la obtención de imágenes de calidad, este es solamente una parte de la cadena de producción y formación de la imagen.

- En nuestro país en virtud de que la salud está normalmente administrada por profesionales Médicos y en los servicios o departamentos existe un médico especialista como máximo responsable del área, se debería incluir en su pensum académico este tipo de información y preparación para que tengan los conocimientos suficientes a la hora de implementar un servicio de radiodiagnóstico. Y, por consiguiente, poner en la práctica los programas de mantenimiento y control de calidad ya que ellos son los principales responsables de poner en ejecución los mismos.

- En el anexo D se presentan un compendio de áreas requeridas y distribución física o planos de ubicación recomendados o típicos de los diferentes sistemas de radiodiagnóstico de acuerdo a su aplicación, estos planos han sido realizados en base a especificaciones de los fabricantes y deberán ser modificados o rediseñados de acuerdo a la realidad de cada instalación e institución.
- Todos los programas tanto de mantenimiento como de control de calidad deben ser evolutivos y realimentarse con los resultados y experiencias obtenidas, para de esta manera encontrar un acoplamiento idóneo de todo el conjunto o sistema hombre – equipo.

Finalmente se puede anotar que con todos estos elementos se ha cumplido con la meta trazada, que es la de integrar en un solo documento los procedimientos y actividades a seguir para la implementación de programas de Mantenimiento y Control de Calidad de sistemas que poseen generadores de rayos X, documento que ha sido necesario debido a la diversidad de marcas y modelos que existen en nuestro país y que en muchos de los casos no se dispone de la información técnica necesaria para ejecutar estas labores, y a la falta de políticas establecidas para tales efectos.

Se espera haber cumplido con el objetivo principal de este trabajo: entregar al ingeniero o técnico especialista un documento que permita guiar su trabajo a la hora de implementar programas de mantenimiento y control de

calidad, o que sirva de introducción a la persona que desee iniciarse en esta rama de la Bioingeniería o que simplemente desee información sobre el tema. El presente trabajo es una recopilación de una amplia bibliografía manejada durante muchos años de experiencia real del autor.

Estamos seguros que con el seguimiento y cumplimiento de los procedimientos descritos en los capítulos precedentes se logrará cumplir con lo que para el autor representan los objetivos esenciales del presente tratado, estos son:

- Minimizar el tiempo de paro de los equipos y servicios.
- Minimizar la dosis entregada al paciente.
- Obtener una imagen de alta calidad.

BIBLIOGRAFÍA

- ARMAS, B. Patricio; " Radiaciones Ionizantes, Estudio y Protecciones" (Tesis de grado); Quito; E.P.N.; 1986.
- AYALA, G. Juan y VALLEJO, Hector; " Manual de Equipos de Rayos X"; Quito; Ed. Ministerio de Salud Pública IEOS; 1984.
- BALBOA, Ignacio L.; "Imagen Digital en Cardiología"; *Cardiología y Cirugía Cardiovascular*, Madrid – España; nov. De 1988; pp. 36 – 42.
- COMISIÓN ECUATORIANA DE ENERGÍA ATÓMICA; "Curso de Protección y Seguridad Radiológica"; Quito; 1998.
- CORDERA, Armando; " Metodología para la Planificación Integral de Departamentos de Radiodiagnóstico"; Washington DC. ; Ed. OPS/OMS; 1978; pp. 92 – 126.
- CHAN, Joseph y MACOVSKI, Albert; " Aplications of Filtered Bremsstrahlung Spectra in Radiologic Studies, Parte 1"; *IEEE Transactions on Nuclear Science*; Vol. NS – 24, N° 4; agosto de 1977; pp. 1968 – 1976.
- DÍAZ, Julio; " Control de Calidad de Equipos de Radiodiagnóstico"; (Tesis de Grado); Quito; E.P.N.; 1991.
- GILARDONI, Arturo; " Raggi X in Medicina"; Como – Italia; Ed. Gilardoni S.p.A; 1973.

- GRAMPP, Stephan y IMHOF, Herwig; " Radiologic Diagnosis of Osteoporosis"; *Medical Imaging International*; Wilton – USA; Vol. 7, N° 6; nov. – dic. de 1997; pp. 16 – 23.
- HARTL, Walter y otros; "Medica Mundi"; Philips Medical Systems; Holanda; Vol. 35; marzo de 1990.
- HOSPITALIA INTERNATIONAL; "Mantenimiento Preventivo Planificado Computarizado"; Frankfurt – Alemania; 1989.
- INMARK CORPORATION; " Replacement X – Ray Tube Cross Reference Guide"; Norwalk – USA; 1994.
- INSTITUTO ECUATORIANO DE OBRAS SANITARIAS; " Manual de Mantenimiento Preventivo de Equipos e Instalaciones Hospitalarias"; Quito; 1991.
- INSTITUTO ESPAÑOL DE NORMALIZACIÓN; " Norma Española de Radiología Médica"; Madrid – España; 1984.
- JONSSON, Egon; " Más Adelantos en Aplicaciones de Imagenología"; RSNA 97 Reunión Anual; *EL Hospital*; Cincinnati – USA; Vol. 54, N° 1; febrero – marzo de 1998; pp. 12 – 18.
- LITTON SYSTEMS INC. , EUREKA X – RAY TUBE CO. ; " Safety Procedures Concerning Radiation"; USA; 1987.
- MATA, Olmo y otros; "Aspectos Técnicos e Indicaciones de la Tomografía Computarizada"; *Radiología y Diagnóstico por Imagen*; Madrid – España; oct. De 1988; pp 12 –17.
- MOMPIN, José y otros; " Introducción a la Bioingeniería" Barcelona – España; Ed. Marcombo; 1988; pp.

- NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS; " Quality Assurance for Diagnostic Imaging"; Bethesda – USA; 2da, Edición; feb. De 1995.
- NUCLEAR ASSOCIATES; "Radiology"; New York – USA; 1997.
- OLIVARES, M. P.; "Protección Radiología en Exploraciones Diagnósticas"; *Radiología y Diagnóstico por Imagen*; Madrid – España; oct. De 1988; pp 40 – 53.
- PICKER CO.; "The Production of X – Rays"; Illinois – USA; 1986.
- ROOS, B. O.; "Dual Photon Absorptiometry in Lumbar Vertebrae"; Universidad de Gothenburg; Gothenburg – Suiza; 1975.
- SIEMENS A.G.; " Radiografía Básica"; Madrid – España; 1990.
- SIEMENS A.G.; " Radiología de Atención Primaria"; Madrid – España; 1990.
- SCHUSTER, Maximiliano; "Estado Actual de la Determinación del Contenido Óseo por Absorción Mono y Bifotónica"; *Climatérico y Osteoporosis*; Quito; Ed. SEGO; 1990; pp 74 – 100.
- SKOOG, Douglas; "Análisis Instrumental"; México DF; Ed. Interamericana; 2da Edición; 1984; cap. 15; pp 447
- TERESE, Bogucki y HAUS, Arthur; " Laser Printers in Digital Mammography"; *Medical Imaging International*; Wilton – USA; Vol. 8, N° 2; marzo – abril de 1998; pp. 20 – 23.
- MANUALES DE INSTALACION Y MANTENIMIENTO DE EQUIPOS DE RAYOS X, MAMOGRAFÍA Y TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA.
De los siguientes fabricantes:

- * BENNETT X RAY.
- * ELSCINT CO.
- * FISHER X RAY CO.
- * GENERAL ELECTRIC
- * GILARDONI S. p. A.
- * MEDISON
- * HITACHI
- * LORAD SYSTEMS INC.
- * PHILIPS MEDICAL SYSTEMS Gmb.
- * PICKER X RAY CO.
- * RAYTHEON MEDICAL DIV.
- * SIEMENS A.G.
- * TOSHIBA

ANEXO A

PROCESO DE INICIACIÓN Y PUESTA EN FUNCIONAMIENTO DE UN TUBO EMISOR DE RAYOS X

En virtud de que un tubo emisor de rayos X es uno de los elementos más delicados y costosos dentro del sistema de generación de rayos X, y que, está expuesto a grandes cargas y condiciones de trabajo que de no estar controladas podrían fácilmente producir su destrucción, a continuación se presenta un procedimiento a seguirse cuando se haya terminado la instalación y se inicie la operación de un generador de rayos X, cuando se reemplace el tubo emisor de rayos X, cuando un sistema a permanecido paralizado por un lapso mayor a los seis meses, también se deberá realizar este procedimiento con tubos que se han mantenido en inventarios (stock) por tiempos mayores a los seis meses para evitar su gasificación.

Los pasos a seguir son los siguientes:

1. Una vez terminada la instalación y ajustadas las corrientes de precaldeo, seleccionar una estación de trabajo con corriente (mA) de fluoroscopia o la mínima corriente posible en modo de radiografía (5 a 20 mA).
2. Seleccionar el mínimo kilovoltaje de trabajo (45 kVp).

3. Realizar una exposición y verificar con instrumentos que los parámetros entregados durante la exposición (mAs, kVp y tiempo) se encuentren dentro de los rangos seleccionados o sean menores.
4. Mantener fija la regulación y selección de corriente, realizar tres exposiciones con este kilovoltaje (45 kVp), con intervalos entre exposición de un minuto.
5. Aumentar el kilovoltaje en 5 kilovoltios y realizar otras tres exposiciones, con iguales intervalos de reposo (confirmar el kilovoltaje entregado).
6. Seguir aumentando el kilovoltaje de 5 kVp en 5 kVp y realizar igual procedimiento hasta alcanzar el máximo kilovoltaje permitido por el generador, confirmar este valor, de tal manera de no sobrepasar este valor límite.
7. Si en algún punto de selección de kV se presentan problemas de inestabilidad tanto de mA o kVp, volver al punto de partida e inicializar nuevamente el procedimiento. Si el problema persiste es señal de que el tubo se encuentra en estado de gasificación irreversible y por tanto será necesario su reemplazo.
8. Si se utiliza una estación de fluoroscopia el procedimiento es el mismo, solamente que en este caso los tiempos de exposición serán de 20 a 30 segundos por un minuto de paro, para cada selección de kilovoltaje.
9. Una vez concluido este procedimiento se puede dar inicio y llevar a efecto la calibración de todos los parámetros de funcionamiento del generador (kVp, mA y tiempo) en cada una de las estaciones de selección y puestos de trabajo.

Este procedimiento nos servirá para acostumbrar al tubo al régimen de trabajo, para posicionarlo dentro de sus curvas características de trabajo, rendimiento y exposición, para estabilizar sus parámetros de salida y obtener una reproductibilidad de sus factores de emisión, por lo tanto, este procedimiento se lo debe realizar antes de calibrar o intentar calibrar un generador de rayos X, ya que no se tendrían valores reales ni confiables.

ANEXO B

COMO PROLONGAR LA VIDA DE UN TUBO DE RAYOS X

Unas buenas prácticas de trabajo pueden prolongar significativamente la vida de un tubo emisor de rayos X. Las siguientes recomendaciones deberán ser puestas en práctica siempre que sea posible.

- **Minimice el Tiempo de Caldeo de los Filamentos (PREP)**

Este es un parámetro especialmente importante cuando se dispone de estaciones de alto mA. Usualmente el tiempo de preparación excederá el tiempo de exposición actual. Altas corrientes de filamento acortan la vida de estos y pueden producir una operación inestable debido al depósito de la evaporación del tungsteno en la envoltura de vidrio.

- **Usar Bajas Corrientes del Tubo (mA)**

Las altas corrientes de filamentos requeridas para producir un alto valor de mA producen una disminución en la vida del filamento ya que pueden producir el efecto anteriormente mencionado.

- **Seguir Cuidadosamente Las Curvas Características de Exposición Calentamiento y Enfriamiento de los Tubos**

La operación sobre los rangos especificados puede producir un resquebrajamiento o daño prematuro del ánodo. Una excesiva transferencia de calor através del sistema de rotor puede provocar un daño en los rodamientos lo cual provocará un funcionamiento lento o paralización del sistema causando la fundición o rotura del ánodo.

- **Limitar la Operación a un 80 % del Rango Máximo Permitido**

Siempre niveles altos de potencia son posibles y permitidos, pero, una reducción de la potencia de trabajo asegurará una larga vida del ánodo y un envejecimiento paulatino y prolongado.

- **No Exceder la Capacidad Térmica del Ánodo o Rango de Disipación**

El más grande daño que puede producirse en un tubo es debido al flujo de calor en la estructura de rodamientos, como se mencionó arriba. Un sobrecalentamiento puede causar deformaciones en el ángulo del ánodo, adicionalmente existirá el riesgo del aparecimiento de gases provenientes de la evaporación de varios metales dentro del tubo provocando una inestabilidad con la presencia del alto voltaje.

- **No Hacer Exposiciones de Alto mA con un Ánodo Frío**

La expansión del material causada por el esfuerzo térmico puede dar como resultado una rotura del ánodo. Siempre hay que seguir las recomendaciones de los procedimientos de calentamiento (warm – up) del sistema. En algunos casos estos procedimientos deben ser repetidos entre pacientes, si el tiempo de espera fue demasiado prolongado y siempre se deberán llevar a efecto al iniciar el día de trabajo.

- **Límite las Operaciones de Arranque y Parada del Rotor**

Operaciones de arranque/parada especialmente para sistemas de alta velocidad (180 HZ) generan un considerable calor en los bobinados del estator, el cual puede llegar a producir daños en casos extremos (quemaduras o fundición de los bobinados). Generalmente debería existir un mínimo de 30 a 40 segundos entre arranques sucesivos (recomendado 60 segundos). Tubos equipados con intercambiadores de calor serán menos sensibles a este problema potencial debido a la circulación de aceite el cual ayuda a mantener la temperatura óptima del sistema.

- **Evitar Trabajos Demasiados Largos con el Seriógrafo (Spot Film)**

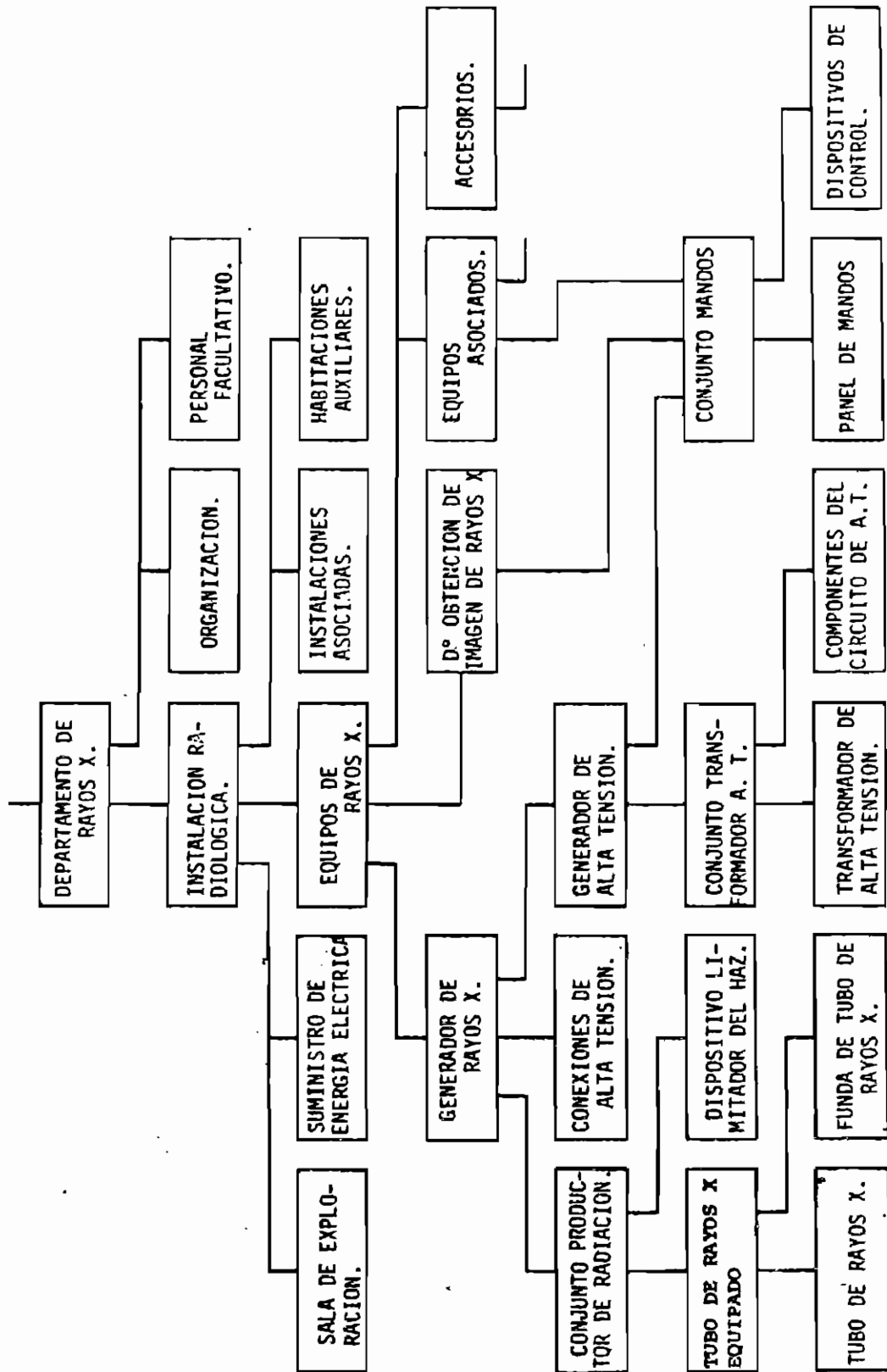
Muchos sistemas son diseñados para permitir un período de carga a alta velocidad, sobre los 25 segundos, entre corte y corte con el seriógrafo

antes que actúe el sistema de frenado del rotor. En estos casos la corriente de filamento de stamby, es mantenida en los valores de exposición durante este período, resultando una excesiva evaporación del filamento.

ANEXO C

CONFIGURACIÓN DE UN DEPARTAMENTO DE RADIODIAGNÓSTICO GENERAL.

En el gráfico siguiente se presentan todos los componentes de un servicio o departamento de radiodiagnóstico, enfocados como un solo conjunto alrededor del sistema o equipo de rayos X con sus respectivas interrelaciones como deben ser y como deben organizarse de tal manera de obtener un producto de calidad y un seguimiento riguroso en la detección de fallas o anomalías dentro de este conjunto.



ANEXO D

ÁREAS FÍSICAS REQUERIDAS PARA LAS DISTINTAS APLICACIONES

En los gráficos siguientes se ilustran las dimensiones tanto físicas de los equipos como el área mínima requerida para cada aplicación, estas áreas no representan una solución arquitectónica, se trata, solamente de orientar sobre las necesidades de espacio, áreas de trabajo y en algunos casos el mobiliario requeridos para adaptarse, en cada caso, al local disponible o planificar en conjunción con el diseñador (arquitecto o ingeniero civil) el local requerido para su construcción.

Los ejemplos aquí ilustrados son bosquejos típicos de las más representativas aplicaciones y configuraciones de sistemas de radiodiagnóstico, son bosquejos y diseños recomendados por los fabricantes, cualquier modificación o variación se la deberá hacer enmarcada dentro de lo especificado ya que las mismas contemplan condiciones de funcionalidad, dimensionamiento y largo de los cables y buses de interconexión entre módulos y componentes de los sistemas.

Los sistemas considerados son:

- * Sistema Convencional para Radiología.
- * Sistema de Fluoroscopia y Radiología Especializada
- * Sistema de Mamografía
- * Sistema Quirúrgico Móvil
- * Sistema de Tomografía Axial Computarizada.

SISTEMA CONVENCIONAL DE RADIODIAGNÓSTICO

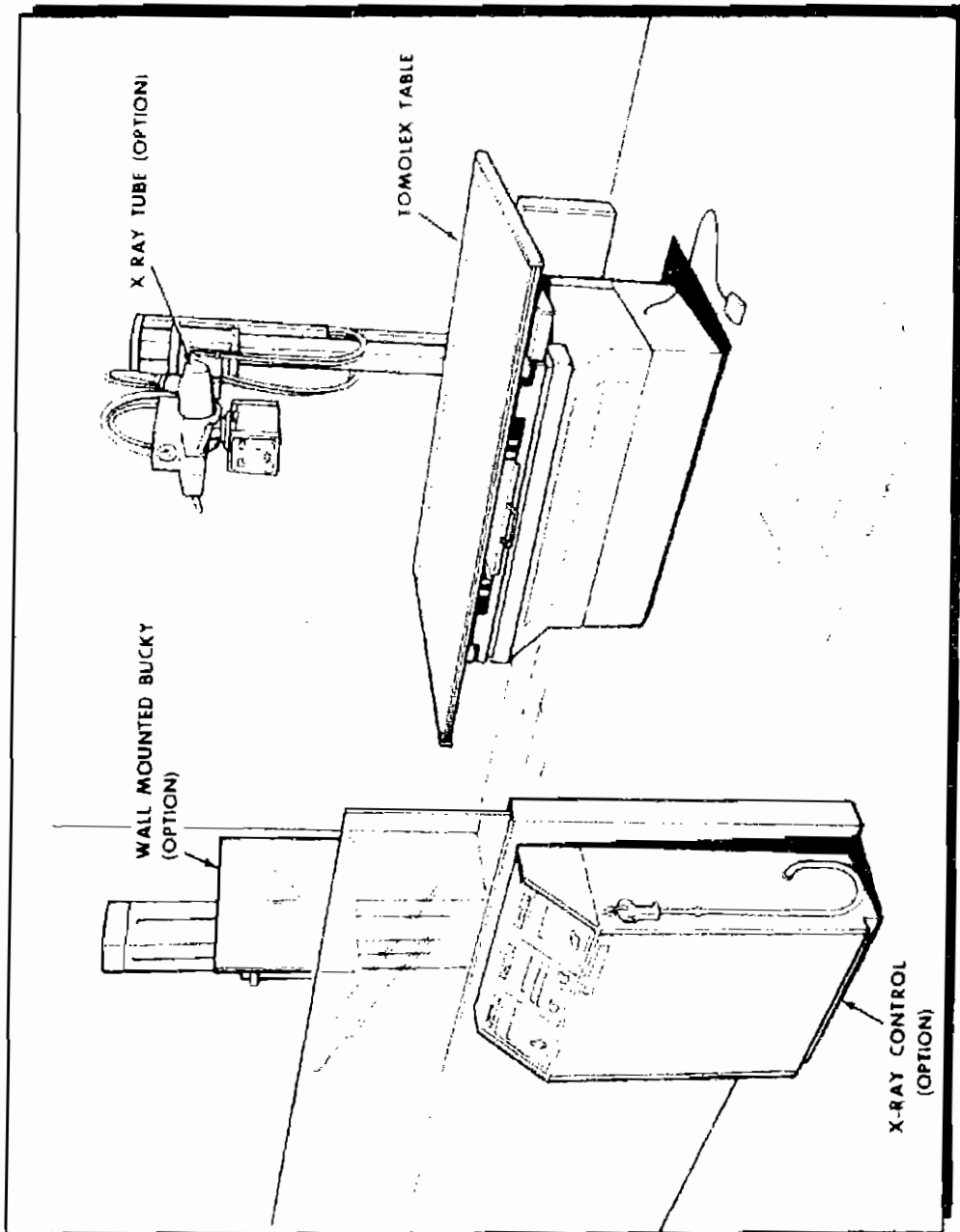


Figura D.1 Vista panorámica de un Sistema de Radiodiagnóstico Convencional.

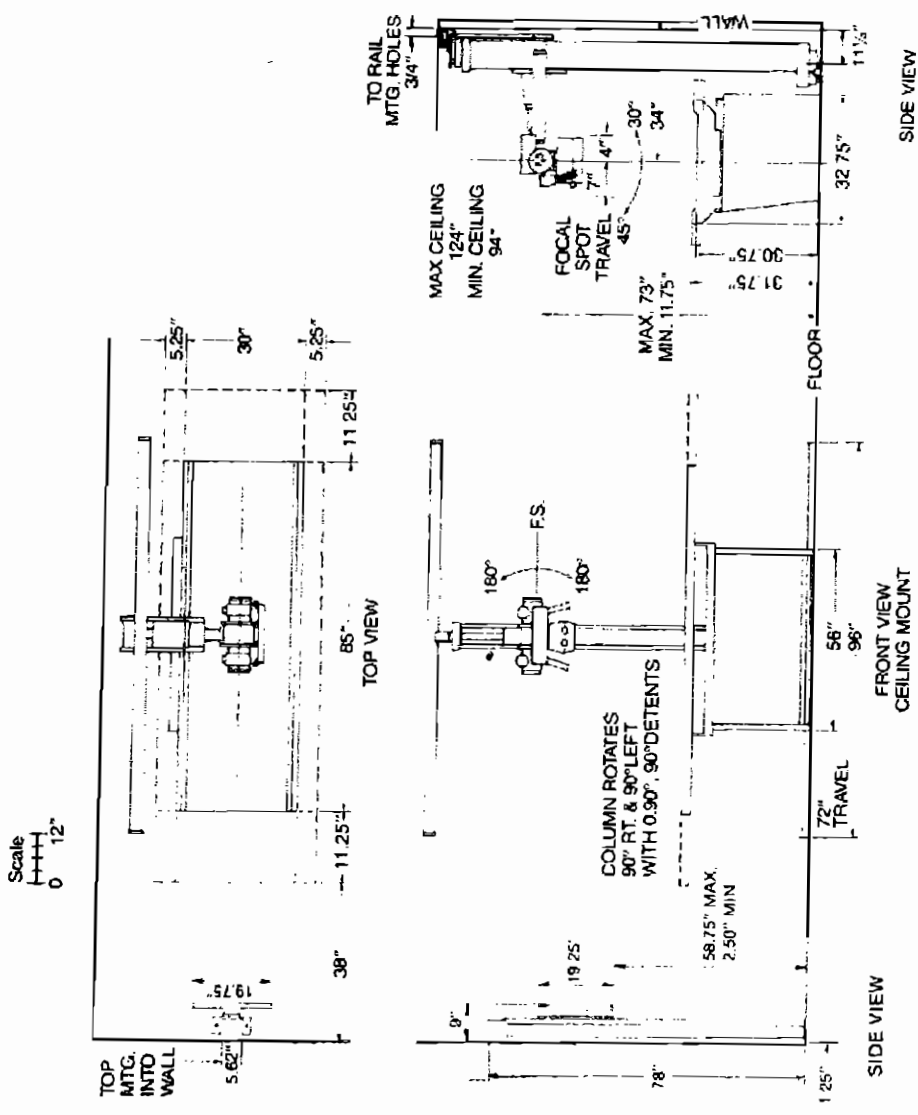


Figura D.2 Dimensiones de un sistema de radiodiagnóstico convencional (Cortesía de Picker In./ Toshiba)

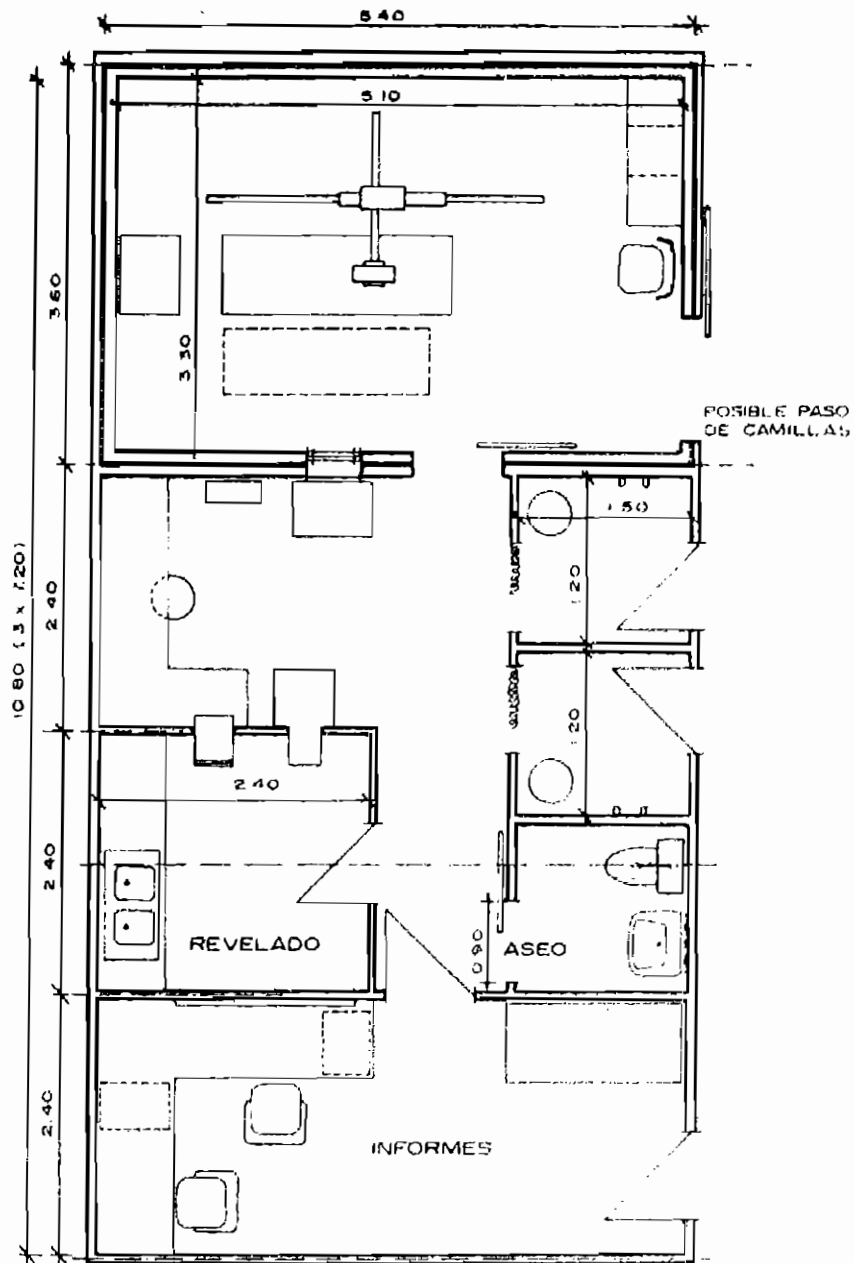


Figura D.3 Área física requerida para el sistema y servicios complementarios
(las dimensiones están dadas en m)

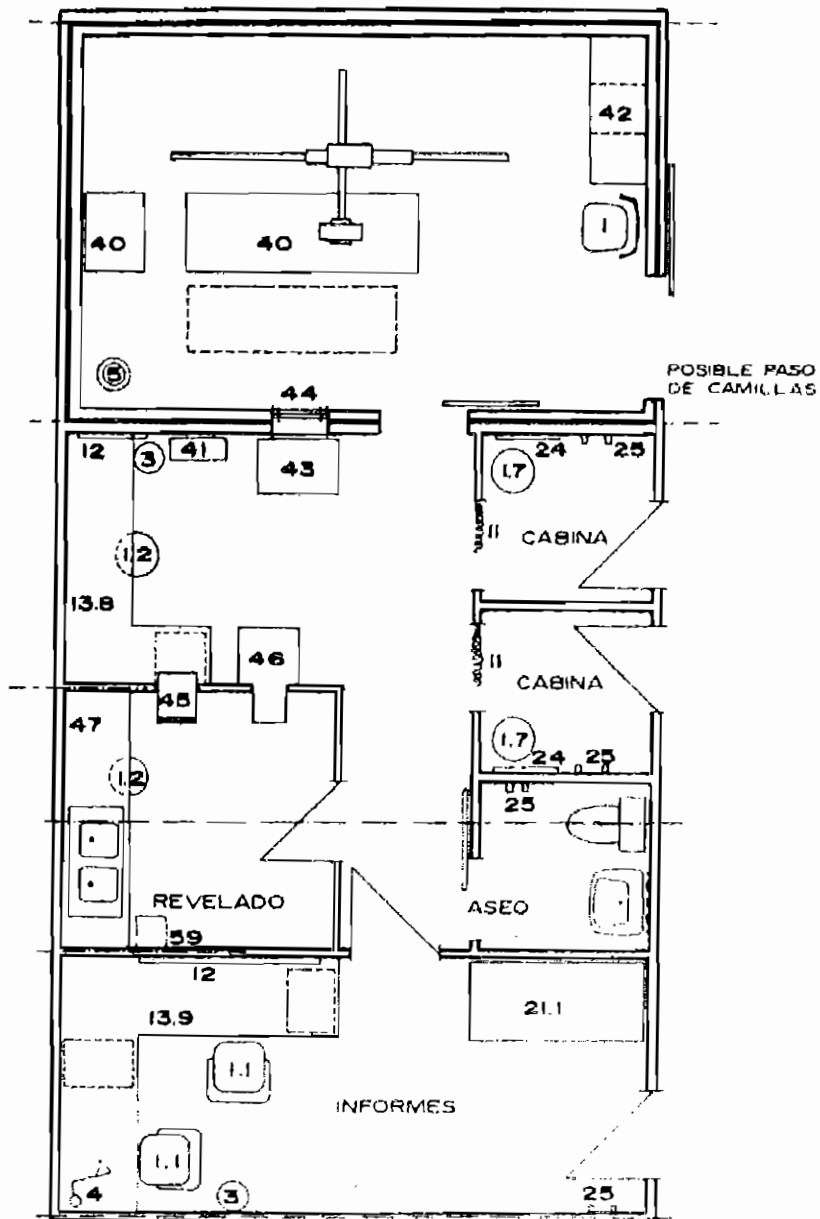


Figura D.4 Componentes y distribución del sistema y del departamento en su conjunto. (Ver detalle siguiente).

Componentes del Departamento de Radiodiagnóstico.

REF	ELEMENTO
1.1	Sillón Giratorio
1.2	Banco de altura regulable
1.7	Banco de altura fija
3.	Papelera
4.	Lámpara de sobremesa
5.	Cubo de basura con tapa y pedal
11.	Riel y cortina
12.	Negatoscopio tipo (2 placas)
12.1	Negatoscopio varias placas
13.8	Mueble auxiliar en cabina de control
13.9	Mueble auxiliar en sala de informes
21.1	Estantería para archivo
24.	Espejo
25.	Perchas
40.	Equipo de Rayos X
41.	Caja de Interconexión
42.	Transformador de A.T.
43.	Mesa de mando o Consola de control
44.	Ventana protegida
45.	Pasachasis
46.	Reveladora automática
47.	Cubeta revelado manual y mesa auxiliar
59.	Cubo de basura metálico con tapa

SISTEMA DE FLUOROSCOPIA Y RADIOGRAFIA ESPECIALIZADA

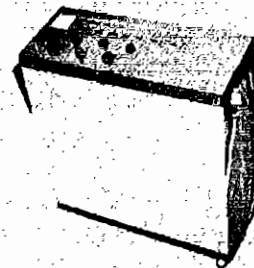
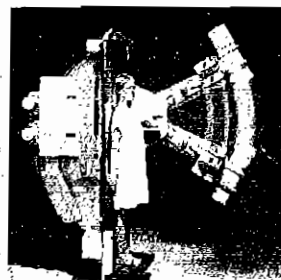
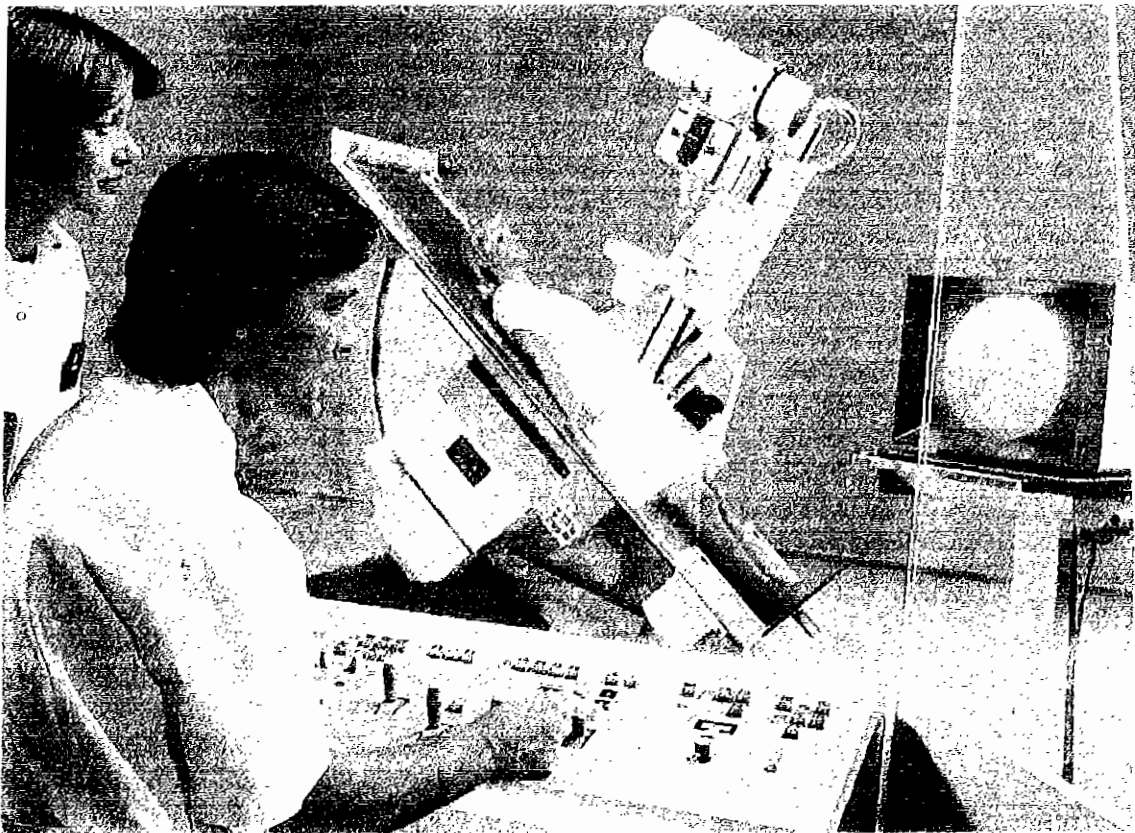


Figura D.5 Vista panorámica y componentes del sistema
(Mesa basculante y consola de mando).

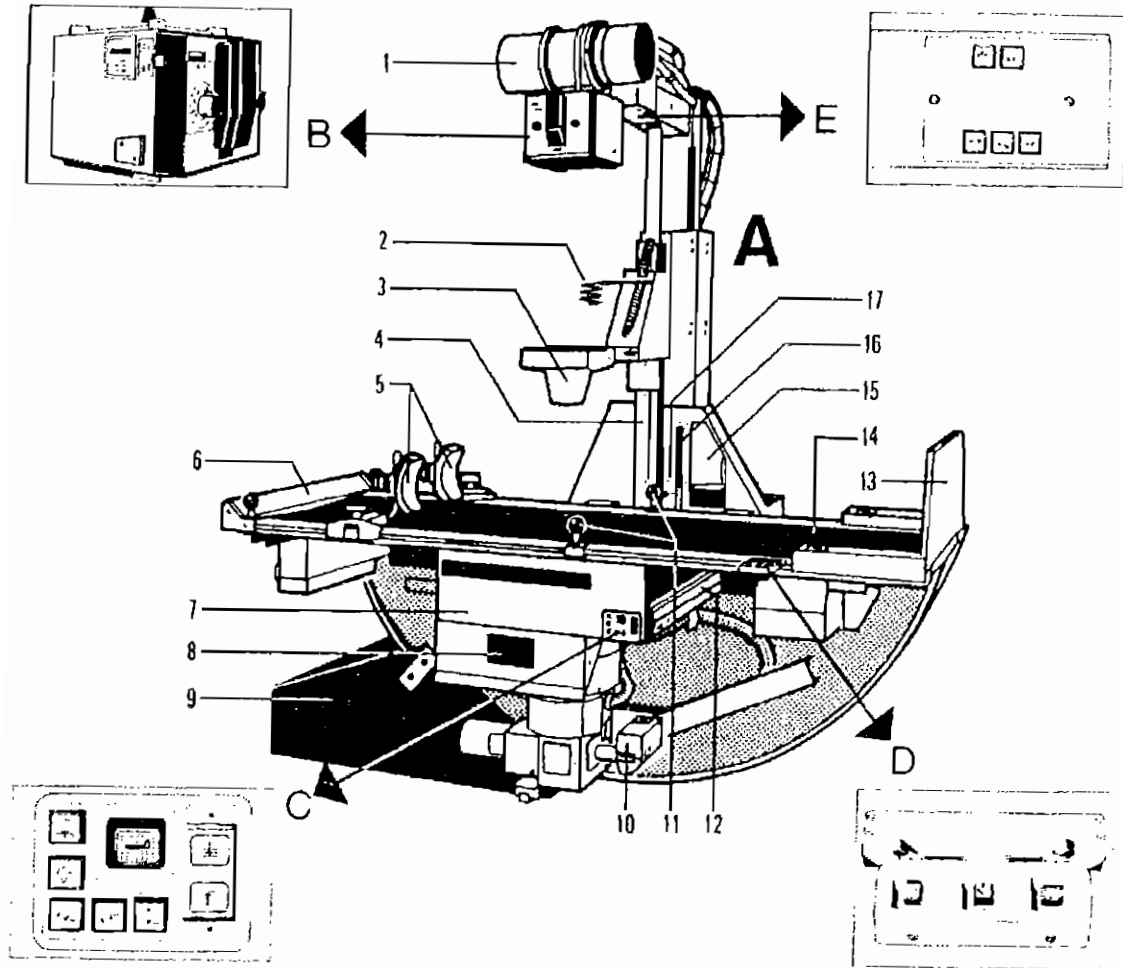
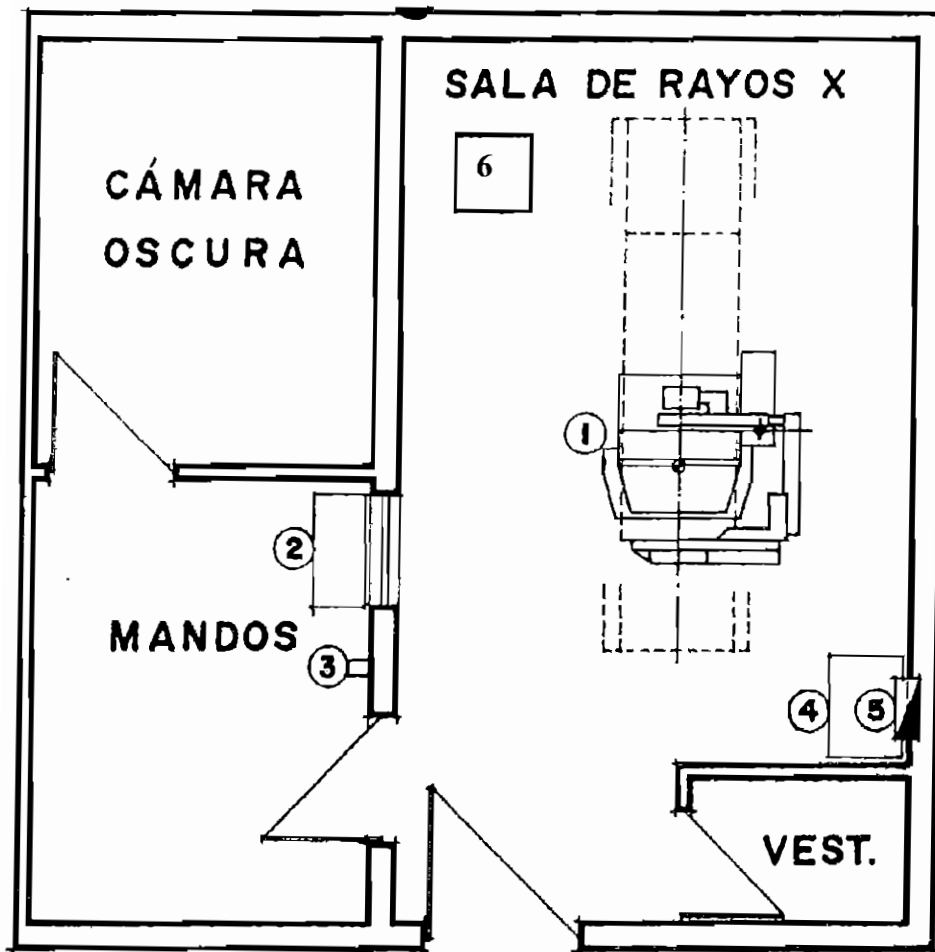


Figura D.6 Mesa de exploración y trabajo (componentes)



LEYENDA

- 1.- Mesa de Exploración
- 2.- Consola de Mando y Control
- 3.- Tablero de interconexión
- 4.- Transformador de Alta Tensión
- 5.- Tablero de Distribución de Red
- 6.- Monitor de TV

Figura D.8 Distribución física de componentes principales del sistema

Componentes de la Mesa de Exploración (Figura D.6).

REF	COMPONENTES
1	Tubo emisor de rayos X
2	Soporte vaso del medio de contraste
3	Localizador de comprensión
4	Sistema Planigráfico
5	Apoyahombros
6	Listón de protección
7	Seriador bajomesa con I.I y cámara de TV
8	Indicación angular de la inclinación del tablero
9	Base del equipo con control electrónico
10	Cámara de películas en rollo
11	Empuñaduras deslizables
12	Rieles para el intercambiador de películas
13	Reposapiés de altura regulable
14	Tablero de emplazamiento (longitudinal y transversal)
15	Espejo de lectura de la altura planigráfica sobre el paciente
16	Indicación de la altura planigráfica luminoso
17	Indicación del ángulo de radiación oblicua

SISTEMA DE MAMOGRAFÍA

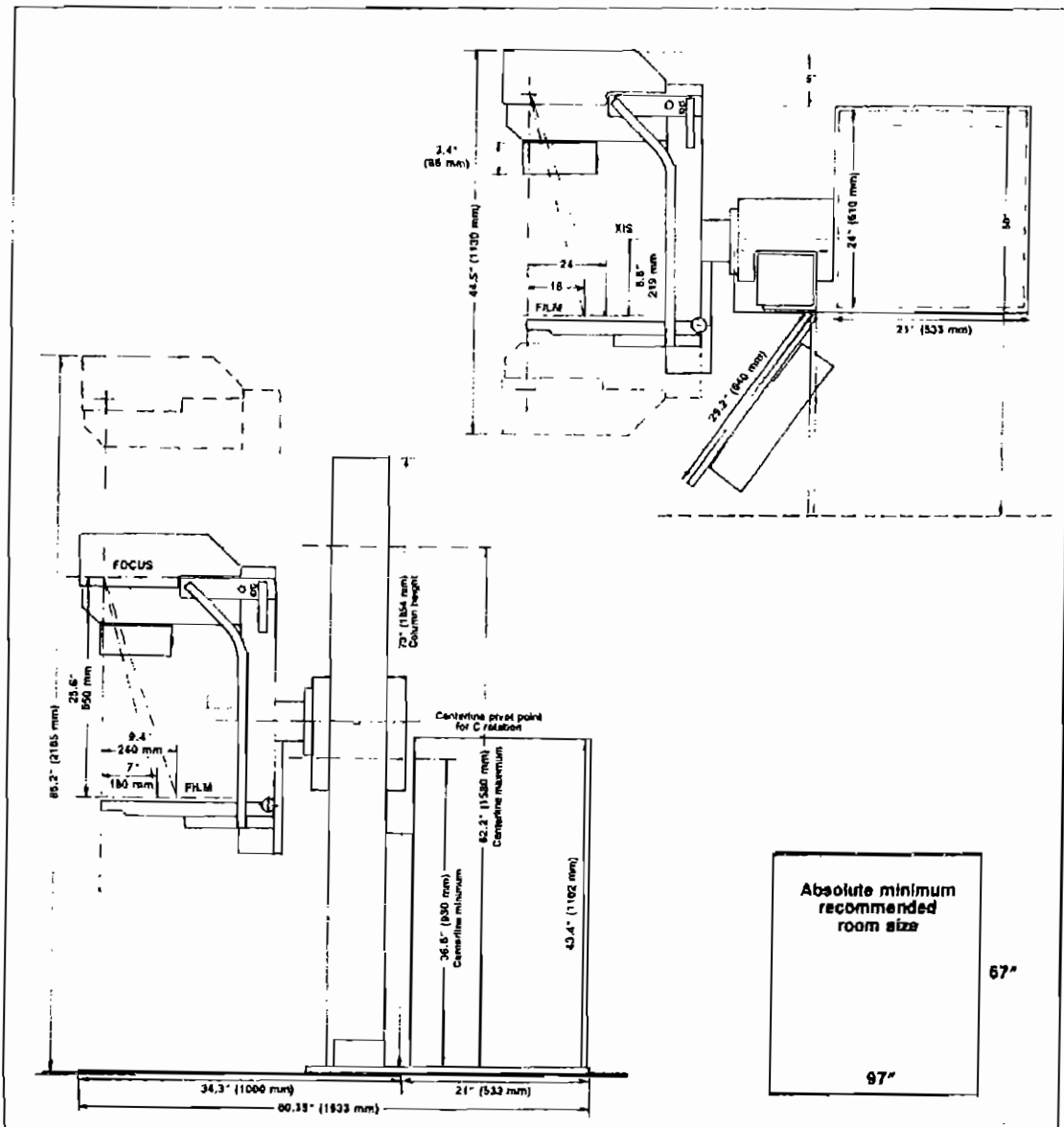
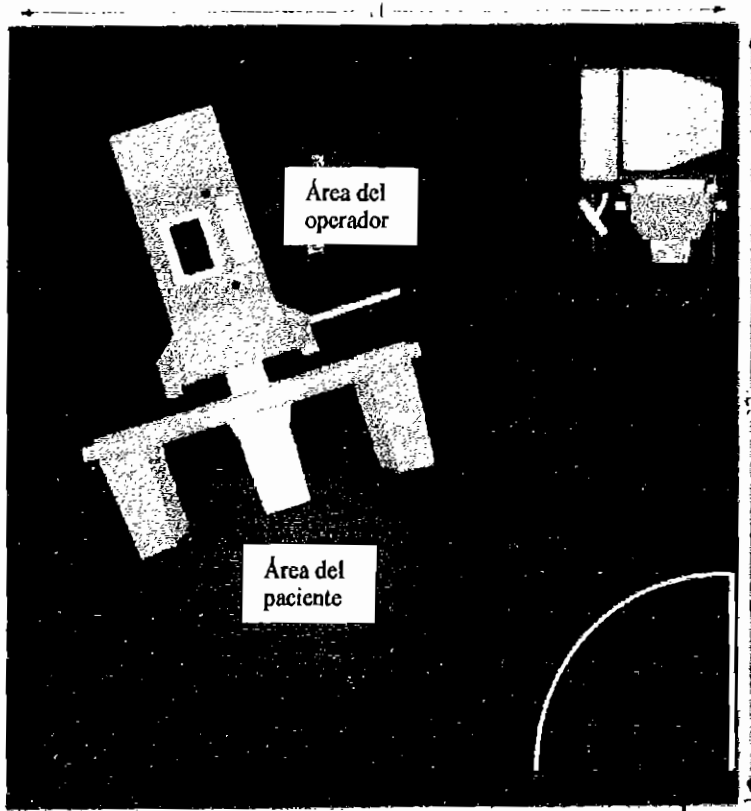


Figura D.9 Dimensiones y área mínima requerida para un sistema de mamografía.
(Cortesía de LORAD –TREX MEDICAL.)



Lorad Elite with Optional
Stereoloc II Cart with DSM
1 Square = 6"

Figura D.10 Distribución física del sistema (cortesía de Lorad)

SISTEMA QUIRÚRGICO MÓVIL (ARCO EN C)

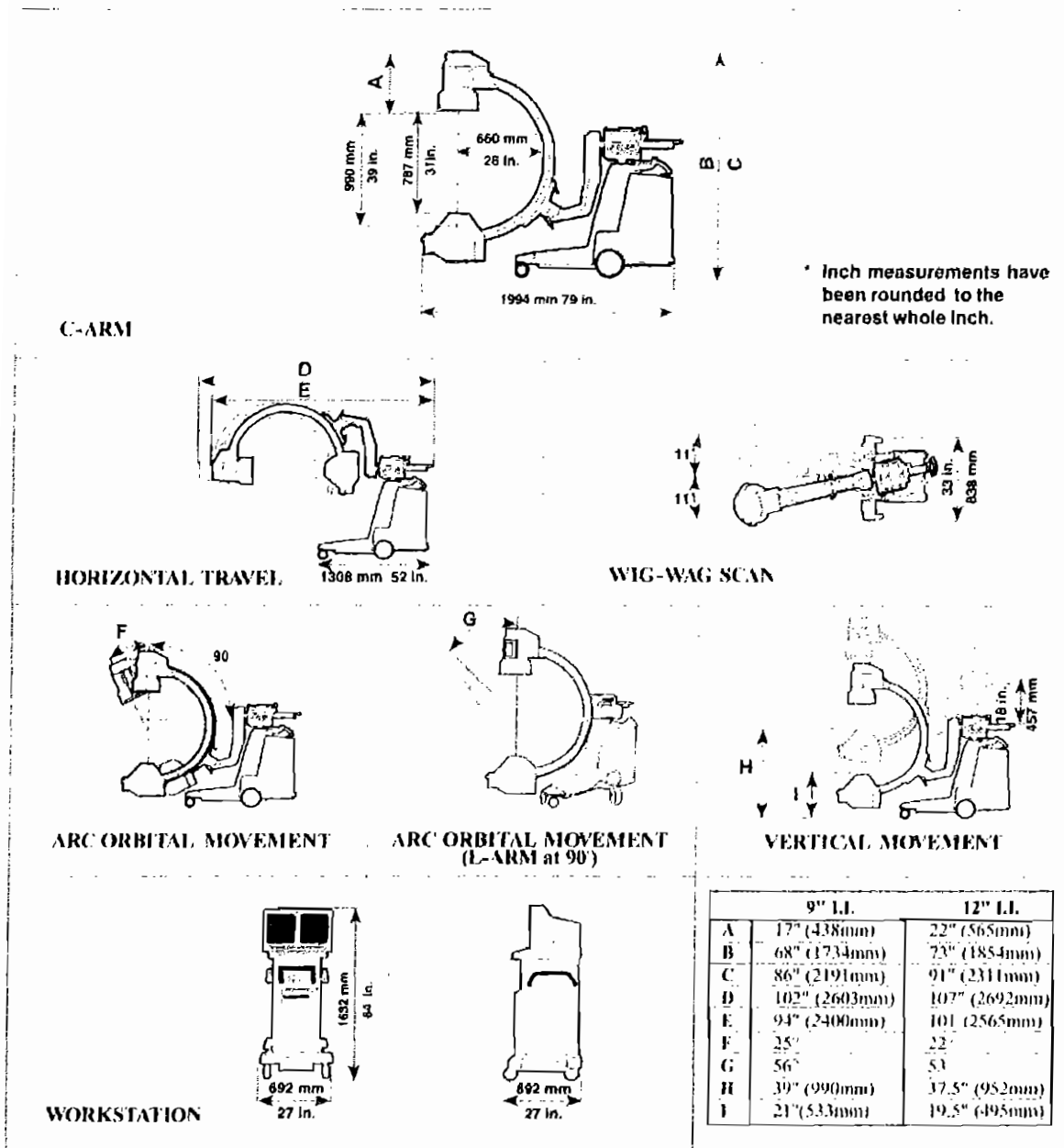


Figura D.11 Dimensiones y movimientos de un sistema móvil de uso quirúrgico Arco en C (Cortesía de OEC).

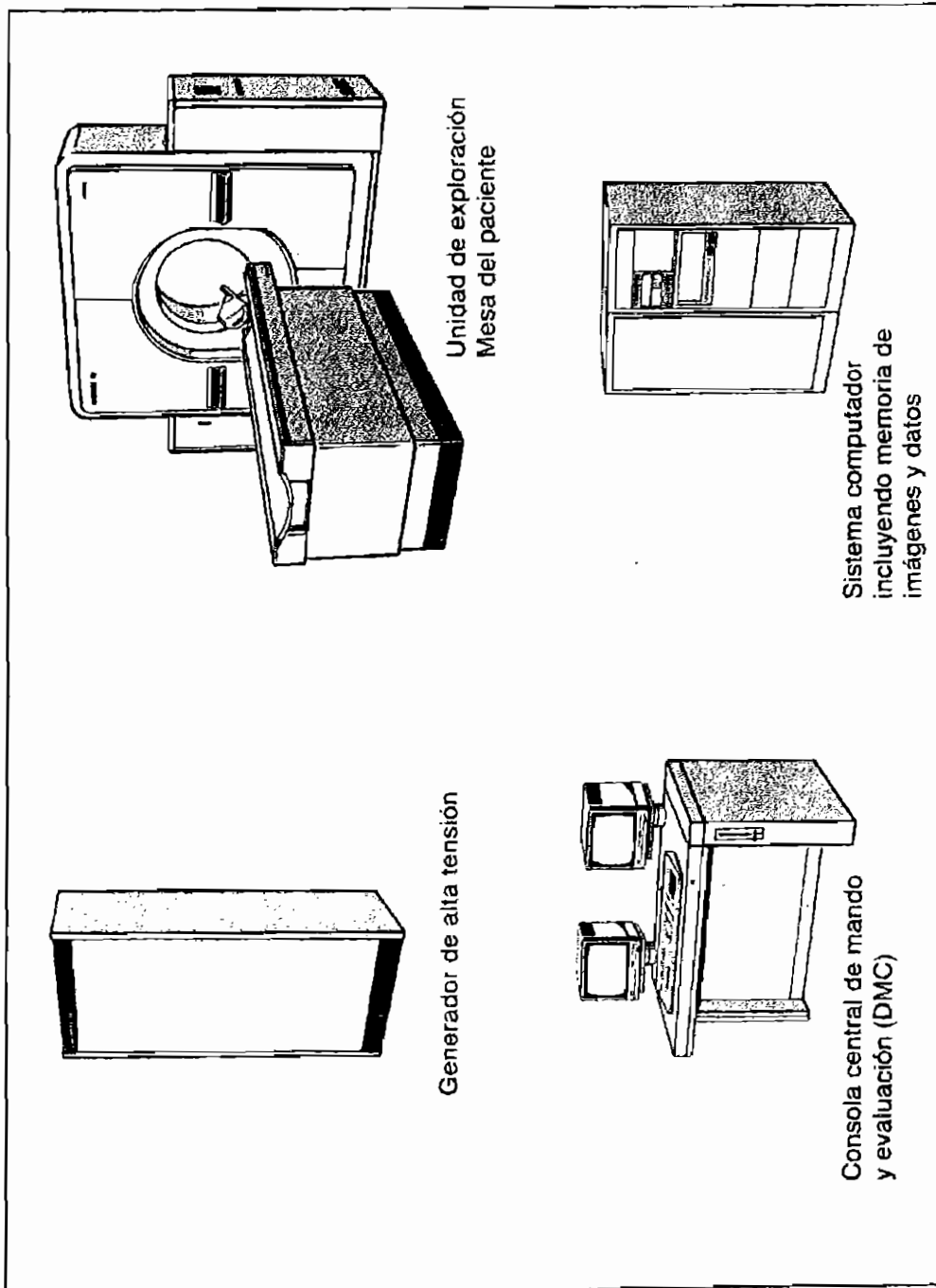


Figura D.13 Componentes del sistema de TAC
(Figura anterior, cortesía de SIEMENS AG)

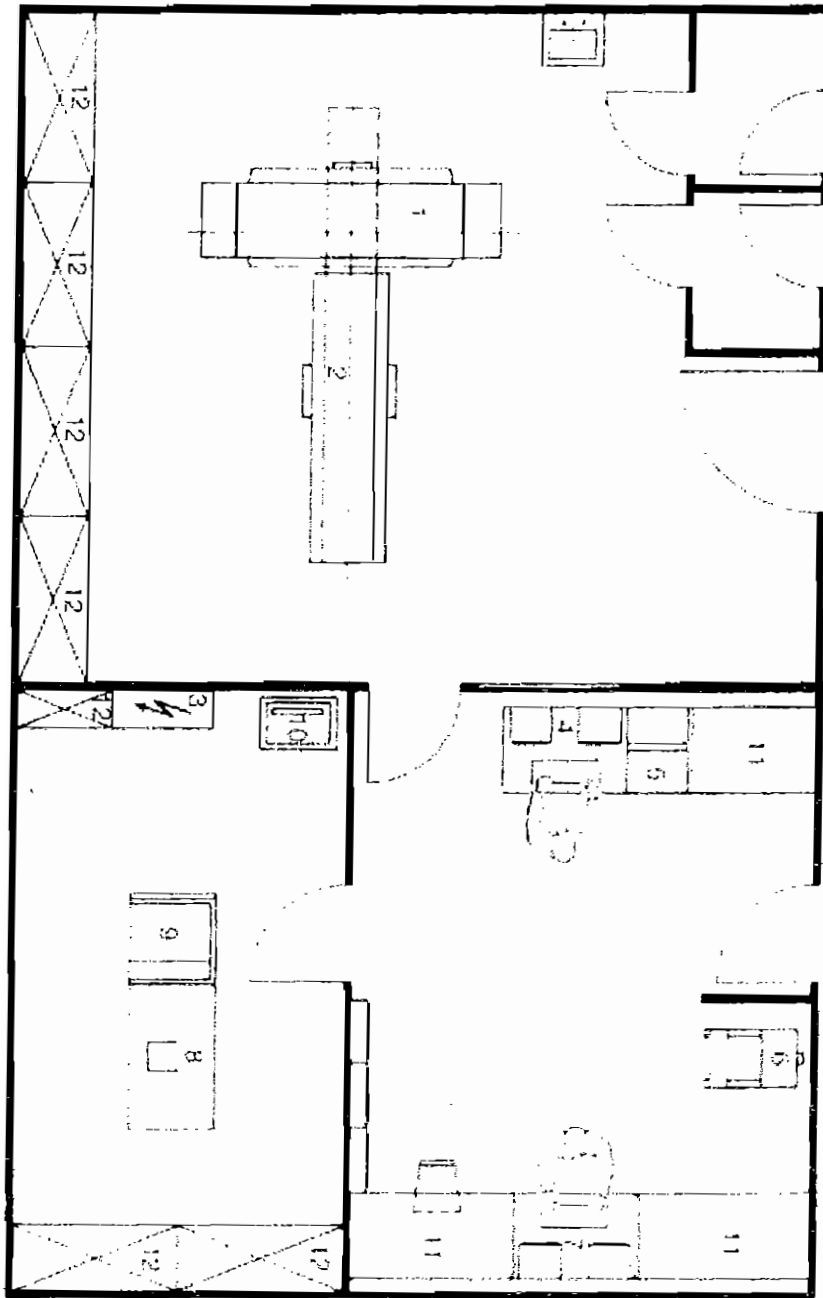


Figura D.14 Área física y distribución de componentes de una sala de exploración de TAC.

Principales componentes del sistema

REF	Elemento
1	Unidad de Exploración o Gantry
2	Mesa del Paciente
3	Generador Radiológico
4	Consola Central de Mando y Evaluación
5	Floppy Disk
6	Cámara Multiforato
7	Pupitre de Evaluación y Lectura
8	Armario de Procesamiento de Imágenes
9	Armario de control
10	Impresor de protocolos
11	Mesa auxiliar
12	Armarios de almacenaje y archivo