

60  
24

UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

"BASES FISICAS, DISEÑO Y CONSTRUCCION DE  
ELEMENTOS DE PRUEBA PARA REALIZAR  
CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO"

TESIS  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
F I S I C O

PRESENTA

CESAR GUSTAVO RUIZ TREJO

MEXICO, D.F., AGOSTO DE 1991

FALLA DE ORIGEN



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

# INDICE

## INTRODUCCION

### CAPITULO I CONCEPTOS FUNDAMENTALES

1.1 Estructura de la materia.	1
1.1.1 El átomo.	1
1.2 Producción de Rayos X.	3
1.2.1 Rayos X característicos.	4
1.2.2 Radiación de frenamiento (Bremsstrahlung).	5

### CAPITULO II PRODUCCION DE RAYOS X CON ENERGIAS HASTA DE 400 keV

2.1 Tubos de Rayos X para diagnóstico clínico.	9
2.1.1 Construcción del ánodo y del blanco.	11
2.1.2 Características especiales de los tubos de Rayos X para diagnóstico clínico.	14

### CAPITULO III INTERACCION DE LOS RAYOS X ( $E \leq 150$ keV) CON MATERIALES SOLIDOS.

3.1 Tipos de interacción.	15
3.1.1 Efecto fotoeléctrico.	16
3.1.2 Efecto Compton.	17
3.2 Atenuación de los Rayos X.	18
3.2.1 Coeficiente de atenuación lineal total ( $\mu$ ).	19
3.2.2 Coeficiente másico de atenuación ( $\mu/\rho$ ).	20
3.2.3 Coeficiente másico de absorción de energía ( $\mu_{en}/\rho$ ).	20
3.3 Dosis absorbida.	21
3.3.1 Exposición.	21
3.3.2 Equilibrio electrónico.	22
3.3.3 Equilibrio electrónico y exposición.	22
3.3.4 Dosis absorbida.	23
3.4 Bases físicas del radiodiagnóstico y dosis asociada.	25

CAPITULO IV  
FACTORES QUE DETERMINAN LAS CARACTERISTICAS DE LA IMAGEN EN LA  
PLACA RADIOGRAFICA.

4.1 Factores relativos al tubo de Rayos X.	29
4.1.1 Voltaje aplicado (Kilovoltaje).	29
4.1.2 Intensidad de corriente (Miliamperaje).	30
4.1.3 Tiempo de irradiación.	31
4.1.4 Mancha focal.	32
4.1.5 Filtración.	35
4.1.6 Colimación del haz.	36
4.2 Factores relativos al receptor de imagen.	38
4.2.1 Película.	38
4.2.2 Proceso de revelado.	42
4.2.3 Pantalla intensificadora.	44
4.2.4 Rejilla para eliminación de la radiación dispersa.	49

CAPITULO V  
CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO UTILIZANDO ELEMENTOS  
DE PRUEBA

5.1 Kilovoltaje (KVp).	54
5.2 Tiempo de irradiación.	55
5.3 Coincidencia de los haces luminoso y de radiación.	56
5.4 Alineación del Haz de Rayos X.	56
5.5 Tamaño de la mancha focal.	57
5.6 Rejilla para eliminación de la radiación dispersa.	58
5.7 Contacto película-pantalla intensificadora.	59
5.8 Proceso de revelado de la película.	59

CAPITULO VI  
DISEÑO Y CONSTRUCCION DE ELEMENTOS DE PRUEBA PARA EL CONTROL DE  
CALIDAD

6.1 Prueba del kilovoltaje.	61
6.1.1 Diseño.	62
6.1.2 Procedimiento.	73
6.2 Prueba del tiempo de irradiación.	76
6.2.1 Procedimiento.	77
6.3 Coincidencia de los haces luminoso y de radiación.	78

6.3.1 Procedimiento.	78
6.4 Alineación del haz de Rayos X.	79
6.4.1 Procedimiento.	80
6.5 Mancha focal.	82
6.5.1 Procedimiento.	82
6.6 Rejilla para eliminación de la radiación dispersa.	84
6.6.1 Procedimiento.	85
6.7 Contacto película-pantalla intensificadora.	86
6.7.1 Procedimiento.	86
6.8 Proceso de revelado.	87
6.8.1 Sensitometría.	87
6.8.2 Densitometría.	88
6.8.3 Procedimiento.	82
6.9 Costo del sistema construido	93

## CAPITULO VII RESULTADOS Y CONCLUSIONES.

7.1 De la prueba del kilovoltaje.	96
7.2 Del tiempo de irradiación.	98
7.3 De la coincidencia de los haces luminoso y de radiación.	98
7.4 De la alineación del haz.	99
7.5 De la mancha focal.	99
7.6 De la rejilla para eliminación de la radiación dispersa.	99
7.7 Del contacto película-pantalla intensificadora.	100
7.8 Del proceso de revelado.	100
7.9 Conclusiones generales.	100
7.10 Figuras del Capítulo 7.	103
REFERENCIAS	112

## INTRODUCCION

La obtención de una radiografía para diagnóstico médico es el resultado de una serie de efectos (físicos y químicos) basado principalmente en las características de la interacción del haz de Rayos X con la materia. La optimización de los diversos parámetros que determinan la calidad de la imagen (y por lo tanto, la posibilidad de que el médico realice el diagnóstico buscado), requieren la comprensión de una serie de procesos familiares para un físico.

En esta tesis se reúne la información necesaria para comprender los mecanismos que conducen a la formación de la imagen radiográfica. Además, se presenta un sistema de elementos de prueba que fue diseñado y construido con el objetivo de evaluar el funcionamiento de las diversas etapas del proceso de obtención de una radiografía. La calidad de la imagen radiográfica será la óptima si y sólo si todas las etapas se ejecutan de manera adecuada.

La motivación para realizar la presente tesis surgió de conocer las condiciones de trabajo con que se labora en la mayoría de los miles de gabinetes de radiodiagnóstico de nuestro país. Estas condiciones no sólo se limitan a la falta, en algunos casos, de entrenamiento profesional por parte de las personas que manejan los equipos de radiodiagnóstico, sino también, a la falta de mantenimiento preventivo y correctivo de los equipos. Así mismo, en las más de las ocasiones, por falta de conocimiento o medios tanto del usuario como del técnico de servicio, al comprar o después de una reparación, no se verifican algunos de los parámetros más importantes del equipo de radiodiagnóstico, parámetros de los que depende en gran medida la calidad de la imagen que se obtiene al radiografiar a un paciente. Lo anterior se suele reflejar en un mal diagnóstico o en el rechazo de las imágenes obtenidas, lo que hace necesaria la toma de otra radiografía, con lo que se incrementa el costo por imagen así como la exposición a la radiación para el paciente.

La vigilancia del comportamiento correcto de los parámetros de los que depende la imagen se lleva a cabo mediante lo que se conoce como un programa de Control de Calidad (CC). Se entiende como Control de Calidad a una serie de procedimientos técnicos que aseguran la producción satisfactoria de un producto. En el caso del radiodiagnóstico el producto será una imagen que refleje fielmente las estructuras internas de un paciente, tal que el médico pueda dar un diagnóstico clínico con máxima certeza.

Los objetivos que persigue un programa de control de calidad en un equipo de radiodiagnóstico son:

- a) Obtener imágenes con la calidad suficientemente elevada para que en todos los casos se proporcione una información diagnóstica adecuada.
- b) Reducir la exposición a la radiación al paciente, reduciendo con esto cualquier riesgo.
- c) Reducir los costos por imagen al minimizar el número de imágenes rechazadas.
- d) Aumentar la vida útil del equipo de radiodiagnóstico, al incrementar la eficiencia de éste, ya que se necesitarán menos exposiciones para obtener un número dado de imágenes.

El presente trabajo sólo se limita a los equipos de Rayos X de diagnóstico convencionales, por lo que solamente se tratarán procedimientos de control de calidad para las componentes de estos equipos, así como algunos equipos y accesorios asociados.

Uno de los propósitos de esta tesis es hacer más accesible, no sólo a nivel de precio sino de facilidad de adquisición, un sistema de elementos de prueba que sirvan para realizar Control de Calidad sobre los equipos que intervienen en el radiodiagnóstico. Este tipo de sistemas existen a nivel comercial, pero a precios que los pone fuera del alcance de las personas que pudiesen tener interés en adquirirlos y con las molestias inherentes a un proceso de importación.

Este intento no es nuevo, sino que retoma las ideas expresadas en cursos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico que se han llevado a cabo en lugares como Trieste en Italia y San José de Costa Rica y a donde han acudido físicos mexicanos, quienes han transmitido sus inquietudes a algunos grupos de trabajo en nuestro país (UNAM, UAM, INC, etc.). De estos grupos han surgido ya algunas acciones concretas, tales como el curso de Control de Calidad en Radiodiagnóstico para Físicos de Hospital realizado en las instalaciones del Instituto Nacional de Cancerología (INC) en Enero de 1991 e impartido por personalidades de gran prestigio en el área de Física Médica tales como el Dr. John K. Cameron de la Universidad de Wisconsin y la Dra. Carl Borrás de la Organización Panamericana de la Salud, dependiente de la OMS. Este trabajo de tesis se puede ver como la continuación de un gran proyecto que pretende optimizar las condiciones de trabajo de los gabinetes de radiodiagnóstico del país a partir de la participación de profesionales en física.

Con respecto al presente trabajo, éste consta de 7 capítulos. En los primeros tres se hace una revisión de los principios físicos en los que se basa el radiodiagnóstico y en particular el diseño de los elementos de prueba que aquí se presentan; haciendo hincapié en la manera de interactuar de los Rayos X con la materia, en el intervalo de energías que nos ocupan. En el

Capítulo IV se hace una revisión de los parámetros y componentes más importantes de los que depende la imagen radiográfica que se obtiene al tomar una radiografía, lo que incluye el comportamiento y el funcionamiento de los parámetros y las componentes respectivamente. En el Capítulo V se da a conocer al lector la forma de realizar el Control de Calidad en cada una de las componentes y los parámetros del sistema de radiodiagnóstico mencionados en el capítulo anterior; es decir, cómo debe funcionar cada componente y cómo se debe comportar cada parámetro, así como las tolerancias permitidas y la periodicidad para llevar a cabo las pruebas de verificación de que lo anterior es correcto. En el Capítulo VI se muestran las bases del diseño y funcionamiento de cada uno de los elementos de prueba, así como la forma en que se deben utilizar al realizar las diferentes pruebas de control de calidad. Al final de este capítulo se da una estimación del costo de producción de todo el sistema conformado por los elementos de prueba construidos. Por último, en el Capítulo VII, se muestran los resultados obtenidos al utilizar estos elementos de prueba en equipos de dos centros de salud del D.F., y en algunos casos se compara su rendimiento con accesorios similares distribuidos a nivel comercial. Así mismo, en este capítulo se dan conclusiones en relación a cada elemento de prueba, y al final las conclusiones generales.



# CAPITULO I

## CONCEPTOS FUNDAMENTALES

### 1.1 ESTRUCTURA DE LA MATERIA.

La materia está constituida por pequeñas entidades llamadas átomos. En la naturaleza existen 92 clases distintas de átomos llamadas elementos. Estos elementos se combinan para dar lugar a todas las sustancias conocidas. ¿Cómo se distinguen los átomos unos de otros? Esto se verá a continuación. El material presentado en este capítulo se basa principalmente las referencias: (Atcix, 1986) y (Sorawls, 1987).

#### 1.1.1 EL ATOMO.

El modelo convencional del átomo consiste de un núcleo en donde se encuentran los neutrones y los protones, rodeado éste por electrones que giran en órbitas (capas) perfectamente establecidas, tal como se ve en la Figura 1.1. La primera capa o capa K sólo puede contener 2 electrones, la segunda o capa L no más de 8 electrones, la tercera o capa M no más de 18 electrones. Las capas más externas contienen como máximo 9 electrones. Los electrones que se encuentran en la capa más externa son llamados electrones de valencia y determinan en gran parte las propiedades químicas del átomo. Los átomos que tienen en su capa más externa ocho electrones rara vez reaccionan químicamente; estos átomos forman los elementos llamados gases nobles.

Las capas o niveles de energía donde se encuentran los electrones se dividen a su vez en subniveles o subcapas y se encuentran muy ligeramente separados uno del otro, es decir tienen energías similares.

El núcleo es un conglomerado de partículas en el centro del átomo. Este es muy pequeño en comparación con el tamaño total del átomo, (aproximadamente una diezmilésima parte) sin embargo, la mayor parte de la masa del átomo se encuentra concentrada en él. La Figura 1.1 no está a escala, ya que los electrones mostrados en las capas K, L y M son mucho más pequeños que los protones y neutrones que forman al núcleo además que se localizan a una distancia del núcleo mucho mayor que la mostrada.

#### Composición del átomo.

Como ya se mencionó, el átomo está formado por el núcleo atómico y los electrones.

Todos los núcleos se componen de dos partículas básicas, los neutrones y los protones. Los neutrones tienen una masa en reposo

de 1.00898 uma, mientras que los protones tienen una masa en reposo de 1.00759 uma, masas que sólo difieren en un 0.2%, también su tamaño es muy similar. Los neutrones no tienen carga eléctrica mientras que los protones tienen carga eléctrica positiva, en la misma cantidad que la carga eléctrica negativa perteneciente a los electrones.

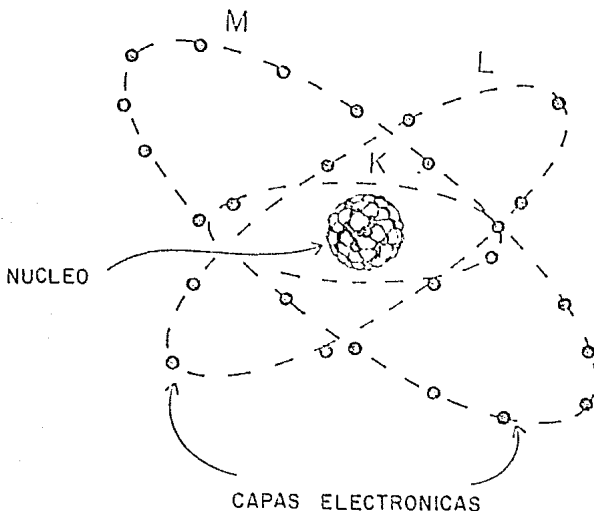


Fig. 1.1: Estructura del átomo.

Externamente al núcleo, se encuentran los electrones, cuya masa en reposo es la 1/1,836 parte del protón, es decir,  $0.5488 \times 10^{-9}$  uma y tiene una carga eléctrica negativa de  $1.602 \times 10^{-19}$  C.

Debido a su tamaño tan pequeño no es conveniente expresar la masa de los núcleos y de las demás partículas que forman el átomo en términos de kilogramos; una unidad más apropiada es la **unidad de masa atómica (uma)**, unidad que está referida a la masa del átomo de carbono cuyo número de masa es 12 y al cual se le asigna una masa de 12 uma. La unidad de masa y el kilogramo están relacionados por la ecuación:

$$1 \text{ Uma} = 1.66 \times 10^{-27} \text{ Kg} \qquad 1.1$$

La mayoría de las características químicas y físicas de las sustancias dependen principalmente de la composición del núcleo y en particular del número de neutrones y protones que existen en él. Es por eso importante saber el número de protones que hay en

al núcleo atómico conociéndosele a este valor como el número atómico (Z) el cual determina las propiedades químicas del átomo en cuestión. A cada elemento le corresponde un número atómico diferente, conociéndose en la actualidad 106 elementos químicos distintos, (cuyos núcleos tienen de 1 a 106 protones), de los cuales 92 como ya se mencionó existen en forma natural y los restantes se producen en forma artificial.

La suma de neutrones y protones que existen en el núcleo se conoce como número de masa (A). Ya que la masa de los protones y neutrones es aproximadamente la misma, la masa total del núcleo es, dentro de ciertos límites, proporcional al número de masa; esto no es del todo cierto debido a la diferencia en masas de estas partículas y a que al formarse el núcleo cierta cantidad de masa se transforma en energía.

## 12 PRODUCCION DE RAYOS X.

En 1895 W. Roentgen observó que una radiación altamente penetrante de naturaleza desconocida se produce al incidir electrones rápidos sobre la materia. Por no conocer su naturaleza les llamó Rayos X. Estos Rayos X tenían la propiedad de propagarse en línea recta, aún cuando atravesasen campos eléctricos o magnéticos, de pasar a través de materiales opacos, de hacer reducir sustancias fosforescentes y de impresionar una placa fotográfica.

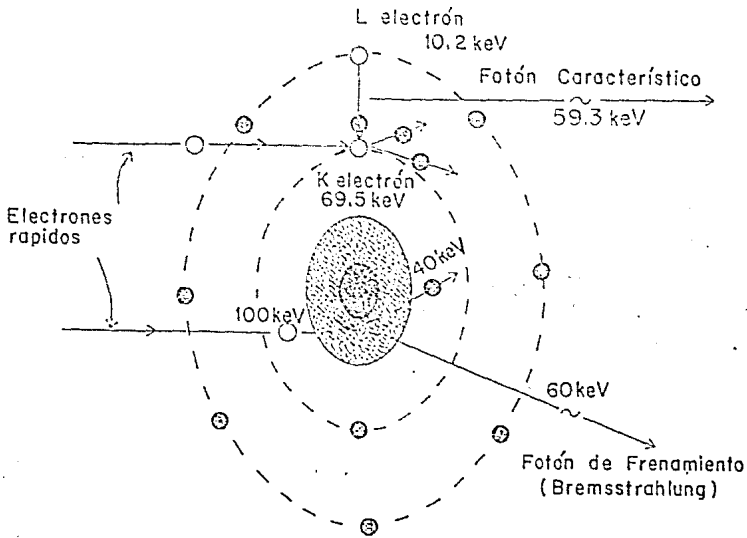


Fig. 1.2: Interacciones electrón-átomo que producen Rayos X.

En la actualidad se sabe que los Rayos X son ondas electromagnéticas, similares a la luz y a las ondas de radio, muy energéticas, es decir, de longitud de onda muy corta, cuyo valor oscila entre  $10^{-9}$  y  $10^{-15}$  metros.

Los Rayos X son de dos tipos: Los rayos X característicos, producidos a partir de la interacción de partículas cargadas incidentes sobre un material con las capas electrónicas de los átomos del material que sirve como blanco, y los rayos X por radiación de frenado (Bremsstrahlung) producidos como consecuencia de la interacción de las partículas cargadas incidentes con los núcleos atómicos. A continuación se tratará un poco más a fondo en qué consiste cada tipo de radiación.

### 1.2.1 RAYOS X CARACTERÍSTICOS.

Los Rayos X característicos se producen cuando ocurren colisiones entre partículas cargadas y electrones de las capas internas del átomo. El resultado de la colisión es la generación de vacancias en las capas electrónicas (K, L, etc.). Estas vacancias serán llenadas por electrones de capas superiores, y la diferencia de energía entre una y otra capa la liberarán los electrones en forma de fotones conocidos como rayos X característicos. Se les denomina de esta manera debido a que la energía de los fotones generados es característica de cada elemento que se utilice como blanco. A manera de ejemplo se puede observar la Figura 1.2, donde un electrón es expulsado de la capa K de un átomo de tungsteno, cuya energía de amarre es de 69.5 keV, por un electrón incidente con energía mayor al valor anterior. La vacancia generada se llenará con un tercer electrón proveniente de la capa L, la cual tiene una energía de amarre de 10.2 keV. En consecuencia se producirá un rayo X característico de 59.3 keV.

Experimentalmente se ha determinado que la cantidad de rayos X característicos producidos por la expulsión de un electrón de la capa K es mucho mayor que los producidos por la expulsión de electrones de la capa L.

Cabe mencionar que a los rayos X característicos se les aplica la denominación alfa ( $\alpha$ ) cuando los electrones que llenan las vacancias de la capa K provienen de la capa L y beta ( $\beta$ ) cuando provienen de la capa M o la capa N.

Para el caso del molibdeno, que es otro material muy utilizado para producir rayos X, se tiene una fuerte emisión de rayos X característicos  $K\alpha$ , a 17.9 keV y  $K\beta$  a 19.5 keV.

Las líneas espectrales dadas por los rayos X característicos se utilizan frecuentemente para la calibración de la energía de los espectrómetros.

Sólo una fracción muy pequeña (1%) de la energía gastada por la partícula cargada durante la interacción se convierte en rayos X

característicos.

### Distribución angular.

Ya que los rayos X característicos se emiten en un proceso secundario, posterior a una ionización, no existe relación entre la dirección de la partícula (o fotón) incidente y el fotón característico resultante, por lo que los rayos X característicos son emitidos isotrópicamente.

### 1.2.2 RADIACION DE FRENAMIENTO (BREMSSTRAHLUNG).

La radiación de frenamiento o bremsstrahlung son Rayos X, es decir radiación electromagnética, que se emiten cuando partículas cargadas (en nuestro caso electrones) de alta velocidad sufren una aceleración brusca.

Cuando un electrón pasa cerca de un núcleo atómico, la fuerza de atracción coulombiana es muy grande, lo que ocasiona que el electrón se desvíe de su dirección original. Este cambio de dirección produce una aceleración, y el electrón, de acuerdo a la teoría clásica, pierde energía por radiación electromagnética a una tasa proporcional al cuadrado de la aceleración. Esta aceleración estará en función de la distancia a la cual pase el electrón del núcleo. Esto significa que los fotones tienen una distribución continua de energía que va desde cero a un valor máximo igual a la energía cinética del electrón incidente.

### Espectro.

Como se intentará explicar más adelante, sólo se producen unos cuantos fotones con energías cercanas a la de los electrones incidentes; la mayoría tiene energías mucho menores que la de éstos. Aunque la razón de esto es compleja un modelo simplificado de bremsstrahlung se muestra en la Figura 1.3.

Primero, el campo eléctrico que rodea al núcleo debido a su carga positiva producirá una fuerza de atracción sobre los electrones que varía como  $1/r^2$ . El espacio cercano al núcleo se puede dividir en zonas, tal como se muestra en la figura, dando la apariencia de un blanco con el núcleo localizado en su centro. Un electrón que incida en cualquier zona dentro del blanco experimentará cierta fuerza que lo desviará de su trayectoria original produciéndose un fotón, lo que reducirá la energía cinética del electrón, viéndose reducida su velocidad, por lo que se le llama a este tipo de fotones radiación de frenamiento. Aquéllos electrones que incidan más cerca del centro estarán sujetos al valor máximo de esta fuerza y, por consiguiente, sufrirán una deflexión mayor, produciéndose fotones aún más energéticos, por lo que perderán el máximo de energía. Los electrones que inciden en la zona más externa del blanco experimentan una fuerza más débil, produciéndose Rayos X de menor energía. Aunque las zonas tienen el mismo ancho, el área de cada

una es diferente. El área de una zona dada depende de su distancia al núcleo. Ya que el número de electrones que inciden en cada zona depende del área de la zona, es obvio que las zonas más externas tendrán una mayor incidencia de estas partículas, creándose un mayor número de fotones en ellas. De este modelo, se puede predecir un espectro de energías para los fotones como el que se muestra en la misma figura.

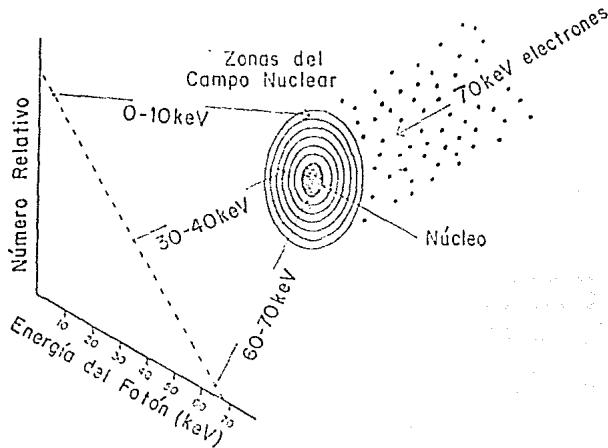


Fig. 1.3: Modelo de producción del bremsstrahlung y el espectro de energía asociado.

El espectro básico del bremsstrahlung tiene una energía máxima para los fotones que corresponde a la energía de los electrones incidentes, cuando estos son completamente frenados en una sola interacción. Para el ejemplo mostrado este valor es de 70 keV. Por debajo de este valor, el número de fotones producidos se incrementa conforme la energía de los fotones disminuya. El espectro de Rayos X producidos en un tubo de Rayos X es bastante diferente al mostrado debido a la absorción de los fotones de baja energía por los distintos filtros que el haz de radiación debe atravesar.

Un número significativo de fotones de baja energía se absorben o son filtrados cuando intentan salir del blanco del tubo de Rayos X, al atravesar la ventana del tubo, o pasar a través de filtros que se añaden. La filtración de los Rayos X se discutirá más adelante. La filtración depende de la composición y espesor del material a través del cual pasa el haz de Rayos X y este filtro determina la forma del espectro de Rayos X a bajas energías.

La parte de mayor energía del espectro está determinada por el voltaje aplicado al tubo de Rayos X. Esto se debe al hecho de que el voltaje establece la energía de los electrones cuando estos alcanzan el blanco del tubo, y no pueden crearse fotones con energías mayores a las que portan los electrones. La máxima energía del fotón, por consiguiente, en keV es numéricamente igual al máximo voltaje expresado en kilovolts.

En la Figura 1.4 se muestra el espectro que se obtiene a la salida de una máquina de radiodiagnóstico, cuando ésta trabaja a un voltaje de 80 kV.

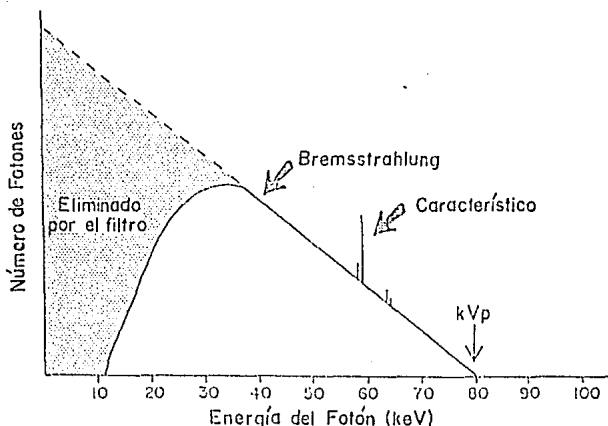


Fig. 1.4: Espectro de energía de los fotones producidos en una máquina de rayos X, trabajando a 80 kV.

#### Distribución angular.

A diferencia de los Rayos X característicos, que son emitidos en forma isotrópica, los Rayos X por frenamiento son emitidos anisotrópicamente, incrementándose su emisión en la dirección del haz de electrones que los origina al aumentar la energía de este haz. En blancos delgados en los cuales los Rayos X la dispersión de los electrones puede ser despreciable, los Rayos X por frenamiento muestran una fuerte dependencia angular y un valor mínimo a los  $180^\circ$ . En la Figura 1.5 se comparan las distribuciones angulares de los Rayos X de ambos tipos generados en una lámina delgada de plata por electrones de 50 y 500 keV. Cabe aclararse que la dependencia angular para los Rayos X por frenamiento es menos fuerte para blancos gruesos.

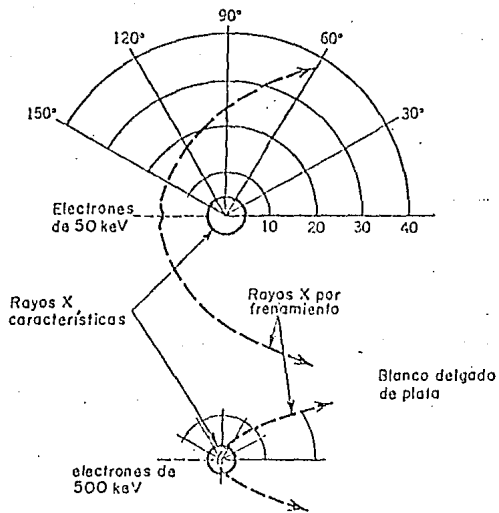


Fig. 1.5: Comparación de la distribución angular de los Rayos X característicos y por frenamiento a dos energías dadas.



## CAPITULO II

### PRODUCCION DE RAYOS X CON ENERGIAS HASTA DE 400 KEV

#### 2.1 TUBOS DE RAYOS X PARA DIAGNOSTICO CLINICO.

Hablando en forma somera, un tubo de Rayos X para diagnóstico clínico consiste de un tubo de vidrio sellado y evacuado, que en su interior contiene dos electrodos que se mantienen a una diferencia de potencial que va entre los 50 y los 150 kV. Estos electrodos son el cátodo que se encuentra a un potencial negativo y que contiene un filamento que se calienta y emite electrones y un ánodo que es electrodo positivo y que cuenta con un blanco metálico que es donde interaccionan los electrones emitidos por el cátodo y acelerados debido a la diferencia de potencial entre los electrodos. A continuación se trata un poco más a fondo lo anterior.

Los Rayos X se generan cuando electrones rápidos son súbitamente frenados. En los tubos de Rayos X usados en medicina los electrones se obtienen a partir de un filamento metálico caliente. Este proceso se conoce como emisión termoiónica. Los electrones pueden salir del metal cuando su energía excede un valor mínimo. A temperatura ambiental, el número de electrones con suficiente energía es muy pequeño, pero cuando se eleva la temperatura este número se incrementa rápidamente, variando como  $I^2 e^{-b/T}$ , donde  $T$  es la temperatura absoluta y  $b$  es una constante la cual es característica de la superficie emisora.

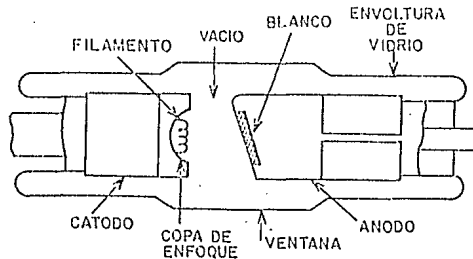
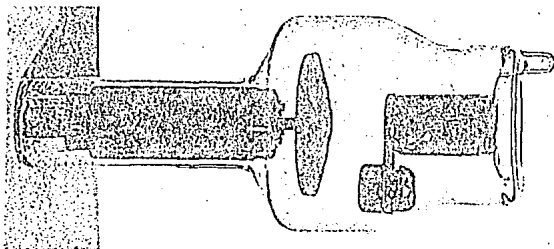


Fig. 2 1: Diagrama de un tubo de rayos X

La Figura 2.1 muestra las características principales de un tubo de Rayos X, tal como se usan en una unidad de diagnóstico clínico.

El conjunto del cátodo comprende: 1) el filamento, el cual es un alambre de tungsteno en espiral y 2) un blindaje o copa de enfoque que protege las partes adyacentes del tubo y que usualmente es fabricada de tal forma que los electrones liberados por el filamento son enfocados por el campo eléctrico sobre el blanco. El filamento se hace a base de tungsteno debido a que éste posee un alto punto de fusión y a la temperatura que se produce la emisión termiónica el filamento mantiene su rigidez.



*Fig. 2.2: Tubo de Rayos X*

Los electrones liberados se aceleran mediante la acción del campo eléctrico que se establece entre ánodo y cátodo, golpeando al blanco a gran velocidad. Como el tubo se encuentra al alto vacío, los electrones no pierden energía en colisiones con moléculas del gas. Los blancos de los tubos de Rayos X de diagnóstico normalmente son de tungsteno. Se usa este metal debido a su alto número atómico, a su alto punto de fusión y a su adecuada conductividad térmica. Esta última característica se hace necesaria debido a que las interacciones de los electrones con el blanco no sólo producen Rayos X sino que también generan calor (en una gran proporción), por lo que es esencial poder enfriar rápidamente el blanco para evitar que se funda. En algunos equipos, para que el haz de electrones no incida siempre en la misma región, se proporciona un tubo de Rayos X con ánodo giratorio.

El valor de la diferencia de potencial que se mantiene entre ánodo y cátodo depende del propósito para el cual los Rayos X vayan a ser utilizados.

La longitud de un tubo de Rayos X se incrementa conforme se incrementa la diferencia de potencial con que se vaya a operar el tubo ya que las paredes del mismo deben ofrecer el aislamiento eléctrico suficiente para soportar esta diferencia de potencial y evitar que haya descargas hacia el exterior. Las paredes del tubo

normalmente son de vidrio y el tubo se sumerge en un fluido con mayor capacidad de aislamiento que el aire. El aislante más usado es el aceite, el cual también se usa para enfriar el tubo, aunque presenta la desventaja de hacer más pesado al sistema. En algunos casos se usa un gas que es muy buen aislante, el hexafluoruro de azufre.

La salida de los Rayos X del tubo se hace a través de una ventana de vidrio delgado o de berilio. Esta ventana es esencial en los equipos de Rayos X de baja energía ya que de no existir, los Rayos X serían absorbidos en las paredes del propio tubo.

Los tubos de Rayos X están contenidos en un casco de plástico emplomado o de porcelana emplomada o de metal, casco que normalmente está provisto de una ventana con obturador. El casco está aterrizado para proteger al usuario del alto voltaje. Este casco también actúa como un contenedor del fluido aislante. Para la mayoría de tubos de Rayos X que operan por abajo de 400 KV el casco sirve como blindaje reduciendo el haz útil a un cono estrecho de radiación que emerge a un ángulo de  $90^\circ$  con respecto al eje del tubo. Para dar forma y delimitar este haz aún más se agregan conos, diafragmas y/o colimadores. El diseño de estos accesorios depende de la energía de los Rayos X y del uso que se les vaya a dar.

Para seguridad del paciente y del operador este casco puede reducir la intensidad del haz a niveles recomendados por el organismo regulador correspondiente.

Otro aspecto importante, como ya se mencionó, es que durante la operación se produce una cantidad considerable de calor en el blanco del tubo, el cual es transmitido a la envoltura del tubo y al fluido aislante. Cuando el tubo está sumergido en aceite, el aceite se expande, para permitir esta expansión se tiene un fuelle integrado al casco. En algunas unidades el aceite se recircula con ayuda de una bomba pasando por un intercambiador de calor o se integran al casco serpentines de agua corriente. El casco también puede ser enfriado por aire.

Las conexiones eléctricas de los tubos de Rayos X se hacen mediante cables blindados, estos cables tienen un ferro metálico flexible el cual se aterriza y se aísla del conductor de alto voltaje. Si la fuente de alto voltaje se encuentra dentro del equipo que contiene al tubo no se necesitan cables especiales para alto voltaje en la parte externa del casco.

### 2.1.1 CONSTRUCCION DEL ANODO Y DEL BLANCO.

En radiología diagnóstica es deseable que los Rayos X se produzcan en una región muy pequeña del blanco (mancha focal) con objeto de obtener una mejor definición en la imagen, ya que a medida que el área de la mancha focal se incrementa la definición de la imagen disminuye. Es preferible también que el tiempo que dura la

exposición a la radiación sea corto para evitar que exista borrosidad en la imagen debido a movimientos del paciente. Esto implica, que la potencia con que se alimente al tubo sea alta, trayendo como consecuencia el problema de diseñar un sistema que evite que el blanco alcance temperaturas muy elevadas en muy poco tiempo. Para ello se han diseñado tubos con ánodo giratorio; sólo máquinas de diagnóstico de baja potencia utilizan tubos con ánodo estacionario.

En los tubos con ánodo estacionario, el blanco de tungsteno se coloca en un ánodo de cobre, debido a que éste tiene una gran conductividad térmica. La flecha que sostiene al ánodo tiene disipadores de calor por fuera del tubo, con objeto de incrementar la velocidad de transferencia de calor del ánodo hacia el fluido que rodea al tubo.

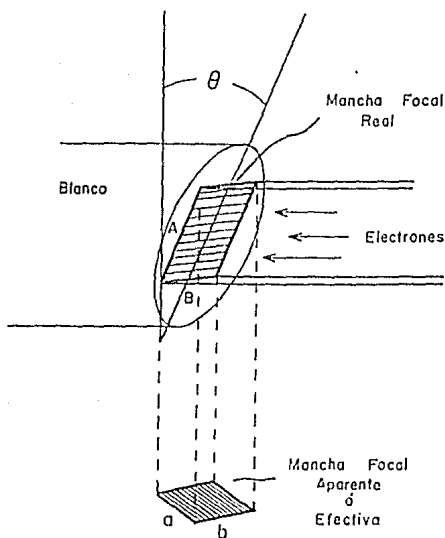


Fig. 2.3: Reducción de la mancha focal.

Con objeto de incrementar el área del blanco, sobre la cual incide el haz de electrones (y donde se genera el calor), sin incrementar el tamaño de la mancha focal, la superficie del blanco se inclina levemente, con respecto al eje del haz de Rayos X. Usando un filamento en espiral y una copa de enfoque de forma oval, los electrones se enfocan sobre un área que parece un pequeño

rectángulo, cuando se ve en ángulo recto con respecto a la superficie del blanco; sin embargo, cuando este rectángulo se observa en ángulo recto con respecto al eje del tubo, o sea en la dirección del haz de Rayos X, la proyección del foco es un cuadrado muy pequeño. En equipos de radiodiagnóstico, el ángulo  $\theta$  que se forma entre la superficie del blanco y el eje del haz de Rayos X es aproximadamente de  $12^\circ$  o  $15^\circ$  lo que da una mancha focal efectiva aproximadamente del 25 % del tamaño de la mancha focal real.

Al reducir el ángulo del blanco se reduce la intensidad de los Rayos X en un plano paralelo al eje del tubo de Rayos X, más del lado del ánodo que del cátodo. Esto se debe a que los Rayos X generados a cierta profundidad en el blanco tienen que atravesar progresivamente un espesor mayor dentro del blanco a medida que emerjan de él más cerca del lado del ánodo que del lado del cátodo. En consecuencia, la intensidad de los Rayos X decrece del lado del haz más cercano al ánodo. Este efecto es llamado comúnmente como Efecto heel. (Figura 2.4).

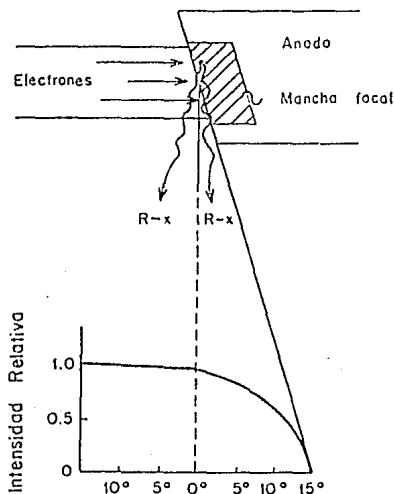
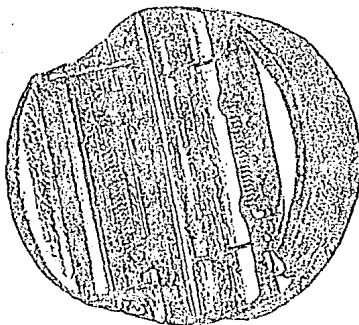


Fig. 2.4: Efecto Heel.

### 2.1.2 CARACTERISTICAS ESPECIALES DE LOS TUBOS DE RAYOS X PARA DIAGNOSTICO CLINICO.

En tubos de diagnóstico es usual que estén construidos con dos filamentos independientes, de donde saldrán electrones que incidirán sobre diferentes partes del blanco y que tendrán manchas focales de diferentes tamaños, permitiendo con esto escoger el tamaño más conveniente. Ya que el calor se disipa mejor en los bordes que en el área central del blanco, es también muy usual encontrar que la copa de enfoque envíe menos electrones hacia el centro que hacia los bordes.



*Fig. 2.5: Cátodo con doble filamento.*

## CAPITULO III

### INTERACCION DE LOS RAYOS X ( $E \leq 150$ keV) CON MATERIALES SOLIDOS

Los Rayos X se crean debido a la interacción de electrones energéticos con la materia a nivel atómico; los fotones producidos terminan su vida transfiriendo su energía a los electrones contenidos en la materia. Las interacciones de los Rayos X son importantes en radiodiagnóstico por múltiples razones; por ejemplo, la interacción selectiva de los Rayos X con la estructura del cuerpo humano produce una imagen, la interacción de fotones con el receptor convierte una imagen de Rayos X en otra imagen que puede ser vista y grabada. Este capítulo considera las interacciones básicas entre los Rayos X y la materia. El material aquí presentado se basa principalmente en las referencias: (Attix, 1986), (Evans, 1955), (Hendee, 1979) y (Sprawls, 1987).

#### 3.1 TIPOS DE INTERACCION.

Se debe recordar que los fotones son unidades individuales de energía. Cuando un haz de Rayos X pasa a través de un objeto, a cada fotón le puede suceder alguna de estas tres cosas:

- a) Puede penetrar y atravesar el objeto sin sufrir ninguna interacción.
- b) Puede interactuar con el material de que está hecho el objeto y ser completamente absorbido, de tal manera que deposite toda su energía.
- c) Puede interactuar con el material, de tal forma que resulte dispersado, es decir desviado de su dirección original, depositando sólo una parte de su energía.

Existen varias clases de interacciones a través de las cuales los fotones depositan su energía, sin embargo, las más importantes son tres:

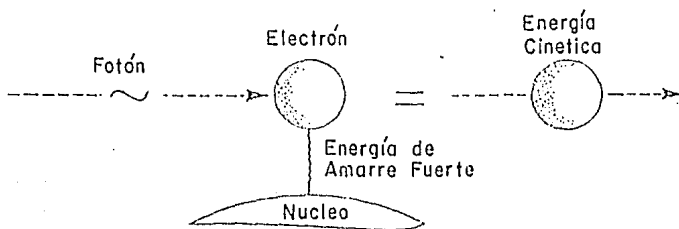
- i) El efecto fotoeléctrico.
- ii) El efecto Compton, y
- iii) La producción de pares.

De estos tres efectos solamente se estudiarán los dos primeros, ya que el último sólo se presenta cuando se tienen fotones con energías mayores de 1.02 MeV. Este efecto consiste en la interacción de un fotón con el núcleo atómico de tal forma que se producen un par de partículas: un electrón y un positrón. Estas

dos partículas tienen la misma masa, que equivale a una energía de 0.51 MeV para cada una.

### 3.1.1 EFECTO FOTOELECTRICO.

El efecto fotoeléctrico consiste en una interacción fotón-electrón, durante la cual el fotón transfiere toda su energía a un electrón localizado en alguna de las capas atómicas. Después de la interacción el electrón es expulsado del átomo. La energía del fotón se divide en dos partes; una porción se utiliza para liberar al electrón, es decir, para vencer a la energía de amarre, la energía restante se transfiere al electrón como energía cinética.



*Fig. 3.1: Efecto Fotoeléctrico.*

El electrón expulsado comienza así su camino a través de la materia que lo rodea. El electrón, por ser una partícula eléctricamente cargada, pierde rápidamente su energía y sólo logra moverse una distancia muy corta a partir de su lugar de origen; por lo tanto la energía del fotón original es cedida al material en una vecindad muy pequeña de donde se tuvo la interacción fotón-electrón.

El efecto fotoeléctrico ocurre usualmente con electrones que están fuertemente ligados al núcleo atómico, es decir, con electrones que se encuentran en las capas más internas del átomo, tales como la K y la L. La probabilidad de que se tenga este efecto es mayor cuando la energía de amarre del electrón es ligeramente menor que la energía del fotón, de tal forma que si la energía de amarre es mayor que la energía del fotón este efecto no ocurrirá. El efecto fotoeléctrico solamente es posible cuando el fotón tiene la energía suficiente para vencer a la energía de amarre del electrón y sacar a éste del átomo.

Ya que durante esta interacción se crea una vacancia en alguna de las capas K o L, un electrón de capas superiores cae para llenar este lugar, produciéndose un rayo x característico.



### 3.1.2 EFECTO COMPTON.

El efecto Compton consiste en una interacción fotón-electrón donde sólo parte de la energía del fotón es absorbida, resultando un fotón de menor energía y desviado con respecto a la dirección que tenía el fotón original. Debido al cambio de dirección que experimenta el fotón esta interacción es clasificada como un proceso de dispersión. En efecto, una parte de la radiación incidente es dispersada por el material. Esta situación es bastante significativa, ya que en ocasiones el material que está siendo irradiado con un haz primario de Rayos X pasa a ser una fuente secundaria de radiación. De hecho, en un estudio de radiodiagnóstico el cuerpo del paciente es el principal dispersor de la radiación, teniéndose consecuencias no deseables: la primera es que la radiación dispersa que continúa su camino en la misma dirección que el haz primario de Rayos X y que alcanza al receptor de la imagen disminuye la calidad de la imagen y la segunda, es que el paciente se convierte en la causa principal de irradiación al personal que lleva a cabo el estudio.

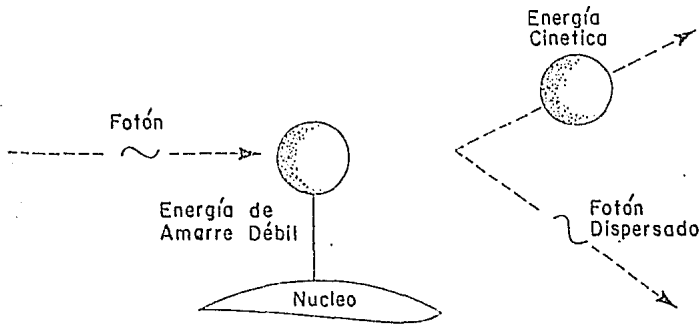


Fig. 3.2: Efecto Compton.

La importancia que tiene cada uno de los tres efectos mencionados, se muestra en la Figura 3.3, donde se observa que el efecto fotoeléctrico es importante sólo para bajas energías y para materiales de número atómico grande. La producción de pares es de importancia sólo para altas energías y para materiales de número atómico grande, mientras que el efecto Compton predomina para energías intermedias y para todos los materiales.

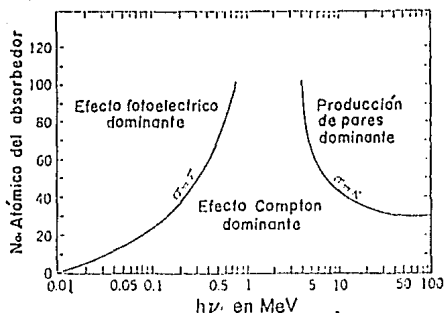


Fig. 3.3: Importancia relativa de los tres efectos que se presentan durante la interacción de Rayos X con la materia.

### 3.2 ATENUACION DE LOS RAYOS X.

Cuando un fotón incide sobre algún material no existe manera de saber qué tan lejos llegará antes de sufrir una interacción y que tipo de interacción experimentará. De cualquier forma no es importante conocer la historia de cada fotón al incidir sobre la materia, sino que se estudiará el comportamiento de la totalidad de los que existen dentro del haz de Rayos X a lo largo de su trayectoria dentro de un material.

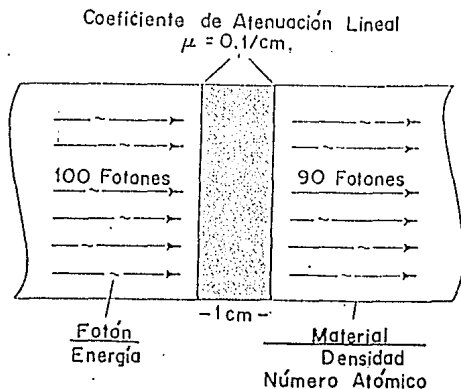


Fig. 3.4: Proceso de atenuación.

Si se observa lo que pasa con un haz que atraviesa un material de espesor unitario, tal como se muestra en la Figura 3.4, se verá que algunos fotones interactúan con el material y que otros pasan a través de él. Las interacciones que experimentan los fotones, ya sean por efecto fotoeléctrico o Compton, hacen que algunos fotones sean absorbidos dentro del material y que otros sean desviados con respecto a la dirección del haz original, en un proceso conocido como atenuación. Bajo condiciones específicas, un cierto porcentaje de los fotones interacciona, o se atenúa, en un material de espesor unitario.

### 3.2.1 COEFICIENTE DE ATENUACION LINEAL TOTAL ( $\mu$ ).

El coeficiente de atenuación lineal total ( $\mu$ ) o simplemente coeficiente de atenuación lineal es la probabilidad de que un fotón interactúe, por unidad de longitud, en el medio irradiado. Por ejemplo, si se tuviera un material cuyo coeficiente de atenuación lineal fuera  $\mu = 0.1 \text{ cm}^{-1}$ , quiere decir, que al atravesar un espesor de 1 cm de este material, en promedio, el 10% de los fotones que componen al haz de radiación interactuarán con la materia.

Los valores del coeficiente de atenuación lineal indican la tasa a la cual los fotones interactúan cuando éstos pasan a través de un material, y están relacionados inversamente con la distancia promedio que los fotones viajan antes de interactuar. El valor del coeficiente de atenuación lineal depende de la energía de los fotones y del número atómico y de la densidad del material.

La atenuación es un proceso que sigue una ley del tipo exponencial. Un haz colimado de Rayos X cuya intensidad inicial es  $I_0$ , después de atravesar un material de espesor  $x$  conservará una intensidad  $I$  de fotones que no interaccionaron dada por la ecuación:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad 3.1$$

Esta expresión sólo es válida cuando se tienen condiciones de buena geometría; es decir, el haz de radiación incidente está colimado y la fuente debe estar lo más alejada posible del detector, el material absorbedor se coloca a la mitad de la distancia fuente - detector y debe ser lo suficientemente delgado de tal manera que la probabilidad de que un fotón ya dispersado dentro del material tenga una segunda interacción con el absorbedor, sea despreciable, además de no existir ningún dispersor en la vecindad del detector.

Cabe mencionar que el coeficiente de atenuación lineal total está dado por la suma de los coeficientes de atenuación fotoeléctrico ( $\mu_f$ ) y Compton ( $\mu_c$ ), o sea:

$$\mu = \mu_f + \mu_c$$

3.2

### 3.2.2 COEFICIENTE MASICO DE ATENUACION ( $\mu/\rho$ ).

Este coeficiente es simplemente el resultado de dividir el coeficiente de atenuación lineal entre la densidad del material atenuador; el coeficiente de atenuación másico  $\mu/\rho$  tiene unidades de  $\text{cm}^2/\text{g}$ . Al utilizar este coeficiente en la ecuación 3.1 debe cuidarse que el espesor del material atenuador tenga unidades de  $\text{g}/\text{cm}^2$ ; esto se logra multiplicando el espesor por la densidad del material, quedando:

$$I(x) = I_0 e^{-(\mu/\rho)(x\rho)}$$

3.3

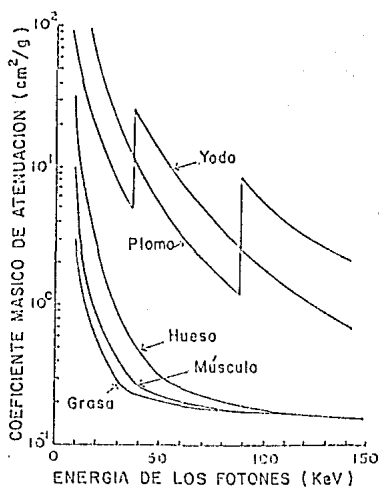


Fig. 3.5: Coeficientes másicos de atenuación para algunos materiales en función de la energía de los fotones incidentes.

### 3.2.3 COEFICIENTE MASICO DE ABSORCIÓN DE ENERGIA ( $\mu_{en}/\rho$ )

Como se mencionó al principio de este apartado la atenuación de un haz de radiación se debe a dos procesos: la absorción y la dispersión de los fotones que constituyen el haz primario de Rayos X.

Por absorción se entiende el proceso por el cual los fotones del haz de Rayos X ceden total o parcialmente su energía al material

sobre el que están incidiendo, en nuestro caso, ya sea por efecto fotoeléctrico o Compton.

El coeficiente de absorción total ( $\mu_{\text{tot}}$ ) es la probabilidad de que un fotón ceda su energía al material irradiado por unidad de espesor del material. La probabilidad de que un fotón ceda su energía al absorbedor depende de su energía, del número atómico y de la densidad del material.

Este coeficiente está dado por la suma de los coeficientes de absorción fotoeléctrico y Compton.

$$\mu_{\text{tot}} = \mu_{\text{en}_f} + \mu_{\text{en}_c} \quad 3.4$$

El coeficiente másico de absorción (total) es entonces el cociente del coeficiente de absorción entre la densidad del material absorbedor. Por tanto este coeficiente depende de la energía de los fotones y del número atómico del material irradiado.

### 3.3 DOSIS ABSORBIDA.

Para entender mejor este concepto se revisarán primero algunos otros íntimamente relacionados.

#### 3.3.1 EXPOSICION.

Cuando los Rayos X interactúan con los átomos del medio sobre el que inciden, liberan electrones dejando a los átomos con un defecto de electrones formándose así lo que se conoce como pares de iones primarios. Cuando estos iones primarios imparten su energía al medio que los rodea liberan aún más electrones formándose pares de iones secundarios. El número total de iones formados es proporcional a la energía que la radiación cede al medio. Si el medio sobre el que incide la radiación es un pequeño volumen de aire y se colecta toda la carga eléctrica  $dQ$  (ya sea positiva o negativa) liberada por los fotones incidentes, entonces podemos definir a la exposición  $X$  como:

$$X = dQ/dm \quad 3.5$$

donde  $dm$  es la masa del volumen de aire irradiado.

En un volumen específico de aire de masa  $m$  la cantidad de ionizaciones que se producen depende de dos factores: de la cantidad de fotones incidentes (fluencia de fotones) y de la energía de cada fotón.

La unidad de la exposición es el coulomb/kg, aunque la unidad más utilizada es el Roentgen (R), cuya equivalencia es:

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ coulomb/kg} \quad 3.6$$

Cabe señalar que el Roentgen sólo se aplica a radiación electromagnética (Rayos X o  $\gamma$ ) con energías menores a 3 MeV.

### 3.3.2 EQUILIBRIO ELECTRONICO.

Se dice que existe equilibrio electrónico en un volumen  $V$  si para cada electrón con una energía dada que sale de este volumen existe otro electrón con la misma energía que entra al volumen.

En la Figura 3.6 puede observar este volumen  $V$  en donde existe equilibrio electrónico ya que el electrón  $e_2$  entra al volumen  $V$  con una energía cinética  $T$  igual a la energía con que sale el electrón  $e_1$  del mismo volumen. Si  $e_1$  emite un Rayo X de frenamiento con energía  $h\nu_1$ ,  $e_2$  emitirá otro con energía  $h\nu_2$ . Si este último fotón es absorbido dentro del volumen  $V$  produciendo un electrón secundario  $e_2'$  no habrá otro electrón que penetre en el volumen que lo sustituya, rompiéndose el balance de entrada - salida que se necesita. Para que exista equilibrio electrónico es necesario que el fotón  $h\nu_2$  salga del volumen  $V$  sin tener ninguna otra interacción, por lo tanto el concepto de equilibrio electrónico sólo es válido para volúmenes lo suficientemente pequeños para permitir el escape de fotones originados por pérdidas radiativas.

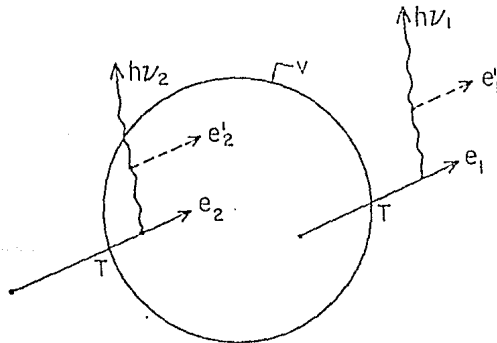


Fig. 3.6: Concepto de equilibrio electrónico.

### 3.3.3 EQUILIBRIO ELECTRONICO Y EXPOSICION.

La exposición promedio en un volumen finito de aire  $V$  es igual a la carga eléctrica total (positiva o negativa) liberada en el aire por todos los electrones que se originan dentro de  $V$ , dividida entre la masa del aire contenido en  $V$ . Si existe equilibrio electrónico, cada electrón con energía cinética  $T$  que salga de  $V$  se verá compensado por un electrón con la misma energía entrando a  $V$ . Por consiguiente la ionización que se provoca en  $V$  es como si

todos los electrones entrantes generaran todas las ionizaciones de que son capaces dentro de V. La medida de esta carga y su cociente entre la masa del aire es equivalente a la medida de la exposición promedio dentro de V. Las pérdidas radiativas, como ya se mencionó, se considera que son capaces de depositar toda su energía fuera de V, por lo que cualquier ionización que pudieran producir no se considera en la exposición. Lo anterior se muestra en la Figura 3.7.

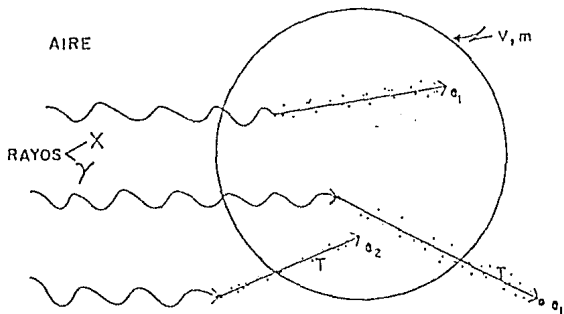


Fig. 3.7: El equilibrio electrónico y la medida de la exposición.

### 3.3.4 DOSIS ABSORBIDA.

La dosis absorbida en un elemento finito de volumen  $dV$  es la energía depositada por la radiación en el medio irradiado por unidad de masa. Matemáticamente se puede expresar como:

$$D = dE / dm \quad 3.7$$

donde  $dE$  es la energía que se deposita en el medio y  $dm$  es la masa donde se deposita dicha energía.

La unidad de la dosis absorbida es el Gray (Gy), donde:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kg} \quad 3.8$$

Existe una unidad especial para la dosis absorbida llamada rad, cuya equivalencia es:

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \quad 3.9$$

Es útil saber qué dosis se depositaría en un elemento finito de aire como resultado de una exposición X. Si existe en este elemento finito de volumen un régimen de equilibrio electrónico, se puede establecer que:

D (Gy), X (C/kg), ( $\bar{W}/e$ )<sub>air</sub> (J/kg).

donde la igualdad sólo se puede establecer si existe equilibrio electrónico.

La ecuación 3.10 establece que la dosis en el aire está dada por el producto del número de cargas liberadas por la energía que se necesita para liberar cada una de esas cargas, si existe equilibrio electrónico.

En esta última ecuación aparece el factor  $\bar{W}$  que es la energía media gastada para formar un par iónico en un gas, donde  $W$  por definición no toma en cuenta la energía gastada en pérdidas radiativas ni los pares iónicos formados por interacciones de los fotones generados como consecuencia de estas pérdidas radiativas (bremsstrahlung), con los átomos del medio. Para el caso del aire seco se tiene que  $W = 33.97$  eV/par iónico (o electrón). Si dividimos  $W$  entre la carga eléctrica del electrón y convertimos la energía de eV a joules, se tiene:

$$(\bar{W}/e)_{\text{air}} = \frac{33.97 \text{ eV/electrón}}{1.602 \times 10^{-19} \text{ C/electrón}} \times 1.602 \times 10^{-19} \text{ J/eV}$$

de donde:  $(\bar{W}/e)_{\text{air}} = 33.97 \text{ J/C}$  3.11

es decir, que en aire seco se necesita, en promedio, una energía de 33.97 joules para liberar una carga eléctrica igual a 1 coulomb (sin considerar pérdidas radiativas).

Si la dosis en aire se expresa en rads y la exposición en Roentgens, usando las ecuaciones de conversión adecuadas, se puede obtener una expresión para la dosis en aire, quedando:

$$D_{\text{air}} \stackrel{\text{EE}}{=} 0.876 X \quad 3.12$$

Debe recordarse que esta última ecuación sólo es válida cuando existe equilibrio electrónico.

Por otro lado cuando existe equilibrio electrónico podemos relacionar fácilmente a la dosis, que es energía depositada en el medio por unidad de masa, con el coeficiente másico de absorción, quedando:

$$D \stackrel{\text{EE}}{=} \int_{E=0}^{E_{\text{MAX}}} \Psi(E) (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{E,Z}} dE \quad 3.13$$

donde  $\Psi(E)$  es la distribución diferencial de fluencia de energía del haz de radiación ("el espectro").

En la ecuación 3.13 aparece una integral sobre la energía, esto se debe al hecho de que el haz de Rayos X no es monoenergético. Esta expresión nos dice que la dosis está dada por la cantidad de



energía incidente sobre el material multiplicada por la probabilidad de que esa energía sea absorbida por el medio.

### 3.4 BASES FÍSICAS DEL RADIODIAGNOSTICO Y DOSIS ASOCIADA.

El modo dominante de interacción de los Rayos X en una región particular del cuerpo del individuo irradiado varía con la energía de los fotones, con el número atómico efectivo y con la densidad electrónica de la región. Para propósitos de dosimetría el cuerpo puede dividirse en tres componentes: Grasa, tejido suave o músculo, hueso y cavidades llenas de aire. Los valores de estos parámetros, para cada región del cuerpo, se encuentran en la tabla 3.1:

Material	Número atómico efectivo.	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Dens. electrónica (electrones/kg)
Aire	7.6	1.29	3.01 X 10 <sup>26</sup>
Agua	7.4	1.00 X 10 <sup>3</sup>	3.34 X 10 <sup>26</sup>
Tejido suave	7.4	1.00 X 10 <sup>3</sup>	3.36 X 10 <sup>26</sup>
Grasa	5.9-6.3	0.91 X 10 <sup>3</sup>	3.34-3.48 X 10 <sup>26</sup>
Hueso	11.6-13.0	1.65-1.85 X 10 <sup>3</sup>	3.00-3.19 X 10 <sup>26</sup>

Tabla 3.1: Parámetros importantes de algunas regiones del cuerpo

En el apartado anterior se dió la expresión para la dosis en el aire, que es:

$$D_{air}(\text{rad}) \stackrel{EE}{=} 0.876 \times (R) \quad 3.12$$

De acuerdo a la ecuación 3.13 y teniendo equilibrio electrónico, la dosis en un medio tal como el tejido suave (músculo), está relacionada con la dosis en el aire en el mismo punto por medio del cociente del coeficiente másico de absorción de energía del medio entre el del aire, resultando la expresión:

$$\frac{D_{mod}}{D_{air}} = \frac{(\mu_{en}/\rho)_{mod}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad 3.14$$

$$D_{mod} = 0.876 \frac{(\mu_{en}/\rho)_{mod}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \dot{X} \quad 3.15$$

Esta última expresión puede ser simplificada, quedando:

$$D_{\text{mod}} = f X \quad 3.16$$

donde

$$f = 0.876 \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{mod}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} \quad 3.17$$

Esta expresión es conocida como el "factor f" y varía con la naturaleza del medio atenuador y la energía de la radiación incidente.

El factor f se usa para calcular la dosis absorbida D en rads en un medio que recibe una exposición X en Roentgens. En la Figura 3.8, se muestra este factor para aire, agua, grasa, músculo y hueso en función de la energía de los fotones incidentes. Esta gráfica muestra explícitamente el por qué las imágenes de alto contraste se obtienen con Rayos X de baja energía, y por qué disminuye el contraste al aumentar la energía de los fotones a regiones donde el efecto Compton predomina sobre el efecto fotoeléctrico.

Para todas las energías de los fotones donde el Roentgen está definido, una exposición de 1 R produce una dosis de 0.876 rad en aire. En consecuencia, el factor f es igual a 0.876 para aire y es independiente de la energía.

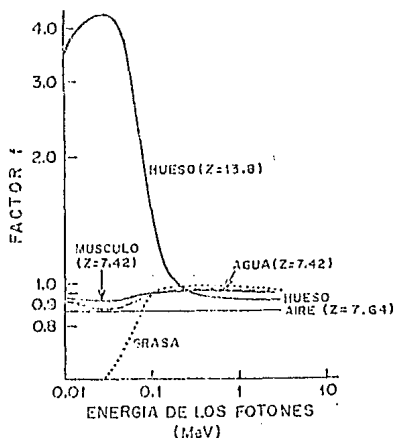


Fig. 3.8: El factor f para diferentes materiales como función de la energía.

#### Atenuación de los Rayos X en la grasa.

Los Rayos X con energías menores de 35 keV interactúan en tejido suave en primera instancia por efecto fotoeléctrico, con una probabilidad de interacción que varía aproximadamente como  $Z^3$ . Comparado con el músculo y el hueso, la grasa tiene una mayor

concentración en peso de hidrógeno (aprox. 11%) y carbón (aprox. 57%) y una menor concentración de nitrógeno (aprox. 1%), oxígeno (30%) y trazas de elementos pesados (<1%). Lo anterior hace que el número atómico efectivo de la grasa ( $Z_{\text{efect}} = 5.9 - 6.3$ ) sea menor que para el músculo ( $Z_{\text{efect}} = 7.4$ ) o el hueso ( $Z_{\text{efect}} = 11.6-13.8$ ) lo que hace que los fotones de baja energía sean atenuados más lentamente en la grasa que en una masa igual de músculo o hueso. La menor atenuación de la radiación en la grasa hace que este hecho se refleje en el factor  $f$ , teniendo éste un valor menor para bajas energías en esta parte del cuerpo.

Los Rayos X de mayor energía interactúan principalmente por efecto Compton, con una probabilidad que varía con la densidad electrónica del medio sobre el que incide la radiación pero no con el número atómico. La densidad electrónica del hidrógeno es casi el doble que la de los demás elementos, debido a que el núcleo del hidrógeno no tiene neutrones. Debido a que el hidrógeno está presente en la grasa en mayor cantidad que en el resto del cuerpo, ocurre un mayor número de interacciones por efecto Compton en ésta que en masa similares de músculo o hueso. Por ello, para fotones de energías intermedias el factor  $f$  para la grasa supera el valor que tiene para otras partes del cuerpo. Su valor es aproximadamente 0.98 para fotones de energías entre 0.1 y 3 MeV.

El factor  $f$  no puede ser definido rigurosamente para energías mayores a 3 MeV, debido a que el concepto de exposición no es aplicable para energías mayores. Por eso este factor sólo se muestra graficado para energías menores a ésta.

Los materiales que pueden sustituir durante algún experimento a la grasa son el aceite mineral y el polietileno debido a que el número atómico efectivo, la densidad y la densidad electrónica de estos materiales son similares a las de la grasa.

#### Atenuación de los Rayos X en el músculo.

El número atómico efectivo y la densidad de los fluidos del cuerpo y los músculos son casi idénticos a los del agua, debido a que el tejido muscular está constituido aproximadamente de 75% agua y los fluidos del cuerpo tienen entre el 85 y 100% de ella. El tejido muscular normalmente es sustituido por agua o por lucita.

El hidrógeno contribuye aproximadamente con el 10% en peso a la constitución del músculo. En consecuencia la densidad electrónica es mayor para músculo que para el aire, y el factor  $f$  para el músculo es superior al del aire. Su valor aproximado es de 0.96 para fotones de energía entre 0.1 y 3 MeV.

#### Atenuación de los Rayos X en el hueso.

El número atómico efectivo y la densidad son mayores para hueso que para el tejido muscular. Por lo tanto, para un mismo volumen (no necesariamente masa) los Rayos X se atenúan con mayor rapidez en el hueso que en tejido muscular, y como consecuencia la dosis

absorbida se reduce en estructuras que están detrás del hueso, ya que reciben menos fotones. Por otro lado, la dosis absorbida para tejido suave adyacente o rodeado por hueso puede incrementarse por electrones producidos en interacciones fotoeléctricas, ya que los Rayos X interactúan con mayor probabilidad con átomos de alto número atómico, como lo son el fósforo y el calcio que se encuentran en los huesos.

Son estas diferencias entre los coeficientes de atenuación másicos, junto a las diferentes densidades de los componentes del cuerpo los que permiten, a través del paso de los Rayos X por el organismo, la obtención de la información anatómica del paciente, registrándose en una radiografía.

## CAPITULO IV

# FACTORES QUE DETERMINAN LAS CARACTERISTICAS DE LA IMAGEN EN LA PLACA RADIOGRAFICA.

El material presentado en este capítulo se basa principalmente en las siguientes referencias: (Hendee, 1979), (Sprawls, 1987) y (Young, 1983)

### 4.1 FACTORES RELATIVOS AL TUBO DE RAYOS X.

#### 4.1.1 VOLTAJE APLICADO (KILOVOLTAJE).

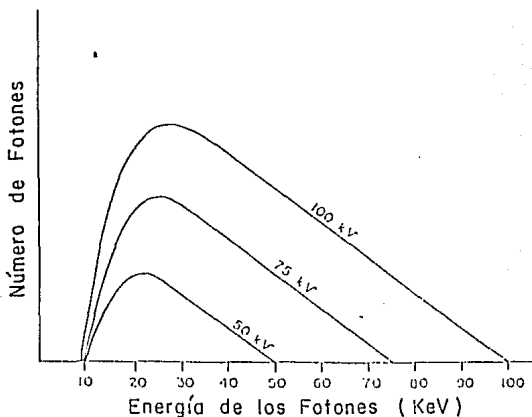
La energía máxima del espectro de Rayos X está determinada por el voltaje aplicado al tubo de Rayos X. La energía máxima de los fotones en kiloelectrónvolts (keV) es numéricamente igual al máximo voltaje aplicado en kilovolts (por ello al voltaje aplicado al tubo se le suele denominar como kilovoltaje). En ciertos equipos de Rayos X, el voltaje aplicado al tubo puede variar durante la exposición; la energía máxima de los Rayos X entonces está determinada por el máximo voltaje obtenido durante la exposición. Este valor se conoce como kilovoltaje pico (kVp) y es uno de los parámetros más importantes de un equipo de Rayos X; parámetro que puede ser ajustado en el equipo a voluntad.

Como se vió en el Capítulo III, la penetración de los Rayos X depende de su energía, en consecuencia, la penetración está directamente ligada al voltaje aplicado al tubo de Rayos X durante la exposición.

Además de establecer la energía máxima de los Rayos X y por ende su poder de penetración, el voltaje aplicado al tubo tiene el papel de determinar la cantidad de radiación producida por un número dado de electrones que incidan sobre el blanco. Esto se debe al hecho de que la eficiencia en la producción de Rayos X por bremsstrahlung se incrementa al aumentar la energía de los electrones incidentes sobre el blanco.

Cambiando el kVp generalmente se altera el espectro del bremsstrahlung, tal como se muestra en la Figura 4.1; donde el área bajo la curva representa el número total de fotones producidos. En caso de no existir filtración el espectro es un triángulo siendo la cantidad de radiación producida aproximadamente proporcional al cuadrado del kilovoltaje. Con filtración sin embargo, aumentando el kilovoltaje se incrementa la penetración relativa de los fotones y un pequeño porcentaje es desechado. Esto da como resultado un incremento en la salida de

radiación con respecto al voltaje aplicado.



*Fig.4.1: Espectros de energías producidos a distintos valores del KVp*

#### 4.1.2 INTENSIDAD DE CORRIENTE (MILIAMPERAJE).

La corriente eléctrica que atraviesa un tubo de Rayos X se genera de la siguiente manera:

El filamento del cátodo se calienta eléctricamente por medio de una corriente generada por una fuente separada de alimentación de bajo voltaje. La salida de esta fuente está controlada por el control de miliamperaje (como las corrientes que se manejan son del orden de miliamperes a la intensidad de corriente se le suele llamar miliamperaje). Al aumentar el valor indicado por este control se incrementa la corriente que pasa por el filamento, incrementándose su temperatura y la emisión termoiónica, lo que produce a su vez un incremento en la corriente de electrones que fluye a través del tubo de Rayos X. Resumiendo, existen dos corrientes eléctricas fluyendo en diferentes partes del tubo de Rayos X; una, dada por el miliamperaje, que fluye a través del tubo de Rayos X de su cátodo a su ánodo y otra que fluye sólo por el filamento que se encuentra en el cátodo. Es esta última corriente la que controla la corriente que va del cátodo al ánodo.

La temperatura que se requiere para producir la emisión termoiónica adecuada, especialmente a valores altos de miliamperaje, es relativamente alta. La temperatura es suficientemente alta, en muchos casos, como para producir la evaporación del filamento de tungsteno. Debido a esto, no es

deseable mantener al filamento a esta temperatura más allá del tiempo estrictamente necesario para la exposición. La mayoría de los equipos de Rayos X operan a dos niveles de calentamiento. Cuando el equipo se enciende, el filamento sólo se calienta a una cierta temperatura que no produce una evaporación significativa. Justo antes de iniciar la exposición, la temperatura del filamento se incrementa a un valor que producirá la corriente adecuada través del tubo de Rayos X. En la mayoría de los equipos este parámetro está controlado por el mismo interruptor que activa el rotor del ánodo. El mantener en forma innecesaria la temperatura del filamento a su valor máximo de operación puede acortar significativamente la vida del tubo de Rayos X.

Aunque ciertamente la corriente a través del tubo de Rayos X está controlada por la temperatura del filamento, existen condiciones bajo las cuales esta corriente está influenciada por el voltaje aplicado al tubo de Rayos X.

Para valores bajos del kilovoltaje, algunos de los electrones emitidos por el filamento no son atraídos por el ánodo, formando una carga espacial, es decir, estos electrones forman una nube en la vecindad del filamento, repeliendo a los electrones que intentan escapar de éste, disminuyendo así la emisión termoiónica. A causa de esto se dice que la corriente del tubo está limitada por la carga espacial; este efecto es más importante para valores bajos del kilovoltaje. Este efecto se reduce acercando el cátodo al ánodo.

Cuando el kilovoltaje se aumenta la carga espacial disminuye y la corriente del tubo de Rayos X se eleva hasta el valor limitado por la emisión del cátodo, en este punto se dice que el tubo está saturado. La mayoría de los equipos de Rayos X tienen un circuito compensador para minimizar este efecto, el cual se activa con el mismo selector del kilovoltaje. Cuando el kilovoltaje se ajusta a valores mayores, el circuito compensador hace que la temperatura del filamento disminuya; ésto con el fin de que la menor emisión compense el efecto indeseado causado por la carga espacial.

#### 4.1.3 TIEMPO DE IRRADIACION.

Otro parámetro importante es el tiempo de exposición, que es simplemente el tiempo durante el cual el paciente está recibiendo radiación. En radiología, la exposición la inicia el técnico radiólogo y finaliza ya sea por medio de un interruptor que se activa a un tiempo preestablecido o cuando el receptor ha recibido un nivel específico de exposición. Los equipos de Rayos X con temporizadores manuales requieren que el técnico radiólogo establezca el tiempo de exposición antes de iniciar ésta. El tiempo está determinado por conocimientos personales o por una carta de técnicas (una técnica son los valores de kV, mA y tiempo recomendados para tomar una radiografía), de acuerdo al espesor del paciente y del valor del kilovoltaje y del miliamperaje.

El control automático de exposición en un equipo de Rayos X consiste en una función que finaliza la exposición cuando se alcanza un valor prestablecido para la cantidad de radiación que alcanza al receptor de imagen. Esta función también es conocida como fototemporizador (phototimer).

#### 4.1.4 MANCHA FOCAL.

En la práctica la mancha focal en el blanco del tubo de rayos X es de tamaño finito y los rayos X generados no pueden tratarse como si se originaran en un solo punto. En consecuencia, las imágenes radiográficas no están perfectamente definidas sino que están rodeadas por una penumbra, región donde la película solamente recibe una parte de la radiación proveniente de la mancha focal. El tamaño de la penumbra depende de tres parámetros:

- El tamaño de la mancha focal.
- La distancia foco-película.
- La distancia objeto película.

Para la producción de imágenes definidas, es mejor que la mancha focal sea pequeña, la distancia foco-película sea grande y la distancia objeto-película pequeña. Lo anterior se ilustra en las Figuras 4.2, 4.3 y 4.4.

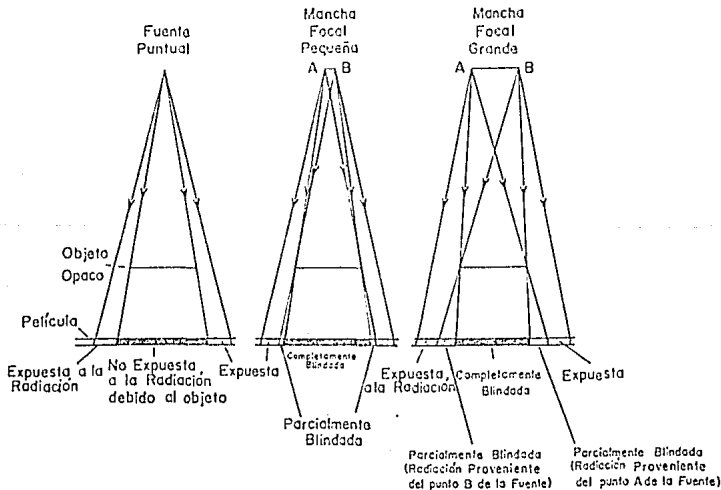


Fig. 4.2: Diagramas que ilustran el efecto provocado por el tamaño de la mancha focal sobre la definición de la imagen.



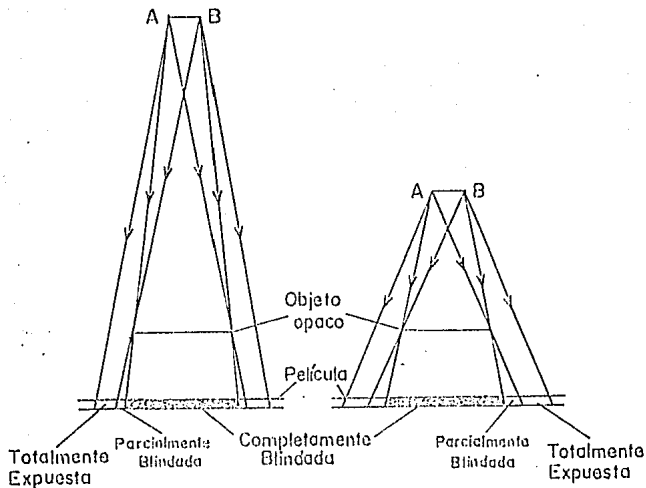


Fig. 4.3: Efecto de la distancia foco-película sobre la definición de la imagen.

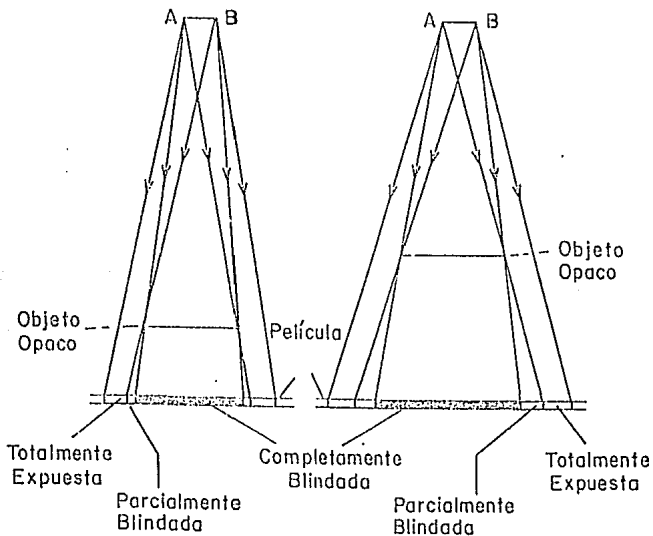


Fig. 4.4: Efecto de la distancia película-objeto sobre la definición de la imagen.

Debido a la inclinación del blanco del tubo de rayos X, la penumbra es ligeramente mayor del lado de la película más cercano al cátodo.

Se puede ver geoméricamente que cuando el tamaño de la mancha focal no es despreciable, el tamaño de la imagen es:

$$\text{Long de la imagen} = \text{Long. del objeto} \times \frac{\text{distancia foco-película}}{\text{distancia foco-objeto}} +$$

$$\text{mancha focal efectiva} \times \frac{\text{distancia objeto-película}}{\text{distancia blanco-objeto}}$$

El primer término de esta ecuación es la imagen magnificada del objeto proyectada desde una fuente puntual y el segundo término es el incremento en la imagen debido al tamaño finito de la mancha focal (Figura 4.5). Si el objeto es mucho más pequeño que la mancha focal, el tamaño de la imagen total estará determinado principalmente por el segundo término de la ecuación, esto es, por el tamaño de la mancha focal. En el caso extremo de que el objeto se reduzca a un punto, la imagen aún tendrá un tamaño finito, determinado por el segundo término de la ecuación. El hecho de que la imagen de un objeto puntual sea de tamaño finito limita la resolución que se puede obtener en una radiografía. La resolución de un sistema radiográfico se puede definir cualitativamente como una medida de la capacidad de ese sistema, de formar imágenes que se distingan de dos objetos puntuales adyacentes. A mayor poder de resolución, se pueden colocar más cerca los dos objetos sin que sus imágenes se traslapen. El poder de resolución, por tanto, depende fuertemente del tamaño de la mancha focal (efectiva). (Figura 4.6.).

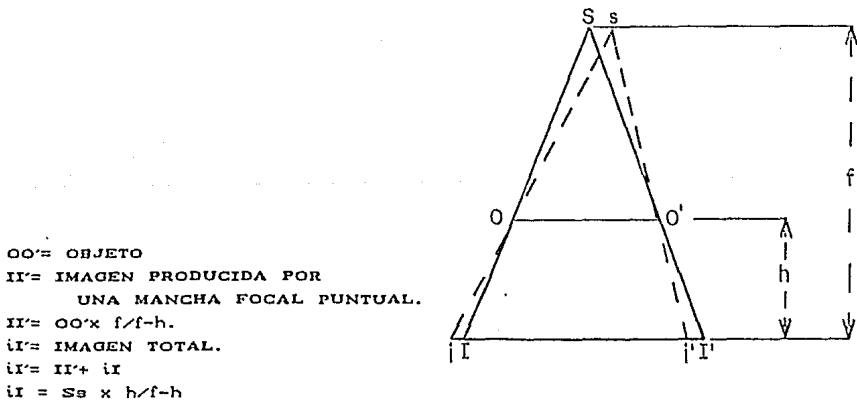


Fig. 4.5: Factores geoméricos que determinan el tamaño de una imagen radiográfica.



(A)



(B)



(C)

A) Imágenes de puntos pobramento definidas se resuelven si los puntos están bastante alejados.

B) Con puntos menos separados, las imágenes no se resuelven.

C) Con la misma separación que en b), las imágenes de los mismos puntos se resuelven si su definición es mejor.

*Fig. 4.6: Ejemplos del concepto de resolución.*

#### 4.1.5 FILTRACION.

Cuando un haz de rayos X que está conformado con fotones de diferentes energías pasa a través de diversos materiales, existen fotones de ciertas energías que penetran más que otros.

A la atenuación selectiva de los fotones dependiendo de su energía se le llama filtración.

Los fotones de baja energía de un haz de rayos X no contribuyen a la formación de la imagen, sino sólo a la dosis recibida por el paciente. En otras palabras, los tejidos del cuerpo filtran al haz de rayos X absorbiendo a los fotones de baja energía. Esto se debe, como se debe recordar, al hecho de que para energías bajas el efecto fotoeléctrico tiene una probabilidad muy alta de llevarse a cabo.

Para evitar esto último, se coloca algún material a la salida del haz de rayos X antes de que éste incida sobre el paciente, de tal manera que los fotones de baja energía sean retirados del haz, es decir sean filtrados. En los equipos de radiodiagnóstico uno de los materiales más usados es el aluminio. Generalmente las máquinas de rayos X tienen una filtración equivalente a varios milímetros de aluminio; esto no siempre es consecuencia de la adición de este material, sino que varios elementos son los que contribuyen a la filtración total del haz (la envoltura de vidrio del tubo de rayos X, el aceite aislante, la ventana del casco metálico del tubo y el espejo del colimador del haz). A la filtración generada por estos elementos se le denomina filtración inherente. En este tipo de máquinas, la filtración total normalmente se especifica en términos de mm equivalentes de aluminio.

La adición de filtros altera la forma del espectro de energías de los rayos X, tal como se muestra en la Figura 4.7. Ya que la filtración absorbe fotones de baja energía se provoca un aumento en el valor de la energía promedio del haz de rayos X, lo que se conoce como **endurecimiento**. En esta misma figura, se compara el espectro de un haz de rayos X generado bajo las mismas condiciones, pero en un caso sin filtración, en otro con filtración de 1mm de Al y finalmente después de pasar por un filtro de 3 mm de Al. Es notorio que al incrementar la filtración de 1 a 3 mm de Al, se produce una fuerte disminución del número de fotones transmitidos, sin embargo, debe notarse también que esto sucede preferentemente con fotones de energías menores a 40 keV, que son aquellos que tienen una probabilidad muy baja de penetrar a un paciente de espesor medio y contribuir así a la formación de la imagen, contribuyendo solamente a la dosis dada al paciente.

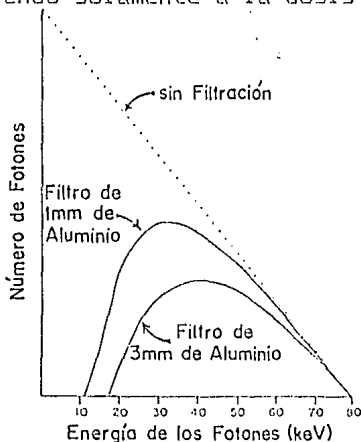


Fig. 4.7: Espectro de un haz de rayos X antes y después de la filtración.

#### 4.1.6 COLIMACION DEL HAZ.

La colimación del haz consiste en confinar al haz primario de radiación a una superficie específica en el paciente. Para ello se utilizarán materiales absorbentes de Rayos X, tales como el plomo.

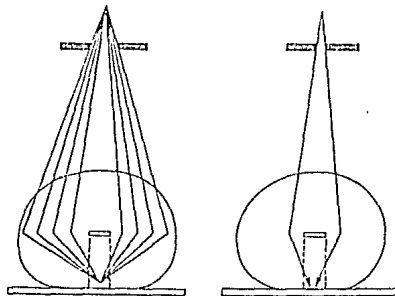
Mediante la colimación del haz se logran dos objetivos:

- 1.- Reducir la dosis recibida por el paciente, durante la exposición, y
- 2.- Mejorar la calidad de la imagen.

El primer objetivo es evidente, ya que al limitar la superficie

expuesta a la radiación en el paciente a la puramente necesaria, éste recibirá una dosis menor.

El segundo objetivo también se alcanza, ya que la cantidad de radiación dispersa es generalmente proporcional a la masa total del tejido sobre el que incide el haz primario de Rayos X. Esto está determinado por el espesor del paciente y el área o tamaño de campo que se está exponiendo. Incrementando el tamaño de campo se incrementa la cantidad total de radiación dispersada, por lo que se reduce así mismo el contraste en la imagen. Por consiguiente es necesario controlar y limitar el tamaño del campo por medio de colimadores, conos u otros medios, lo que redonda en una disminución en la cantidad de radiación dispersa y en una mejoría en el contraste de la imagen (ver Figura 4.8). Este método está limitado por la necesidad de cubrir una región anatómica específica. Sin embargo, en la mayoría de los casos el contraste puede mejorarse reduciendo el tamaño de campo a su valor mínimo.



*Fig. 4.8: Reducción de la exposición al paciente y mejoría del contraste por medio de la colimación del haz.*

## 4.2 FACTORES RELATIVOS AL RECEPTOR DE IMAGEN.

### 4.2.1 Película.

La mayoría de las imágenes de diagnóstico clínico se graban en película radiográfica, por lo que es importante el estudio de ésta. En esta parte se estudiarán sus funciones, la estructura de la película y su intervención en el proceso de obtención de las imágenes de diagnóstico clínico.

#### Funciones.

La película tiene varias funciones en el proceso de obtención de la imagen para diagnóstico clínico. El conocimiento de éstas redundará en el mejoramiento de las técnicas radiográficas.

En principio la película convierte a la radiación, por lo general luz blanca, proveniente de la pantalla intensificadora (4.2.3), en sombras con varios tonos de gris. Una característica importante de la película es que graba o retiene una imagen. Una exposición de una fracción de segundo puede crear una imagen permanente. La cantidad necesaria para producir esa imagen depende de la sensibilidad, o velocidad, de la película que se esté usando. Algunas películas son más sensibles que otras debido a su diseño o a la manera de ser reveladas. La sensibilidad de la película a usar se escoge de acuerdo a criterios de optimización de dos factores: la exposición al paciente y la calidad de la imagen; la película de alta sensibilidad reduce la exposición al paciente pero así mismo, reduce la calidad de la imagen.

Cuando se obtiene una radiografía salida de la reveladora la imagen es permanente y no puede ser cambiada, por lo que es importante que todos los factores que influyen en la calidad de la imagen a obtener sean controlados y ajustados con objeto de obtener una imagen de calidad óptima. Las imágenes se guardan en forma de transparencias, de esta manera, pueden observarse vía un negatoscopio.

Las películas son el medio más utilizado por los médicos para guardar las imágenes radiográficas, y si las películas han sido sometidas a un buen proceso radiográfico, pueden durar varios años e inclusive rebasar en duración su utilidad clínica. La gran desventaja de guardar imágenes en películas es que el método es voluminoso e inaccesible. La mayor parte de las instalaciones radiológicas consideran grandes espacios para almacenar las películas. Por otra parte, el conseguir nuevamente una película para su re-evaluación, implica un proceso de búsqueda y transporte muy tardado. Sin embargo, debido a que la película radiográfica cumple con una serie de condiciones sigue siendo un elemento de suma importancia en la obtención de imágenes de diagnóstico clínico, pero debido a sus limitaciones pronto será sustituida por procesos de digitalización de imágenes.

## Densidad óptica.

La densidad óptica (D.O.) es el grado de oscurecimiento de la película debido a su exposición a la radiación y a su posterior tratamiento químico. Una imagen contiene áreas con diferentes densidades que se pueden apreciar como distintos tonos de gris.

## Transmisión de la luz.

A la densidad óptica de una película se le asignan distintos valores numéricos relacionados con la cantidad de luz que se transmite a través de la película. Al incrementarse la densidad óptica de imagen disminuye la transmisión de la luz. La relación entre los valores de la densidad y la transmisión es exponencial. Esto se ilustra en la Figura 4.9. Una muestra de película que permite el 100% de transmisión tiene un valor para la densidad óptica de cero. Cabe aclarar que una película nunca es completamente transparente a la luz. La densidad mínima de una película es del orden de 0.1 a 0.2. A esto se le llama "densidad de la base más la neblina" y es la densidad de la base de la película y la densidad producida por causas ajenas a la exposición a la radiación.

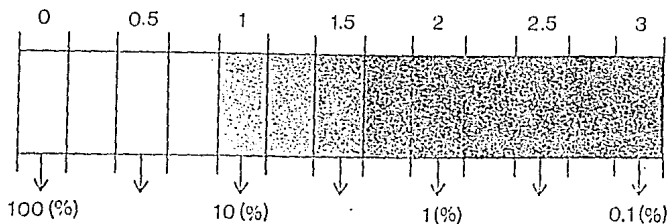


Fig. 4.9: Relación entre la transmisión de la luz y la densidad óptica de la película.

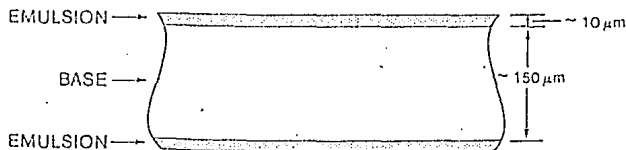
Cada unidad en la densidad óptica equivale a un decremento en la transmisión de la luz por un factor de 10. Una zona de la película con una densidad de 1 permite una transmisión de la luz del 10%, mientras que una densidad de 2 permite la transmisión del 1% y así sucesivamente.

La densidad de la película se mide con un instrumento llamado densitómetro. Este instrumento hace pasar un haz luminoso a través del área de la película a medir; del otro lado de la película se encuentra un sensor de luz (fotocelda) que convierte la luz transmitida en una señal eléctrica. Un circuito especial ejecuta una conversión logarítmica en la señal obtenida y da el resultado en unidades de D.O. El uso principal de los densitómetros en las instalaciones de diagnóstico clínico es

verificar el funcionamiento de los procesadores (reveladoras) de películas.

### Estructura de la película.

La película convencional es una placa delgada, Figura 4.10. La componente activa, como ya se mencionó, es la emulsión, la cual se deposita sobre una base. La mayoría de las películas que se utilizan en radiodiagnóstico tiene dos capas de emulsión, una de cada lado de la base, aunque para algunos casos también existe película con una sola capa de emulsión.



*Fig. 4.10: Sección transversal de una película de radiodiagnóstico.*

La base de una película radiográfica está hecha de poliéster transparente de aproximadamente  $150 \mu\text{m}$  de espesor, esta base constituye el soporte de las demás componentes de la película y no participa en el proceso de formación de la imagen. En algunas películas al poliéster se le adiciona con colorante azul, con el único objeto de que la placa tenga una mejor apariencia al momento de ser observada al negatoscopio.

La emulsión como ya se mencionó es el componente activo de la película y es donde se forma la imagen y consiste de una gran cantidad de cristales de un haluro de plata suspendidos en una gelatina. La gelatina tiene como funciones las de soportar, separar y proteger a los cristales. La emulsión tiene un espesor de aproximadamente  $10 \mu\text{m}$ .

Varios haluros de plata tienen propiedades fotográficas, pero el más utilizado es el bromuro de plata. El bromuro de plata se presenta en forma de cristales, o granos, cada uno con aproximadamente  $10^8$  átomos.

Los granos de los haluros de plata tienen formas irregulares y parecerían ser granos de arena. De todas las formas en que se presentan los granos de haluro de plata, sólo dos se utilizan para fabricar la emulsión. La forma de los cristales convencionales es aproximadamente cúbica, donde las tres dimensiones del cubo son similares. La otra forma es tabular y es de reciente desarrollo.



Los granos tabulares son de poco espesor comparado con su ancho y su longitud, presentando su cara una gran área. Esto representa una ventaja pues las sustancias químicas que se utilizan para el revelado tiene mayor facilidad de interactuar con los granos.

### Proceso fotográfico.

La producción de la densidad de la película y la formación de una imagen visible es un proceso que se desarrolla en dos etapas. La primera es la exposición de la película a la luz, lo que provoca la formación de la imagen latente. La segunda es el proceso químico que convierte a la imagen latente en una imagen visible con un arreglo de diferentes tonos de gris.

La densidad de la película es producida por la conversión de iones de plata en plata metálica, lo que causa que los granos procesados se vuelvan negros. El proceso es bastante complicado y se muestra en la Figura 4.11.

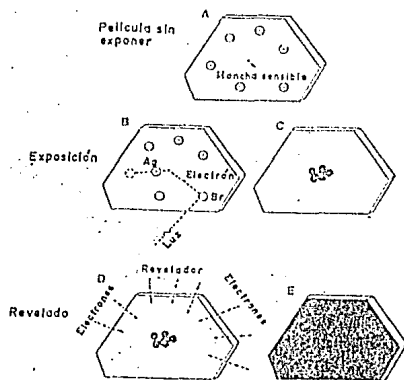


Fig. 4.11: Conversión de un grano transparente en un grano de plata metálica de color negro.

Cada grano de la película contiene un gran número de iones tanto de plata como bromuros. Los iones de plata son positivos mientras que los bromuros son iones negativos. Cada grano contiene un defecto estructural llamado "mancha sensible". Un grano bajo estas condiciones es relativamente transparente.

### Imagen latente.

El primer paso en la formación de la imagen latente es la absorción de los fotones luminosos por parte de los iones de bromuro, los cuales liberan el electrón extra que contienen. El electrón entonces, se mueve hacia la mancha sensible, causando que ésta se cargue negativamente, la mancha a su vez atraerá un ion de

plata. Cuando el ion de plata alcanza a la mancha, su carga se neutraliza, convirtiéndose en un átomo de plata metálica. Si este proceso se repite muchas veces dentro de un grano, el agrupamiento de plata metálica en la mancha se convierte en un arreglo permanente. El número de granos en la emulsión que alcanzan esta condición depende de la exposición total que recibe la película. Los granos que reciben la exposición suficiente para formar un cambio permanente no se pueden distinguir a simple vista de aquellos que no han sido expuestos, pero son más sensibles a la acción de las sustancias químicas que componen al revelador. La distribución de estos granos activados, aún invisibles, es lo que forma la imagen latente.

#### 4.2.2 PROCESO DE REVELADO.

La imagen latente, aún invisible para el ojo humano, se convierte en una imagen visible mediante el proceso químico conocido como revelado. Las soluciones reveladoras suministran electrones que migran hacia los granos sensibilizados y convierten a los iones de plata en átomos de plata metálica, los cuales en conjunto son de color negro. Esto ocasiona que los granos que se encuentran en la emulsión se conviertan en manchas negras.

La película radiográfica se revela generalmente en los hospitales en reveladoras automáticas, tales como la que se muestra en la Figura 4.12. Las cuatro componentes corresponden a los cuatro pasos que se desarrollan durante el revelado de la película que son: el revelado, el fijado, el lavado y el secado.

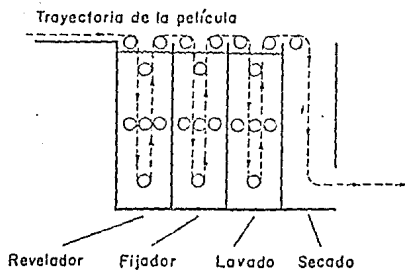


Fig. 4.12: Proceso de revelado.

#### Revelado.

Quando se introduce la película en la reveladora, la primera es transportada a través de la máquina por medio de un sistema de rodillos. Las funciones de las sustancias químicas que intervienen durante el proceso de revelado son: la reducción, la

activación, la moderación, la preservación y el endurecimiento de la emulsión.

a) La reducción: La reducción química de los granos de bromuro de plata expuestos consiste en convertirlos en granos de plata metálica, los cuales ya son visibles.

b) La activación: La función del activador es suavizar y esponjar a la emulsión para que los agentes reductores puedan penetrar y alcanzar a los granos expuestos.

c) La moderación: Esta función consiste en moderar la rapidez con que se ejecuta el revelado.

d) La preservación: Los agentes químicos que llevan a cabo esta función preservan de oxidación a los agentes reductores como consecuencia de estos con el aire.

e) El endurecimiento: La función de estas sustancias químicas es retrasar el esponjamiento de la emulsión. Este tipo de sustancias son muy necesarios en las reveladoras automáticas en las que las películas se transportan vía rodillos.

#### **Fijado.**

Después de pasar por el revelador la película se transporta a un segundo tanque. Este tanque contiene la solución fijadora. El fijador es una mezcla de varias sustancias químicas cuyas funciones son: neutralizar, limpiar, preservar y endurecer.

a) La neutralización: Cuando la película se retira del revelador, el revelado continúa debido al revelador que absorbió la emulsión; por lo tanto es necesario detener esta acción para prevenir un sobrerivelado, lo cual causaría un velo sobre la película.

b) La limpieza: El fijador también retira de la película a los granos de bromuro de plata que no fueron expuestos, los cuales se disuelven en el fijador. La plata que se acumula en el fijador puede ser recuperada.

c) La preservación: En el fijador existen agentes que preservan finalmente a la emulsión.

d) El endurecimiento: Los agentes endurecedores contraen y endurecen a la emulsión. (recordar que antes se esponjó).

#### **Lavado.**

Después del fijado de la película se lava para quitar los residuos del fijador. Es importante lavar bien la película, de lo contrario algunas sustancias contenidas en el fijador pueden reaccionar al contacto con el aire y oscurecer la imagen con el

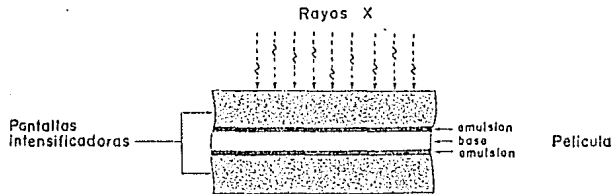
tiempo.

Secado.

El último paso en el proceso del revelado es secar la película mediante el paso de ésta por una cámara donde fluye aire caliente.

#### 4.2.3 PANTALLA INTENSIFICADORA.

En radiodiagnóstico, el receptor de imagen consiste en una película montada en un cassette o chasis que la pone en contacto con una o dos pantallas intensificadoras, tal como se muestra en la Figura 4.13.



*Fig. 4.13: Receptor de imagen formado por una combinación película - pantallas intensificadoras.*

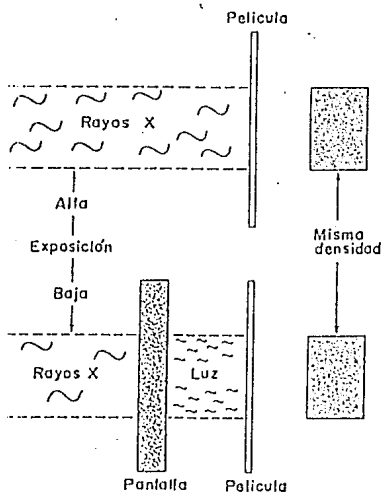
Las funciones que desarrollan las pantallas intensificadoras son las siguientes:

La primer función es absorber los Rayos X que se transmiten a través del cuerpo del paciente. La pantalla intensificadora ideal absorbería todos los Rayos X que incidieran sobre ella, desgraciadamente las pantallas intensificadoras reales no tienen el espesor suficiente para absorber a todos los fotones que les alcanzan. Desgraciadamente también cuando se incrementa el espesor de las pantallas con objeto de mejorar su poder de absorción la calidad de la imagen se ve disminuida.

En la mayoría de los casos no se logra absorber una parte significativa de los Rayos X que inciden sobre la pantalla alcanzando la película. Esta radiación es indeseable ya que no contribuye a la formación de la imagen. La eficiencia en cuanto a absorción se refiere para la mayoría de las pantallas se encuentra entre el 20 y el 70%. La eficiencia de la pantalla es influenciada por tres factores: El material con el que está fabricada la pantalla, el espesor de la pantalla y el espectro de energía de los fotones incidentes.

La segunda función de las pantallas intensificadoras es convertir a los Rayos X absorbidos en luz. Este es un proceso de

fluorescencia, el cual es similar al que sucede con los Rayos X característicos sólo que en este caso el fotón resultante es de menor energía, de tal manera que estos fotones corresponden a fotones de luz visible. La Figura 4.14 muestra lo anterior. En la pantalla intensificadora la fluorescencia proporciona luz visible cuando ésta se expone a Rayos X. De esta manera se puede concebir a las pantallas como convertidores de energía, es decir se le entregan fotones de alta energía y ella los convierte en fotones de baja energía. La eficiencia en este renglón se encuentra entre el 5 y el 20%. Este porcentaje es la eficiencia de conversión de la pantalla y depende del material usado para fabricarla.



*Fig. 4.14: Conversión de Rayos a X a luz visible en una pantalla intensificadora.*

Aunque la cantidad de energía de la luz emitida por una pantalla es mucho menor que la energía entregada por los Rayos X a la pantalla esta energía en forma de luz es más eficiente para formar a la imagen debido a que se encuentra repartida en un mayor número de fotones. Si se tuviese una eficiencia de conversión del 5%, entonces un fotón de 50 keV podría producir 1,000 fotones azules o verdes cuya energía es de 2.5 eV, aproximadamente, para cada uno.

La tercera función de la pantalla es reducir la exposición. Ya que la película es más sensible a la luz que a los Rayos X, será posible someter al paciente a una exposición menor si se usa una

pantalla intensificadora. Para formar una imagen la película radiográfica convencional necesita ser irradiada con Rayos X con valores para la exposición de entre 50 y 150 mR. Cuando la película se combina con una pantalla intensificadora se necesita una exposición entre 0.1 y 10 mR, dependiendo del tipo de pantalla y película que se estén usando.

#### **Sensibilidad del receptor de imagen.**

La sensibilidad de un receptor de imagen, tal como una combinación pantalla - película, está expresada en términos de la exposición requerida para producir una densidad óptica en la película de 1 unidad por encima de la base + neblina. Algunos fabricantes en lugar de marcar la sensibilidad de la pantalla dan los valores de la velocidad tales como 100, 200, 400, etc. La escala de velocidades compara los requerimientos de exposición relativa de diferentes sistemas receptores con respecto a un sistema que se le asigna arbitrariamente una velocidad de 100; es decir, que la velocidad sólo es una medida comparativa entre las diferentes combinaciones de pantalla - película existentes en el mercado. Existe una relación aproximada entre la sensibilidad y la velocidad, dada por la expresión:

$$\text{Sensibilidad (mR)} = 128/\text{velocidad}$$

Así, un receptor con una velocidad de 100 requiere de 1.28 mR para producir una densidad de 1 sobre la base + la neblina.

#### **Características de la pantalla.**

Como se mencionó las características principales de las pantallas son el material de que están hechas, las características espectrales y su espesor.

#### **Materiales.**

El material que hasta hace poco era el más utilizado para fabricar las pantallas era el tungstato de calcio. Recientemente se han desarrollado materiales cuyos componentes principales son tierras raras como el lantano y el gadolinio, sin embargo el elemento más usado es el bario, algunos de los materiales son: el sulfato de bario con plomo, el sulfato de bario con estroncio, el fluorocloruro de bario, el oxisulfuro de itrio, el oxibromuro de lantano, el oxisulfato de lantano, el oxisulfato de gadolinio, etc.

Cada compuesto contiene un elemento que es buen absorbedor de Rayos X. La probabilidad de que haya absorción de los Rayos X es mayor cuando la energía del Rayo X es ligeramente mayor que la energía de amarre de la capa K de los átomos del material absorbedor (efecto fotoeléctrico), energía que depende del número atómico del material absorbedor.

El tungstato de calcio contiene como material absorbedor al tungsteno cuya energía de amarre en la capa K es de 69.4 keV. Como una buena parte de los fotones en un estudio radiográfico tienen energías menores que este valor el tungstato de calcio está bastante limitado para absorberlos, es por eso que en la actualidad es más usual encontrar pantallas a base de los elementos ya mencionados, ya que la energía de amarre para la capa K de estos elementos queda por debajo de la energía de la mayoría de los fotones que se producen en un estudio radiográfico, lo que incrementa la probabilidad de interacción de los Rayos X y por tanto de su posible absorción.

### Características Espectrales.

Los elementos restantes en la pantalla contribuyen a las propiedades fluorescentes del material. Cada compuesto produce luz de un color característico de cada material. La luz que se produce en las pantallas es luz azul o verde. Esto es muy importante al utilizar las pantallas ya que se deben usar pantallas emisoras de luz de alguno de estos colores en combinación con película cuya sensibilidad sea mayor para luz de ese mismo color, de lo contrario la sensibilidad de la combinación se verá fuertemente reducida.

### Espesor.

La selección de la pantalla presupone un compromiso entre la exposición y la calidad de la imagen. Esto se muestra en la Figura 4.15. Las pantallas delgadas absorben una fracción relativamente pequeña de los Rayos X incidentes, mientras que las pantallas gruesas absorben una fracción mayor, por lo que requieren de una exposición menor para producir la misma densidad óptica en la película. Desgraciadamente, al aumentarse el espesor de la pantalla se disminuye la resolución en la imagen.

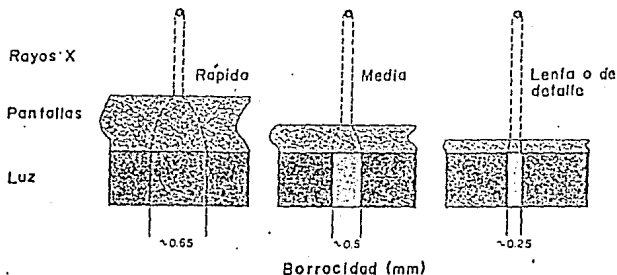


Fig. 4.15: Efecto del espesor de la pantalla en la definición de la imagen.

## Resolución de la Imagen.

El efecto más relevante de las pantallas intensificadoras en la calidad de la imagen es que disminuyen la resolución de la imagen, esto es, crean zonas donde la imagen es borrosa. Lo anterior se observa claramente en la Figura 4.15 ya que la pantalla produce fotones con mayor dispersión que los fotones incidentes. El grado de disminución en la resolución de la imagen está relacionado, como se puede ver, con el espesor de la pantalla.

Para hacer la selección de una pantalla para un determinado estudio clínico debe tenerse en cuenta el compromiso entre menor exposición al paciente y la calidad de la imagen o dicho de otra manera entre la sensibilidad de la combinación película-pantalla (velocidad) y la mejor resolución de los detalles. Las pantallas que producen la máxima visibilidad del detalle generalmente tienen poca eficiencia en la absorción de la radiación (sensibilidad) y requieren de una mayor exposición al paciente. Contrariamente, las pantallas que tienen gran sensibilidad no proporcionan una buena definición de la imagen.

### Contacto Película - Pantalla.

Si la película y la pantalla intensificadora no hacen buen contacto, la luz se dispersará, tal como se muestra en la Figura 4.16, produciéndose zonas borrosas en la imagen. Esta es una condición anormal que se llega a producir cuando el cassette está defectuoso y no alcanza a presionar en forma adecuada toda el área que involucran la película y el cassette. Este mal contacto entre película y pantalla sólo se presenta generalmente en ciertas áreas de la película.

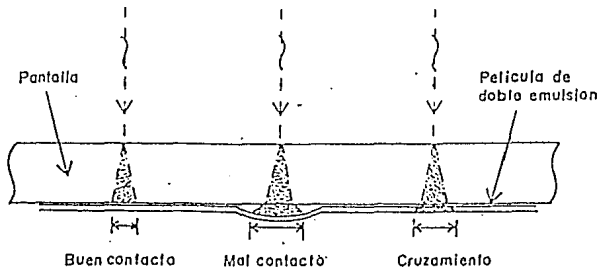


Fig. 4.16: La pantalla intensificadora como fuente de disminución en la resolución de la imagen.

### Cruzamiento (Crossover).

Si la emulsión de la película no absorbe completamente la luz



emitida por la pantalla, la luz atravesará la base de la película y expondrá a la emulsión del otro lado. Cuando la luz atraviesa la base de la película sufre dispersión, causando que la imagen sea borrosa. Algunas películas están diseñadas para minimizar este efecto, el cual puede ser disminuido colocando una capa de algún material que absorba la luz emitida por la pantalla entre la emulsión y la base o diseñando la emulsión de tal manera que se incremente la absorción de la luz cuya longitud de onda sea la misma que entregue la pantalla intensificadora.

**Artefactos.**

Los artefactos se definen como estructuras o rasgos en una imagen que, en general, han sido introducidos por el propio equipo y no existen en el paciente.

Las pantallas intensificadoras son especialmente buenas fuentes de origen de artefactos. Estos pueden ser producidos por roturas, manchas y objetos extraños depositados sobre la pantalla, tales como cabellos, polvo, cenizas de cigarro, etc.

Por lo anterior las pantallas intensificadoras deben limpiarse periódicamente de acuerdo a las instrucciones dadas por el fabricante.

**4.2.4 REJILLA PARA ELIMINACION DE LA RADIACION DISPERSA.**

En la mayoría de los casos, la forma más efectiva y práctica de deshacerse de una buena parte de la radiación dispersa es el utilizar una rejilla (conocida como bucky). La rejilla se coloca entre el cuerpo del paciente y el receptor, tal como se muestra en la Figura 4.17.

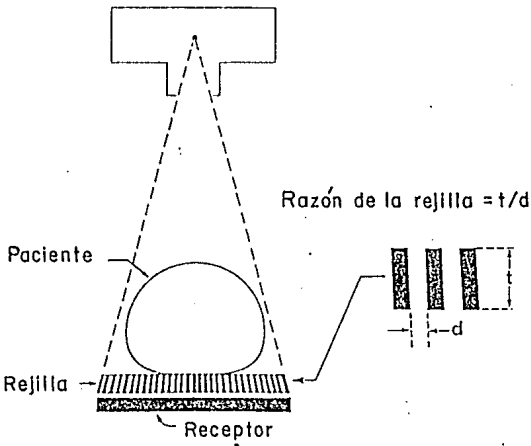


Fig. 4.17: Colocación de la rejilla.

La rejilla está construida a base de bandas alternadas de un material absorbente de Rayos X, tal como el plomo, e interespacios con material de relativamente baja absorción de Rayos X, tal como el carbón, el aluminio o el plástico. Bajo condiciones normales de operación, las bandas de la rejilla están alineadas con la dirección del haz primario de radiación. En la mayoría de las rejillas, las bandas están alineadas y anguladas con respecto a un punto específico en el espacio; a este tipo de rejilla se les conoce como rejillas enfocadas. Aquí debe tenerse cuidado de que el punto focal de la rejilla coincida con el la mancha focal del tubo de Rayos X, que es la fuente del haz primario de radiación. (En una rejilla no enfocada, los interespacios y las bandas son paralelos y no están enfocados a ningún punto en el espacio.) Debido a que la dirección del haz primario está alineada con la rejilla, la mayor parte de la radiación primaria pasa a través de ella por los interespacios sin chocar contra las bandas absorbentes, mientras que la radiación dispersa sale del cuerpo del paciente en direcciones diferentes que aquélla del haz primario, como se muestra en la Figura 4.18. Ya que, en general, la radiación dispersa no está alineada con las bandas absorbentes de la rejilla, una gran parte de esta radiación es absorbida por la rejilla.

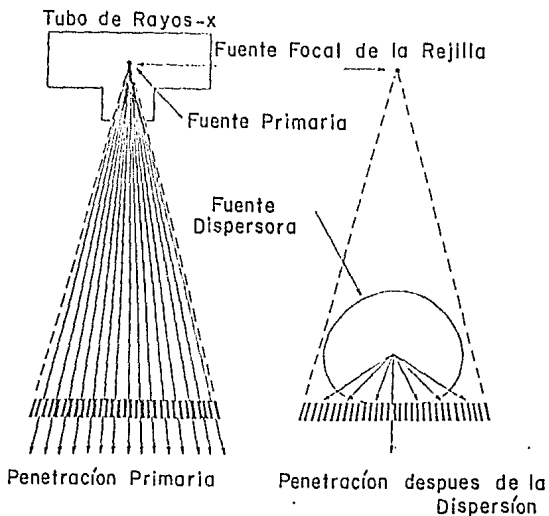


Fig. 4.18: Funcionamiento de la rejilla.

La rejilla ideal debería absorber toda la radiación dispersa y permitir que toda la radiación proveniente del haz primario de Rayos X continuara su camino y llegara al receptor. Desafortunadamente, como siempre sucede, no existe ninguna rejilla

ideal, de tal forma que todas las rejillas absorben parte del haz primario y dejan pasar parte de la radiación dispersa.

Las características de la radiación dispersa que penetra están determinadas por las dimensiones de las bandas absorbentes y los interespacios. Las dimensiones importantes se muestran en la Figura 4.17. La altura de las bandas ( $t$ ), es el espesor de la rejilla y mide normalmente entre 2 y 5 mm. Otra dimensión importante es el ancho del interespacio ( $d$ ). Esta dimensión varía con el diseño de la rejilla, pero generalmente mide entre 0.25 y 0.4 mm. Con respecto al funcionamiento de la rejilla, la variable importante es el cociente de estas dos dimensiones, denominado razón de rejilla ( $r$ ); de tal forma que  $r = t/d$ . La mayoría de las rejillas tienen razones que varían de 5:1 a 16:1. La selección de la rejilla con la razón apropiada para un examen dado, involucra considerar un gran número de factores. Aunque las rejillas de razones altas eliminan más radiación dispersa, éstas tienden a incrementar la dosis al paciente, ya que se necesita de haces más intensos para que el número de fotones que logren llegar al receptor sea el adecuado, y por lo tanto también se incrementa la carga dada al tubo de Rayos X, por lo que el desgaste del blanco es mayor, además de necesitarse mayor exactitud en su colocación.

#### Artefactos.

Los artefactos se definen como estructuras o rasgos en una imagen que, en general, han sido introducidos por el propio equipo y no existen en el paciente.

Como la rejilla está localizada entre el paciente y el receptor de imagen, siempre existe la posibilidad de que ésta interfiera con la formación de la imagen. Esta interferencia puede ser en forma de líneas en la película, o atenuación anormal de la radiación en ciertas partes del campo.

En general la aparición de líneas, producidas por la rejilla, en la imagen depende del espesor de las bandas y de los interespacios. Esto se especifica en términos del número de bandas o líneas por unidad de longitud, que normalmente fluctúan entre 24 a 44 líneas por cm. En caso de tenerse rejillas con una mayor densidad de bandas el efecto se desvanece.

Para evitar este efecto, el método más utilizado es atenuar la imagen de estas líneas en la película moviendo la rejilla durante la exposición. Bajo este método la rejilla se mueve a ángulos rectos con respecto a la dirección de las líneas. La velocidad con que se mueve la rejilla determina el mínimo tiempo de exposición que no producirá líneas.

El movimiento de la rejilla durante la exposición también ayuda a eliminar patrones en la imagen creados por el espaciado irregular de las bandas.

Como ya se mencionó el objetivo primordial de la rejilla es

eliminar la radiación que no está alineada con los interespacios. Además es deseable que los Rayos X que componen el haz primario de radiación y que provienen de la mancha focal pasen a través de la rejilla con un mínimo de absorción. Lo anterior será óptimo sólo cuando la mancha focal del tubo de Rayos X coincida con el punto focal de la rejilla. Si estos dos puntos no coinciden, la dirección del haz primario de radiación no será la adecuada para penetrar por los interespacios de la rejilla en diferentes áreas del campo. Esta situación se muestra en la Figura 4.19.

Como puede verse en la Figura 4.19 pueden existir dos formas de desalineación de la rejilla, una lateral y otra vertical, o una combinación de las dos.

La desalineación lateral ocasiona que el haz primario no coincida en ninguna parte con los interespacios y por lo tanto la penetración del haz se verá reducida en todo el campo. La reducción en la penetración dependerá de la magnitud de la desalineación lateral y la razón de la rejilla.

La desalineación vertical no altera la penetración en el centro de la rejilla, pero la disminuye en las áreas cercanas a los bordes.

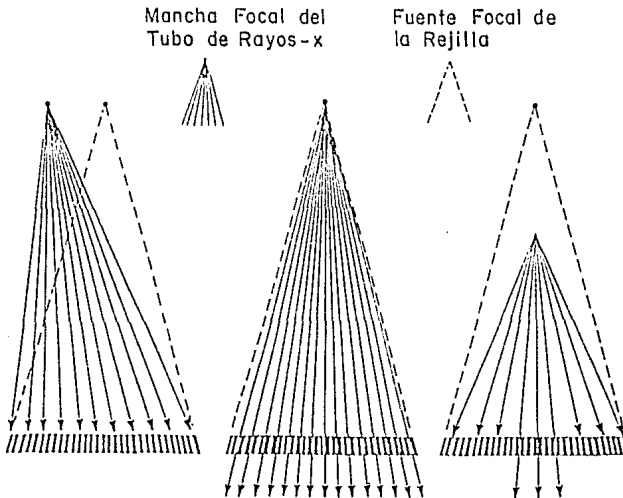


Fig. 4.19: Desalineación de la rejilla

Las rejillas enfocadas indican la distancia focal, la cual debe ser tomada en cuenta a la hora de la colocación de la rejilla para evitar este tipo de artefactos.

## CAPITULO V

### CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNOSTICO UTILIZANDO ELEMENTOS DE PRUEBA

Se entiende como Control de Calidad a una serie de procedimientos técnicos que aseguran la producción satisfactoria de un producto (OPS, 1984).

En el caso del radiodiagnóstico el producto será una imagen que refleje fielmente las estructuras internas de un paciente, tal que el médico pueda dar un diagnóstico clínico con toda certeza.

Los objetivos que debiera perseguir un programa de control de calidad en un equipo de radiodiagnóstico son:

- a) Obtener imágenes con la calidad suficientemente elevada para que en todos los casos se proporcione una información diagnóstica adecuada.
- b) Reducir la exposición a la radiación al paciente, reduciendo con esto cualquier riesgo.
- c) Reducir los costos por imagen al minimizar el número de imágenes rechazadas.
- d) Aumentar la vida útil del equipo de radiodiagnóstico, al incrementar la eficiencia de éste, ya que se necesitarán menos exposiciones para obtener un número dado de imágenes.

El presente trabajo sólo se limita a los equipos de Rayos X de diagnóstico convencionales, por lo que solamente se tratarán procedimientos de control de calidad para las componentes de estos equipos, así como algunos equipos y accesorios asociados.

Los equipos de Rayos X convencionales cuentan con varios sistemas, los cuales pueden variar en sus características a través del tiempo. Para producir una simple radiografía el kilovoltaje, el miliamperaje, el tiempo de exposición, la filtración del haz, el tamaño de la mancha focal, la rejilla antidispersora (tipo, uniformidad y alineación), las pantallas intensificadoras, los cassettes, la película, las condiciones del cuarto oscuro, el proceso de revelado y los químicos, por mencionar los sistemas y elementos más importantes, deben funcionar adecuadamente o de lo contrario la imagen final será clínicamente inaceptable. Por lo anterior es necesario asegurarse de que cada elemento en esta cadena funcione correctamente para conseguir una imagen adecuada, por lo que deben medirse y controlarse todas y cada una de estas variables.

Es recomendable, que al iniciar un programa de control de calidad se tenga una bitácora por equipo, es decir, una libreta donde se deberá anotar todo lo relacionado a éste, por ejemplo: cambio de refacciones, reparaciones, resultados de las pruebas de control de calidad, etc.

## 5.1 KILOVOLTAJE (kVp).

El voltaje pico con que funciona un equipo de Rayos X es, quizá, uno de los parámetros más importantes a medir, ya que de él depende fuertemente la calidad del haz, la exposición al paciente y el contraste y densidad de la película. Desviaciones tan pequeñas en el valor del voltaje como pueden ser 2-3 kV pueden afectar significativamente la densidad, pero variaciones aún mayores pueden afectar el contraste de la imagen. Por si esto fuera poco, una mala calibración de los valores del kilovoltaje puede ocasionar una sobreexposición al paciente.

Existen varios métodos para medir este parámetro agrupados en métodos invasores y métodos no invasores.

El método invasor lo realizan los ingenieros de servicio y consiste en medir directamente a la salida de la fuente de alto voltaje el voltaje que ésta está entregando. Este método es el más exacto pero así mismo resulta ser el que más riesgo involucra para llevarlo a cabo.

Los métodos no invasores más conocidos son los desarrollados por Ardran y Crooks (Ardran, 1968), y por Stanton (Stanton, 1966), del cual una modificación es la que se presenta en este trabajo, así como sistemas electrónicos recientemente desarrollados. Estos métodos no invasores presentan una incertidumbre de  $\pm 3$  kV, aunque los electrónicos llegan a tener una incertidumbre de  $\pm 2\%$  con una reproducibilidad de  $\pm 0.5$  kV.

El método de Ardran y Crooks, así como el de Stanton requieren de la exposición, procesamiento y lectura de las densidades ópticas obtenidas en una película.

El método directo suele dar valores para el kilovoltaje que se alejan entre 2 y 5 kV por arriba de los valores encontrados por los métodos indirectos o no invasores. Esto no representa ningún problema si después de calibrar directamente a la máquina se utiliza un método no invasor para verificar la reproducibilidad del equipo así como para obtener un valor de referencia. También, se puede obtener una curva de calibración que nos indique el voltaje real medido directamente vs el voltaje medido con el sistema no invasor.

Es recomendable efectuar la calibración del equipo para el intervalo de valores de kVp que normalmente se utilizan con objeto de disminuir la incertidumbre en los valores que se encuentran en

dicha región.

Existen diversas recomendaciones en cuanto a las tolerancias. En este trabajo se aceptará el criterio de aceptación, criterio que sugiere la conveniencia, o no, de continuar laborando bajo ciertas condiciones. Este criterio indica que el valor del kilovoltaje nominal (el mostrado en la consola de control) no deberá diferir con el medido en  $\pm 4$  kVp (USDHHS, 1983).

El kilovoltaje deberá verificarse cuando se tema que el generador de Rayos X no está funcionando bien, después de cualquier servicio o reparación en la fuente de alto voltaje y al menos una vez al trimestre.

## 5.2 TIEMPO DE IRRADIACION.

Otra de las cantidades muy importantes a ser medidas es el tiempo de irradiación ya que es uno de los factores que más influye en la densidad óptica de la imagen. Normalmente las variaciones que se tienen en esta cantidad son independientes de otros factores tales como el kilovoltaje y el miliamperaje.

El método de medición directo o invasor consiste en medir la duración de los pulsos de salida del generador con ayuda de un osciloscopio.

El tiempo de irradiación puede medirse con un gran número de elementos de prueba. Entre ellos se encuentra un círculo blindado con una ranura conectada mecánicamente en su centro con la flecha de un motor síncrono (Cameron, 1991). Así mismo existen equipos electrónicos para este fin, algunos de ellos pueden medir no sólo la tasa de exposición sino además el tiempo que dura la irradiación.

<i>Tiempo de irradiación (s)</i>	<i>Criterio de aceptación.</i>
1/5	200 $\pm$ 8 ms
1/10	100 $\pm$ 8 ms
1/20	50 $\pm$ 0 ms
1/30	33 $\pm$ 0 ms

Tabla 5.1: Límites de control para el tiempo de irradiación en equipos monofásicos.

Todos los equipos de Rayos X deberían ser capaces de dar tiempos de irradiación con una incertidumbre de  $\pm 5\%$ , para tiempos

superiores al mínimo tiempo de exposición de que se dispone en la máquina. Sin embargo, los equipos monofásicos presentan un problema, ya que el tiempo mínimo de irradiación es de 8.3 milisegundos, y la mayoría de estos equipos no pueden dar por terminada la irradiación cuando un pulso se encuentra a medias. Para este caso en la Tabla 5.1 se sugieren algunos límites (NCRP, 1988).

Se sugiere que se realicen verificaciones al reloj del equipo cuando se tema que éste no está funcionando adecuadamente y al menos una vez cada seis meses.

### 5.3 COINCIDENCIA DE LOS HACES LUMINOSO Y DE RADIACION.

Con objeto de que el técnico radiólogo pueda colocar de manera adecuada la parte del paciente que será radiografiada, sin estar expuesto al haz de Rayos X, existe en las máquinas de radiodiagnóstico un haz luminoso. Este haz debe coincidir en sus límites con el haz de Rayos X. Es importante también asegurar que los colimadores estén colocados de tal manera que se aproveche el área máxima de la película y para asegurar que el tamaño del campo no sea significativamente mayor que el área de la película. Además el sistema de colimación debe permitir tamaños de campo pequeños y grandes.

Existen muchos accesorios y técnicas disponibles para este tipo de prueba; desde el uso de nueve monedas, hasta patrones especiales. En este trabajo se adoptará la prueba que se realiza con 9 monedas (USDHHS, 1983).

El criterio de aceptación para la coincidencia entre el haz luminoso y el de radiación es de  $\pm 2\%$  la distancia fuente-imagen, tanto en el largo como el en el ancho de dicho campo (NCRP, 1988).

Cabe mencionar que el criterio de aceptación para la distancia fuente-imagen es de  $\pm 2\%$  (NCRP, 1988).

Esta prueba se debe realizar cada 2 meses, después de reparaciones que puedan afectar el campo de luz (como cambiar el foco) y cuando se sospeche que algo anda mal.

### 5.4 ALINEACION DEL HAZ DE RAYOS X.

Para evitar problemas de centrado, el eje del haz de Rayos X debe ser perpendicular al receptor de imagen y a la mesa de tratamiento, la cual deberá estar a su vez paralela al receptor de imagen. La máxima desviación permitida, entre la normal a la mesa y el eje central del haz a un metro de distancia entre el foco y el receptor de imagen, es de  $3^\circ$  (RMI).



## 5.5 TAMAÑO DE LA MANCHA FOCAL.

El tamaño de la mancha focal afecta la calidad final de la imagen. Si la mancha focal es muy grande, la calidad de la imagen se verá deteriorada; si es demasiado pequeña, el tiempo de irradiación se verá aumentado hasta el punto en que los movimientos naturales del paciente serán un problema. Por consiguiente, es importante seleccionar la mancha focal apropiada desde un principio y verificar que el tamaño de ésta cumple con las especificaciones dadas por el fabricante.

Tamaño Nominal (mm)	Mancha Focal: Dimensiones máximas	
	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

Tabla 5.2: Tolerancias en las dimensiones de la mancha focal.

La National Electrical Manufacturer's Association (NEMA) recomienda el uso de la "cámara perforada" (Pinhole Camera, Ver sección 4.1.4), la cual consiste en una placa metálica perforada sobre un soporte, el tamaño de la perforación es mucho menor que el tamaño de la mancha focal. Si se toma una imagen de esta cámara se obtendrá una imagen de la mancha focal a partir de la cual se puede calcular el tamaño de ésta, (Young, 1983).

Otro método consiste en utilizar un patrón conocido como "patrón estrella" (star pattern), para el cual se necesita obtener una

imagen del patrón y reconocer el diámetro del área a partir de la cual la imagen es borrosa, (Young, 1983).

El método que se adoptó en este trabajo fué el del patrón de barras, que es similar al anterior. Este patrón contiene once grupos de barras, cada grupo consta de seis barras ordenadas en dos conjuntos de tres, cada conjunto es perpendicular al otro. Este método se basa también en obtener una imagen del patrón y observar a partir de cual grupo de barras la imagen ya no es posible de resolver (Cameron, 1991).

Esta prueba se recomienda esencialmente como una prueba de aceptación del equipo. Las tolerancias en el tamaño de la mancha focal, se dan en la Tabla 5.2 (NCRP, 1988).

## 5.6 REJILLA PARA ELIMINACION DE LA RADIACION DISPERSA.

Como se mencionó en la sección 4.2.4 las rejillas antidispersoras están diseñadas para ser utilizadas a una distancia foco-rejilla determinada. Además, para que funcione correctamente la rejilla, su centro debe estar perfectamente alineado con el eje central del haz de radiación. Un error que se llega a cometer con cierta frecuencia es colocar la cara de la rejilla que debería ver hacia el tubo, hacia abajo.

En lo referente a la alineación de la rejilla, este parámetro se vuelve más crítico para las rejillas cuya razón es 12:1, 16:1, o mayor. La desalineación de la rejilla, normalmente se manifiesta por la aparición en la imagen de bandas anchas de densidad óptica reducida o por una fuerte disminución de la densidad óptica de la imagen del centro hacia las orillas, siendo la disminución de la densidad perpendicular a las bandas absorbentes que forman a la rejilla. Algo similar se puede observar si la rejilla no está colocada a la distancia fuente-imagen correcta o si está "boca abajo". Para determinar la posición de la rejilla se utiliza una placa metálica perforada; si la rejilla está bien colocada la densidad óptica obtenida en la perforación central deberá ser máxima y las densidades de las perforaciones adyacentes deberán ser simétricas. En caso contrario deberán graficarse los resultados para estimar dónde se localiza la densidad óptica máxima. Si ésta se encuentra a una distancia mayor que 2.5 cm del centro deberá ajustarse la colocación de la rejilla, verificando que la rejilla se encuentre a la distancia foco-rejilla para la que fue diseñada, (Cameron, 1991) y (NCRP, 1988).

Se recomienda verificar la alineación de la rejilla en forma anual o cuando alguna reparación pudiera afectar la posición de la rejilla con respecto al eje central del haz.

## 5.7 CONTACTO PELICULA PANTALLA INTENSIFICADORA.

Un aspecto importante pero a menudo menospreciado del control de calidad en radiodiagnóstico es la inspección regular de los cassettes para verificar que existe buen contacto entre la película y la pantalla intensificadora así como la integridad física de la pantalla.

El contacto entre la película y la pantalla intensificadora determina cuán fino puede ser el detalle con el que se obtenga la imagen del objeto o paciente bajo estudio. Un mal contacto reduce la calidad de la imagen obtenida.

La prueba convencional para este tipo de situaciones es radiografiar una lámina perforada o una malla de alambre. Las áreas donde el contacto es malo se verán con la imagen de las perforaciones borrosa. Esto se apreciará mejor si la imagen se ve a través de un negatoscopio y a una distancia aproximada de 1 metro, (Cameron, 1971), (NCRP, 1988) y (RMI).

Los cassettes que no resuelvan adecuadamente la imagen y produzcan zonas borrosas ya sea en el área central o en grandes áreas periféricas, debido a un contacto pobre entre la película y la pantalla, así como los que presenten deterioro en las pantallas, deberán ser retirados del servicio.

Se recomienda que este tipo de pruebas se haga en forma anual.

## 5.8 PROCESO DE REVELADO DE LA PELICULA.

El objetivo del control de calidad en la procesadora es probar a ésta y sus químicos con el mismo tipo de película ( la cual se expone con una fuente de luz constante) que normalmente se usa en el servicio de radiodiagnóstico.

La mejor manera de efectuar control de calidad en una procesadora es revelar una película fresca expuesta con un sensitómetro (que da cantidades de luz constantes) y después leerla con un densitómetro (que lee la densidad óptica).

Después de leer la película con el densitómetro, se observará el valor de la densidad óptica de la base + neblina, los números de escalón que corresponden a las densidades ópticas de aproximadamente 1 y 2 por arriba del valor de la base + neblina. Estos valores se registrarán en una gráfica de D.O. vs tiempo (en días).

Para películas del mismo tipo se establecen límites superiores e inferiores para las tres densidades ópticas mencionadas. Para la base + neblina solamente se tolerará que aumente su valor en + 0.5

unidades de densidad óptica, mientras que para los otros dos valores de la densidad obtenidos se permite una variación de  $\pm 0.1$  unidades.

Como la emulsión de las películas varía de lote a lote, de tal forma que se superen los valores de tolerancia, debe conservarse al menos una caja de película exclusiva para control de calidad, de tal forma que al menos dure para un mes de pruebas y al utilizar la última de estas películas es necesario comparar los resultados con una película el nuevo lote que se va a utilizar para determinar los cambios pertinentes en los niveles de operación y tolerancia.

Esta prueba deberá efectuarse diariamente al comienzo de la jornada, dándole tiempo a la procesadora de que la temperatura del revelador se estabilice (Cameron, 1991) y (RMI).

## CAPITULO VI

### DISEÑO Y CONSTRUCCION DE ELEMENTOS DE PRUEBA PARA EL CONTROL DE CALIDAD

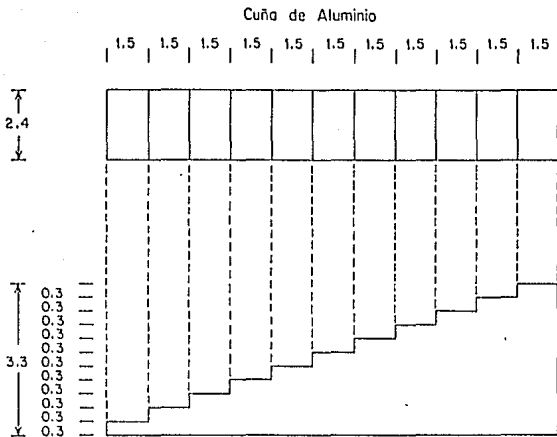
En este capítulo se describirá cada uno de los elementos de prueba que se diseñaron y contruyeron, así como la manera de utilizarlos. Ejemplos de su uso y resultados al efectuar pruebas de control de calidad en equipos de radiodiagnóstico que se encuentran operando en hospitales mexicanos se muestran en el capítulo siguiente.

#### 6.1 PRUEBA DEL KILOVOLTAJE.

El diseño del elemento de prueba que se fabricó para realizar esta prueba se basa en las diferencias de atenuación de los Rayos X, para un mismo valor del kilovoltaje, al pasar por diferentes espesores de un material dado. en este caso aluminio con una capa de espesor constante de cobre, obteniéndose, al ser expuesto al haz de Rayos X, diferentes densidades ópticas en su imagen. Para abatir la dependencia de otro tipo de parámetros, tales como las condiciones durante la exposición al haz de Rayos X y el revelado, se hace una comparación de las densidades ópticas obtenidas para el aluminio con cobre, con la densidad óptica, obtenida durante la irradiación simultánea, de un material de referencia de espesor constante, en este caso polietileno.

La cuña, que es como se le denomina a este elemento, consiste en una "escalera" de aluminio, con diferencias de 3 mm de espesor en cada paso, contando con 11 pasos. Cada paso mide 2.4 X 1.5 cm, lo que da un área suficiente para leer la imagen del paso con la ayuda de un "densitómetro". Esto se muestra en la Figura 6.1. En la base de la cuña se encuentra pegada una lámina de cobre de 0.13 mm de espesor, la que servirá como atenuador extra para obtener en la imagen de la cuña densidades ópticas adecuadas (1-3 unidades).

El bloque de polietileno que dará la imagen que servirá como referencia mide 20.5 X 5.7 X 2 cm y se colocará a un costado de la cuña, separado de ésta por una lámina de plomo de 1 mm de espesor, la cual tiene como función evitar que la radiación dispersa que se produce al interactuar el haz de Rayos X con el bloque de polietileno incida sobre la cuña adulterando la densidad óptica de la imagen.



Acotaciones en cm.

No a escala.

Fig. 6.1: Cuña de aluminio.

### 6.1.1 DISEÑO.

El diseño de la cuña se plantea en función de que el kilovoltaje aplicado al tubo además de la filtración añadida a la salida del haz de Rayos  $\lambda$ , entrega un haz con un cierto espectro de energía, para el cual se tiene una energía promedio. Es decir, podemos calcular un valor para la energía de los fotones tal que fuera como si todos los fotones salieran con esa energía. Este haz se hace incidir sobre un material cuyo coeficiente de atenuación para esa energía así como su espesor son conocidos. Lo anterior permite calcular la fracción del haz que fué atenuada gracias a la relación 3.1:

$$I/I_0 = e^{-\mu x} \quad 3.1$$

Esta expresión exponencial se utilizó para seleccionar al material con el que se fabricaría la cuña, para lo cual se pensó en tres materiales en primera instancia: estos fueron cobre, latón y aluminio. Se pensó en ellos por la facilidad con que se encuentran comercialmente. En una segunda instancia fue desechado el latón, ya que existen diferentes aleaciones con distintas proporciones de cada elemento que llevan el mismo nombre, lo que creaba una gran incerteza en los coeficientes de atenuación que se debían utilizar.

Con respecto al cobre y al aluminio se calcularon teóricamente, a partir de la ecuación 3.1, los espesores necesarios para la cuña, para diferentes valores de potencial máximo aplicado al tubo. Estos espesores debían estar de acuerdo con la atenuación

provocada por el espesor del material de referencia, es decir, que el grosor de la cuña debe producir la misma atenuación que el material de referencia, que, en base a las recomendaciones dadas por Stanton. (Stanton, 1966), podía ser un bloque de polietileno de 6 cm de espesor. Lo anterior, se realizó para tres valores de la energía.

En el artículo de Stanton, (Stanton, 1966), se recomienda utilizar al polietileno como material de referencia debido a que su coeficiente de atenuación varía menos con respecto a la energía en la región de interés (50-150 keV) que el del cobre o el aluminio. Como puede verse en la Figura 6.2 el hidrógeno sería el mejor elemento para servir de referencia.

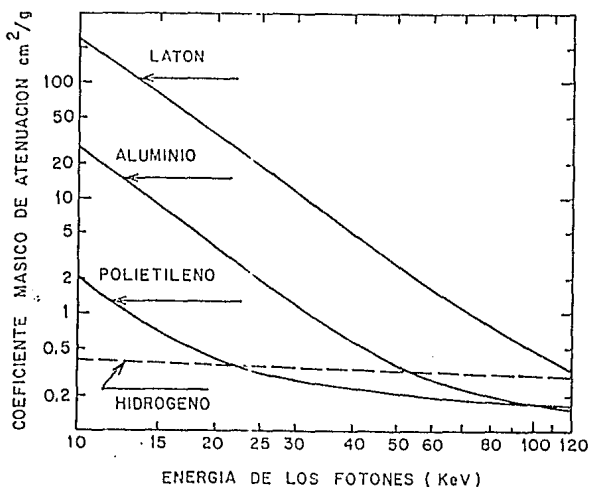


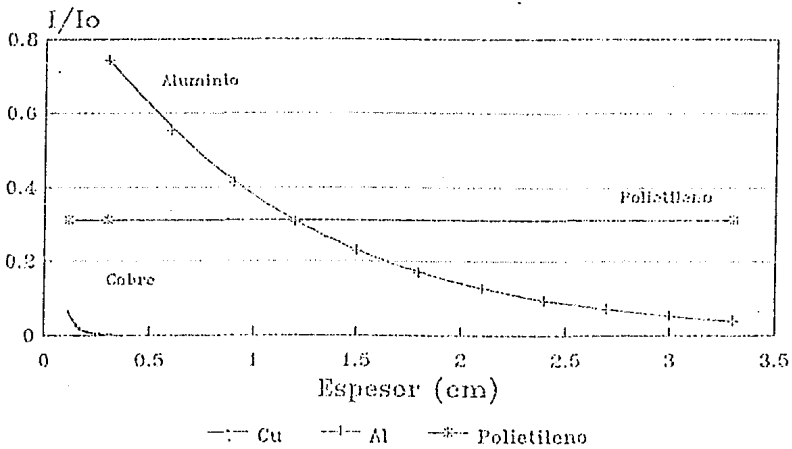
Fig. 6.2: Coeficientes másicos de atenuación para algunos materiales de interés. (Tomado de Stanton, 1966).

NOTA: En (Stanton, 1966), la ordenada aparece como el coeficiente másico de absorción de energía. Al compararse con los resultados dados en (Attix, 1986) se comprobó que en realidad se grafica el coeficiente másico de atenuación, que es como aparece en la Figura.

Como puede verse de las Figuras 6.3, 6.4 y 6.5, para los espesores que se pensaron para cobre (unos pocos milímetros), la atenuación que produce éste es similar a la que produce el polietileno cuando la energía de los Rayos X es de 100 keV; sin embargo, no sucede lo mismo para 50 y 150 keV: casos en que no habría valores similares

# ATENUACION 50 keV

## Cu, Al



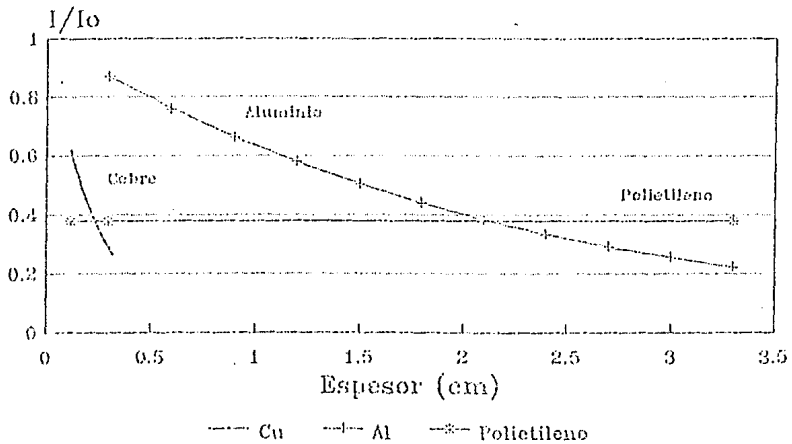
(6 cm) Polietileno

Fig. 6.3: Curvas de atenuación para Rayos X de 50 keV en Al y Cu. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.



# ATENUACION 100 keV

## Cu, Al

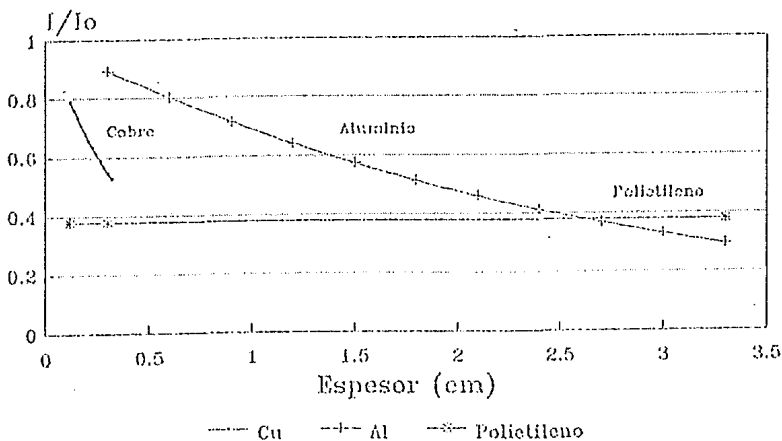


(6 cm) Polietileno

Fig. 6.4: Curvas de atenuación para Rayos X de 100 keV en Al y Cu. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

# ATENUACION 150 keV

## Cu, Al



(6 cm) Polietileno

Fig. 6.5: Curvas de atenuación para rayos X de 150 keV en Al y Cu. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

de la atenuación. Por esto se decidió fabricar la cufia en aluminio, ya que la curva de atenuación de éste se intersecta para las tres energías propuestas con la atenuación del polietileno, y para cada energía corresponde un espesor diferente al punto de intersección. Otra característica que influyó en la decisión es que el espesor de aluminio que se necesita es mucho más fácil de manejar, por lo tanto existe un mayor control en el momento de la fabricación con respecto al cobre.

En base a lo anterior, se construyó la cufia mostrada en la Figura 6.1, en aluminio comercial, ya que no se pudo conseguir en el mercado aluminio ultrapuro. Al hacer las pruebas con la cufia, exponiéndola al haz de Rayos X, se observó que el aluminio atenuaba muy poco (casi nada), a este haz. Fue entonces cuando se decidió "endurecer" la cufia, es decir aumentar su poder de atenuación, mediante el uso de un espesor definido de cobre, para lo cual se calculó teóricamente el valor óptimo de este espesor. Esto se hizo para varios espesores de cobre, en las Figuras 6.6, 6.7 y 6.8 se muestra sólo un ejemplo para un espesor de cobre de 0.05 cm. Estas figuras indican que esta combinación posiblemente no funcione para bajas energías pues no se observa intersección. El resultado de exponer esta cufia "endurecida" fué la obtención de placas demasiado claras, es decir, con mayor atenuación que la esperada a partir de los cálculos.

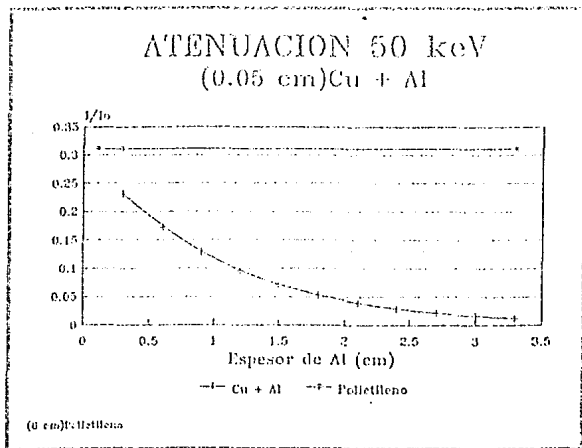


Fig. 6.6: Curvas de atenuación para Rayos X de 50 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.05 cm. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

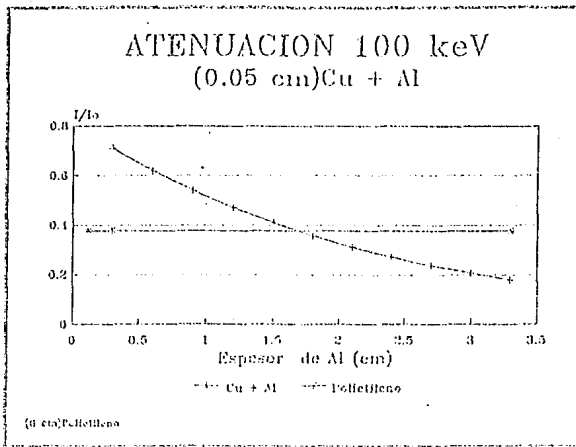


Fig. 6.7: Curvas de atenuación para Rayos X de 100 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.05 cm. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

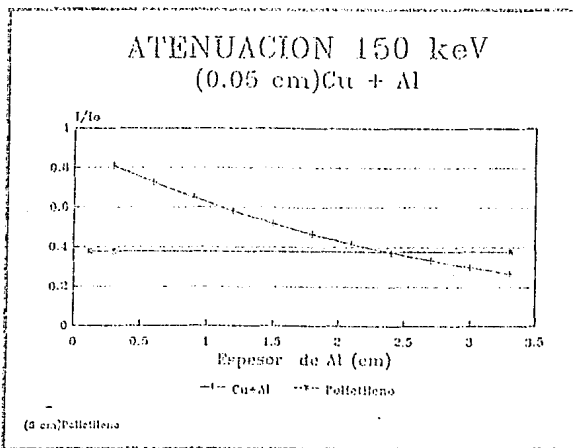


Fig. 6.8: Curvas de atenuación para Rayos X de 150 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.05 cm. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

Lo anterior, hizo pensar en las impurezas del aluminio. Se retomó el cálculo, tomándose como hipótesis que el aluminio contendría impurezas tales que la atenuación que produjeran fuera similar a la producida si el aluminio contuviera un 1% de plomo. De los cálculos, los mejores resultados teóricos se obtuvieron para las curvas mostradas en las Figuras 6.9, 6.10 y 6.11, en que se reduce el grosor constante de cobre a 0.025 cm. Se entiende por "mejor resultado" que el intervalo de espesores necesario para las energías manejadas sea lo más amplio posible y comience lo más cerca del primer paso. Lo anterior se encuentra en la intersección de las curvas de la cuña y el polietileno. Para este caso, este intervalo se encuentra entre 0.32 y 1.34 cm de espesor de aluminio más el espesor para el cobre de 0.025 cm.

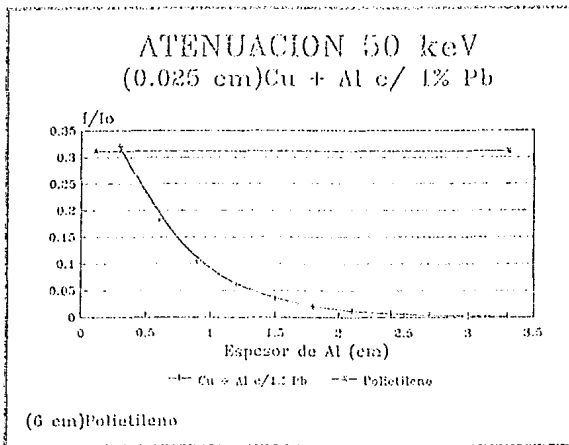


Fig. 6.9: Curvas de atenuación para Rayos X de 50 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.025 cm. Se suponen impurezas en el aluminio tales que la atenuación que producen es similar a la que se produciría si el aluminio tuviese un 1% de plomo. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

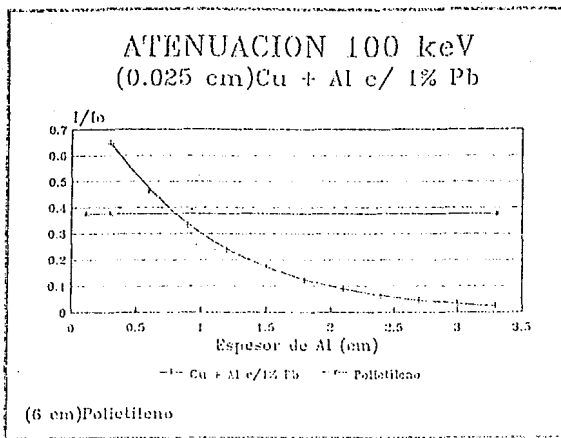


Fig. 6.10: Curvas de atenuación para Rayos X de 100 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.025 cm. Se suponen impurezas en el aluminio tales que la atenuación que producen es similar a la que se produciría si el aluminio tuviese un 1% de plomo. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

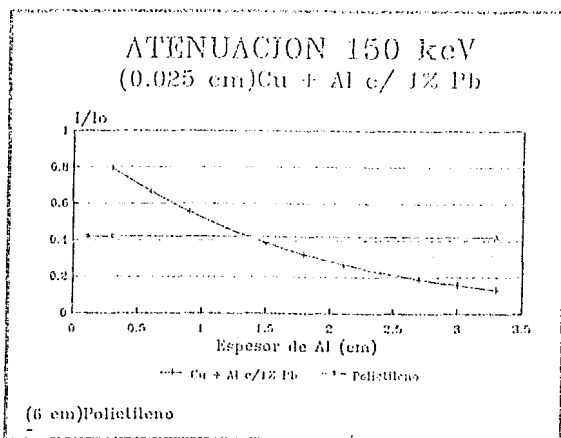


Fig. 6.11: Curvas de atenuación para Rayos X de 150 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.025 cm. Se suponen impurezas en el aluminio tales que la atenuación que producen es similar a la que se produciría si el aluminio tuviese un 1% de plomo. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

Desgraciadamente no se pudo conseguir una lámina de cobre de este espesor, en cambio se consiguió una lámina de 0.013 cm, la cual representaba una diferencia en un factor de 2. Se utilizó éste espesor para hacer el cálculo teórico, resultando satisfactorio (0.50 - 1.34 cm de espesor de la cuña). Los resultados teóricos se muestran en las Figuras 6.12, 6.13 y 6.14. Al hacer las pruebas experimentales esta "cuña endurecida", dio resultados satisfactorios, tal como se muestra en el Capítulo siguiente (sección 7.1).

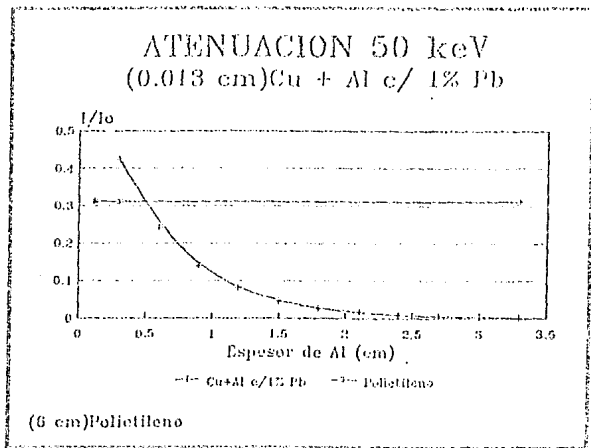


Fig. 6.12: Curvas de atenuación para Rayos X de 50 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.013 cm.

Se suponen impurezas en el aluminio tales que la atenuación que producen es similar a la que se produciría si el aluminio tuviese un 1% de plomo.

Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

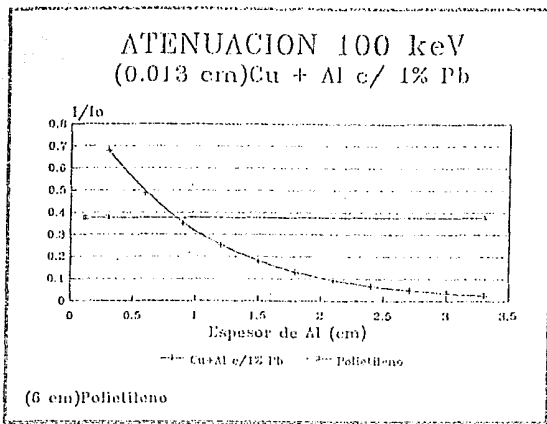


Fig. 6.13: Curvas de atenuación para Rayos X de 100 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.013 cm. Se suponen impurezas en el aluminio tales que la atenuación que producen es similar a la que se produciría si el aluminio tuviese un 1% de plomo. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.

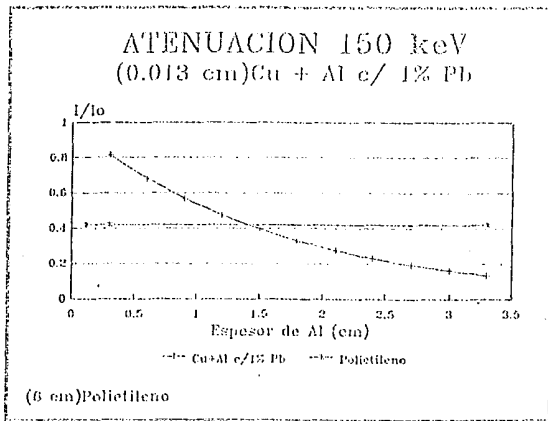


Fig. 6.14: Curvas de atenuación para Rayos X de 150 keV en Al (espesor variable) "endurecido" por una capa de Cu de 0.013 cm. Se suponen impurezas en el aluminio tales que la atenuación que producen es similar a la que se produciría si el aluminio tuviese un 1% de plomo. Se muestra también el valor de la atenuación para 6 cm de polietileno.



## 6.1.2 PROCEDIMIENTO.

Debido a que los cálculos teóricos para el comportamiento de la cuña se basan en suposiciones (no confirmadas) sobre la energía promedio del haz y sobre la composición elemental de los materiales empleados, su uso como medidor del kVp efectivo, requiere de una calibración previa. El objetivo de esta parte es calibrar la cuña que se incluye en el juego de elementos de prueba.

### Calibración del equipo de Rayos X.

La calibración se hará con la ayuda de un elemento comercial para la medición del kVp, el llamado cassette de Wisconsin, marca RMI. Es decir, se expondrán alternadamente el cassette y la cuña, de tal manera que el cassette dé el valor del potencial que entrega la máquina y así poder calibrar la cuña.

Se coloca una película (tipo Orto) en el cassette de Wisconsin, la distancia fuente-imagen (DFI) deberá ser de 1 metro. Se coloca el cassette encima de la mesa de tal manera que los lados más largos del cassette estén paralelos al eje ánodo-cátodo del tubo de Rayos X; después, se centra bajo el haz el área marcada con 50-70 kVp con ayuda del haz luminoso. Se cubre con plomo el resto del cassette incluyendo los costados del área a exponer y se hace una exposición con las condiciones siguientes:

DFI	:	1 metro.
Potencial nominal	:	55 (placa 1) y 66 kVp (placa 2)
Corriente	:	200 mA
Tiempo	:	1.6 segundos.

Sin mover el cassette ni cambiar la DFI, se centra bajo el haz el área marcada con 70-90 kVp con ayuda del haz luminoso. Se cubre con plomo el resto del cassette incluyendo los costados del área a exponer y se hace una exposición con las condiciones siguientes:

DFI	:	1 metro.
Potencial nominal	:	73 (placa 1) y 85 kVp (placa 2)
Corriente	:	160 mA
Tiempo	:	0.8 segundos.

Se repite la operación anterior para las demás áreas, sin olvidar cubrir las partes del cassette que no están en el área a irradiar. Los valores de los parámetros para las áreas restantes son:

### 90-110 kVp:

DFI	:	1 metro.
Potencial nominal	:	96 (placa 1) y 102 kVp (placa 2)
Corriente	:	100 mA
Tiempo	:	0.64 segundos.

110-130 kVp:

DFI : 1 metro.  
Potencial nominal : 117 (placa 1) y 125 kVp (placa 2)  
Corriente : 50 mA  
Tiempo : 0.8 segundos.

130-150 kVp:

DFI : 1 metro.  
Potencial nominal : 133 (placa 1) y 141 kVp (placa 2)  
corriente : 50 mA  
tiempo : 0.64 segundos.

Después de tomadas las placas se revelan y se determinan los valores efectivos del kilovoltaje.

Para realizar esto último se siguen las instrucciones para el uso del cassette (RMI). Se observan las placas radiográficas, en donde aparecen cinco pares de columnas de círculos en cada una, Figura 6.15, teniéndose que la columna de la derecha es la columna de referencia, en la cual todos los círculos tienen aproximadamente la misma densidad óptica. En la parte superior de cada par de columnas aparece el intervalo de valores del potencial a que fue irradiada esa área.

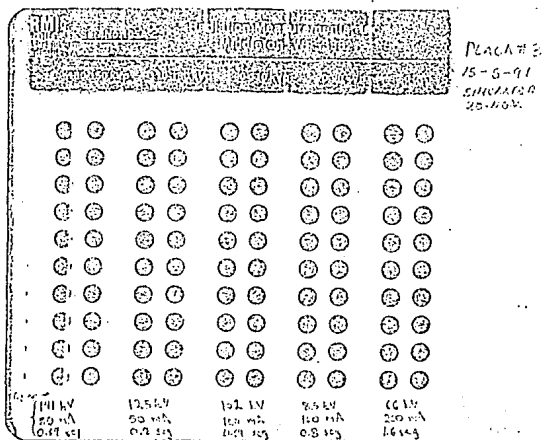


Fig. 6.15: Radiografía obtenida al exponer al haz de Rayos X al cassette de Wisconsin (marca RMI)

Para conocer el valor del potencial basta con encontrar el círculo de la columna de la izquierda que tenga la misma densidad óptica, o similar, que el círculo que se encuentre a su lado en la columna de la derecha. Habiendo encontrado esta pareja de círculos con la misma densidad óptica, se verifica el número que les corresponde, número que se encuentra en la parte izquierda de la placa. Este número deberá localizarse en la ordenada de la curva de calibración RMI (Figura 6.16), que corresponda al intervalo de valores del potencial que se esté usando, relacionándose posteriormente con el potencial aplicado al tubo. Debe cuidarse el utilizar la curva adecuada de acuerdo a la alimentación del equipo radiográfico (en éste caso trifásica).

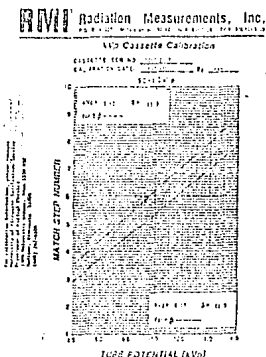


Fig. 6.16: Ejemplo de las curvas de calibración "RMI", a partir de las cuales se puede conocer el valor efectivo del kilovoltaje

Posteriormente y con el mismo kilovoltaje se tomaron las diez mismas exposiciones con la cuña, cuidando que ésta (en su parte más larga) quedara perpendicular al eje ánodo-cátodo del tubo de Rayos X, blindándose las partes de la película que no iban a ser directamente expuestas.

Después de expuestas las placas que fueron necesarias se revelaron bajo las mismas condiciones que las anteriores.

Se observa en las placas una franja de densidad óptica aproximadamente constante y a su lado una línea, que corresponden a la barra de polietileno y al plomo aledaño, respectivamente. Además se puede apreciar una franja constituida por distintas densidades ópticas debidas a las diferencias de espesor de la cuña de aluminio + cobre. Se considera que el número que se le asigna en forma arbitraria a cada paso será el 1 para la parte más oscura de esta franja (el paso más delgado en la cuña) y así hasta llegar al número 11 que le corresponderá a la parte más clara en la franja (el paso más grueso en la cuña). Se buscará en cada imagen

de la cuña cuál paso tiene la densidad óptica más cercana a la correspondiente a la barra de polietileno de la cuña. Se procede entonces a realizar una curva de calibración de la cuña, graficando los valores medidos durante la calibración del potencial vs. el No. de paso coincidente. Es decir, los valores que se toman son los valores medidos con el cassette de Wisconsin.

## 6.2 PRUEBA DEL TIEMPO DE IRRADIACION.

Para esta prueba se cuenta con un motor síncrono, marca Synchron, de 110 volts, 60 Hz, 4 watts y 60 RPM. Este motor cuenta con la potencia adecuada para que en su flecha se conecte mecánicamente una placa que girará con la misma velocidad angular a la que gira el motor, la cual es constante.

La placa es de acero inoxidable de 1 mm de espesor, pero puede ser de cualquier material que atende significativamente el haz con un espesor mínimo (fierro, latón, plomo, etc).

A esta placa se le hizo una ranura, que abarca aproximadamente un ángulo de  $2^{\circ}$ , con objeto de que el haz de Rayos X sólo pueda penetrar e incidir en el receptor de imagen a través de esa perforación, registrándose la imagen de la ranura (Figura 6.17).

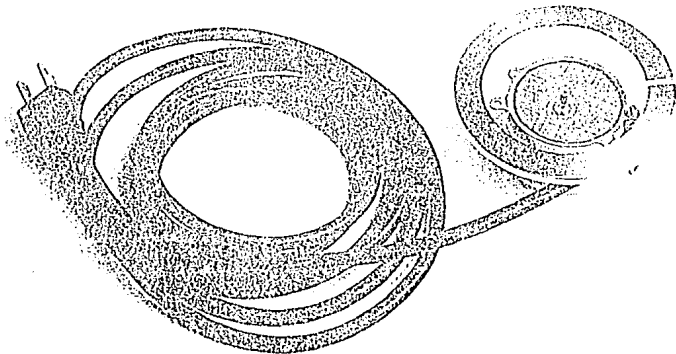


Fig. 6.17: Elemento de prueba para medir el tiempo de irradiación.

Si se hace girar la placa de acero con ayuda del motor y se expone el conjunto al haz de radiación, tendremos un registro de varias ranuras (en el caso de un equipo de Rayos X monofásico) o la imagen de todo un arco (para el caso de un equipo de radiodiagnóstico trifásico), que dependerá del tiempo de irradiación que se haya escogido.

Para ello se escogió el motor con una velocidad angular adecuada para los tiempos de irradiación que se utilizan en radiodiagnóstico, que son del orden de decenas de milisegundos; es por eso que el motor descrito nos proporciona 1 RPS. Si la perforación abarca un ángulo de  $2^\circ$ , tendremos que para una exposición de 1 segundo obtendremos la imagen de 120 ranuras o la imagen de todo un círculo según sea el caso. El caso más crítico es aquél cuando se quiere medir tiempos cortos en una máquina monofásica, la cual produce, en el caso de tener rectificación de onda completa, un pulso de radiación cada 8.3 ms, sin embargo, debido a la velocidad angular que tiene la placa y al ángulo que cubre la ranura, este pulso producirá la imagen de 2 ranuras; ya que el sistema tiene la capacidad de producir la imagen de una ranura cada 5.5 ms.

### 6.2.1 PROCEDIMIENTO.

- Se coloca el elemento de prueba sobre un cassette cargado con película.

- Se pone en funcionamiento el motor.

- Se deberá tener una distancia foco - película de 1 metro.

- Se colima el campo de radiación de tal manera que cubra al elemento de prueba.

- Se toma una exposición con un valor del kilovoltaje de 60 kVp, 50 mA y el valor del tiempo que se requiera. La técnica puede variar dependiendo del tipo de película, pantallas intensificadoras que se usen, etc.

- Se revela la película. Posteriormente se mide el ángulo del arco expuesto.

- Para medir entonces el tiempo de irradiación, se procederá de acuerdo al tipo de equipo que se disponga:

a) Si es monofásico.

La imagen mostrará varias ranuras, las que deberán contarse y el número que resulte deberá dividirse entre 120, dando el tiempo de irradiación en segundos.

$$t_{\text{irrad}} = \text{número de ranuras}/120 \text{ (segundos)}$$

Si es trifásico:

La imagen será un arco continuo, midiéndose el ángulo del arco expuesto ( $\theta^\circ$ ). El tiempo de irradiación medido será:

$$t_{\text{irrad}} = (\theta^\circ - 2^\circ)/360^\circ \text{ (segundos)}.$$

En esta ecuación se restan 2°, porque es lo que mide la ranura.

- El porcentaje de error se calcula con la expresión:

$$\% \text{ de error} = \frac{(\text{tiempo nominal} - \text{tiempo medido})}{\text{tiempo nominal}} \times 100$$

- Se tabula el tiempo nominal vs tiempo medido con el porcentaje de error que se tiene.

- El criterio de aceptación para esta prueba es que el porcentaje de error nos dé como máximo 10%.

### 6.3 COINCIDENCIA DE LOS HACES LUMINOSOS Y DE RADIACION.

Los elementos que nos ayudarán a realizar esta prueba consisten simplemente en 9 marcadores radio-opacos (que pueden ser monedas), los que en primera instancia servirán para marcar los límites y dimensiones del haz luminoso entregado por el equipo y que posteriormente al ser expuestos a la radiación la atenuarán, proporcionando en la imagen obtenida los límites y dimensiones del haz luminoso, los cuales deberán coincidir con los del campo de radiación.

#### 6.3.1 PROCEDIMIENTO:

Se coloca un cassette sobre la mesa y se ajusta la distancia tubo-película a un metro. Se centra el haz luminoso en el cassette dejando unos 5 cm. de cada lado (Campo de 10 X 10 cm). Se anota el largo y el ancho del campo. Si la unidad marca el tamaño del campo se anota también, comprobándose que coincida con las medidas anteriores  $\pm 2$  cm (Cameron, 1991).

Se colocan los marcadores en las esquinas del campo. Si se utilizan monedas colóquese una dentro del campo y otra fuera del campo, tocándose exactamente donde termina el campo luminoso. Otra manera de utilizar las monedas es colocándolas en las orillas interiores del campo. Si se utiliza algún alambre éste se coloca en el borde del campo. Se pone una moneda en el centro y otra en la localización del hombro derecho de un paciente imaginario con objeto de poder identificar la colocación de la película después de expuesta.

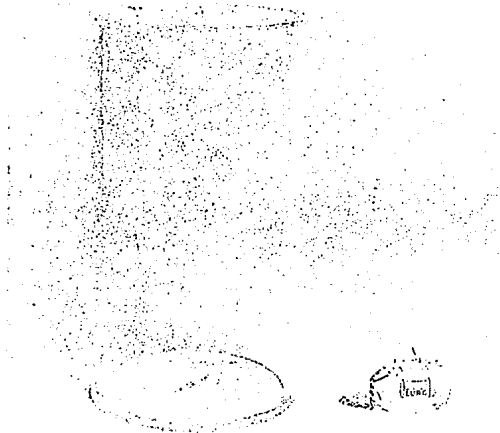
Se utiliza una técnica de 60 kVp con 2 a 5 mA con el punto focal pequeño. Se hace la exposición y se procede a revelar la película.

Se mide y se anota en la bitácora la diferencia en cm. entre el haz de radiación y los marcadores. Esta diferencia no puede ser más de 2 cm. (2% de la DFI), si fuera mayor se debe reparar inmediatamente. Las películas deben ser marcadas y guardadas junto con la bitácora.

## 6.4 ALINEACION DEL HAZ DE RAYOS X.

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

Para esta prueba, que consiste en verificar que el eje del haz de Rayos X sea perpendicular a la mesa de tratamiento y al receptor de imagen, se utilizan principalmente dos elementos radio-opacos.



*Fig. 6.18: Elemento de prueba para la alineación del haz.*

En este caso los objetos radio-opacos son dos balines de idénticas dimensiones (1 mm de diámetro), uno colocado encima del otro. Para lograr la colocación se utiliza un tubo de acrílico de aproximadamente 9 cm de diámetro interno y 18.9 cm de altura, con tapas en los extremos, también de acrílico, que es donde se colocan los balines de la prueba, cuidándose que al ser colocados queden sobre una vertical (a plomada) cuando la tapa superior está nivelada. Cuando se fabricó este elemento se tuvo el mayor cuidado al momento de la colocación; aún así, la alineación vertical se verifica además, por comparación, con ayuda de un equipo similar distribuido a nivel comercial.

También se encuentran en la tapa inferior dos balines de 1mm de diámetro cada uno, con dos centímetros de separación, éstos tienen como finalidad medir la amplificación o magnificación, que sufrirá la imagen obtenida con respecto a las medidas reales, lo cual servirá posteriormente para calcular la desviación.

Así mismo, sobre la tapa superior existe un pequeño marcador radio-opaco que nos servirá para saber la orientación que se tiene al colocar el elemento de prueba.

### 6.4.1 PROCEDIMIENTO.

Primeramente se nivela la mesa, asegurándose de que el tubo de Rayos X quede colocado de tal forma que el eje del haz de radiación quede perpendicular a la mesa. Para ello se utiliza un nivel. Se coloca el tubo a una distancia foco-mesa (DFM) de 1 metro, centrándolo con respecto a la mesa. Se coloca el elemento de prueba centrado con respecto al haz luminoso abriéndose el campo de tal manera que cubra al elemento de prueba. Se observan la orientación de la mota radio-opaca de la tapa superior y de los dos balines de la tapa inferior y se anotan. Esto ayudará posteriormente a determinar hacia donde está desviado el haz. Se coloca un cassette en el porta-cassette, por debajo de la rejilla antidispersora. Se hace una exposición a 60 kVp, 10 mA para película tipo RP, usando el bucky, (RMI).

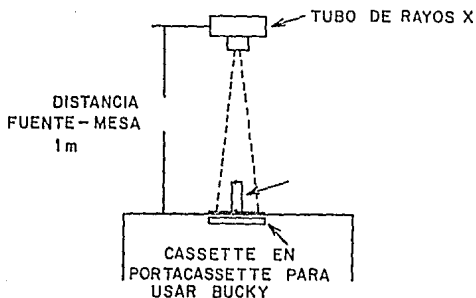


Fig. 6.19: Colocación del elemento de prueba.

### Cálculos.

Para cuantificar la desalineación del haz, se utiliza la Figura 6.20. A partir de ella se puede deducir que la amplificación sufrida por la imagen con respecto al tamaño del objeto, llamada magnificación (M), está dada por la siguiente expresión: (observándose que la magnificación es adimensional).

$$M = a/x = D/2$$

- donde:
- a = Es la distancia entre la imagen del balín superior y del balín inferior.
  - x = Es la distancia entre el balín inferior y la imagen del balín superior a la altura de la mesa.
  - D = Es la distancia (en cm) medida entre las imágenes de los balines que se encuentran a 2 cm de distancia en el elemento de prueba.



- $b$  = Separación del foco de su posición correcta.  
 $\theta$  = Angulo de desviación.  
 $D$  = Distancia de los balines de referencia en la imagen.  
 $a$  = Distancia de los balines de prueba en la imagen.  
 DMR = Distancia mesa-receptor.  
 $X$  = Distancia entre el balín inferior y la imagen del balín superior a la altura de la mesa.

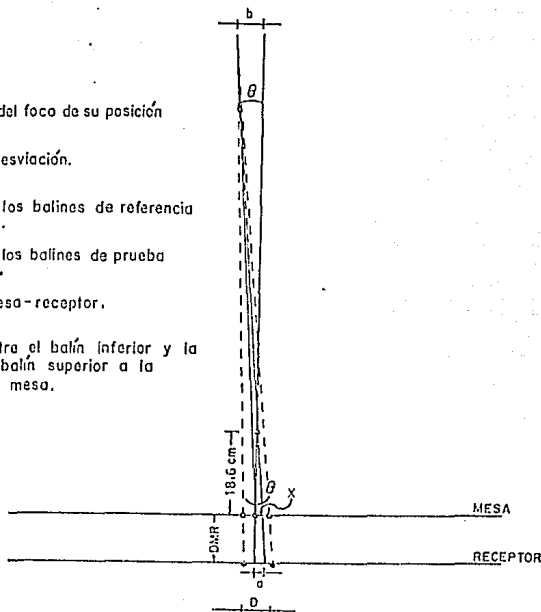


Fig. 6.20: Cálculo de la desalineación del haz.

Para realizar el cálculo simplemente se procede de la siguiente manera:

- Se mide la distancia  $D$  y su valor numérico se divide entre 2, obteniéndose la magnificación.
- Se mide la distancia  $a$ , que es la distancia entre la imagen del balín superior y el inferior en la placa.
- Se encuentra la distancia  $x = a/M$ ; comparándose con lo siguiente:

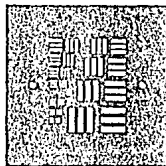
Si:
 

$0 < x \leq 0.16 \text{ cm}$	$\rightarrow \theta \leq 0.5^\circ$
$0.16 < x \leq 0.49 \text{ cm}$	$\rightarrow \theta \leq 1.5^\circ$
$0.49 < x \leq 0.97 \text{ cm}$	$\rightarrow \theta \leq 3.0^\circ$

La máxima tolerancia permitida en esta prueba es una desalineación de  $3^\circ$  con respecto a la vertical.

## 6.5 MANCHA FOCAL.

Para esta prueba se intentó fabricar un patrón de barras similar a los comerciales, como el que se muestra en la Figura 6.21. Para ello se pensó maquinarse cobre y/o acero inoxidable, desgraciadamente no se pudieron conseguir los cortadores de metal, y los que se pudieron encontrar en venta resultaban demasiado caros como para pensar en comprarlos.



*Fig. 6.21: Patrón de barras metálico distribuido comercialmente.*

Lo anterior condujo a pensar en la técnica que se utiliza para el grabado de circuitos impresos, donde el material utilizado es cobre depositado sobre una placa de nylon. Se probó este material exponiéndose a técnicas bajas (bajo kVp y más) siendo completamente transparente a los Rayos X. Se pensó entonces en someter al mismo tratamiento a una lámina de cobre de 0.5 mm de espesor. Desgraciadamente, el tratamiento falló, ya que al inicio las sustancias que carcomen al cobre sensibilizado (cloruro férrico) respetaban los límites que se fijaron, sin embargo, al necesitarse un desgaste más allá de lo puramente superficial el tiempo de tratamiento se alargaba, por lo que el cloruro férrico atacaba más allá de los límites establecidos. Se pensó entonces en un material de mayor número atómico que el cobre, para que el esesor necesario se redujera, y con ello esperar que el cloruro férrico respetara los límites fijados. Se consiguió titanio de aproximadamente 50  $\mu\text{m}$  de esesor, y se sometió al tratamiento con cloruro férrico a una concentración superior a la que normalmente se utiliza sin que se obtuviera resultado alguno, ya que el titanio resistió el tratamiento sin alteración alguna.

Después de estas pruebas se consiguió un patrón de barras comercial, marca Buckbee Meers, y se montó en un soporte de acrílico, resultando el elemento de prueba que se muestra.

### 6.5.1 PROCEDIMIENTO.

El método utilizado para medir el tamaño de la mancha focal consiste simplemente en verificar la falta de resolución que se

produce en una imagen magnificada. Entre mayor sea la magnificación (aumento), mayor será la falta de resolución producida. Existen dos puntos a 2 cm de distancia en el patrón. Es necesario medir cuál es la distancia entre estos puntos en la imagen para saber la magnificación con la que se está trabajando, (Cameron, 1991).

Se coloca la película en una cartulina opaca sobre la mesa, situando al tubo de Rayos X de tal manera que sólo se use una parte de la película, cubriendo el resto con plomo. Obviamente, no es posible utilizar un cassette por las pantallas intensificadoras que posee, lo que ocasionaría una falta de resolución adicional a la debida por el tamaño de la mancha focal.

Se ajusta la distancia tubo-película aproximadamente a 60 cm.

Utilizando 50 kVp y entre 50 y 100 más se expone la película con el punto focal grande. Moviendo la película se repite la operación para el punto focal pequeño, recordando cubrir la parte ya expuesta.

Después de revelar la película se mide la distancia que separa los dos huecos en la imagen ( $\pm 1$  mm).

Se examina la radiografía para ver cuál es el grupo de barras más pequeño que se puede resolver. Este grupo será aquél en el cual las seis barras se puedan ver claramente. A estos grupos de barras se les asigna un número, el cual aumenta conforme las medidas de las barras de los distintos grupos disminuye; es decir, el grupo con las barras más grandes es el número 1 y el grupo con las barras más pequeñas es el número 11.

Una vez conocido el número de grupo y la separación de los huecos, se busca en las Tablas 6.1.A o 6.1.B, el valor de la mancha focal efectiva.

No. DE GRUPO RESUELTO	SEPARACION DE LAS PERFORACIONES (CM)						
	2.5	2.6	2.7	2.8	2.9	3.0	3.1
1	7.7	6.7	5.9	5.4	5.0	4.6	4.3
2	6.5	5.6	5.0	4.5	4.2	3.9	3.7
3	5.5	4.7	4.2	3.8	3.5	3.3	3.1
4	4.6	4.0	3.5	3.2	3.0	2.8	2.6
5	3.9	3.3	3.0	2.7	2.5	2.3	2.2
6	3.2	2.8	2.5	2.3	2.1	1.9	1.8
7	2.7	2.4	2.1	1.9	1.8	1.6	1.5
8	2.3	2.0	1.8	1.6	1.5	1.4	1.3
9	1.9	1.7	1.5	1.3	1.2	1.2	1.1
10	1.6	1.4	1.3	1.1	1.0	1.0	0.9
11	1.4	1.2	1.1	1.0	0.9	0.8	0.8

TABLA 6.1.A: Medidas de la mancha focal efectiva.  
(Mancha focal grande).

Se compara este valor con el tamaño de la mancha focal indicado en el tubo y el valor encontrado en su última prueba. Si el valor de la mancha focal ha aumentado en un 20% esto indica un daño en el tubo o bien algún otro problema.

Se repite la misma operación para la mancha focal pequeña.

No. DE GRUPO RESUELTO	SEPARACION DE LAS PERFORACIONES (CM)						
	3.2	3.3	3.4	3.5	3.6	3.8	4.0
1	4.1	3.9	3.7	3.6	3.5	3.3	3.1
2	3.5	3.3	3.1	3.0	2.9	2.7	2.6
3	2.9	2.8	2.6	2.5	2.5	2.3	2.2
4	2.4	2.3	2.2	2.1	2.1	1.9	1.8
5	2.1	2.0	1.9	1.8	1.7	1.6	1.5
6	1.7	1.6	1.6	1.5	1.5	1.4	1.3
7	1.5	1.4	1.3	1.3	1.2	1.2	1.2
8	1.2	1.2	1.1	1.1	1.0	1.0	0.9
9	1.0	1.0	0.9	0.9	0.9	0.8	0.8
10	0.9	0.8	0.8	0.8	0.7	0.7	0.6
11	0.7	0.7	0.7	0.6	0.6	0.6	0.5

TABLA 6.1.B: Medidas de la mancha focal efectiva.  
(Mancha focal pequeña).

NOTA: Estos valores se calcularon a partir de la ecuación:

$$\text{Tamaño de la mancha focal} = \frac{M}{(M-1) (lp/mm) (1.09)}$$

donde: lp/mm es la resolución espacial del último grupo resuelto.

M es la magnificación o factor de amplificación.

(Cameron, 1991).

Los criterios de aceptación para esta prueba se encuentran en la Tabla 5.2.

## 6.6 REJILLA PARA LA ELIMINACION DE LA RADIACION DISPERSA.

Para esta prueba bastaría con hacer una serie de exposiciones que fueran del centro hacia ambos extremos de la película, revelándose ésta y verificándose que las densidades ópticas producidas fueran simétricas con respecto al centro, y encontrándose en éste último la máxima densidad óptica. Sin embargo, para hacer más evidente lo anterior simplemente se fabrica una "máscara" de latón de 6 mm de espesor y con 7 perforaciones de 1 cm de diámetro, separadas 2.5 cm una de la otra, a los extremos de la perforación central se encuentran dos pequeños hoyos, así mismo en las perforaciones de los extremos se encuentran 1 y 2 hoyos más, estos tienen como objeto servir de indicadores de la orientación. (Figura 6.22). (Cameron, 1991) y (RMI).

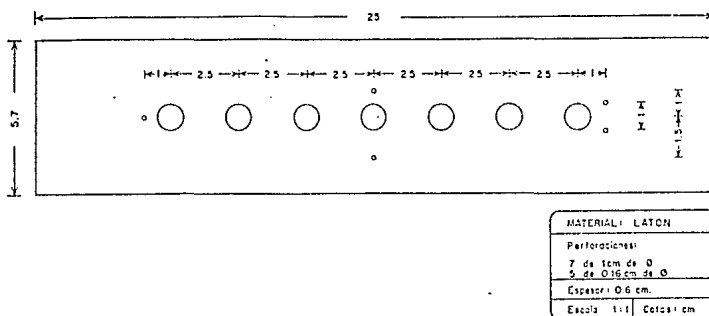


Fig. 6.22: Elemento de prueba de la rejilla antidispersora.

La manera de usarla es la siguiente:

#### 6.6.1 PROCEDIMIENTO:

Se coloca un cassette con película en el portacassettes que se encuentra debajo de la mesa. Se centra el haz de radiación sobre la mesa con la ayuda del campo de lux, se coloca el hueco del centro de la máscara de latón en el centro del haz de radiación. La máscara de latón debe estar perpendicular al tubo de Rayos X.

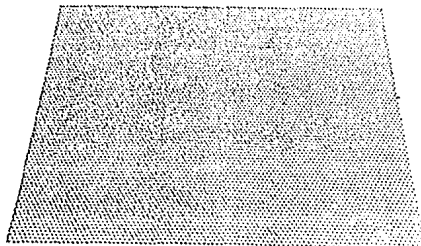
Se colima el haz al ancho de la máscara, se cubren todas las perforaciones con plomo excepto la del centro. Se da una exposición para obtener una densidad óptica de 1.5 (pruébese con 60 kVp y 2 mAs). Sin mover la máscara, se desplaza el tubo para que ahora el centro del haz de radiación coincida con alguna de las perforaciones adyacentes. Se cubren las perforaciones restantes y se repite la exposición. Este procedimiento se repite hasta que todas las perforaciones se hayan expuesto. Se revela la película y se miden las densidades de todas las perforaciones.

Si la rejilla antidispersora está correctamente centrada la perforación central deberá tener la mayor densidad óptica y las densidades de las otras perforaciones deberán ser simétricas. Si la rejilla no está centrada se procede a graficar los resultados para estimar el error. Si el error es mayor a 2.5 cm se repite la prueba para ver si se obtienen los mismos resultados pues alguna variación en la salida de radiación puede afectar las densidades. Si se repite el error, deberá ajustarse la colocación de la rejilla de acuerdo a los resultados obtenidos. Se debe repetir la

prueba después de cualquier reparación, (Cameron, 1991) y (RMI).

## 6.7 CONTACTO PELICULA - PANTALLA INTENSIFICADORA.

El elemento de prueba utilizado en este caso, es una lámina de fierro perforada regularmente con 3 perforaciones/cm. Con este elemento se pueden verificar cassettes hasta de 8" X 10".



*Fig. 6.23: Lámina perforada para verificar la alineación de la rejilla para eliminar la radiación dispersa.*

### 6.7.1 PROCEDIMIENTO.

El cassette a probar se carga con película fresca y se coloca sobre la mesa a una D.F.I. = 1 metro. El colimador se ajusta de tal manera que el haz de Rayos X cubra el cassette. Se coloca el patrón perforado sobre el cassette y se hace una exposición de 40 kVp y 20 mAs. Se necesita hacer algunas pruebas para determinar la mejor técnica a utilizar (Cameron, 1991) y (RMI).

La exposición debe ajustarse para lograr una imagen con densidad óptica entre 2 y 3. Después de la exposición se revela la película con ayuda de una buena procesadora. La película revelada se observa en el neotoscopio. Si a una distancia aproximada de 1 metro se observan manchas oscuras en la radiografía, éstas se deberán a falta de contacto entre la película y la pantalla. Estas manchas vistas de cerca se observarán como zonas borrosas de la imagen del patrón perforado. Si por el contrario se observan zonas claras, es decir con menor densidad óptica, éstas se pueden deber a que la o las pantallas estén dañadas.

Si el contacto entre la pantalla y la película es malo y/o las pantallas están dañadas el cassette debe quedar fuera de servicio.

## 6.8 PROCESO DE REVELADO.

El objetivo principal de estas pruebas es el de detectar cambios en la máquina procesadora. Esta es generalmente una fuente de problemas en todo el sistema de imágenes y radiodiagnóstico. Deberá verificarse diariamente utilizando una película fresca de una caja reservada exclusivamente con fines de control de calidad. (Cameron, 1991), (NCRP, 1988), (RMI) y (USDHHS, 1983).

Lo ideal es que cada departamento de radiología cuente con un sensitómetro para darle a la película una intensidad controlada de luz, así como con un densitómetro para medir la densidad óptica de las imágenes obtenidas.

En este trabajo se desarrolló para tal efecto una fuente de luz regulada. Por otro lado, describiremos como emplear la cuña de aluminio y cobre, así como un tubo de Rayos X estable para sustituir el sensitómetro. También se buscó la forma de sustituir al densitómetro por algo de menor precio, encontrándose para ello una fotoresistencia.

### 6.8.1 Sensitometría.

Como ya se mencionó el sensitómetro proporciona una intensidad de luz constante, la cual aplicada siempre el mismo periodo de tiempo produce una imagen de densidad óptica similar, para un mismo tipo de película. Esto último depende fuertemente del proceso de revelado.

En la Figura 6.24 se muestra el diagrama de una fuente de luz regulada. Como se puede ver, por bloques, esta fuente consta de una etapa rectificadora, ya que la corriente con que se alimenta la fuente es alterna, entregándose a la salida de esta etapa corriente directa pulsante con un valor del voltaje promedio entre 9 y 12 Volts; esta corriente entra entonces a la etapa de filtración, donde se convierte en corriente directa pura, entrando posteriormente a la etapa de regulación. Es en esta etapa donde se evita que variaciones en el voltaje de entrada provoquen variaciones en el voltaje de salida. A la salida de esta sección se tiene una diferencia de potencial, con respecto a tierra de 5 Volts. Finalmente se tiene un divisor de voltaje, representado por la resistencia de  $150 \Omega$ , ya que el LED (diodo emisor de luz) solamente requiere 2 Volts y 20 mA. Este diodo, en consecuencia, emitirá luz con una intensidad que no variará con el tiempo (Millman, 1972).

Otra manera de sustituir al sensitómetro es utilizando la cuña de aluminio y cobre, sometiéndola diariamente a una exposición con un mismo equipo de radiodiagnóstico que funcione adecuadamente; esto proporcionará una película con diferencias en densidad óptica muy reproducibles. Para ello habrá que someter a la cuña a la exposición diaria en condiciones de operación similares. La forma de hacerlo se explica más adelante (Cameron, 1991), (NCRP, 1988),

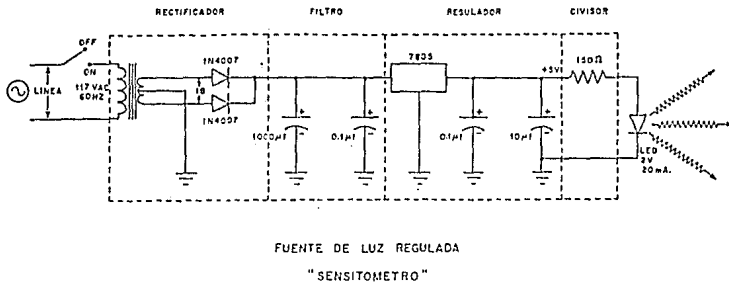


Fig. 6.24: Fuente de luz de intensidad constante.

### 6.8.2 Densitometría.

Como se comentó al inicio de este punto, en lugar de utilizar un densitómetro comercial, se encontró que se podía emplear como lector de la densidad óptica una fotoresistencia, la cual conectada a un multímetro, da variaciones en la lectura de la resistencia eléctrica cuando se presentan ante ella variaciones de la cantidad de luz incidente. El principio de la fotoresistencia es el siguiente (Millman, 1972).

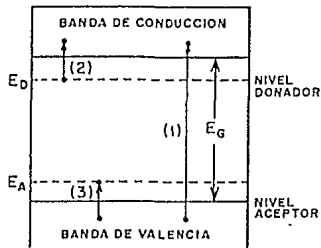
Si la radiación incide sobre un semiconductor, su conductividad eléctrica se incrementa. Este efecto fotoconductor se explica de la siguiente manera. La energía radiante que se suministra al semiconductor ioniza los enlaces covalentes; es decir, estos enlaces son destruidos, generándose pares iónicos. Lo anterior, incrementa el número de portadores de carga lo que reduce la resistencia del material, por lo que a este tipo de semiconductores se les denomina fotoresistencias o fotoconductores. En la Figura 6.25 se muestra el diagrama de energías de un semiconductor que tiene impurezas aceptoras y donadoras. Si este elemento es iluminado con fotones de luz visible de suficiente energía, tendrá lugar la fotogeneración y las transiciones siguientes serán posibles:

- 1) Se podrá crear un par iónico por la interacción de un fotón luminoso de alta energía, lo que se denomina como excitación intrínseca.
- 2) Un fotón podrá excitar un electrón de la impureza donadora, llevándolo a la banda de conducción.



3) Un electrón de valencia puede transportarse a un estado aceptor.

Las dos últimas transiciones se conocen como excitaciones de las impurezas.



(1) Excitación intrínseca.

(2) y (3) Excitaciones de las impurezas

Fig. 6.25: El efecto de fotoexcitación en un semiconductor.

Ya que la densidad de estados en las bandas de conducción y de valencia supera enormemente la densidad de estados que existe debido a las impurezas, la fotoconductividad o fotoresistencia se debe principalmente a la excitación intrínseca.

Las fotoresistencias se usan principalmente para medir una cantidad fija de iluminación (como medidores de iluminación), o como interruptores en presencia de cierta cantidad de iluminación.

El elemento fotoresistivo con mayor aplicación es la celda de sulfuro de cadmio. El área sensible de este elemento consiste de una capa depositada de CdS, la cual contiene una pequeña cantidad de impurezas, ya sean de plata, antimonio o indio. En la oscuridad total la resistencia puede ser tan grande como 2 M $\Omega$  y, cuando se estimula con luz intensa, la resistencia puede ser menor de 10  $\Omega$ .

Las ventajas que ofrecen la fotoresistencias de CdS son su alta capacidad de disipación de calor, su excelente sensibilidad en el espectro visible y su baja resistencia eléctrica cuando se estimula con luz visible. Es por todo esto que se eligió una fotoresistencia de este tipo para ser utilizada en este trabajo, marca Sylonex en combinación con un multímetro comercial marca Micronta.

Las pruebas diarias de sensitometría, y la posterior lectura con el densitómetro, deberán efectuarse a una misma hora, generalmente antes de iniciar el trabajo diario pero suficiente tiempo después de haber encendido la máquina procesadora para que la temperatura de ésta sea estable.

### 6.8.3 PROCEDIMIENTO.

#### Sustitución del sensitómetro.

En esta sección se explica cómo sustituir un sensitómetro por una película expuesta a la radiación utilizando la cuña descrita en 6.1 (Cameron, 1991).

Quizá se necesiten varias pruebas antes de encontrar las técnicas que produzcan densidades ópticas en el intervalo correcto. A manera de prueba se puede utilizar una distancia de 1 metro, 100 kVp y 16 mA y entre 0.10 y 0.15 s.

Después de revelada la película, se busca un paso en la cuña con densidad óptica alrededor de 1.0 por encima de la base y neblina, (quizá el paso 2), y otro con una densidad óptica alrededor de 2.0 encima de la base y neblina (aproximadamente el paso 6). Cuando se hayan encontrado estos pasos se registran en la bitácora, así como las densidades ópticas obtenidas, sin olvidar anotar los valores de las técnicas empleadas. Para numerar los pasos, el paso más delgado, o sea la zona más oscura en la imagen, será el número 1 y así sucesivamente.

#### Procedimiento diario de control de calidad.

Exposición de la película: Se coloca el cassette con la cuña centrada encima de la mesa. Se ajusta el colimador para que el campo de luz cubra cerca de 2 cm a cada lado de la cuña. Se cubre el resto de la película con bloqueadores de plomo y se hace una exposición usando la técnica empleada anteriormente. Debe advertirse que se dependerá del hecho de que casi todos los equipos de Rayos X varían sólo un pequeño porcentaje cuando se emplea la misma técnica.

Procesando la película: Deberá transcurrir poco tiempo entre la exposición y el revelado de la película todos los días. La película deberá ser introducida siempre por el mismo lugar (izquierdo, derecho y centro) de la procesadora.

Evaluación de la película: Se deberá iniciar el programa de control de calidad en la procesadora cuando se crea que está trabajando bien, esto es, luego de que haya sido lavada y se hayan cambiado en ella los químicos por químicos frescos y bien mezclados. La película de control de calidad tomada en este momento deberá tomarse como la película de referencia. Todas las películas futuras deberán compararse con ésta. Se deberán marcar sobre ella los tres pasos seleccionados anteriormente y sus densidades ópticas.

Posteriormente, se coloca la película de control de calidad sobre un negatoscopio, (siempre el mismo y siempre sobre la misma área), colocándose la fotoresistencia encima de los pasos seleccionados anteriormente, tomándose la lectura de la resistencia eléctrica con ayuda del multímetro. Debe darse un tiempo para la estabilización de la lectura, anotándose en la película la fecha y el número de procesadora (si hay más de una).

Se repite el proceso para encontrar los valores de la densidad óptica de los otros dos pasos (el paso con densidad alrededor de 2.0 y densidad para la base y neblina). Debe asegurarse que la película esté correctamente identificada (fecha e identificación de la procesadora) y permanentemente almacenada.

**Graficación y análisis de los resultados:** Se anotan las tres densidades medidas en la bitácora de control de calidad de la procesadora. Tres cantidades se calcularán a partir de estas densidades. Se deberá graficar cada punto en una gráfica y así se podrá observar el comportamiento del procesador con mayor facilidad.

Las tres cantidades son:

a) Valor de la densidad de la base más la neblina.

Esta densidad es la que se obtiene debajo del blindaje de plomo. Cualquier aumento en esta cantidad sugiere oscurecimiento por radiación secundaria.

b) Velocidad.

Es la diferencia entre el valor de la base y la neblina y la densidad del segundo paso que escogió. Su valor deberá ser aproximadamente 1.0.

c) Contraste.

Es la diferencia entre el valor de base y la neblina y la densidad óptica de la segunda grada que escogió. Su valor deberá ser aproximadamente 2.0.

Desde el primer día se deberán graficar los valores para la base y neblina (B+N), la velocidad, y el contraste de acuerdo a los valores obtenidos en la película de referencia. Es recomendable dibujar líneas rojas que indiquen los límites superior e inferior permisibles. Los límites aceptables para estas cantidades son:

0.1 para la base y neblina.

± 0.15 para la velocidad.

± 0.2 para el contraste.

Luego de graficar los tres puntos diariamente, se revisará si alguno está fuera de los límites. También se vigilará si se presenta algún comportamiento ascendente o descendente conforme pasan los días. Si se nota algún comportamiento indebido se repetirá la prueba para asegurar la falla. Si este comportamiento persiste deberá tomarse una acción correctiva.

## Acciones correctivas.

No siempre es fácil detectar qué es lo que está causando un cambio, ya que diferentes problemas pueden producir resultados similares. Primero se verifica en la bitácora del equipo si se han efectuado cambios recientes; por ejemplo, cambio de químicos, cambio de luces, etc. Si el cambio coincide con el comienzo de un nuevo paquete de películas, deberán utilizarse nuevos puntos de referencia y nuevos límites. Si el cambio fuera muy grande esto implicaría que muchos de los factores que actualmente se usan para tomar las placas radiográficas deberían ser cambiados, lo que producirá una gran cantidad de errores. Se deberá entonces discutir el caso con un experto cuando no se esté seguro de qué acciones tomar. Algunas posibles acciones son:

a) Si la base y neblina y la velocidad están sorprendentemente muy altos se puede deber a un oscurecimiento causado por la radiación secundaria o bien a la luz del cuarto oscuro. Se deberá verificar el cuarto oscuro para detectar fugas de luz o luces de seguridad en mal estado. Así mismo se revisará el lugar donde se almacenan las películas (blindaje estropeado, luz que se logre introducir a las cajas); revise el cassette (entrada de luz), etc. Aparte de los problemas anteriores otras posibles causas de esta situación pueden ser los líquidos de revelado nuevos, alta temperatura en el revelado o bien que la solución de revelado esté contaminada.

b) Si base y neblina está normal pero la velocidad y el contraste están altos, el problema puede ser una alta temperatura en el revelador, una alta temperatura en el agua, un flujo muy débil de agua, mucho tiempo en todo el proceso de revelado o un revelador nuevo mezclado muy fuerte.

c) Si la base y neblina está normal pero la velocidad y el contraste están muy bajos, el problema puede ser que los químicos estén oxidados o lo contrarió a las razones establecidas en el inciso b).

d) Si el problema es que las tres cantidades están muy altas puede ser que el "replenisher" (que es un reactivador de los químicos que intervienen en el proceso de revelado, el cual es administrado a éstos periódicamente), esté mezclado muy fuerte, la temperatura del revelador esté muy alta, el tiempo de revelado es muy largo o hay mucha agitación.

e) Si las tres cantidades están muy bajas, será lo contrario del punto d), o bien el revelador puede estar contaminado.

f) Si la base y neblina está alto pero la velocidad y el contraste están bajos el revelador puede estar obsoleto.

g) Si la base y neblina es normal pero la velocidad y el contraste están bajando continuamente el problema será que el "replenisher" está mezclado muy débilmente o bien la razón del

"replenisher" está muy baja.

h) Si la base y neblina es normal pero la velocidad y el contraste están subiendo continuamente tendremos una situación opuesta al punto g).

1) Para algunas combinaciones de película-revelador, bajo "replenishment" (frecuencia de la reactivación) hace que la velocidad baje continuamente, mientras que el contraste tenderá a aumentar. Esta situación se da al contrario si tenemos alto "replenishment".

#### Sustitución del densitómetro.

Los densitómetros digitales son muy caros. Sin embargo, la fotoresistencia, aunque no brinda la lectura directamente en unidades de densidad óptica, puede ser "calibrada" contra un densitómetro digital comercial, por lo que podemos convertir las lecturas de resistencia en unidades de densidad óptica.

La fotoresistencia utilizada en este trabajo está montada en una caja metálica y está protegida por una goma negra con objeto de sólo recibir la luz que proviene de la zona de la película que se quiera leer. De la caja metálica salen dos calmanes que deberán conectarse al multímetro y éste deberá ponerse en la escala que mide resistencia eléctrica.

Se utiliza un negatoscopio como fuente de luz. Uno horizontal es mejor que uno vertical. Siempre se deberá utilizar el mismo negatoscopio y en la misma área si es posible. La curva de "calibración" deberá hacerse cada vez que se cambie la fuente de luz.

Ahora se está en condiciones de medir cualquier densidad óptica. Se coloca la película en el lugar escogido del negatoscopio y se obtiene una lectura en el multímetro. Utilizando la gráfica de "calibración" se obtiene el valor de la densidad óptica correspondiente al oscurecimiento de la película bajo estudio.

#### 6.9 COSTO DEL SISTEMA CONSTRUIDO.

El costo que se señala para los elementos de prueba es sólo aproximado debido a que muchos de los materiales utilizados y la mano de obra se obtuvieron en forma gratuita. Los elementos del sistema se construyeron en el Taller Mecánico del Instituto de Física, por el Sr. René Preza y en el Laboratorio de Electrónica del mismo Instituto por el Fís. Francisco Fernández, el Sr. Edgar Méndez y el que suscribe. La mayor parte de los materiales se encontraron en las bodegas del Instituto. Cabe aclarar también que los materiales se venden en cantidades superiores a las necesarias, por lo que se calculó el costo correspondiente a la cantidad de material utilizado. Con respecto a la mano de obra se

consideró la fabricación de una sola pieza.

- Cuña de aluminio y cobre:

Aluminio:	\$ 5.000.00
Cobre:	\$ 1.500.00
Plomo:	\$ 1.000.00
Polietileno:	\$ 3.000.00
Mano de obra:	\$400.000.00

TOTAL: \$410,500.00

- Medidor del tiempo de irradiación:

Disco de lucita:	\$ 1.000.00
Aro de acero:	\$ 4.000.00
Motor:	\$100.000.00
Mano de obra:	\$ 40.000.00

\$145.000.00

- Medidor de la coincidencia de haces:

Monedas:	\$ 1.000.00
----------	-------------

TOTAL: \$ 1,000.00

- Medidor de la alineación del haz:

Tubo de lucita:	\$ 62.000.00
Discos de lucita:	\$ 2.000.00
Balines de acero:	\$ 2.000.00
Mano de obra:	\$225.000.00

TOTAL: \$291,000.00

- Medidor de la mancha focal:

Patrón de barras:	\$ 31.000.00
Disco de lucita:	\$ 1.000.00
Tubo de lucita:	\$ 62.000.00
Mano de obra:	\$200.000.00

TOTAL: \$294,000.00

- Evaluador de la alineación de la rejilla para eliminación de la radiación dispersa:

Placa de latón:	\$ 5.000.00
Mano de obra:	\$260.000.00

TOTAL: \$265,000.00

- Evaluador del contacto película - pantalla intensificadora:

Lámina perforada: \$ 80,000.00  
Mano de obra: \$ 30,000.00

---

TOTAL: \$110,000.00

- Fuente de luz regulada:

Componentes: \$ 45,000.00  
Chasis: \$ 25,000.00  
Mano de obra: \$130,000.00

---

TOTAL: \$200,000.00

- "Densitómetro":

Multímetro: \$120,000.00  
Fotoresistencia: \$ 10,000.00  
Chasis: \$ 7,000.00  
Mano de obra: \$ 40,000.00

---

TOTAL: \$177,000.00

**COSTO TOTAL DEL SISTEMA (APROXIMADO):**

**\$1,893.500.00**

*(Un millón ochocientos noventa y tres mil quinientos pesos)*

Un sistema comercial, que sirva para realizar el mismo tipo de pruebas tiene un costo aproximado de \$4,300.00 USD (\$13,500,000.00) puesto en la fábrica de Estados Unidos, por lo que habría que aumentar costos de transporte e impuestos. Este costo puede variar según la marca del equipo.

## CAPITULO VII

### RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Las pruebas hechas utilizando tanto el sistema de elementos de prueba comercial marca RMI como el construido durante el desarrollo de este trabajo se realizaron en el Instituto Nacional de Cancerología y en el Hospital Regional 20 de Noviembre, en el período comprendido entre el mes de febrero y el mes de junio de 1991.

Agradezco a ambas Instituciones las facilidades y el apoyo recibido. Así como también la muy valiosa colaboración del personal de los Departamentos de Radiología y de Física de ambos Hospitales, sin la cual no hubiera sido posible la realización de este trabajo.

El equipo utilizado en el Instituto Nacional de Cancerología fue un equipo de radiodiagnóstico convencional, marca Philips, modelo Diagnost 73, perteneciente al Departamento de Radiología (Sala 2), mientras que en el Hospital Regional 20 de Noviembre se usó un simulador, marca Philips, perteneciente al Departamento de Radioterapia.

Con respecto al simulador, cabe aclarar que éste sirve para realizar, como su nombre lo dice, la simulación de un tratamiento de teleterapia en pacientes oncológicos. Este equipo cuenta con un sistema de fluoroscopia: sistema que brinda la posibilidad de observar las estructuras internas del paciente en un monitor de TV durante lapsos de tiempo de varios segundos. Gracias a lo anterior, se tiene la posibilidad de observar la localización exacta de un tumor. Con esta información se pueden marcar sobre la piel del paciente los puntos donde incidirá el haz producido por la unidad de teleterapia. Este equipo no cuenta con rejilla para la eliminación de la radiación dispersa (bucky).

En este capítulo todas las figuras que se mencionan se presentan al final del mismo.

#### 7.1 DE LA PRUEBA DEL KILOVOLTAJE.

Estas pruebas se realizaron en el Hospital Regional 20 de Noviembre.

Las radiografías que se obtuvieron durante estas pruebas se muestran en las Figuras 7.1. y 7.2, donde se observan algunas de las imágenes radiográficas del cassette de Wisconsin, marca RMI y de la cufia de aluminio y cobre. El análisis de las densidades



ópticas medidas llevó a la obtención de las gráficas que se presentan en las Figuras 7.3 y 7.4 donde se observa el voltaje medido vs el voltaje nominal del simulador que se facilitó para la realización de estas pruebas y la curva de calibración para la cuña de aluminio, respectivamente. Como puede verse el coeficiente de correlación en ambos casos es mayor de 0.97, lo que implica que las medidas se ajustan muy bien a lo que sería una recta. Este hecho facilitará el manejo de los resultados.

Para obtener entonces el valor del kilovoltaje a partir de la cuña de aluminio y cobre, se puede realizar una exposición, como ya se describió, y a partir del paso coincidente entre la cuña y el polietileno que se encuentre, localizar por medio de la gráfica el kilovoltaje correspondiente. Otra forma de hacerlo es mediante la ecuación:

$$\text{Kilovoltaje medido} = 0.034 \times \text{No. de paso coincidente} - 0.581$$

De la curva de calibración de la cuña de aluminio y cobre se puede ver que los valores del kilovoltaje estudiados, (que son los ordenes que se manejan en radiodiagnóstico), se cubren en sólo cuatro pasos de la cuña. Por esto, sería conveniente aumentar la "resolución" de la cuña, de tal manera que en ese mismo intervalo de valores del kilovoltaje el paso coincidente variara en aproximadamente 12 escalones. Para ello sería aconsejable reducir el espesor del aluminio entre paso y paso de 3 mm a 1 mm hasta llegar a 1.5 cm de espesor para el último paso. Por lo demás, aunque con menos resolución, la cuña trabaja adecuadamente.

Los resultados teóricos, para una cuña compuesta de 0.013 cm de cobre, mas pasos de 3 mm de aluminio contaminado con 1% de plomo (Figs. 6.12-6.14) dan los siguientes valores para la coincidencia de atenuación entre esta componentes metálicas y los 6 cm de polietileno.

Para 50 keV, 0.50 cm, paso coincidente: 1.7;  
para 100 keV, 0.85 cm, paso coincidente: 2.8; y  
para 150 keV, 1.39 cm, paso coincidente: 4.6.

Los resultados experimentales para la cuña (construída con dimensiones similares pero con materiales de pureza desconocida) en la Figura 7.4 son:

Para 50 kVp, paso coincidente: 1.12;  
Para 100 kVp, paso coincidente: 2.82; y  
Para 150 kVp, paso coincidente: 4.52.

El acuerdo entre cálculos y medidas se debe probablemente a una coincidencia ya que para un dado kilovoltaje, no se espera una energía efectiva del haz igual al kVp. La comparación entre los dos conjuntos de valores sugiere que la contaminación del aluminio usado en la cuña es inferior al equivalente de 1% de plomo.

## 7.2 DEL TIEMPO DE IRRADIACION.

Esta prueba se llevo a cabo en el Instituto Nacional de Cancerología.

Para el tiempo de irradiación se compararon los resultados obtenidos con el elemento de prueba con respecto a los obtenidos con el equipo comercial, marca RMI. El equipo comercial es digital y entrega un número desplegado en una pantalla. El elemento de prueba da el resultado a partir de la medición de un ángulo en una imagen, misma que se reproduce en la Figura 7.5. Los resultados fueron los siguientes:

Tiempo Nominal	Equipo Comercial	Elemento de prueba
13 ms	13.0 ± 0.1 ms	13.0 ± 0.3 ms
25 ms	25.0 ± 0.1 ms	25.0 ± 0.3 ms
800 ms	0.0 ms	0.0 ms
1000 ms	0.0 ms	0.0 ms

Para tiempos mayores que 25 ms el equipo de Rayos X no emitió radiación, por lo que es necesaria la revisión y arreglo del sistema que controla al tiempo de irradiación.

Aún así el funcionamiento del elemento de prueba fue verificado con ayuda de un estroboscopio, resultando una lectura para cada período de 1 segundo de  $1.000 \pm 0.003$  segundos. Lo anterior significa que el elemento de prueba resulta adecuado para medir tiempos de irradiación como los utilizados normalmente en radiodiagnóstico (entre 50 y 800 ms).

## 7.3 DE LA COINCIDENCIA DE LOS HACES LUMINOSO Y DE RADIACION.

Esta prueba se realizó en el Instituto Nacional de Cancerología.

Lo utilizado en este caso fueron monedas de \$100.00, que es lo más usual y económico, tratándose sobre todo de moneda nacional. Este método da los resultados que se necesitan obtener al realizar esta prueba. Una muestra de ello se presenta en la Figura 7.6. Como puede verse en la figura el haz de radiación y el haz luminoso no coinciden exactamente, pero la diferencia entre los límites de cada haz no es mayor de los 2 cm que se pueden tolerar, por lo que su desempeño es aceptable.

## 7.4 DE LA ALINEACION DEL HAZ.

Esta prueba se hizo en las instalaciones del Instituto Nacional de Cancerología.

Se siguió el procedimiento descrito en 6.4.1 y los resultados obtenidos (Figuras 7.7 y 7.8) no fueron del todo satisfactorios. Con el accesorio comercial usado como referencia, se obtuvo que el haz estaba desviado en menos de  $0.5^{\circ}$ , mientras que con el elemento de prueba se obtuvo una desviación del orden de  $0.6^{\circ}$ . Este valor, bajo los criterios establecidos en la parte 6.4.1 de este trabajo, coloca al equipo en una categoría diferente a la que bajo la prueba comercial debería clasificarse. Sin embargo, la discrepancia entre ambos resultados es suficientemente pequeña como para pensar que el funcionamiento del elemento de prueba se pueda mejorar. Quizá sea necesario mejorar la alineación de los balines superior e inferior, para lo cual habría que pensar en una técnica de manufactura diferente a la utilizada durante la realización de este trabajo.

## 7.5 DE LA MANCHA FOCAL.

Esta prueba también fue realizada en el Instituto Nacional de Cancerología.

Como se mencionó en el Capítulo 6, no se pudo fabricar elemento de prueba, por lo que se utilizó un patrón de barras comercial. Después de seguir el método descrito en la sección 6.5, se obtuvo un valor para la mancha focal de 2.7 mm contra el valor reportado por el fabricante del tubo de Rayos X que es de 2.0 mm. Esto hace que se considere al filamento del equipo que se utilizó en condiciones aceptables de uso, según la Tabla 5.2. La placa obtenida se muestra en la Figura 7.9.

## 7.6 DE LA REJILLA PARA LA ELIMINACION DE LA RADIACION DISPERSA.

Esta prueba se realizó en el Instituto Nacional de Cancerología.

La máscara de metal que se construyó dio buen resultado, como puede verse en la Figura 7.10. En ella puede observarse que la rejilla del equipo no está centrada y su desviación es mayor a 2.5 cm, ya que el máximo de densidad óptica se encuentra corrido hacia la perforación del lado izquierdo, por lo que en este caso se recomendaría su ajuste. Este elemento de prueba funciona correctamente.

## 7.7 DEL CONTACTO PELICULA - PANTALLA INTENSIFICADORA.

Esta prueba se llevó a cabo en el Instituto Nacional de Cancerología.

Este es otro de los elementos de prueba que funcionaron correctamente, como puede verse en la Figura 7.11. En esta radiografía se observa que el "quemado" de la película en toda su extensión fue homogéneo y así mismo se observan todos los detalles de la lámina perforada, por lo que se puede concluir que el contacto entre las pantallas y la película es el adecuado, así como el funcionamiento del elemento de prueba.

## 7.8 DEL PROCESO DE REVELADO.

Estas pruebas se realizaron en el cuarto oscuro del Departamento de Radiología del Instituto Nacional de Cancerología.

Para esta prueba se diseñó la fuente de luz regulada y se formuló un procedimiento para utilizar la cuña de aluminio y cobre para sustituir al sensitómetro. Igualmente se sugirió la utilización de la fotoresistencia como densitómetro.

Con la fuente de luz regulada se expuso una placa en seis puntos diferentes (Figura 7.12). La densidad óptica se midió cinco veces sobre cada punto, obteniéndose los siguientes resultados.

PUNTO	DENSIDADES OPTICAS				
1	0.70	0.62	0.55	0.68	0.60
2	0.63	0.62	0.50	0.54	0.64
3	0.60	0.57	0.54	0.55	0.60
4	0.58	0.52	0.59	0.53	0.50
5	0.60	0.49	0.56	0.58	0.47
6	0.63	0.62	0.67	0.57	0.68

PUNTO	DENSIDAD OPTICA PROMEDIO	DESVIACION ESTANDAR
1	0.63	0.06
2	0.58	0.06
3	0.57	0.02
4	0.54	0.04
5	0.54	0.06
6	0.63	0.04

Esta tabla de valores indica que el procedimiento de exposición usado (encendido y apagado inmediato de la luz regulada) y de lectura con la fotoresistencia causa una exposición relativamente reproducible. El promedio de los seis valores obtenidos es de 0.58, y su desviación estándar es de 0.08.

Como puede verse, en caso de no disponer de otro método se puede utilizar este sistema. Sin embargo, para hacer control de calidad en la procesadora es conveniente, como ya se mencionó, medir tres puntos con densidades ópticas diferentes, y con un área mayor que la que se dispone hasta este momento con este instrumento. Aún así este método es susceptible de mejorarse. Para ello sería necesario disponer de una luz blanca regulada, con intensidad variable y así mismo debe de adaptarse un temporizador para que la cantidad de luz entregada a la película, después de haber sido encontrado su valor óptimo a través de algunos ensayos, sea constante. A esta luz blanca se le podrían añadir algunos filtros para poder disponer de una película con diferentes densidades ópticas.

Se recomienda entonces, hasta este momento, utilizar la técnica de exposición de la película con la cuña de aluminio y cobre descrita anteriormente.

Para el caso del "densitómetro" (Figuras 7.13 y 7.14) los resultados que se obtuvieron fueron muy halagadores, ya que no sólo se pueden diferenciar distintas densidades ópticas con el uso de la fotoresistencia sino que se pudo calibrar ésta con respecto al densitómetro comercial utilizado (marca X-Rite), obteniéndose en primera instancia una curva de tipo exponencial entre la resistencia eléctrica y la densidad óptica. Para obtener estas curvas se utilizó la radiografía de la cuña de aluminio y cobre obtenida durante la prueba del kilovoltaje para el caso de 96 kVp nominales.

En base a lo anterior podemos establecer que se podría intentar fabricar un densitómetro a nivel comercial. Para esto se necesitaría una fuente de luz regulada (como la que ya se tiene), para entregar a la fotoresistencia una luz cuya transmisión varíe únicamente con la densidad óptica de la película a estudiar. Para calibrarlo se debe obtener una película calibrada, tal y como la

que se usó para calibrar el densitómetro comercial. Otra condición es la de establecer siempre la misma posición entre luz, película y lector, lo cual debe quedar perfectamente sellado a luz externa para no aduiterar la lectura que se determine.

## 7.9 CONCLUSIONES GENERALES.

Este trabajo de tesis ha presentado una revisión de los factores principales que determinan la calidad de una imagen radiográfica para diagnóstico médico. Se ha diseñado y construido (a bajo costo) un sistema de elementos de prueba para realizar un programa de control de calidad en las diferentes etapas que llevan a la obtención de una radiografía.

Se ha demostrado que el sistema construido responde adecuadamente a los requisitos básicos de un programa de control de calidad. Además, por ser (en su mayoría) posible de fabricar en México, se facilita su obtención y hace factible el llevar adelante un programa de control de calidad en los equipos de Rayos X por parte de clínicas de radiodiagnóstico, que normalmente ponen como obstáculo irrebalsable el costo de un sistema similar. Así mismo, se ha mostrado que es posible su perfeccionamiento, lo que pondría a este sistema a la altura de cualquier sistema comercial, en cuanto al reconocimiento de organismos reguladores nacionales e internacionales.

Lo anterior hace posible que en el futuro el sistema construido se dé a conocer y se promueva su utilización en los gabinetes de radiodiagnóstico. Como medida promocional, se podría pedir cuantificar el número de placas rechazadas mensualmente, para ser luego comparado con el número de placas rechazadas en el mismo periodo después de haber puesto en práctica un programa de control de calidad en el gabinete correspondiente. La diferencia entre ambas medidas y su costo asociado, sería un fuerte argumento a favor de la implementación del programa.

Otra tarea por desarrollar en lo futuro es capacitar a físicos en el área de radiodiagnóstico, en particular en lo concerniente a programas de control de calidad. Esto incluye la comprensión del funcionamiento del sistema de elementos de prueba, para que ellos a su vez puedan capacitar a los técnicos radiólogos para que éstos lleven adelante las pruebas rutinarias que se deben hacer durante el desarrollo del programa de control de calidad en el departamento de radiodiagnóstico.

En general, al parecer se alcanzaron a cubrir todos los objetivos que se pretendían alcanzar al inicio de este trabajo. Sin embargo, aún queda mucho por hacer; por ejemplo, implementar sistemas similares para áreas del radiodiagnóstico tales como mamografía, tomografía computarizada, equipos de diagnóstico dental, equipos de fluoroscopia, etc. En todas estas actividades,

el profesional más capacitado para realizar tal trabajo de manera seria y creativa es - debido a su formación básica- el Físico.

7.10 FIGURAS DEL CAPITULO VII.

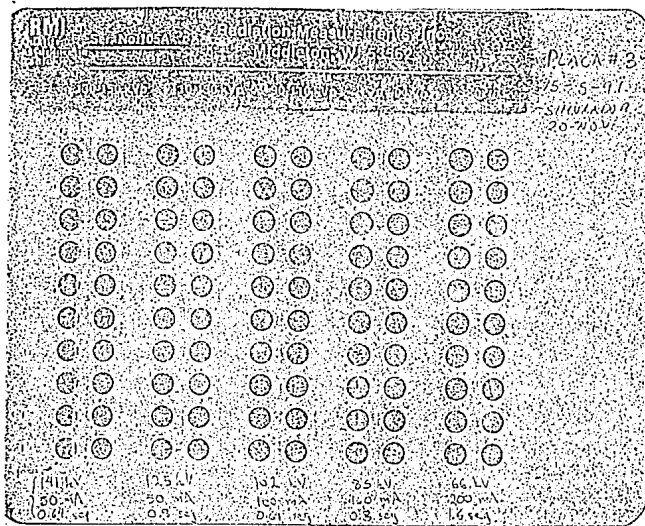


Fig. 7.1: Radiografía del cassette de Wisconsin.

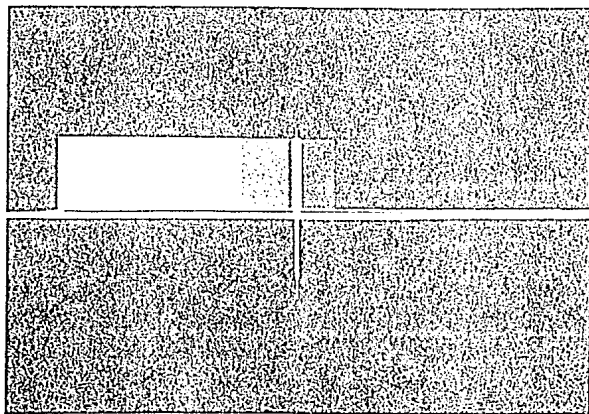


Fig. 7.2: Radiografía de la cuña de Al con 0.0013 cm de Cu.



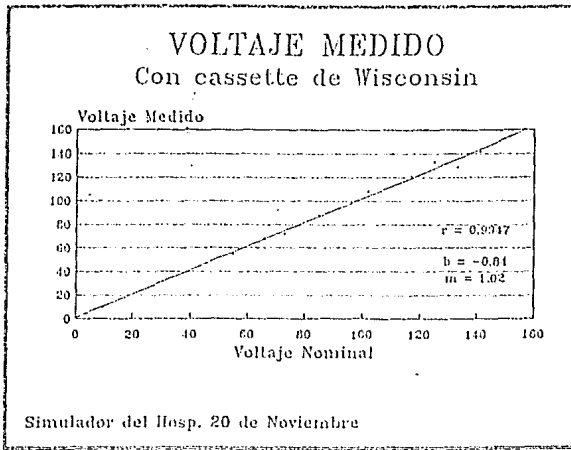


Fig. 7.3: Curva del voltaje medido vs voltaje nominal del simulador.

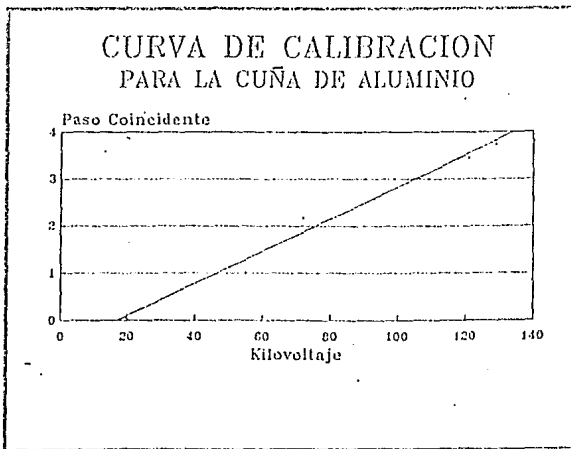


Fig. 7.4: Curva de calibración de la cuña de Al con 0.013 cm de Cu.

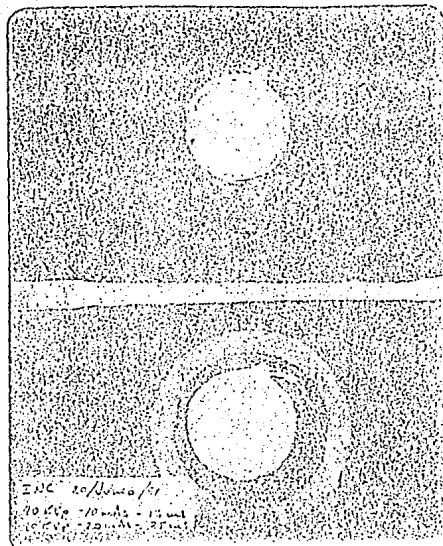


Fig. 7.5: Radiografía para estimar el tiempo de irradiación.

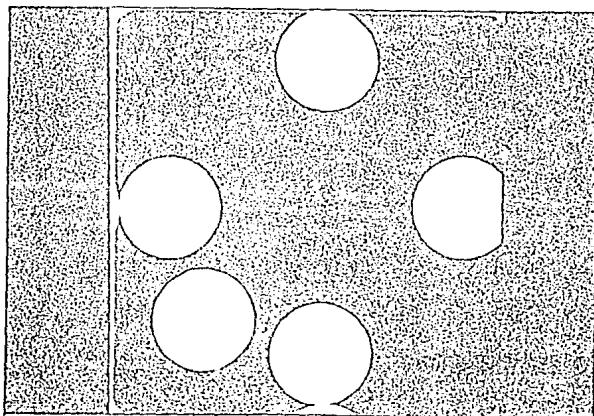


Fig. 7.6: Radiografía para evaluar la coincidencia de los haces luminoso y de radiación.

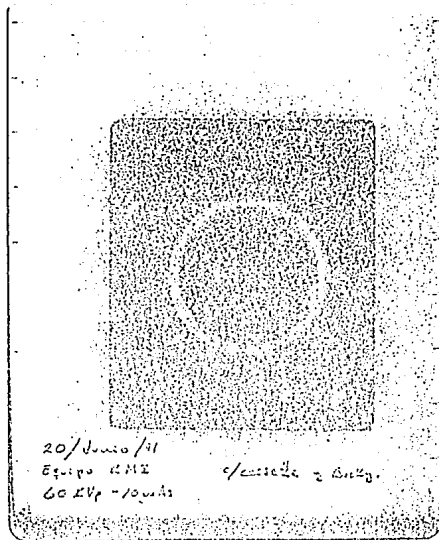


Fig. 7.7: Radiografía para evaluar la lineación del haz de radiación (con el elemento comercial RMI)

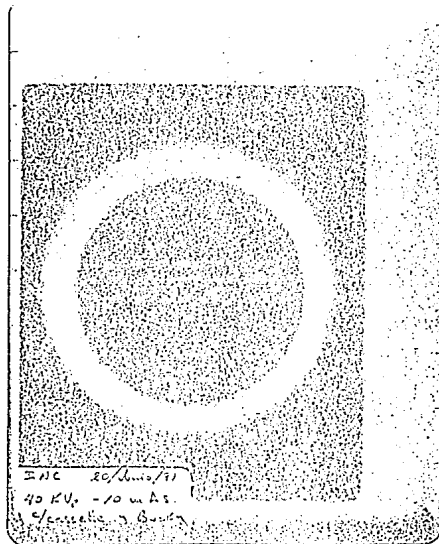


Fig. 7.8: Radiografía para evaluar la lineación del haz de radiación (con el elemento de prueba de este trabajo).

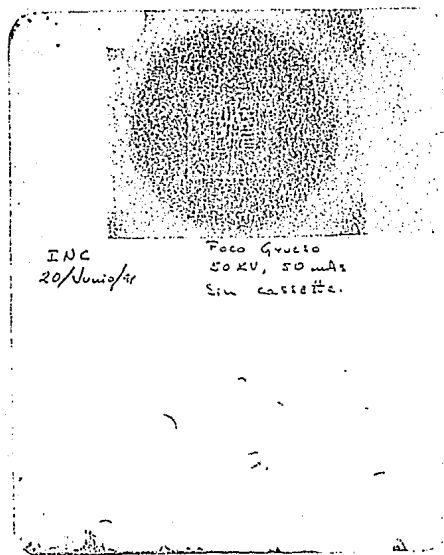


Fig. 7.9: Radiografía obtenida para la medición de la mancha focal

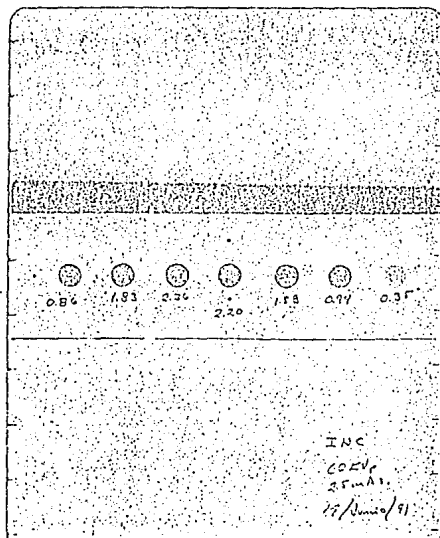
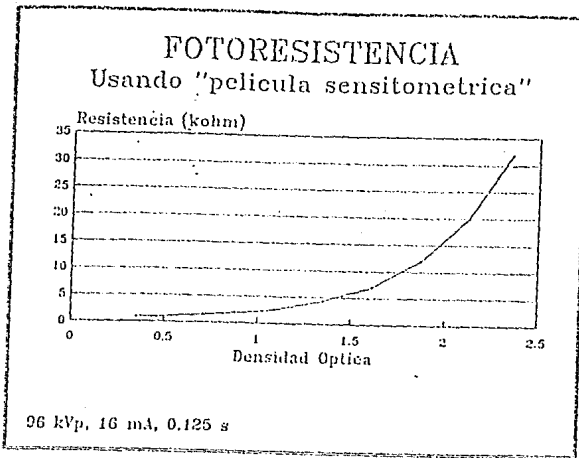
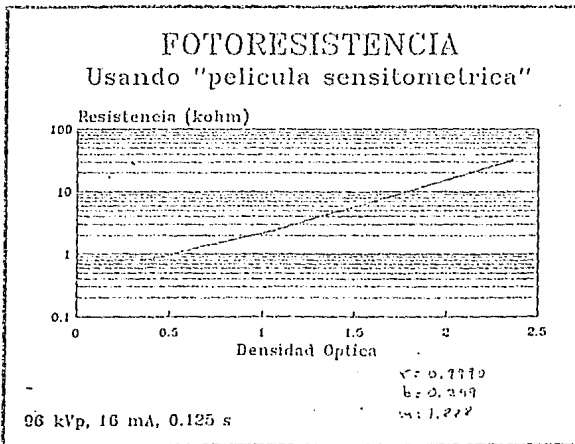


Fig. 7.10: Radiografía obtenida durante la prueba de la alineación de la rejilla antidispersora.



7.13: Gráfica donde se observa la respuesta del "densitómetro" (resistencia eléctrica), respecto a la densidad óptica.



7.14: Gráfica donde se observa la respuesta del "densitómetro" (resistencia eléctrica), respecto a la densidad óptica en escala semilogarítmica.

Fig. 7.11: Radiografía obtenida para evaluar el contacto entre la película y la pantalla intensificadora.

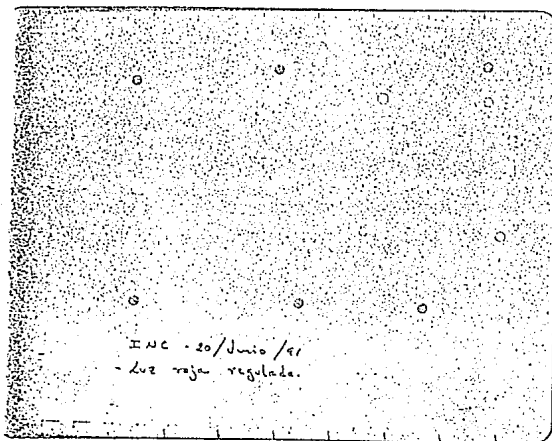


Fig. 7.12: Radiografía obtenida con seis exposiciones de la película a la fuente de luz regulada.

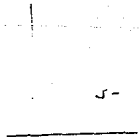
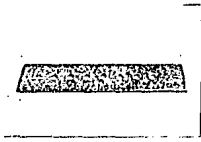
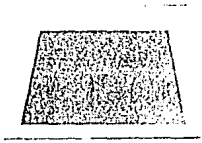
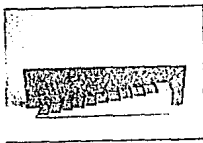
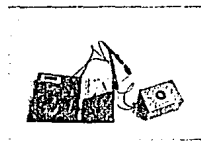
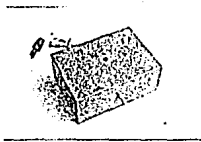


Fig. 7.15: Sistema construído

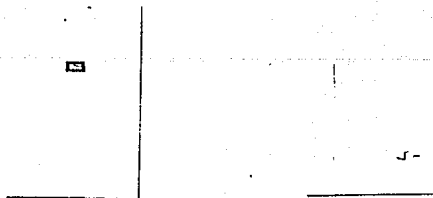
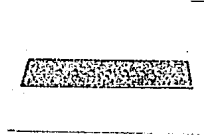
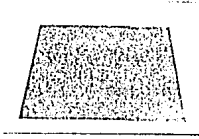
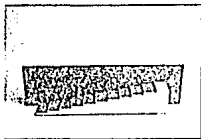
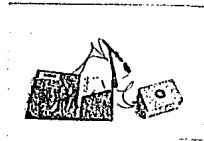


Fig. 7.15: Sistema construído



## REFERENCIAS

(Attix, 1986)

Attix, F. Herbert.

"Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry"  
John Wiley and Sons, Inc..

(Ardran, 1968)

Ardran, G.M., Crooks, H.E.

"Checking Diagnostic X - Ray Beam Quality".

British Journal of Radiology.

Marzo de 1968, pp 193-198.

(Cameron, 1991)

Cameron, John R.

"Control de Calidad en Radiología Diagnóstica con  
Equipos Simples".

Universidad de Wisconsin

Madison.

Enero de 1991.

(Cember, 1978)

Cember Herman.

"Introduction to Health Physics"

Pergamon Press.

1978.

(Evans, 1955)

Evans, Robley.

"The Atomic Nucleus"

Mc-Graw Hill Book Company, Inc.

1955.

(Hendee, 1979)

Hendee, William R.

"Medical Radiation Physics".

Second Edition.

Year Book Medical Publishers.

1979.

(Millman, 1972)

Millman, Jacob and Halkias, Christos

"Integrated Electronics

Analog and Digital Circuits and Systems".

Mc Graw Hill Book Company

1972

(NCRP, 1988)

National Council on Radiation Protection and Measurements.

"Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment".

NCRP Report No. 99.

1988.

(DPS, 1984)

Organización Panamericana de la Salud.  
"Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico".  
Publicación Científica No. 469  
1984.

(RMI)

Quality Assurance Handbook.  
Radiation Measurements, Inc.

(Sprawls, 1987)

Sprawls, Perry.  
"Physical Principles of Medical Imaging".  
Aspen Publication.  
1987.

(Stanton, 1966)

Stanton, L., Lightfoot, D. and Mann, S.  
"A penetrometer Method for Field kV  
Calibration of Diagnostic X - Ray Machines".  
Radiology, Vol. 87.  
Julio de 1966. pp 87-98.

(USDHHS, 1983)

U.S. Department of Health and Human Services.  
"Checklist for Establishing a Diagnostic Radiology  
Quality Assurance Program".  
Radiological Health  
Quality Assurance Series.  
September, 1983.

(Young, 1983)

Young, M.E.J.  
"Radiological Physics".  
H.K. Lewis and Co.  
1983.