



MINISTERIO DE SALUD PUBLICA



**PROYECTO SUB-REGIONAL DE MANTENIMIENTO
DESARROLLO Y FORTALECIMIENTO
DE LOS SERVICIOS DE MANTENIMIENTO EN LOS
ESTABLECIMIENTOS DE SALUD**

CONVENIO RE-HS-02
O P S / O M S
DONACION HOLANDA

INGENIERIA Y MANTENIMIENTO

MSP - IHSS

“CURSO NACIONAL DE RAYOS X”



HONDURAS, C. A. - JULIO, 1992



MINISTERIO DE SALUD PUBLICA



**PROYECTO SUB-REGIONAL DE MANTENIMIENTO
DESARROLLO Y FORTALECIMIENTO
DE LOS SERVICIOS DE MANTENIMIENTO EN LOS
ESTABLECIMIENTOS DE SALUD**

CONVENIO RE-HS-02

O P S / O M S

DONACION HOLANDA

INGENIERIA Y MANTENIMIENTO

MSP - IHSS

“CURSO NACIONAL DE RAYOS X”



HONDURAS, C. A. - JULIO, 1992

"CONTENIDO DEL CURSO NACIONAL DE RAYOS "X"

DEL 20 DE JULIO AL 24 DE JULIO 1992.

CAPITULO I

- a) *"Naturaleza, Producción y Propiedades de los Rayos "X"*
- b) *Interacción de los Rayos "X" con la Materia, Protección contra Radiaciones Ionizantes.*

CAPITULO II

- a) *Parámetros Radiológicos.*

CAPITULO III

- a) *Formación de la Imagen Radiológica*
- b) *Configuración de la Película Radiológicas*
- c) *Circuitos Asociados con la Función Escofía, Grafía.*

CAPITULO IV

- a) *Función Artificial de los Rayos "X"*

CAPITULO V

- a) *Tubos de Rayos "X" para Medicina*

CAPITULO VI

- a) *Tipos de Información de los Tubos de Rayos "X" suministrados por los Fabricantes.*

CAPITULO VII

- a) *Controles de Rayos "X"*

CAPITULO VIII

- a) *Alimentación Eléctrica e Interconexión de Equipos de Rayos "X"*
- b) *Sistema de Alta Tensión.*

MATERIAL RECOPIADO Y REPRODUCIDO POR :

DIVISION DE INGENIERIA Y MANTENIMIENTO DEL MINISTERIO DE SALUD PUBLICA.

- ING. FRANCISCO ALVARADO
- ING. ROBERTO FLORES T.
- B.I. PEDRO RAFAEL LANZA
- B.I. ROGER LOPEZ.

UNIDAD DE INGENIERIA, ARQUITECTURA Y MANTENIMIENTO DEL IHSS

- ING. RODIMIRO CERRATO NEDA
- ING. OSCAR ROLANDO LOPEZ S.
- B.I. ALFONSO GOMEZ

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE HONDURAS

- FISICO MEDICO FILIBERTO RODRIGUEZ

O. P. S./ O. M. S.

- ING. RAUL ALVARADO.

CAPITULO 1

CAPITULO I

PRINCIPIOS DE RAYOS X

1.1. PRINCIPIOS DE PRODUCCION DE RAYOS X

Los rayos X se producen cuando electrones de alta velocidad bombardean una sustancia. Los electrones interaccionan con los átomos del material BLANCO u OBJETIVO produciendo ya sea radiación característica o radiación por frenado o blanca.

Radiación Característica: La radiación característica se produce cuando los elementos acelerados desalojan algunos electrones de los átomos del blanco (Fig. 2.1).

Los lugares vacantes dejados por los electrones expulsados (nivel receptor) son ocupados inmediatamente por electrones de capas superiores del átomo (niveles donantes) emitiéndose un fotón con energía igual a la diferencia de energía del nivel donante y del nivel receptor. La radiación de emisión asociada con el llenado de vacantes de la capa K se denominan $K\alpha$, $K\beta$ y KC , que corresponden a las transiciones electrónicas desde las capas L, M, y N, a la K respectivamente. Estas líneas espectrales se conocen como rayos X característicos debido a que son característicos de las capas de energía de un material blanco en particular.

Radiación Blanca: La radiación blanca se produce cuando un electrón pasa cerca del núcleo del átomo blanco. Debido a la fuerte atracción eléctrica entre el núcleo positivo y el electrón negativo éste es obligado a orbitar parcialmente alrededor del núcleo radiando energía (Fig. 2. 1b). Esta pérdida de energía aparecerá como un fotón con energía hf y el electrón quedará con energía $E-hf$, donde, E es la energía del electrón, incidente, $h=6.626176 \times 10^{-34}$ J. s la corriente del planck y f la frecuencia del fotón emitido.

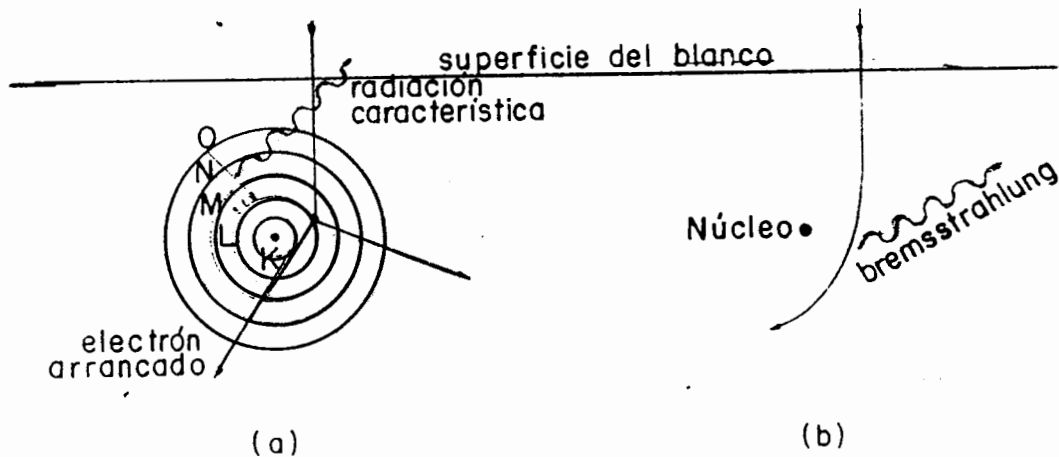


Fig. 2.1 Interacción típica de un electrón con el blanco.
a) el electrón incidente expulsa un electrón K dando radiación característica. b) colisión entre un electrón y un núcleo.

La probabilidad de que este proceso se disminuye medida decrece del electrón incidente. Para energías altas, sin embargo, este proceso es mucho más probable aunque los procesos de ionización 6 .

Este proceso de producción de la Radiación Blanca está descrito por la palabra alemana bremsstrahlung, que significa RADIACION POR FRENA-DO.

Las interacciones que producen Radiación Blanca ocurren más frecuente en elementos con alto número atómico.

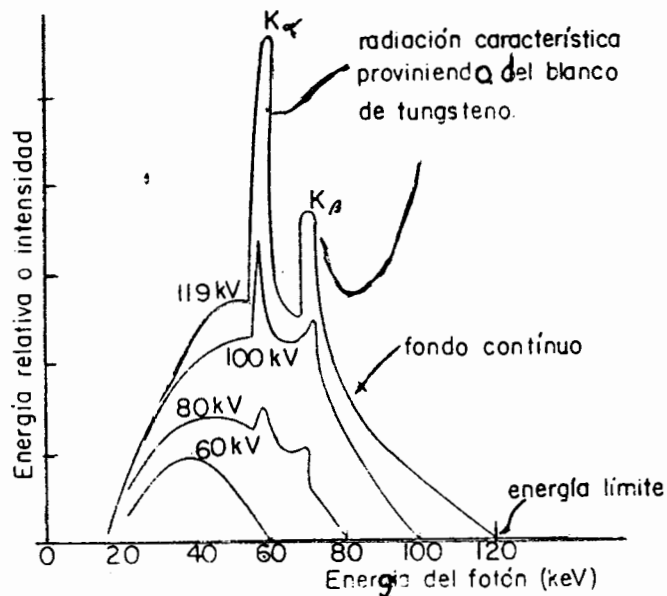


Fig.2.2 Espectro típico de rayos X. El espectro fue observado en un tubo de radiodiagnóstico excitado a 60, 80, 100 y 119 KV.

Este proceso cabe también incluir aquel caso en que el electrón es frenado completa y repentinamente en único evento, debido a un choque frontal con el empleo de un átomo. El número de colisiones de este tipo, que se dan cuando un haz de electrones incide sobre un blanco, es normalmente pequeño pero es suficiente para esperar observar algunos fotones con energía muy cercana a la de los electrones incidentes.

En la figura 2.2. se muestran espectros de Rayos X típicos. Los picos son causados por la radiación característica que se produce por el llenado de vacantes en cajas internas de los átomos objetivo, de los cuales se ha desalojado electrones. Las líneas continuas se deben a la radiación blanca. La energía límite corresponde a la detención frontal de un electrón, el cual libera toda su energía.

1.2. TUBOS DE RAYOS X

El haz de Rayos X se produce en un tubo al vacío que contiene básicamente; una fuente de electrones, una fuente de alto voltaje para acelerar los electrones, y un blanco metálico para frenar los electrones después de que hayan adquirido altas velocidades. La figura 2.3 muestra el principio básico de un tubo de rayos X. El cátodo es la fuente que emite electrones termoiónicos. Consiste de un filamento de tungsteno en forma de bobina instalado en una taza de enfoque poco profunda. Cuando el filamento es calentado hasta la incandescencia, los electrones son despedidos de la superficie del tungsteno. Con la aplicación de un alto voltaje (típicamente de 50 a 150 Kv.) entre el ánodo y el cátodo, los electrones se aceleran hacia el BLANCO, que está inmerso en el ánodo, constituyendo una corriente de electrones recorriendo el circuito en el sentido antihorario. Esta corriente de tubo es medida por el miliamperímetro. El cátodo y el ánodo se localizan dentro de una envoltura de vidrio evacuada por lo que los electrones no tienen la posibilidad de chocar con moléculas de gas en su recorrido hacia el ánodo adquiriendo como consecuencia velocidades muy altas. Más, cuando son frenados repentinamente, en el ánodo se emiten rayos X en todas direcciones.

De la energía de los electrones acelerados sólo el 1 % se convierte en Rayos X, el resto se convierte en calor que de no ser removido del ánodo podría fundirlo.

La taza de enfoque ésta diseñada para concentrar los electrones sobre una parte pequeña del ánodo llamada el punto focal. La parte del ánodo, donde los electrones son enfocados se fabrica normalmente de tungsteno o en aleación de renio-tungsteno (90 % tungsteno, el 10 % renio) 7. La adición del renio al tungsteno hace más tenaz el blanco e improbable su rotura bajo tensiones causadas por el calentamiento.

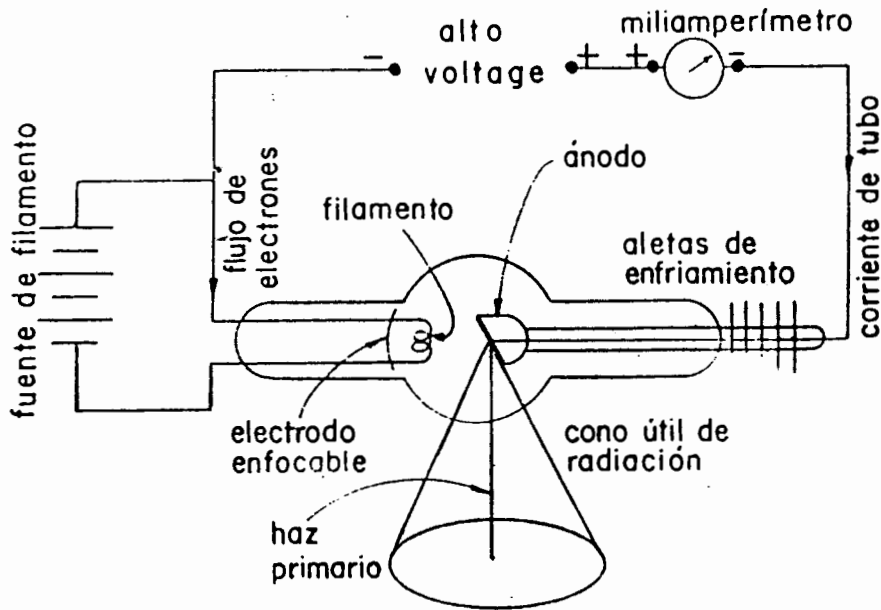


Figura 2.3. Tubo de rayos X. Los electrones emitidos por el filamento caliente bombardean al blanco. El blanco, entonces, emite rayos X.

Para entender la operación de un tubo de Rayos X en un circuito, es esencial conocer cómo depende la corriente del tubo del voltaje de tubo para una excitación dada del filamento. La figura 2.4 muestra datos para un tubo típico de radiodiagnóstico 5 . Cuando se aplican unos pocos KV a través del tubo, la corriente es pequeña debido a los efectos de la carga espacial. Rodeando al filamento hay una nube de electrones que tienden a repelerse mutuamente de regreso hacia el filamento a menos que se aplique un voltaje lo suficientemente alto entre el ánodo y el cátodo para que los empuje lejos del filamento tan rápido como son producidos. Esta nube de electrones es lo que se conoce como carga espacial. A medida que el Kilovoltaje es aumentado, los efectos de la carga espacial se reducen gradualmente y la corriente de tubo aumenta hasta que la mayoría de los electrones liberados en el filamento son lanzados hacia el ánodo

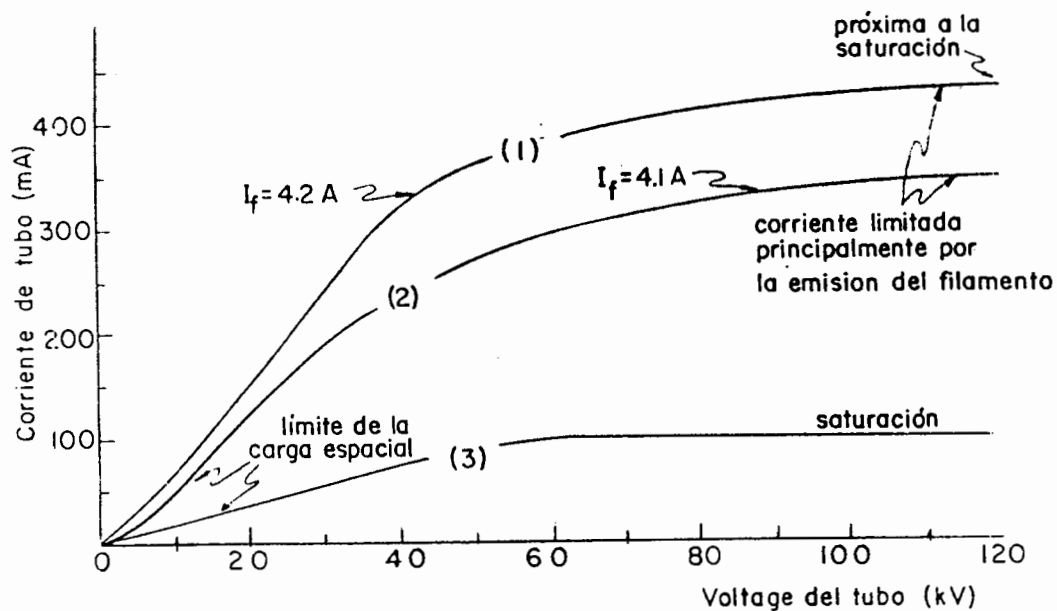


Figura 2.4. Corriente de tubo como función del voltaje: Las curvas 1 y 2 son típicas de radiodiagnóstico. La curva 3 representa datos típicos de un tubo operando en corrientes bajas. I_f es la corriente de filamento.

A mayores voltajes se alcanza una región de saturación en la cual todos los electrones liberados son empujados hacia el ánodo. La mayoría de los tubos de radiodiagnóstico operan a altas corrientes que están por encima de la región limitada por la carga espacial por debajo de la región de saturación. Aquí la corriente de tubo es determinada por ambos: el kilovoltaje y la emisión del filamento. Cuando los tubos son operados a bajas corrientes de tubo, como fluoroscopia o en radioterapia, la operación es cerca de la región de saturación y la corriente de tubo está determinada solamente por la emisión del filamento (como lo ilustra la curva 3 en la figura 2.4).

La figura 2.4 también muestra que un cambio en la corriente de tubo en un 35 % (325 mA a 440 mA) cuando la excitación es a 100 KV. De aquí que, para obtener precisión en la operación de un tubo de Rayos X, la corriente de filamento debe ser cuidadosamente estabilizada y controlada.

La energía de los fotones emitidos desde un tubo de Rayos X depende de la energía de los electrones que bombardean el blanco del tubo de Rayos X. La energía de los electrones es determinada a su vez, por el voltaje pico (KV_p) usado. Por eso, el KV determina la máxima energía (calidad) ^P de los Rayos X producidos. Además, técnicas de más alto KV_p incrementara también la cantidad de Rayos X producidos. La cantidad de radiación crece con el cuadrado del Kilovoltaje.

intensidad es proporcional a (KV_p)²

La longitud de onda de la radiación característica producida por el blanco no cambia por el KV_p usado. Por supuesto, el kilovoltaje aplicado debe ser lo suficientemente alto para excitar la radiación característica. Por ejemplo, usando un blanco de tungsteno, al menos 70 KV_p debe usarse para causar la aparición de Rayos X característicos- K.

Finalmente, el número de Rayos X producidos obviamente depende del número de electrones que golpean el blanco del tubo de Rayos X. El número de electrones depende directamente de la corriente del tubo (mA) usada.

A mayor mA, más producción de electrones.

1.3. TUBOS DE RAYOS X PARA DIAGNOSTICO

El tubo de rayos X es uno de los componentes principales en la formación de imágenes ya provee la radiación necesaria para obtener la imagen de un objeto, Es obligatorio que el técnico tenga un conocimiento firme del diseño y función del tubo por dos razones. Primero, hay muchos factores que influyen en la operación segura del tubo y segundo, el uso apropiado de estos factores contribuirá favorablemente en la vida útil esperada del tubo.

1.3.1. REQUERIMIENTOS DE UN TUBO DE RAYOS X

Para satisfacer la creciente demanda de una imagen de óptima calidad con la menor dosis de radiación posible al paciente, hay un número de requerimientos con respecto al diseño de un tubo de rayos X. En consecuencia, el tubo debe ser diseñado para proveer:

- (a) Imágenes claramente delineadas (alta definición)
- (b) Tiempos muy cortos de exposición para que las estructuras en movimiento puedan ser captadas sin distorsión (debido al movimiento).
- (c) Salida específica de radiación para captaciones óptimas de ciertas estructuras (por ejemplo, técnicas de bajo KV_p para tomar tejidos blandos).
- (d) Exposiciones repetidas las cuales son necesarias para imágenes rápidas en serie.
- (e) La capacidad de manejar altas cargas eléctricas.
- (f) Rápida disipación de calor.

Los tubos de rayos X para imágenes caen dentro de dos clases, diferenciadas en base a las características del tipo de ánodo de cada uno de ellos. Estas son:

- a) Tubos de rayos X de ánodo estacionario.
- b) Tubos de rayos X de ánodo rotatorio.

1.3.2. EL TUBO DE RAYOS X DE ANODO ESTACIONARIO

En el pasado, los ánodos estacionarios se usaron en casi todos los tubos de rayos X. Aunque la mayoría de los tubos de rayos X usados hoy

día en radiodiagnóstico usan ánodos rotatorios. Se pueden encontrar ocasionalmente tubos con ánodos estacionarios en unidades tales como generadores portátiles de rayos X y radiografía dental. Además, se usan tubos de ánodo estacionario en unidades diseñadas para radioterapia. En el tubo de Rayos X representado en la Figura 2.3 es un tubo de ánodo estacionario.

EL CATODO

El terminal negativo de un tubo de rayos X es llamado cátodo o filamento. El filamento es la fuente de electrones para un tubo de rayos X. Rodeando el filamento hay una taza metálica (de molibdeno) de enfoque.

El filamento es construido de alambre de tungsteno, de aproximadamente 0.2 mm de diámetro, el cual es enrollado para formar una espiral vertical de unos 0.2 cm de diámetro y de 1 cm menos de longitud. Cuando la corriente fluye a través de este fino alambre de tungsteno, este se calienta, sus átomos absorben energía térmica, y algunos electrones en el metal adquieren suficiente energía que les permite moverse a cortas distancias de la superficie del metal fenómeno que se conoce como emisión termoiónica, el cual puede ser definido como la emisión de electrones resultado de la absorción de energía térmica.

Un filamento de tungsteno, puro debe ser calentado a una temperatura mínima de 2,200 C para emitir un número útil de electrones (termoiónicos). El tungsteno no es un material emisor de electrones tan eficiente como otros materiales (aleaciones de tungsteno) usados en algunos tubos de electrones. Sin embargo, es escogido para usarlo en tubos de Rayos X debido a que puede ser moldeado hasta obtener un fino alambre bastante fuerte, tiene un punto de fusión alto (3,370 ° C) y tiene una tendencia muy pequeña a vaporizarse; de este modo tiene la posibilidad de una vida razonablemente larga como filamento.

Los tubos modernos de rayos X pueden estar provistos con uno o, más comunmente, dos filamentos. Son montados paralelamente (lado a lado) o uno arriba del otro. Siendo uno de ellos más largo que el otro (Fig. 5a) Es importante entender que sólo un filamento es usado para una exposición dada de Rayos X, el filamento más grande es usado generalmente para largas exposiciones.

La vaporización del filamento cuando es calentado demasiado acorta la vida de un tubo de Rayos X, debido a que el filamento se romperá si se vuelve muy delgado. El filamento nunca deberá calentarse por períodos más largos de los necesarios.

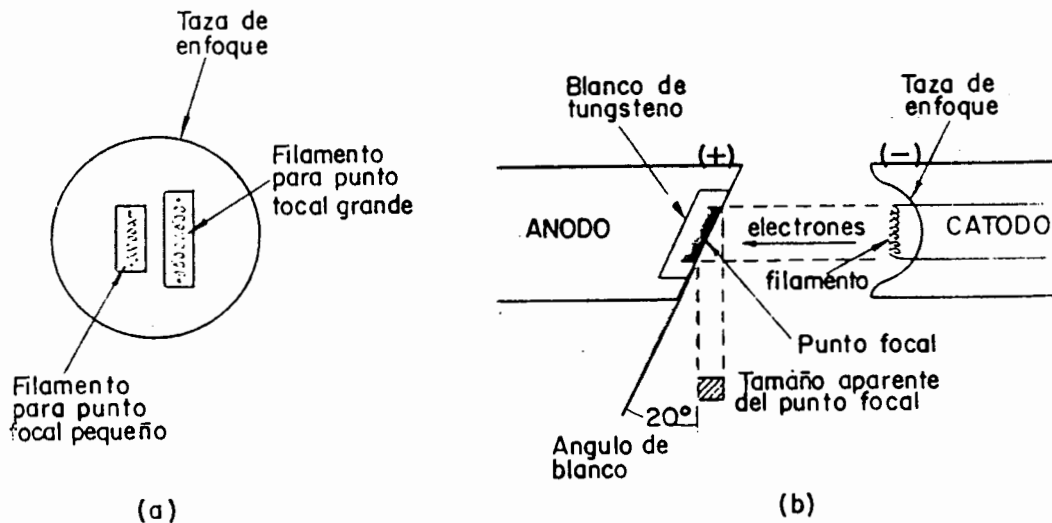


Figura. 2.5. a) Un filamento doble contenido en la taza de enfoque. b) El principio de enfoque lineal.

El tungsteno que se vaporiza en el filamento (y ocasionalmente en el ánodo) se deposita en una capa extremadamente fina sobre la superficie interior de la pared de vidrio del tubo de Rayos X. Esto produce un calor que se vuelve más oscuro con la edad del tubo. Los tubos viejos adquieren un color bronce oscuro. Esta capa de tungsteno tiene dos efectos. Tiende a filtrar el haz de rayos X, cambiando gradualmente la calidad del haz, y la presencia del metal en el vidrio incrementa la posibilidad de arcos eléctricos entre el vidrio y los electrodos de la posibilidad de arcos eléctricos entre el vidrio y los electrodos de alto KV_p que pueden dar como resultado la perforación del tubo.

La vida de un filamento de tungsteno puro es considerable para corrientes de tubo abajo de 300 mA o aún 500 mA. Si la corriente del tubo se incrementa por arriba de estos valores, la vida del filamento se convierte en un factor importante en la falla del tubo. Con la tendencia siempre creciente hacia el uso de generadores de altos valores de mA, existe la necesidad de un emisor de electrones más eficiente. En vista de esto, se han puesto a la disposición filamentos de tungsteno toriado operados a 2.000 mA son bastante estables. Con ulteriores investigaciones se espera que filamentos de tungsteno toriado admitan operaciones a niveles de 3.000 a 5.000 mA.

Finalmente, cuando el tubo de Rayos X conduce, la taza de enfoque es mantenida al mismo potencial negativo del filamento. La taza de en

foque es diseñada de tal forma que las fuerzas eléctricas causan un flujo de electrones convergiendo sobre el blanco del ánodo en la medida y forma deseada.

EL ANODO

El ánodo estacionario de un tubo de rayos X consiste de una pequeña lamina de tungsteno, de 2 a 3mm de espesor, la cual está incrustada en un bloque sólido de sobre de gran masa. La lámina de tungsteno tiene forma rectangular o cuadrada, siendo cada dimensión normalmente mayor que 1 cm. Esta pieza rectangular es lo que se conoce como blanco. La pequeña área del blanco sobre la cual son enfocados los electrones es llamada el punto focal y es la fuente de emisión de rayos X.

La cara del ánodo está inclinada a un ángulo pequeño (ángulo de blanco) con respecto a la perpendicular a la línea de incidencia de los electrones como se elustra en la figura 2.5b. De esta manera se proyecta sobre la película una pequeña área cuadrada efectivamente menor que el punto focal real. El principio de inclinación del ánodo, o usando un borde achaflanado, es llamado el principio de enfoque lineal y fue desarrollado por Goetze en 1918⁷. A causa de esta inclinación, cuando la superficie oblicua del punto focal es vista desde la dirección en la cual emergen los rayos X a partir del tubo, aparece reducida según las reglas de la perspectiva. Si se quiere calcular el tamaño de la proyección del punto focal se encontrará que este está directamente relacionado con el seno del ángulo del ánodo.

El tamaño del punto focal efectivo influye en los detalles que van a ser tomados. En general, un punto focal efectivo más pequeño producirá imágenes en la cual podrán verse detalles finos. El tamaño y forma del chorro de electrones que golpean el ánodo. El tamaño y forma del chorro de electrones está determinado por las dimensiones de la bobina de alambre de tungsteno del filamento, la construcción de la taza de enfoque, y la posición del filamento dentro de la taza de enfoque.

El ángulo del ánodo difiere de acuerdo al diseño individual del tubo y puede variar entre 6° y 20°. Algunos tubos recientes con un punto focal de 0,3 mm usan un ángulo de ánodo de solamente 6°. Para radiografías de diagnóstico general hechas a una distancia foco-película de 101.6 cm, el ángulo del ánodo normalmente es superior a 15°. El tamaño del punto focal es expresado en términos del punto focal aparente proyectado; los tamaños comunmente utilizados son 0,3 mm, 0.6 mm, 1.0 mm, 1.2 mm y 2.0 mm.

En la producción de rayos X, alrededor del 99% de la energía

eléctrica aplicada al tubo es transformada en calor. El problema de la producción de calor en el tubo es de suma importancia y es uno de los factores que influyen en el diseño del tubo y, más específicamente, del ánodo. Los materiales usados en la construcción del ánodo no sólo deben cumplir con los requerimientos de la producción de rayos X sino que deben ser además buenos conductores de calor.

El tungsteno es utilizado como material blanco porque tiene las siguientes propiedades:

- (a) Un número atómico alto ($Z=74$). La eficiencia de la producción de rayos X es directamente proporcional al número atómico.
- (b) Baja presión de vapor a altas temperaturas. Esta propiedad mantiene el vacío.
- (c) Alta conductividad térmica. Conduce el calor rápidamente.
- (e) Facilidad de moldeo en la forma deseada (tales como un rectángulo, círculo o cuadrado).

El pequeño blanco de tungsteno debe ser incrustado en una porción de cobre mucho más grande para facilitar la disipación de calor. A pesar de sus buenas características térmicas el tungsteno no puede resistir el calor acumulado por exposiciones repetidas. El cobre es mejor conductor de calor que el tungsteno, por eso un ánodo masivo de cobre incrementa la capacidad térmica total del ánodo y el ritmo de enfriamiento.

El tamaño del blanco de tungsteno es considerablemente mayor que el área sobre la cual incide el chorro de electrones. Esto es necesario debido al punto de fusión relativamente pequeño del cobre ($1,070^{\circ}\text{C}$). Una simple exposición de rayos X puede incrementar la temperatura del área bombardeada del blanco de tungsteno a $1,000^{\circ}\text{C}$ o más. Esta temperatura alta es alcanzada por cualquier metal junto al punto focal. Si el blanco de tungsteno no fuera lo suficientemente grande para distribuir calor hacia los bordes del punto focal, el calor producido podría derretir el cobre en la inmediata vecindad del blanco.

Todos los metales se expanden al ser calentados, pero lo hacen a diferentes tasas. La interface entre el blanco de tungsteno y el ánodo de cobre ocasiona problemas técnicos debido a que el tungsteno y el cobre tienen diferentes coeficientes de expansión. Si la junta de tungsteno con el cobre no fuera construida adecuadamente, el blanco de tungsteno tendería a prolongarse fuera del ánodo de cobre.

Las limitaciones impuestas por el tubo de rayos X de ánodo estacionario son varias e incluyen las siguientes:

- (a) Con operaciones continuas de tubo (exposiciones repetidas). La temperatura del tungsteno y el cobre se vuelve tan alta que puede hasta hacer decrecer el ritmo al cual el cobre conduce el calor. Como resultado, la disipación de calor se vuelve un problema.
- (b) El área del blanco bombardeada por los electrones está limitada a un tamaño reducido.
- (c) La capacidad de carga del tubo es limitada, la capacidad de carga se refiere al KV_p mA y tiempo que el tubo puede resistir.

1.3.3. EL TUBO DE RAYOS X DE ANODO ROTATORIO

El ánodo de un tubo de ánodo rotatorio consiste de un disco grande de tungsteno (de 50 mm a 125 mm de diámetro), o una aleación de tungsteno, el cual gira a una velocidad teórica de alrededor de 3,600 revoluciones por minuto (rpm) cuando se está efectuando una exposición. En la práctica, el ánodo nunca alcanza tal velocidad debido a factores mecánicos tales como el deslizamiento entre el rotor y los cojinetes, así que para propósitos de cálculos en la habilidad del tubo de resistir altas cargas, una velocidad de 3,000 rpm es la que se asume.

El disco de tungsteno tiene un borde biselado a un ángulo que puede variar entre 6° y 20° . El bisel es usado para aprovecharse del principio de enfoque lineal discutido anteriormente. El propósito del ánodo rotatorio es espaciar el calor producido durante una exposición sobre un área mayor del ánodo.

La energía necesaria para que el disco del ánodo rote es suministrada por el estator de un motor de inducción (Fig. 2.6.) El estator se instala fuera de la envoltura de vidrio del tubo. Cuando se conecta al estator una fuente trifásica de corriente alterna, se produce un campo magnético rotante que induce corrientes de eddy en el cilindro de cobre (rotor) el cual es empujado a girar en la dirección del campo magnético.

La velocidad de rotación del ánodo depende de la frecuencia de la fuente suplidora. U. frecuencia de 60 Hertz (60 ciclos por segundo) produce una velocidad de rotación de 3,600 rpm. Si el estator es alimentado con una fuente de 150 Hertz, entonces la velocidad de rotación crece hasta 9,000 rpm. En tubos recientes de ánodo rotatorio, han sido posibles velocidades de 10,000 rpm usando fuentes de 180 Hertz. El propósito de incrementar la velocidad de rotación es incrementar los valores específicos de carga (máxima carga eléctrica permisible en vatios o kilovatios) del tubo. Por ejemplo, una velocidad de 9,000 rpm incrementa la carga específica en un 70 % comparada con

la velocidad de 3,000 rpm [7.]

La rotación libre y suave del disco se facilita a través del uso de cojinetes esféricos de acero los cuales son lubricados con bario metálico, plata o plomo, ya que los lubricantes ordinarios tales como el aceite podrían vaporizarse al calentarse y destruir el vacío del tubo.

El calor generado en un disco sólido de tungsteno es disipado por radiación a través del vacío hacia la pared de vidrio del tubo, y de aquí hacia el aceite que rodea el tubo. Se recordará que el calor es disipado en un tubo de ánodo estacionario por la absorción y conducción que provee el ánodo masivo de cobre.

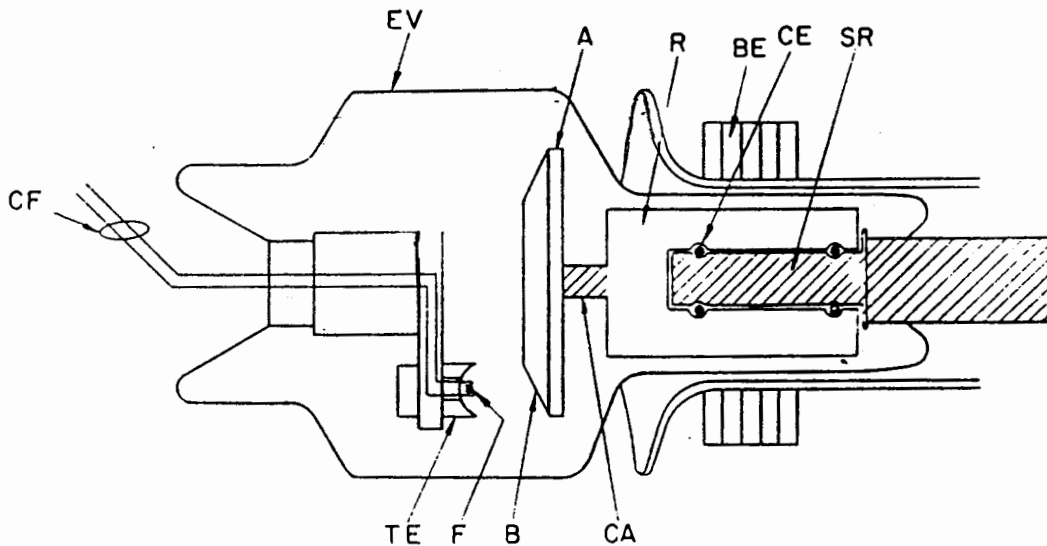


Figura 2.6. Tubo de rayos X de ánodo rotatorio: CF=cables de filamento; EV=envoltura de vidrio; A:ánodo; R=rotor; BE=bobina estacionaria (estator); CE=cojinetes esféricos; SR=soporte del rotor; CA=cuello del ánodo (vástago); B=blanco; F=filamento, y TE=taza de enfoque.

En el tubo de ánodo rotatorio, la absorción de calor por el ánodo es indeseable debido a que el calor absorbido por los cojinetes esféricos podría expandirlos y apretarlos. Es por esta causa que el vástago (Fig. 2.6) que conecta al blanco de tungsteno con el ensamble restante del ánodo es hecho de molibdeno. El molibdeno tiene un punto de fusión alto (2,600 °C) y es un conductor de calor muy pobre. Por eso, el vástago de molibdeno provee una barrera parcial de calor entre el disco de tungsteno y los cojinetes del ánodo.

1.3.4. CUBIERTA Y ENFRIAMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X

La cubierta que envuelve el tubo de rayos X es normalmente de acero, aluminio fundido, o aleación de aluminio. Sirve para absorber rayos X primarios y secundarios los cuales producirían de otra manera una intensidad alta de radiación alrededor del tubo, resultado en una exposición innecesaria de los pacientes y personal así como en un excesivo oscurecimiento de la película radiográfica. Los niveles permisibles de radiación indeseable autorizados es de 100 mR (miliroentgens) en una hora medidos a 1 metro de distancia del tubo exceptuando las direcciones reservadas para el haz primario de rayos X 7 .

Otra función de la cubierta del tubo es la de proveer protección de los altos voltajes requeridos para producir rayos X. Los cables de alto voltaje, los cuales son conectados al tubo a través de receptáculos especiales en la cubierta del tubo, contienen una funda aterrizadora de alambres para proveer "tierra" apropiada al tubo. Para prevenir cortos circuitos entre los alambres de tierra y el tubo, el espacio entre ellos es llenado con un aceite mineral muy fino. Por eso, el tubo de rayos X está contenido entre la cubierta, que rodea al tubo. La cubierta se sella cuidadosamente para excluir todo el aire posible, ya que el aire podría expandirse excesivamente al calentarse y romper la cubierta. Además, las corrientes de convección que se forman en el aceite, ayudan a extraer el calor del tubo. El aceite juega un papel muy importante en la disipación del calor absorbiéndolo del ánodo y distribuyéndolo alrededor de la cubierta. El calor es absorbido por la cubierta y disipado finalmente en la atmósfera.

Por supuesto, a medida que el aceite se calienta se expande. Esta expansión, si es desatendida, puede romper la cubierta y el aceite puede derramarse fuera de la cubierta. Esto se previene incluyendo fuelles metálicos o de goma dentro de la cubierta del tubo, los cuales proveen un pequeño espacio adicional para que el aceite se expanda cuando los fuelles sean comprimidos. No obstante, si la capacidad de almacenamiento de calor de la cubierta es excedida y no hay más espacio de expansión, un microinterruptor conectado a los fuelles se activa para evitar exposiciones ulteriores hasta que el tubo se haya enfriado.

Los métodos originales de enfriamiento del tubo de rayos X incluyen además de la circulación de aceite por corrientes de convección, ventiladores eléctricos colocados fuera de la cubierta del tubo. Otro método de enfriamiento del cual se dispone recientemente en máquinas de rayos X incluye el uso de un intercambiador de calor, el cual empuja el aceite para que penetre y salga de la cubierta.

1.3.5 CARTAS DE PROTECCION DEL TUBO

Más del 99 % de la energía que liberan los electrones en el blanco aparece en forma de calor. La temperatura del blanco no debe alcanzar la temperatura de fusión del tungsteno ni siquiera superar los 3,000 °C

ya que arriba de este nivel se produce una vaporización considerable del blanco de tungsteno. El límite de carga que puede aceptar con seguridad un tubo de rayos X es una función del calor que se genera durante una exposición. La tasa a la cual se genera calor mediante una corriente eléctrica es proporcional al producto del voltaje y la corriente (KV y mA). Por eso, el calor total producido es un producto del voltaje, corriente y tiempo de exposición.

Esta energía total es expresada en términos de unidades de calor. Las unidades de calor (HU, de la sigla en inglés) se define como el producto de (mA) (KV) (segundo).

Para diferentes circuitos de rayos X, la unidad de calor se expresa de la siguiente forma 9 :

(a) Para equipo monofásico:

$$HU = (KV_p) (mA) (\text{segundo})$$

(b) Para equipo trifásico:

$$HU = 1.35 (KV_p) (mA) (\text{segundo})$$

(c) Para generador de potencial constante:

$$HU = 1.41 (KV_p) (mA) (\text{segundo})$$

El límite de seguridad dentro del cual se puede operar un tubo de rayos X en una exposición simple se puede determinar fácilmente por las cartas de protección del tubo las cuales son suministradas por los fabricantes de un tubo de rayos X en particular.

Los grados de energía máxima para el ánodo y la cubierta de un tubo de rayos X son dados en términos de capacidades de almacenamiento de calor. La capacidad de almacenamiento de calor es el número de unidades de calor (HU) que el ánodo y la cubierta del tubo pueden absorber sin causarles daño debido a sobrecalentamiento.

Grado de máxima Energía para el Punto Focal

Para determinar si el punto focal de un tubo puede manejar una exposición particular (KV_p, mA y tiempo), debe consultarse las cartas de protección del tubo.^P La figura 2.7 muestra un ejemplo de tales cartas. Por ejemplo, si se determina que una exposición requiere 70 mAs (700 mA a 1/10 segundo), refiriéndose a la carta de protección se encontrará que el punto en que se cruzan las líneas de 700 mA y 1/10 segundos nos indica un límite máximo de kilovoltaje de alrededor de 125 kvp .

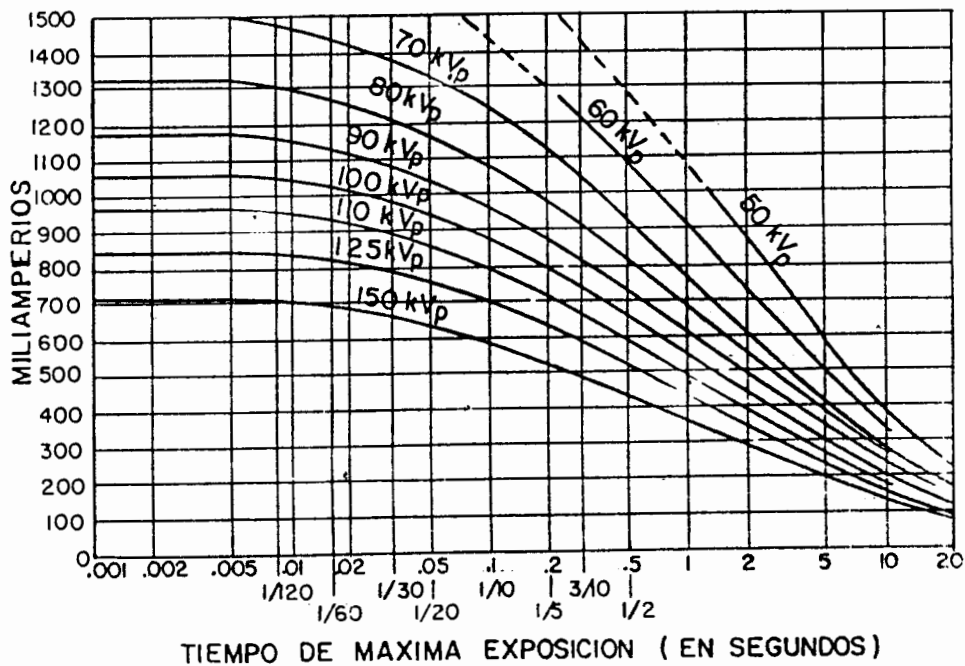


Figura 2.7. Una carta típica de protección del tubo de rayos X tal como aparecen en los manuales proporcionados por los fabricantes.

Las cartas de protección del tubo contienen información para varios Kilovoltajes diferentes, usualmente rangos a partir de 50 KV_p hasta el máximo kilovoltaje de operación del tubo en pasos de 10 KV_p .

Grado de Máxima Energía para el Anodo

El calor desarrollado en el punto focal es transferido a la estructura del ánodo, por tanto, la capacidad de almacenamiento del calor del ánodo viene a ser un factor muy importante. La capacidad de almacenamiento de calor se refiere a las características térmicas del ánodo.

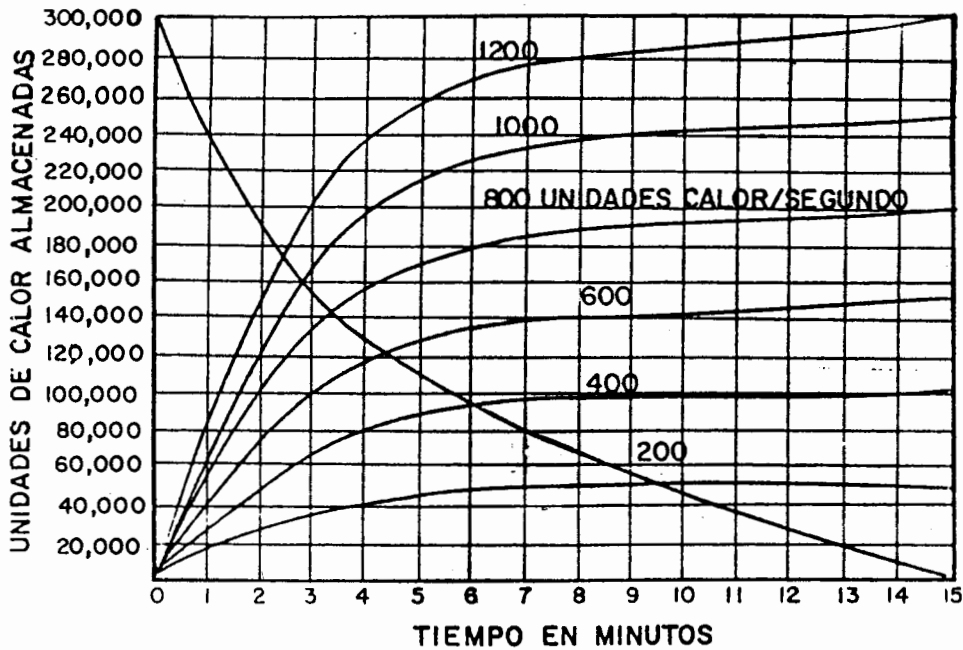


Figura 2.8 Una carta típica de características térmicas del ánodo de un tubo de rayos X.

Cuando el tiempo para que una exposición simple o exposiciones en serie es más grande que el tiempo cubierto por las cartas radiográficas, debe usarse la carta de características térmicas del ánodo. La figura 2.6 muestra una carta típica de características térmicas del ánodo. Tales cartas muestran dos tipos de curvas:

- (a) La curva de "Entrada": Esta curva muestra la cantidad de calor almacenada en el ánodo después de una larga exposición simple o en número de rápidas exposiciones sucesivas.
- (b) La curva de Enfriamiento: Esta curva muestra la cantidad de calor almacenada en el ánodo después de un período especificado de enfriamiento.

Otras dos características que deben ser consideradas también en esta carta son:

- (a) La máxima capacidad de almacenamiento de calor del ánodo. Para la carta mostrada en la figura 2.8 es de 300.000 HU.
- (b) El máximo ritmo de enfriamiento del ánodo. Este es el ritmo de disipación de calor del ánodo cuando su temperatura está al máximo.

1.4. INTERACCIONES BASICAS

Hay cinco maneras básicas en las que los rayos X interactúan con la materia. Estas son:

1. Dispersión coherente.
2. Efecto fotoeléctrico.
3. Dispersión Compton.
4. Producción de pares.
5. Fotodesintegración.

En algunas de estas alteraciones los fotones de rayos X son absorbidos (removidos del haz de rayos X cesando así su existencia) mientras que en otras son simplemente dispersados. Cuando los fotones son dispersados, son desviados hacia un curso aleatorio, y no llevan consigo información útil desde el punto de vista del radiodiagnóstico. Ya que su dirección es aleatoria, no pueden representar una imagen, y la única cosa que producen sobre la película es un oscurecimiento.

Las últimas dos interacciones básicas, producción de pares y fotodesintegración, no ocurren en el rango de energías de radiodiagnóstico por tanto no las discutiremos.

1.5. DISPERSION COHERENTE

El nombre de dispersión coherente se da a aquellas interacciones en las cuales la radiación sufre un cambio en la dirección del movimiento sin cambiar su longitud de onda. Hay dos tipos de dispersión coherente; dispersión Thomson y dispersión Rayleigh. En la dispersión Thomson solamente un electrón es envuelto en la interacción. La dispersión Rayleigh resulta de una interacción en masa con todos los electrones de un átomo.

Ambos tipos de dispersión coherente pueden ser descritos en términos de una alteración onda-película. El proceso se da cuando radiación de baja energía se encuentra con los electrones de un átomo y los pone a vibrar a la misma frecuencia de la radiación. Los electrones en vibración, debido a que son partículas cargadas emiten radiación. El proceso se puede pensar como la absorción de radiación, vibración del átomo, y la emisión de la radiación cuando el átomo vuelve a su estado normal. Esta es la única interacción entre la materia en la cual no se produce ionización. Su efecto solamente es cambiar la dirección de la radiación incidente. Alguna dispersión coherente ocurre en el rango de energías para radiodiagnóstico, pero nunca juega un mayor papel. Aún cuando se produzca radiación dispersa, la cual contribuye al oscurecimiento de la placa fotográfica, la cantidad total es demasiado pequeña para ser importante.

1.6. EL EFECTO FOTOELÉCTRICO

El efecto fotoeléctrico se produce cuando un fotón incidente, con un poco más de energía que la energía de amarre del electrón en cualquier órbita, encuentra uno de estos electrones y lo separa de su órbita. El fotón desaparece, dando toda su energía al electrón. La mayor parte de la energía del fotón se utiliza para contrarrestar la energía de amarre del electrón, y el exceso aparece como energía cinética del electrón. El electrón se desplaza por un instante a través de la materia que lo rodea y es absorbido casi inmediatamente, ya que las partículas cargadas tienen una potencia de penetración pequeña. Su energía se deposita en la materia cercana al sitio de la interacción fotoeléctrica.

El átomo se queda con un electrón faltante en la órbita, la que ahora tiene una vacante, pero solo por un instante. Un electrón, usualmente de un nivel superior, salta, inmediatamente dentro de la vacante llenando la órbita. Este electrón proviene usualmente de una capa superior adyacente y en raras ocasiones de electrones libres del mismo, o de otro, átomo. Como el electrón salta de una órbita más externa a una interna, se produce un fotón de radiación característica. Cuando la órbita K se llena por un electrón de un nivel exterior del mismo átomo, el átomo aún es deficiente en un electrón lo que hace de él un ión positivo. Si un electrón de otro átomo llena la vacante, entonces el otro átomo se convierte en un ión positivo, y el resultado es el mismo. El efecto fotoeléctrico siempre da como resultado tres productos finales: (1) radiación característica, (2) un ión negativo (el fotoelectrón), y (3) un ión positivo (un átomo deficiente en un electrón).

PROBABILIDAD DE UNA REACCIÓN FOTOELÉCTRICA

Tres reglas simples gobiernan la probabilidad de una reacción fotoeléctrica.

1. El fotón incidente debe tener energía suficiente para contrarrestar la energía de amarre del electrón de un átomo en particular. Por ejemplo, los electrones de la capa K del yodo tienen una energía de amarre de 33.2 KeV.

Un fotón de rayos X con una energía de 33.0 KeV absolutamente no puede parar un electrón de esa capa.

El fotón puede arrancar un electrón de la órbita L o M pero no de la órbita K.

2. Una reacción fotoeléctrica es más probable que ocurra cuando la energía del fotón y la energía de amarre del electrón son casi iguales, siempre que la energía del fotón sea mayor. Un fotón de 34 KeV es mucho más probable que interactúe con un electrón de la capa K del yodo que un fotón de 100 KeV. De hecho, la probabilidad de una reacción fotoeléctrica decae precipitadamente a medida que la energía del fotón crece.

Esta es inversamente proporcional aproximadamente a la tercera potencia de la energía, o expresada en forma matemática.

$$\text{efecto fotoeléctrico} \propto \frac{1}{(\text{energía})^3}$$

3. La probabilidad de una reacción fotoeléctrica es mayor en los átomos con número atómico alto. Los electrones están amarrados más firmemente en elementos con número atómico alto que en los elementos con número atómico bajo. Ocurren más interacciones con el nivel K en elementos con número atómico bajo, debido a que el nivel K contiene electrones amarrados más firmemente. Sin embargo, en elementos con número atómico alto, la energía de los fotones incidentes es frecuentemente insuficiente para desalojar un electrón de la órbita K, y muchas reacciones fotoeléctricas tienen lugar en las órbitas L y M. Ya que los elementos con número atómico alto retienen sus electrones más firmemente, (más energía se necesita para desalojarlos), es más probable que ellos tengan reacciones fotoeléctricas. La probabilidad de que ocurra el efecto fotoeléctrico crece agudamente según crece el número atómico. De hecho, es aproximadamente proporcional a la tercera potencia del número atómico.

$$\text{efecto fotoeléctrico} \propto (\text{número atómico})^3$$

En resumen, las reacciones fotoeléctricas son más probables con fotones de baja energía y elementos con alto número atómico, con tal que los fotones tengan energía suficiente para superar las fuerzas de amarre de los electrones de sus órbitas.

EL EFECTO FOTOELECTRICO EN RADIODIAGNOSTICO

En radiodiagnóstico el efecto fotoeléctrico interviene de dos maneras: Produce imágenes radiográficas de excelente calidad y expone a mayor dosis al paciente. La calidad es buena por dos razones; primera, el efecto fotoeléctrico no produce radiación dispersal; y segunda, amplía el contraste natural de los tejidos. El contraste en una radiografía depende de que algunos tejidos absorben más rayos X que otros. El contraste es mayor cuando la diferencia de absorción entre tejidos adyacentes es grande. Ya que el número de reacciones depende de la tercera potencia del número atómico, el efecto fotoeléctrico amplifica la diferencia entre los tejidos compuestos de diferentes elementos, tales como hueso y tejidos blandos.

La frontera de una cavidad interna tal como el coion, estómago y esófago puede ser distinguida de los tejidos circundantes con propiedades

de atenuación similar llenando la cavidad con un medio de contraste apropiado.

El medio de contraste amplía la absorción fotoeléctrica en el interior de la cavidad, permitiendo que sea visualizada sobre la placa radiográfica procesada con un área de densidad óptica reducida.

Aunque la imagen radiográfica se obtiene a través del efecto fotoeléctrico, desde el punto de vista de la exposición del paciente, éste es indeseable. Los pacientes reciben más radiación por el efecto fotoeléctrico que por otros tipos de interacciones. Toda la energía del fotón incidente es absorbida por el paciente en una reacción fotoeléctrica. Ya que una de nuestras principales metas es mantener la dosis del paciente al mínimo, debemos mantener este punto en mente todo el día. La dosis recibida por el paciente debido al efecto fotoeléctrico puede ser minimizada usando técnicas de alta energía (KV_p). En general, deberíamos usar radiación de la energía más alta en consistencia con la calidad diagnóstica de la película de rayos X a fin de minimizar la exposición del paciente.

1.7. DISPERSION COMPTON

Esta interacción se produce cuando un fotón de energía relativamente alta choca con un electrón libre de las capas exteriores desprendiéndolo de su órbita. El fotón es desviado por el electrón así que continúa viajando en una nueva dirección como radiación dispersa. El fotón retiene siempre una parte de su energía original. La reacción produce un par de iones, un átomo positivo y un electrón negativo, el cual es llamado el electrón en retroceso.

La energía del fotón incidente se distribuye en dos formas. Una parte aparece como energía cinética del electrón en retroceso, y el resto es retenida por el fotón desviado. Si bien es cierto se necesita energía para contrarrestar la energía de amarre del electrón en el átomo, esta es usualmente muy pequeña comparada con la energía del fotón incidente. Por eso es que se habla de electrones libres. Con las energías de fotones usadas en radiodiagnóstico (10 a 150 KeV), solamente los electrones de órbitas exteriores se pueden considerar libres en elementos con número atómico alto. Sin embargo, para elementos con número atómico bajo, aquellos encontrados en tejidos blandos, todos los electrones pueden considerarse libres, debido a que aquellos sobre la órbita K están ligados con una energía menor que 1 KeV.

En una interacción Compton, los fotones con energías menores que 50 KeV tienden a dispersarse a ángulos relativamente mayores con respecto a la dirección de incidentes del fotón. El número de fotones dispersados hacia adelante, esto es, cerca de la dirección del haz incidente, crece si el promedio de la energía del haz incidente se vuelve mayor.

Casi toda la radiación dispersa que se encuentra en radiodiagnóstico -

Proviene de la dispersión Compton. El objeto que produce radiación dispersa en un examen de rayos X, en forma más significativa es el cuerpo del paciente. La porción del cuerpo del paciente que está dentro del haz primario de rayos X viene a ser la fuente actual de radiación. Esto tiene dos consecuencias indeseables. La primera es la que la radiación dispersada a ángulos estrechos retiene casi toda su energía inicial como continúa moviéndose hacia adelante tiene una mayor buena oportunidad de alcanzar la placa radiográfica reduciendo la calidad (contraste) de la imagen. Esta radiación no se puede remover del haz útil de rayos X utilizando filtros, porque es muy energética, tampoco usando rejillas porque su ángulo de dispersión es muy pequeño. Por tanto, debemos aceptarla y tolerar una imagen con calidad disminuida. La segunda consecuencia es que la radiación dispersa, proveniente del paciente en muchas otras direcciones, es la fuente principal de radiación a la que se ve expuesto el personal que conduce los exámenes de rayos X.

PROBABILIDAD DE UNA REACCION COMPTON

La probabilidad de una reacción Compton depende del número total de electrones en el material absorbente, y esto a su vez depende de su densidad y del número de electrones por gramo. Todos los elementos contienen aproximadamente el mismo número de electrones por gramo, independientemente de sus números atómicos. Por eso, el número de reacciones Compton es independiente del número atómico del material absorbente.

Sin embargo, la probabilidad de una reacción depende de la energía de la radiación y de la densidad del material absorbente. El número de reacciones Compton disminuye gradualmente cuando crece la energía del fotón, así que fotones con alta energía tienen mayor probabilidad de pasar a través del cuerpo que los fotones con energías bajas.

1.8. FRECUENCIA RELATIVA DE LAS INTERACCIONES BASICAS

La figura 4.1 muestra el porcentaje de cada tipo de interacción para agua, hueso duro, y yoduro de sodio con fotones de energía desde 20 a 100 KeV. El número total de reacciones es siempre 100 %. La contribución de cada interacción es representada por un área en la ilustración. De este modo, si la dispersión coherente es un 5 % de las interacciones y la dispersión Compton un 20 %; el efecto fotoeléctrico será un 75 %. El agua es usada para ilustrar el comportamiento de tejidos con número atómico bajo, tales como aire, grasa, y musculo.

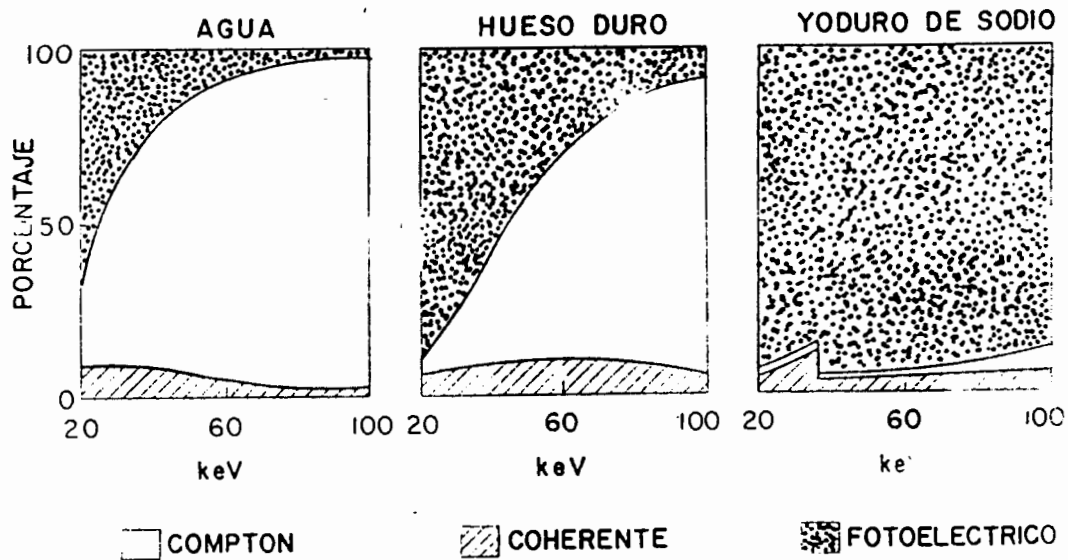


Figura 4.1. Porcentaje de reacciones coherentes, fotoeléctricas y compton en agua, hueso, y yoduro de sodio.

El número total de reacciones es menor para aire que para agua, por el porcentaje de cada tipo es aproximadamente el mismo. El hueso duro contiene una gran cantidad de calcio, y representa elementos con número atómico intermedio. El yodo y el bario son los elementos con el número atómico más alto que se encuentra en radiodiagnóstico y son representados por yoduro de sodio.

Como se puede ver en la ilustración, la dispersión coherente usualmente contribuye con alrededor de 5 % del total, y desempeña un menor papel a lo largo del rango de energías usadas en radiodiagnóstico. En agua, la dispersión compton es la interacción dominante, excepto para fotones con energías muy bajas (20 a 30 KeV). Los agentes de contraste debido a sus números atómicos altos, son envueltos casi exclusivamente en reacciones fotoeléctricas. El hueso está entre el agua y los agentes de contraste. A bajas energías, son más comunes las reacciones fotoeléctricas, mientras que a altas, la dispersión compton es la dominante.

NLA.

PROTECCION · RADIOLOGICA

Los primeros usuarios de las radiaciones, incluyendo médicos, enfermeras, investigadores, trabajadores, etc. sufrieron de los efectos biológicos de las radiaciones. A medida que creció el uso de radiaciones, se realizaron estudios para determinar los niveles aceptables de exposición radiactiva de los usuarios y pacientes. Por ese motivo fue creada en 1928 la Comisión Internacional de Protección Radiológica.

GUIAS:

La Comisión Internacional propuso algunos límites (Tabla Siguiete) han sido establecidos de acuerdo a los siguientes criterios:

1. Dosis pequeñas se consideran peligrosas.
2. Los límites pueden ser cambiados a medida que se estudia más los efectos.
3. La radiación natural de fondo no está incluida en los límites.
4. La exposición para propósitos médicos, diagnóstico y terapia, no se incluyen en estos límites.
5. Los límites para personas que trabajan con radiaciones son mayores que para el público general.

DOSIS MAXIMAS PERMISIBLES PARA PERSONAS OCUPACIONALMENTE EXPUESTAS

REGION ANATOMICA	DOSIS LIMITE ANUAL (Rad)	DOSIS ACUMULADO Rad
Cuerpo entero, ganados ojos, médula osea.	5	5 (N - 18)
Piel (sin incluir mano, brazo antebrazo)	15	
Manos	75	
Otros organos y sistemas orgánicos	15	

N es la edad del trabajador en años (N - 18).

PRINCIPIOS BASICOS DE PROTECCION RADIOLOGICA DE FUENTES EXTERNAS

Tres principios básicos de protección radiológica deben usarse para una buena protección: (1) Tiempo, (2) Distancia, y (3) Barreras.

TIEMPO: Reducciones en el tiempo que una persona es expuesta a la radiación conduce directamente a reducciones de la dosis a la persona.

DISTANCIA: La exposición que una fuente pequeña de radiación produce es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia a la fuente al punto de interés. Luego, la dosis a un individuo puede reducirse si permanece lo más lejano posible de la fuente.

BARRERAS: La dosis de una fuente de radiación se reduce al colocar barreras en el camino de las radiaciones. El plomo y el concreto se usan comúnmente para estos propósitos.

I. PREGUNTAS PARA DISCUSION

1. ¿Cómo se producen los rayos X característicos?
2. ¿Cómo se produce la radiación blanca o brems-Trablung?
3. ¿Porqué es un haz de rayos-filtrado de mayor calidad que uno sin filtrar aunque sea generado al mismo potencial de tubo Kvp? (voltaje pico).
4. ¿Defina atenuación, ¿Qué tipos de interacción producen atenuación?
5. ¿Describa la absorción fotoeléctrica?
6. ¿Describa e ilustre el efecto Compton?
7. ¿Porqué se debe usar rejillas en radiografía?
8. ¿Qué es radiación secundaria?
9. ¿Defina el concepto de Capa de Valor Medio (CVM)?
10. ¿Que es exposición? Defina el Roentgen (R).
11. ¿Qué es dosis absorbida? Defina el factor f.
12. ¿Explique porqué a dosis muy bajas de radiación pueden dañar algunas células?
13. ¿Muestre la secuencia de eventos después de una exposición que conduce a efectos biológicos de gran escala?
14. ¿Defina los efectos radiacionales de términos corto y de término largo?
15. ¿Describa los efectos de las radiaciones en los cromosomas?
16. ¿Mencione la ley de Bergonie y Tribondeau?
17. ¿Describa la sensibilidad del embrión y el feto a las radiaciones?
18. ¿Discuta los efectos genéticos de las radiaciones?
19. ¿Qué agencias nacionales e internacionales hacen recomendaciones sobre protección radiológica?
20. ¿Cuál es la dosis máxima permisible o dosis límite a trabajadores de radiación y al público en general?
21. ¿Cuáles son los tres principios básicos de la protección radiológica?
22. ¿Mencione tres monitores de personal?
23. ¿Explique porqué las imágenes son más brillantes en fluoroscopia convencional, discuta cómo el incremento en brillantes ayuda al fluo -

roscopista a ver mejores detalles de la imagen?

24. ¿Que significa visión de conos y visión de bastones o rodos?
25. ¿Porqué se necesitan un cuarto oscuro para fluoroscopia convencional?
26. ¿Identifique los componentes de un intensificador de imagen?
27. ¿Describa el propósito y construcción de rejillas radiográficas?
28. ¿Describa la construcción de una pantalla intensificadora de rayos X típica?
29. ¿Defina densidad óptica?
30. ¿Cuál es la transmitancia a una densidad óptica de 1.37?
31. ¿Describa los cambios que ocurren al procesar el film.?

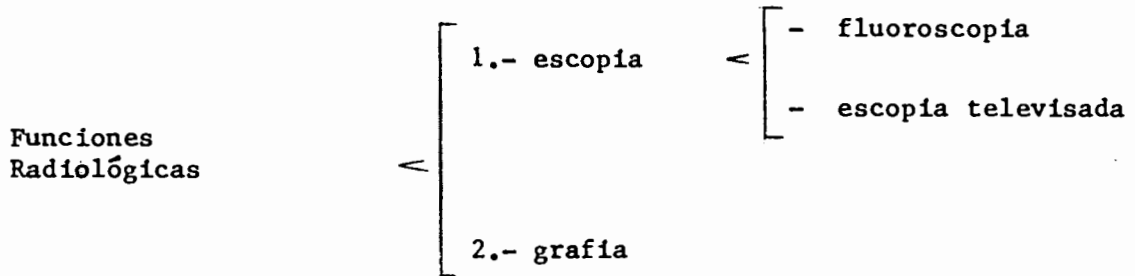
/NLA .

CAPITULO II

CAPITULO II
PARAMETROS RADIOLOGICOS

2. FUNCIONES RADIOLOGICAS

Las funciones radiológicas básicas son las siguientes:



2.1 FLUOROSCOPIA

Se refiere al examen radiológico que se hace a un paciente en un cuarto oscuro. Cuando los rayos equis pasando a través del paciente inciden sobre una "pantalla" fluorescente formándose la imagen radiológica.

La figura I.V muestra la configuración típica de un equipo de Rayos X que emplea pantalla "fluorescente" para hacer los estudios fluoroscópicos.

2.2 ESCOPIA TELEVISADA

Se refiere al examen radiológico que se hace a un paciente, cuando los rayos equis pasando a través del paciente inciden sobre un "sistema electrónico" (formado por un intensificador de imagen, una cámara de televisión y un monitor de televisión) que procesa la señal de rayos equis emergente que recibe proveniente del paciente, y la convierte en una imagen visible que la presenta como resultado final sobre el monitor de televisión (Figura 2.V.).

2.3 GRAFIA

Denominada también radiografía. En este método se reemplaza la pantalla fluorescente por un chasis cerrado que contiene una película radiográfica, en donde una vez que pasen los Rayos equis a través del paciente, los rayos equis emergentes inciden sobre la película. La cual una vez revelada, se obtendrá el registro permanente de la imagen radiológica (Figura 3.V).

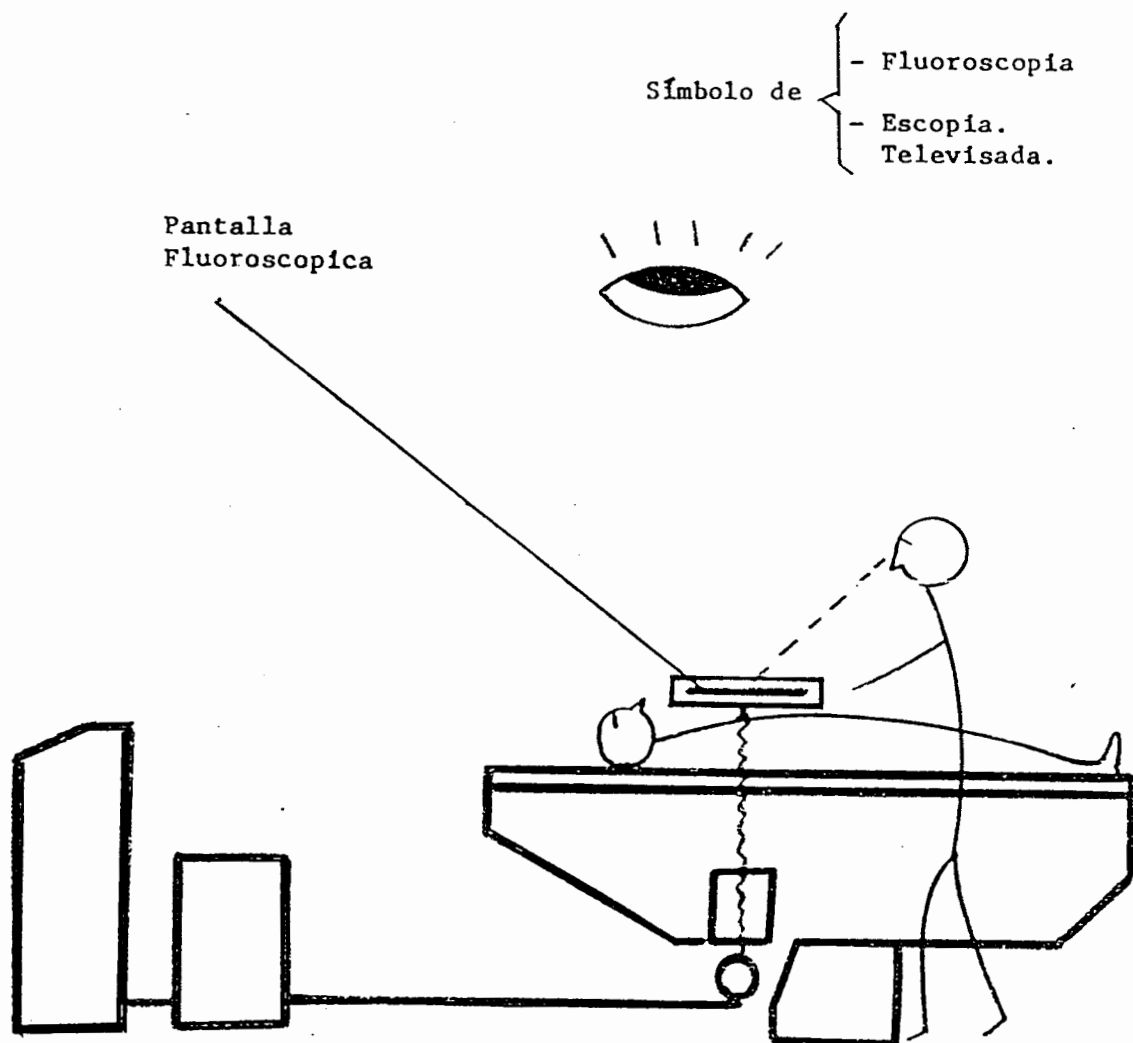


Figura 1. \bar{V}

Muestra el empleo de la pantalla fluorescente para hacer estudios fluoroscópicos.

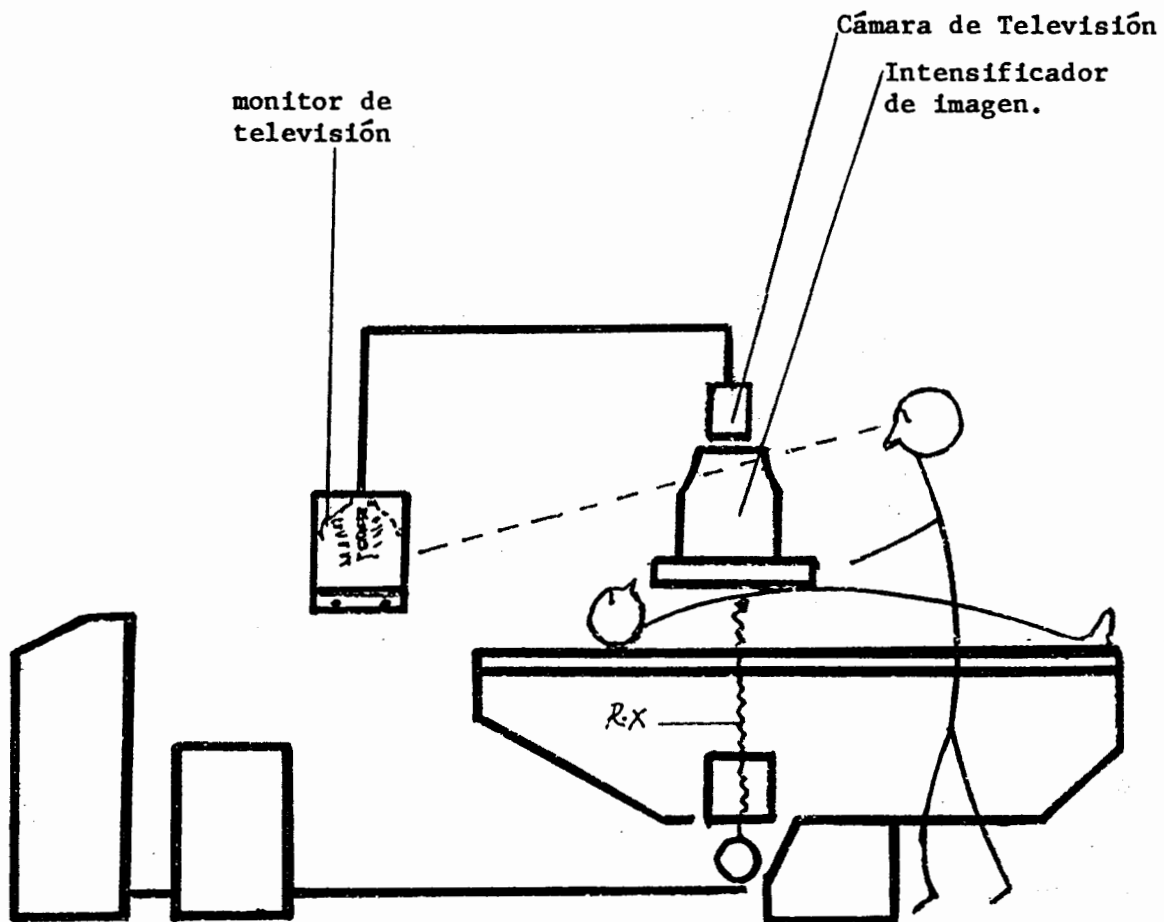


Figura 2. \bar{V} .
 Muestra el empleo del sistema (intensificador de imagen, cámara de televisión, monitor de televisión) para hacer Escopia Televisada.

3. FACTORES RADIOLOGICOS

Los factores radiológicos de exposición se expresan por lo general en términos eléctricos. En el cuadro siguiente se esquematiza tal relación.

Parámetros eléctricos	Parámetros radiológicos
Kv, voltaje de aceleración, (expresado en kilovoltios)	Kv, factor de penetración.
mA, se refiere a la corriente que pasa por el tubo de rayos equis, o sea la corriente de cátodo a ánodo (expresado en miliamperios).	mA, factor que indica la cantidad de rayos equis. Expresado en Roentgen.
t, intervalo de tiempo durante el cual se aplica la alta tensión al tubo de rayos equis (expresado en segundos).	t, Factor que se refiere al tiempo de duración de la exposición.
mAs, se refiere a la cantidad de corriente que pasa por el tubo durante el tiempo que dura la exposición (expresado en mili Amper Segundos).	mAs, factor que se refiere a la dosis.
DFF, factor de carácter geométrico, que relaciona la distancia desde el foco hasta la película.	

3.1 FACTOR Kv (Figura 4.V)

3.1.1 Desde el punto de vista eléctrico, se refiere al Kilo-voltaje aplicado entre el ánodo y el cátodo de rayos equis, el cual acelera el haz de electrones desprendidos por el filamento catódico, dirigiéndolos hacia el ánodo, para que impacten contra éste y así se generen los rayos equis.

3.1.2 Desde el punto de vista radiológico, el factor Kv se refiere a la capacidad de penetración que tiene el haz de rayos equis.

Se hablará de " alta penetración cuando se emplean Kilo-voltios altos, los que originan rayos equis de corta longitud de onda, de alta frecuencia y de mayor energía cuántica de los fotones, lo que les da un mayor poder de penetración, cuando inciden sobre la materia. A este tipo de radiación penetrante, también se le denomina radiación dura.

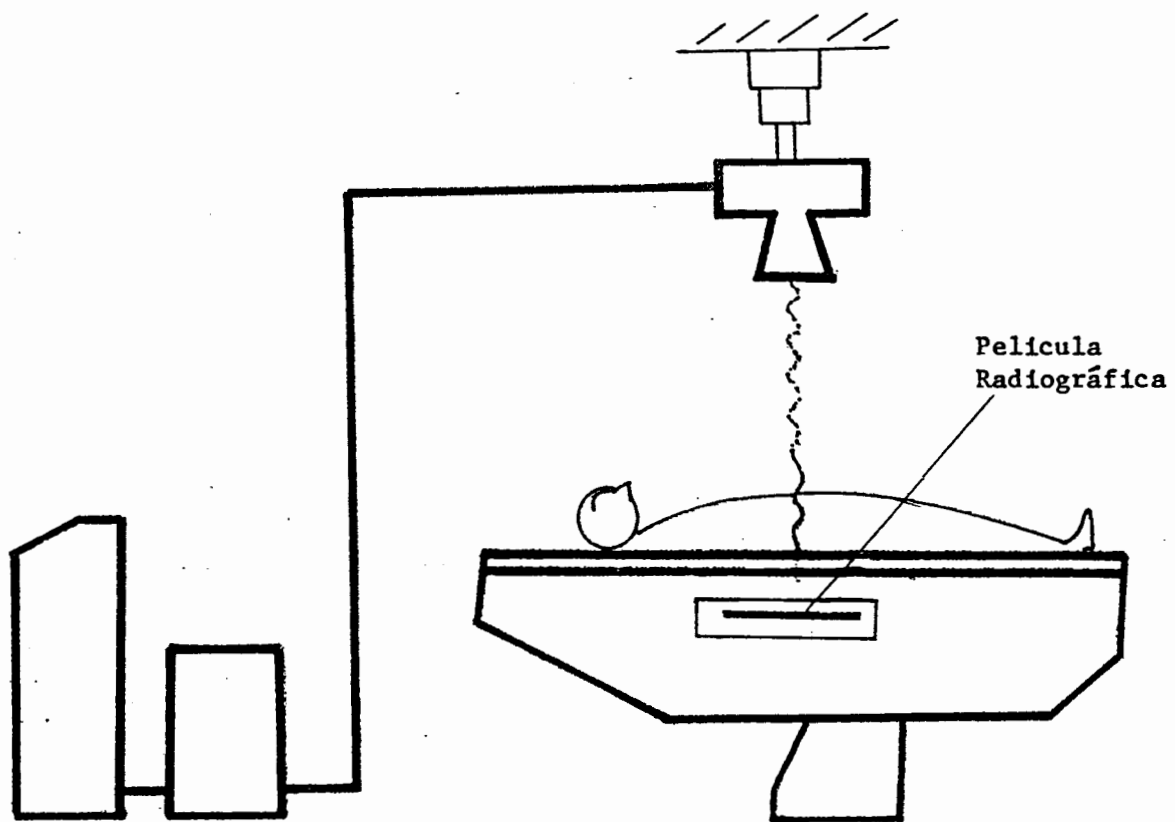


Figura 3. \bar{V}

Muestra el empleo de la película Radiológica para hacer estudios "Radiograficos".

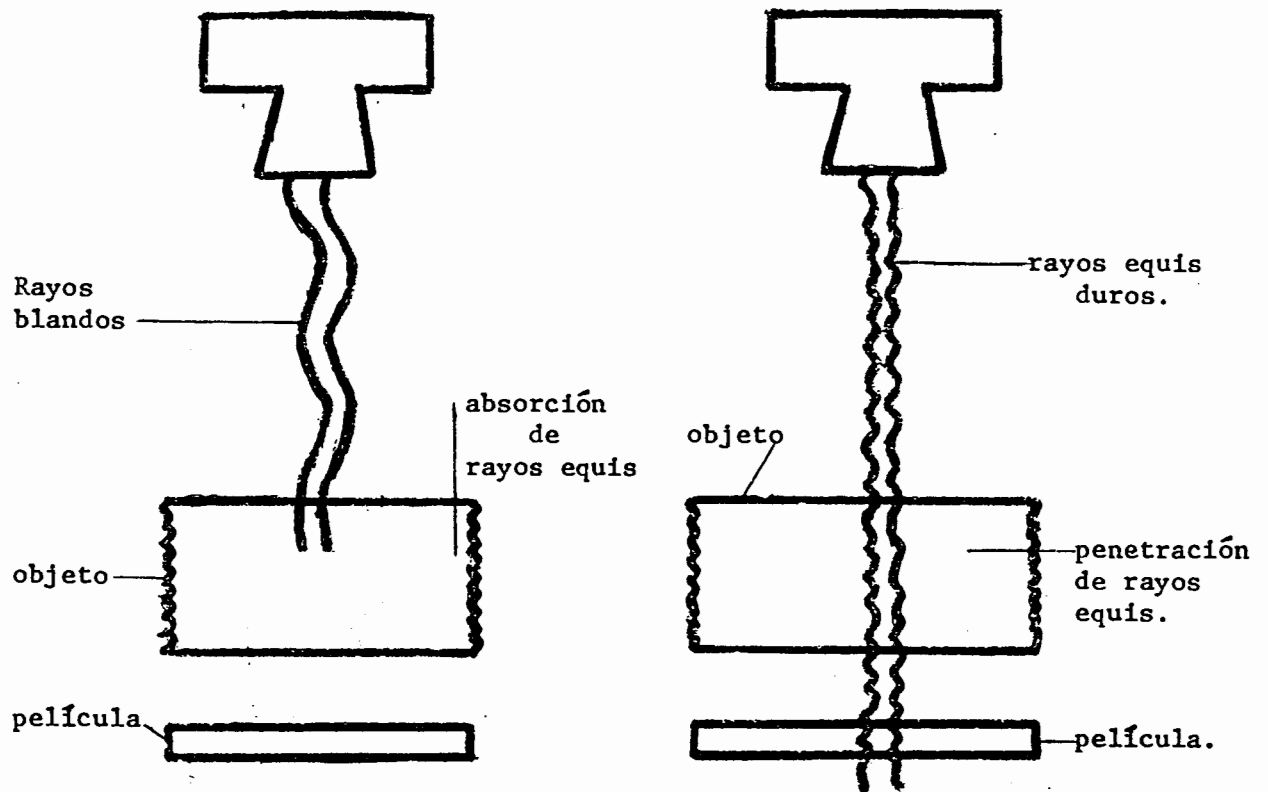


Figura 4. V
factor Kv (penetración)

Se hablará de "baja penetración" cuando se emplean Kilo-voltios bajos, los cuales originan rayos equis de longitud de onda larga y de menos energía cuántica (comparados con la radiación dura) lo que les da un poder de penetración bajo. Razón por la cual son absorbidos totalmente por los tejidos de la piel. A este tipo de radiación se le denomina radiación blanda. Con el empleo de filtros se puede eliminar dicha radiación para evitar que sean absorbidos por los tejidos superficiales del paciente.

3.2 FACTOR mA (figura 5.V)

3.2.1 Desde el punto de vista eléctrico, se refiere a la cantidad de corriente que pasa a través del tubo (corriente de cátodo a ánodo), la cual se expresa en miliamperios mA.

Los mA dependen del número de electrones liberados por el filamento catódico, los cuales dependen de la temperatura del filamento. La cual a su vez depende de la corriente eléctrica que se hace pasar por el filamento catódico. La cantidad de rayos equis dependerá de la cantidad de mA que pasen por el tubo.

3.2.2 Desde el punto de vista radiológico, el factor mA, define la cantidad de rayos equis producidos.

En el quinto congreso internacional de radiología celebrado en el año 1937, fue aceptado como unidad que expresa la cantidad de rayos equis, el "Roentgen" .

3.3 FACTOR TIEMPO (figura 6,V)

3.3.1 Desde el punto de vista eléctrico, se refiere al tiempo durante el cual el circuito de temporización (el timer) cierra los contactos c1 y c2 para aplicar la diferencia de potencial entre el ánodo y cátodo del tubo de rayos equis.

3.3.2 Desde el punto de vista radiológico, se refiere al tiempo de duración de la exposición.

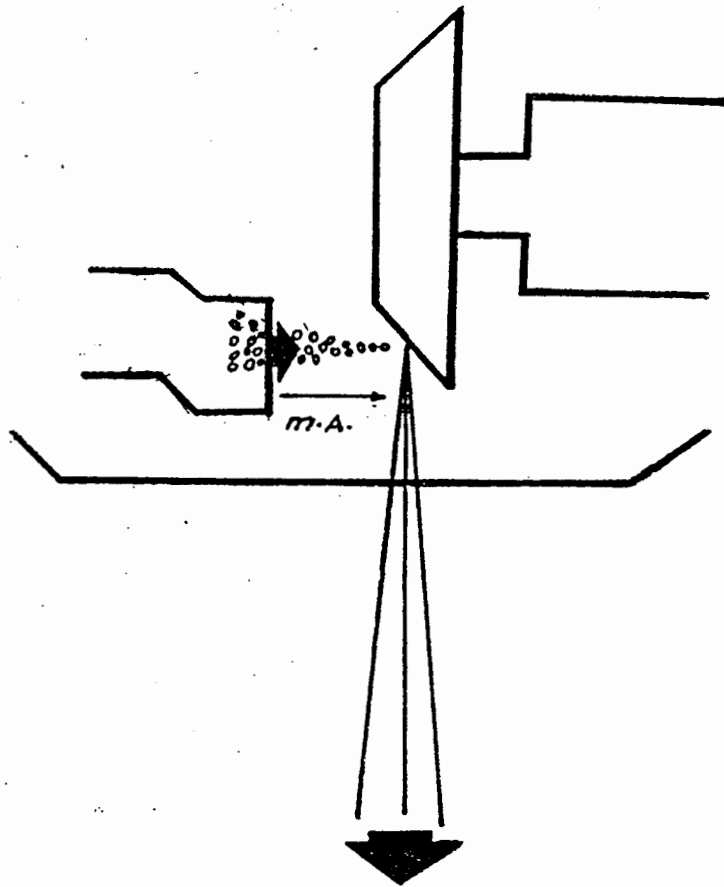


Figura 5. V

Muestra la corriente de cátodo a ánodo
o sea la corriente del tubo, que se
expresa en miliamperios.

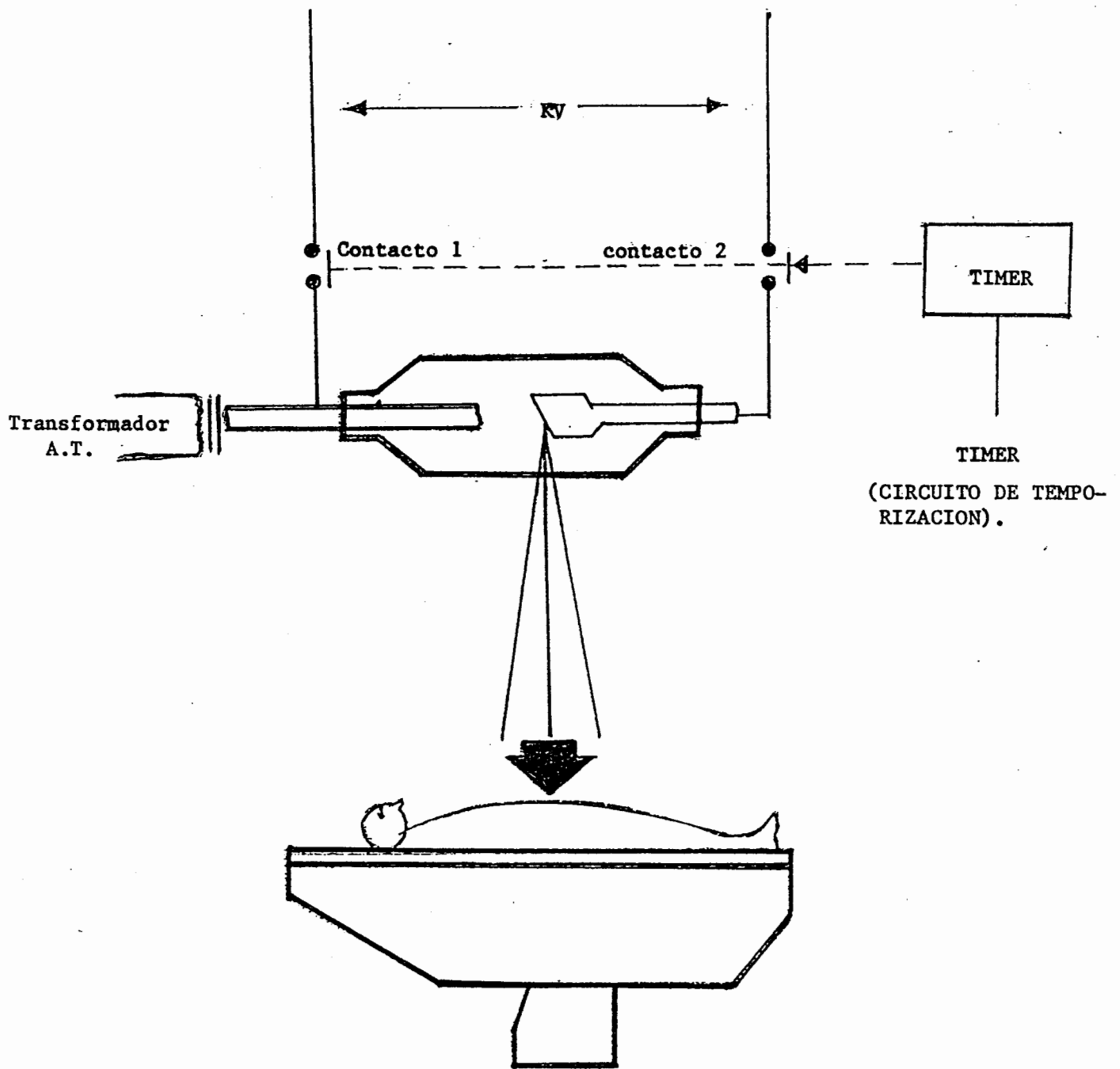


Figura 6. V
factor " t "

3.4 FACTOR mAs (miliamperio-segundo)

3.4.1 Desde el punto de vista eléctrico, se refiere a la corriente que pasa por el tubo de Rayos equis (corriente cátodo ánodo) durante el tiempo que dura la exposición de rayos equis.

$$\text{mA} \times t = \text{mAs}$$

La corriente de cátodo ánodo, o sea la corriente del tubo se expresa en miliamperios (mA).

El tiempo que dura la exposición se expresa en segundos.

3.4.2 Desde el punto de vista radiológico, se refiere a la dosis suministrada, o sea la cantidad de rayos equis que se dan durante el tiempo que dura la exposición.

Según la ley de reciprocidad Bunsen y Roscos "La reacción de una emulsión fotográfica a la luz, es igual al producto de la intensidad de la luz y de la duración de la exposición". Esta ley también se aplica para el caso de una exposición radiográfica, así por ejemplo para obtener 10 mAs se puede lograr de diferentes maneras así:

$$\begin{array}{rclcl} \text{mA} & \times & t & = & \text{mAs} \\ 100 & \times & 0.1 & = & 10 \text{ mAs} \\ 50 & \times & 0.20 & = & 10 \text{ mAs} \\ 200 & \times & 0.05 & = & 10 \text{ mAs} \end{array}$$

El ejemplo anterior muestra que existen un sin número de combinaciones de "mA" y el t para obtener una misma dosis.

La ley de Bunsen y Roscoe para el caso de una exposición radiográfica, dice: "cualquiera de los dos términos que integran el factor mAs" puede ser modificado, siempre que se mantenga igual el factor mAs.

3.5 FACTOR DE DFF (distancia foco film, o distancia foco película) (figura 7.V)

La " DFF " influye fundamentalmente sobre la densidad radiográfica. Los rayos divergen en línea recta desde su foco de emisión y a medida que se alejan de su punto de origen, divergen y van cubriendo una zona cada vez más amplia, disminuyendo al mismo tiempo la intensidad del haz de rayos equis. Es decir que a medida que se alejan los rayos equis de su fuente de origen, la misma cantidad de radiación se distribuye sobre un área cada vez más grande.

Así cuando el factor "DFF" se duplica la intensidad

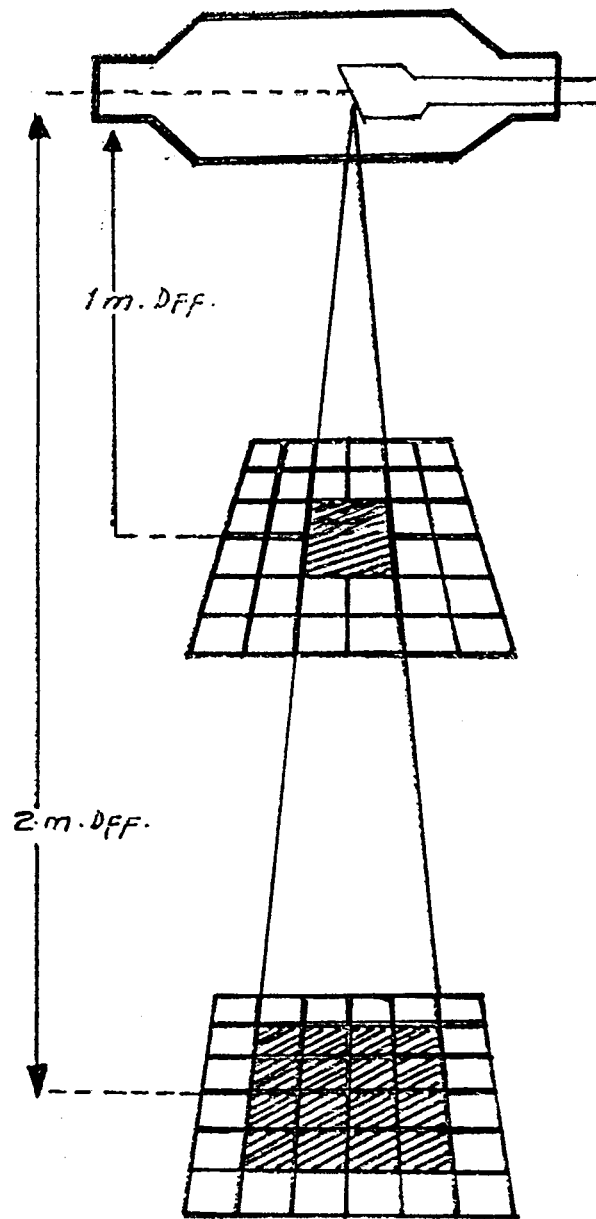


Figura 7. V

Ley inversa del cuadrado de
la distancia.

de la radiación se hace cuatro veces menor, lo dicho se puede expresar así: "la intensidad de la radiación disminuye en razón inversa al cuadrado de la distancia desde el foco de emisión hasta la película": lo anterior se denomina la "Ley inversa del cuadrado de la distancia".

Por ejemplo. Una radiografía practicada a una "DFF" de dos metros exige un tiempo de exposición 4 veces mayor del correspondiente de una "DFF" de 1 metro de acuerdo a la "ley inversa del cuadrado de la distancia foco-film".

4. RELACIONES ENTRE LOS FACTORES

4.1 RELACION ENTRE LOS "mA" Y EL "t"

Los mA necesarios para obtener una determinada densidad radiográfica, es inversamente proporcional al "t" de exposición.

Expresión matemática:

$$\frac{\text{mA (originales)}}{\text{mA (nuevo)}} = \frac{t \text{ (nuevo)}}{t \text{ (original)}}$$

$$\frac{\text{mAo}}{\text{mA n}} = \frac{t_n}{t_o}$$

Ejemplo: Se han empleado los siguientes factores para un estudio radiográfico: Kv = 80; mA = 10; t = 0,5 seg. Se desea cambiar el tiempo de exposición a 0,05 segundos (por que el paciente se mueve, por ejemplo), entonces que "mA" debe emplearse para obtener la misma dosis?

Solución:

Condiciones originales	Condiciones nuevas
Kv = 80	Kv = 80
mA = 10	mA = ?
t = 0,5	t = 0,05

De la expresión

$$\frac{mA_o}{mA_n} = \frac{t_n}{t_o}$$

$$mA_n = \frac{mA_o \times t_o}{t_n}$$

$$mA_n = \frac{10 \times 0.5}{0,05}$$

$$mA_n = 100 \text{ miliamperios}$$

4.2 RELACION ENTRE LOS FACTORES "t" (TIEMPO DE EXPOSICION) Y "DFF" (DISTANCIA FOCO-FILM) (FIGURA 8.V).

El tiempo de exposición requerido para obtener una determinada densidad radiográfica, es directamente proporcional al cuadrado de la circunstancia desde el foco hasta el film, manteniéndose constante los demás parámetros.

Expresión matemática:

$$\frac{t \text{ (original)}}{t \text{ (nuevo)}} = \frac{DFF^2 \text{ (original)}}{DFF^2 \text{ (nuevo)}}$$

$$\frac{t_o}{t_n} = \frac{DFF_o^2}{DFF_n^2}$$

Ejemplo: Se han empleado los siguientes factores para un estudio radiográfico: Kv = 80; mA = 100; t = 2; DFF = 120 centímetros. Se desea disminuir la distancia foco-film a 60 centímetros, entonces para obtener el mismo resultado, que tiempo de exposición habrá que dar?

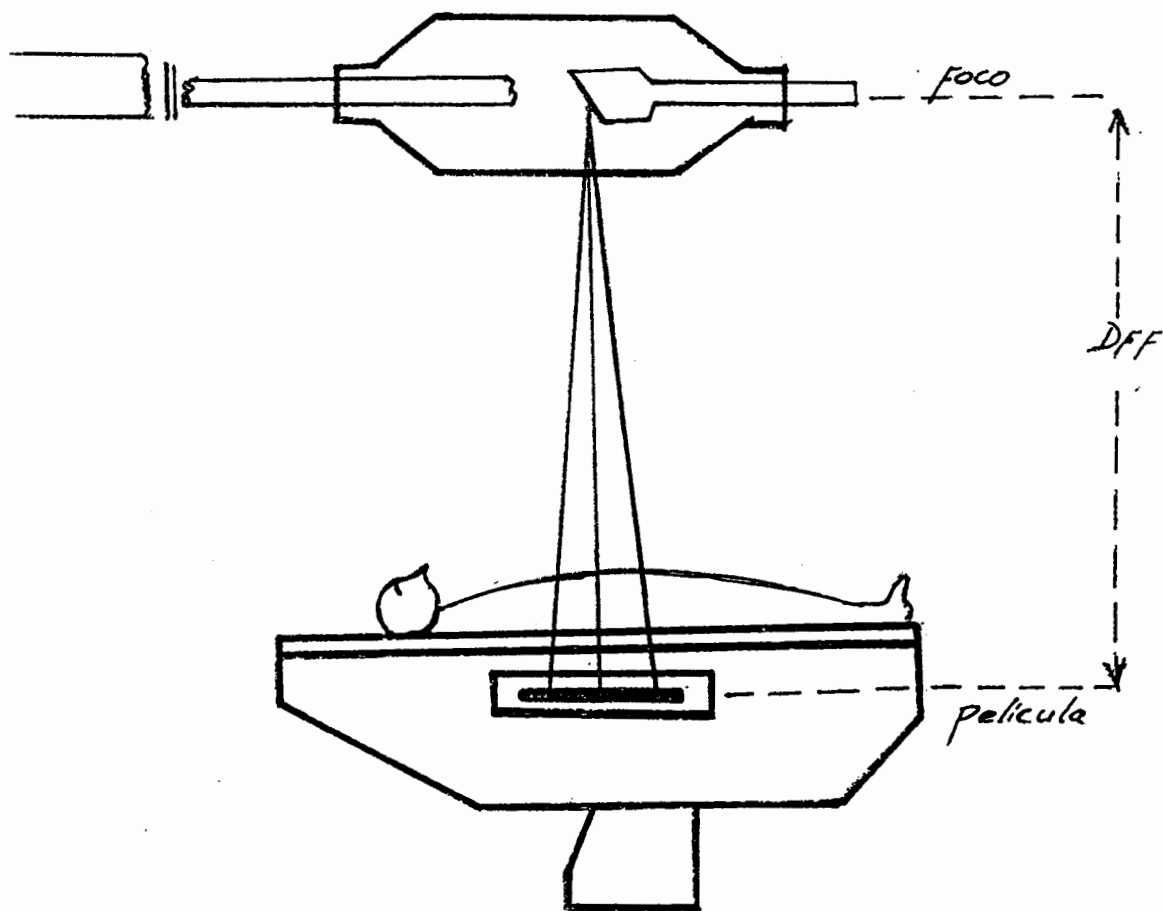


Figura 8. V

Muestra el parámetro "DFF"

DFF: Distancia foco film. Distancia foco película.

$$\frac{mA_o}{mA_n} = \frac{DFF_o^2}{DFF_n^2}$$

Ejemplo: Se han empleado los siguientes factores para un estudio radiográfico, $Kv = 80$; $mA = 50$; $t = 0,5$; $DFF = 120$ centímetros. Se necesita aumentar la DFF a 250 centímetros. Que mA se requerirá para obtener las mismas condiciones radiográficas?

Solución:

Condiciones originales		condiciones nuevas	
Kv	= 80	Kv	= 80
mA	= 50	mA	= ?
t	= 0.5	t	= 0,5
DFF	= 120	DFF	= 250

De la expresión:

$$\frac{mA \text{ (original)}}{mA \text{ (nuevo)}} = \frac{DFF^2 \text{ (original)}}{DFF^2 \text{ (nuevo)}}$$

$$\frac{mA_o}{mA_n} = \frac{DFF_o^2}{DFF_n^2}$$

$$mA_n = \frac{mA_o \times DFF_n^2}{DFF_o^2}$$

$$mA_n = \frac{50 \times 250^2}{120^2}$$

$$mA_n = 217 \text{ miliamperios}$$

5. FORMACION DE LA IMAGEN RADIOLOGICA (FIGURA 9.V)

El principio de formación de la imagen radiológica, se basa en los diferentes grados de absorción que sufren los rayos equis cuando atraviesan el paciente; por esta razón las estructuras ana-

solución:

Condiciones originales	Condiciones nuevas
Kv = 80	Kv = 80
mA = 100	mA = 100
t = 2	t = ?
DFF = 120	DFF = 60

De la expresión:

$$\frac{t_o}{t_n} = \frac{DFF^2_o}{DFF^2_n}$$

$$t_n = \frac{t_o \times DFF^2_n}{DFF^2_o}$$

$$t_n = \frac{2 \times 120^2}{60^2}$$

$$t_n = 0,5 \text{ segundos}$$

4.3 RELACION ENTRE LOS FACTORES "mA" (MILIAMPERIOS) Y "DFF" (DISTANCIA FOCO-FILM) (FIGURA 8.V).

El miliamperaje necesario para una determinada densidad radiográfica es directamente proporcional al cuadrado de la distancia foco-film, manteniendo constante los demás factores de la exposición.

Expresión matemática:

$$\frac{\text{mA (original)}}{\text{mA (nuevo)}} = \frac{DFF^2 \text{ (original)}}{DFF^2 \text{ (nuevo)}}$$

tómicas presentan distintos niveles de "opacidad radiológica", los cuales producen diferentes contrastes radiológicos. El contraste se debe a las diferentes densidades medias (músculos, pulmones o cavidades del aire) y de la composición atómica (grasa, hueso).

En el proceso de formación de la imagen radiológica, el haz de rayos equis es absorbido de forma variable según la estructura atómica atravesada, el haz emergente transporta la imagen "radiante" esta se puede transformar en imagen luminosa si el haz emergente se recibe sobre una pantalla fluorescente, o puede quedar registrada en forma permanente si el haz emergente, que transporta la imagen equis virtual, se recibe sobre una película radiológica.

5.1 DENSIDAD RADIOGRAFICA

Se llama densidad radiográfica al grado de ennegrecimiento de una película radiográfica, como resultado de una exposición radiográfica. Cuanto mayor sea la cantidad de rayos equis que llegan a la película (radiación emergente, o radiación remanente), tanto mayor será el ennegrecimiento de la película radiológica.

Una vez revelada la película, las zonas que hayan recibido una cantidad reducida de radiación emergente aparecerán como zonas "transparentes" en la radiografía, mientras que las zonas que hayan recibido mayor cantidad de radiación emergente aparecerán con cierto nivel de ennegrecimiento.

El grado de ennegrecimiento (la densidad radiográfica de una película). Será una medida de la cantidad de radiación absorbida por el paciente.

5.2 CONTRASTE

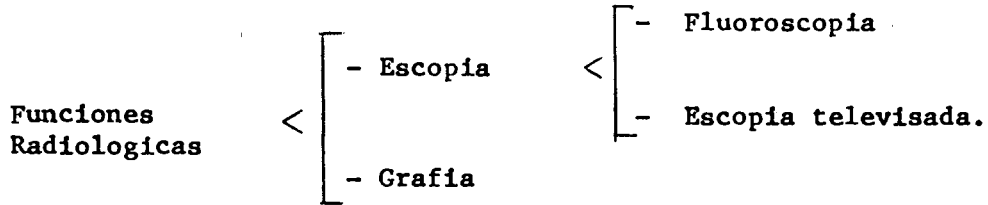
Observando una radiografía a través de un negatoscopio, se comprobará que la película esta formada por una imagen integrada por áreas oscuras y claras de distintas tonalidades, es decir por distintos grados de ennegrecimiento.

El contraste es la diferencia visible entre densidades de zonas vecinas. Se hablará de "buen contraste". Si las densidades de dos zonas adyacentes, presentan densidades que difieran suficientemente entre sí.

5.3 NITIDEZ

Nitidez o "definición radiológica", se refiere al hecho de poder percibir claramente el contorno de un elemento anatómico. La falta de nitidez, constituye el efecto de borrosidad del elemento anatómico, es decir que no quedan bien definidos los contornos del objeto anatómico.

6 - RESUMEN



PARAMETROS ELECTRICOS	PARAMETROS RADIOLOGICOS
- Kv, voltaje de aceleración.	- Kv, factor de penetración.
- mA, Se refiere a la corriente que pasa por el tubo de rayos equis.	- Ma, Factor que indica la cantidad de rayos equis.
- t, Tiempo durante el cual se aplica alta tensión.	- t, Tiempo de duración de la Exposición.
- mAs, Corriente del tubo durante la exposición.	- mAs, Factor que se refiere a la dosis.

RELACION MATEMATICA ENTRE LOS FACTORES <

1-
$$\frac{mA_o}{mA_n} = \frac{t_n}{t_o}$$

2-
$$\frac{t_o}{t_n} = \frac{DFF_o^2}{DFF_n^2}$$

3-
$$\frac{mA_o}{mA_n} = \frac{DFF_o^2}{DFF_n^2}$$

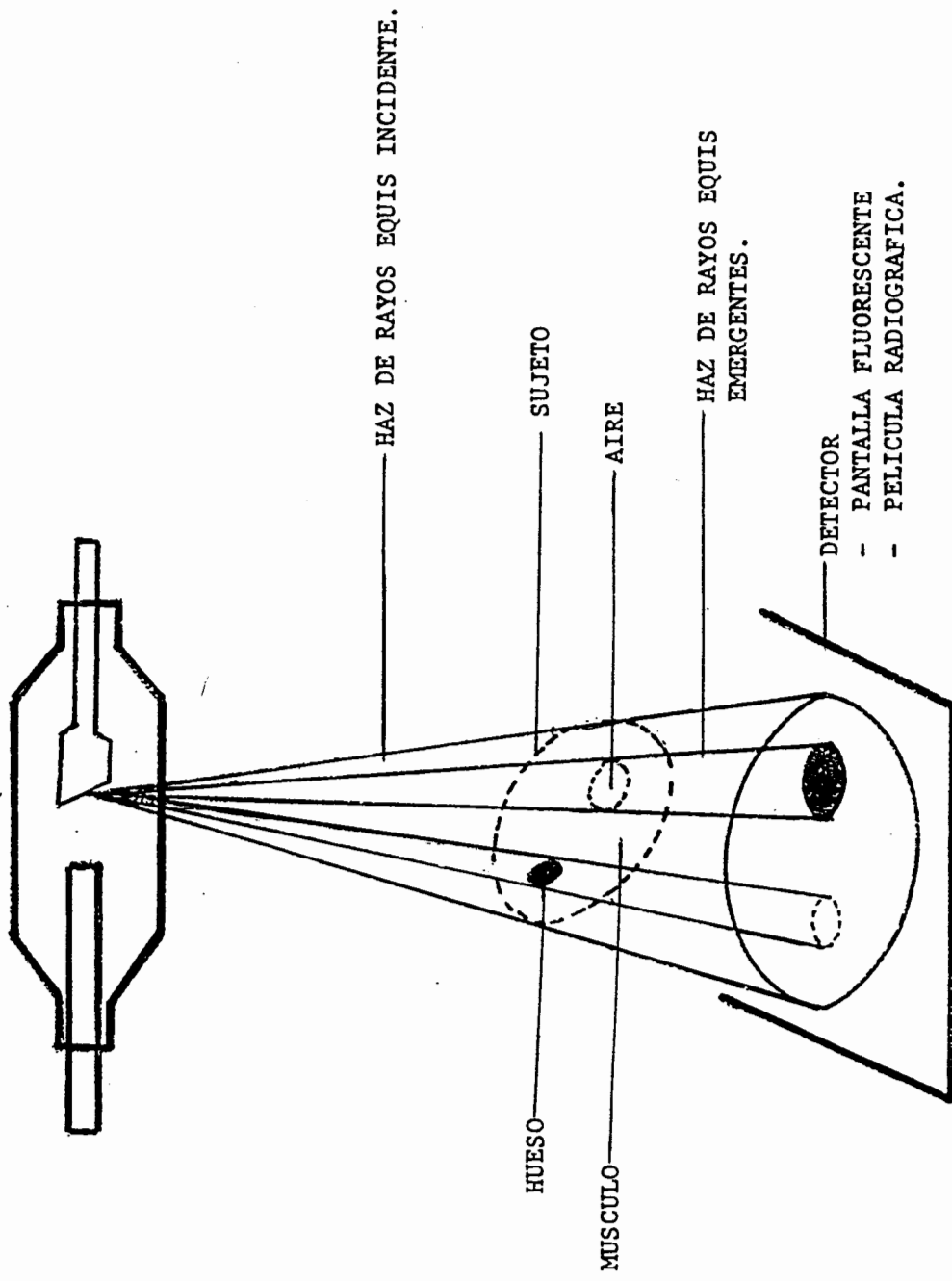


FIGURA 9. V
 FORMACION DE LA IMAGEN RADIOLOGICA

CAPITULO III

CAPITULO III

METODOS DE FORMACION DE LA IMAGEN Y LEYES DE LA PROYECCION

3. FORMACION DE LA IMAGEN INVISIBLE DE RADIACION

La propiedad más importante de los rayos X, sin la cual no podrían utilizarse para fines de diagnóstico, es la de atravesar la materia en mayor o menor proporción, desde la transmisión completa de la radiación hasta la impenetrabilidad total. Esta diferente graduación se debe al poder penetrante de los rayos X, que aprovechamos para obtener una impresión visual de la constitución interna del cuerpo humano, basándonos en que sus distintas partes difieren en la cantidad de radiación que absorben. Las leyes que rigen la atenuación de los rayos X en la materia ya se han tratado en un capítulo anterior. Las diferencias en los grados de atenuación son de esperar de un modo lógico, debido a las diferencias de densidad y de composición atómica de los varios tejidos, así como del espesor de las capas que los rayos han de atravesar.

Las partes del cuerpo distinguibles radiológicamente son el esqueleto, los tejidos blandos y los órganos y cavidades neumáticos, siendo el orden de permeabilidad, de mayor a menor; aire, tejidos grasos, músculos, tejido conjuntivo, huesos y metal. Las partes blandas, con inclusión de los fluidos corporales, constan en una gran proporción de agua, junto con ciertas sustancias orgánicas tales como hidratos de carbono, compuestas principalmente de los elementos hidrógeno (H), carbono (C), nitrógeno (N) y oxígeno (O), de pesos atómicos respectivos 1, 6, 7 y 8. Su número atómico eficaz es aproximadamente igual que el del agua: 7,42.

Como también tienen aproximadamente la misma densidad que el agua (= 1), apenas hay diferencia de absorción entre estas partes blandas del cuerpo. El tejido graso tiene una menor densidad y se distingue por una mayor permeabilidad (mayor densidad en la película), que, por ejemplo, la demostración de un riñón en una pielografía, o el tejido glandular y el conjuntivo en una radiografía del pecho. El aire también tiene el mismo número atómico eficaz de 7,42 que las partes blandas, ya que consta en su mayor parte de los elementos nitrógeno y oxígeno; pero su densidad es bastante menor (aproximadamente 1/775), razón por la cual los tejidos neumáticos quedan contratados con los que no contienen aire. Como ejemplo, en el tejido pulmonar (que contiene aire), una infiltración (que no lo contiene) se puede distinguir debido a que la densidad de los pulmones es, pongamos por caso, 1/3, mientras que la de la infiltración es de casi 1. Se comprende pues que

los gases o el aire presentes en el cuerpo, tratase de procesos patológicos o no, diferirán considerablemente de cuanto los rodee en su menor grado de absorción y por tanto causarán un mayor paso de la radiación en los lugares del cuerpo en que se encuentren.

El esqueleto contiene principalmente calcio en forma de sales, tales como carbonato y fosfato. Los números atómicos del fósforo y el calcio son mucho más altos que los de las partes blandas: 15 y 20. Es precisamente esta diferencia de estructura atómica, junto con la densidad relativamente alta del tejido óseo (cerca de 1,8), lo que aplica la gran diferencia de absorción entre el esqueleto y las partes blandas, tan característica de las radiografías del cuerpo humano.

Por consiguiente, si hacemos pasar un haz de rayos X por una parte del cuerpo, la radiación emergente presentará diferencias de intensidad, conocidas como contrastes de radiación. Todo el conjunto de contrastes contenidos en el haz emergente se traduce en una imagen de un patrón de sombras del objeto, que es lo que se llama imagen de radiación. Esta es invisible en sí y por ello ha habido que encontrar medios de convertirla en imagen visible.

3.1. COMO SE HACE VISIBLE LA IMAGEN DE RADIACION.

La imagen de radiación puede hacerse visible mediante el acercamiento de las siguientes propiedades de los rayos X:

1. Su facultad de hacer que algunas sustancias produzcan luminiscencia. Esta propiedad se utiliza en fluoroscopia, radiografía con pantalla intensificadoras y fotofluorografía.
2. Su propiedad de actuar sobre las emulsiones fotográficas. Esta propiedad se utiliza en radiografía sin pantallas intensificadoras, la influencia directa de la radiación X sobre la película es prácticamente despreciable.

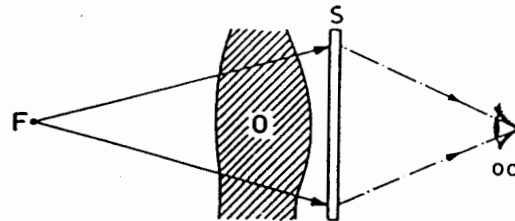
En los apartados siguientes se da un resumen de los diferentes métodos radiológicos utilizados para hacer visible la imagen de radiación.

3.2. FLUOROSCOPIA

En fluoroscopia la imagen de la radiación se convierte inmediatamente en otra visible en una pantalla fluorescente (figura 4-1). Esto permite observar directamente cualquier movimiento que se produzca. Una característica de la imagen fluoroscópica es su brillo tan escaso, que obliga a efectuar los exámenes en un cuarto oscuro. Además, los ojos del investigador tienen que

adaptarse a ese bajo nivel de iluminación, con el fin de que sean lo bastante sensibles a la luz fluorescente. En la fluoroscopia moderna se utiliza la intensificación electrónica, en la cual, con intensidades menores de radiación, se obtiene una imagen mucho más brillante. Ya no hace falta adaptar la visión a la oscuridad, ni tiene que estar el cuarto completamente a oscuras. Como colofón, con estas imágenes más brillantes el poder perceptor del ojo es mucho mayor. Este moderno método de fluoroscopia ha vencido con mucho al antiguo.

Fig. 4-1.- Esquema de la fluoroscopia. Los rayos divergentes, procedentes del foco (F), atraviesan el objeto (O) y llegan a la pantalla fluorescente (S). La imagen se percibe con el ojo (OC).



3.2.2 FOTOGRAFIA DE RAYOS X

En la fotografía de rayos X, la imagen de radiación se convierte en "imagen latente" en una emulsión fotográfica, la cual se hará visible tras el revelado de esta emulsión. Por consiguiente, en fluoroscopia se obtiene una imagen continua del objeyo, en tanto que la radiografía únicamente da una "instantanea".

Como, dada la tensión del tubo utilizada, la fina emulsión de la película absorbe muy poca de la radiación X a que se encuentra expuesta, se necesitaran unas dosis de radiación excesiva (tanto para el paciente como para el propio tubo de rayos X) para producir una densidad fotográfica adecuada en la película. Por lo tanto, se emplean mucho las pantallas intensifi

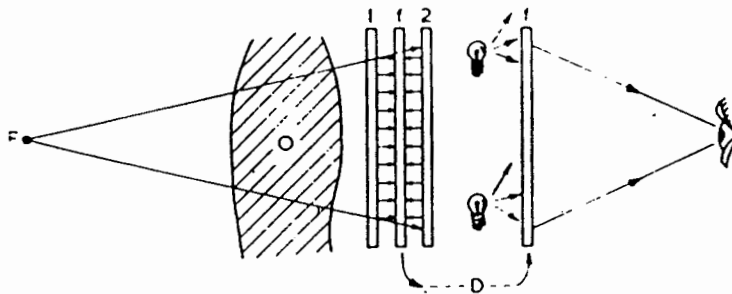


Fig. 4-2.- Esquema de la toma de una radiografía con ayuda de pantallas intensificadoras. La película (f) se expone a los rayos X que salen del objeto (O), pero las dos emulsiones quedan expuestas en mucho mayor proporción a la luz luminiscente producida en las pantallas intensificadoras (1. pantalla anterior; 2. pantalla posterior) por los rayos X. Para mayor claridad no se han representado las pantallas como son en realidad (en íntimo contacto con la película). Tras el revelado (D), la película se observa delante de un negoscopio.

cadoras en radiografía. Estas pantallas están en íntimo contacto con la película durante la exposición y, gracias a su emisión de luz, incrementan el efecto fotográfico de los rayos X incidentes (la densidad en la película producida por luminiscencia es muchas veces mayor que la debida a la radiación directa) (figura 4-2). La fotografía de rayos X, con pantalla intensificadora o sin ella produce siempre una imagen grande en una película de "tamaño natural".

3.2.3. FOTOGRAFIA DE IMAGEN EN PANTALLA

En la fotografía de imagen en pantalla, llamada fotografía de rayos X o fotofluorografía, se toma una fotografía de la imagen fluoroscópica por medio de cámaras de lentes o espejos.

3.2.3.1 PANTALLA FLUOROSCOPIA CLASICA

La pantalla fluoroscópica es de gran tamaño (por ejemplo, 40 X 40 cm) y en ella puede plasmarse un tórax entero. Esta imagen fluoroscópica se reduce de tamaño con la cámara (figura 4-3.) Los negativos resultantes suelen ser de 70 X 70 mm o 100 mm y, tras su revelado, se ven mediante una lupa o por proyección

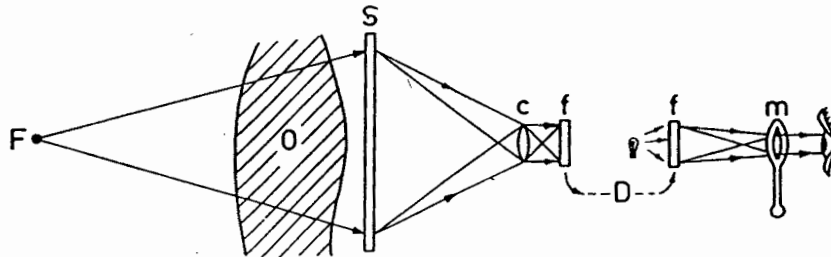


Fig. 4-3.- Representación gráfica de una fotofluorografía clásica. La imagen fluoroscópica del objeto (O) que aparece en la pantalla (S) se registra en una película por medio de la cámara (c). Tras su revelado (D), la película se ve con ayuda de un ampliador óptico (m) frente a un iluminador.

3.2.3.2. FLUOROSGRAFIA CON INTENSIFICADOR DE IMAGEN

Una forma especial y cada vez más usada de fotografía de la imagen de la pantalla es la realizada con intensificador de imagen. En este caso se fotografía la imagen producida en la pantalla secundaria de este aparato (figura 4-4). De todos modos, las fotos de gran formato son superiores, ya que la reproducción de detalles utilizando el intensificador de imagen todavía no es todo lo buena que sería de desear.

3.2.4. TELEVISION

Con la aparición de la televisión se ha encontrado que se puede emplear con ventaja las cámaras de TV y la fluoroscopia. Puede gravarse la imagen de TV en cinta magnética para su reproducción

CALIDAD DE LA IMAGEN VISIBLE

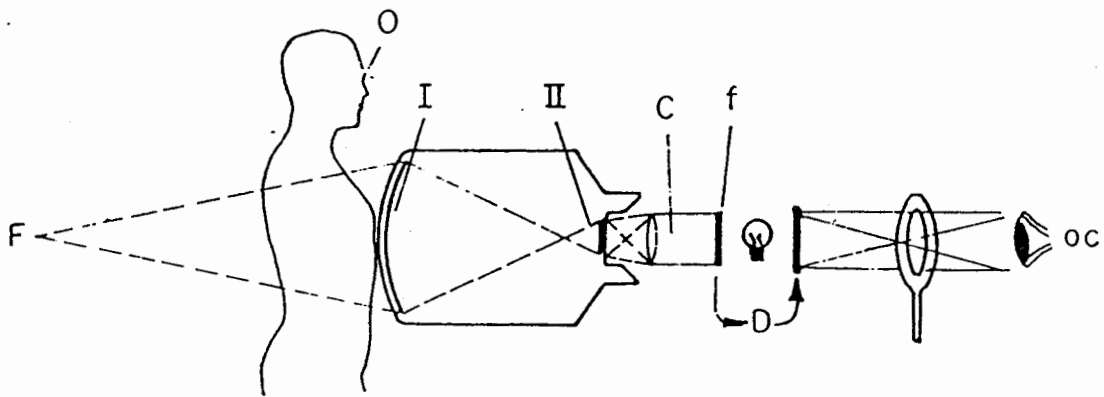


Fig. 4-4.- Esquema de la fluorografía con intensificador de imagen. La imagen de rayos X del objeto (O) en la pantalla primaria (I) del intensificador de imagen se refuerza y reproduce, en menor tamaño, en la pantalla secundaria (II). Esta imagen se fotografía, por ejemplo, en una película de 70 mm por medio de una cámara (C). Tras el revelado (D), la película se ve, por lo general, en forma ampliada. oc = ojo.

ulterior. Durante la fluoroscopia televisada, la imagen fluoroscópica se toma con cámaras de televisión, proyectándose en un monitor. Esta forma de fluoroscopia se ha convertido en el método más usado.

La imagen que aparece en el monitor de TV puede fotografiarse, aunque la fotografía directa de esas imágenes no es muy común, dado que la reproducción de los detalles resulta bastante pobre. Por esa misma razón, la filmación de las imágenes televisadas (cinescopia) tiene hasta ahora pocas aplicaciones.

Con el empleo de la cinta magnética, la imagen de televisión puede grabarse permanentemente. Este proceso implica la recepción de señales de vídeo, más que la fotografía directa de la imagen del monitor (fig. 4-5). La cinta puede reproducirse todas las veces que haga falta, para estudiar las imágenes. El proceso se llama también videografía y se emplea mucho en la vida diaria para grabar, por ejemplo, un partido de fútbol, que después se contempla en la pantalla del televisor en un tiempo posterior al de su celebración. La videografía o grabación de vídeo es un método valioso de conservar temporalmente exposiciones de rayos X para su inspección ulterior y con fines educativos.

3.3. CALIDAD DE LA IMAGEN VISIBLE

Las características de todas las imágenes visibles de rayos X son su contraste y su nitidez. El primero es la relación existente entre las zonas claras y las oscuras: únicamente cuando hay contraste podemos ver todo lo que tiene la imagen, distinguiendo así cualquier objeto que resalte de su entorno. a eso lo llamamos un detalle componente.

La calidad de una imagen radiográfica o fluoroscópica depende de la perceptibilidad de sus detalles. La calidad de las imágenes producidas por los diferentes métodos radiológicos varía bastante: la de la imagen conseguida en la pantalla fluoroscópica normal es mala.

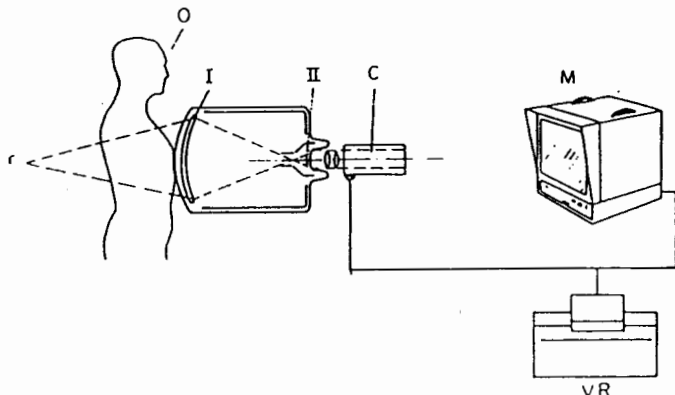


Fig. 4-5.- Producción de la imagen en un monitor de televisión y un videógrafo. Las imágenes fluoroscópicas del objeto (O) que aparecen en la pantalla primaria (I) del intensificador se refuerzan y reproducen en forma reducida en la pantalla secundaria (II). La cámara de televisión (C) convierte esas imágenes en una señal de vídeo, que se transforma en imágenes visibles en el televisor, apareciendo en el monitor (M). La señal de vídeo también puede llevarse a un aparato que grave las imágenes en una cinta magnética (videógrafo, VR).

Mediante pruebas de fantasma puede analizarse exactamente la perceptibilidad de los detalles, expresándolos en grado y cifra: de este modo puede compararse entre sí los diversos métodos radiológicos que producen imágenes de rayos X, evaluando sus méritos correspondientes. Esto se consigue de la mejor manera mediante la determinación de la función de transferencia de modulación (vease el capítulo 7, sección 7-4).

3.4. COMPOSICION DE LA IMAGEN

La representación de los detalles en la imagen de rayos X depende mucho de su posición mutua en el objeto respecto al foco y el plano de proyección (pantalla o película).

3.4.1. SUPERPOSICION

Por lo general, en el trayecto de los rayos no hay una sola parte de un objeto, sea éste el que sea, si no que el mismo rayo atraviesa varias partes sucesivas, en cada una de las cuales va perdiendo un poco de su intensidad, debido a la absorción. Lo que queda del rayo primario, despreciando los rayos dispersos, es lo que produce la imagen en la película. Por eso cuando contemplamos una radiografía que sea, por ejemplo, una proyección lateral de la silla turca y en la que resulta visible la imagen de una bala, hemos de comprender que dicha bala no tiene por que estar realmente en la propia silla. Todo lo que podemos deducir de esta radiografía es que la bala se encuentra en algún sitio, dentro del trayecto de los rayos: en la silla, en la pared derecha o izquierda del cráneo, en el pericráneo o en el tejido intermedio. Incluso puede estar completamente fuera del cráneo, en alguna parte, entre el foco y la película.

Este fenómeno, en el cual todas las imágenes de una proyección particular quedan unas sobre otras se llama superposición. En el caso de estructuras complicadas, tales como las del cráneo y la columna vertebral, esto exige una gran pericia a la hora de analizar las líneas compuestas de la imagen superpuesta.

3.4.2. PARALAJE Y DESPLAZAMIENTO PARALACTICO. ORIENTACION EN EL ESPACIO.

Las partes de un objeto que se encuentren en distintos puntos, siguiendo el mismo rayo X, quedarán superpuestas en la imagen fluoroscópica. Estos detalles pueden separarse desplazando lateralmente el foco de rayos X respecto al haz (figura 4-6). El ángulo subtendido por estos detalles en el foco se llama paralaje (en caso de superposición, el paralaje es 0°).

El grado en que cambia el paralelaje de los detalles respecto

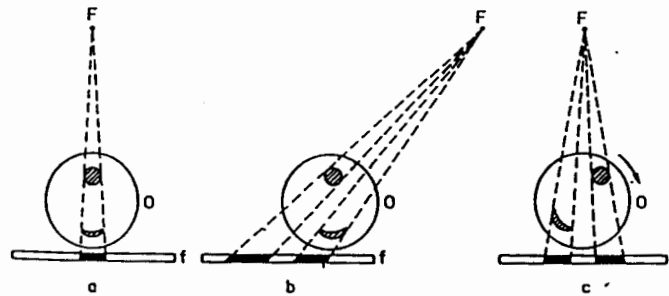


Fig. 4-6.- Separación de las proyecciones por desplazamiento de la posición del foco o giro del objeto.

- a) Proyecciones de dos estructuras superpuestas del objeto (O), que coinciden en la película (f).
- b) Después de desplazar la posición del foco (F), las estructuras quedan proyectadas por separado.
- c) Haciendo girar el objeto (a la derecha o la izquierda), dejando quieto el foco, también se consigue la proyección separada de las estructuras superpuestas.

al foco cuando se desplaza éste es lo que nos permite determinar la distancia desde el plano de imagen. En la práctica radiológica no se mide ni el paralelaje en sí ni la variación del ángulo al desplazar el foco, si no el desplazamiento de los detalles en la imagen proyectada, y a la diferencia encontrada de este modo es a lo que se le llama desplazamiento paraláctico. Conforme crece éste se van alejando los detalles particulares del plano de proyección, o sea, del de imagen.

En el caso de que algún detalle del objeto no sufra ningún desplazamiento paraláctico al mover el foco, quiere eso decir que el detalle en cuestión está en el plano de proyección, caso en el cual queda directamente en la pantalla o la película y la distancia objeto-película (O_f) es cero. Siempre que dos detalles de objeto sufran desplazamiento paraláctico igual en sus imágenes. Significa que los dos están en un plano paralelo al de proyección (la misma distancia objeto-película).

Puede conseguirse igual desplazamiento paraláctico moviendo el objeto o haciéndole girar, en lugar de trasladar el foco (fig. 4-6 c). Este método se usa mucho en fluoroscopia para conseguir un efecto tridimensional y demostrar cuál es el frente y cual el dorso. Para ello se hace que el paciente gire a la izquierda, a la derecha o a los dos sucesivamente. Aparte de la magnitud del giro impuesto al paciente, tiene su importancia la dirección en que se hace girar: si lo hace a la derecha (quedando el hombro izquierdo delante, hacia

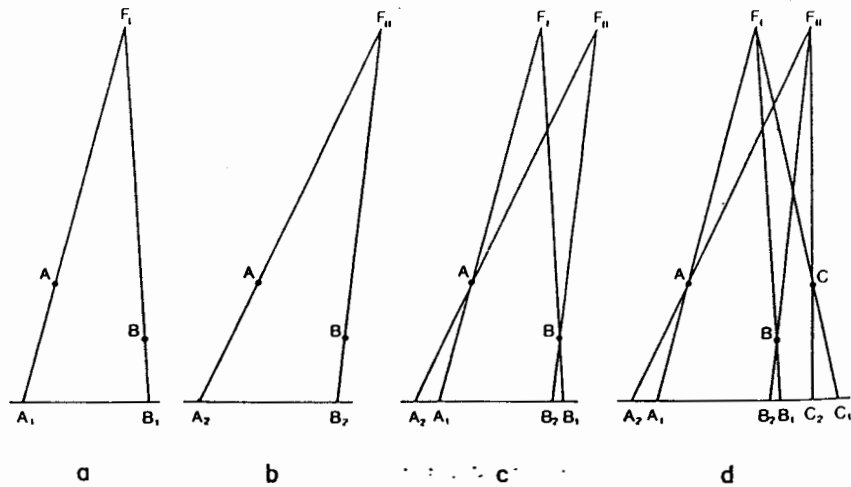


Fig. 4-7.- Paraje y desplazamiento paraláctico.

- a) En la primera posición del foco (F_1), los detalles A y B del objeto tienen un paraje (ángulo) AF_1B , y se proyectan en la película como A_1 y B_1 .
- b) Los mismos detalles respecto a otra posición del foco (F_{11}). El paraje $AF_{11}B$ es ahora distinto del AF_1B . Las proyecciones son A_2 y B_2 . La distancia A_1A_2 y B_1B_2 es el desplazamiento paraláctico.
- c) Combinación de a) y b). Los desplazamientos paralácticos de las proyecciones A y B son diferentes: A_1A_2 es mayor que B_1B_2 . Cuanto más lejos esté un detalle de la película (F), mayor será el desplazamiento paraláctico.
- d) Adición de un detalle (C), situado a la misma distancia que A de la película. En este caso el efecto paraláctico desplaza los dos detalles por igual, o sea: $A_1A_2 = C_1C_2$.

la pantalla, y suponiendo que el paciente mira a ésta), todo lo que quede detrás del eje de rotación se desplazará asimismo hacia la derecha (visto desde el punto de observación de la pantalla fluoroscópica), mientras que todo lo que haya delante de dicho eje se irá hacia la izquierda en la pantalla.

Naturalmente, este desplazamiento por la pantalla será mayor cuando más lejos del eje del giro se encuentre el detalle de que se trate.

El desplazamiento del foco o del paciente también se aprovechan para conseguir radiografías que nos den una impresión parcial del objeto y nos indiquen como están situados los diversos detalles entre sí. El concepto de paraje es de una gran importancia para la investigación estereoscópica (vease el capítulo 12, sección 12.2).

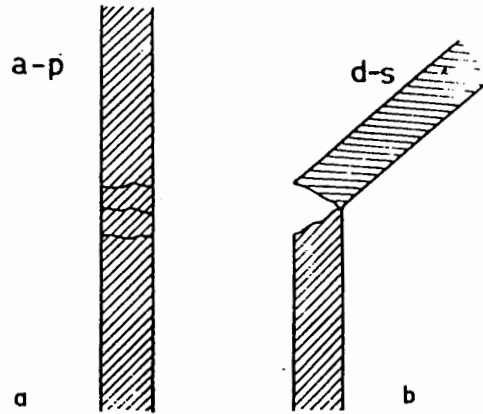
Otro método de investigación que emplea el desplazamiento del foco o el giro del paciente es la tomografía (vease el capítulo 12, sección 12.1).

Un método muy corriente de orientación en profundidad consiste en tomar dos fotos de rayos X del objeto en sendas direcciones perpendiculares entre sí. Esto resulta necesario sobre todo para la localización de cuerpos extraños (por ejemplo, esquirlas metálicas) y para juzgar las situaciones relativas de las dos partes de una fractura ósea. Por ejemplo, puede

ocurrir que una dislocación no aparezca en una radiografía tomada sólo desde una dirección, mientras que se vea claramente en la hecha en ángulo recto con aquella (fig. 4-8).

Fig. 4-8.— Toma de imágenes en dos direcciones. Queda demostrada la necesidad de tomar radiografías en dos direcciones distintas.

- a) Vista de una fractura en una dirección: aparentemente no hay dislocación.
- b) La misma fractura con una vista en ángulo recto, en dirección lateral (dextro-sinistra, d-s). Se ve que hay una dislocación considerable.



3.4.3. EFECTO DE CANTO

Puede suceder que un detalle resulte invisible cuando la foto de rayos X se toma en en una dirección dada, pero que aparezca muy claramente en otra dirección. Tal suele ser el caso si se trata de un detalle fino, que sólo tenga dimensiones considerables en un plano dado. Si consideramos una membrana fina (la pleura, por ejemplo), la absorción en ella de los rayos X es tan escasa que no se producirá contraste alguno respecto a su entorno, lo que hará que resulte invisible. Pero cuando sea paralela a la dirección de los rayos X (en el caso de un pliegue, por ejemplo) producirá una mayor absorción y entonces aparecerá en la película (en el caso de la pleura, como pliegue o línea interlobular).

De modo parecido, incluso una hoja fina de papel puede aparecer como una línea, pero sólo en una dirección determinada, en que quede completamente alineada con la radiación (fig. 4-9).

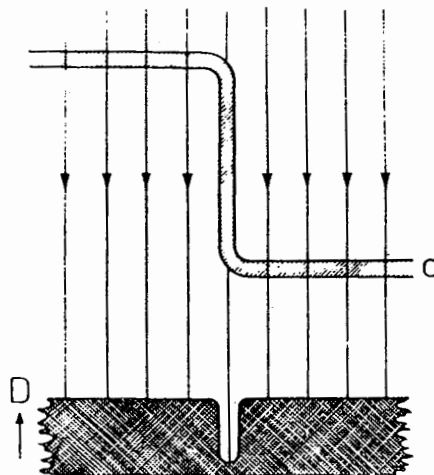


Fig. 4-9.— Efecto de borde. La fina membrana (d), mostrada en sección, no aparece claramente en la radiografía si está paralela al plano de absorción o forma con él un ángulo pequeño; pero queda perfectamente visible si es paralela a la dirección de los rayos, o sea, bordeándolos. La tira sombreada (D) representa la densidad fotográfica. Donde la membrana es paralela a la dirección de los rayos (en este caso, perpendicular a la película) la absorción de los rayos X es mucho mayor y aparece en la película como una línea blanca.

Este fenómeno se encuentra mucho en radiografía y se conoce por efecto de canto. La imagen de rayos X de un huevo de ave es un buen ejemplo de este efecto: el huevo aparece como una curva ovoide, como resultado de la mayor absorción en las partes del cascarón que quedan paralelas a los rayos X. Un efecto similar se tiene en los cálculos biliares cuando sólo tienen una fina capa calcárea. Este efecto de canto puede ser negativo. Por ejemplo, en el caso de una fractura de estructura ósea fina, por el estilo de las que se producen a menudo en el cráneo. La diferencia de absorción con sus alrededores, haciendo aparecer la fractura como línea negra. Sólo resulta aparente en la proyección en que dicha fractura es paralela a los rayos X en una distancia suficiente. Como consecuencia, se necesitan muchas fotos para excluir la posibilidad de tal fractura, aunque en la práctica nos limitamos a unas cuantas, tomadas con distintos ángulos.

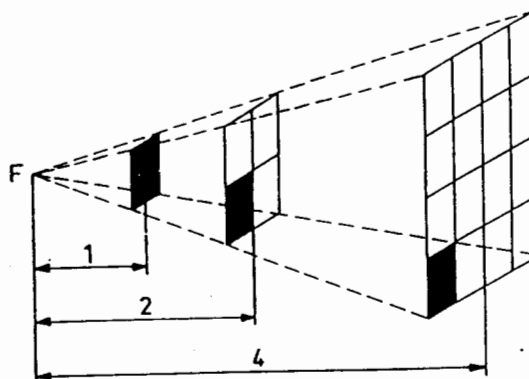
Otros ejemplos los tenemos en las radiografías de los pulmones, con los bronquios y los vasos sanguíneos. Cuando ambos son paralelos a la película, quedan prácticamente invisibles, pero si son paralelos a los rayos X aparecen como puntos redondos o círculos, como resultado del mayor espesor de tejido que los rayos X han de atravesar en esa dirección. Mucha parte de los detalles pulmonares de una radiografía de tórax tienen que explicarse como debidos al efecto de canto de vasos sanguíneos y bronquios. La conocida "lúnula de calcio" de la aorta no significa en modo alguno un depósito local de calcio, si no que se debe al efecto de canto de una fina capa calcárea depositada en la pared del arco aórtico en una distancia considerable. También se puede proyectar la hoz cerebral valiéndose de este efecto de canto. Cuando algún detalle baculiforme o anular (vasos sanguíneos bronquios) aparece en imagen debida a rayos paralelos a su longitud, se habla de representación ortogonal o axil.

3.4.4. LEY DE LA INVERSA DE LOS CUADRADOS

Si el haz divergente de rayos X que sale por la ventanilla redonda del tubo se considera como un cono, el vértice del cual estuviese en la fuente de radiación (el foco), cuanto más nos alejamos de él, más débil será la radiación. Estereométricamente, esto es de fácil comprensión y puede expresarse cuantitativamente. Supongamos que el cono se corta perpendicularmente por dos planos, uno a la distancia a del foco y otro a la $2a$. Si el radio del círculo que forma el primer plano es r , el del segundo será $2r$. El área del primero vale πr^2 mientras que la del segundo será $\pi (2r)^2 = 4\pi r^2$, es decir, cuatro veces más. Resulta pues evidente que la radiación que atraviesa el primer círculo tiene que atravesar también el segundo, por lo que atravesar el primer círculo tiene que atravesar también el segundo, por lo que la intensidad en éste último será cuatro veces menor que en aquel. Esto se puede expresar diciendo que a

una distancia dos veces mayor, la intensidad es cuatro veces menor o, en términos generales, que cuando la distancia a una fuente de radiación se incrementa n veces, la intensidad

Fig. 4-10.- Representación de la ley de la inversa de los cuadrados. Para mayor claridad se ha representado el haz de rayos X en forma de pirámide y no de cono. A una distancia doble, la intensidad se reduce a la cuarta parte; a una distancia cuatro veces mayor, a $1/16$.



de esa radiación a tal distancia es n^2 veces menor, e inversamente: a una distancia n veces menor, la intensidad será n^2 veces mayor. Este fenómeno se conoce como ley de la inversa de los cuadrados y tiene una gran importancia en radiografía y radioterapia (fig. 4-10).

3.4.5. AMPLIACION Y DISTORSION

Como los rayos X se emiten desde una fuente muy pequeña, el foco, que por conveniencia consideraremos puntual, la imagen de un objeto situado en el trayecto de los rayos queda formada según las leyes de la proyección central.

El objeto situado en el haz divergente de rayos produce una sombra en el plano de proyección (pantalla fluoroscópica o película), la cual será normalmente una imagen ampliada del objeto. Únicamente cuando este queda colocado directamente contra la pantalla o la película (distancia objeto-película $O_f = 0$) no habrá ampliación y la imagen será de tamaño natural.

Con un dibujo sencillo (fig. 4-11) podemos ver que la razón entre la imagen de un objeto y su tamaño real es la misma que la existente entre la distancia foco-película (Ff) y la foco-objeto (FO). Tomando esta razón como medida de la ampliación (M) encontramos $M = Ff/FO$. La imagen de un objeto situado a mitad de camino entre el foco y la película es $FO = Ff/2$, caso en el cual el factor de ampliación vale $M = Ff/2 = 2$, y la imagen tendrá un tamaño doble que el objeto.

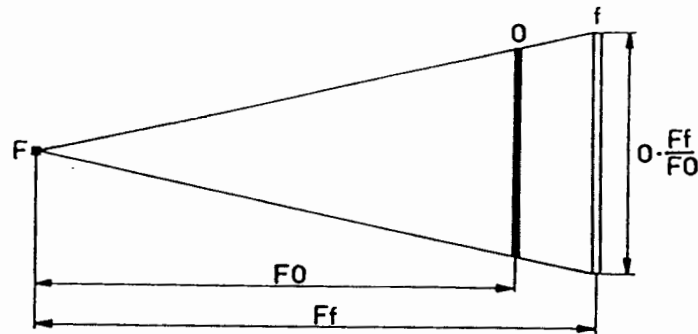
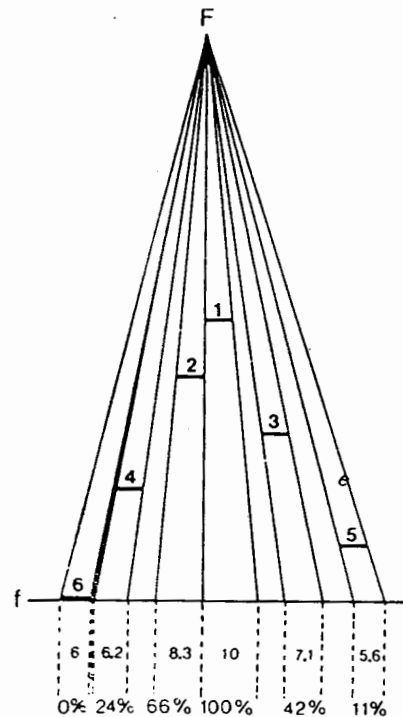


Fig. 4-11.- Imagen ampliada resultante de una proyección central. Ff = distancia foco-película; FO = distancia foco-objeto. El objeto (O) se amplía en la razón Ff/FO .

Más adelante veremos cuándo y en qué condiciones se pueden usar estas imágenes ampliadas (capítulo 12, sección 1,2,3). De todos modos los objetos tienen un espesor determinado, contienen partes que se encuentran a distancias diferentes de la película (al hablar de película en este contexto nos referimos a la de rayos X, a la pantalla clásica de fluoroscopia o a la primera de un intensificador de imagen). La ampliación de estas partes no es idéntica, por lo que sus imágenes en la película no sólo dejarán de corresponder al tamaño real, sino que tam poco indicarán la relación verdadera de las partes entre sí (fig. 4-12). Esta diferente ampliación de las distintas partes del objeto se llama distorsión.

Fig. 4-12.- Distorsión: ampliación desigual. En la ilustración, los detalles 1, 2, 3, 4, 5 y 6 son del mismo tamaño (por ejemplo, 5 mm), pero están a diferentes distancias objeto-película: 50, 40, 30, 20, 10 y 0 cm, respectivamente, siendo la distancia foco-película de 100 cm. Todos ellos se proyectan con desigual ampliación: 10; 8,3; 7,1; 6,2 y 5,6 mm. Únicamente el detalle 6 aparece en su tamaño natural (5 mm). Las ampliaciones son pues de 100, 66, 42, 24, 11 y 0 por 100, respectivamente.



Cuando la distancia foco-película es pequeña y la objeto-película es relativamente grande, la distorsión puede alcanzar un valor considerable.

Por ejemplo, una foto de rayos X de una mujer embarazada en decúbito supino con $Ff = 1 \text{ m}$, puede mostrar el cráneo del feto (para el cual FO es relativamente pequeña) tan ampliado que aparezca no ha de poder pasar por la pelvis (en la cual FO es relativamente grande), aunque en realidad la relación entre las dimensiones del cráneo y la pelvis sea completamente normal. Una distorsión grande puede ocasionar pues conclusiones erróneas, como en radiografías torácicas, por ejemplo, al comparar el tamaño del corazón con la anchura del tórax (vease la sección 5.2) .

3.5. ALGUNAS APLICACIONES DE DIFERENTES DISTANCIAS FOCO-PELICULA.

Utilizando distancias foco-película diferentes, el factor de ampliación Ff/FO , así como la perceptibilidad de los detalles, pueden quedar modificados.

3.5.1. ORTODIAGRAFIA Y ORTODIAMETRIA

Cuando hay que determinar las dimensiones verdaderas de un órgano (en ángulo recto con la dirección de los rayos X) puede hacerse una exposición utilizando sólo la parte central del haz. En la práctica se emplea un haz muy estrecho que rodea al rayo central. La pantalla fluorescente se mantiene estacionaria, mientras se va desplazando el foco, paralelamente a la pantalla de manera que el haz, visible en está como punto luminoso, siga exactamente el contorno del objeto de que se trate (el corazón, por ejemplo). Este haz central móvil se conserva paralelo a sí mismo, con lo que la imagen definitiva así obtenida se debe a rayos paralelos, como si procediesen del infinito. Ff y FO son también infinito, con lo que el factor de ampliación vale 1 y la imagen reproducida está en tamaño natural.

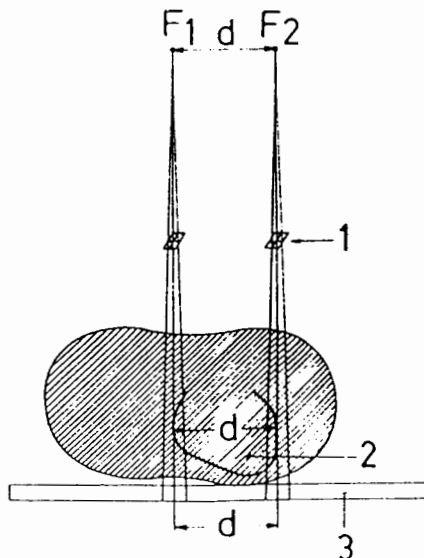


Fig. 4-13.- Principio de la ortodiametría. El contorno del corazón (2) se traza en la pantalla fluoroscópica (3) por medio de un diafragma provisto de marcador de hilos cruzados (1) y de un haz estrecho de rayos X perpendicular a la pantalla. El objeto y la pantalla se dejan fijos y sólo se desplaza el tubo de rayos X. Para medir la anchura del corazón se desplaza el tubo una distancia (d). La proyección de los hilos cruzados también recorre una distancia (d), que corresponde pues exactamente al tamaño del corazón.

Este contorno puede dibujarse en su tamaño real en un trozo de papel de trazado colocado en la pantalla. Como este procedimiento puede realizarse para todas las partes del objeto (para el contorno del tórax, por ejemplo), se obtiene una imagen que carece de distorsión y tiene el mismo tamaño que el objeto. Este método se llama ortodiagrafía y su principio queda ilustrado en la Figura 4-13. El haz central se "marca" mediante una limitación de sus dimensiones o utilizando dos alambres cruzados. Cuando se dibujan sólo algunas líneas de este modo, que después se miden, se habla de ortodiametría.

Una condición necesaria para aplicar este método es que el tubo ha de poder moverse de modo independiente de la pantalla, pero apenas algunos de los modernos aparatos lo permiten.

En particular, y por razones de seguridad, se le da preferencia a un tipo de construcción en que el haz se mantiene centrado en la mitad de la pantalla fluorescente y el tubo y la pantalla se desplazan simultáneamente, paralelos entre sí.

Con esta disposición dejan de ser posibles la ortodiagrafía y la ortodiametría, razón por la cual se han abandonado estos métodos.

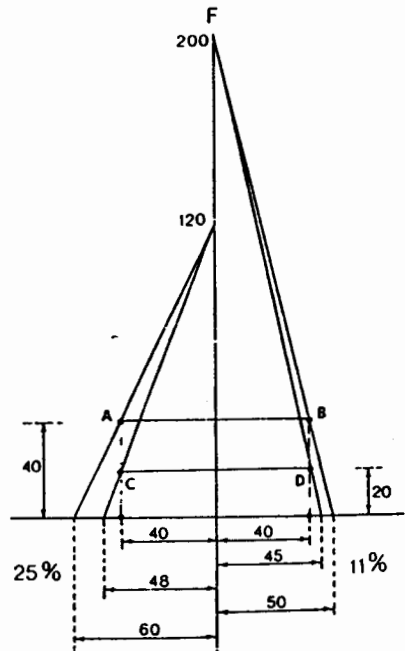
En la sección siguiente trataremos un sistema que puede usarse en la práctica para obtener una proyección de tamaño natural sin distorsión.

3.5.2. TELERRADIOGRAFIA

Cuando por alguna causa hay necesidad de obtener una imagen de tamaño prácticamente natural con sus partes en propor-

ción real, es decir, con la distorsión menor posible, hay que recurrir a la radiografía a larga distancia, que es lo que se conoce como telerradiografía. Este método es el más utilizado para juzgar el tamaño del corazón. Si se tomase esta radiografía desde una distancia relativamente corta (1 m, por ejemplo) el corazón, al quedar cerca de la película daría una imagen falsamente favorable (muy pequeño) en una proyección posteroanterior. Con distancias de proyección ma

Fig. 4-14.- Proporciones mejoradas (menos distorsión), con una mayor distancia foco-película. Un objeto AB de diámetro 40 mm de sección, a una distancia de 40 cm de la película (Of = 40 cm), y otro del mismo tamaño a una distancia de 20 cm son los datos. Estos objetos se radiografían con el foco en dos posiciones diferentes, es decir, con una Ff de 200 cm y otra de 120 cm. Con Ff = 200, las secciones medidas proyectadas (a la derecha) son de 50 y 45 mm, respectivamente, con una diferencia relativa del 11 por 100; con Ff = 120 cm, dichas proyecciones (a la izquierda) son de 60 y 48 mm, es decir, con una mayor diferencia relativa: 25 por 100 en realidad. Hay que tener en cuenta que, para mayor claridad, las dimensiones de la proyección en las distancias son diez veces mayores que las del objeto (en realidad, cm y mm).



yores, la distorsión disminuye y se pueden evaluar con más precisión las proporciones reales. El principio de la telerradiografía se basa en que, con independencia de la distancia objeto-película, se puede obtener una imagen de rayos X de tamaño real con un haz de rayos "paralelos". Esta condición se satisface en telerradiografía utilizando una gran distancia foco-película (por ejemplo, 2 m). Naturalmente, los rayos X no son completamente paralelos, pero la ampliación y la distorsión se reducen a unas proporciones casi imperceptibles (fig. 4-14).

Carece de objeto tomar telerradiografía a una distancia de 4 m o más, tal como hacen algunos, porque con un simple cálculo puede demostrarse que la ganancia de precisión dimensional obtenida en la imagen es muy pequeña, en comparación con la que se consigue a una distancia de 2 m. En realidad, esta distancia de 4 m tiene el inconveniente de exigir una carga cuatro veces mayor en el tubo, o sea, una exposición cuádrupla

ple que la de 2 m, aparte del problema de espacio. Para evitar la borrosidad debida al movimiento, la unidad de rayos X ha de ser lo bastante potente para permitir una exposición corta, no obstante la gran distancia foco-película. Esto puede exigir el empleo de técnicas de exposición con alta tensión.

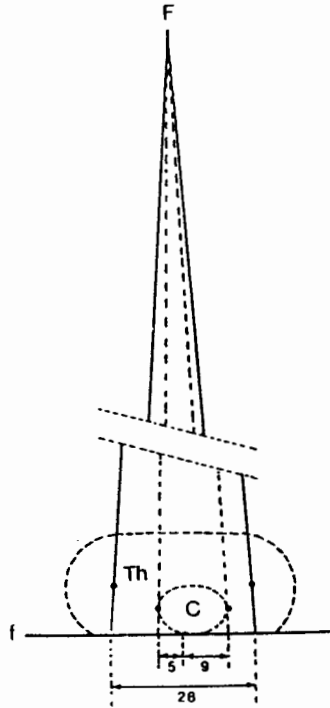


Fig. 4-15.- Telecardiograma. Con una distancia de 200 cm, la ampliación de las dimensiones de tórax (Th) es sólo un poco mayor, debido a la mayor distancia objeto-película, que la de las dimensiones del corazón (C). Por eso se pueden sacar conclusiones de estas medidas, lo que ya no sería posible con distancias menores foco-película. En el dibujo se ha supuesto una situación en la que el corazón se amplía un poco (en este caso, el diámetro del corazón es la mitad de la sección transversal del tórax). Para mayor claridad, el haz se da con líneas de trazos.

La telerradiografía se usa sobre todo para demostrar el corazón, las vértebras (con fines ortopédicos) y las mandíbulas (para fines ortodónticos).

Los telecardiogramas suelen ser una vista posteroanterior del tórax, tomada a una distancia de 2 m con el fin de medir el tamaño del corazón respecto a la caja torácica (fig. 4-15).

3.5.3 RADIOGRAFIA DE CONTACTO, EXPOSICIONES DE CONTACTO, EXPOSICIONES CON PEQUEÑA DISTANCIA FOCO-OBJETO.

En ciertos casos puede aprovecharse la distorsión de la proyección. Llevando el tubo muy cerca del objeto y a éste muy cerca de la película, los detalles de aquél que queden en las proximidades inmediatas de la película aparecen en ésta casi en su tamaño natural y en proporción real entre sí. Otras partes del objeto quedarán ampliadas y distorsionadas, tanto más cuanto más lejos estén de la película, e incluso pueden quedar borrosas e indistinguibles. Estas partes, que de otro

modo ocasionarían superposición molesta, no tienen ahora parte alguna en la formación de la imagen, debido a la ampliación y la distorsión que han sufrido.

Otros detalles quedarán proyectados fuera de la radiografía como consecuencia de la gran divergencia del haz (fig. 4-16).

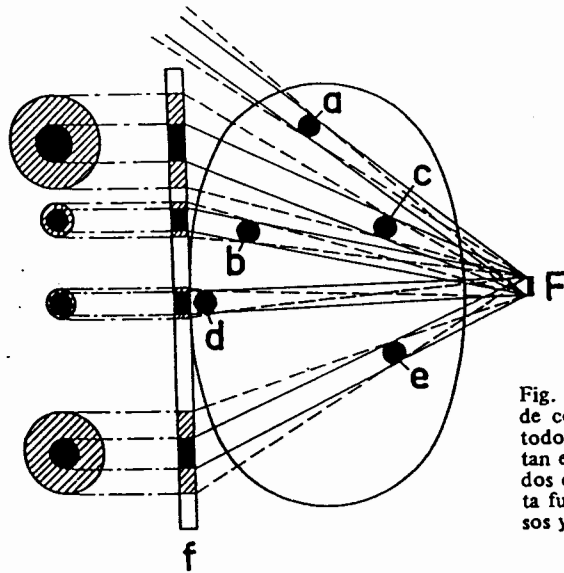


Fig. 4-16.— Principio de la radiografía de contacto. Los detalles a, b, c, d y e, todos ellos del mismo tamaño, se proyectan en diferentes tamaños y diversos grados de definición. El detalle a se proyecta fuera de la película, c y e están borrosos y sólo b y d quedan proyectados con nitidez.

Una exposición de contacto de la apófisis articular de la mandíbula (por el método de Parma) da una buena imagen de la apófisis que queda justo a la película, en tanto que la otra, la que está más cerca del tubo, y las demás partes interferentes del objeto quedan irreconociblemente grandes, débiles (a causa de la borrosidad geométrica) y deformadas, además de quedar proyectadas fuera de la imagen. La radiografía de contacto es también útil cuando hay que tomar una vista excéntrica distal del maxilar (en la que la superposición en la otra parte puede evitarse por completo), una toma de un esternón o una posteroanterior de la rótula, con el tubo en la parte posterior de la rodilla.

Hay que tener siempre en cuenta que en la radiografía de contacto la dosis de rayos X en la piel que queda junto al tubo es mucho mayor que en la técnica radiográfica normal, a causa de la distancia relativamente corta entre el foco y la piel. Es cierto que el espesor del objeto es el mismo con las dos distancias, pero en la radiografía de contacto ocupa una mayor parte de la distancia total foco-película. Por eso la dosis integral

absorbida en la radiografía de contacto es algo mayor que en las técnicas normales. En muchas instituciones radiológicas las exposiciones de contacto son la excepción, más que la regla. En su lugar se utiliza la Zonografía (vease el capítulo 12, sección 12.1.3).

3.6. SELECCION DE LA DIRECCION DE PROYECCION

Ya hemos visto que, como consecuencia de la superposición, es muy difícil conseguir un análisis exacto con una sola radiografía, dificultad que llega a la imposibilidad cuando se trata de localizar exactamente un objeto dado que en ella se vea.

En radiografía suelen utilizarse, la mayoría de las veces, dos o más proyecciones. Cuando se puede, los objetos radiografiados lo son en dos direcciones perpendiculares entre sí: de delante atrás o de atrás adelante y lateralmente. La dirección de delante atrás (anteroposterior) es la que se llama proyección a-p y a veces v-d (ventrodorsal); la de detrás adelante se llama proyección p-a (posteroanterior) o d-v (dorsoventral). Las radiografías laterales se denominan laterales, transversales o de perfil, especificándose a veces de un modo más concreto el trayecto de los rayos. Si la parte izquierda del objeto es la que queda contra la película (es decir, con los rayos pasando a izquierda) la radiografía puede llamarse transversal d-s (dextrosinista): si es el lado derecho el que queda junto a la película, la radiografía es una proyección s-d (sinistrodextra). En general, se puede obtener una información suficiente de una radiografía a-p o p-a y una lateral si de lo que se trata es de localizar o diagnosticar anomalías.

En la técnica de diagnóstico por rayos X, los resultados dependen mucho de la colocación del tubo, el paciente y la película, a la hora de conseguir la mejor vista posible del detalle que se quiere examinar. El lumen de un canal óseo, por ejemplo el meato auditivo óseo, queda mejor demostrado cuando el haz de rayos X pasa en la dirección del eje mayor del canal. Una impresión verdadera de la pelvis sólo puede obtenerse si el haz de rayos X es perpendicular a su sección transversal. Los contornos de la silla turca (fosa pituitaria) tampoco se puede determinar con exactitud a menos que el haz la atraviese lateralmente.

Por otra parte, hay ciertas estructuras que sólo pueden hacerse visibles con una proyección muy especial. La fina membrana tendida entre dos lóbulos pulmonares sólo puede

ponerse de manifiesto si coincide con la dirección de los rayos X lo que se conoce con el nombre de línea interlobular . La razón es el efecto de canto. Compréndese pues que cualquier estructura específica aparecerá más claramente cuanto más proyectada quede sin sombras superpuestas.

3.7. PROYECCIONES NORMALIZADAS Y TECNICAS DE FILMACION DE INSTANTEAS

La experiencia y el conocimiento de la anatomía han llevado a la aplicación de proyecciones definidas para conseguir exposiciones de rayos X de partes específicas del cuerpo humano y sus detalles.

3.7.1. PROYECCIONES NORMALIZADAS

Muchas proyecciones pueden considerarse como normalizadas. Tal es el caso, en especial, de las exposiciones del cráneo, en las que se usan como guías "marcas" visibles o palpables (por ejemplo, la órbita ocular). Los métodos suelen llevar el nombre de sus creadores . Como ejemplo, los nombres de Schüller, Stenvers, Mayer y Chaussé están unidos a ciertas vistas del peñasco; Lilienfeld, Towne y otros, a determinadas proyecciones craneanas; Rhese-Goalwin a una proyección del foramen óptico, etc. Las posiciones normalizadas más útiles están descritas con detalle e ilustraciones en muchos libros referentes al tema de la posición del paciente en relación con las radiografías.

En todas las posiciones normalizadas hay que tener en cuenta, de ser posible, las variaciones anatómicas individuales (por ejemplo, un cráneo asimétrico), pues de lo contrario la foto de rayos X podría no proporcionar los resultados apetecidos. Un conocimiento total de las posiciones normalizadas - tanto teórico como práctico- es uno de los puntos más importantes del diagnóstico y del adiestramiento del personal radiológico.

3.7.2. EXPOSICIONES EN FLUOROSCOPIA

En oposición con estas proyecciones normalizadas y sus factores constantes (ángulos, distancias, etc.) se encuentran las técnicas de la filmación de instantáneas, en las que la posición óptima se selecciona visualmente por medio de un examen fluoroscópico anterior a la exposición radiográfica. Esto permite elegir la mejor posición posible de un objeto determinado, aun cuando se trate de uno anatómicamente anormal y, por tanto inapropiado para el método de proyección normalizada. La expo-

sición radiográfica se hace entonces inmediatamente después de haber colocado el tubo en posición mediante la inspección fluoroscópica. Por lo general se habla entonces de "exposición en fluoroscopia" o de "exposición con cassette de seriación" , por ser éste el instrumento con que se toman tales exposiciones.

La aplicación más importante de esta técnica es el examen con bario del tracto digestivo, en el que apenas puede considerarse ninguna de las proyecciones normalizadas, pero en el que es importante ver una cierta parte durante la fluoroscopia (por ejemplo, el bulbo duodenal, con el paciente en determinada posición oblicua y en cierta fase del movimiento) y tomar la placa inmediatamente, una vez vista.

Habida cuenta de sus muchas ventajas, sobre todo velocidad y eficacia, la exposición en fluoroscopia se va usando cada vez más, sobre todo con el moderno método de la fluoroscopia con intensificador de imagen y televisión. Por ejemplo, ya se han convertido en métodos rutinarios las exposiciones de la vesícula, de detalles del cráneo, del medio de contraste en histerosalpingografía, mielografía, etc., en lugar de aplicarles las proyecciones normalizadas "a ciegas" .

1. EL LABORATORIO RADIOGRAFICO

Es de suma importancia la elección del lugar, situación y disposición de las cámaras oscuras para el proce-sado de las películas.

La primera consideración que determinará la situación de la sala de carga de chasis y revelado será la canti-dad de películas a tratar por cada sala de radiación y la distancia y accesibilidad entre las salas.

Existen dos posibilidades:

- a) Que la cantidad de películas por sala sea reducida en comparación con la capacidad de la máquina (o máquinas) de revelar, y que las salas estén próximas entre sí. La solución en un local de revelado centralizado (Fig. 50).
- b) Si la cantidad de películas por local de toma de imá-ges es grande, conviene tener servicios de revelado descentralizados (Fig. 51).

Es muy posible que las circunstancias no encajen en nin-guno de estos dos casos de fácil solución. Habrá que diseñar la disposición más adecuada a cada situación, pero teniendo presentes los siguientes factores:

1. Han de reducirse los tiempos transcurridos entre la toma de imagen y el revelado, y entre este y la lectura de la placa (Sala de Lectura). De lo contrario no tendría sentido disponer de una máquina que revela en 90 ó 120 segundos.
2. Situación de los colectores de líquidos residuales.
3. Evacuación de aire de la máquina. Recomendamos deci-didamente la colocación de la máquina de revelar en la zona clara del local. Solamente en casos justifica-dos se colocará en el interior de la cámara oscura.
4. Conexión eléctrica de acuerdo con el servicio técnico de AGFA-GEVAERT.
5. Ventilación del local, teniendo en cuenta el calor irra-diado por cada máquina.
6. Pasos de chasis dobles entre las zonas de radiación y de revelado. Esto significa pasachasis independientes para los chasis sin impresionar y para los impresio-nados.

7. Paso de personas de la zona clara a la oscura. El ideal es el laberinto pintado interiormente al negro, pues permite el tránsito aunque se esté manipulando la película. El inconveniente es que precisa de mayor espacio que una simple puerta.

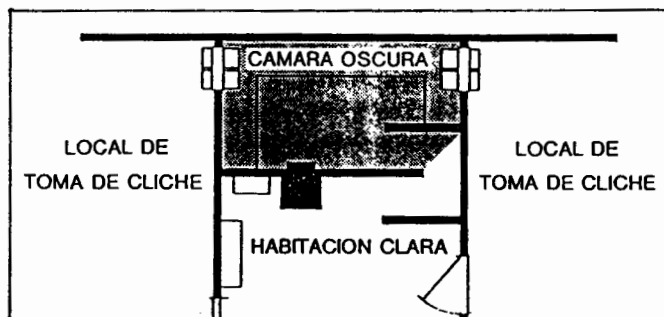


Fig. 51

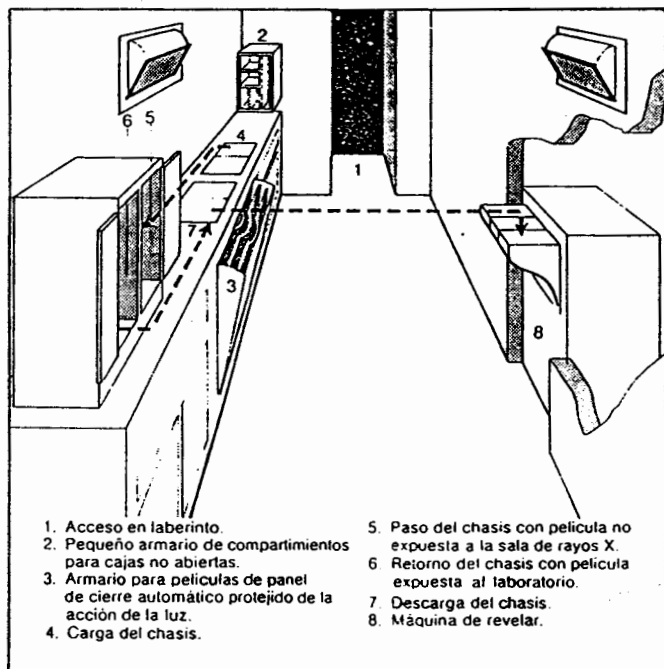


Fig. 52

EL AGUA

El agua potable de distribución urbana es suficiente para los requisitos de un proceso de revelado. El cloro que suele contener, del orden de miligramos por litro, no afecta a los baños. La dureza queda neutralizada por aditivos previstos en la formulación de los líquidos

No obstante, y en previsión de instalaciones en zonas rurales, el agua debe cumplir los siguientes requisitos:

- pH inferior a 8.
- Materias en suspensión: debe instalarse un filtro, previo a la máquina, de 25 μ m.
- Cantidades máximas de sales disueltas por litro:

cloruros	100	mgr
sulfuros	1	mgr
amoníaco	5	mgr
ion ferroso	1	mgr
iones calcio, magnesio	100	mgr (dureza)

DISPOSICION DEL LABORATORIO (fig. 52)

Como primera recomendación está la separación entre la parte húmeda y la seca.

Esta separación de ser física y mental. En la figura se ha previsto como única conexión entre ambas partes la bandeja de alimentación de películas de la reveladora. La misma máquina. Sus tanques de regeneración, el recuperador de plata y las conexiones y ducha de mano para la limpieza de la máquina están en la zona clara del laboratorio. No siempre será esto posible, pero sí es recomendable. En todo caso, tras cualquier manipulación con agua o líquidos de tratamiento, debe limpiarse y secarse cuidadosamente toda superficie húmeda o salpicada, así como las manos. La película es delicada con las manchas: las detecta inexorablemente, produciendo huellas y defectos.

Cuidar especialmente la limpieza de la bandeja de introducción de películas en la reveladora.

LUZ DE SEGURIDAD

Los films se manipulan bajo luz inactiva, es decir, una luz que permite ver al operador lo que está manejando y que influye muy poco sobre el material sensible.

La luz inactiva está producida por unos faroles o cajas de luz con lámpara de incandescencia de pequeña intensidad (de 15 vatios), provista de un filtro coloreado intercambiable.

- . Se recomienda el filtro rojo claro R2 para las películas sensibles al azul:
 - Películas de radiografía general (excepto orto):
 - Mamoray RP3.
 - Radiografía dental.
 - Duplicación y copiado.
- . El filtro rojo oscuro R4 debe utilizarse con las películas de orto:
 - Películas de radiografía general ortocromáticas.
 - Películas para monitor.
 - Para la imagen del intensificador.
 - Para fotoseriación o radiofotografía.
 - Mamografía con pantalla.

- Cuando coexisten películas de ambos grupos, ha de usarse siempre el filtro R4.

También puede utilizarse una lámpara de sodio filtrada con un filtro amarillo n.º 52 ó 57. Proporciona una iluminación muy intensa e inactínica.

Ante la eventual decoloración de un filtro a consecuencia de su prolongado uso, o la formación de posibles grietas, que dejen pasar ciertas cantidades de luz blanca, o cuando detectemos un velo sospechoso sobre las imágenes, debemos proceder a una sencilla prueba de la luz de seguridad. Para ello, y en plena oscuridad, tomamos una placa o un trozo de la película que usamos habitualmente (o de cada tipo que usemos). Se colocan sobre la mesa de trabajo y en la bandeja de la reveladora (tapa abierta). Sobre cada película se coloca una moneda. Se enciende un minuto la luz de seguridad, se vuelve a apagar y se revelan normalmente las películas. Al examinarlas en el negatoscopio no debe advertirse en ellas la más ligera traza de la silueta de la moneda.

PROCESO DE REVELADO

Tras la exposición de la película tenemos formada la imagen. Esta es estable, duradera, pero invisible. Es la imagen latente. En el cuarto oscuro no distinguiremos una película virgen de otra impresionada, pero sabemos perfectamente que una de ellas y sólo una, contiene imagen. Para transformar la imagen latente en visible, tenemos que proceder al revelado de la película.

Y para comprender mejor este tema, debemos apoyarnos en unas ideas básicas de química, que vamos a recordar.

OXIDACION-REDUCCION

Son dos conceptos contrapuestos. Desde un punto de vista electrónico, reducción es una ganancia de electrones, por ejemplo, las reacciones del cloro y de la plata:



Oxidación es una pérdida de electrones:



Por tanto, un agente reductor es un donante de electrones y simultáneamente él se oxida, puesto que los pierde. Un oxidante es un aceptor de electrones y él se reduce, puesto que los gana.

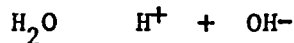
Descriptivamente:

- Una oxidación: obtiene un metaloide, cloro, de una sal, como el cloruro de hierro, o bien transforma un metal, plata, en una sal, bromuro de plata (reacción utilizada en el blanqueo-oxidante, en los procesos de fotografía en color):

- Una reducción: transforma un metaloide, cloro, en una sal, cloruro de plata (es el proceso de revelado radiográfico). Siempre que se produce un proceso de reducción, por ejemplo, formación de imagen de plata a partir del bromuro de plata de la emulsión, existe simultáneamente otro de oxidación de una cantidad equivalente de revelador.

ACIDO ALCALI

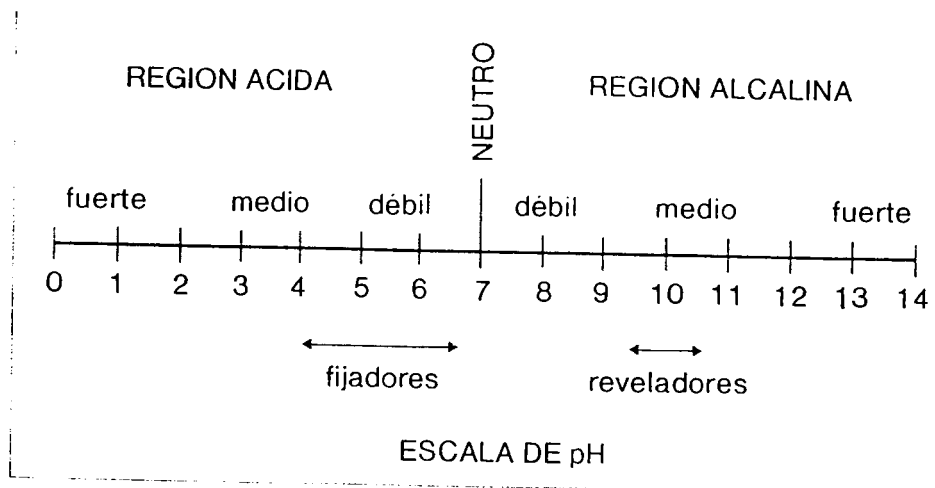
Son también conceptos antagónicos. El agua (H_2O) está parcialmente disociada en sus iones $H^+ + OH^-$.



En un agua pura, las concentraciones de ambos iones son iguales. El producto de las concentraciones de ambos iones es constante, de forma que si por una causa exterior aumentase la concentración de uno de ellos, disminuiría en igual medida la del otro.

Acido es toda sustancia que al ser disuelta en agua aumenta la concentración de H^+ y disminuye la de OH^- . Alkali es lo contrario. Cuanto mayor cantidad disolvemos de uno u otro, o cuanto más fuerte sea, o cuando concurren ambas circunstancias, tanto más aumentará la concentración del ion correspondiente y más disminuirá la del otro. Evidentemente, si se mezcla una solución ácida con otra alcalina equivalente, se compensan ambos excesos dando agua neutra (neutralización) y además se formará una sal constituida por los restos de ambas sustancias.

El pH es un índice o escala que evalúa y cuantifica el carácter ácido o alcalino del agua o de una solución acuosa:



El pH puede variar entre 0 (máxima acidez) y 14 (máxima alcalinidad). El valor medio de 7 indica la neutralidad, es decir, la carencia de uno u otro carácter.

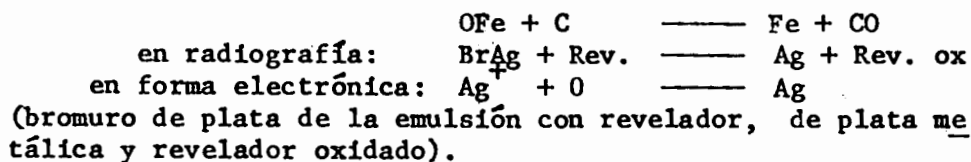
Al ser una escala logarítmica de base 10, cada intervalo entero significa 10 veces más concentración de H^+ en dirección izquierda o 10 veces mayor concentración de H^+ en dirección derecha. Así, un pH de 3,0 tiene doble cantidad de H^+ que pH 3,3 y, a su vez, la mitad de 2,7. En radiografía es usual fijar el pH con precisión de 0,1 ó 0,2 unidades.

La importancia del pH en el revelador es que, en última instancia, de él depende su actividad.

REVELADO

Consiste en la reducción del halogenuro de plata de la emulsión sensible a plata metálica.

Equivale esencialmente a la metalurgia de la plata y es semejante a tantos otros procesos metalúrgicos conocidos. Por ejemplo, la metalurgia del hierro a partir de su óxido, OFe , con el carbón de coque, dando como resultado hierro metálico y óxido de carbono (con propósitos de simplificación se suprimen los subíndices):



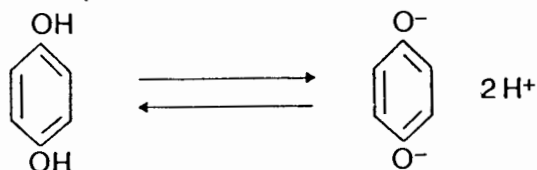
La esencia del proceso fotográfico y su gran diferencia con el metalúrgico reside en la selectividad: únicamente se produce reacción fotográfica en los elementos de emulsión, cristales o granos, que recibieron radiación, y nada sucede en los que no la recibieron, siguiendo fielmente las "indicaciones" de la imagen latente. En la aplicación metalúrgica no se verifica tal discriminación y se reduce la totalidad del metal.

Como consecuencia, en las zonas irradiadas de la placa radiográfica se forma un depósito de plata, finamente dividido, de color negro, En las no irradiadas queda la película tal como estaba antes del proceso. Además hay una amplia diversidad de zonas con estados intermedios que darán engrugimientos proporcionales a la intensidad local de radiación recibida. Se ha formado la imagen visible. (ver pag. 51).

REACCIONES QUIMICAS

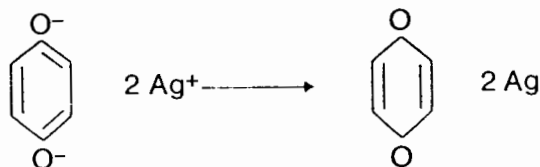
El ingrediente fundamental del líquido de revelado es el agente (o agentes) revelador. Es un reductor. El más habitual

es la hidroquinona (p-difenol). Disuelta en agua, se disocia en sus iones y queda en equilibrio con éstos:



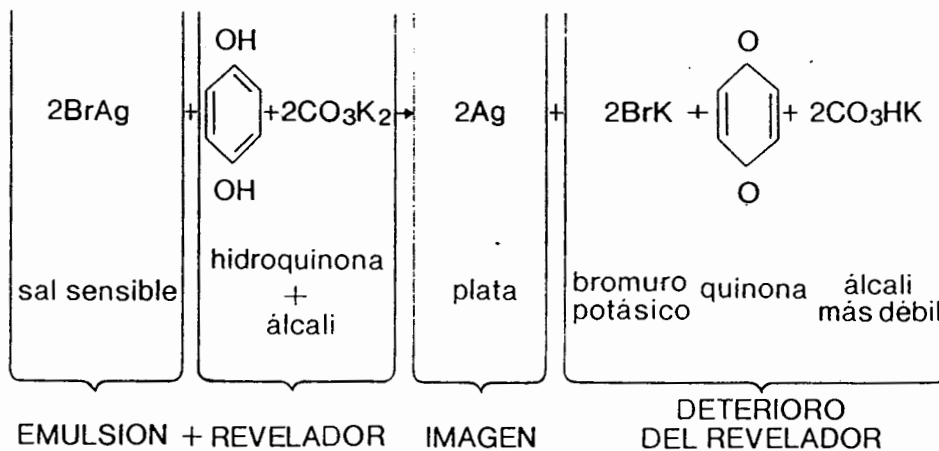
Podemos intervenir en este equilibrio agregando H^+ (ácido) que disminuye la concentración de ion hidroquinona o añadiendo OH^- (álcali), que al neutralizar H^+ (dando agua) disminuye la concentración de este ion, aumentando la del ion hidroquinona. Como se ve, estas intervenciones consisten en variaciones de pH. A un revelador le corresponde la segunda solución. Un revelador es una mezcla de hidroquinona y de un álcali que potencia la concentración del ion hidroquinona.

El ion hidroquinona, en contacto con el ion plata del bromuro de plata de la emulsión (acto de revelar), produce una reacción de oxidación-reducción:



cuyo resultado es un depósito de plata metálica, in situ, que constituye la imagen fotográfica.

La reacción química total es el caso de la hidroquinona:



En esta reacción entrán como productos reaccionantes:

- Bromuro de plata: Sal fotosensible de la película.
- Hidroquinona: Agente revelador.
- Carbonato potásico: Alcalí, que favorece y potencia la actividad del revelador.

Y como productos finales:

- Plata: Imagen fotográfica.
- Bromuro Potásico: Es un retardador de revelado (1).
- Quinona. Producto inactivo en el baño (revelador oxidado) (1).
- Bicarbonato potásico. Alcalí más débil que el carbonato (1).

Los tres últimos productos, señalados con (1), suponen una pérdida de actividad del revelador, que es consecuencia de la acción de revelar:

- El bromuro retarda el revelado. Este producto es beneficioso en pequeña cantidad porque disminuye el velo (antivele). Lo lleva la formulación del baño. En cantidades notables, retarda el revelado.
- Las quinonas se han formado por oxidación de la hidroquinona.
- Un alcalí más débil baja el pH y con ello la energía del baño.

Esta evolución desfavorable de la actividad del baño impone un sistema de regeneración que mantenga constantes los parámetros del revelado, dando una calidad fotográfica óptima y constante durante semanas. Este tema lo trataremos en la página 86.

COMPOSICION DEL BAÑO REVELADOR

Es consecuencia de lo expuesto. Consta de las siguientes sustancias:

AGUA. Disolvente, diluyente y medio ionizante de los demás productos. Son adecuadas las aguas potables urbanas. Sin tratamiento adicional, que no sea una filtración que elimine posibles sustancias en suspensión. El cloro y la dureza temporal o temporal permanente, que pueden diferir de una ciudad a otra, están previstos en la formulación de los modernos reveladores. No es, pues, necesaria el agua destilada.

Agentes reductores o reveladores. Son las sustancias que realizan la reducción de los cristales de bromuro de plata que recibieron radiación, a plata metálica. Normalmente es una mezcla bien definida de Phenidone-Hidroquinona.

ALCALI. Potencia a los agentes reductores, dando al baño el pH alcalino preciso para activar con precisión a dichas sus-

tancias. Con este punto crítico de actividad se realizará en grado óptimo la diferenciación fotográfica, revelando los cristales expuestos a la radiación e inhibiéndose ante los no expuestos. En radiografía suelen utilizarse carbonatos alcalinos.

ANTIOXIDANTES (conservadores). Los agentes reductores se oxidan por la acción de revelar, perdiendo eficacia. Pero este proceso es la razón de ser del revelado.

Desgraciadamente, el oxígeno del aire, en contacto con el baño, produce también su oxidación.

Esta es otra causa de pérdida de actividad pero, en este caso, sin la contrapartida de la acción de revelar.

El antioxidante disuelto en el revelador (sulfito sódico y otras sustancias), mitiga, ya que no anula, esta oxidación indeseable, dando al baño una actividad más duradera.

Es prudente y aconsejable tomar precauciones que eviten en lo posible inoportunas aireaciones del revelador; por ejemplo, hay que agitarlo sin formar espuma, y verter las soluciones parciales resbalando por las paredes del recipiente y no a chorro vivo.

ANTIVELOS. Aumentan la selectividad fotográfica, evitando la formación de velo químico o de revelado; con ello se obtiene mayor pureza de blancos en la imagen. Se usa el BROMURO POTASICO y otras sustancias.

ENDURECEDORES. Curten la gelatina. Ello permite a la película la realizar el duro tránsito por la máquina de revelar. Este pasaje realmente hostil para la película que en esta operación sufre un fuerte salto de pH (revelado a fijado) a temperatura elevada y bajo el roce y presión de numerosos pares de rodillos de arrastre.

SUSTANCIAS ANTICALCAREAS que neutralizan la dureza del agua. **BACTERICIDAS** y otras sustancias complementarias.

REGENERACION DEL REVELADOR

Hemos visto su necesidad para compensar el agotamiento progresivo del baño por la acción de revelar y la oxidación aérea. Vamos a analizar brevemente ambas causas del deterioro del baño (fig. 54) (pág. 92)

ACCION DE REVELAR. Como consecuencia de los resultados de las reacciones de revelado descritas en la página 84, el baño va perdiendo actividad. Esta pérdida esta en función de la cantidad de plata revelada. Pero como en el promedio de un revelado número de radiografías suele haber una relación directa entre la cantidad de plata revelada y la superficie de película tratada, se permite que la pérdida de actividad por revelado es proporcional a la superficie de película revelada. En consecuencia, la restauración de actividad se realiza agregando al baño una cantidad fina de otro baño de ma -

yor actividad que el revelador (regenerador), por metro de película tratada. Usualmente 0,4 litros de regenerador por metro cuadrado.

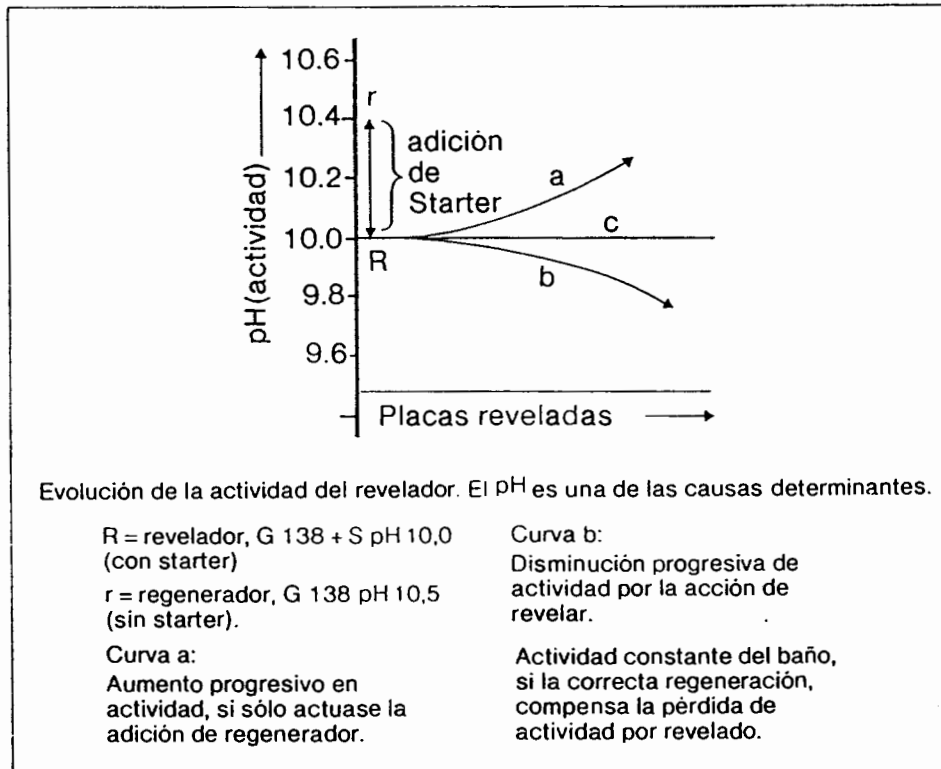
OXIDACION AEREA. Depende de la relación superficie/volumen (superficie en contacto con el aire) del baño, de la temperatura y del tiempo de aireación. Como los dos primeros parámetros son constantes en una máquina de revelar, la oxidación queda proporcional al tiempo. La experiencia indica que si un revelador se considera renovado por las aportaciones de regenerador en 10 días, no hay que tener en cuenta la oxidación.

Por ejemplo, una Gevomatic 401 contiene 28 litros de revelador; Comparemos dos regímenes diferentes:

- a 300 placas/día ($\pm 30 \text{ m}^2$), se regeneran $30 \times 0,4 = 12$ litros/día.

- a 50 placas/día ($\pm 5 \text{ m}^2$), se regeneran $5 \times 0,4 = 2$ litros/día.

En el primer caso, necesita $28 : 12 = 2,3$ días para la renovación del revelador. No habrá problemas de oxidación.



En el segundo, necesita $28 : 2 = 14$ días laborables (16 días naturales) y presentará problemas de oxidación.

Pero en 10 días (9) hemos utilizado 28,8 litros de regeneración. De ellos, corresponden: $9 \text{ días} \times 5 \text{ m}^2 \times 0,4 \text{ litros}$ de regenerador para compensar la acción de revelar y 10 litros de Starter: $10 \times 25 = 250 \text{ cc}$. Por lo, el regenerador para esta máquina llevara 250 cc de starter cada 28 litros. Ello equivale a $20 \times 250 : 28 = 180 \text{ cc}$ de starter por cada 20 litros. En resumen: una Gevomatic 401 que revele 50 placas/día de formatos mezclados (aproximadamente $5 \text{ m}^2/\text{día}$) debe regenerar a $0,64 \text{ litros m}^2$ con un regenerador que contenga 180 cc de starter por cada 20 litros de baño.

Este regenerador va a durar $20 : 3,2 \text{ litro/día} = 6,25$ días, o sea, aproximadamente una semana, lo que tampoco dará lugar a oxidación molesta.

Por el contrario, la primera máquina permite preparar 80 libros cada vez pues durará: $12 \text{ litros/día} = 6,66$ días, también una semana, con lo que no hay peligro de oxidación. Naturalmente en este caso no hay que agregar starter al regenerador.

Para comprender mejor el juego-revelado-regeneración veamos la figura 54. El revelado tiene que mantenerse constante a sí mismo en su actividad, durante uno a dos meses. Al final de este período, debe vaciarse la máquina, proceder a una limpieza general y preparar baños nuevos.

La pérdida de actividad por el revelado y por la oxidación aérea provoca una caída en la intensidad de revelado, que utilizaría el baño en pocos días. La adición de cierta cantidad de regenerador más activo que el revelador, mantiene a éste en un nivel homogéneo y constante de actividad.

El PROCESO MANUAL es necesario regenerar mediante adiciones diarias de un baño más concentrado que el revelador en uso;

Revelador: G 150 diluido con 4 partes de agua.

Regenerador: G 150 diluido con 2 partes de agua.

En PROCESO AUTOMÁTICO, las adiciones de regenerador las realiza automáticamente la máquina de revelar y, dado lo importante de éste ajuste compensatorio.

ES PRECISO COMPROBAR SEMANALMENTE LA TASA DE REGENERACION

Para lograr las diferencias de actividad entre ambos baños se recurre a la solución "STARTER". El starter es un líquido ácido, cuya adición "debilita" ligeramente a un regenerador y lo transforma en revelador:

REVELADOR: concentrado A + Agua + C + STARTER

REGENERADOR: concentrado A + Agua + B + C.

Para detalles operativos consultar los datos de los apéndices I y H.

FIJADO

Durante el revelado, únicamente se han transformado en plata los cristales irradiados, en número proporcional a la exposición recibida en cada elemento de superficie de película. Los cristales no alterados por la radiación no sufren reacción alguna y están por tanto en el estado de halogenuro de plata. Hay que eliminar estos cristales para impedir que con el transcurso del tiempo terminen reduciéndose a plata metálica por efecto de la luz, destruyéndose así la imagen obtenida.

Esta "limpieza" de cristales sobrantes se logra por disolución en el baño fijador.

Una ventaja adicional del fijador es la neutralización de los productos que, procedentes del revelador, arrastra la película en su recorrido, Estas sustancias alterarían las imágenes y provocarían la aparición de manchas sobre la película.

REACCIONES QUIMICAS

El proceso químico fundamental del fijado es el tiosulfato amónico: $S_2O_3(NH_4)_2$. Su reacción con el bromuro de plata (insoluble y de forma simplificada es:

$$2S_2O_3(NH_4)_2 + 2BrAg \longrightarrow S_2O_3Ag_2 + S_2O_3(NH_4)_2$$

tiosulfato amónico + bromuro plata complejo de plata soluble
(FIJADOR) (EMULSION)

Con la formación de una sal soluble de plata. Tras esta reacción desaparece el bromuro de plata de aspecto lechoso y color amarillo, quedando limpios y transparentes los blancos de la imagen.

COMPOSICION DEL BAÑO FIJADOR

Sal fijadora: disuelve, según la reacción del párrafo anterior, el bromuro de plata, pero no altera el depósito de plata que forma la imagen.

Conservador: protege la sal fijadora de la acción destructiva del ácido que se añade al baño. Suele utilizarse el sulfito sódico.

Acido: si tratar de la acción potenciadora del álcali en el revelador, se puede deducir que un ácido la inhibe. Esta es la principal misión de esta adición: neutralizar las cantidades de revelador arrastradas por la película en el tránsito de uno a otro baño. Se emplean ácidos orgánicos, como el acético, el cítrico u otros.

Endurecedor: curtiembre de la gelatina de la emulsión durante

el paso por este baño y el lavado subsiguiente. La gelatina es vulnerable que pasa a través de los rodillos de transporte de las máquinas. Su endurecimiento en el baño (recuérdese que había otro en el revelador) permite a la película salir con éxito de este comprometido trance. Se emplean electrólitos a base de sales de aluminio.

REGENERACION DEL FIJADOR

Cuando un fijador está en régimen va disolviendo plata, cuya concentración en aquél va en aumento, lo que le hace perder capacidad de fijado; esto se traduce en una lentificación del tiempo de fijado. Como que en las máquinas de revelar el tiempo concedido a cada operación es fijo, es comprensible que el baño necesite una regeneración que mantenga la concentración de plata en un régimen estacionario cifrado en unos 6 gr/litro de baño. Este régimen se logra compensando el aumento progresivo de plata con la adición controlada (por la máquina) de baño nuevo sin plata.

La tasa de regeneración recomendada es de 0,7 litros/m².

El excedente de baño salido por el rebosadero de la máquina se debe conducir, por motivos económicos y ecológicos al dispositivo de recuperación de plata. Ver detalles en los apéndices I y II.

En el proceso manual no se suele regenerar, si no que, cuando el baño se considera agotado (lo que sucede cuando el tiempo de aclarado es doble que el tiempo en baño nuevo), se debe retirar para recuperar la plata y se sustituirá por otro baño nuevo. Ejemplo: supongamos que un baño nuevo precisa 1'30" para aclarar un determinado tipo de película. Es prudente dejar dicha película en el baño el doble de tiempo (3'), para asegurar un fijado perfecto. Al ir fijando sucesivas películas, aquel tiempo inicial de aclarado de 1'30" va aumentando a 2, 2 1/2, etc., y cuando sea de 3 minutos, que exige una permanencia total de 6 minutos, se considera agotado y debe retirarse. Renovándolo por otro nuevo baño.

PROCESOS FISICOS DURANTE EL REVELADO

Cuando una película se introduce en el revelador ocurren los siguientes fenómenos tras el mojado de la gelatina, ésta absorbe agua, se hincha, se esponja y se hace permeable al líquido. Este penetra por difusión y se esparce por la capa de gelatina, contactando con los cristales de halogenuro de plata, a los que transformará o no en plata metálica, conforme a las reacciones estudiadas y según el grado de irradiación localmente recibida. En los cristales irradiados, revela y se agota el baño, comenzando otra difusión inversa hacia el exterior de la gelatina de

baño agotado. Ocurren pues, dos corrientes de difusión opuestas (procesos osmóticos): baño activo hacia el interior y agotado hacia el exterior.

La agitación recomendada durante el revelado sirve para renovar la capa superficial de baño agotado que queda en contacto con la gelatina y que impediría proseguir el desarrollo de la operación, permutándola por baño nuevo.

En el fijado los fenómenos se suceden de forma similar, excepto que ya no ocurren las primeras fases de hinchamiento de la gelatina.

Al preparar baños, hemos de destacar la recomendación de que la composición de los baños, el orden de adición de las diversas fracciones y del agua y la forma recomendada descrita en las hojas de instrucciones incluidas en los envases, no deben en ninguna circunstancia ser alterados o modificados, ni tampoco puede haber aditivos extraños o variación de proporciones. Ver apéndices I, II y III.

En el lavado, la división osmótica hacia el exterior expela de la gelatina las sustancias que contiene procedentes de los baños anteriores, mientras que hacia el interior solamente entra agua. Se trata, por tanto, de un lavado por dilución.

UN LAVADO INSUFICIENTE DEJA EN LAS CAPAS DE EMULSION RESTOS DE SUSTANCIAS QUIMICAS, principalmente del fijador. Estas sustancias ALTERAN LA IMAGEN, tras unos meses o años de permanencia de las radiografías en archivo. Véase en el apéndice n.º III la descripción del ensayo de archivado de película.

El secado se realiza con chorros laminares de aire seco y caliente dirigidos sobre la superficie de la película.

Tiempo y temperatura: todo proceso químico está influido por estos parámetros. Para obtener una calidad óptima es necesario un ajuste meticuloso de los valores descritos en los apéndices I, II y III.

TRATAMIENTO AUTOMATICO

En la actualidad la casi totalidad de los servicios radiográficos realizan el revelado en máquinas automáticas. La versatilidad y la gama de capacidades de los modelos existentes permiten crear el servicio de revelado adaptado a cada situación. La distribución de salas de disparo de cada hospital o clínica aconsejará un centro de revelado único en unos casos, varias máquinas en servicios descentralizados en otros, o un servicio central con varias unidades satélites en otras circunstancias. En cada situación se encontrará la máquina con la capacidad adecuada.

La automatización ofrece la ventaja de mantener constante, dentro de estrechos márgenes, todos los factores físico-químicos.

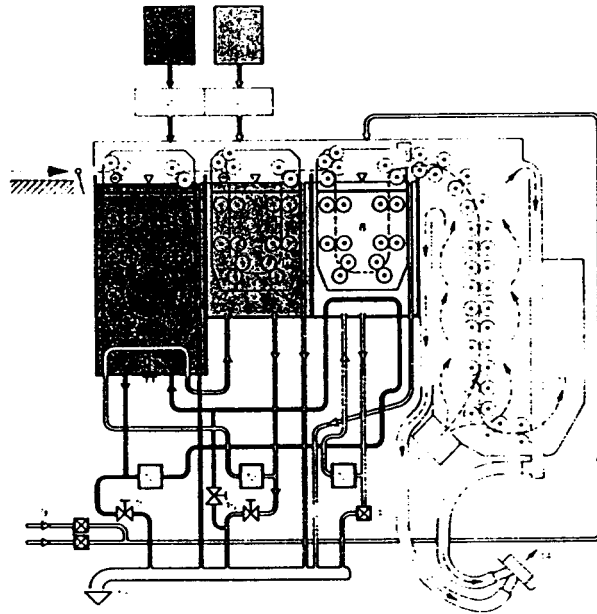
cos que influyen en el revelado: En este sentido:

- El tiempo total de tratamiento, de seco a seco, se desarrolla en 90" o 120" . Los tiempos de cada fase son constantes.
- La temperatura de los baños es constante, con tolerancia de $\pm 0,5$ °C .
- La regeneración es automática en función de la superficie. (largo y ancho) de las placas procesadas.
- La agitación y circulación de baños es constante y está optimizada.
- Está asegurado un secado homogéneo por una corriente de aire constante y uniforme.
- En la moderna serie CURIX, una computadora analiza niveles de líquido, caudales, flujos y temperaturas; los regula y avisa en un display, mediante claros letreros en el propio idioma del personal, los valores actuales de estos parámetros, además, en caso de avería, la propia máquina se autodiagnostica y prescribe la decisión a tomar o aconseja la llamada a un técnico al que orienta en la reparación a efectuar.
- La constancia de revelado ofrece una mayor latitud en las exposiciones. Un error de ± 15 % en la dosis de exposición no tiene importancia en el resultado final.

Hay una ventaja laboral y es el empleo más eficiente del personal, que se puede ocupar en trabajos creativos al quedar libre de la tediosa rutina del revelado manual.

Gracias a la rapidez del tratamiento, se consiguen las películas pocos minutos después de impresionados los clisés, lo que permite la toma de decisiones inmediatas mientras el paciente se encuentra aún en la sala.

La constancia de resultados sensitométricos permite tener más confianza y seguridad en la elección de las características del disparo. Con ello disminuyen drásticamente las repeticiones.



ESQUEMA DE UNA MAQUINA DE REVELAR

- | | |
|--|--------------------------------------|
| 1. Depósitos de regeneración. | 8. Tanque de lavado. |
| 2. Bomba dosificadora de regeneración. | 9. Entrada de agua. |
| 3. Detector de paso de película. | 10. Entrada de aire de secado. |
| 4. Detector de nivel de baños. | 11. Colector de películas reveladas. |
| 5. Bandeja de introducción. | 12. Bombas de circulación de baño. |
| 6. Tanque de revelado. | 13. Evacuación de líquidos. |
| 7. Tanque de fijado. | |

LA MAQUINA DE REVELAR

Es un dispositivo que consta de un conjunto de tanques para los baños del proceso. Un sistema de conducción de la película a través de los tanques, un secadero de la película y sistemas de regulación de temperaturas, caudales de líquido y regeneración de baños.

Las películas, transportadas por rodillos, pasan sucesivamente por los tanques de revelado, fijado, lavado y el secadero.

Los rodillos de transporte van montados por parejas. De cada pareja, uno de ellos está engranado, a través de un árbol de engranajes, el motor general de arrastre, y el otro está presionado contra el de arrastre, lo que garantiza un tránsito suave y constante de las películas a través de los diferentes sectores del proceso.

Este tránsito puede ser lineal en las procesadoras de menor capacidad (Gevamatic 60 y 110) y en forma de U en las de gran capacidad (Gevamatic 242 y 402). Cada juego de rodillos puede ser retirado para su limpieza e inspección. Existen placas guías en los cambios de dirección de la película, con perfiles estudiados para disminuir el roce de la película.

La máquina detecta el paso de la película y su superficie.

Cuando esto ocurre, acciona unos sistemas de medida que añaden la cantidad precisa de regenerador.

Un dispositivo economizador de agua y energía, conectado también al detector de paso de película, cuida de que cesen los consumos en los períodos de inactividad.

También cesa el arrastre de estos períodos, disminuyendo con ello desgastes innecesarios.

El contacto entre la película baños y la agitación (recordar que la agitación cuida de sustituir por baño fresco el baño agotado junto a la superficie de la película, y homogeneiza los baños) se asegura, de una parte, por la rotación de los rodillos dentro de los baños, puesto que exprimen la película y renuevan el líquido en contacto con ella y, por otra parte, por la circulación, que consiste en tomar líquido constantemente y proyectarlo nuevamente a chorro dentro de la masa de

liquido. Esta circulación se asegura con unas bombas en circuito cerrado.

La temperatura está ajustada dentro de límites de 0,5°C, por sistemas de calefacción y refrigeración, mediante reguladores termostáticos.

El secado es uniforme y está ajustado teniendo en cuenta:

- La velocidad y flujo del aire.
- La temperatura.
- Humedad relativa del aire.
- Contenido en agua de la película.
- Grado de dureza de la gelatina.
- El tiempo

Como se vio en el estudio del proceso, los endurecedores del revelador y el fijador permiten que la gelatina no sufra en su tránsito a través de la máquina. Este curtido facilita también un correcto y fácil secado, debido a que una gelatina endurecida y a pH ligeramente ácido (± 6), residual del pH del fijador, retiene menor cantidad de agua que una gelatina no curtida. Si una película de calidad RP sale húmeda de la máquina de revelar, se debe buscar la causa en el estado de los baños y la humedad del aire, antes de intervenir en la temperatura del secado. Esta humedad del aire de la sala en que está situada la máquina no debe ser superior al 70 %. En períodos muy secos se puede bajar la temperatura del secadero.

TIEMPO DE TRATAMIENTO Y CAPACIDAD DE LA MAQUINA

Tiempo de tratamiento es el transcurrido entre la introducción de una película y su salida totalmente seca.

Capacidad de una máquina de revelar es el número de películas que puede tratar en una hora. Lógicamente depende del formato de las películas y por ello la capacidad suele referirse a un formato medio, que normalmente es el 24 x 30 introducido por su lado ancho.

Tiempo de introducción es el transcurrido entre la introducción de una película y la siguiente, tras una pequeña pausa que está señalizada por la máquina.

Pueden ser útiles las siguientes y sencillas fórmulas:

$$\text{capacidad} = \frac{60 \times \text{velocidad de paso (cm/min)}}{24}$$

$$\text{Tiempo de introducción (seg)} = \frac{60 \times 24}{\text{velocidad de paso (cm/min)}}$$

p. ej. Una CURIX 242 tiene una velocidad de paso de 145 cm/min.
Una GEVAMATIC 110 tiene una velocidad de paso de 44 cm/min.

$$\text{capacidad: CURIX 402} = \frac{60 \times 145}{24} = 362 \text{ películas/hora.}$$

$$\text{GEVAMATIC 110} = \frac{60 \times 44}{24} = 110 \text{ películas/hora.}$$

$$\text{Tiempo de introducción CURIX 402} = \frac{60 \times 24}{145} = 10 \text{ segundos.}$$

145

$$\text{Tiempo de introducción GEVAMATIC 110} = \frac{60 \times 24}{44} = 33 \text{ segundos.}$$

La capacidad práctica diaria de la máquina se establece entre los límites de 0,7 y 1,4 de la capacidad horaria. Es decir:

Una curix 402 conviene para un departamento que trate entre 250 y 500 films por día. Hay dos razones para esta recomendación. La primera de ellas es resolver el problema de las horas punta, horas en que la demanda de revelado aumenta notablemente en relación al promedio horario. La máquina ha de absorber fácilmente estos picos de máximo trabajo. Por otra parte, en un servicio de gran número de radiografías diarias es prudente duplicar las máquinas de revelar en prevención de posibles averías.

REGENERACION

Además del estudio físico-químico de la regeneración de la pág. 86, vamos a ampliar el aspecto técnico del tema. Recordemos que los baños se van modificando con el uso y que las modificaciones principales son:

- Evaporación de un baño mantenido por encima de los 30°C.
- Oxidación por el oxígeno del aire.
- Oxidación por la acción de revelar.
- Absorción por la gelatina de la película.

Las dos primeras variantes son función del tiempo, y las dos segundas, de la superficie de película revelada.

La regeneración la realiza automáticamente la máquina de revelar: en los modelos Gevamic se admite que la superficie es proporcional a la longitud de película tratada; un microconmutador que detecta el paso de película al entrar está en la máquina, pone en acción las bombas de regeneración. En las máquinas CURIX se detecta la película en longitud y anchura: es una regeneración precisa.

Para el reglaje, hay que tener en cuenta dos factores:

- Volumen de regenerador inyectado por metro cuadrado de película.
- Que la renovación de revelador por regeneración sea completa en 10 días naturales.

La cantidad regenerada viene determinada por el caudal de la bomba y supone que hay que ajustar un sistema de caudal constante por minuto. En una máquina tipo Gevamic el cual se determina de la siguiente manera.

caudal (ml/min) = $R(\text{ml/m}^2) \times V (\text{m/min}) \times B (\text{m})$

R=cantidad de regenerador por m².
V=Velocidad de paso de la película en máquina.
B=anchura media de la película.

Por ejemplo, en Gevamic 110 con Mafe RPXI

R=400 ml/m²
V=0,44 m/min
B=0,33 m

Caudal= 400 x 0,33 = 58 ml/min.

El ajuste de regeneración más sencillo se hace calculando los ml necesarios para regenerar una determinada cantidad de película. Suele ser costumbre utilizar el formato 35 X 35 en razón de que no presenta duda la elección de la dimensión de paso por la máquina. El ajuste por la dimensión es independiente de la velocidad, lo que simplifica las mediciones. Una placa de 35 X 35 cm equivale a 0,12 m². La fórmula es:

$$\text{ml/placa } 35 \times 35 = \text{ml/m}^2 \times 0.12$$

Por ejemplo, la regeneración de la película CURIX RPI o MAFE RP X I es de 400 ml/m². El ajuste de la máquina será:

$$\text{ml/placa } 35 \times 35 = 400 \times 0.12 = 50 \text{ ml.}$$

SURTIDO DE MAQUINAS DE REVELAR

Cuando se ha de tomar la decisión de adquirir una máquina de revelar, el factor predominante debe ser la producción diaria de películas.

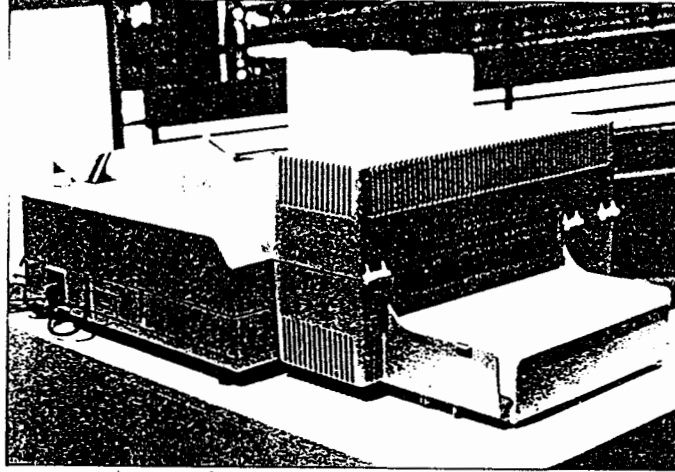
Las consideraciones estudiadas en los anteriores apartados principalmente las relativas a los fenómenos de agotamiento de baños por revelado y oxidación aérea y su regeneración, son los factores condicionales que nos proporcionarán un revelado sin problemas.

En este sentido. Agfa-Gevaert ha desarrollado un programa de reveladoras adaptado al trabajo de cada gabinete de radio - grafía.

El surtido comprende los siguientes modelos:

GEVAMATIC 60. Pequeña máquina de sobremesa. No precisa preinstalación.

Diseñada para pequeños departamentos radiográficos, servicios de urgencia, fotografía del monitor y, en general, para todos los departamentos que realicen de 10 a 60 films al día (figura 56).



Su capacidad es de 60 películas hora.
GEVAMATIC 110. Máquina de gran sencillez debido al paso horizontal de película.
Adecuada para servicios con un consumo de películas comprendido entre 50 y 130 películas diarias (figura 57).

- o Tiempos de tratamiento:
- Modelo 110: 90 segundos
- Modelo 110V: 90 seg, y 6 minutos.
- Capacidad: en ciclo de 90 segundos. 110 películas de formato medio a la hora.

GEVAMATIC RIO. apropiada para:

- La fotografía del intensificador.
- Cinerradiografía
- Fotografía del monitor
- La radiografía
- Duplicación y archivo.

Está dotada de un microprocesador que regula las funciones (Fig. 58).

Admite todos los formatos de películas en rollo de 16, 35, 70, 90, 100 y 105 mm de anchura y las pequeñas películas planas de 10 X10 cm.

CURIX 242 S. Para departamentos radiográficos medios. Esta mandada por un microprocesador. De manejo muy sencillo y fácil mantenimiento, pues los bloques de rodillos de los tanques están fraccionados en dos partes: de ellas, la parte superior, la única que necesita frecuente limpieza, es de muy poco peso (fig. 59)
Adecuado para servicios de revelado con consumo diario entre 100 y 300 películas.

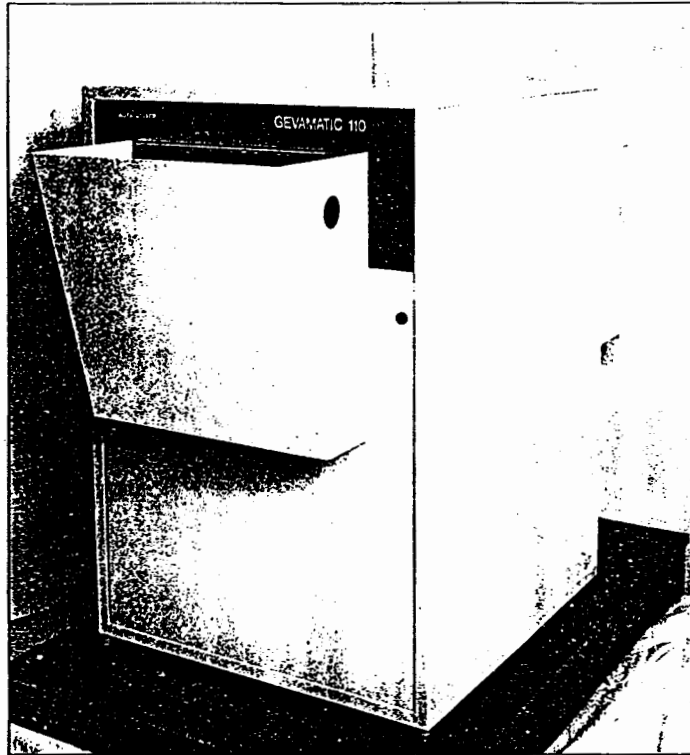


Fig. 57

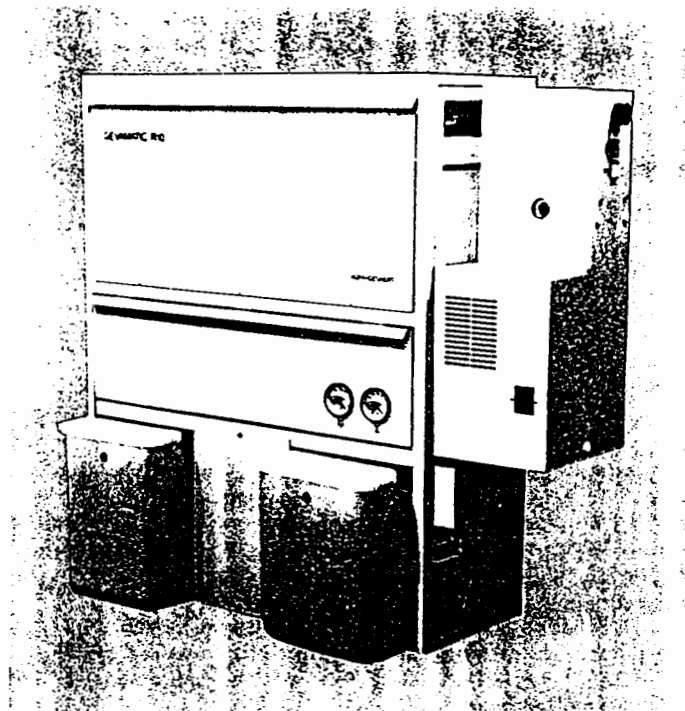


Fig. 58

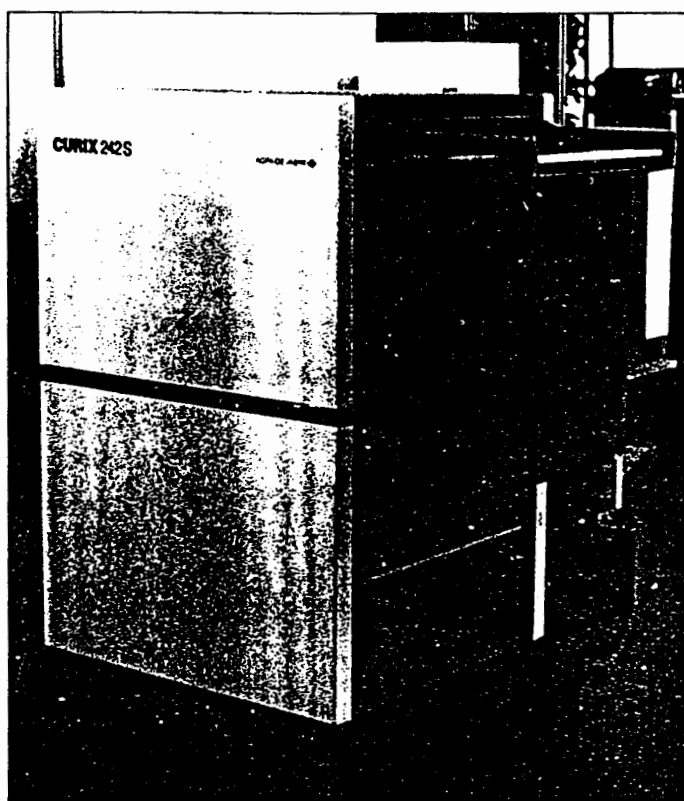


Fig. 59

CURIX 402 U. Similar a la anterior, con paso directo entre dos cielos preseleccionados, a elección entre 90 segundos y 12 minutos.

En ambas, un microprocesador controla y regula todas las funciones de la máquina y comunica cualquier fallo que altere el funcionamiento. Esta comunicación se hace mediante frases claras (a elección entre seis idiomas, entre ellos el español).

Todas las máquinas CURIX poseen un mecanismo economizador, gracias al cual a la posesión de espera cuando no se procesan películas, También se para la secadora. Con ello se eliminan ruidos, radiación de calor, emisión de aire caliente y humedo y vapores de productos químicos.

ELEMENTOS COMPLEMENTARIOS

El equipo de identificación de cuarto oscuro permite grabar fotográficamente, en una esquina de la película, los datos de identificación del paciente.

CURIX ID. Permite grabar a plena luz, con la película dentro del chasis, los datos del paciente, la indicación PA o AP y los datos que proporciona la propia cámara: año, mes, día y hora

GEVAMATIC CM II. Es un mezclado de los baños de revelado y fijado. Facilita y confecciona con comodidad y sin error los baños de tratamiento.

GEVAMATIC 12 M. Es una vasija electrolítica para recuperar la plata de los baños de fijado. Se instala intercalada en el tubo de evacuación del fijador. Tiene una capacidad de recuperación de 12 gr de plata a la hora y puede recuperar la plata de un departamento que procesa hasta 300 placas al día.

Sistema Luz de Día. CURIX CAPACITY FILM CENTER.

Permite el tratamiento total de la película en un solo aparato y a luz del día.

El sistema carga y descarga automáticamente los chasis, sean o no con pantallas.

Películas de cambiadores, película para la fotografía del monitor, películas de copia y en todos los tamaños de 10 x 10 a 35 x 43 cm.

Cuando se introduce un chasis por la ranura de introducción:

- 10 segundos más tarde vuelve a salir el chasis cargado con una nueva película virgen.
- 90 segundos más tarde sale por el extremo opuesto la película revelada.

Su capacidad de carga y descarga de chasis es independiente de la capacidad de la reveladora, gracias al "Rapid Feeder".

El conjunto es un sistema modular que se instala adaptado específicamente al Departamento de Rayos X que lo adquiere. Consta de cinco unidades:

- Unidad de chasis. Por la rendija superior. Situada a una altura cómoda, se introducen los chasis cerrados, cargados o vacíos, de cualquiera de los formatos programados.
- Alimentación de películas (dispenser). Cuando la máquina detecta un chasis, valora su formato y automáticamente pide una nueva película de idéntico formato al alimentador, que la conduce desde el almacén correspondiente hasta el chasis. Simultáneamente la unidad de chasis la enviando la película impresionada hacia la máquina de revelar adosada al sistema.
- Almacenes de película. Se encuentran en ellos los paquetes de película de reserva de cada formato elegido. Los almacenes pueden colocarse en cualquier dispenser independientemente de las dimensiones de las películas.
- Rapid Feeder. Es el corazón del sistema. Aquí llegan las películas, tras salir del chasis y desde aquí son conducidas a la máquina de revelar. La admisión de películas es el ritmo de carga y descarga de chasis. La evacuación hacia la máquina de revelar sigue el ritmo de admisión de películas de la reveladora. Este sistema asegura una gran capacidad y rapidez al sistema. Si una película debe tener prioridad o urgencia de revelado, se le comunica a la unidad de chasis mediante el simple toque de un sensor.
- La máquina de revelar. Constituye con la unidad de carga y descarga un solo aparato compacto.

Tanto la unidad de carga y descarga como la unidad de revelado están equipadas con un "display" que, en frases concisas y en español, comunica todo lo que conviene hacer o corre -

gir en un momento determinado.

RECUPERACION DE LA PLATA

La industria fotográfica consume el 35 % del total mundial de plata, El resto se lo reparten las industrias eléctricas, electrónica, joyería, aplicaciones galvánicas, etc. Es lógico el interés del mundo de la fotografía y la radiografía por recuperar la mayor parte de la plata que consume, y ello por dos motivos: El precio del metal y la posibilidad de aminorar la especulación de precios que ocasionan las desajustes entre las reservas y la producción minera, ya que la obtención de la plata es un subproducto de las mineras del cobre y del plomo.

Dentro de las divisiones fotográficas, la radiografía es la que emplea películas más ricas en plata, como consecuencia de la menor absorción de la radiación X penetrante, respecto a la luz visible. A título de orientación, las películas radiográficas normales para uso con pantallas contiene 9 gramos de plata por metro cuadrado. Las de fotorradiografía, la mitad, y las de mamografía de doble cara, hasta 13 gramos por metro cuadrado.

Tras el procesado de la película, la plata se distribuye entre la imagen y el fijador. Una pequeña parte se pierde en el agua de lavado. La recuperación parte tanto de las imágenes entresacadas de los archivos (recuperación a largo plazo), como de los fijadores usados (recuperación inmediata).

A PARTIR DE PELICULAS DE ARCHIVO, Las películas viejas se suelen entresacar periódicamente del archivo para dar cabida a la producción diaria. No todas las películas requieren el mismo período de archivo, pues mientras unas imágenes carentes de interés ocupan un espacio innecesario, otras tienen un gran interés de conservación, bien sea por tratarse de enfermos crónicos, interés pedagógico, demostraciones en congresos, casos de interés legal, etc. Un buen criterio para facilitar la ulterior clasificación es señalar diariamente en los sobres que van al archivo, según el criterio del propio radiólogo que ha estudiado al enfermo, el tiempo aproximado que se deben conservar.

En lugar de dedicarse a recuperar la plata de estas películas, dadas las instalaciones especiales que se necesitan, es preferible vender los lotes a empresas especializadas, que los pagaran por peso. Se obtendrán condiciones favorables si se clasifican los lotes por tipos de película.

A PARTIR DE LOS BAÑOS DE FIJADO. Un baño fijador agotado en proceso manual contiene de 7 a 10 g de plata por litro. El

fijador de evacuación de una máquina de revelar, contiene de 5 a 7 gramos por litro. Hay varios sistemas de recuperación:

Método de la lana de hierro. El fijador de evacuación se conduce hasta unos cartuchos que contienen lana de hierro. El fijador los atraviesa lentamente, dado el gran diámetro del depósito, y contacta el tiempo suficiente con el hierro. Por intercambio metálico (el hierro es menos noble que la plata), el hierro sustituye a la plata en la solución y se pierde por el sumidero, mientras que la plata queda en forma de barro. El método no es del todo fiable por la posibilidad de que se formen canales en la masa de lana de hierro, por lo que puede transitar el fijador sin contactar con este metal y, por tanto, sin que haya recuperación.

Una vez agotado el cartucho, se puede tratar la plata por fusión, o limitarse a vender los barros a una empresa especializada.

Método electrolítico. La tubería de fijador gastado que va a la evacuación de baños, se conduce a una vasija electrolítica, como los aparatos M4 y M12 de Agfa-Gevaert, con capacidad respectiva de 4 y 12 gramos de plata a la hora. La plata se deposita sobre los cátodos de acero inoxidable del aparato, de los que se extrae periódicamente por rascado con una raqueta de plástico. Una parte cae al fondo de la vasija, en donde se recoge fácilmente. Esta plata es muy pura (96-99 % de pureza).

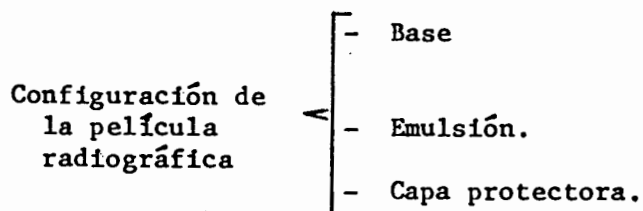
Los recuperadores M4 y M12 tienen un sistema automático de regulación de voltaje y amperaje. Una intensidad de corriente demasiado alta provocaría la formación de sulfuro de plata, que detendría la recuperación. Si la intensidad es demasiado baja, habría pérdidas importantes de plata.

Queda una cantidad de plata residual, del orden 0,5 gr/litro, que se puede recuperar por el método de la lana de hierro en cartuchos, conectándolos a la salida del recuperador principal electrolítico.

REVELADO DE LA PELICULA RADIOGRAFICA

3. CONFIGURACION DE LA PELICULA RADIOGRAFICA (figura 1.VI)

Al examinar la sección transversal de una película radiográfica, está conformada así:



3.1. LA BASE

Conformada por un poliéster.

3.2. LA EMULSION

Cubriendo ambas caras de la base está fijada una emulsión, constituida por una sustancia gelatinosa, que contiene innumerables cristales diminutos de bromuro de plata.

3.3. LA CAPA PROTECTORA

Sobre la emulsión se aplica una capa transparente muy fina de una sustancia gelatinosa que sirve para proteger la superficie de la película contra daños físicos.

El producto final es una película radiográfica que es muy delicada y sensible a la luz, a los rayos equis, a los rayos gamma, a varios gases y vapores, al calor, a la humedad y al mismo tiempo, que a lo largo de éste, la va modificando gradualmente.

4. MANEJO DE LA PELICULA RADIOGRAFICA

4.1 PROTECCION CONTRA LA LUZ Y LA HUMEDAD

Las películas radiográficas se presentan en diferentes tamaños, empacados en cajas de cartón, protegidas por una envoltura de estaño que las protege de la humedad y la luz. A su vez, cada película está envuelta en una hoja de papel inerte, químicamente pura, de color amarillo o negro, dicha hoja protege la película contra la electricidad estática, y de los roces que pudieran deteriorar la emulsión sensible.

4.2 FECHA DE VENCIMIENTO

Con el tiempo se van modificando gradualmente las propiedades físicas de la emulsión, lo cual hace perder su sensibilidad. La fecha de vencimiento está señalada en la misma caja.

4.3. EFECTOS DE LA TEMPERATURA

Las variaciones de temperatura son el factor más influyente sobre la sensibilidad de las películas radiográficas, por tal motivo éstas deben ser mantenidas en un ambiente fresco.

Así por ejemplo, si la temperatura está entre 30 y 36 grados centígrados, la sensibilidad de la película se mantendrá solo por unas pocas semanas. Si la temperatura se mantiene a 40 grados centígrados, la sensibilidad de la película radiográfica se mantendrá por unos días. Pero si la temperatura, se pudiera mantener a 15 grados centígrados, la sensibilidad se conservará por un año aproximadamente. Por tal motivo para prolongar la duración de las películas radiográficas, las cajas deben ser mantenidas en refrigerador (sobre todo en los países de clima tropical). Cuando se vaya a emplear, se recomienda retirar la caja del refrigerador con 24 horas de anticipación; las cajas ya cubiertas no se deben colocar en el refrigerador, salvo que se puedan guardar en una bolsa de estaño, bien cerrada, que la pueda proteger contra la humedad.

4.4 EXPOSICIONES

Las películas radiográficas se deben almacenar de tal manera que estén alejados de la influencia de eventuales exposiciones a los rayos equis.

4.5 PROTECCION CONTRA LOS GASES

Las películas radiográficas deben ser almacenadas en ambientes, que no se vean afectadas por la emanación de gases, que pudieran alterar su composición.

4.6. PRESIONES EXTERNAS

Las películas radiográficas no deben ser sometidas a presiones excesivas, como enrollamiento o torceduras, porque se afecta la sensibilidad de la emulsión. Tampoco deben colocarse las cajas en posición horizontal puesto que la presión ejercida por el peso de las mismas podría afectarlas, razón por la cual las cajas deben colocarse en posición vertical.

4.7. CARGA Y DESCARGA DEL CHASIS PORTA PELICULAS

Las cajas de películas se abrirán, dentro del cuarto oscuro, bajo la protección de una iluminación de seguridad. Una vez quitada la tapa de la caja se abre la envoltura de estaño, y luego se procederá a extraer la correspondiente de acuerdo a su tamaño (figura 4.VI y 4.VI.a).

5. FORMACION DE IMAGEN (figura 5.VI)

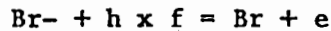
El proceso, se hace en dos pasos, a saber:

- 1- Formación de la imagen latente.
- 2- Formación de la imagen visible.

5.1. FORMACION DE LA IMAGEN LATENTE

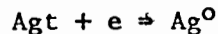
Cuando se expone a la luz o a los rayos equis una película radiográfica, en la emulsión sensible de ésta, se produce una modificación invisible pero real que se llama imagen latente.

Reacción química: La emulsión sensible de la película está formada por una dispersión de cristales, que presentan una estructura cristalina importante de halogenuros de plata, disueltos en una solución gelatinosa. Cuando dichos cristales reciben el impacto de un fotón de rayos equis con energía cuántica de valor $h \times f$, el ión negativo "Br⁻" pierde un electrón, convirtiéndose en "Br" atómico.



Br⁻, ión negativo de Bromo
 hxf, energía cuántica del fotón de rayos equis.
 Br, (Bromo atómico)
 e, electrón

La acción del fotón de rayos equis vuelve el ión "Br⁻" en "Br" atómico, que es capturado inmediatamente por la gelatina; el electrón desprendido es electricamente atrapado por el ión positivo "Ag⁺".



La plata así formada, constituye el germen de la imagen latente, la cual esta formada por los infinitos fragmentos de plata atómica, lo que constituye el germen.

El ennegrecimiento de la película radiográfica a la acción de los rayos equis emergentes es de 5%, razón por la cual se necesita reforzar e intensificar el efecto de los rayos equis sobre la emulsión fotográfica. Mediante el empleo de sustancias fluorescentes como el tungstat de calcio por ejemplo, el cual genera una fluorescencia de color azulado bajo la acción de los rayos equis.

Se puede reforzar el escaso efecto que los rayos equis tienen sobre la película, colocándola en medio de dos "pantallas reforzadoras" dentro del chasis; dichas pantallas reforzadoras producen un 95% de luminiscencia bajo la acción de los rayos equis, lo que completaría el escaso 5% de luminiscencia la que producen en la película la acción directa de los rayos equis (figura 3.VI.a).

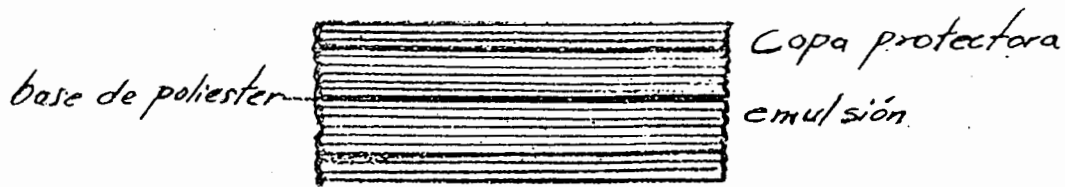


Figura 1. VI
Estructura de la película Radiográfica.

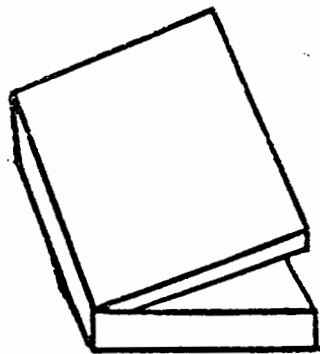


Figura 2. VI
Chasis porta-película



Figura 2. VI. a
Estructura de un chasis porta-película.

5.2 FORMACION DE LA IMAGEN VISIBLE

Se obtiene mediante el "proceso de revelado", de la imagen latente, es decir mediante la reducción de los gránulos de halogenuros de plata, en plata metálica. Tal reacción química de "reducción" se inicia desde el "germen" y se extiende progresivamente en todo el cristal (fig. 5.VI).

6. PROCESO DE REVELADO

Al colocar una película que no haya sido expuesta ni a la luz, ni a los rayos X en una "solución reductora". al cabo de cierto tiempo se ve que todo el halogenuro de plata presente se reduce a plata metálica negra, entonces la base de poliéster quedará totalmente transparente. Ahora por el contrario supongamos que la película ha sido expuesta a una radiación de rayos X, y es colocada en una "solución reductora". Se verá que los cristales de halogenuros de plata, se reducen a plata metálica, es decir se "revelan" mucho más rápidamente que el caso anterior. Esto sucede porque la presencia de los "gérmenes" aceleran el proceso de reducción, es decir "el revelado". La reducción de los halogenuros expuestos, transforman la imagen latente en imagen visible o revelada, compuesta por plata metálica negra, en cantidad mayor donde la exposición a los rayos X sido mayor y viceversa.

6.1. FORMAS DE REVELADO

- 1- Revelado manual.
- 2- Revelado automático.

6.1.1 REVELADO MANUAL: (fig. 6. VI) La imagen visible aparece solamente después, que la misma ha sido sometida a un tratamiento que consiste en una serie de operaciones, que deben efectuarse en el cuarto oscuro, así:

- a- Revelado: El proceso de revelación consiste en transformar químicamente los cristales de bromuro de plata expuestos a los rayos X, en imagen latente,
- b- Lavado intermedio: Tiene por finalidad alejar de la placa radiográfica el exceso de líquido revelador, y por otra parte disminuir el proceso de revelación.
- c- Fijación: Cumple con los siguientes objetivos:
 - 1- Remover los cristales de bromuro de plata no expuestos y por lo tanto no revelado.
 - 2- Endurecer la capa de gelatina de la emulsión.
- d- Lavado intermedio terminal: Su objetivo es alejar de la emulsión las sustancias químicas, del proceso de fijación.
- e- Secado; Una vez sometida al proceso de lavado terminal la película debe ser secada.

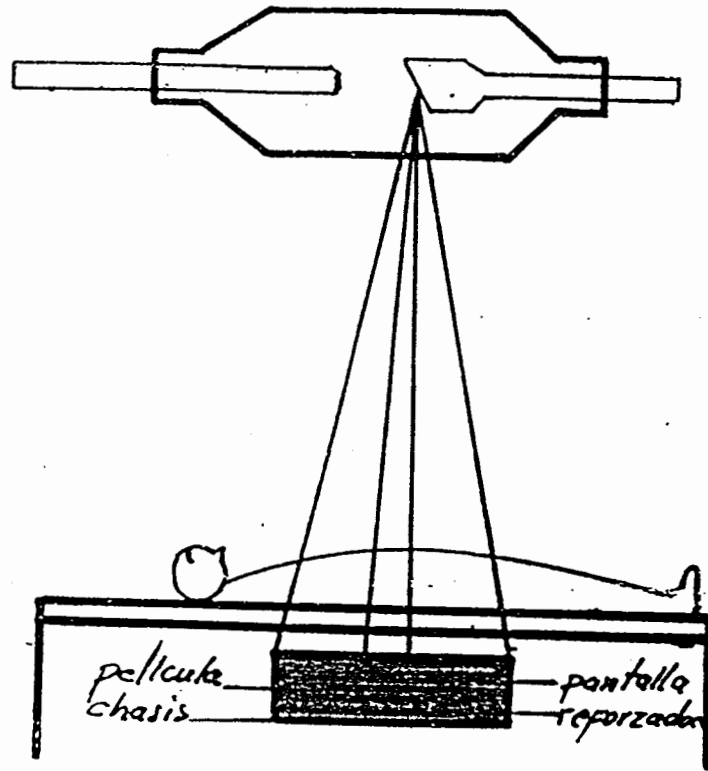


Figura 3.VI.
Formación de la imagen Latente

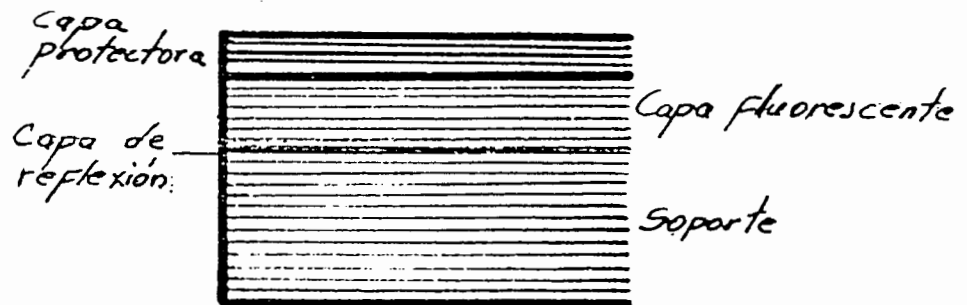


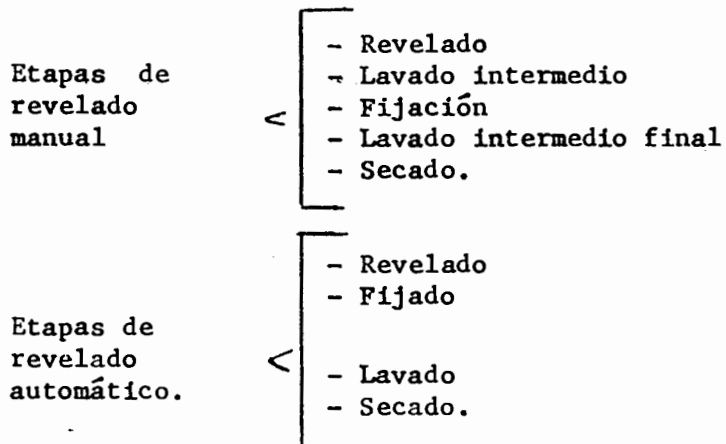
Figura 3.VI.a
Estructura de la pantalla reforzadora.

6.1.2. REVELADO AUTOMATICO: Consiste en un sistema donde las películas son transportadas automáticamente por medio de un mecanismo formado por rodillos. En la figura 6.VI muestra que el sistema está formado por cuatro etapas: Revelador, fijador, lavado y secado.

6.1.2.1. Características:

a- El líquido revelador contiene una sustancia "endurecedora" la cual impide que la emulsión sea deteriorada por la presión que le hacen los rodillos.

b- El proceso de revelado automático requiere de menos etapas que el método de revelado manual.



c- El tiempo del proceso automático es menor, que el proceso manual.

d- Las soluciones deben mantener una concentración uniforme, y para tal finalidad se dispone de unos dispositivos de reserva con líquido revelador y fijador, que por medio de un dispositivo de bombeo alimenta a la máquina automáticamente con las correspondientes soluciones; lo anterior se denomina "sistema de regeneración de los líquidos". De esta manera la máquina puede funcionar durante varios meses sin necesidad de cambiar los líquidos.

e- Las soluciones deben mantenerse en condiciones de homogeneidad, y para lograrlo se emplea un sistema denominado "circuito de circulación", formado por una bomba que se ocupa de cerrado.

f. La temperatura de los líquidos revelador y fijador es mayor para acelerar las distintas etapas de procedimiento del revelado. Para asegurarle una temperatura estable y constante se emplean circuitos electrónicos que hacen la función de reguladores de temperatura.

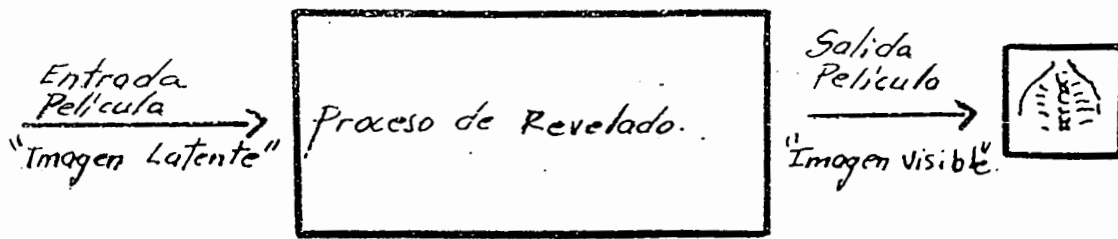


Figura 4.VI.
Formación de la imagen visible.

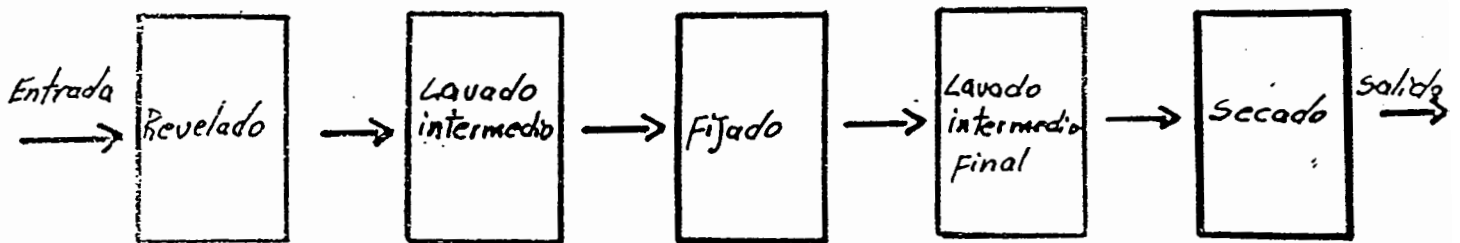


Figura 5.VI.
Diagrama en bloques del
proceso de revelado manual.

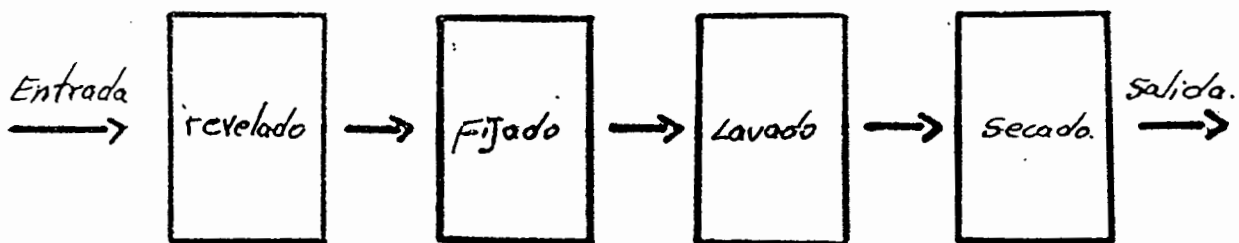


Figura 6.VI.
Diagrama en bloques del
proceso de revelado automático.

6.1.2.2 Funcionamiento:

De acuerdo a la figura 7.VI una vez que la película haya pasado por la etapa de "revelado", es transportada hacia la fase de "fijación", luego es dirigida hacia el compartimiento de "lavado", seguidamente llega a la etapa de "secado", proceso que se realiza por medio de aire caliente, finalmente la película es transportada hasta la salida del sistema.

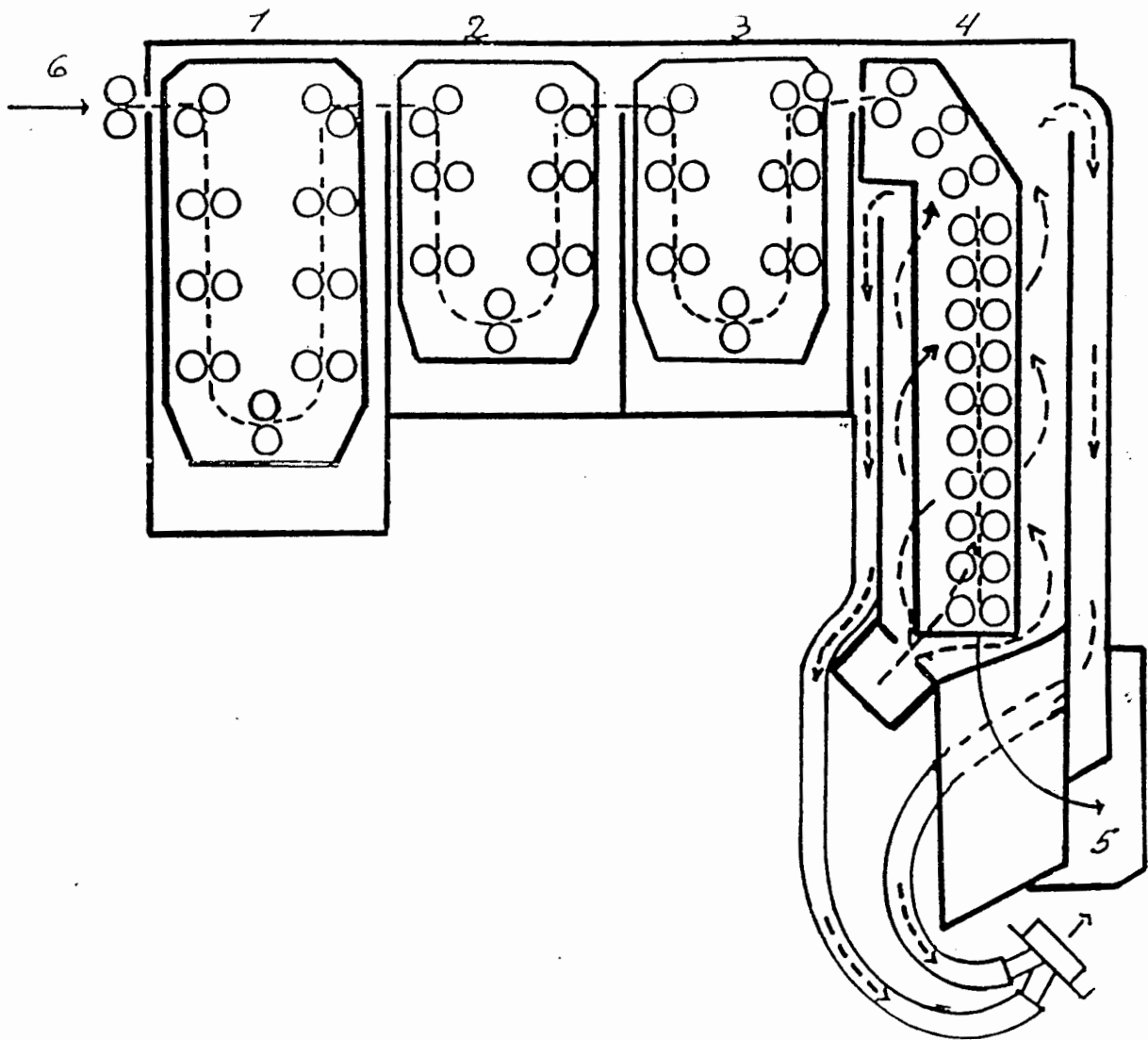
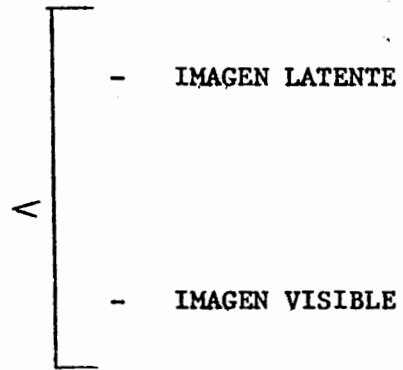


Figura 7.VI
 SISTEMA DE TRANSPORTE AUTOMÁTICO
 POR MEDIO DE RODILLOS

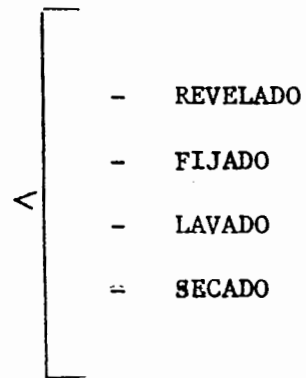
- 1.- Tanque de Revelado
- 2.- Tanque de Fijado
- 3.- Tanque de Lavado
- 4.- Calentamiento y Ventilación
para el secado de las películas.
- 5.- Salida de las películas tratadas.
- 6.- Entrada de la película.

7- R E S U M E N

FORMACION DE
LA IMAGEN
RADIOGRAFICA



PROCESO DE REVELADO



CUESTIONARIO

CUESTIONARIO RELACIONADO CON LOS ASPECTOS FISICOS DE LOS RAYOS EQUIS.

1. Defina el método descriptivo apropiado para analizar y explicar los fenómenos donde intervienen los rayos equis.
2. Realice un resumen sobre las características de las ondas electro magnéticas del espectro.
3. Mencione las formas de generación de los rayos equis y explique los mecanismos para producir los rayos equis en forma artificial.
4. Enumere las partes y las características de los elementos que configuran un tubo de rayos equis.
5. Enumere los elementos y condiciones para producir los rayos equis.
6. Enumere algunas propiedades de los rayos equis.
7. Enumere y explique los fenómenos que ocurren cuando los rayos equis interactúan con la materia. Establezca si dichos fenómenos representan algún peligro para el ser humano. En caso afirmativo establezca las normas de protección.

CUESTIONARIO RELACIONADO CON LOS ASPECTOS RADIOLOGICOS

1. Enumere o defina las funciones radiológicas básicas.
2. Enumere y explique los factores radiológicos.
3. Establezca las relaciones entre los diferentes factores radiológicos.
4. Haga un cuadro comparativo y establezca las relaciones entre los parámetros radiológicos y los parámetros.

CAPITULO IV

CAPITULO IV

PRODUCCION DE LOS RAYOS X

Producción
de los
Rayos Equis

- En forma natural (proceso de desintegración de sustancias radioactivas).
- En forma artificial (tubo de Rayos Equis).

1. GENERACION DE LOS RAYOS X (Y OTRAS RADIACIONES) EN FORMA NATURAL.

Existen en la naturaleza sustancias que en forma natural emiten espontáneamente radiaciones del tipo corpuscular (partículas alfa, protones, neutrones), y del tipo electromagnético (rayos X, rayos gamma), provenientes del núcleo, como consecuencia de la inestabilidad de éste.

El fenómeno de desintegración espontánea del tipo electromagnético o corpuscular se llama radio-actividad (Figura 1.II).

1.1 HISTORIA

El fenómeno de la radio-actividad fue descubierto por Becquerel en el año 1896 cuando experimentaba con una muestra de sulfato de uranio y potasio colocado sobre una placa fotográfica envuelta en papel negro y todo guardado en un cajón, para evitar la influencia de la luz solar. Al revelar las placas fotográficas, descubrió con gran sorpresa, que se había producido una impresión muy intensa. Este acontecimiento hizo deducir al profesor Becquerel que la muestra analizada emitía espontáneamente un tipo de radiación electromagnética " capaces de impresionar las placas fotográficas siendo la emisión de las radiaciones en forma continua e independiente de cualquier exposición previa de las muestras a la luz solar.

Posteriormente el profesor Becquerel descubrió las mismas propiedades

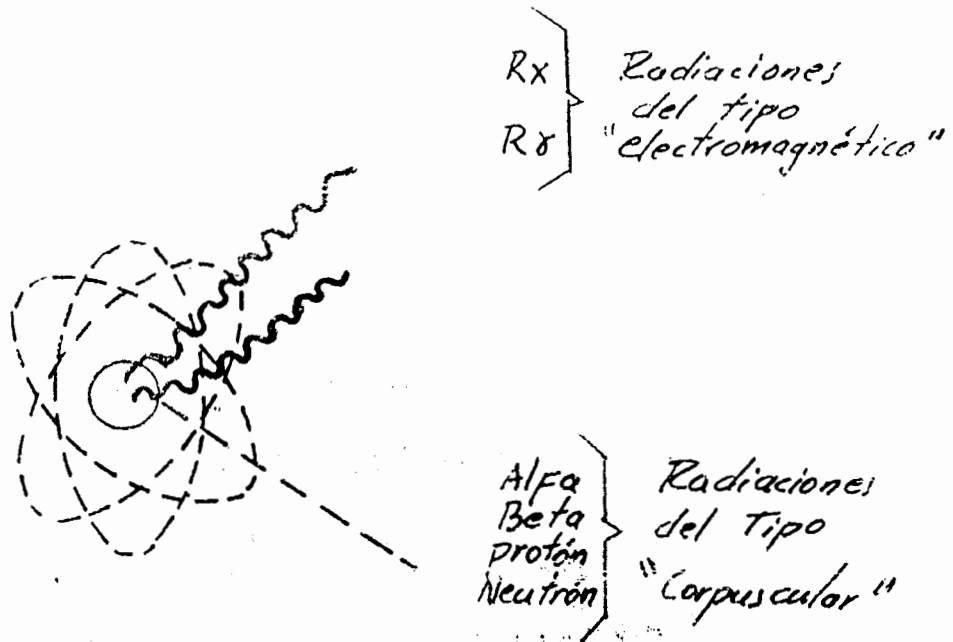


Figura 1-II
 Generación de los Rayos equis
 (y otras radiaciones) en forma natural.

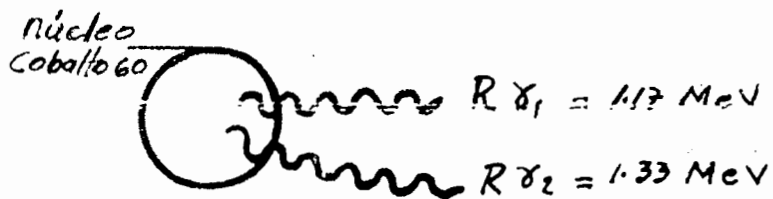


Figura 2-II
 Núcleo del Cobalto 60

en otros compuestos de Uranio y Uranio metálico.

Los esposos Curie descubrieron idénticas propiedades con el Torio. A este fenómeno le dieron el nombre de "radio-actividad".

Rutherford, descubrió otras propiedades de las radiaciones emitidas por las "sustancias radio-activas", a saber:

- 1.- Impresionan las placas fotográficas.
- 2.- Dichas radiaciones eran capaces de descargar cuerpos electrizados.
- 3.- Producen ionización (por esta razón a este tipo de radiaciones electromagnéticas se les denominan "radiaciones ionizantes").
- 4.- Al incidir sobre sustancias fluorescentes como el sulfuro de zinc, producen destellos luminosos y centelleos.

1.2 RADIACION DE FONDO:

El ser vivo siempre ha estado sometido a una constante exposición de radiaciones de baja intensidad, conocidas como "radiaciones de fondo", las cuales tienen dos orígenes:

- 1.- Radiaciones de origen cósmico, que entran en la atmósfera terrestre provenientes, una parte de la galaxia, y otra parte de menor importancia del sol.
- 2.- Radiaciones de origen terrestre, producidas por la radiación espontánea de los materiales radio-activos que se encuentran en la corteza terrestre.

1.3 APLICACION DE LAS RADIACIONES ESPONTANEAS:

Una aplicación de las radiaciones electromagnéticas provenientes del núcleo, como proceso de la desintegración espontánea de las sustancias radio-activas, es el caso del cobalto 60, en el tratamiento de ciertas enfermedades, especialmente el cáncer.

La figura 2.II muestra el núcleo del cobalto 60, de donde se originan dos desintegraciones espontáneas de energía en forma de rayos gamma, una de ellas con una energía cuántica de 1,17MeV y la otra de 1,33MeV.

La figura 3.II muestra el espectro, del cobalto 60 el cual representa en una gráfica de dos coordenadas la relación existente entre la intensidad de las radiaciones emanadas desde el núcleo y su respectiva longitud de onda.

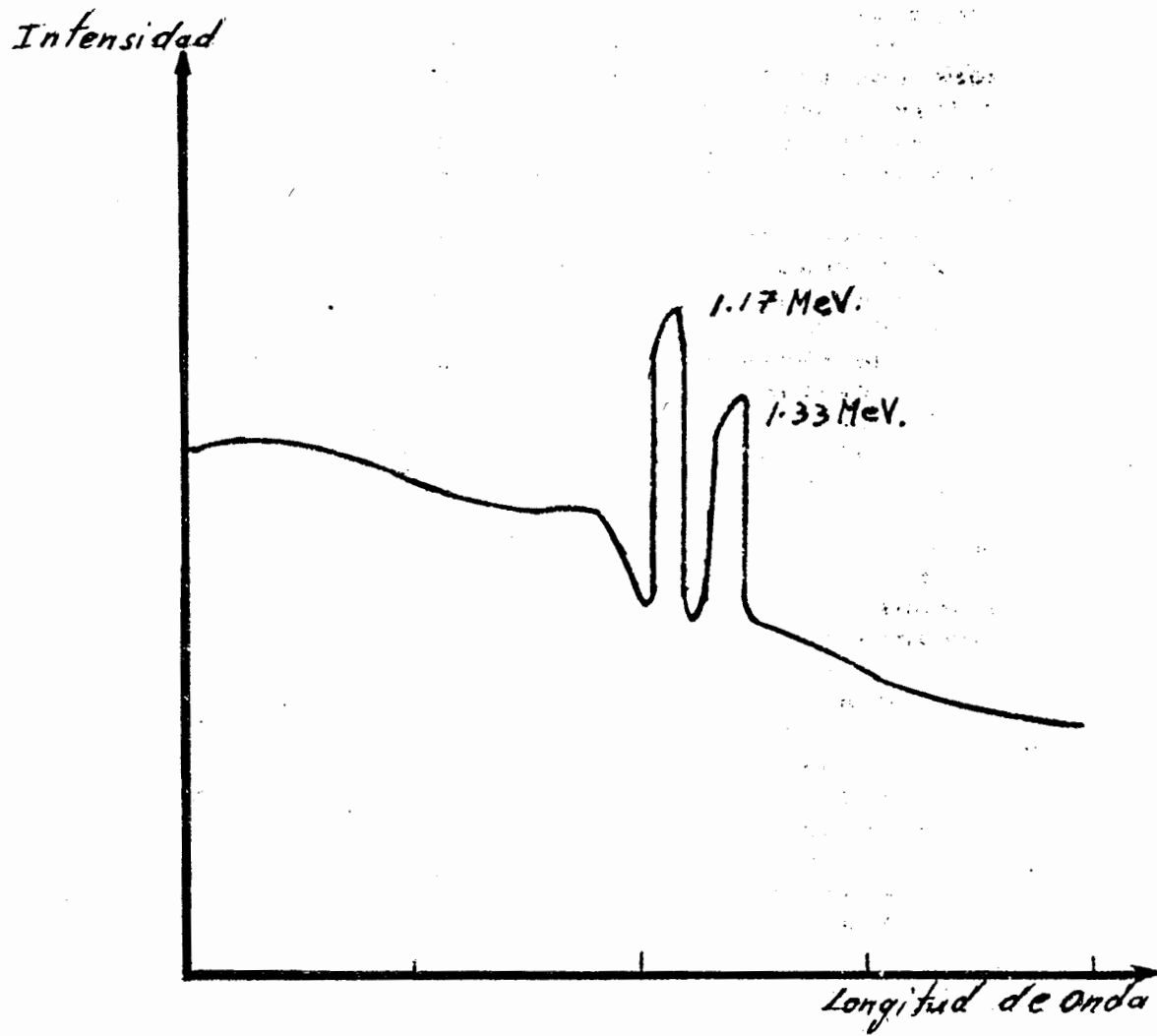


Figura 3.II.
Espectro Cobalto 60.

La figura 4.II representa el esquema del decaimiento del cobalto 60. Muestra que desde el núcleo de este elemento, se desprende una radiación del tipo corpuscular (partícula beta, con una energía de 0.31MeV), y dos radiaciones del tipo electromagnético (una radiación gamma de 1,17MeV y otra de 1,33MeV).

La figura 5.II muestra el equipo para el tratamiento del cáncer, con cobalto 60, técnica denominada "cobalto terapia" .

2. GENERACION DE LOS RAYOS EQUIS EN FORMA ARTIFICIAL (TUBO HE RAYOS EQUIS)

2.1 ANALISIS FISICO DEL FENOMENO (A NIVEL MACROSCOPICO)

Anteriormente se menciona el hecho, que la naturaleza produce en forma espontanea rayos equis, como un fenómeno secundario provocando por la liberación de radiaciones electromagnéticas (rayos gamma), radiaciones corpusculares (a, b, p, n, etc.), en el proceso de desintegración de las sustancias radio-activas.

Las radiaciones equis tienen longitudes de onda muy pequeñas, del orden de 0,1 Angstrom a 100 Angstrom, para lograr generar radiaciones electromagnéticas con estas longitudes de onda tan cortas, de forma artificial, se hace imposible lograrlo por medio de elementos electrónicos o mecánicos. Por tanto los circuitos resonantes (que generen radiaciones equis) deben ser atómicos, puesto que las dimensiones del átomo (diametro aproximado de 100-15 cms), es precisamente donde debemos recurrir en busca de longitudes de onda tan cortas.

A continuación veremos como se logra la obtención de los rayos equis en forma artificial. La figura 6.II muestra que cuando un haz de electrones altamente acelerados, y dirigidos hacia un blanco, chocan contra este, y como resultado del impacto se generan los rayos equis. El haz de electrones es detenido bruscamente a nivel de la superficie del blanco, la energía cinética que lleva el haz de electrones se transforma en otras formas de energía, de los cuales menos del 1 % de la energía cinética del haz se convierte en energía de Rayos equis, el restante 99 % se convierte en energía calorífica.

2.2 ANALISIS FISICO DEL FENOMENO (A NIVEL ATOMICO)

En la figura 7.II hemos tomado la parte del blanco en el punto de impacto, para hacer un análisis a nivel

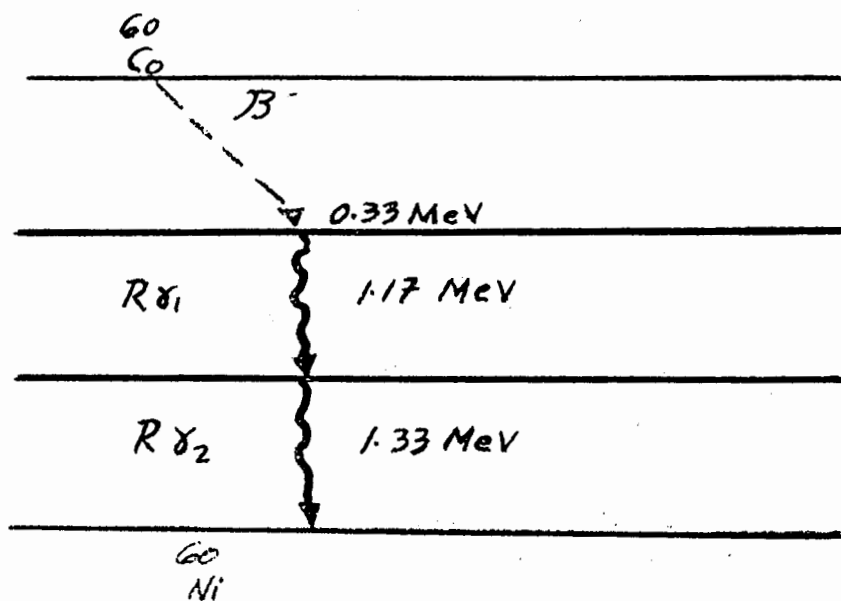


Figura 4-II
Esquema de decaimiento
del Cobalto 60

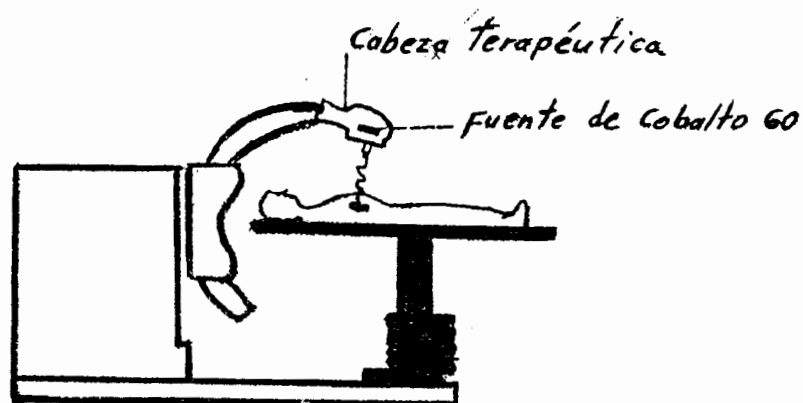


Figura 5-II
Equipo de Tele-terapia con
Cobalto 60

atómico, y ver lo que sucede en el momento en que el haz de electrones choca contra el blanco.

Los rayos equis se generan mediante los siguientes tres mecanismos:

- 1.- Radiación de frenado.
- 2.- Radiación con efecto nuclear.
- 3.- Radiación característica.

2.2.1 Radiación de Frenado (Figura 7.II.a)

Cuando los electrones altamente acelerados, hacen contacto con las capas superficiales del blanco, los electrones son detenidos, "frenados", en forma abrupta, por el efecto del campo "eléctrico" creado por los electrones orbitales de los átomos que constituyen el blanco. Esta pérdida brusca de velocidad (energía cinética) o desaceleración del haz de electrones, significa una pérdida de velocidad. La que se convertirá (en virtud del principio de conservación de la energía) en otro tipo de energía radiante "Rayos equis". Los rayos equis generados de esta forma se denominan: Radiación de frenado" o "Bremsstrahlung" o "Braking".

La figura 7.II.d muestra el espectro originado por los rayos equis producidos por el efecto de frenado (espectro: gráfica que representa en dos coordenadas la relación existente entre la intensidad de los rayos equis, y la respectiva longitud de onda). El espectro generado es continuo, denominado también espectro blanco. En la figura 7.II.d se observa que el espectro continuo (o blanco), presenta un límite claramente definido hacia los valores representativos de las longitudes de ondas menores. Dicho límite (mínimo) no depende del material utilizado como blanco de impacto, sino que depende únicamente del "voltaje de aceleración" aplicado al haz de electrones.

12.400

$$\text{mínimo} = \frac{\text{voltaje de aceleración}}{\text{voltaje de aceleración}}$$

mínimo se conoce también como longitud de onda "umbral", y representa la mínima longitud de onda que se puede generar al aplicar un voltaje de aceleración dado.

2.2.2 Radiación por efecto nuclear (Figura 7.II.b)

Una reducida cantidad de electrones del haz que choca contra el blanco, puede llegar hasta la proximidad del núcleo de los átomos,

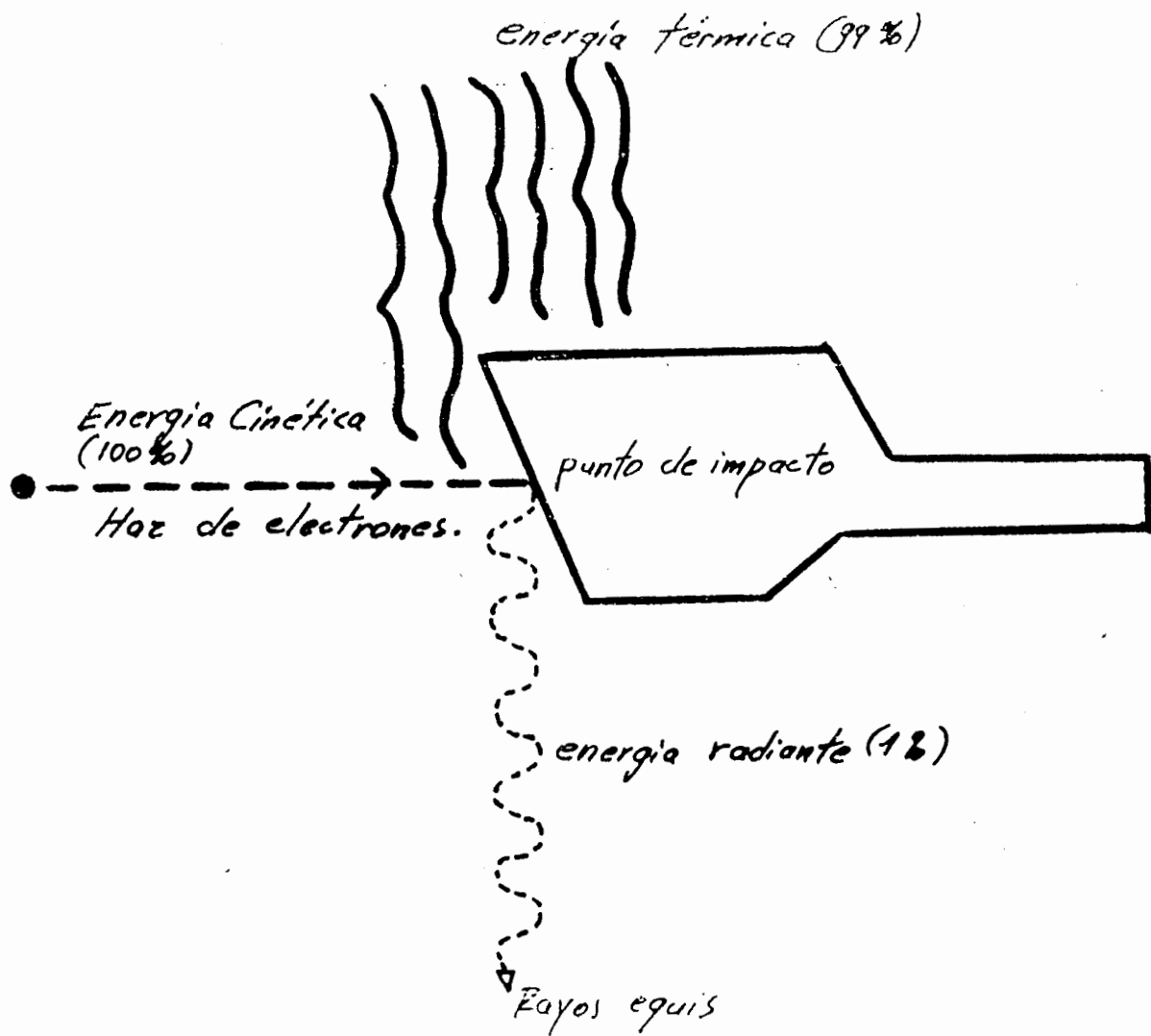


Figura 6.II.

Análisis físico (a nivel macroscópico) del fenómeno de generación de los Rayos equis en forma artificial.

que constituyen el blanco, allí son desviados por el efecto del "campo de Coulomb" del núcleo, siendo desviados de su dirección original. El efecto que resulta de desviar los electrones, es un cambio brusco de la velocidad y/o dirección, originando la emisión de una energía en forma de rayos equis. La intensidad de dicha radiación, dependerá del grado de desaceleración ocurrida (principio de la conservación de la energía).

2.2.3 Radiación característica (Figura 7.II.c)

Los electrones del haz al incidir contra la superficie del blanco, pueden chocar con los electrones de las órbitas internas de los átomos del material que constituye el blanco. El resultado del choque, es que los electrones orbitales son expulsados de sus órbitas. El átomo en estas condiciones se vuelve inestable, quedando entonces, en estado de excitación. De inmediato el espacio dejado por el electrón expulsado, es llenado por otro electrón del mismo átomo de una órbita alejada del núcleo. Este otro electrón, lo reemplazará a su vez, un electrón más alejado del núcleo, y así sucesivamente hasta que al final, será reemplazado por un electrón libre. En cada reorganización se emitirán rayos equis (en virtud del principio de conservación de la energía) regresando el átomo a su estado normal. La radiación equis liberada con este mecanismo se conoce con el nombre de "radiación característica", porque la longitud de onda de la radiación emitida es propia del material del cual está constituido el blanco.

La figura 7.II.c muestra el espectro originado por los rayos equis producido por el efecto de "radiación característica". Dicho espectro se presenta en forma de picos, que poseen energías definidas, que identifican la estructura atómica del metal usado como blanco, por este motivo se denominan radiaciones características.

Para cualquier elemento dado, y un electrón de una órbita particular, deberá impartirse una cierta cantidad mínima de energía al átomo para extraer el electrón. Esta energía es exactamente emitida como fotón equis, cuando es reemplazado por otro electrón. Estas líneas características de emisión aparecen en grupos designados por: K, L, M, N, O, etc., correspondiendo los picos a la capa particular llenada. La figura 7.II.e muestra el espectro de rayos de emisión de rayos equis para el tungsteno de la capa K.

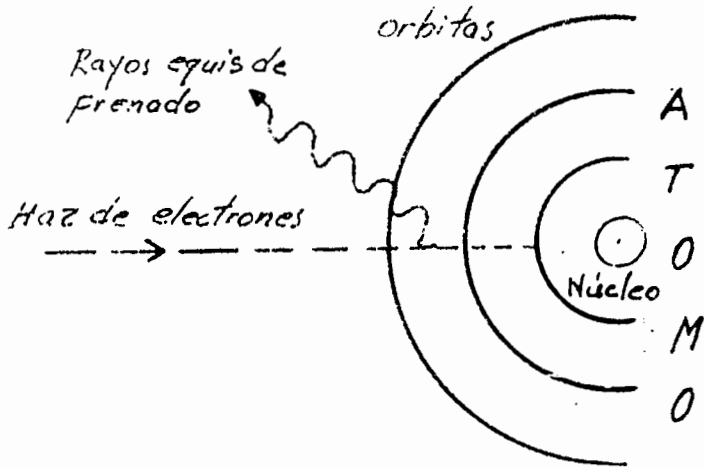
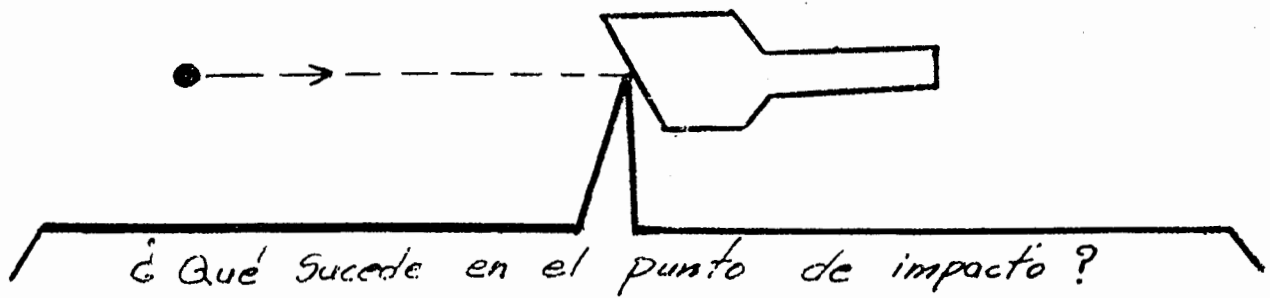


Figura 7.II.a
Producción de Rayos X por efecto de frenado.

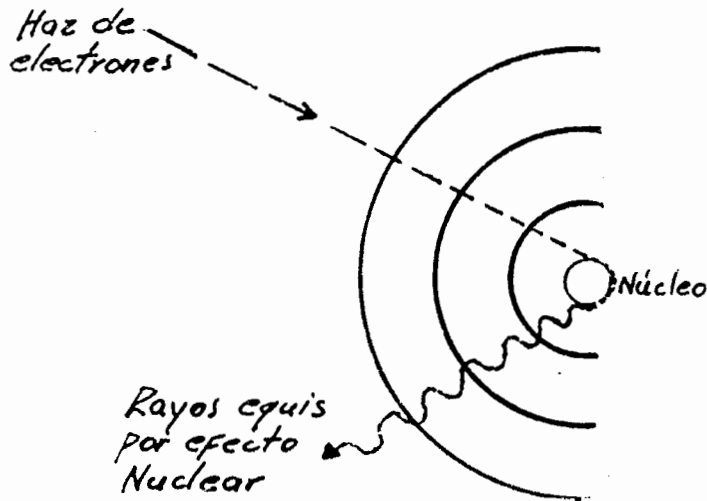


Figura 7.II.b.
Producción de Rayos X por efecto Nuclear.

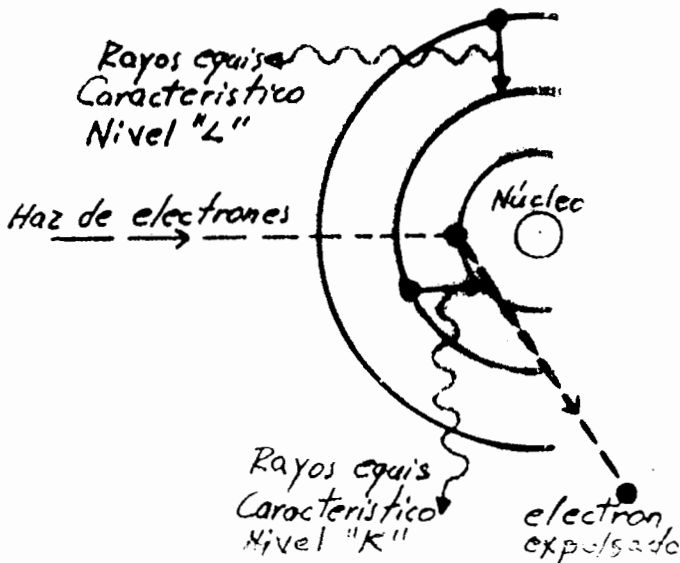


Figura 7.II.c
Producción de Rayos X por el efecto de radiación Característica.

La figura 7.II.f muestra el espectro Global, resultante de la superposición del "espectro continuo" (resultante del efecto de frenado y el efecto nuclear) y del espectro de rayas (resultado del efecto de radiación característica). El espectro Global presenta las siguientes características:

- 1.- La "intensidad total" de la radiación equis, está representada por el área bajo la curva del espectro global.
- 2.- La intensidad de los rayos equis es proporcional a la cantidad de electrones que chocan contra el blanco.
- 3.- La figura 7.II.g muestra que la intensidad de los rayos equis depende del material con que está constituido el blanco. La gráfica muestra el espectro característico para el molibdeno (este material se emplea como blanco en la fabricación de los tubos de rayos equis empleados para el diagnóstico de la glándula mamaria. El equipo de rayos equis para esta aplicación se denomina "mamografo"). El otro espectro corresponde al tungsteno.
- 4.- La figura 7.II.h muestra que la intensidad de los rayos equis depende del voltaje de aceleración aplicado al haz de electrones.

2.3 EL TUBO DE RAYOS EQUIS

La figura 8.II.a y b muestra los elementos que configuran el tubo de rayos equis, y las condiciones necesarias para producir los rayos equis.

Tubo de Rayos Equis: Es un dispositivo que convierte la energía eléctrica, en energía radiante de rayos equis. Desgraciadamente en los que a la producción de rayos equis se refiere, este dispositivo es un convertidor, de energía eléctrica a energía radiante de rayos equis poco eficaz, puesto que la mayor parte de la energía entregada, la convierte en calor (99 %), y solo aproximadamente (1 %) en energía radiante de rayos equis.

A continuación haremos una breve descripción de los elementos y las condiciones para el funcionamiento del tubo de rayos equis. El cátodo: formado por un filamento que emplea como material el tungsteno, enrollado en forma de espiral de 0,2 a 0,3 milímetros de diámetro, y de una longitud de 0,2 a 0,3 milímetros de diámetro, y de una

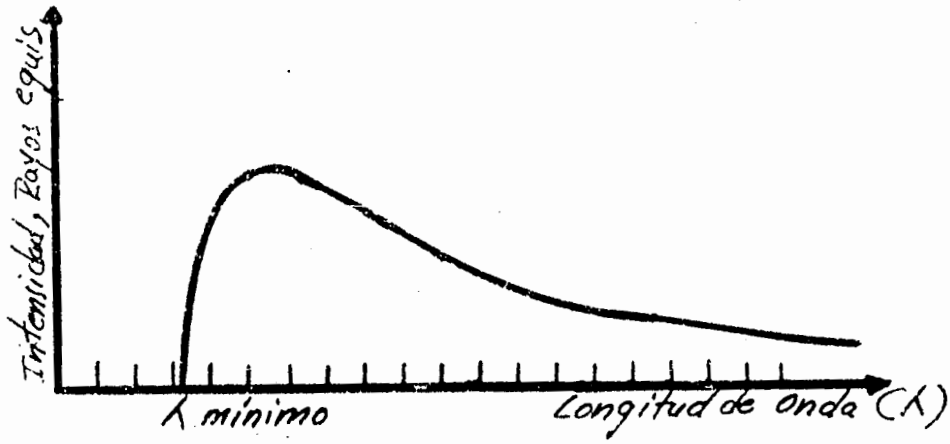


Figura 7.II.d.
Espectro Continuo.

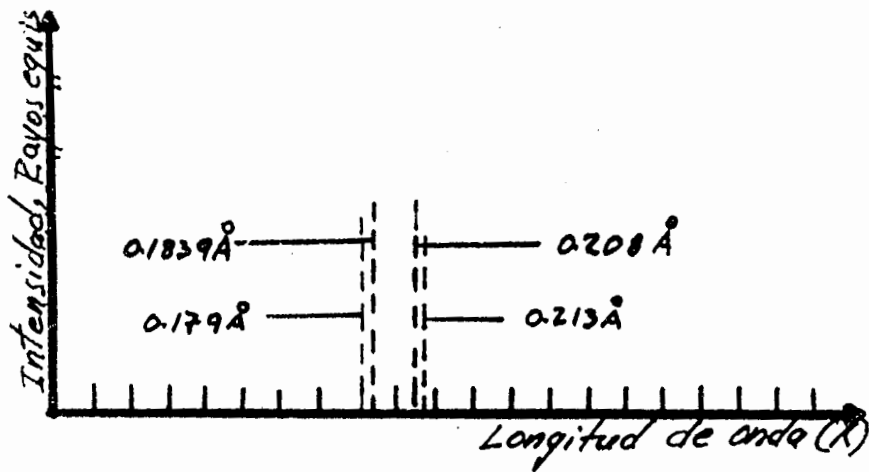


Figura 7.II.e
Espectro de Rayas.

Espectro Característico
del Tungsteno, líneas "K"

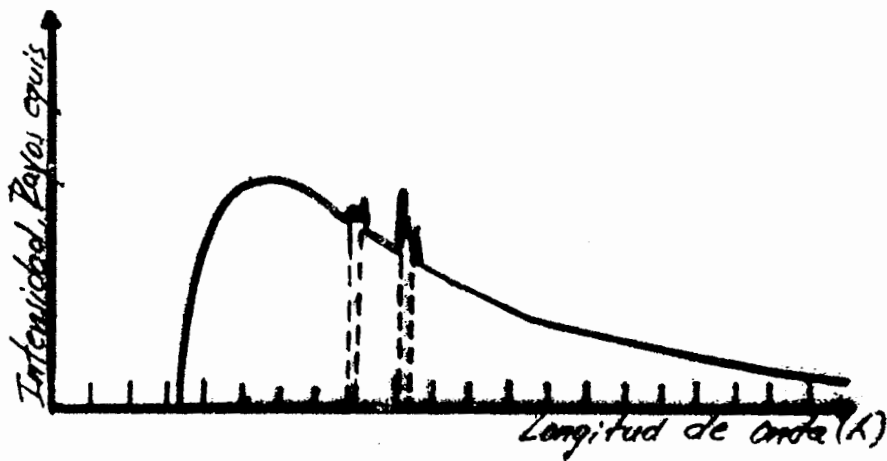


Figura 7.II.f
Espectro Global.

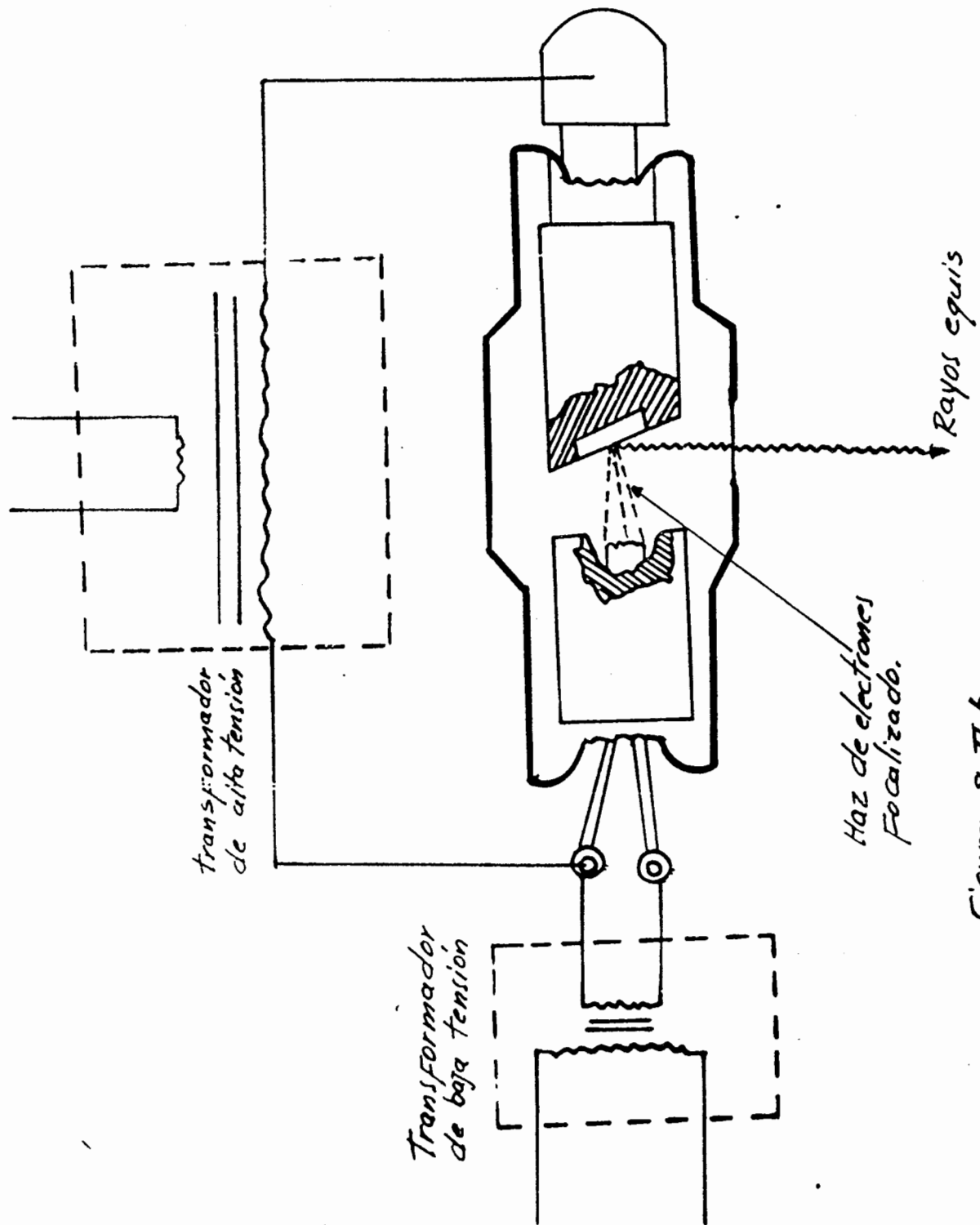


Figura 8. II. b.

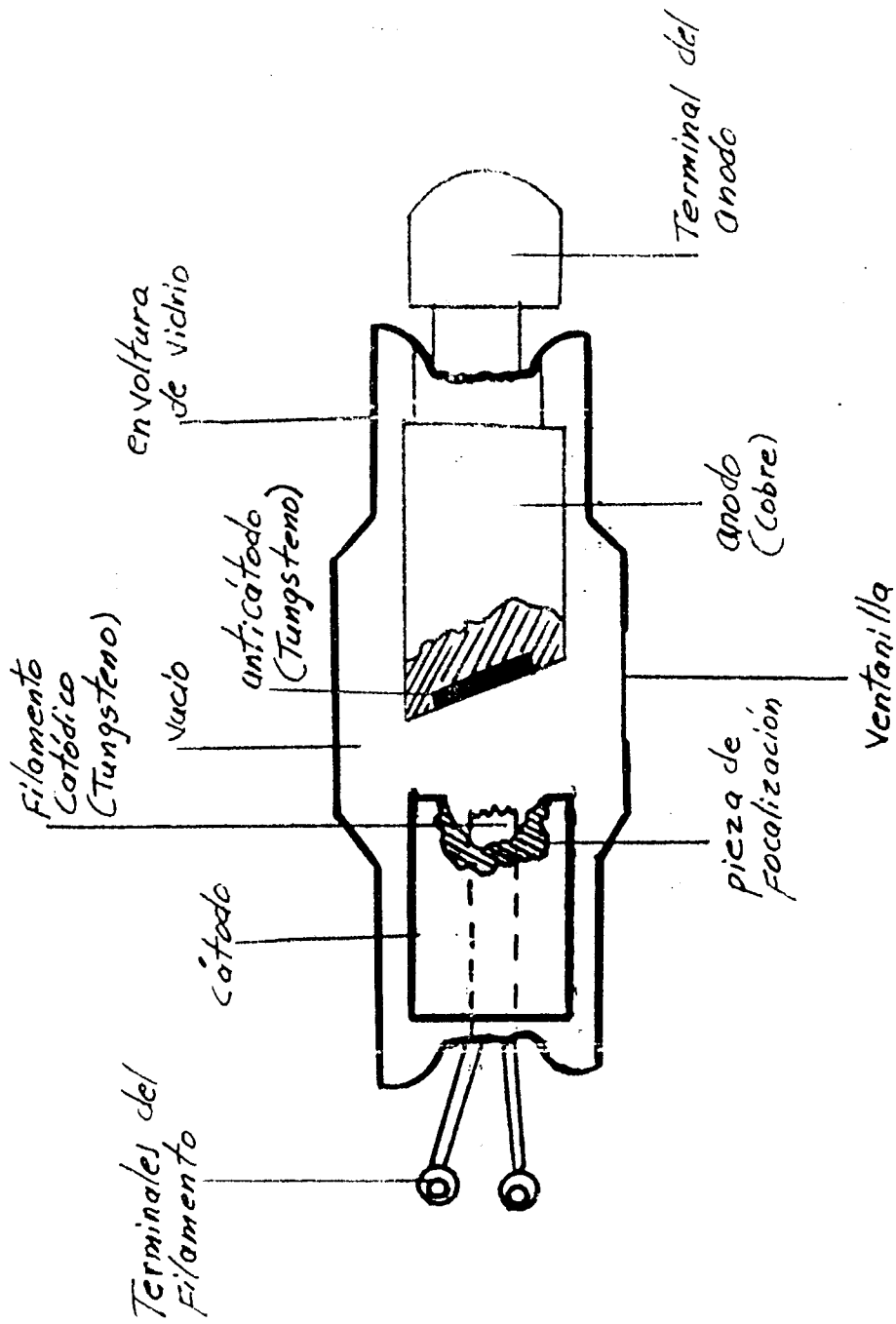


Figura 8.II.a
 El tubo de Rayos equis.

longitud del orden de un centímetro, el cual es sometido al paso de una corriente eléctrica aproximadamente de 3 a 5 amperios y de 8 a 12 voltios. Bajo las condiciones eléctricas anteriores, el filamento es llevado hasta el punto de incandescencia, generado entonces, mediante este mecanismo, electrones libres, provenientes de los átomos del filamento catódico.

Pieza de concentración: Construida con molibdeno y de forma cilíndrica donde está alojado el filamento. Los electrones generados por el calentamiento del filamento, se dispersan por el efecto de repulsión que se origina entre ellos, por tener la misma carga eléctrica, negativa. Para formar los electrones en forma de haz es necesario aplicarles un campo eléctrico para poder concentrarlos, esta es la función de la pieza de concentración (focolizar el haz de electrones).

Circuito de calefacción: La corriente eléctrica, para lograr el calentamiento del filamento, es suministrada por el circuito denominado "circuito de calefacción", el cual está formado por un transformador de baja tensión, que suministra el amperaje necesario (3 a 5 amperios) para el filamento catódico.

El ánodo: Está situado frente al filamento catódico, separados por unos pocos centímetros, formado por dos partes:

- 1.- El ánodo, constituido por una pieza de cobre en cuyo extremo se encuentra incrustado el anticátodo.
- 2.- El anticátodo, formado por una capa delgada de tungsteno, denominada foco-anódico. La razón del foco anódico que es bombardeada por el haz de electrones es denominada foco térmico.

El material que se emplea como soporte del ánodo es el cobre, por ser un metal buen conductor del calor.

El material que se emplea para el foco anódico es el tungsteno por ser un material refractario (puede radiar el calor, originado en el punto de impacto); tiene una temperatura de fusión de 3.380 grados centígrados, característica que lo hace favorable en el empleo como "blanco" en la fabricación de los tubos rayos equis, puesto que el proceso de generación de rayos equis en forma artificial, se genera un altísimo nivel de calor (99 %), a expensas de obtener menos del 1 % en rayos equis; tiene un número atómico muy elevado ($Z = 74$, Z , número atómico) lo que garantiza un alto número de electrones orbitales factibles de excitar, y luego durante el proceso de reorganización de dichos electrones orbitales, la consecuente obtención de una mayor cantidad de rayos equis.

El material que se emplea para el filamento catódico es nueva - mente el tungsteno, por tratarse de un elemento que se ofrece a ni vel atómico 74 electrones distribuidos en sus órbitas, disponibles para ser liberados, cuando el filamento catódico sea calentado.

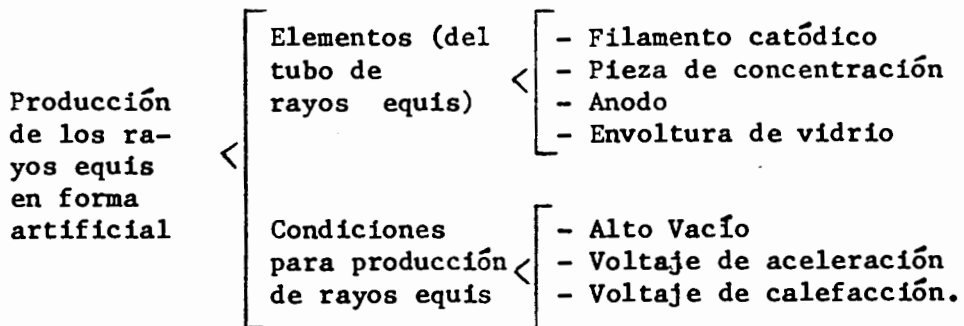
Envoltura de vidrio: Los elementos integrantes del tubo de rayos equis, están contenidos en un tubo de vidrio herméticamente sellado y al vacío, generalmente en forma cilíndrica.

Características de la ampolla de vidrio:

- 1.- Debe ser de consistencia fuerte para resistir los choques mecánicos, térmicos y eléctricos.
- 2.- El material del que está constituido, debe ser química - mente estable, es decir que no se afecta bajo la influencia de los rayos equis (ver en el capítulo III, efectos químicos de los rayos equis).
- 3.- Debe permitir una buena desgasificación, y ser capaz de conservarse hermético.

Voltaje de aceleración: Es suministrado por un transformador de alta tensión, denominado "circuito de alta tensión", el cual suministra un voltaje del orden de 100 kilo-voltios, que es aplicado en los extremos entre el ánodo y el cátodo, originando la aceleración de los electrones generados por filamento, y dirigidos hacia el ánodo, en forma de haz, concentrados por la pieza de focalización. Al llegar y chocar contra el ánodo se generará la radiación equis y la radiación calórica.

En el siguiente cuadro sinóptico se resume el proceso para obtener rayos equis en forma artificial:



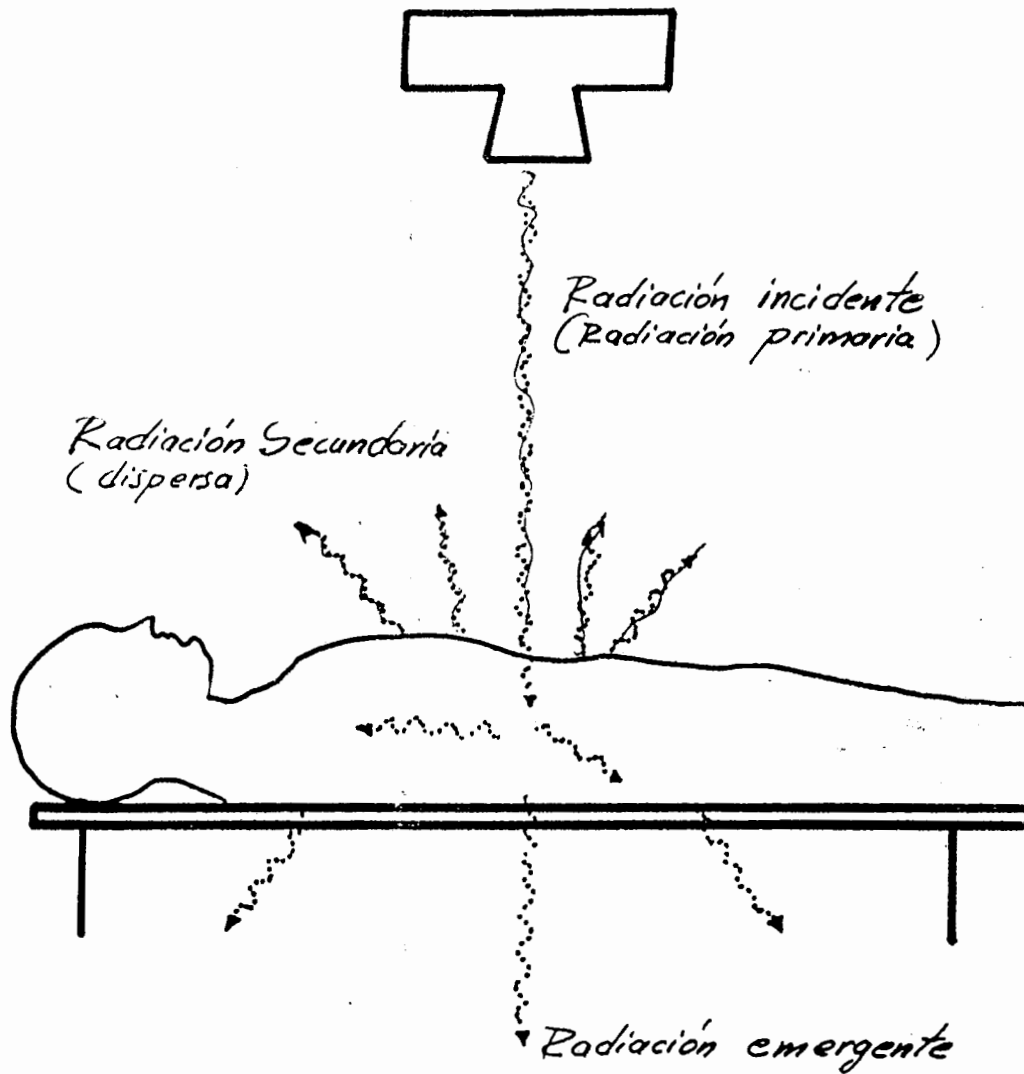


Figura. 1. IV.

Interacción de los Rayos X.

Los Rayos X al interactuar con la materia pueden ser afectados entre sí:

- pueden ser absorbidos.
- pueden ser atenuados
- pueden originar radiación secundaria (dispersa)

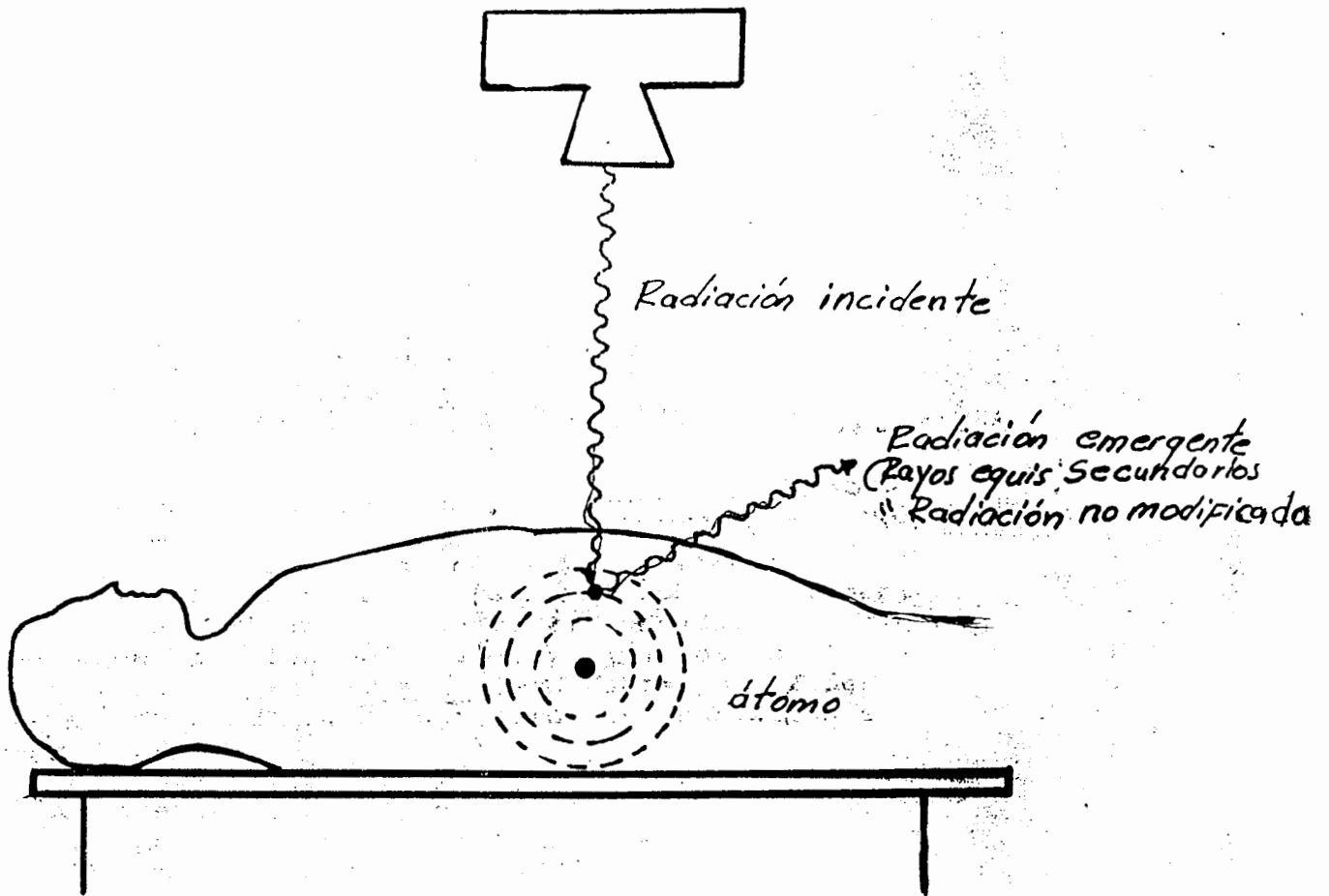


Figura 2.IV.

Radiación Secundaria (dispersa) originada por el efecto de "dispersión no modificada".

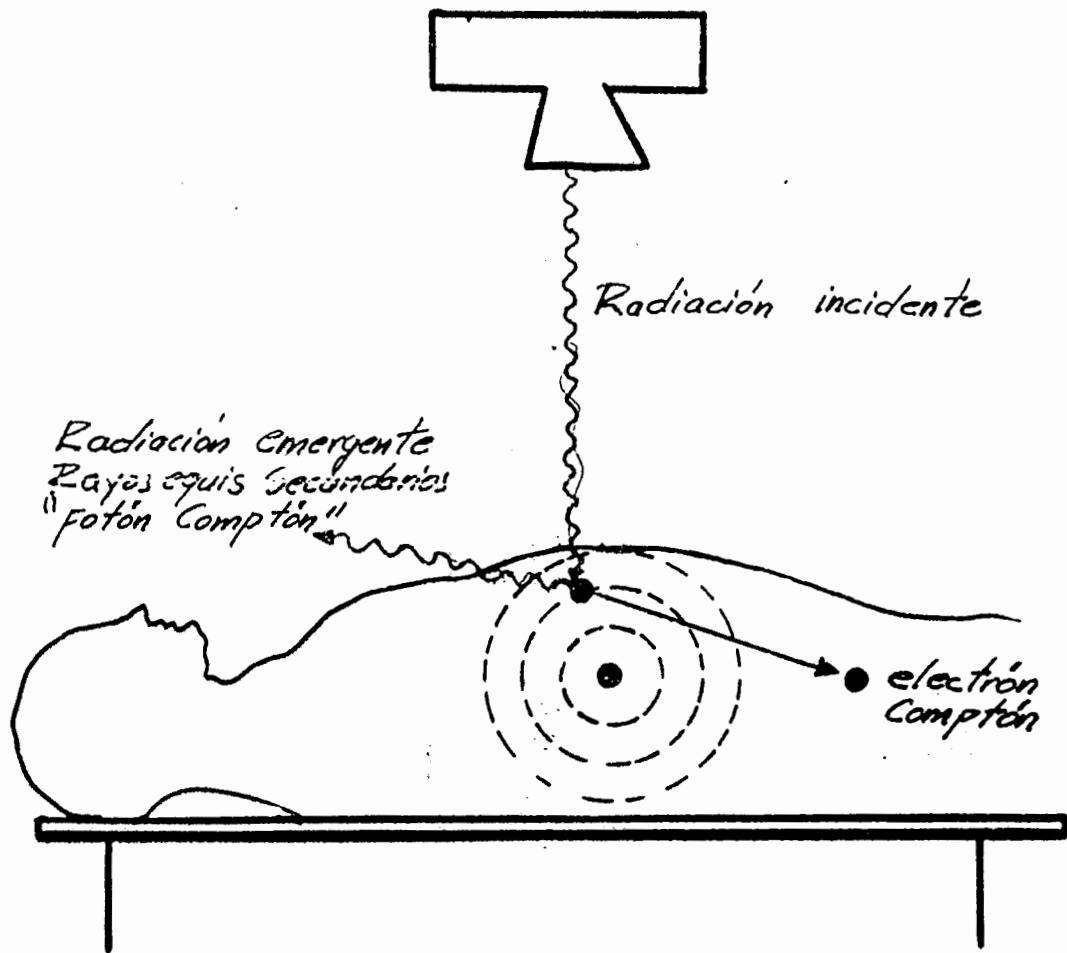


Figura. 3.IV.

Radiación Secundaria (dispersa), originada por el fenómeno de "Radiación modificada" (efecto Compton).

adquiere cierta cantidad de energía, cedida por el fotón incidente, tal que pueden desplazarse a gran velocidad a través de la materia circundante, donde son desacelerados por las colisiones que provocan, en las que liberan a su vez radiación equis y electrones terciarios, estos tienen acción biológica, por la ionización que provocan.

El fotón "emergente", fotón Compton tiene menos energía y por lo tanto tendrá una mayor longitud de onda. Estos fotones emergentes, contribuyen a la formación de la radiación secundaria.

La producción de radiación secundaria por el mecanismo de "efecto Compton" aumenta cuando se eleva el voltaje de aceleración (kilovoltaje de penetración), bajo estas circunstancias los fotones Compton serán dispersados aproximadamente en la misma dirección del haz de fotones de los rayos equis incidentes.

3.3 RADIACION CARACTERISTICA (FIGURA 4.IV)

La figura muestra que un fotón de rayos equis incidente penetra en el átomo, expulsando a un electrón de su órbita, al que le transmite toda su energía.

El electrón expulsado se denomina "fotón electrón" (por el hecho que un fotón origina un electrón), el cual absorbe toda la energía del fotón en forma de energía cinética. Este electrón se desplaza a gran velocidad a través de la materia circundante, en la cual sufre el fenómeno de desaceleración por las colisiones que provoca, mecanismo por el cual se producen rayos equis y electrones terciarios, los cuales tienen acción biológica por la ionización que producen.

El átomo que ha perdido un electrón queda excitado, y se vuelve inestable. Para que el átomo recupere su estabilidad, es necesario que el espacio vacío dejado por el electrón expulsado, sea nuevamente llenado. La vacante es llenada por un electrón vecino, acción que va acompañada por la emisión de un fotón denominado "radiación característica", llamado así porque su energía cuántica, frecuencia y longitud de onda, son propias del material del cual esta compuesta la materia con la que interaccionó la radiación incidente.

La radiación característica, también contribuye a la formación de la radiación secundaria.

Los rayos equis emergentes "radiación característica", son como los rayos equis incidentes, por lo tanto producen efectos similares, es decir más focos electrones y más radiaciones características en los átomos vecinos.

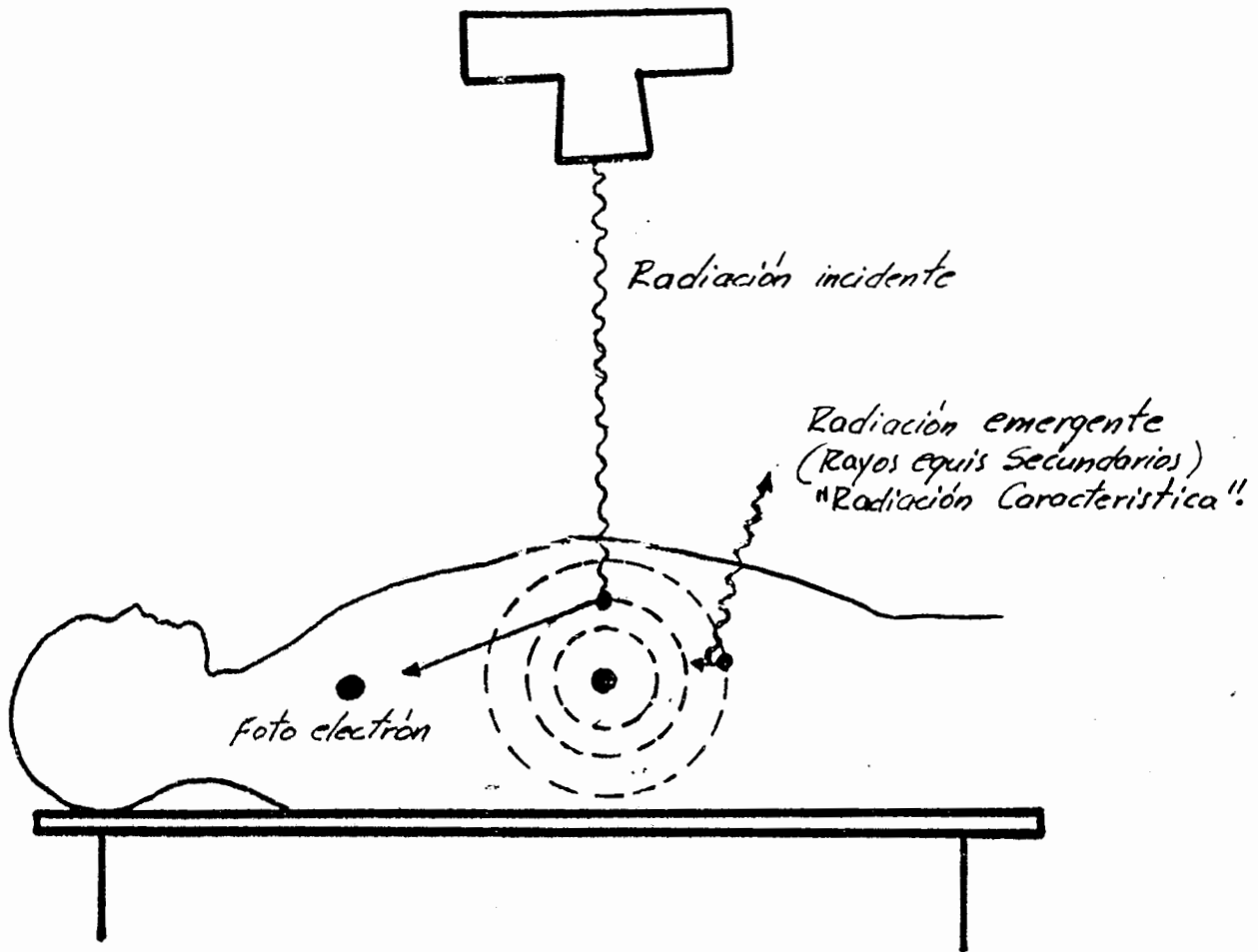


Figura 4.IV.

Radiación Secundario (dispersa) originada por el Fenómeno de Radiación Característica.

La Radiación incidente es absorbida Totalmente.

3.4 RADIACION POR EL EFECTO DE PARES (FIGURA 5.IV)

Cuando un fotón de rayos equis incidente, de por lo menos 1,02MeV de energía es frenado bruscamente por el campo nuclear del átomo, puede desaparecer dicho fotón, formándose en su lugar dos partículas corpusculares: un positrón y un electrón, los cuales tienen igual masa, diferente carga eléctrica y siguen trayectorias diferentes.

El positrón tiene una vida de $10E-6$ segundos, al cabo de dicho tiempo se desintegra dando lugar a dos fotones. Cada uno de 0,51MeV de energía, o sea que adquirirán la mitad de la energía del fotón de rayos equis incidente. A este proceso se le llama "aniquilación del par iónico", los que contribuyen a la formación de la radiación secundaria.

El electrón se comporta como un ión libre, sin limite en su existencia pero capaz de producir rayos equis y electrones terciarios.

4. PROTECCION CONTRA LA RADIACION SECUNDARIA

4.1 ANTECEDENTES

La mayor fuente de producción de radiación secundaria es el mismo paciente, dicha radiación es originada por la interacción de los rayos equis incidentes con los átomos de la materia.

Recordemos que la radiación secundaria es originada por cuatro mecanismos, a saber:

- 1.- Radiación secundaria originada por el efecto de "radiación no modificada" .
- 2.- Radiación secundaria originada por el efecto de "radiación modificada" (efecto Compton).
- 3.- Radiación secundaria originada por el efecto de "radiación característica".
- 4.- Radiación secundaria originada por el efecto de "formación de pares" .

La radiación secundaria afecta tanto al paciente como al radiólogo, técnicos y demás personal profesionalmente involucrados.

4.2 ALGUNAS NORMAS PARA LA PROTECCION CONTRA LAS RADIACIONES SECUNDARIAS

Para disminuir los riesgos a los efectos que la radiación secundaria puede producir se deben tener en cuenta, entre otros, los siguientes aspectos:

- 4.2.1 El personal profesionalmente expuesto a las radiacion

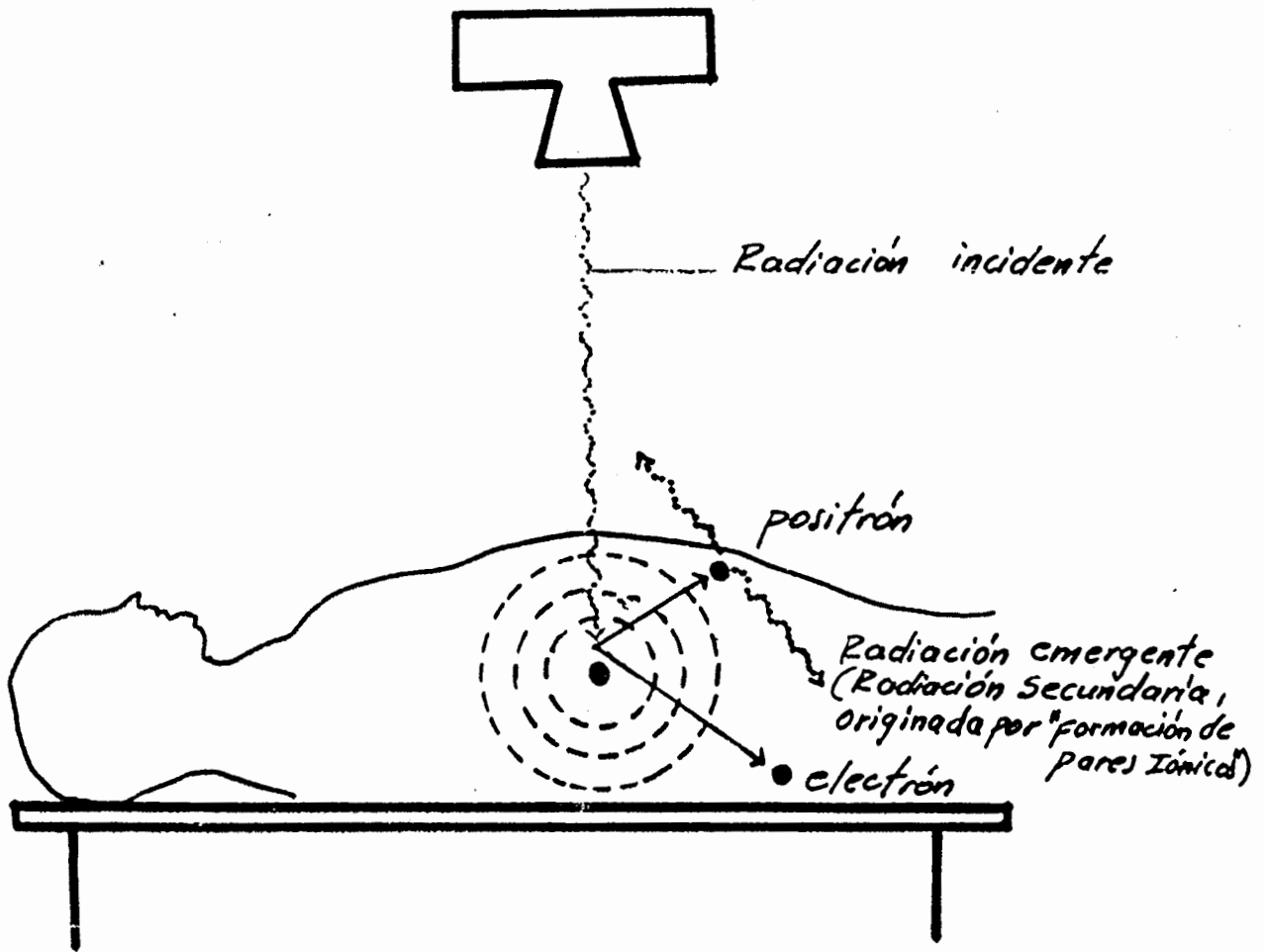


Figura 5.IV.

Radiación Secundaria (dispersa), originada por el fenómeno "Formación de pares".

nes, deben usar delantales protectores de caucho plomado durante el tiempo que dure el examen, especialmente para proteger los ovarios y los testículos, que son los órganos más sensibles. Para protección de las manos y antebrazos del radiólogo, durante la palpación en un examen, deberán usar guantes de goma plomados (figura 6.IV).

4.2.2 La sala donde se encuentra instalado el equipo debe tener sus paredes debidamente protegidas con plomo (o equivalentes), que garanticen la seguridad del personal.

El puesto de control estará adecuadamente distanciado y separado por biombos o paredes protegidas. Por ejemplo, para una distancia de 1,50 metros de distancia entre el tubo de rayos equis y el área del puesto de control, la pared quedará suficientemente protegida con su espesor de 0,5 milímetros (7 cms para este caso). Los biombos y las paredes del área para el control de rayos equis, deberán tener además una ventana de vidrio plomado para permitir la visualización del paciente (Figura 7.IV).

4.2.3 Los equipos de rayos equis deben usar colimadores, conos, para reducir la radiación secundaria, puesto que esta depende del volumen y las características del material que se irradia. Con estos accesorios se puede reducir el campo de radiación del haz de rayos equis al área mínima posible para lograr realizar el examen, de esta forma se reduce el volumen irradiado y por tanto la radiación secundaria (figura 8.IV)

4.2.4 Para reducir el efecto de la radiación secundaria cuando se emplean equipos de rayos equis portátiles, se deben usar biombos transportables. Además, al momento de tomar el estudio, la operadora deberá usar un chaleco plomado y guardar una distancia adecuada. También se reducirá la radiación secundaria al reducir el tiempo de duración de la exposición, o reduciendo las dosis de rayos equis al nivel más bajo posible (figura 9.IV).

5. ALGUNAS NORMAS PARA LA PROTECCION CONTRA LAS RADIACIONES PRIMARIAS.

5.1 El radiólogo no debe exponer nunca parte del cuerpo a la radiación primaria, es decir que nunca se interpondrá entre el

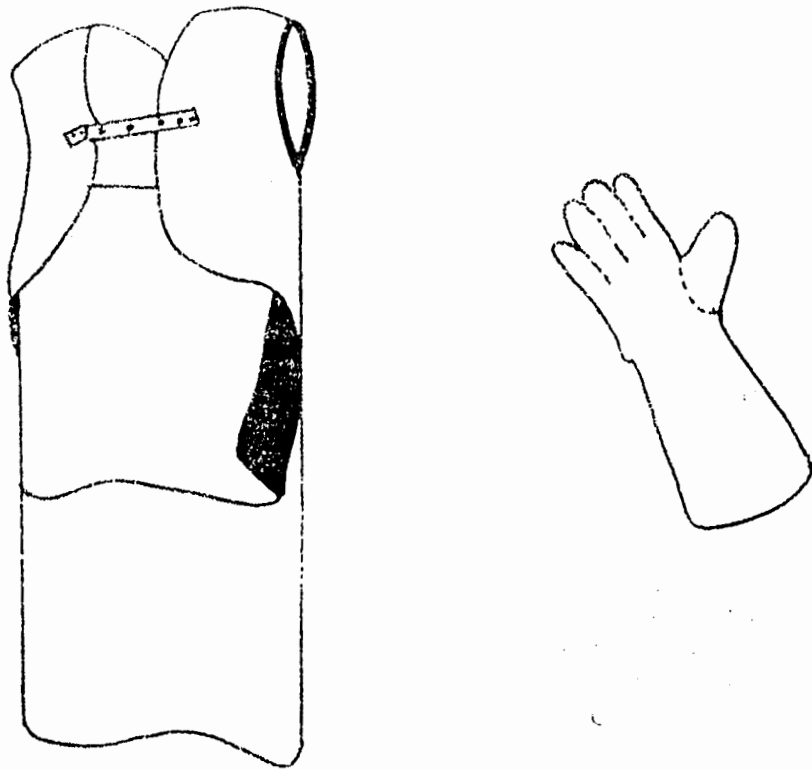


Figura 6.IV.
Delantal de goma Plomado
y guantes de goma plomados.

- El delantal con un equivalente de 0.25 m.m. de plomo para protección contra la radiación Secundaria y de 0.5 m.m. de equivalente de plomo para protección contra la radiación Primaria.
- Los guantes de goma plomados con un equivalente de 0.25 m.m. de plomo.

tubo de rayos equis y el paciente

5.2 Para evitar la eventual exposición de las personas profesionalmente expuestas a la radiación primaria, se deben emplear delantales plomados más pesados, con un equivalente de plomo de 0.5 milímetros. Los delantales para protección contra la radiación secundaria, serán de un equivalente de 0.5 milímetros de plomo.

5.3 Durante ciertos estudios el radiólogo estará obligado a colocar su mano entre el paciente y el haz de rayos equis primarios. Durante dicha palpación, deberá usar guantes de goma plomados de 0,2 milímetros y aún así limitar un tiempo a la palpación

5.4 Las radiaciones que salen del tubo de rayos equis, están formadas por radiaciones "blandas" y "duras"

La radiación blanda, son los rayos que causan daño a nivel de la piel, puesto que son totalmente absorbidos por esta. Por tanto es necesario suprimirlos por medio de filtros y evitar que lleguen hasta el paciente.

En la figura 10.IV muestra que la radiación blanda es suprimida por el tubo de rayos equis, en las paredes del mismo, situación que se conoce como "filtración inherente". La filtración adicional se hace por medio de la adición de láminas delgadas (por ejemplo aluminio, cobre) que absorben lo restante de la radiación blanda.

FLUORESCENCIA

Es la propiedad por la cual los rayos X producen ciertas sustancias (Sulfuro de Zn y Cd, Tungstato de Calcio) Emisión de luz incidir sobre ellos.

Esta emisión tendrá una cierta longitud de onda dependiente de la naturaleza de la sustancia, estando en algunas de ellas dentro de la red. Visibles (Sulfuro de Zn y Cd).

La producción de esta emisión se debe al efecto fotoeléctrico o sea, cuando un fotón que incide con una cierta energía cinética y la cede completamente en desplazar a un e^- de su órbita y la cede completamente en desplazar a un e^- de su órbita y darle energía cinética, al mismo.

Entonces al ocurrir esto el átomo pierde su estabilidad eléctrica y otro e^- de una capa más energética puede ocupar este sitio, en este desplazamiento se produce una liberación de energía en forma de radiación de una cierta longitud de onda.

2.4 APLICACIONES DE LOS TUBOS DE RAYOS EQUIS EN MEDICINA

Los tubos de rayos equis para uso médico pueden ser clasificados en dos categorías en función de su utilización.

- 1.- Tubos de rayos equis para diagnóstico.
- 2.- Tubos de rayos equis para terapia.

Esencialmente las leyes físicas que se aplican en estas dos clases de tubos son las mismas, por cuanto no existe gran diferencia en su desarrollo tecnológico.

CAPITULO V

CAPITULO V

TUBOS DE RAYOS X PARA MEDICINA

DESCUBRIMIENTO Y PRODUCCION DE LOS RAYOS X. CONSTRUCCION Y FUNCIONAMIENTO DEL TUBO DE RAYOS X.

El 8 de noviembre de 1895, el Profesor Wilhelm Conrad Rontgen (1845-1923) descubrió una nueva clase de radiación, a la que llamó "rayos X". Estando experimentando el comportamiento de los rayos catódicos-pruebas que por aquel entonces estaban muy en boga- en los tubos Hittorf-Geissler-Crookes (ampollas de vidrio en cuyo interior se había hecho un alto vacío), observó que algunos cristales que estaban cerca del tubo habían adquirido una intensa frecuencia Rontgen estudió el fenómeno y llegó a la conclusión de que se debía a una radiación hasta entonces desconocida.

El 28 de diciembre de 1895 hizo en Wurzburg el primer anuncio de esta radiación en un artículo titulado: "Ueber eine neue Art von Strahlen" (De una nueva clase de radiación). Su presentación de los hechos fue tan convincente que no dejó duda alguna respecto a que se había descubierto una nueva clase de radiación. Además, Rontgen ya había investigado- como después hizo saber- las propiedades más importantes de esta nueva radiación. El descubrimiento de los rayos X fue uno de los más grandes de los habidos en el siglo pasado.

En algunos idiomas, estos rayos no se llaman "rayos X" (p. ej., en alemán: yons X; en español: rayos X). Rontgen nació en Remscheid-Lennep, cerca de Wuppental, ciudad muy visitada por su encanto intrínseco. Junto a la casa en que nació Rontgen se ha fundado un museo, en el que pueden verse muchos instrumentos y documentos de su tiempo. Este museo se mantiene constantemente al día y en él puede apreciarse el desarrollo de la técnica de los rayos X al correr de los años. Una visita a este lugar resulta de lo más interesante.

Hay varias biografías de W.C. Rontgen que proporcionan multitud de detalles acerca de su gran descubrimiento, mezclados con información respecto a aquel período y la vida privada del sabio. También en otras publicaciones se encuentran datos muy importantes sobre los iniciadores y seguidores de la radiología en los primeros tiempos. De tales publicaciones damos a continuación una breve reseña:

O. Glasser, Dr. W.C. Rontgen, Charles C. Thomas, Springfield, Illinois.

W.A.H. van Wylick. W.C. Rontgen and the early days of X-rays, Medicamundi, 16 (1), 1-8.

D.R. Hill, Principles of Diagnostic X-rays Apparatus, Philips Medical Systems Ltd., Londres.

5.1. BREMSSTRAHLUNG, RADIACION CARACTERISTICA, RADIACION GAMMA

Los rayos X se producen siempre que los electrones chocan con velocidad muy alta contra una materia, siendo frenados repentinamente. Los rayos X emitidos de este modo se conocen con la denominación alemana de Bremsstrahlung (radiación de frenado). La mayor parte, con mucho (el 99 por 100), de la energía cinética de los electrones se convierten, mediante colisiones, en energía térmica (calor) de la materia bombardeada por esos electrones. La radiación X se produce como consecuencia del frenado (deceleración) de algunos electrones en los campos eléctricos existentes dentro del material.

Cuando un electrón pierde toda su energía, o una parte de ella a causa de los campos eléctricos existentes dentro del átomo, se crea un fotón, cuya energía ($h\nu$, siendo h la constante de Planck y ν la frecuencia) depende del modo en que se haya realizado la transferencia de la energía del electrón. Si ésta es virtualmente completa, se crea un fotón con una gran cantidad de energía, que representa una radiación de onda corta.

Aunque todos los electrones chocasen con el material del ánodo exactamente con la misma velocidad (por ejemplo, mediante una tensión rigurosamente igual entre cátodo y ánodo), la transferencia de energía de los electrones individuales seguiría siendo diferente y, como consecuencia, los fotones creados también tendrían distintas energías. Tal es la explicación de que la Bremsstrahlung conste siempre de radiación X de muy diferentes longitudes de onda, que en conjunto forman un espectro continuo. En general, los (pocos) electrones que ceden toda su energía producen los fotones más "energéticos" que se pueden crear con esa determinada velocidad de colisión, y así es como se determina también la longitud de onda más corta de esa mezcla de radiaciones. Fotones "mayores aún (con longitudes de onda más corta de esa mezcla de radiaciones. Fotones mayores aún (con longitudes de onda más, más cortas) sólo se pueden producir por medio de grandes velocidades de los electrones (y, por tanto, mayor tensión en el tubo). Aparte de la Bremsstrahlung, si la energía de los electrones que chocan es lo suficientemente grande, puede producirse incluso otra clase de radiación, con determinadas longitudes de onda, características del material contra el que choca los electrones. Este fenómeno está relacionado con la energía característica de los electrones de las órbitas más internas del átomo de cada elemento. La radiación característica se superpone al Bremspectrum con una o varias líneas espectrales. La intensidad de la radiación característica de los tubos de rayos X suele ser baja en comparación con la de Bremsstrahlung, aunque en tubos de construcción especial, tales como los que se usan en espectrografía por rayos X y mamografía, se aprovecha la radiación característica en particular.

La energía máxima (o longitud de onda mínima) de un espectro emitido está determinada por la velocidad máxima de los electrones incidentes, tanto en el caso de la Bremsstrahlung como en la de la radiación característica

La emisión de radiación electromagnética en la banda de longitudes de onda de la radiación X también se produce en algunos procesos radiactivos. La radiación emitida por los núcleos de los átomos se llama radiación gamma; la originada fuera del núcleo se conoce como radiación X. En principio no hay diferencia alguna entre ambas radiaciones, si se desprecia su origen. En los primeros tiempos resultaba imposible producir rayos X de energía tan alta como la de los rayos gamma, pero en la actualidad hay aparatos tales como los betatrones, sincrotrones y aceleradores lineales que puedan generar perfectamente rayos X de una energía igual a la de los rayos gamma más duros.

5.2. TUBOS IONICOS

Antes de entrar a tratar los tubos de rayos X tal como se emplean en las técnicas modernas de diagnóstico, convendrá considerar, siquiera sea brevemente, los tubos utilizados en los primeros tiempos para la producción de rayos X.

Dichos tubos se conocían como tubos de gas (o iónicos), y eran ampollas de vidrio con dos electrodos soldados en su interior, en extremos opuestos. En la ampolla se hacía el vacío extrayendo el aire todo lo posible. Al mismo tiempo, entre los dos electrodos se aplicaba una gran diferencia de potencial, haciendo uno de ellos positivo (ánodo) y el otro negativo (cátodo). Al hacerse la presión del aire interior lo suficientemente baja, por el tubo pasaba una corriente (el tubo hasta entonces no conducía) que producía un efecto luminoso, debido a la ionización. Reduciendo más aún la presión del aire, los electrones e iones adquirían mayores velocidades, con lo que a su vez causaban una mayor ionización, como consecuencia de las colisiones. Los electrones llegaban al ánodo, donde se generaba entonces una determinada cantidad de rayos X, pero, lo que es más importante, los residuos atómicos pesados, o iones de gas, como se llaman, eran atraídos por el cátodo, donde su impacto desprendía muchos más electrones, a consecuencia de su mayor masa relativa. Construyendo el cátodo en forma de reflector cóncavo, la elevada concentración de electrones así emitidos se unía en un haz que podía enfocarse hacia un punto particular del ánodo (punto focal), donde se producía una intensa radiación X. Muchas veces, estos tubos iónicos estaban previstos de un tercer electrodo, el anticátodo (conectado al ánodo), montado opuesto al cátodo a modo de blando para los electrones enfocados. En la fig. 1.1. se representa esquemáticamente uno de tales tubos.

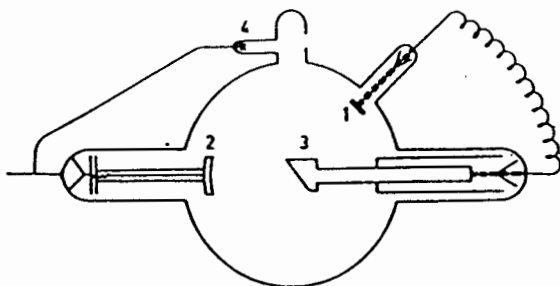


Fig. 1-1.- Tubo iónico. 1) ánodo; 2) cátodo; 3) anticátodo, al potencial anódico; 4) dispositivo regenerador, al potencial catódico.

En los primeros tiempos de su historia, estos tubos se evacuaban constantemente, conectándolos a una bomba de aire. Mas adelante, cuando se pudo conseguir el vacío buscado, los tubos se construyeron ya herméticos. Casi todos estos últimos tubos eran del tipo de vacío hermético y los de bombeo sólo se encontraban en ciertas instalaciones experimentales.

Mientras hay suficiente gas en el tubo iónico para una gran corriente y en aplicaciones en las que la tensión entre ánodo y cátodo no necesita ser muy alta, la velocidad con que los electrones bombardean el anticátodo tampoco es muy elevada. Los rayos X producidos entonces son de energía relativamente baja, con poco poder de penetración: radiación X blanda. Reduciendo más la presión del aire tiene que aumentarse la tensión entre ánodo y cátodo considerablemente para que pase la corriente a través del tubo y, como consecuencia, los electrones bombardean el anticátodo con mayor velocidad. De este modo se produce una radiación X de mayor energía, por tanto, superior poder de penetración: radiación X dura. Por consiguiente, la calidad de la radiación X generada en los tubos de gas (dura o blanda) no depende solo de la tensión aplicada, sino al mismo tiempo de la presión del aire residual que haya en ellos. A medida que los tubos envejecen debido a su empleo la cantidad de gas va disminuyendo gradualmente, ya que los iones (es decir, las moléculas divididas del gas) se van combinando químicamente con el material del ánodo, lo que se traduce en un vacío cada vez mayor. La consecuencia es que entonces se necesitan tensiones más y más altas para mantener un flujo suficiente de corriente. Dícese en tal circunstancia que el tubo se ha hecho más duro. Incluso puede llegar el caso de que ya no quedan moléculas de gas disponibles para la ionización, con lo que resulta imposible mantener la corriente, ni siquiera aplicando la tensión máxima: el tubo queda inutilizado.

Por eso, un inconveniente considerable de estos tubos iónicos era que carecían de estabilidad: se iban haciendo más duros a medida que se usaban. Con ayuda de un ingenioso método de regeneración se podía introducir en el tubo gas de refuerzo, con lo que se evitaba su endurecimiento consecuencia de un vacío excesivo. La desventaja más importante de los tubos iónicos era que su tensión y corriente no se podían modificar con independencia mutua. La gravedad de ese inconveniente se puso de manifiesto con el desarrollo de técnicas cada vez más avanzadas en la práctica de los rayos X. Se observó que al seleccionar la tensión de tubo necesaria para un objeto determinado, el gas de su interior no dejaba margen para la variación de la corriente y, como consecuencia, el tiempo de exposición que se necesitaba para conseguir la densidad suficiente alcanzaba unos valores muy altos.

Los tubos iónicos pueden encontrarse aún como piezas de museo, pero ya no se usan para fines prácticos.

5.3. TUBOS ELECTRONICOS

Los tubos electrónicos fueron presentados por vez primera por Coolidge en 1912 (murió en 1975, a la edad de más de 100 años), tras haber conseguido estirar en hilos el tungsteno o volframio, metal que hasta entonces se había comportado como inmaleable. Coolidge hizo el cátodo del tubo de rayos equis con un filamento volframio en espiral, que se ponía al rojo cuando por él circulaba una corriente eléctrica (corriente de filamento). Al calentarse esta espiral de volframio a una elevada temperatura, emite electrones (emisión termiónica). La cantidad de los emitidos por un elemento incandescente aumenta muy rápidamente al hacerlo la temperatura de ese elemento. De este modo, la cantidad de electrones emitidos se puede regular sin más que modificar la corriente de filamento. Mediante un transformador de baja tensión (transformador de filamento) se hace pasar una corriente de 3 a 8 A por el filamento con una tensión de 7 a 20 V.

Mientras no haya tensión alguna aplicada entre ánodo y cátodo, los electrones emitidos por el filamento quedan como flotando alrededor de este último, constituyendo lo que se llama una nube de electrones. Pero al aplicarle al ánodo una tensión positiva respecto al cátodo, los electrones emitidos por éste (que es al mismo tiempo el filamento) quedan atraídos por él. Cuanto mayor sea la diferencia de potencial entre cátodo y ánodo, mayor será la velocidad (y, por tanto, la energía) con que los electrones llegarán al ánodo (siempre que no queden frenados por colisión con moléculas de gas). Por eso, para imprimirles a los electrones una velocidad suficiente para que puedan producirse los rayos X, se necesita una tensión muy alta y un grado muy elevado de vacío. El número de electrones que pasan del cátodo al ánodo al aplicar la tensión del tubo, es decir, la corriente electrónica (opuesta en dirección a la convencional del tubo), está deter

minada sobre todo por la del filamento, tal como ya se ha dicho, y es prácticamente independiente de la alta tensión aplicada entre ánodo y cátodo.

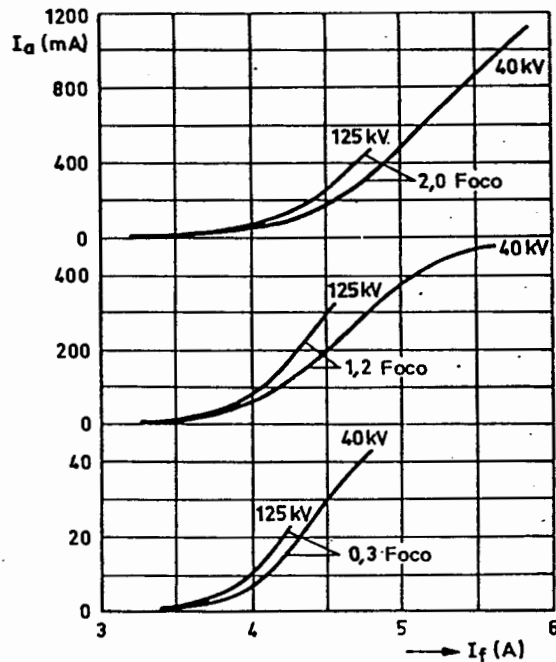


Fig. 1-2.- Relación entre la corriente del tubo, I_a , en mA, y la de filamento, I_f , en A, con diversos focos, en tubos de ánodo giratorio.

La relación entre la corriente de filamento (en A) y la del tubo en (mA) queda indicada en las curvas de emisión del tubo de rayos X. Un ejemplo de estas características es el que se da en la fig. 1.2. Por su parte, en la Fig. 1.3. se da el cátodo de un tubo con dos focos: 1,2 mm y 2 mm. El filamento menor se usa con el foco de 1,2 mm; el mayor, con el 2 mm.

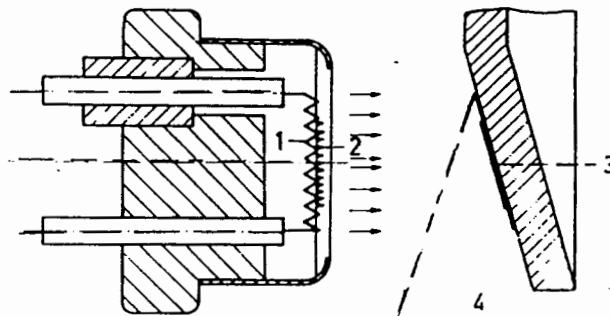


Fig. 1-3.- Cátodo y ánodo de un tubo de ánodo giratorio, de doble foco. A la izquierda, sección del cátodo. 1 y 2) filamentos: el menor se destina al foco de 1,2 mm; el mayor, al de 2,0 mm. Las flechas representan el haz electrónico. A la derecha, sección del borde del blanco (volframio); 3) embutido en el disco anódico; 4) haz eficaz de rayos X.

La alta tensión se obtiene mediante transformadores adecuados que pueden suministrar al mismo tiempo grandes valores de corriente. La alta tensión entre ánodo (+) y cátodo (-) determina la velocidad de los electrones. El número de electrones que chocan con el ánodo y su velocidad en ese instante determinan la cantidad y la más fuerte corriente de filamento), más alta corriente de tubo, y por tanto mayor producción de rayos X. Cuanto mayor sea la velocidad de los electrones, más energía se convertirá en rayos X. Cuanto mayor sea la velocidad de los electrones, más energía se convertirá en rayos X por cada uno de los que choquen con el ánodo y, por tanto, mayor será la energía de los rayos X producidos. Después de todo, los rayos X no son otra cosa que una gran cantidad de cuantos rayos X (= fotones de rayos X), cada uno de los cuales tiene una energía igual a $h\nu$, la cual es directamente proporcional a v (la energía es mayor cuanto mayor es v y viceversa)

La alta tensión está asociada con: electrones rápidos, alta energía de los rayos X, corta longitud de onda, mayor poder penetrante, rayos X duros, elevados cuantos energéticos (mayores cuantos). Una tensión menor es sinónima de: electrones más lentos, menos energía de rayos X, longitud de onda más larga, menor poder penetrante, radiación X blanda, cuantos energéticos pequeños (menores cuantos). Tengase en cuenta que la corriente de filamento que pasa por el cátodo tiene una tensión de unos 15 V y un valor de corriente de 4 A aproximadamente. La corriente de tubo que circula por uno de rayos X, de ánodo a cátodo, tiene una tensión de tubo de unos 40 KV o más y un valor de corriente de varias décimas de mA o más.

Una mayor corriente de filamento significa más alta corriente de tubo y, como consecuencia, más rayos X.

La corriente electrónica del tubo pasa de cátodo, pero como, según la definición aceptada, la corriente eléctrica va del positivo al negativo, se supone también en este caso que la corriente de tubo circula en los de rayos X de ánodo a cátodo (sentido convencional). Ello no obstante, con el fin de comprender los circuitos y fenómenos eléctricos, suele resultar más instructivo seguir el camino de los electrones (que son los que realmente se desplazan), opuesto pues al sentido convencional de la corriente eléctrica.

En fluoroscopia se utilizan tensiones de 40 a 100 kV (raras veces más), con corrientes que van de algunas décimas a 4 mA. Para la obtención de radiografías, los valores de tensión usados son del orden de 25 a 150 kV y más, dependiendo la corriente de lo que el tubo pueda aguantar y del tamaño del aparato: si éste es pequeño, la corriente varía entre 10 y 40 mA, en tanto que en los mayores puede llegar aquélla a valores de centenares e incluso el millar de mA. En la terapia por rayos X (tratamiento con rayos X) se emplean tensiones de 5 a 250 kV y mayores, con corrientes de 1 a 30 mA apro

ximadamente.

Durante la fabricación de los tubos es precisa una desgasificación extremadamente cuidadosa en el proceso de bombeo (evacuación). Además, los tubos de rayos X deben rodarse con lentitud en la práctica, para acostumarlos poco a poco a las condiciones de funcionamiento. Este extremo se recomienda asimismo tras períodos prolongados de reposo (fines de semana), especialmente en el caso de los tubos de terapia. La razón de ello es que el gas residual que se haya liberado pueda ionizarse y combinarse al trabajar con tensión y corriente bajas. De no hacerse así se corre el riesgo de que, como consecuencia de las altas tensiones en presencia de gas o vapor metálico, el tubo se perfora, lo que lo inutilizaría.

5.4. ANODO, FOCO, PRINCIPIO DE GOETZE, EFECTO TALON

En los primeros tubos (de Crooks) el vidrio que constituía la pared era el primer material anódico bombardeado por los electrones liberados. Ello no obstante, como en el punto del impacto el 99 por 100 de la energía liberada se convierte en calor, se comprendió pronto que el vidrio no resultaba un material anódico muy eficaz. Por eso, en su lugar se introdujeron metales tales como aluminio, platino y volframio a no tardar. La elección del material anódico está determinada por varios factores; los más importantes de los cuales son el rendimiento (expresado en porcentaje de la energía electrónica convertida en rayos X) y la carga específica máxima admisible por mm^2 de superficie focal.

El rendimiento de un ánodo es proporcional al número atómico del material de que consta: por eso suele elegirse un metal de elevado número atómico como, por ejemplo, volframio ($Z = 74$), platino ($Z = 78$) u oro ($Z = 79$). Por la misma razón, metales como el aluminio ($Z = 13$) son poco adecuados para esta aplicación. La carga específica máxima admisible depende sobre todo del punto de fusión del material anódico, lo que hace que el metal más apropiado resulte el

Las imágenes de Rayos X lo son de sombra. Compréndase pues que para conseguir una imagen nítida el foco tiene que ser lo más pequeño posible. Después de todo, si se quiere producir imágenes de sombra bien delimitada, la fuente luminosa ha de ser todo lo puntual que se pueda. Ahora bien, si el haz electrónico hubiese de incidir en una zona del ánodo excesivamente pequeña, el calor allí generado sería tan intenso que lo fundiría en ese punto. Tal es la razón por la que el foco ha de tener un tamaño específico, de acuerdo con la carga que ha de poder resistir.

En los primeros tubos de Rayos X en ángulo entre la superficie del anticátodo (ánodo) y el haz electrónico era de 45° , tal como se ilustra en la Fig. 1-5 (1). El rayo particular perpendicular al eje supone que es el rayo central del haz útil de rayos X. Este forma un ángulo de 45° con el ánodo, ángulo que se llama anódico. El rayo central es el eje del haz de rayos X, de forma cónica, y pasa desde el foco, a través del tubo, hasta el centro de la ventanilla. En los demás aspectos, este rayo central no es diferencia nada en absoluto del resto de los del haz. Es obvio que en la dirección del rayo central el foco aparece menor, debido a que si se mira una superficie con un rayo central el foco aparece menor, debido a que si se mira una superficie con un ángulo oblicuo, está aparece menor de lo que es realidad. Este fenómeno de reducción "aparente" del tamaño de la fuente de radiación contribuye a conseguir una mayor definición.

Como el punto focal real adquiere una forma cada vez más alargada a medida que disminuye el ángulo, este sistema se llama de foco lineal o foco Goetze, en honor de éste, que fue el primero en aplicar este principio. En la figura 1-5 (1) se da "a" como anchura y $a\sqrt{2}$ como altura del punto anódico real, mientras que la anchura y la altura del punto focal aparente o eficaz de un ánodo de 45° (tal como se ve según el rayo central del haz) son ambas iguales a "a". Con un ángulo anódico de 19° (Fig. 1-5 (2)), el foco real, para dar uno eficaz de $a \times a$, deberá ser de $a \times 3a$. Es evidente que los puntos focales reales correspondientes a ángulos anódicos de 45° y 19° del mismo tamaño focal eficaz de $a \times a$ serán de $a^2 \times \sqrt{2}$ y $3a^2$, respectivamente. La razón entre las cargas totales es pues de $a^2 \sqrt{2} : 3a^2 = \sqrt{2} : 3$ 1 : 2 aprox.

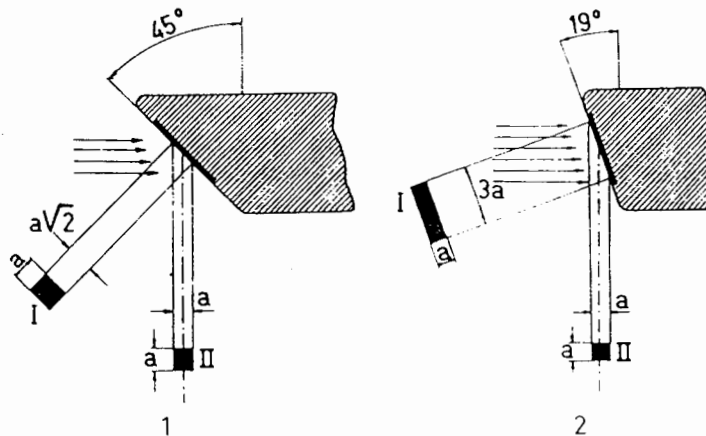


Fig. 1-5.-- Tamaños reales y eficaces del punto focal correspondiente a distintos ángulos anódicos. 1) ángulo anódico de 45° , 2) ángulo de 19° . Las flechas paralelas representan el haz electrónico. I) foco real, II) foco eficaz.

volframio, de punto de fusión más alto (3410 °C) que el platino (1770 °C) o el oro (1060 °C). Además, son asimismo importantes la capacidad y la conductividad térmicas.

En general, el volframio es el material anódico más común. Los ánodos estacionarios suelen hacerse empotrando un blanco de volframio de 2 a 3 mm de grueso en un bloque de cobre, con lo que se aprovechan las propiedades de alta conductividad y gran capacidad térmicas del cobre para eliminar rápidamente el calor desarrollado en el blanco de volframio, que es menos eficaz como conductor (fig. 1,4).

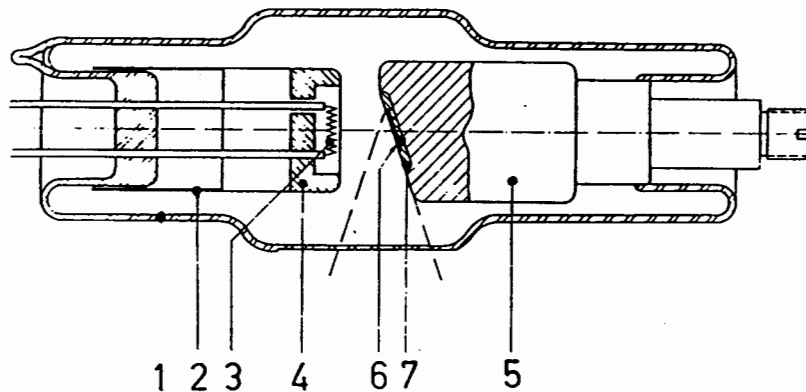


Fig. 1-4.- Sección de un tubo de rayos X de ánodo estacionario. 1) ampolla o cubierta del tubo; 2) cátodo; 3) filamento; 4) cúpula catódica para el enfoque electrostático de los electrones emitidos por el filamento; 5) ánodo, que comprende un bloque de cobre macizo en el que se encuentra embutido un blanco; 6) de volframio; 7) foco.

La parte del ánodo en que incide el haz electrónico se llama foco. Por consiguiente, el foco es el punto en que se produce la radiación X y desde el cual diverge en todas direcciones. Podemos compararlo con una fuente luminosa. La intensidad de la radiación es igual en todas direcciones, excepto en el caso de los rayos que pasan muy cerca de la superficie del ánodo y por tanto forman con ella un ángulo muy pequeño (menor de unos 5°). Los rayos X que se producen en el ánodo, en el foco, no sólo salen por la parte frontal de éste (en un arco de 180°, o sea, un semicírculo), sino que también lo hacen en dirección de los 180°, dentro del propio material anódico, donde quedan absorbidos prácticamente en su totalidad. Mientras que la luz originada en una fuente luminosa se puede enfocar ópticamente (mediante lentes, etc.), este enfoque resulta prácticamente imposible en el caso de los rayos X. Por eso nos vemos obligados a utilizar sólo una parte pequeña de todos los rayos emitidos, quedando el resto absorbidos sin aprovecharlos. El haz que en este caso se destina a ser usado tiene forma cónica, con el vértice en el foco y la base en la ventanilla redonda del tubo y su carcasa, que deja pasar la radiación a su través.

Hay que tomar las medidas necesarias para asegurar que la zona de foco sea lo suficientemente grande y la disipación térmica permite que el volframio no llegue al punto de fusión al generar la cantidad de rayos X exigida. Debido a la conducción térmica directa limitada del material anódico, hay que procurar que la temperatura de todo el ánodo quede por debajo de unos 1500°C (que ya es la del rojo), la cantidad de energía que una superficie de volframio puede soportar por mm² sin fundirse corresponde aproximadamente a 200 W, siempre que esa carga no se imponga durante más de 1 s. Ello no obstante, si se aplicase la misma carga al foco ya caliente en el siguiente segundo, el foco ya no podría resistir, porque no disiparía el calor con la superficie rapidez, y se fundiría. Por consiguiente, lo que se puede exigir de un tubo de rayos X en 2 s es menos del doble de lo que se exigiría en dos períodos de 1 s separados por otro de enfriamiento bastante largo. La característica usual de carga máxima admisible del tubo es válida por un tiempo dado (en segundos) y no para tiempos de exposición superiores. Por ejemplo, si la carga admisible de un tubo es de 200 W/mm² en la zona focal durante 1 s, quiere esto decir que se tiene una carga máxima admisible de $3 \times 200 = 600 \text{ W/mm}^2$ en el foco eficaz. Un tubo de 6 Kv de ánodo estacionario con foco lineal (Goetze) tiene por tanto un área eficaz de $6.000 : 600 = 10 \text{ mm}^2$. Si suponemos un formato cuadrado, que es lo que sucede prácticamente en la totalidad de los focos, la dimensión lineal de éste es de $\sqrt{10} = 3,1 \text{ mm}$ aprox. Es cierto que la diagonal del cuadrado es mayor (exactamente, de 4,4 mm) Pero en la práctica esto suele despreciarse. La relación entre la carga máxima admisible en el tubo y los tiempos de exposición esta dada para cada uno en un nomograma (gráfico de valores nominales)

En la figura 1.6 se da un nomograma sencillo de un tubo de ánodo estacionario de 6 Kw, con la ayuda del cual pueden determinarse varios factores. En primer lugar, puede hallarse la carga máxima admisible en 1 s, que es de $0,7 \times \text{Kv} \times \text{mA}$; por ejemplo, con 70 Kv es de $0,7 \times 70 \times 125 = 5.925 \text{ W}$, o sea, aproximadamente 6 KW. Con 0,1 s, la carga máxima admisible es mayor, de $0,7 \times 70 \times 180 = 8.820 \text{ W} = 9 \text{ KW}$ aprox. En cambio, con 10 s esa carga máxima disminuye a $0,7 \times 70 \times 70 = 3.430 \text{ W} = 3.5 \text{ Kw}$ aprox. Por eso, con tiempos de exposición cortos y muy cortos, la carga máxima admisible del tubo es mucho mayor que con tiempos más largos. La razón de ello el foco se ve, por así decirlo, incapaz de manejar la potencia cada vez mayor que se le aplica. Una carga continua sólo es posible si se alcanza el punto de equisenergía y se consigue la disipación de energía adecuada.

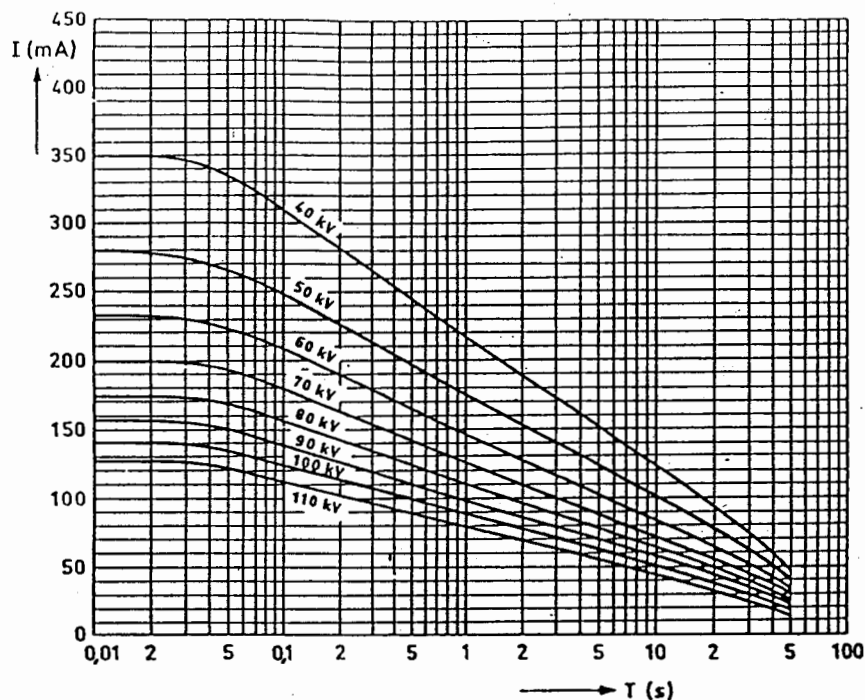


Fig. 1-6.- Nomograma que representa la carga admisible de un tubo de ánodo estacionario 6 kW conectado a un aparato de dos impulsos, con foco de 3,1 mm. Este nomograma se ha elegido con fines didácticos (véase el texto) y se refiere a un tubo que se puede considerar anticuado, y que es el tipo no giratorio (compárese con la Fig. 1-9).

En la práctica de los rayos X, la tensión no se suele expresar en KV_{ef} , sino en KV_p . En realidad es precisamente el valor más alto de la tensión, que corresponde a la máxima energía de los cuantos rayos X, el que produce los efectos importantes para la aplicación médica de la radiación. Por eso, de ahora en adelante, la simple mención de KV, sin ninguna otra designación, indicará la tensión de pico.

El calor generado en el foco tiene que disiparse con la mayor rapidez posible, con el fin de evitar que se exceda el punto de fusión. Esta exigencia se cumple de varias maneras, tal como se mencionará en la sección siguiente. En relación con esto tiene también una gran importancia la capacidad térmica del ánodo.

5.6 TIPOS DE RAYOS X

Hay dos tipos principales de tubos de Rayos X; los de terapia y los de diagnóstico. Los primeros se usan para administrar tratamiento con rayos X y difieren de los utilizados en radiología de diagnóstico en su corriente de funcionamiento, que es relativamente baja, estando comprendida generalmente entre unos pocos y 20 ó 30 mA. Las tensiones varían desde 5 KV hasta cientos de ellos. Como en terapia no se busca una alta definición, el tamaño de los focos en estos tubos tiene poca importancia; mucho menos, por lo general, que en los de diagnóstico, por lo que no se necesita en ellos un ángulo anódico muy exacto ni tampoco un líneal. Por el contrario, en terapia suele

desearse un haz de rayos bastante ancho y ya que como hemos visto un ángulo anódico bajo limita la sección útil del haz en el lado del ánodo, el ángulo que suele encontrarse en los tubos de terapia es el de 45°. De este modo, la sección útil del haz a una distancia dada del foco se puede hacer igual a esa distancia (razón entre sección y distancia al foco, 1:1). El sistema de refrigeración de los tubos de terapia ha de cumplir condiciones muy estrictas, debido a la necesidad de tener una disipación térmica casi continua.

En los tubos de diagnóstico usados para examen fluoroscópico y para radiografía se trabaja por lo general con altos valores de corriente, que va de cientos de mA hasta 150 kV. El aporte de energía se realiza durante un período de varios segundos a algunos minutos en fluoroscopia, mientras que en radiografía se efectúa sólo en tiempos cortos y muy cortos (que pueden llegar incluso a sólo 0,003 s). El foco en este caso tiene una gran importancia. Lo trataremos más a fondo en el capítulo 5, al hablar de la definición.

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

5.6.1. TUBOS DE ANODO ESTACIONARIO

En ellos, la placa del blanco, que contiene el punto focal (véase la Fig. 1-4), suele ser un disco de wolframio empotrado en un ánodo de cobre (que es un buen conductor del calor). Este ánodo puede refrigerarse de varios modos. Antes, los tubos de 6 y 10 kV eran los preferidos, dada su alta carga admisible (para aquel entonces); pero su gran foco extrañaba una mala definición, y las mejores técnicas habidas han llevado a la virtual desaparición de estos tubos. Otro tubo que se encontraba también mucho en aquellos tiempos era el de foco doble, con el que el usuario podía elegir entre un foco grande y otro pequeño: por ejemplo, entre uno de 3,3 mm (para 6 kW) y uno de 1,8 mm (para 2 kW). En estos tubos el cátodo llevaba dos filamentos separados, motivo por el cual el cable de cátodo era trifilar, con los dos filamentos alimentados con uno de los tres hilos común. Los tubos de ánodo estacionario se emplean actualmente sólo en los aparatos pequeños.

5.6.2. TUBOS DE ANODO GIRATORIO

Mediante una construcción muy aquilatada, el ánodo se hace girar de manera que durante la exposición no haya ninguna parte de él que se caliente al máximo. Antes que el metal pueda llegar a fundirse como consecuencia del bombardeo electrónico, el ánodo gira dejando alineada con el foco una parte de material más frío (Fig. 1-7). Estos ánodos giratorios, en oposición a los estacionarios, ya no constan

de un bloque de cobre en el que se ha embutido un trozo de wolframio, sino que comprenden un disco en forma de hongo, hecho totalmente de wolframio, que gira alrededor de su eje. El punto focal queda junto al borde del disco.

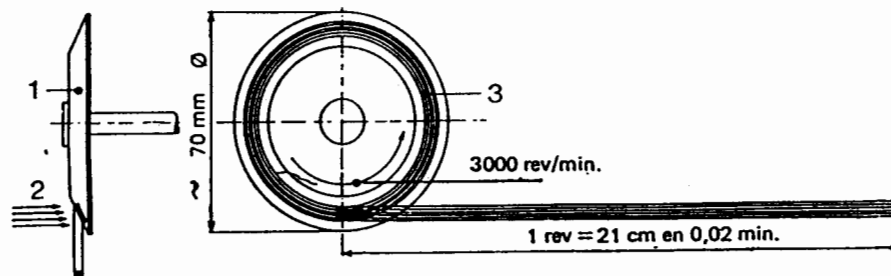


Fig. 1-7.- A la izquierda, vista lateral del ánodo fungiforme de un tubo de ánodo giratorio; a la derecha, vista frontal. 1) disco anódico (70 mm ϕ) con su eje; 2) haz electrónico dirigido hacia el borde del ánodo (indicado con flechas). En el borde del disco se ha representado la línea del foco y, bajo ella, el foco eficaz. En la figura de la derecha, el área 3) bombardeada por los electrones durante una revolución del disco (la "pista forcal") queda representada claramente (el tamaño del foco es igual que en la figura de la izquierda). Si el diámetro del disco y la velocidad de giro se incrementan, la pista cubierta por el foco y, por consiguiente, la potencia, también aumentan.

De todos modos, como el wolframio no es un buen conductor térmico, el brusco aumento de temperatura de la pista focal, junto con las expansiones y contracciones irregulares, ocasionan finas estrías y roturas en ella, con lo que se convierte en rugosa, apareciendo incluso fisuras. Añadiendo renio (en una cantidad aproximada del 10 por 100) al wolframio se obtiene una aleación más resistente a los cambios de temperatura. Pero como el wolframio es pesado y, por consiguiente, la energía del ánodo resulta excesivamente alta (lo que se traduce en lentitud para alcanzar grandes velocidades), la masa principal de éste se hace en wolframio-molibdeno, aleación más ligera, a la que se agrega una capa relativamente fina de aleación de wolframio-renio. La menor inercia así conseguida ha demostrado ser una gran ventaja en los ánodos de gran velocidad (0.000 r.p.m.). Para mejorar estos ánodos más aún, se aplica a veces grafito en la superficie exterior de la pista focal, con el fin de obtener una disipación térmica más rápida. Estos ánodos modernos, de gran capacidad de carga, alcanzan con rapidez una gran velocidad de giro, y, como consecuencia, su pista focal queda menos afectada. Las últimas construcciones llevan fisuras incluidas, destinadas a absorber la expansión cuando ésta aparezca, y en la práctica se han empleado ya otros metales (titaneo, circoneo; etc.) con el fin de alcanzar mejores rendimientos (Fig. 1.8, ayb).

El ánodo tiene que girar forzosamente con una gran velocidad, estando comprendida ésta entre las 3.000 r.p.m. de los tubos estándar y las casi 9.000 r.p.m. de los supertubos (que llevan una mayor velocidad de giro del ánodo). Con un disco de 70 mm de diámetro, la longitud de la pista focal bombardeada por el haz de electrones en 0,02 s es de

21 cm a 3.000 r.p.m., que llega a los 53 cm en los tubos de 9.000 r.p.m. (hay que comprender que, aunque el ánodo gira, el foco no; después de todo, el foco es el lugar en que incide el haz electrónico, el cual se mantiene en la misma posición relativa.)

La rotación tan rápida del ánodo implica considerables dificultades técnicas, ya que el giro se hace en el vacío y, por tanto, queda excluida la lubricación, así como el empleo de cojinetes normales. Una grasa lubricante introducida en un vacío generaría gas inmediatamente, con lo que se destruiría ese vacío. Por eso, al principio, los ánodos giratorios solían griparse, inutilizándose los tubos. Hoy en día, el empleo de lo que se conoce con el nombre de cojinetes auto-lubrificantes ha mejorado la rotación hasta tal punto que el gripado del ánodo es algo prácticamente desconocido. La rotación se consigue produciendo un campo electromagnético giratorio alrededor del tubo de vidrio de rayos X, con lo que se crea en el rotor una corriente inducida, dentro del propio tubo. Esta inducción, que se origina a través del vidrio y el vacío del tubo, arrastra el rotor, al que va unido el ánodo. El campo giratorio se genera mediante varios devanados colocados fuera del tubo (estator) y de ese modo se consigue el giro rápido del rotor.

En los tubos estándar se emplea un campo de corriente trifásica, con una frecuencia de 50 Hz (frecuencia de la red), que produce 50 x 60 = 3.000 r.p.m. (algo menos en la práctica). Con tubos de más rápida rotación se emplea una corriente trifásica de 150 Hz, generada en un circuito especial (multiplicador de frecuencia). Esta produce un campo de corriente trifásica de la misma frecuencia en el estator, como resultado de lo cual el ánodo girará con el triple de velocidad que en el caso de los tubos estándar. El que no se consigan exactamente las 9.000 r.p.m. (150 x 60), sino sólo 8.800 r.p.m., por ejemplo, se debe a deslizamientos, que hacen que el rotor vaya un poco retrasado con relación al campo giratorio, a causa de su inercia. La carga máxima admisible del foco es aproximadamente proporcional a la raíz cuadrada de la velocidad de rotación. Una velocidad de tres veces mayor incrementa esa carga, por tanto, en un 70 por 100 ($\sqrt{3} = 1,7$). Aumentando el diámetro del disco o la velocidad de rotación o ambas cosas a la vez se puede subir la disipación, ya que, en definitiva, con un tiempo dado de exposición la longitud disponible de la pista focal en que inciden los electrones queda incrementada. La cohesión del material, junto con las mayores complicaciones técnicas, imponen ciertos límites teóricos y prácticos. Además, el agrandamiento del disco anódico implica un aumento de la envoltura de vidrio y, como consecuencia, de los riesgos de rotura del tubo. El diámetro del disco anódico para uso en medicina suele ser de 50,75,90 e incluso 125 mm.

Los primeros tubos de rayos X con ánodo giratorio fueron llevados a la práctica por el físico holandés Bouwers (1893-1972). Por cuanto se refiere a su carga máxima del foco, representaron un avance enorme, ya que una zona focal dada podía resistir cargas mucho mayores que la

TIPOS DE TUBOS DE RAYOS X

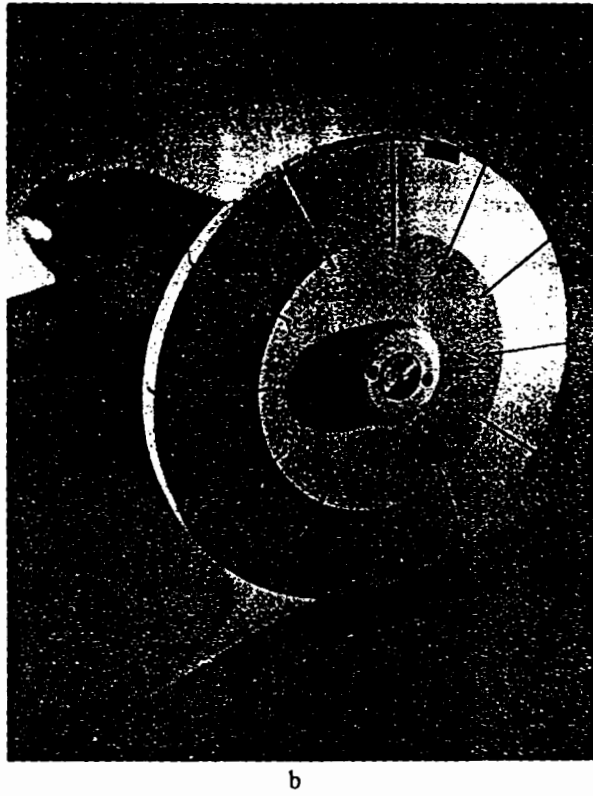
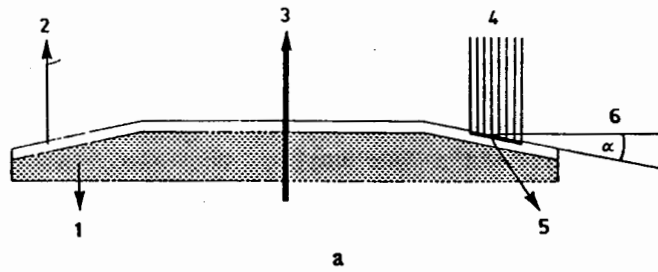


Fig. 1-8.— Construcción de un disco de ánodo giratorio.

- a) Sección de un disco anódico estratificado. 1) cuerpo discoidal, de volframio-molibdeno; 2) capa superficial de volframio-renio; 3) eje de rotación; 4) haz electrónico; 5) pista focal; 6) ángulo anódico.
- b) Disco anódico con hendiduras radiales de expansión, con un ángulo de 70° respecto a la superficie (Philips Trinodex).

misma zona en los tubos estacionarios. Por eso los tubos de ánodo giratorios se caracterizan por una carga específica muy alta con un foco relativamente pequeño.

5.6.3. CAPACIDADES DE CARGA DE LOS TUBOS DE ANODO GIRATORIO.

La superioridad de los tubos de ánodo giratorio sobre los de ánodo estacionario queda demostrada claramente por sus nomogramas. En la Fig. 1-9 se da el de un tubo de ánodo giratorio (velocidad normal de unas 3.000 r.p.m.) y un foco de 1,2 mm, conectado a un aparato de cuatro válvulas. La capacidad de carga del tubo con 70 kV, por ejemplo, puede deducirse con facilidad.

$$\begin{aligned} \text{a } 0,1 \text{ s: } & 0,7 \times 70 \times 400 = 19600 \text{ W} \hat{=} 20 \text{ kW} \\ \text{a } 1,0 \text{ s: } & 0,7 \times 70 \times 260 = 12740 \text{ W} \hat{=} 13 \text{ kW} \\ \text{a } 10 \text{ s: } & 0,7 \times 70 \times 120 = 5880 \text{ W} \hat{=} 6 \text{ kW} \end{aligned}$$

Si comparamos estos valores con los de un tubo estacionario (Fig. 1,6), de foco mucho mayor, vemos que el tubo de ánodo giratorio, a pesar de su foco mucho menor (1,2 mm en lugar de 3.1 mm), puede resistir más del doble de carga. Dedúcese de ello que puede aceptar una carga de 10 a 15 veces mayor por mm²:

$$\frac{3.1}{1.2}^2 \times \frac{20}{9} \hat{=} 15.$$

En la ilustración queda perfectamente claro que la capacidad de carga es mucho mayor con tiempos de exposición cortos que con los largos. Como los tiempos de exposición de milésimas a décimas de segundos han sustituido a los anteriores (de décimas a varios segundos), bastante mayores, la capacidad de carga ya no se indica para 1 s, sino para 0,1 s. En el ejemplo anterior podríamos hablar también de un tubo de 20 kW.

Puede conseguirse una mejora de la capacidad de un tubo de ánodo giratorio aplicando un potencial constante (es decir, tensión de seis o doce impulsos), lo que, entre otras cosas, es obvio de los dos nomogramas anteriores y válido para tubo giratorio (3.000 r.p.m.) de tamaño focal de 1,2 mm (Fig. 1-10).

En esta figura, la carga del tubo con tensión de dos impulsos está de acuerdo con lo mencionado en la sección 1,4 y va indicada en unidades térmicas. Sin embargo,

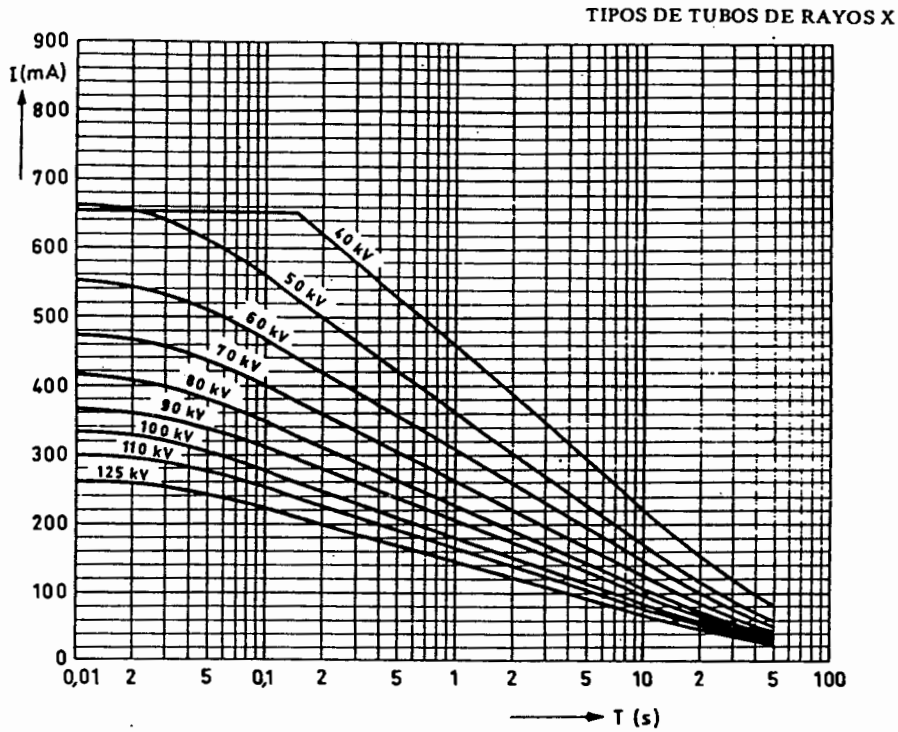


Fig. 1-9.- Nomograma de un tubo de ánodo giratorio con foco de 1,2 mm (3000 r.p.m.), conectado a una tensión bipulsatoria. La corriente (I , en mA) está expresada en las ordenadas, en tanto que en las abscisas se da el tiempo de exposición (T , en s).

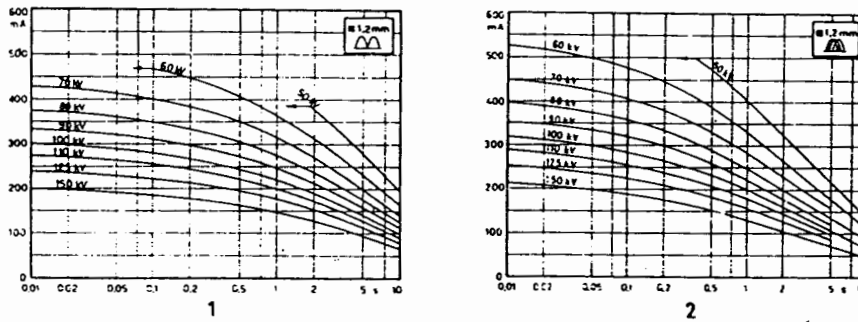


Fig. 1-10.- Comparación entre la carga y la capacidad de un tubo de ánodo giratorio de 3000 r.p.m.

1. Con tensión bipulsatoria. La carga es $kV_p \times mA \times s$ y la cantidad de unidades térmicas vale $0,7 \times Ws$. La capacidad para un tiempo determinado es $kV_{ef} \times mA$. Con 70 kV y 0,1 s, el tubo aguanta $70 \times 400 \times 0,1 = 3000$ H.U. aprox. (la capacidad para 0,1 es de 21 kW); para 1 s llega a 24.000 H.U. (la capacidad para 1 s llega a unos 16 kW).
2. Con tensión hexapulsatoria. Con 70 kV y 0,1 s, el tubo puede cargarse con 3150 Ws (capacidad de 31,5 kW en 0,1 s); con 1 s, llega a 23.100 Ws (capacidad de 23 kW en 1 s).

Cuando se aplica potencial constante pueden mantenerse virtualmente los mismos valores de mA y kV, con lo que el valor de la tensión es en la práctica siempre igual al de kV_p , que también se expresa en la relación de carga $l W_s = 1,4 U.T.$

El que el régimen del mismo tubo conectado a un aparato de seis válvulas difiera en la carga admisible cuando este tubo va conectado a una unidad de cuatro válvulas se debe a que la carga en el foco aumenta durante los períodos de tensión de pico con tensión de dos impulsos al valor de $kV \times mA$, que es entonces 1,4 veces mayor que la carga media del tubo. Además, cuando se usa un ánodo giratorio, el disco anódico se calienta de un modo desigual, debido a la frecuencia de las tensiones de pico, ocasionando con ello una expansión no uniforme del disco anódico. Esto sólo se puede tolerar hasta cierto punto. Por esa causa el tubo tiene un menor régimen nominal cuando está conectado a un aparato de cuatro válvulas.

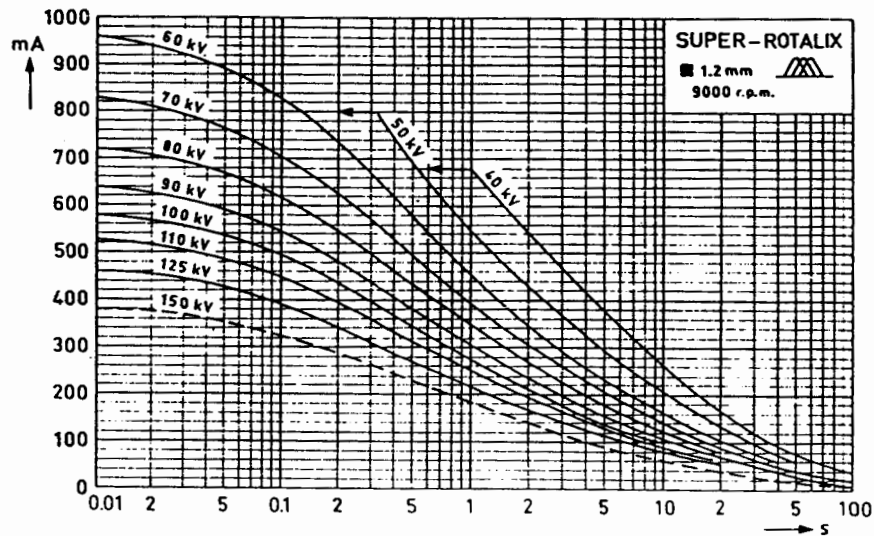


Fig. 1-11.—Tabla de potencia de un tubo de ánodo giratorio superrápido (9.000 r.p.m.) y foco de 1,2 mm, conectado a un aparato de seis o doce impulsos. La corriente, en mA, se indica en las ordenadas; el tiempo de exposición (en s), en las abscisas.

El régimen más alto (= mayor capacidad de carga) de los tubos de ánodo giratorio, ya mencionada, al aumentar las r.p.m. queda bien expresada en su nomograma (Fig. 1-11). Con 70 kV se aplica lo que si gue:

Con 0,1 s. la capacidad de carga llega a $70 \times 700 = 49.000 W \approx 50 kW.$

Con 1.s, la capacidad de carga disminuye a $70 \times 400 = 28.000W \approx 28 kW.$

Con 10 s. la capacidad de carga se ha reducido más aún, hasta llegar a $70 \times 140 = 9.800 \text{ W} - 10 \text{ kW}$.

De todo lo anterior puede deducirse que, si las capacidades de carga muy grandes son innecesarias, se puede usar también la más alta capacidad de carga por mm^2 de area focal para la aplicación de focos más pequeños. Esto es lo que se hace, y el empleo de tubos con ánodo giratorio de gran velocidad es cada vez mayor, con focos de 0,6 mm, por ejemplo. Para cargas más fuertes suele bastar un foco de 1,2 mm. Además se va observando un interés creciente otra vez por los focos de 0,3 mm (macrorradiografía) e incluso de 0,1 mm.

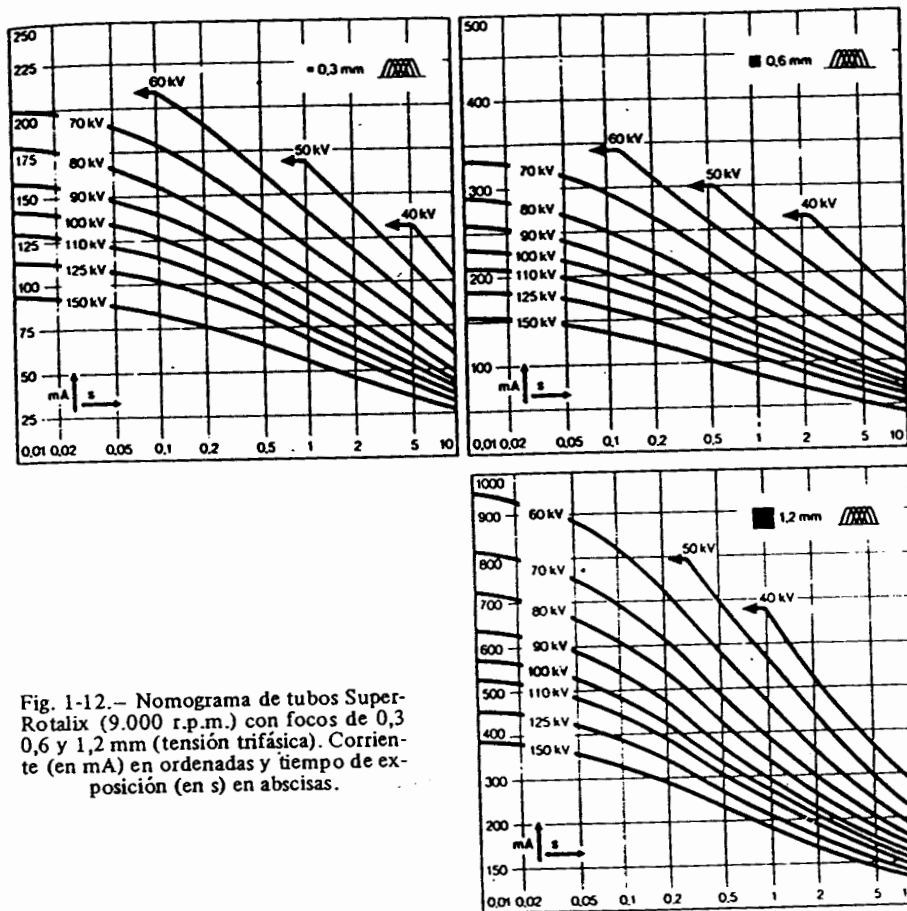


Fig. 1-12. - Nomograma de tubos Super-Rotalix (9.000 r.p.m.) con focos de 0,3 0,6 y 1,2 mm (tensión trifásica). Corriente (en mA) en ordenadas y tiempo de exposición (en s) en abscisas.

5.5 CARGA MAXIMA ADMISIBLE EN EL FOCO, KV_p y KV_{ef}

La carga máxima admisible o la capacidad de un tubo de diagnóstico del tiempo de ánodo estacionario se expresa en kilovatios. Antes se indicaba la carga máxima admisible que el tubo podía resistir durante 1,0 segundo. Con los tiempos de exposición tan cortos de la actualidad, la carga máxima admisible del tubo se indica mediante la carga que puede resistir durante 0,1 s. La carga del tubo durante una exposición se expresa como la máxima admisible multiplicada por el tiempo y se indica mediante la fórmula $KV_{ef} \times mA \times tiempo$, dándose por tanto en varios segundos (Ws). El vatio-unidad de potencia es producto de la unidad de tensión (voltio) por la corriente (amperio), o de un kilovoltio por un miliamperio, que es lo mismo. Pero hay que hacer una distinción entre la corriente continua y la alterna.

En la primera, la tensión es constante con el tiempo y por consiguiente se tiene $KW \times mA = W$. En el caso de corriente continua pulsatoria, la tensión del tubo se indica por el valor máximo de la tensión, es decir, KW_{max} o KV_p (KV_{pico}). La tensión correspondiente de la carga térmica del tubo se expresa con KV_{ef} . Con una tensión alterna rectificadora de modo simple (por ejemplo, con aparatos de media onda y cuatro válvulas) se tiene $KV_p = 1,4 \times KV_{ef}$ o $KV_{ef} = 0,7 \times KV_p$.

Todas las irradiaciones, radiografías o fluoroscopias imponen al foco una carga durante un cierto tiempo, la cual se puede expresar en voltios-segundo. Con esta carga se convierte casi en su totalidad por desgracia, se basa en el valor de pico y no en el eficaz de la tensión. En tal caso, el número de unidades térmicas es igual al producto de KV , mA y tiempo (s). Por ejemplo, una carga de tensión continua pulsatoria de 100 KV_p (aparato de media onda y cuatro válvulas) y 25 mA durante 5 s. equivalente a $100 \times 25 \times 5 = 12.500$ U.T. (lo que corresponde a $0,7 \times 12.500 = 8.750$ Ws). Si se usa tensión continua (aparato de doce válvulas y condensadores), la carga llega a ser 1,4 veces $\times 12.500$ U.T. (igual a 12.250 Ws)

Con igual tensión máxima, mA y tiempo, por tanto, la cantidad de unidades térmicas producidas con una tensión pulsatoria es 0,7 veces la correspondiente a una continua. Esta expresión de la carga térmica en unidades de este tipo se introdujo porque, en la práctica, siguen estando aún en uso muchos de los aparatos de media onda y cuatro válvulas y dichas unidades suprimen la necesidad de calcular tensiones eficaces. En las tablas de funcionamiento de los tubos actuales, la carga máxima admisible vuelve a indicarse en vatios-segundo, ya que son corrientes los aparatos trifásicos (rectificación con seis y doce válvulas), que proporcionan una tensión prácticamente constante que apenas se desvía de la de pico. En los aparatos de seis válvulas se tiene que $KV_{ef} = 0,95 KV_p$ y los de doce válvulas producen virtualmente una tensión continua (tensión de pico constante).

La cantidad de calor debida al bombardeo electrónico, que un foco de ángulo anódico de 19° puede resistir, es más del doble que la correspondiente a otro del mismo tamaño de foco eficaz, con ángulo anódico de 45° . Esto demuestra la ventaja del foco Goetze. Desde este punto de vista, resultaría razonable reducir el ángulo anódico todo lo posible, con el fin de aumentar la carga específica; pero si se reduce ese ángulo con exceso, la intensidad de la radiación emitida por el ánodo disminuiría bruscamente. El haz emergente sería entonces más débil en el punto anódico y con el ángulo de menos de 5° se tendría una subexposición del lado del objeto correspondiente al ánodo.

Esto limitaría lógicamente la sección del haz útil. Esta disminución de la intensidad de la radiación que pasa inmediatamente después del ánodo se conoce como efecto de talón (se encuentra uno, por así decirlo en la sombra del ánodo). En los casos en que puede tolerarse una menor sección del haz, sin que sea un inconveniente el efecto de talón de los rayos exteriores del ánodo, el ángulo anódico puede hacerse menor de 19° , por ejemplo), lo que permite someter el foco eficaz a una carga específica mayor aún. En los últimos años se han producido tubos de rayos X en los que una parte del ánodo forma un ángulo de 19° con el rayo central, en tanto que otra parte de él forma ángulo de 10° con este mismo rayo. Este menor ángulo se reserva exclusivamente para de imagen pequeños o para su empleo con largas distancias foco-película.

La sección útil del haz a una distancia dada del foco depende del ángulo anódico. En general, éste es de unos 45° en los tubos de terapia y de 19° o 10° en los de diagnóstico. En la práctica, la razón de la sección útil del haz a la distancia foco-película en los tubos de terapia es de 1:1 aproximadamente, en tanto que en los de diagnóstico suele valer 2:3. Como un ángulo anódico menor (10°), esta razón se hace más baja aún. De la figura 1-5 (2) se deduce que las partes del objeto que quedan al lado del ánodo del rayo central ven el foco desde un ángulo menor que las que quedan al lado del cátodo. Como consecuencia, en el lado del ánodo la imagen es algo más nítida que en lo otro, pero esta diferencia carece de importancia práctica.

En el trabajo diario se usa una notación simplificada para indicar el tamaño del foco. Por ejemplo, un foco eficaz de $1,2 \times 1,2$ mm se llama simplemente foco de 1,2. De todos modos, muchas veces se indica la capacidad de carga (potencia) como característica más importante y se habla entonces de tubos de 30 KW. Por ejemplo.

Los regímenes de los tubos para tres tamaños de foco pueden deducirse fácilmente de los tres nomogramas de la Fig. 1-12 (tensión trifásica y 9.000 r.p.m.). De estos nomogramas pueden deducirse las siguientes capacidades de carga (redondeando las cifras):

	0,1 s	0,5 s	1 s	5 s
foco de 0,3 mm.	12,5 kW	10 kW	8 kW	5 kW
foco de 0,6 mm.	20 kW	15 kW	12 kW	9 kW
foco de 1,2 mm.	48 kW	35 kW	27 kW	14 kW

De los nomogramas y las cifras anteriores parece deducirse que para cargas continuas mayores, las potencias de los distintos focos se aproximan entre sí, y que en un momento dado alcanzan el mismo valor. Por esta causa, es lógico que en la fluorescencia se use siempre el menor de los dos focos. Por último, la Fig. 1-13 demuestra las grandes ganancias conseguidas con el paso a los ánodos giratorios de gran velocidad, sobre todo en el caso de los tiempos de exposición muy cortos.

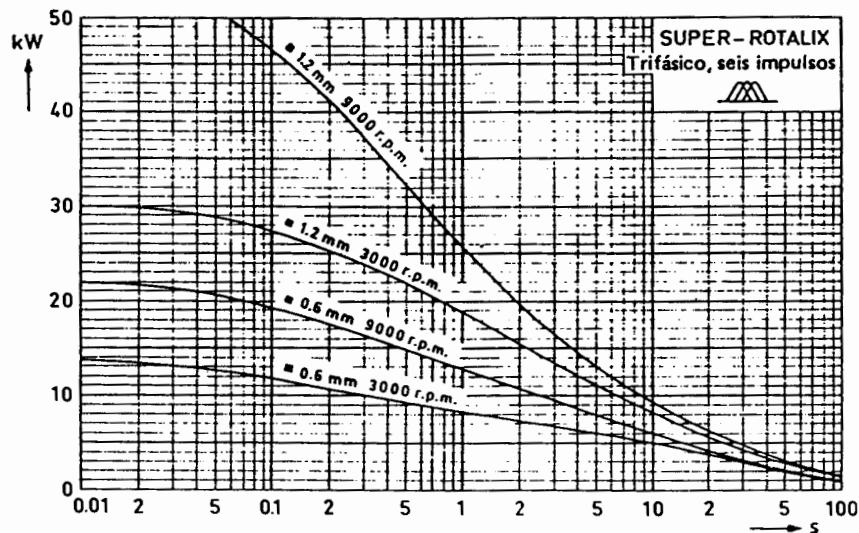


Fig. 1-13.— Comparación entre las capacidades de carga de tubos de ánodo giratorio con focos de 0,6 y 1,2 mm y velocidades de 3.000 y 9.000 r.p.m. La capacidad de carga está expresada en kW (en las ordenadas) y el tiempo de exposición en segundos (en las abscisas). Las curvas corresponden a tensiones trifásicas hexapulsatorias. Se aprecia claramente la brusca caída de la capacidad de carga conforme aumentan los tiempos de exposición.

5.6.4. NOMENCLATURA DE LOS TUBOS. TOLERANCIA DEL FOCO

Una especificación común del tipo del tubo menciona en primer lugar el nombre (por lo general, patentado) en forma abreviada (por ejemplo, Bi = Biangulix), seguido de la tensión más alta admisible (por ejemplo, 125 kV) y a continuación la potencia del foco o los focos (tal como 30 kW para el foco fino, 50 kW para el grande o ancho). Este tu-

bo (Siemens) queda pues indicado como B1 125/30/50. Las dimensiones de los focos no van aquí, sino que se menciona por separado. El tubo Philips de ánodo giratorio y velocidad ordinaria (3.000 r.p.m.) llamado Rotalix podría especificarse, por ejemplo, como Ro 1227, o sea, un tubo de Rotalix con capacidad de carga de 12 kW en el foco fino y 27 kW en el ancho. Estas capacidades de carga se aplican- de acuerdo con ulte riores especificaciones- a los focos de 0,6 y 1,2 mm, para un tiempo de exposición de 0,1 s. En el caso de tubos de más r.p.m. (9.000 r.p.m. no minales) se usan los prefijos super o ultra. Por ejemplo, el super Rotalix SRO 20 50, que puede resistir 20 kW en el foco de 0,6 mm y 50 kW en el de 1,2 mm (durante 0,1 s).

Una indicación equivocada de las dimensiones del foco lleva a una apreciación incorrecta de la potencia del tubo. Por ejemplo, si el foco es en realidad mayor de lo indicado, como consecuencia de la falta de carga, los tiempos de exposición necesitarían ser muy largos, lo que, junto con el foco grande, produciría una imagen borrosa. Las dimensiones focales eficaces, indicadas por el fabricante, pueden diferir de los valores reales en un 30 % como máximo, según los reglamentos internacionales. Por eso, un foco mencionado como de 1mm podría resultar que es de 1,3 mm.

Volveremos con más detalle al método para medir el foco en el capítulo 5, sección 5.1.

5.7. MAS DETALLES ESTRUCTURALES DEL TUBO DE RAYOS X. VENTANILLA. FILTRO INHERENTE

De la radiación emitida por el foco sólo se aprovecha una pequeña parte: la que pasa por la ventanilla (por lo general, redonda). La carcasa o blindaje del tubo tiene una abertura, alineada con la ventanilla, que permite también el paso libre de los rayos. El resto de la radiación queda absorbida en el propio tubo o en su blindaje. Por consiguiente, el haz útil es un cono de rayos que tiene el vértice en el foco. Aunque muchas veces hablamos de haz de rayos X, deberíamos recordar siempre que los rayos X, de modo distinto a lo que sucede con la luz, no se pueden enfocar en un haz. Por eso, la parte que llamamos haz es la pequeña porción de radiación emitida por el foco que puede salir al exterior por la ventanilla y el blindaje del tubo. La ventanilla está formada por una parte de la pared de vidrio del tubo, que se ha hecho más fina con el fin de permitir el paso de los rayos a través de ella con la menor dificultad posible.

Todos los obstáculos que los rayos han de atravesar en su camino desde el foco hasta el objeto se llaman filtros. El primer filtro pues es el vidrio del tubo en la ventanilla. También pueden colocarse otras sustancias fuera de la ventanilla, con el efecto (intencionado o sin intención) de conseguir una mayor atenuación o filtrado del haz. Este filtro se expresa siempre en función del espesor necesario de una sustan

Los rayos X producen un efecto biológico, es decir, afectan a los tejidos vivos, y el manejo inexperto de los aparatos o la negligencia pueden ocasionar graves heridas (daños por radiación). En los tipos de tubos de rayos X usados antes, que se pueden ver en museos, la radiación se emitía en todas direcciones. Pesadas protecciones de madera de difícil manejo, forradas con plomo o vidrio al plomo, servían para absorber la radiación, excepto la que se dejaba pasar a través de una abertura pequeña del apantallamiento. Esto no carecía de peligro, porque las fugas no eran perceptibles de inmediato y podía quedar uno expuesto a la radiación primaria, creyendo que estaba completamente a salvo.

Más tarde se fijaron al tubo las protecciones, bien sustituyendo parcialmente la ampolla de vidrio por una sección metálica que absorbía las radiaciones (en la que se practicaba la ventanilla que habría de dejar paso al haz) o colocando protección de plomo (también con una ventanilla) inmediatamente después de la ampolla de vidrio. Un ejemplo del primer tipo de tubos era de Metalix (Bowers, Philips); la segunda construcción fue usada por otros, tales como Siemens, en el tubo Multix. Ambos tipos de construcción significaron un avance en su tiempo, aunque aún eran tubos "abiertos" (es decir, sin protección contra la alta tensión); pero desde la introducción de la protección contra la alta tensión mediante la puesta a tierra de los blindajes del tubo, aquellos han perdido prácticamente su importancia. El tubo actual de rayos X, montado dentro de los blindajes, no está protegido en sí contra la radiación indeseable, ya que esta tarea le está encomendada al blindaje.

Por cuanto se refiere a la protección contra la alta tensión, resulta fatal no sólo el tocar simultáneamente los cables desnudos de alta tensión que van a cátodo y ánodo, con lo que la alta tensión quedaría aplicada al cuerpo, sino incluso tocar únicamente uno de ellos o el tubo propiamente dicho, casos en los cuales la tensión pasaría directamente a tierra por intermedio del cuerpo. Este peligro de la alta tensión se ha eliminado por completo en las unidades modernas de rayos X: los aparatos de rayos X, los cables de alta tensión y los tubos se hacen a pruebas de descargas.

El primer aparato de esta clase fue presentado en el Tercer Congreso Internacional de Rayos X, en 1928, en Estocolmo, y se consideró entonces como una verdadera revolución en su terreno. El aparato en cuestión era el "Philips Metalix Junior". Muy poco después de eso se incorporaron tubos y aparatos la protección completa (contra la alta tensión y contra la radiación indeseable), de modo que ya en 1933 podía suministrarse una instalación totalmente protegida (radiación y descargas) incluso para una unidad de 200 kv (terapia)

cia dada que se necesitaría para absorber la misma cantidad de rayos X en condiciones equivalentes. Así, se habla de milímetros equivalentes de aluminio o milímetros equivalentes de cobre. Hay que distinguir entre:

1. El filtro inevitable, que no se puede separar del tubo (cubierta de vidrio, aceite de aislamiento y abertura del blindaje del tubo, etc.). En conjunto, todos ellos constituyen lo que se llama filtro inherente o valor de filtro inherente (en ocasiones, también filtro fijo). Por lo general, el valor del filtro inherente se expresa en mm. equivalentes de aluminio.
2. Un posible filtro añadido, que puede consistir, por ejemplo, en una placa fina de aluminio o cobre, colocada delante de la ventanilla del tubo. Para las tensiones hasta 100 kV los filtros añadidos suelen ser de aluminio, en tanto que para más de 100 kV se usan de cobre. El filtro de aluminio, combinado con uno de cobre, cuando así va, queda del lado del paciente, con el fin de absorber en todo lo posible la radiación blanda característica producida en el cobre por la radiación X (vease la sección 2.1).

Como es natural, el filtro total es igual a la suma del inherente y del añadido, y también se expresa en mm Al o mm Cu equiv.

Finalmente, para determinadas aplicaciones, tales como el uso de radiaciones blandas, con el fin de mantener el filtro inherente lo más bajo posible, las ventanillas de los tubos se hacen de materiales de bajo número atómico. Antes se hacían las llamadas Lindemann, constituidas por vidrio con litio ($Z = 3$) y boro ($Z = 5$); en la actualidad han sido desplazadas por las de berilio ($Z = 4$), que son las que se encuentran en todos los tubos modernos que han de tener un bajo filtro inherente. Un tubo especial utilizado para la terapia de contacto, por ejemplo, tiene una ventanilla de berilio combinada con una hoja de mica (que asegura un cierre hermético del vacío) y su filtro inherente es de sólo 0,03 mm equivalentes de aluminio. Un filtro más fuerte, y por tanto también el uso de un filtro añadido, reduce la intensidad de la radiación y la hace más dura, ya que la más blanda queda absorbida en muy gran parte.

5.8 CONSTRUCCION DE TUBOS Y APARATOS EN RELACION CON LA PROTECCION CONTRA LA RADIACION Y LA ALTA TENSION.

El diseño de los tubos de rayos X debe tener en cuenta dos peligros:

- 1.- El de la radiación
- 2.- El de la alta tensión.

En las formas más sencillas de protección contra la alta tensión, el aislamiento está dado por el aire que queda en el espacio comprendido entre el tubo y el blindaje. A veces también se incluye un ventilador (Fig. 1-14). Sin embargo, en los tubos de rayos X de diagnóstico el aislamiento por aire se ha remplazado totalmente por el de aceite.

5.9.2. REFRIGERACION POR AGUA

Cuando el ánodo está puesto a tierra, puede conectarse a las tuberías de conducción del agua. Esto es lo que se hace en algunos tipos de tubos (Senographe, C.G.R.) El ánodo de cobre se hace de una forma tal que el agua puede circular a su través, lo que hace que la disipación térmica resulte muy eficaz, con lo que el tubo puede recibir cargas relativamente grandes. El cátodo en este caso queda a toda la tensión del transformador y es negativo respecto a tierra.

5.9.3. AISLAMIENTO Y REFRIGERACION POR ACEITE

El empleo de aislamiento por aire entre el tubo y el blindaje ha dado paso en la actualidad casi totalmente al aislamiento por aceite. Se aprovecha en este caso que el aceite, siempre que no contenga impurezas, es en sí un aislante muy eficaz.

Esto permite reducir la distancia entre el tubo y el blindaje a un valor inferior al necesario en el caso de aislamiento por aire. Con ello, los tubos aislados por aceite son menos voluminosos que los aislados por aire, siendo otra ventaja adicional que el blindaje que rodea por completo al tubo sirve asimismo como agente refrigerante.

Consideramos más a fondo la refrigeración de estos tubos de ánodo giratorio y aislados por aceite. Durante las exposiciones fuertes, el ánodo se calienta mucho e incluso llega a ponerse al rojo, como consecuencia de la disipación térmica desde el foco al resto del ánodo. Con estas temperaturas tan altas, el calor se transmite a los alrededores (vidrio, aceite, blindaje) por radiación. Por eso el ánodo va recubierto (excepto en la pista focal) con una fina capa negra (un óxido metálico) que incrementa la radiación calórica. Esta radiación queda absorbida en gran parte por el vidrio, que se calienta. El vidrio duro del tubo puede resistir una gran cantidad de calor. El aceite en contacto con el vidrio también se calienta y producen corrientes de convección en él, que llevan calor hasta la pared metálica del apantallamiento del tubo. Hay que dejar espacio para que se expanda el aceite.

Para evitar la descomposición del aceite y otros materiales aislantes en el blindaje del tubo, la temperatura del aceite no debe llegar nunca a los 100°C. Además del aceite, el tubo lleva material aislante sólido, por ejemplo, para las conexiones. Estos lugares de conexión suelen hacerse en forma de casquillos (de porcelana, baquelita,

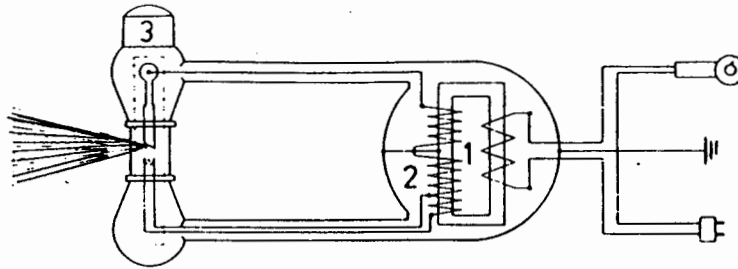


Fig. 1-14.- Principio de la protección contra alta tensión. 1) devanado primario del transformador de alta tensión; 2) devanado secundario, con toma para la corriente del filamento y centro puesto a tierra; 3) ventilador para la refrigeración del tubo de rayos X. Este dibujo representa el esquema del aparato Philips Metallix Junior, con el que se inició la era de la protección total contra la alta tensión, en 1928.

El principio de una instalación protegida es sencillo y se ha representado en la Fig. 1-14. En general se aplica lo que sigue: La baja tensión de alimentación de red (220 ó 380 V), junto con una conexión a tierra, se aplican al primario del transformador de alta tensión por intermedio de un circuito en el que también puede regularse el tiempo de exposición. Una rama de la conexión de red va al devanado primario del transformador de filamento. El centro de los devanados secundarios del transformador de alta tensión está puesto a tierra. Este conductor de tierra va unido directamente al blindaje metálico que contiene el transformador (rodeado de aceite), al que rodea al tubo, y a los cables de alta tensión que van del transformador al tubo. Siempre que alguien se acerca al transformador, a los cables o al tubo de rayos X, encuentra primero el blindaje puesto a tierra, con lo que queda completamente protegido contra la alta tensión. Si ocurre un defecto en alguna parte interior, por ejemplo una rotura del aislamiento de goma del cable, se producirá simplemente un cortocircuito entre la alta tensión del conductor interno y el blindaje exterior metálico conectado a tierra. Nadie que pudiera estar tocando en ese momento el aparato, los cables o el tubo de rayos X sentiría lo más mínimo.

Todas las instalaciones modernas a prueba de descarga tienen un blindaje metálico continuo, puesto a tierra, dentro del cual se producen los fenómenos de la alta tensión.

5.9 AISLAMIENTO Y REFRIGERACION

La introducción de estas medidas protectoras contra la alta tensión ha implicado cambios enormes en el diseño actual de los propios tubos de rayos X, relacionados en parte con el aislamiento y también con la refrigeración.

5.9.1. AISLAMIENTO POR AIRE, REFRIGERACION POR AIRE

etc.), en los que se pueden enchufar los cables. Mientras en el caso de una ruptura eléctrica en un líquido (por ejemplo, aceite) el lugar de está se rellena inmediatamente, la producida en un aislador sólido (en un casquillo, por ejemplo) deja un defecto permanente, que exige reparación o sustitución.

Resulta técnicamente muy difícil conseguir que algo sea hérmético al aceite y por eso los tubos con él refrigerados suelen aparecer halgo grasientos en su exterior. Esto no significa forzosamente que haya una fuga. Como es natural, si aparecen gotas de aceite o si el exterior adquiere un aspecto excesivamente grasiento, el tubo deberá ser examinado y reparado en caso preciso, ya que no pueden permitirse pérdidas obvias de aceite. En la práctica, la consecuencia de la extrema pureza exigida al aceite y las condiciones de hermetismo del cierre hacen que, por lo general, el tubo no pueda instalarse en su blindaje en la propia sala de rayos X, sino en la fábrica. Por eso conviene disponer de una unidad de tubo completa (es decir, el tubo con su blindaje) de reserva. Otra consecuencia, en ocasiones poco agradable, mayor que el de los que tienen aislamiento por aire, ya que tras haber pasado ventanilla de vidrio del tubo, la radiación ha de atravesar primero una capa de aceite antes de salir por la ventanilla del blindaje. El filtro inherente de un tubo con aislamiento de aceite suele ser aproximadamente de 1 mm equivalente de aluminio. En sí no se trata de una cifra considerable, sobre todo en fluoroscopia, donde se emplean por lo general filtros totales de 2 a 4 mm equivalentes de aluminio. En estos tubos protegidos se usa un filtro extra de aluminio de 1 mm por lo menos.

Mucho más grave es que los medios aislantes en sí, al ser atravesados por la radiación, producen otra radiación adicional, es decir, no generada en el foco, y que tiene, por así decirlo, el efecto de una luz difusa. Esta radiación adicional espuria era fenómeno muy corriente en los tipos antiguos de tubos de rayos X, en los que estaba causada por el bombardeo de los electrones secundarios en el ánodo. Se pudo eliminar esta molestia interceptando esos electrones secundarios dentro del propio tubo o suprimiendo la radiación por ellos causada; pero ya no sucede lo mismo cuando la radiación secundaria se emite desde el exterior del tubo, dentro del blindaje, por los medios aislantes. De modo análogo a la anterior, esta radiación se llama también radiación extrafocal. Afortunadamente, la intensidad de esta radiación es muy baja comparada con la de la primaria (haz focal) y por eso no tiene graves consecuencias en la práctica. Su presencia puede detectarse en fluoroscopia, sin medio absorbente, por la aparición de un resplandor en forma de mariposa muy tenue a cada lado de cualquier campo definido por los obturadores del diafragma.

5.10. METODOS DE REFRIGERACION POR ACEITE

5.10.1. Refrigeración estática natural

En la mayoría de los tubos de diagnóstico, la capacidad térmica del aceite incluido en el blindaje es suficiente para manejar el calor desprendido por el tubo (el blindaje a su vez disipa el calor por conducción y radiación). A esta refrigeración podemos denominarla natural estática. En muchos casos, el blindaje contiene una cámara de expansión (detalle 1 de la Fig. 1-15) que acciona un interruptor de contacto (termointerruptor) cuando el calor y, por consiguiente, la expansión se hacen excesivos. De este modo se protege automáticamente el tubo contra las consecuencias de un aceite sobrecalentado (protección térmica).

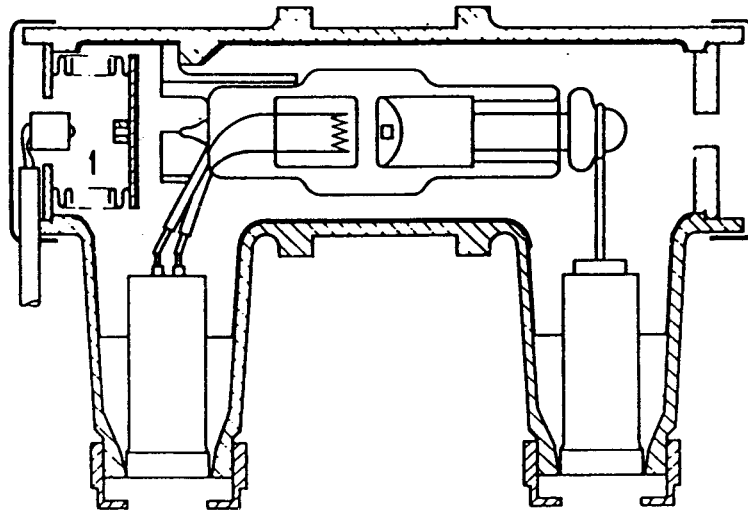


Fig. 1-15.- Tubo de rayos X protegido con aislamiento de aceite. Refrigeración estática natural por aceite. El tubo, completamente rodeado de aceite, va encerrado en el blindaje. A la izquierda, la cámara de expansión (1), con termointerruptor. Con el aislamiento por aceite las dimensiones pueden ser mucho menores que con aire. Las conexiones de los cables se hacen por las prolongaciones inferiores del blindaje.

5.10.2. REFRIGERACION ESTATICA FORZADA

El blindaje se refrigera a veces adicionalmente mediante un ventilador incorporado,, lo que constituye en conjunto un sistema de refrigeración estática forzada (Fig. 1-16). Si el calor generado es excesivo para poder ser disipado por la refrigeración estática natural (sobre todo en tubos de terapia), se puede recurrir a enfriar el aceite que rodea el tubo o aplicarle constantemente aceite frío (refrigeración forzada por aceite). En el primer caso puede instalarse una espiral al rededor del tubo, en el aceite, y conectarla a la red de agua (lógicamente, la espiral deberá estar lo suficientemente alejada del tubo para evitar descargas). De este modo, el aceite caliente se refrigera con el agua que circula por la espiral. A este modo de refrigeración forzada también se le llama refrigeración estática de aceite forzado (Fig. 1-17).

Un inconveniente de la refrigeración por aceite es que, durante su paso de caliente a frío, el fluido puede sufrir ciertos cambios químicos que pueden ocasionar sedimentación, con obstrucción de la circulación del aceite. La realización de separaciones en el sistema de refrigeración por aceite es siempre un embrollo en el limpio y ordenado departamento de rayos X. Además, las propiedades refrigerantes del aceite son relativamente pobres. Ello no obstante, las cuestiones negativas quedan más que sobradamente compensadas por las ventajas, razón por la cual se ha llegado en la actualidad a un uso prácticamente general del aceite en la construcción de los tubos.

Se han realizado pruebas para volver al gas en lugar del aceite como aislamiento, pero hay varias objeciones graves para ello; para impedir la descarga a corta distancia, el gas ha de estar a una presión muy alta, lo que significa que el tubo ha de llevar un blindaje más robusto y pesado que en el caso del aceite. También existe siempre el riesgo de que el gas comprimido se escape o explote, sobre que el gas es un conductor de calor mucho menos eficaz que el aceite. Por eso es de esperar que el aceite habrá de mantenerse mucho tiempo en aislamiento y refrigeración de los tubos de rayos X

5.10.4. REFRIGERACION POR MEDIO DE UN ANODO PUESTO A TIERRA.

Unas palabras acerca de un tipo de tubo poco usado en el que el ánodo o el cátodo están puestos a tierra, mientras el otro terminal lleva toda la alta tensión. Lógicamente, el terminal de tierra puede tocarse sin peligro alguno. Si es el ánodo el que va a tierra, la refrigeración es muy sencilla, ya que en ella puede usarse agua en circulación forzada, conectando el ánodo directamente a la red. Esto es lo que se hace en realidad en algunos tubos de terapia o aparatos, así como en el especial de mamografía con ánodo de molibdeno. El aislamiento eléctrico del otro terminal ha de ser capaz de resistir toda la alta tensión.

5.11. BLINDAJE DEL TUBO, DISIPACION TERMICA, PERIODOS DE ENFRIAMIENTO DISCO ANODICO.

Los modernos tubos protegidos constan del blindaje, dentro del cual se encuentra el tubo propiamente dicho, rodeado de aceite. La protección contra las radiaciones está dada casi en su totalidad por el blindaje, mediante un forro de plomo que lleva en su interior, el tubo de rayos X real no está construido a pruebas de rayos, lo que se aplica a todos los tipos, con independencia de la manera en que estén refrigerados.

La fig. 1-19 es una sección de un tubo de diagnóstico a prueba de rayos y de choques, con ánodo giratorio y foco doble (por consiguiente, dos filamentos,) que se refrigera por el método estático natural,

Fig. 1-16.— Refrigeración estática forzada por aceite (con ventilador). El aire enfría el blindaje y, con él, el aceite que hay entre el tubo y el blindaje, V = ventilador.

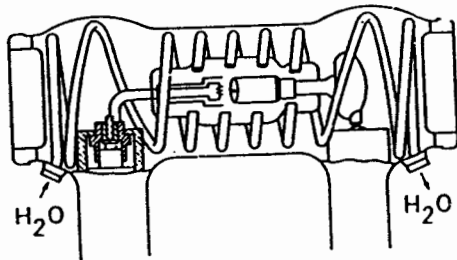
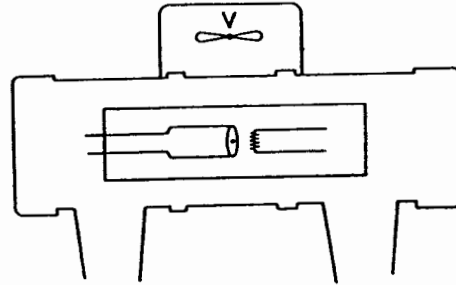


Fig. 1-17.— Refrigeración estática forzada por aceite (con agua). El agua enfría el aceite incluido entre el tubo y el blindaje.

5.10.3. REFRIGERACION CIRCULANTE FORZADA

En el segundo caso, el aceite que rodea el tubo está conectado por dos tuberías a un depósito previsto de radiador y bomba, donde el aceite suele refrigerarse adicionalmente con agua. El aceite queda impelido por la bomba para llegar al interior del blindaje y volver al depósito. Aunque el circuito del aceite está en contacto con la alta tensión. Las propiedades aislantes del fluido impiden las descargas.

Esta forma de refrigeración se llama circulante forzada (Fig. 1-18).

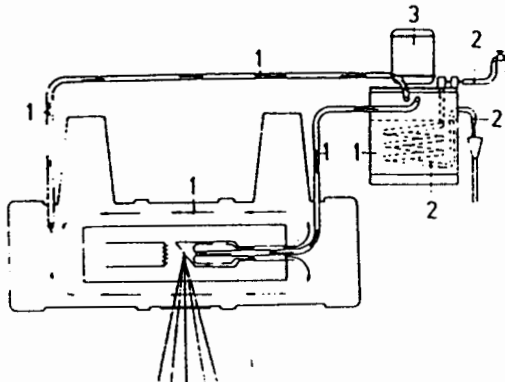


Fig. 1-18.— Refrigeración por aceite con circulación forzada. Mediante la bomba (3), el aceite (1) se ve forzado hacia el ánodo, siguiendo el sentido indicado por las flechas, y pasa rodeando el tubo. El aceite se refrigera con agua en (2).

el propio disco anódico el que pierde su calor por radiación directa. Se comprende que con cargas de corta duración (exposiciones radiográficas), la temperatura del foco sufre un crecimiento brusco enorme, para después volver a bajar, Esto ocasiona tensiones que pueden hacer aparecer fisuras en el foco y sus alrededores. Como consecuencia de ello, el foco puede llegar a adquirir una superficie rugosa o granulosa, en marcado contraste con la pulidura de su entorno. Si el foco queda muy arrugado, muchos de los electrones chocarán en las rayas y fisuras, y los rayos X producidos por ellos no contribuirán al haz útil. La disminución resultante del rendimiento del tubo, que es un fenómeno de envejecimiento, puede resultar a veces apreciable y exigir exposiciones más largas. Con el fin de reducir la rugosidad de la pista focal en cierto grado, al volframio del ánodo se le añade del 5 al 10 por 100 de un metal llamado renio (véase asimismo la sección 1.6.2). De todos modos, en ocasiones aparece una rugosidad moderada en la pista focal, incluso en blancos de tubos correctamente cargados. En el caso de blancos de volframio empotrados en cobre las tensiones en la unión entre los dos metales pueden hacer se muy considerables y los blancos incluso pueden llegar a fundirse o desprenderse del cobre.

Gracias a la provisión de refrigeración, todos los tubos pueden eliminar una cantidad específica de calor. La disipación específica puede hallarse en el nomograma del tubo. En algunos se especifican períodos de reposo. Por ejemplo, las unidades pequeñas de rayos X (para fines odontológicos, equipos portátiles, etc.) van provistas de un conmutador de tiempo. El más largo que se puede ajustar con este conmutador corresponde a la carga máxima del tubo. Con tal equipo nunca se pueden hacer dos exposiciones seguidas muy rápidamente y de manera que su duración total exceda del tiempo más largo del conmutador de tiempos. Por lo general, no se puede conmutar el tiempo máximo más de una vez por minuto.

Los modernos tubos grandes de diagnóstico están previstos para una carga continua de 150 a 350 W, según el tamaño del foco, el diámetro del ánodo y la velocidad de rotación. Por ejemplo, un foco de 0,3 mm con un ánodo giratorio cuyo disco mida 70 mm se puede prever para una carga continua de 150 W, es decir, 2 mA x 70 kV_{ef} ó 2 mA a unos 100 kV_p, que es suficiente para fluoroscopia. La corriente del tubo no suele necesitarse superior a los 0,5 mA cuando se realizan exámenes con intensificador de imagen y televisión.

Desde el punto focal, la radiación X se dispersa en todas direcciones posibles, aunque la absorción por parte del propio ánodo limita la propagación a un hemisferio. Ello no obstante, el interior del blindaje del tubo está cubierto con una capa absorbente (hecha por lo general de plomo), que suprime toda la radiación de este hemisferio, excepto la que sale por la ventanilla, donde no existe esa capa absorbente. El haz de rayos X que sale del tubo tiene pues forma cónica, con el foco en su vértice y la ventanilla como sección recta. Ya hemos visto que el ángulo del ánodo también interviene en la determinación del tamaño del haz útil

con aceite, y provisto de un termointerruptor que asegura la desconexión del tubo si la temperatura sube excesivamente.

Además del cable monofilar de alta tensión para el ánodo y el trifilar de alta tensión para el cátodo, al tubo van otros dos cables: uno para el termointerruptor y otro para el estator que excita el ánodo giratorio.

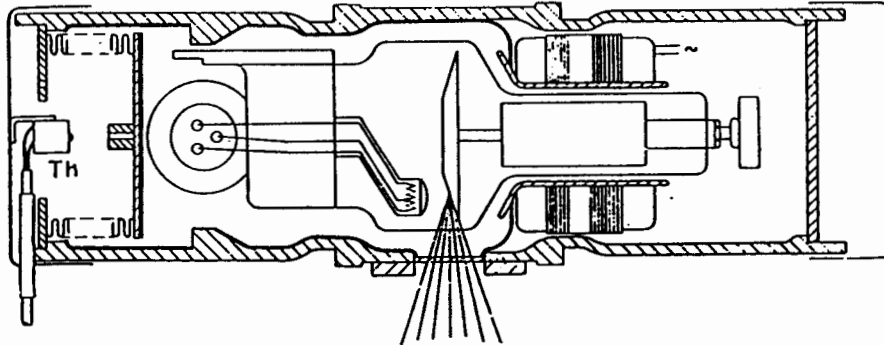


Fig. 1-19.- Tubo de ánodo giratorio de doble foco, protegido, con refrigeración natural por aceite. A la derecha, el disco anódico y su eje; alrededor del tubo, los devanados del estator con las conexiones de la alimentación (\sim). A la izquierda, los dos filamentos catódicos en espiral con los tres hilos de alimentación del cable catódico. En el extremo de la izquierda, la cámara de expansión con el termointerruptor (Th).

Aparte del calor generado por el bombardeo electrónico del ánodo, el desprendido por el filamento también tiene que disiparse, lo mismo que el causado por fricción durante la rotación del ánodo. En la práctica, y en comparación con la cantidad de julios producida por el bombardeo electrónico, puede despreciarse el calor del filamento, del estator y de la fricción del ánodo. En fluoroscopia el filamento consume unos 40 W y las pérdidas por frotamiento del ánodo son menores aún, en tanto que la capacidad del ánodo puede llegar de 200 a 300 W. En las exposiciones radiográficas el calor disipado puede alcanzar los 20 kW (por ejemplo, en una exposición de columna lumbar lateral). Con exposiciones en rápida sucesión, la disipación térmica puede ser mayor aún y ha de procurarse no exceder la capacidad térmica del tubo.

Hay que poner de relieve otra vez que deben estudiarse los gráficos del tubo cuidadosamente antes de aplicar carga a un aparato de rayos X, sobre todo cuando se trate de una muy grande, como es el caso si se han de realizar grandes series (tamaño grande) para angiocardiógrafa, por ejemplo. También hay que tener en cuenta que en los tubos de ánodo estacionario, el calor se disipa principalmente por el vástago del ánodo, mientras que en los de ánodo giratorio hay menos conducción térmica al vástago y es

muy estrecho, lo que constituye una considerable pérdida de intensidad en la parte del ánodo (efecto de talón).

En los tubos de diagnóstico, con ángulos aproximados de 19° , la razón entre el diámetro del haz útil y la distancia foco-película es de 2:3 aproximadamente. Por consiguiente, con una distancia foco-película de 80 cm, por ejemplo, la sección máxima del haz es de $\frac{2}{3} \times 80 = 53$ cm, por ejemplo, la sección máxima del haz es de $\frac{2}{3} \times 80 = 53$ cm aprox. Por tanto, ese haz puede cubrir completamente una placa de 30×40 cm (diagonal = 50 cm), con sus esquinas redondeadas, si está bien centrada.

Hay que tener en cuenta que, en la práctica, tanto para conseguir mejores radiografías como con vistas a la protección contra la radiación, siempre se emplea un haz lo menor posible, con tal que sea compatible con el tamaño del objeto que se va a examinar. Un diafragma fijo o ajustable (de plomo) sirve para limitar más aún el tamaño del haz emergente por la ventanilla del tubo. Naturalmente, si el ángulo del ánodo se hace menor (por ejemplo, de 10°), la sección útil del haz se reduce y solo sirve para películas localizadas (para ciertos detalles), a distancias por lo común cortas entre el foco y la película. Cuando el foco se encuentra al final de una varilla se puede usar teóricamente un ángulo mayor de 180° ; aunque en la práctica esto ocasiona dificultades. Para fines de diagnóstico se ha construido un tubo para exposiciones panorámicas de toda una dentadura (con el foco dentro de la boca) (vea se el capítulo 12, sección 12.1.11).

5.13. VALVULAS, RECTIFICADORES, DIODOS

5.13.1. Válvulas de vidrio

Un problema muy importante de los aparatos de rayos X es la rectificación de la corriente alterna. Las válvulas o diodos son similares a los tubos de rayos X en cuanto que ambos constan de los mismo electrodos y están contruidos de acuerdo con el mismo principio: una cubierta de vidrio en la que se ha hecho un alto vacío y que lleva en su interior un filamento cátodo y un ánodo (Fig. 1.20).

Los electrones liberados por el cátodo caliente sólo pueden ir al ánodo cuando este es positivo respecto a él. Pero con una tensión alterna aplicada a la válvula, el ánodo es negativo durante un semiciclo, durante el cual el tubo no conduce. La característica de los diodos es tal que solo dejan pasar la corriente en un sentido, fenómeno que se llama (aunque no es del todo correcto) rectificación. En contraste con los tubos de rayos X, en los que el paso de los electrones del cátodo al ánodo se hace difícil y sólo se produce con altas tensiones, con las cuales adquieren una gran velocidad y originan los rayos X, en la válvula rectificadora el paso de los electrones del cátodo al ánodo se obtiene ya con tensión

nes relativamente bajas.

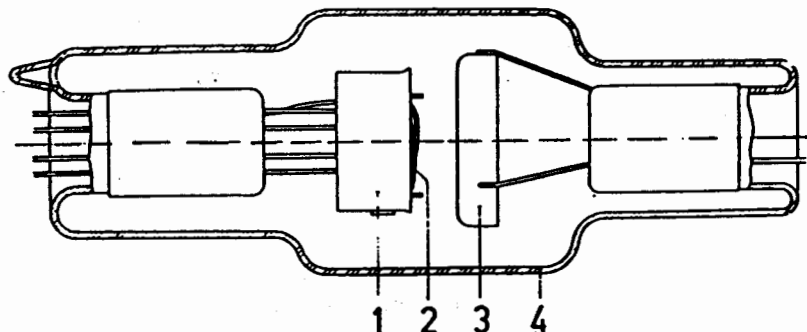


Fig. 1-20.- Dibujo de una válvula. 1) cátodo; 2) filamento (volframio con óxido de torio); 3) ánodo de molibdeno; 4) cubierta de vidrio.

Esto se consigue mediante una gran proporción de emisión en el cátodo y gracias a electrodos de una construcción especial. Con sólo una diferencia de potencial de unos cuantos kilovoltios entre ánodo y cátodo, el haz de electrones atraviesa fácilmente la válvula, sin que se produzcan rayos X en el ánodo. De ese modo, una válvula incluida en un circuito produce poca resistencia y, por tanto, una escasa caída de tensión. Es importante que:

- 1) La corriente pase sólo en una dirección (tal es precisamente la función de la válvula).
- 2) La baja tensión aplicada a la válvula no haga que se produzcan rayos X en el ánodo.

Hay que tener en cuenta que, de acuerdo con el convenio habitual, la corriente eléctrica circula del más al menos, es decir, de ánodo a cátodo, aunque, en realidad, los electrones se desplazan en sentido opuesto.

Las válvulas han sufrido considerables cambios durante el curso de su desarrollo. En los primeros tipos ocurría a veces que la emisión catódica se hacía muy baja y la corriente disminuía al aumentar la resistencia de la válvula (tránsito más difícil de los electrones), haciéndose mayor la caída de tensión a través de ella. Como las válvulas están siempre en serie con los tubos de rayos X, esto dejaba menos alta tensión para el tubo. Por consiguiente, el resultado era una radiación X indeseable en la válvula y otra muy débil en el tubo de rayos X. Tal es la razón de que en los antiguos tipos de válvulas hubiese de ajus

tarse muy cuidadosamente la emisión (corriente de filamento). Se tomaban medidas adecuadas y especiales para hacer que las válvulas fuesen a prueba de rayos en el caso de emisión de rayos X (blindaje de plomo, válvulas Metalix, etc.,). Después se construyeron las válvulas de gas basadas en el principio de las propiedades de transporte de cargas de los iones de gas encerrados en la ampolla de la válvula. En realidad, una de estas válvulas es un tubo iónico que funciona con baja tensión. Estas válvulas de gas también se han desechado ya.

Con la introducción de los tubos de rayos X de vidrio duro inmersos en aceite, las válvulas han pasado también a hacerse de vidrio duro, y sus dimensiones se han reducido considerablemente. Además, el cátodo se ha recubierto de ciertas sustancias (por el estilo de óxido de torio) que emiten muchos electrones ya con una energía de filamento bastante baja, con lo que se reduce la cantidad de calor desarrollado, a la vez que se evita el riesgo de una reducción de la emisión electrónica. Por otra parte, estas válvulas dependen menos de la temperatura, lo que es una ventaja importante cuando los transformadores y ellas han de trabajar en salas frías.

Las válvulas se emplean en los equipos de diagnóstico y de terapia, pero en los equipos modernos han sido sustituidas casi totalmente por los rectificadores de estado sólido.

5.13.2. RECTIFICADORES DE ESTADO SOLIDO

Estos nuevos tipos de rectificadores se basan en las propiedades de los semiconductores. Ya se han empleado desde hace mucho para la rectificación en las técnicas de baja tensión, pero ahora también se usan en las técnicas que implican altas tensiones (Fig. 1-21). Estos rectificadores (diodos de semiconductor) se llaman también de estado sólido y constan de dos capas del mismo material básico (selenio o silicio), que, mediante la adición de trazas de otros elementos (impurezas) adquieren distintas propiedades eléctricas. Entre las dos capas aparece otra límite cuya característica más importante es que deja pasar a su través la corriente eléctrica, pero sólo en un sentido, motivo por el cual se le da a dicha capa el nombre de barrera.

En general, estas células o elementos se construyen en forma de disco de reducidas dimensiones. Una sola célula puede admitir el paso de una gran corriente (incluso hasta de 1 A) en sentido directo, resistiendo tensiones de 250 V sin dejar que la corriente pase en el sentido inverso. Para bloquear una tensión inversa de 150 kV (tal como las que aparecen en los equipos de diagnóstico) habría que colocar $150.000/250 = 600$ de estas células en serie (suponiendo que cada una de ellas aguantase 250 V). Para ello, las células se apilan como si fuesen monedas, unidas por lo general por medio de un perno aislado, con lo que adquieren un aspecto de varilla (con las células en serie, según se ha dicho). Conectando varias de estas varillas en serie se consigue la rectificación

necesaria. Ni que decir tiene que, aparte de, tener la cantidad correcta de células, hay que asegurarse que son de una calidad lo suficientemente alta para evitar descargas. En relación con esto, un rectificador de silicio es mejor que otro de selenio, ya que el primero no depende tanto de la temperatura, no ocasiona caída de tensión apreciable y tiene una mayor duración.

El rectificador puede montarse en forma de placa dentro del transformador de rayos X o de un modo tal que resulte muy similar a una válvula de gas. En este último caso puede elegirse entre emplear válvulas de gas normales o rectificadores modernos de semiconductor. Estos tienen las siguientes ventajas; no necesitan previsión para corriente de filamento ni, en consecuencia, transformador de filamentos, ni pueden producir nunca rayos X, sobre que tienen una duración mayor que las válvulas. Ello no

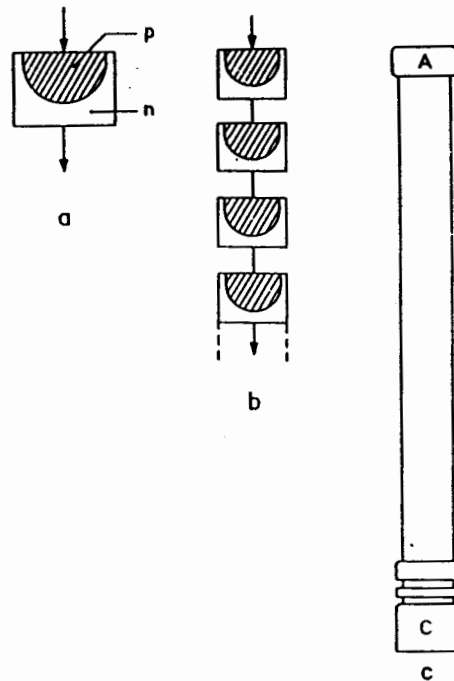


Fig. 1-21.- Rectificador de semiconductor.

- a) Elemento diodo. La flecha indica la dirección de la corriente eléctrica. La parte rayada del elemento representa la parte positiva (material p); el resto, la negativa (material n).
- b) Cuatro elementos diodos en serie, montados en pila.
- c) Varilla rectificadora completa, con sus conexiones anódica (A) y catódica (C), apropiada para rectificar 150 kV.

obstante, hay que indicar que, en contraste con las válvulas de gas, ocasionan una cierta pérdida de tensión en sentido directo, lo que ha de tenerse en consideración a la hora de construir el transformador.

5.13.3. SIMBOLOS

Para indicar en los esquemas los tubos de rayos X, las válvulas y los rectificadores de estado sólido, todos los cuales son diodos, se emplean muchos símbolos sencillos. Algunos de ellos se dan en la Fig. 1-22.

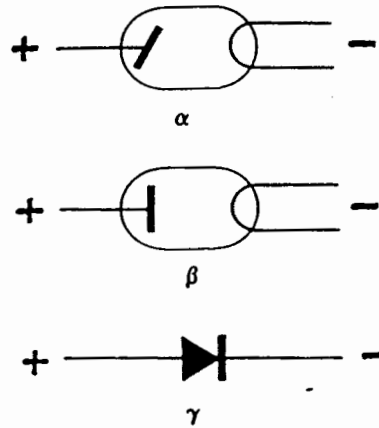
a representa un tubo de rayos X: Frente a la línea curva, que es el filamento, la recta oblicua corresponde al ánodo.

Es el símbolo de una válvula de gas: Frente a la línea curva se encuentra otra recta vertical, que indica el ánodo.

La flecha de este símbolo indica la dirección en que pasa la corriente eléctrica, que es opuesta a la de los electrones. La punta de la flecha toca el cátodo.

VALVULAS, RECTIFICADORES, DIODOS

Fig. 1-22.- Representación esquemática de varios diodos; α = tubo de rayos X; β = válvula rectificadora; γ = semiconductor rectificador. El ánodo (+) está a la izquierda; el cátodo (-), a la derecha. La flecha indica la dirección convencional de la corriente eléctrica (del + al -, que es la opuesta a la del flujo de los electrones).



CAPITULO VI

CAPITULO VI

INFORMACION TECNICA SUMINISTRADA POR LOS FABRICANTES

6. INFORMACION TECNICA DE LOS TUBOS DE RAYOS EQUIS.

Los fabricantes de tubos de rayos equis, suministran las características generales del dispositivo, empleando dos tipos de información:

- Una ficha técnica.
- Un grupo de gráficas.

6.1. La ficha técnica: La información suministrada en la ficha técnica, está relacionada con las características eléctricas y mecánicas del dispositivo (tubo de rayos equis, coraza). Los factores eléctricos mínimos que se incluyen, son aquellos que ayudan a definir la potencia del tubo, como por ejemplo: Diámetro del disco; la pendiente (inclinación de la superficie anódica), la cual define el campo cubierto. El material que constituye el ánodo (tungsteno, molibdeno, renio, grafito); las dimensiones del foco óptico; la tensión máxima que se aplica al tubo; la capacidad calórica; la velocidad de rotación del disco (la carga térmica depende de la velocidad de rotación del disco, a mayor velocidad, mayor carga térmica soporta); La forma del ánodo (Los ánodos giratorios toleran mayor carga térmica que los fijos). Del tipo de rectificación que se aplique al tubo (Los tubos alimentados con corriente continua pulsante toleran menor carga térmica que los tubos alimentados con corriente continua constante); del sistema de refrigeración (a mayor capacidad de disipación de calor del ánodo, mayor carga térmica tolera).

- Ficha técnica para un tubo de rayos equis

CARACTERISTICAS	OBSERVACIONES
Voltaje de operación:	
Radiografía	Ej: 40 a 150 kV.
Fluoroscopia	Ej: 40 a 125 kV.
Voltaje máximo de radiografía	Ej: 120 kV; 130 kV; 150 kV...
Voltaje máximo de fluoroscopia	Ej: 100 kV; 110 kV; 125 kV...

Voltaje máximo con respecto a la tierra	Ej: 78 kv
Corriente máximo foco grueso	Ej: 500 mA
Corriente máxima foco fino	Ej: 120 mA
Corriente máxima de filamento	
FG (foco grueso)	Ej: 5.5 amperios
FF (foco fino)	Ej: 5 amperios
Voltaje filamento (para corriente máxima de filamento).	
FG (foco grueso)	Ej: 10.4 a 14 voltios
FF (foco fino)	Ej: 3.9 a 5.1 voltios
Potencia Anódica de energía de entrada.	
FG (foco grueso)	Ej: 41 kw
FF (foco fino)	Ej: 9 kw

CARACTERISTICAS TERMICAS

Capacidad de almacenamiento de calor del ánodo	Ej: 21 0kj (300 K.UC)
Máxima disipación del calor del ánodo	Ej: 71 0w (1000 $\frac{UC}{S}$)
Tipo de coraza	Ej: modelo ??
Capacidad de almacenamiento de calor de la coraza	Ej: 1400 kj (2000 K.UC)
Máxima disipación de calor de la coraza	Ej: Sin ventilador: 270 W (22.5 $\frac{K.UC}{min}$)
	Con ventilador: 54 0W (45 $\frac{K.UC}{min}$)

CARACTERISTICAS RELACIONADAS CON EL ANODO.

Diámetro del ánodo	Ej: 55,70,90,120,150,mm
Pendiente (ángulo anódico)	Ej: 12,16,17.3 grados
Composición del ánodo	Ej: Tg,Mo, Re,C.
Dimensiones del foco óptico	
FS (foco super fino)	Ej: varia entr. 0.2 a 0.6 mm
FF (foco fino)	Ej: varia entr. 0.7 a 1.2 mm
FG (foco grueso)	Ej: varia entr. 1.2 a 2 mm
Campo cubierto (a 1 metro)	Ej: 55 x 55 cm ²
Velocidad de rotación	Ej: 3000 RPM para 50 Hz 3600 RPM para 60 Hz

CARACTERISTICAS MECANICAS

Dimensiones de tubo	Ej: Longitud 496 mm. Diámetro máximo 195 mm
Filtro inherente	Ej: 1.1 mm de Aluminio
Peso	Ej: 2 kilogramos
Tipo de refrigeración	Ej: Natural; aire forzado; Refrigeración con agua, etc.
Temperatura ambiente mínima	Ej: menos 15°centigrados (para almacenamiento o transporte).
Protección a las radiaciones	Ej: de acuerdo con las normas..
Tipo de envoltura	Ej: de vidrio duro; de metal en la sección central.
Tipo de coraza recomendada	Ej: Tipo XXX

6.2. Información suministrada por las gráficas

6.2.1 Unidades empleadas:

Parámetros	Unidades
UC: Capacidad Calórica	Expresada en <u>UC</u> (unidades de calor).
E: Energía	Expresada en <u>julios</u>
P: Carga Máxima (potencia).	Expresada en <u>vatios</u>

6.2.2. Soporte Matemático

6.2.2.1 Capacidad Calórica:

$$UC = KV \times mA \times \text{seg. para tensión rectificad pul - sante.}$$

UC = 1.35 x KV mA x seg. para tensión rectificad^a continua.

6.2.2.2 Energía: La energía aplicada a un tubo de rayos equis depende de la combinación de los parámetros KV, mA, y t.

E (julios) = 0.707 x UC

E (julios) = 0.070 x KV x mA x seg. para tensión rectificad^a pulsante.

E (julios) = 0.954 x KV x mA x seg. para tensión rectificad^a continua.

6.2.2.3. Potencia: Se refiere a la carga máxima admisible por un tubo de rayos equis para diagnóstico, que puede soportar durante un tiempo determinado, que para el caso de ánodo fijo es de un segundo, y de 0.1 segundo para los de ánodo giratorio.

P (vatios) = 0.707 x UC/seg.

P (vatios) = 0.707 x KV x mA. para 0.1 seg. y tensión rectificad^a pulsante.

P (vatios) = 0.954 x KV x mA. para 0.1 seg., tensión rectificad^a continua y ánodo giratorio.

Ejemplo: Sea un tubo de rayos equis de ánodo giratorio alimentado con tensión rectificad^a constante, donde los parámetros máximos son 600 mA. Con 50 kV a 0.1 seg. Calcular la carga máxima admisible por el tubo.

Potencia o carga máxima:

P (vatios) = KV x mA. para 0.1 seg, tensión rectificad^a continua y ánodo giratorio.

P (vatios) = 50 KV x 600 mA.

P (vatios) = 30 kw

La potencia de 30 kw, o carga máxima admisible por el tubo de Rayos Equis de ánodo giratorio, también significa que se pueden variar los factores integrantes (KV; mA), siempre que el producto no supere dicho valor. Así para el empleo anterior tendremos


30 Kw = 60 mA x 50 kv.

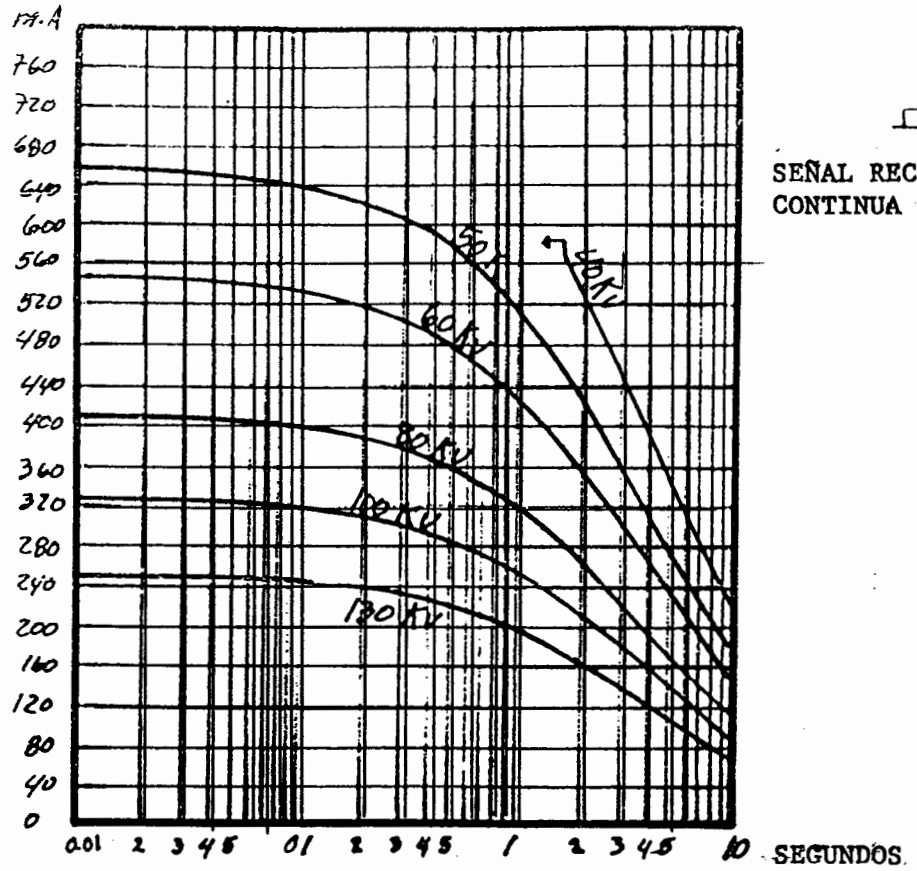
ó: 30 kw = 300 mA x 100 kv.


ó: 30 kw = 240 mA x 125 kv.

6.2.3. GRUPO DE GRAFICAS:

6.2.3.1 Curvas de Cargas: (Figura 1 y 2.IV). Los parámetros KV, mA y t están relacionados en dichas gráficas, éstas señalan la combinación adecuada de los factores,

TIPO DE TUBO:
 FOCO: 1 X 1 m.m.
 PENDIENTE: 17°
 GENERADOR: 
 VELOCIDAD: 3.600



TIPO DE TUBO:
 FOCO: 1 X 1
 PENDIENTE: 17°
 GENERADOR: 
 VELOCIDAD : 3.600

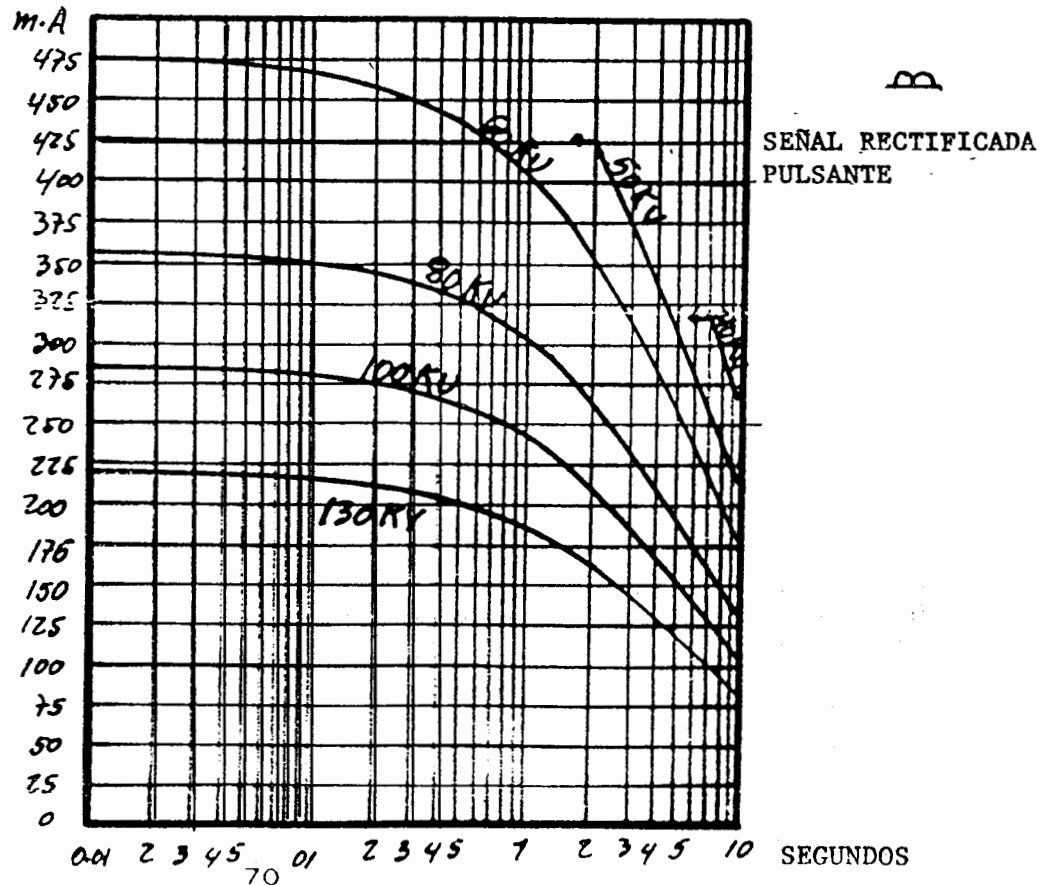


FIGURA 1 y 2 IV
 CURVAS DE CARGA

de tal forma que puedan emplearse sin cargar el tubo más allá de su tolerancia máxima. La potencia se calcula de acuerdo al diagrama, de tal forma que el eje vertical indica el valor de la intensidad de corriente en el tubo (expresado en mA), el eje horizontal indica el tiempo t de exposición expresado en segundos) y la familia de curvas representa los diversos valores de KV.

- Potencia del tubo en función de la combinación de los parámetros.

La figura 1.IV demuestra las curvas de carga para un tubo particular con las siguientes características: foco óptico de 1×1 mm.; una pendiente anódica de 17 grados; alimentado con una señal rectificadora continua y para una velocidad de rotación anódica de 3600 rpm. Por ejemplo, para la curva de 100 KV., la intersección con el eje vertical es de 320 mA., para un tiempo de exposición de 0.1 seg. obteniéndose entonces una potencia de 32 Kw.

La figura 2.IV muestra las curvas de carga para el mismo tubo de rayos equis pero alimentado con una tensión rectificadora pulsante. Por ejemplo, para la curva de 100 Kv y 0.1 seg., se obtiene 285 mA., combinación que da una carga de 28.5 Kw.

- Potencia de un tubo, en función del tipo de rectificación.

La figura 3.IV muestra que para un foco de 2 mm, la potencia máxima admisible a 0.1 seg, es mayor para el caso en que el tubo de rayos equis es alimentado con un sistema de rectificación continua, que con un sistema de rectificación pulsante.

- Potencia de un tubo, en función de las dimensiones del foco.

La figura 4.IV muestra que para un sistema de rectificación dado, la potencia máxima admisible para 0.1 seg. es mayor para el caso en que el foco sea más grande.

- Potencia de un tubo, en función del tiempo de exposición.

La figura 5.IV muestra que para cualquier sistema de rectificación y cualquier tamaño del foco, la potencia

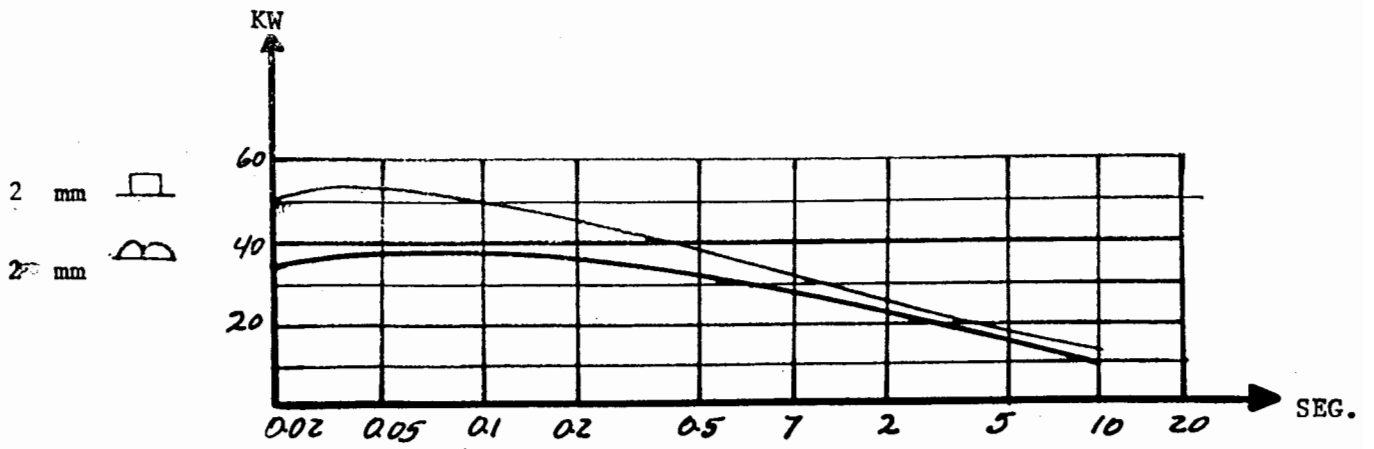


FIGURA 3.IV
 POTENCIA EN FUNCION DEL TIPO DE RECTIFICACION

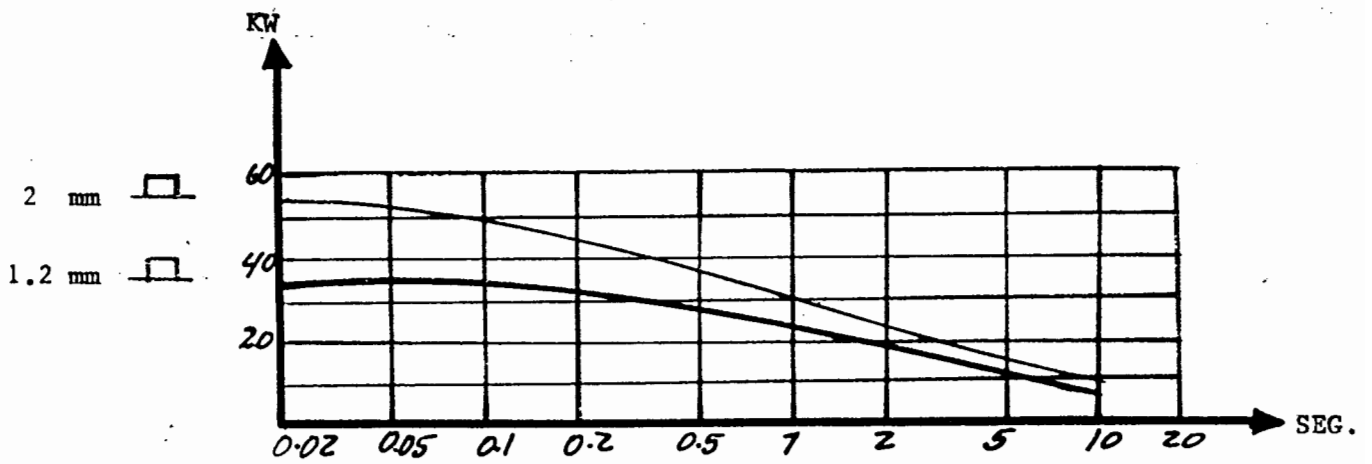


FIGURA 4.IV
 POTENCIA EN FUNCION DE LAS DIMENSIONES
 DEL FOCO.

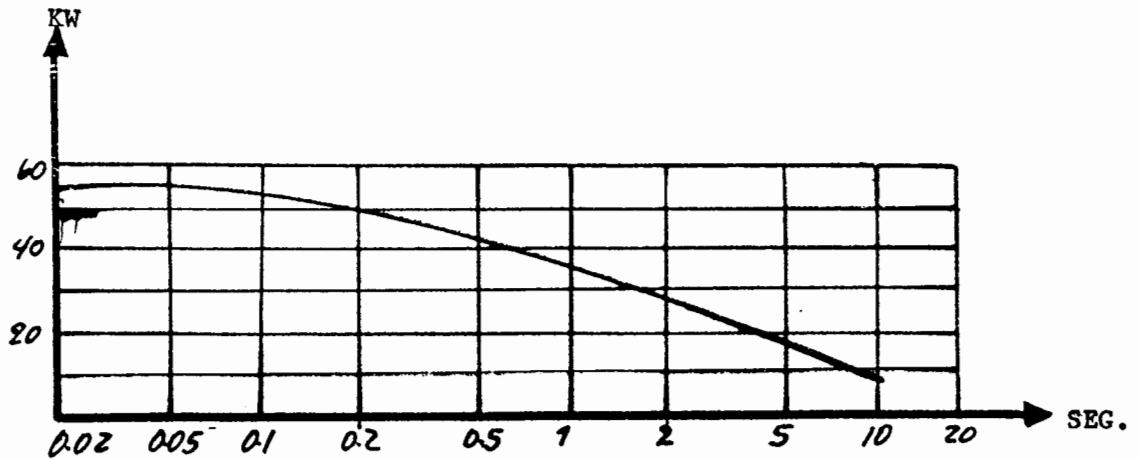

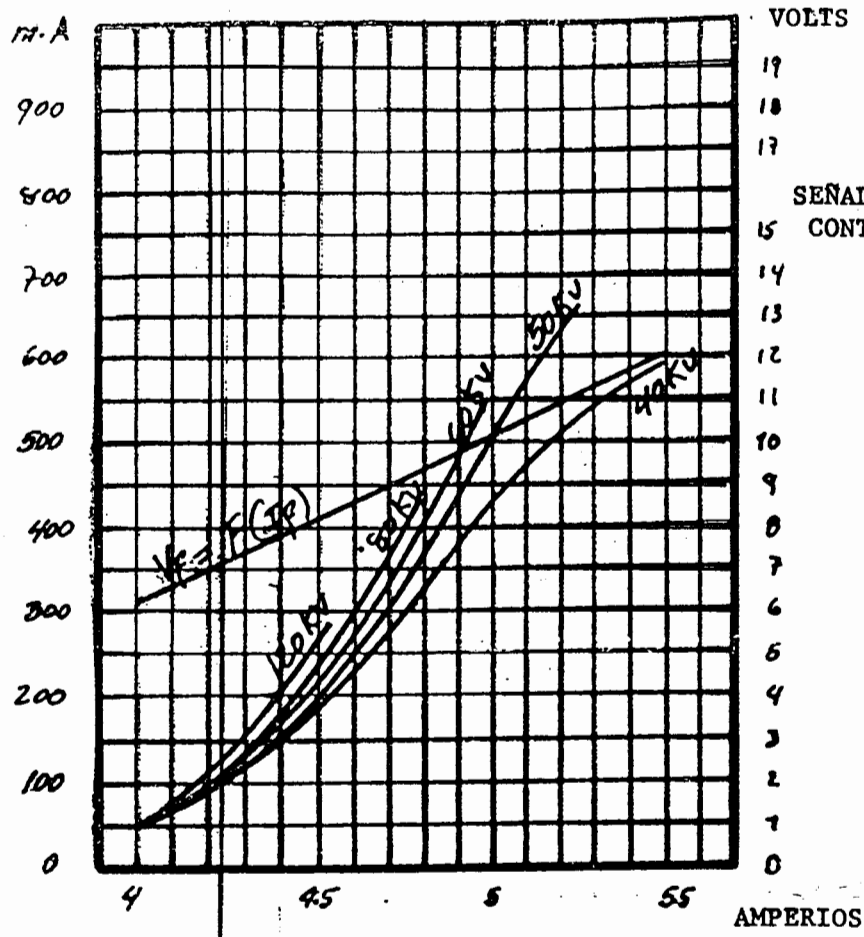




FIGURA 5.IV
 POTENCIA EN FUNCION DEL TIEMPO DE
 EXPOSICION

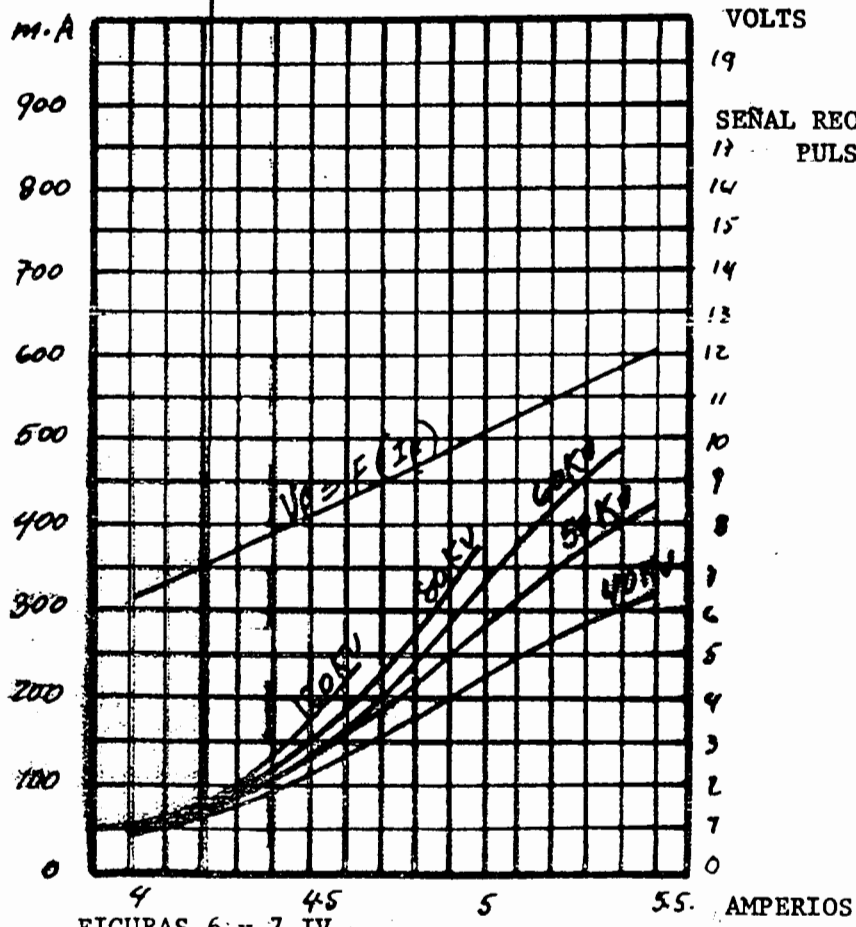
TIPO DE TUBO
 FOCO: 1 X 1 m.m.
 PENDIENTE: 17°
 GENERADOR 
 VELOCIDAD: 3.600




VOLTS
 19
 18
 17
 16
 15
 14
 13
 12
 11
 10
 9
 8
 7
 6
 5
 4
 3
 2
 1
 0


 SEÑAL RECTIFICADA
 CONTINUA

TIPO DE TUBO:
 FOCO: 1 X 1
 PENDIENTE: 17°
 GENERADOR : 
 VELOCIDAD: 3.600



VOLTS
 19
 18
 17
 16
 15
 14
 13
 12
 11
 10
 9
 8
 7
 6
 5
 4
 3
 2
 1
 0


 SEÑAL RECTIFICADA
 PULSANTE

FIGURAS 6 y 7 IV
 CURVAS DE EMISION ELECTRONICA

es menor a medida que aumenta el tiempo de exposición.

6.2.3.2 CURVA DE EMISIÓN ELECTRONICA:

Figura 6 y 7.IV: Dichas gráficas relacionan los parámetros V_f (Voltaje de filamento), indicado en el eje vertical derecho, expresado en voltios y la I_f (corriente de filamento), indicado en el eje horizontal, expresado en amperios, la recta representa la relación $V_f = F(I_f)$, (voltaje de filamento en función de la corriente de filamento). En la misma gráfica, el eje vertical izquierdo, indica el valor de la intensidad de la corriente del tubo (expresada en mA), y la familia de Curvas representan los diversos valores de KV).

La figura 6.IV muestra las curvas de emisión electrónica, para un tubo de Rayos X particular con las siguientes características: foco óptico de 1 x 1 mm; pendiente de 17 grados; velocidad de rotación de 3600 rpm. y alimentado con tensión rectificada pulsante.

6.2.3.3 CURVAS CARACTERISTICAS TERMICAS: El calor generado a nivel del ánodo por el bombardeo del haz de electrones, tarda cierto tiempo en disiparse, por ejemplo, para el caso de los estudios radiográficos habituales, existen intervalos de tiempo entre examen lo suficientemente espaciados, como para que el ánodo se enfríe. Para el caso de radiografías seriadas (angiografía) los intervalos de tiempo son muy cortos, por tanto habrá que tener en cuenta el tiempo que tarda el ánodo en enfriarse para no recargar térmicamente el tubo y evitar su deterioro.

Ejemplo: Un estudio radiográfico requiere 70 KV, 100 mA. y 0.1 seg. Calcular la acumulación de calor en el ánodo.

De la ecuación que define la acumulación de calor en el ánodo, podremos calcular la carga térmica desarrollada en el ánodo.

$$\begin{aligned} UC &= KV \times mA \times t \\ UC &= 70 \times 100 \times 0.1 \\ UC &= 700 \text{ (unidades de calor).} \end{aligned}$$

La ecuación $UC = KV \times mA \times t$, permite demostrar que un tubo de rayos X funciona más eficientemente empleando valores elevados de KV (Técnica de alto Kilo-voltaje), y disminuyendo proporcionalmente al tiempo de exposición, obteniéndose para este caso menor cantidad de calor generada en el ánodo.

Ejemplo: Una técnica radiográfica realizada con 60 KV., 100 mA. y 1 segundo, desarrollarán 600 UC en el ánodo. Si se aumenta el KV en 10 y se reduce proporcionalmente el tiempo a la mitad, para obtener el mismo resultado radiográfico, habiéndose desarrollado solamente 3500 UC en el ánodo. Lo anterior quiere decir, que al emplear la técnica de alto KV., las UC desarrolladas en el ánodo, disminuyen, funcionando de esta manera más eficientemente el tubo.

La figura 8.IV muestra las curvas características térmicas.

7. INFORMACION TECNICA SOBRE LA CORAZA.

7.1 Ficha Técnica. La información suministrada en la ficha esta relacionada con algunas características generales, características eléctricas, térmicas y las relacionadas con el sistema de rotación.

CARACTERISTICAS	OBSERVACIONES
Configuración	Compuesta de una aleación ligera y emplomada interiormente, llena en vacío con aceite aislante especialmente tratado.
Peso	Ej: 2 Kg., coraza con tubo de rayos equis.
Compatibilidad	Ej: La coraza puede recibir varios tipos de tubos, modelos XXX.
Protección	Ej: Conforme a las normas...
Filtro inherente	Ej: 1.2 mm. de aluminio a 80 KV.
Filtro adicional	Ej: 2 mm. de aluminio de ventanilla.
Alimentación alta tensión	Ej: Por dos entradas aislantes tipo Federal Standard.
Dimensiones	Ej: Longitud 490 mm; diámetro 170 mm.
 CARACTERISTICAS ELECTRICAS DE LA CORAZA.	
Tensión máxima entre polos	Ej: 150 KV. máximo para generador de tensión constante.

Tensión entre polos y tierra. Ej: 130 KV. máximo para generador de tensión ondulada.
Ej: 80 KV. máximo.

CARACTERISTICAS TERMICAS

Capacidad Calórica Ej: 2 000.000 UC ó 1 400.000 julios.
Disipación permanente Ej: 370 UC ó 250 w.
Enfriamiento Ej: Por convección natural.
Seguridad Térmica Ej: Con capsula termostática de 70 grados con tolerancia de +2 y -5.

CARACTERISTICAS ELECTRICAS DEL SISTEMA DE ROTACION

Ej: 3600 rpm.

Resistencia Fase Principal
Resistencia Fase Auxiliar

Ej: 50 ohmios
Ej: 110 ohmios.

	Vpc	Vac	Vpa
Arranque	310 V	420 V	450 V
Conservación	90 V	102 V	112 V
	Ip	Ia	Ic
	3.3 A	1.9 A	4.1 A
	1 A	0.6 A	1.25A

Tiempo de arranque Ej: 1.2 seg. para ánodo de Tg - Mo
Ej: 1 seg. para ánodo de Tg - Gr.
Capacidades de desfase Ej: 13.5 micro - faradios

7.2 Gráfica Figura 9.IV, muestra las curvas características de calentamiento y Enfriamiento, de una coraza particular.

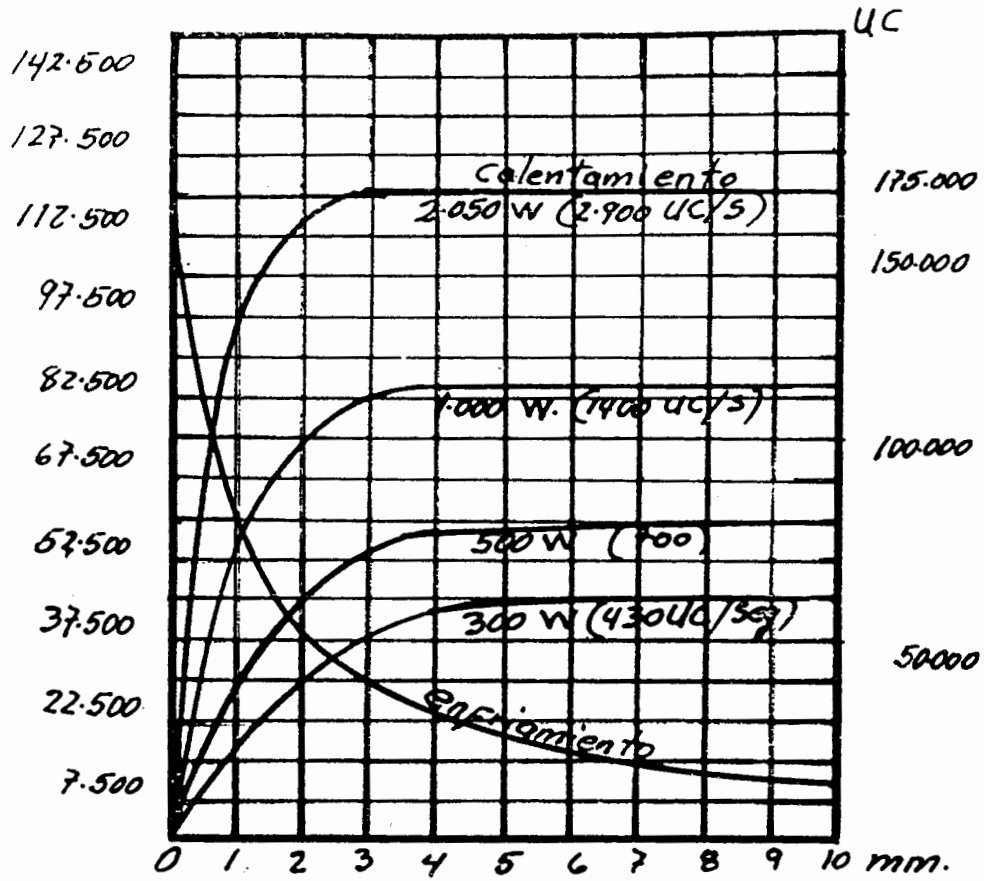


FIGURA 8.IV
CARACTERISTICAS TERMICAS DEL ANODO

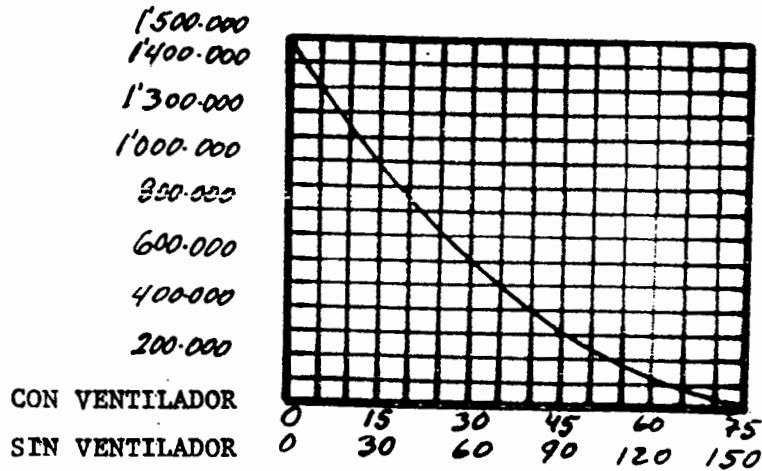
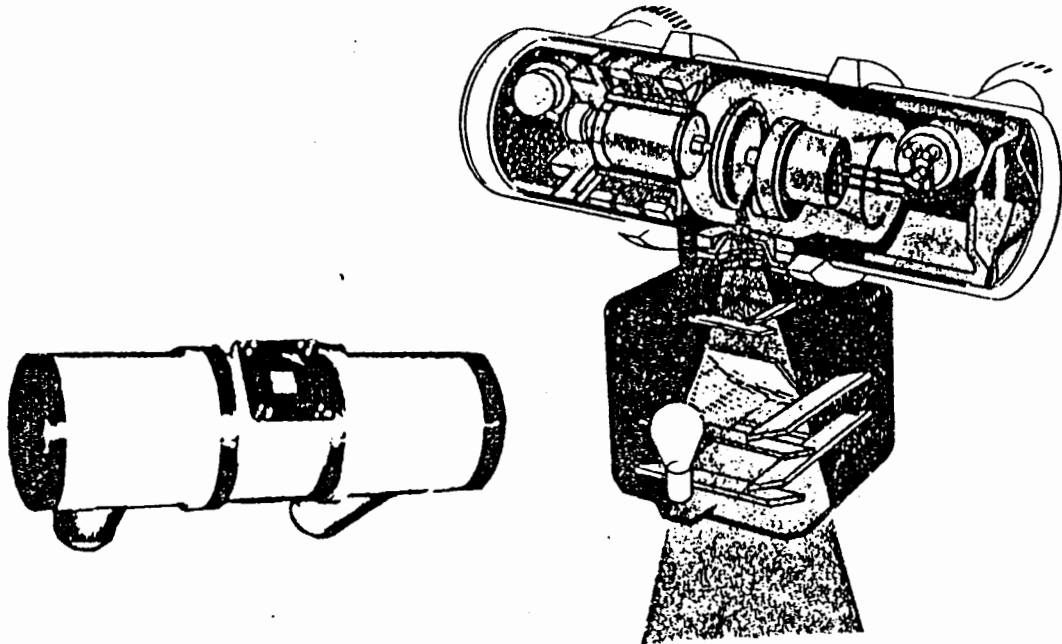


FIGURA 9.IV
CURVA DE ENFRIAMIENTO DE UNA CORAZA

RESUMEN

Información técnica de los tubos de Rayos Equis.	Ficha Técnica	Características eléctricas. Características mecánicas. Características Térmicas. Características relativas. al ánodo.
	Gráficas	Curvas de carga. Curvas de emisión electrónica. Curvas características térmicas.
Información Técnica relativa a la Coraza.	Ficha Técnica	Características generales. Características eléctricas. Características térmicas. Características térmicas. relativas al sistema de rotación.
	Gráficas	De enfriamiento De calentamiento



CARACTERISTICAS CORAZA

BDESCRIPCION

CONSTITUCION

Compuesta de una aleación ligera y emplomada interiormente, se llena en vacío de aceite aislante especialmente tratado.

El volumen de expansión interna compensa la dilatación del aceite, respetando los límites de las temperaturas admitidas.

OCUPACION

Ver el esquema.

PESO

Carcasa con tubo RX (sin los cables AT): $22'5 \pm 0'5$ Kg.

CARCASA EQUIPADA

La carcasa puede recibir varios tipos de RX de ánodo giratorio, con un disco de 90 mm, de diametro.

ZONA CUBIERTA

A 1 m. del foco del tubo RX.

declive anodico del tubo x	35 x 35 cm	50 x 50 cm
12°	X	
15°		
17°30		X

CARACTERISTICAS ELECTRICAS

Tensión máxima de empleo

Entre polos: 150 KV máximo en el generador de tensión constante y equilibrada con relación a la tierra,

130 KV máximo en el generador de tensión ondulada no equilibrada con relación a la tierra,

150 KV máximo en el generador de tensión pulsada,

Entre polos y tierra: 80 KV máximo.

ALIMENTACION DEL MOTOR DE ANODO

Resistencia fase principal : 50 Ω

Resistencia fase auxiliar : 110 Ω

Caso 9.000 r/mm

Con un triplicador de frecuencia alimentado en 220 V o 380 V trifasico.

	V _{pc}	V _{ac}	V _{pa}
arranque	780 V	900 V	1200 V
conservación	130 V	150 V	180 V

	I _p	I _a	I _c
arranque	3'5 A	2'2 A	4'1 A
conservación	0'6 A	0'5 A	0'7 A

tiempo de arranque:

Anodo WMo 1'8 s.

Anodo WG 1'4 s.

capacidad de desfase 3'2 μ F

FILTRACION

Filtración inherente (carcasa con tubo incluido) : equivalente a 1'2 mm. AL. a 80 KV.

Filtración adicional de ventanilla: 2mm. AL. en el trayecto de la radiación útil.

NOTA. Después de terminar una intervención, no olvidar volver a colocar la arandela protectora de plomo; lado anódico de la carcasa.

LOCALIZADORES

La ventanilla de salida de la carcasa STATORIX 240 está destinada únicamente para el acopio de colimador X. ACT.

En caso de utilizarla sin diafragma o con otro de diferente marca, se precisará un cono de plomo. Para ello, se deberán realizar las pruebas de escape RX por el departamento competente, en conformidad con las normas en vigor (carcasas equipadas con localizador o diafragma)..

ALIMENTACION ALTA TENSION

Por dos entradas aislantes idénticas tipo Federal Standard, con las boquillas de los cables AT; el montaje o desmontaje requiere una llave especial.

La carcasa y la trenza metálica externa de los cables AT deben enlazarse a tierra.

caso 3.000 r/mn

con un sistema de arranque rápido alimentado en 220 V monofasico.

	V _{pc}	V _{ac}	V _{pa}
.arranque	310 V	420 V	450 V
.conservación	90 V	102 V	112 V

	I _p	I _a	I _c
.arranque	3'3 A	1'9 A	4'1 A
.conservación	1 A	0'6 A	1'25 A

.tipo de arranque:

ánodo WMo 1'2 s.

ánodo WG 1 s.

Capacidades de desfase 13'5 F

CARACTERISTICAS TERMICAS

CAPACIDAD CALORIFICA

2.000.000 UCo 1.400.000 julios

Disipación permanente 370 UC o 250 W.

ENFRIAMIENTO

Por convección natural.

Ver curva 18.109.12

SEGURIDAD TERMICA

+ 2
Cuando la carcasa alcanza una temperatura de 70° - 5' una capsula termoestatica cierra el circuito que puede comprender un aparato indicador.

Es obligatorio enlazar este dispositivo a la alarma del pupitre.

PROTECCION

Conforme a la norma francesa NFC 74-100, en lo que se refiere a la protección eléctrica y contra las radiaciones RX restantes, una vez realizadas las pruebas en el laboratorio Central de las Industrias Eléctricas (LCIE).

UTILIZACION

Las condiciones de empleo del conjunto carcasa tubo deben corresponder a las características del tubo, como indican las instrucciones Técnicas Particulares (ITP) de cada tipo de tubo.

Para determinar los regímenes de funcionamiento, hay que tener en cuenta:

Las características eléctricas, la forma y el valor de la AT y los valores de la corriente calentadora del cátodo.

Las características térmicas: la capacidad calorífica, la curva de enfriamiento de la carcasa y los abacos de carga del tubo.

El valor de sobretensión que puede producir el generador AT no debe sobrepasar la tensión máxima permitida por el tubo y la carcasa.

El valor máximo de la AT entra uno y otro de los bornes AT y la tierra, no debe sobrepasar la mitad de la AT máxima permitida por la carcasa.

Antes de poner en servicio un tubo de ánodo giratorio, es indispensable para conservarlo en buen estado y para obtener resultados satisfactorios, efectuar el calibrado y calibrar de nuevo el generador AT.

REGIMEN PRACTICO

Una instrucción adjunta a cada tubo explica detalladamente como comprender los abacos de carga y de enfriamiento de las técnicas previstas.

Consultar la ITP propia del tubo utilizado, el cual contiene todas las curvas utiles que permiten conocer con exactitud los regimenes autorizados en la técnica escogida.

CAPITULO VII

CAPITULO VII

APARATOS DE DIAGNOSTICO POR RAYOS

7. VARIAS FORMAS DE ALTA TENSION APLICADA AL TUBO

En principio, todos los aparatos de rayos X para diagnóstico tienen la misma construcción y constan de una conexión a la red de energía eléctrica, una unión al generador de alta tensión (con transformador de filamento incorporado) a través de un mecanismo conmutador, que varía de un simple reloj a un complicado panel de conmutadores, y las conexiones de los polos del generador (con cables de a.t. o sin ellos) al ánodo y al cátodo del tubo de rayos X.

Además de esto, desde la aplicación general de medidas protectoras contra la a.t., el aislamiento de toda la sección de a.t. va rodeado de una chapa metálica continua puesta a tierra. En el capítulo 1, sección 1.9, se mencionó ya el principio de diseño de los aparatos Meta - lix, presentados por vez primera en 1928, en los que incluía protección contra la a.t. y las radiaciones espurias. La condición para el paso de corriente para el tubo-que sólo puede realizarse cuando el ánodo positivo respecto al cátodo-también se trató ya a fondo en el capítulo 1. Si el ánodo es negativo y el cátodo positivo, el flujo de corriente queda bloqueado y se interrumpe la radiación.

7.1. APARATOS DE MEDIA ONDA. SE SUPRIME LA FASE NEGATIVA. GENERADOR DE UN SOLO IMPULSO.

Al conectar un transformador a una tensión alterna de frecuencia 50 Hz, la interrupción mencionada de la radiación se produce 50 veces en cada segundo. La onda sinusoidal de la tensión alterna, que consta de fases positivas y negativas, sólo puede producir rayos X durante aquellas en las cuales es positivo el polo del transformador conectado al ánodo del tubo. Si sólo una de las fases es la que funciona de este modo, quedando la otra desaprovechada, se habla de aparatos de media onda. La fase que se suprime y, por tanto, no produce rayos X, se llama también fase negativa u opuesta, ya que durante ella el ánodo es negativo respecto al cátodo y, debido a la ausencia de emisión electrónica por parte de aquel, es imposible el transporte de electricidad al cátodo y, como consecuencia, el tubo se queda sin corriente durante esta fase negativa.

En las figuras siguientes se usarán para indicar los tubos de rayos X los símbolos utilizados al principio también para las válvulas rectificadoras y otros tipos de éstos. Como en la actualidad prácticamente

todas las válvulas han sido sustituidas por rectificadores de estado sólido, la rectificación se indicará por el símbolo, $\rightarrow|$ en el que la punta de flecha marca la dirección de la corriente eléctrica convencional (opuesta al flujo de electrones), o sea, la que se origina en el ánodo. El ánodo del tubo de rayos X (anticátodo) se señala con una línea oblicua, en tanto que el cátodo caliente se representa con una línea terminada en gancho (\curvearrowright).

7.1.2. APARATOS DE MEDIA ONDA SIN VALVULAS (AUTORECTIFICADORES)

Como la corriente sólo puede circular por los tubos de rayos X en un sentido, podemos hablar de rectificación. Si el propio tubo impide la circulación de la corriente en sentido opuesto, se dice de él que es autorectificador (Fig. 15-1). Respecto al uso de este tipo de aparatos, la mayoría de los cuales son unidades portátiles, hay que tener en cuenta dos puntos:

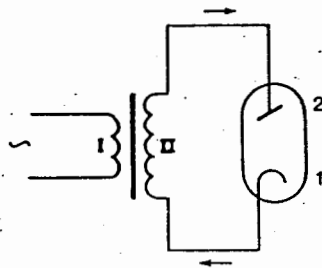
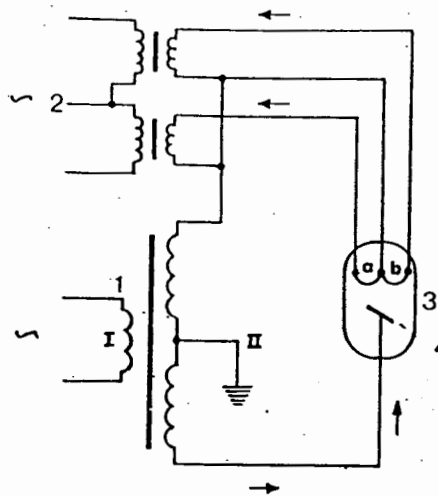


Fig. 15-1.- Esquema de un aparato de semionda, autorrectificador (sin válvulas). I) Devanado primario del transformador de a.t. conectado a la red. II) devanado secundario del transformador de a.t., 1) filamento del cátodo (no se indica el circuito a él correspondiente); 2) ánodo del tubo de rayos X. Las flechas indican la dirección de la corriente electrónica.

1. La carga del tubo no deberá ser nunca tal que se caliente al ánodo hasta el punto de poder llegar a emitir electrones, como consecuencia de la emisión termiónica, pues entonces, en la fase en que el ánodo es negativo respecto al cátodo se produciría un flujo de electrones del primero al segundo. Este no está diseñado para resistir tal bombardeo y quedaría destruido, y con él inutilizado el tubo. Este fenómeno se llama descarga inversa. Como es natural, ha de evitarse en todo lo posible, y por eso esta clase de unidades se construyen de manera que el foco se cargue a un nivel relativamente bajo, muy alejado del punto de fusión, ya que, sobre todo en altas temperaturas, la emisión electrónica aumenta muy rápidamente. Para ello, el foco se hace relativamente grande y la carga se mantiene baja. También conviene observar estrictamente los períodos de enfriamiento.
2. Como el tubo de rayos X sólo conduce corriente durante un semiciclo de la onda sinusoidal, sin que se use el otro semiciclo, la tensión de esta segunda fase (llamada también tensión inversa) es mayor que la de la útil. Se comprende que el aislamiento del aparato y el tubo habrá de calcularse para que resista la tensión inversa. En la actuali-

VARIAS FORMAS DE ALTA TENSION APLICADA AL TUBO

Fig. 15-2.— Rectificación de media onda con un tubo de doble foco. 1) Transformador de a.t. cuyo secundario está puesto a tierra en su centro (tensión de red alterna); 2) transformador de corriente de filamento, para dos de éstos (a y b); 3) tubo de doble foco; 4) ánodo. Las flechas indican la dirección de la corriente.



dad todas las unidades van provistas de tomas de tierra, que en los aparatos pequeños se asegura mediante un flexo de conexión previsto de tres conductores, que se enchufa en un conector de tres terminales. La conexión de una clavija de dos terminales sólo está admitida si se ha provisto una toma de tierra separada.

En muchas unidades de Rayos X, especialmente las de tipo tanque con el transformador de a.t. y el tubo en el mismo alojamiento, los devanados de a.t. y de filamento van en el mismo núcleo del transformador (Fig. 15-3). Es evidente que con esta disposición se producen

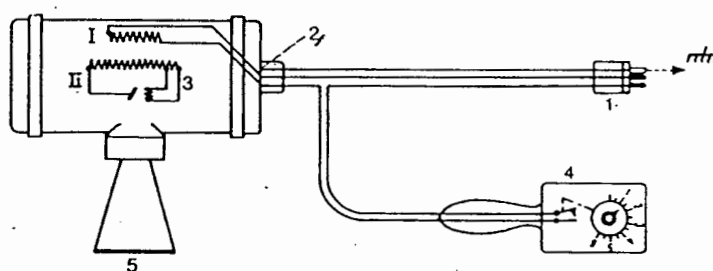


Fig. 15-3.— Esquema de una unidad tanque con interruptor de tiempo manual. 1) devanado primario del transformador de a.t.; II) devanado secundario del mismo transformador. 1) clavija tripolar (con tierra); 2) punto de toma de tierra del blindaje; 3) toma para la corriente de filamento; 4) interruptor manual con cronómetro mecánico, resistencia, contacto de preparación y de exposición, dentro; 5) cono (o diafragma de haz luminoso). Para mayor sencillez sólo se ha representado una etapa de tensión, sin incluir el circuito fluoroscópico.

al mismo tiempo la tensión de filamento y la a.t. Como el caldeo de filamento necesita un tiempo determinado, no se puede conseguir la producción inmediata de Rayos X. Este sistema, aunque atractivo a causa de su sencillez, sólo se puede emplear en aparatos muy pequeños y no sirve para radiografías de tiempo de exposición muy corto.

Para vencer este inconveniente del tiempo de caldeo, al menos en cierta medida, se ha desarrollado un método de conmutación con el cual se calienta el filamento un poco (sin que se produzca entonces rayos X) antes de la exposición. Este sistema es muy simple. Se aplica la tensión de la fuente bajo valor al primario del transformador combinado de a.t. y filamento por intermedio de una resistencia de un valor tal que se produzca una tensión reducida de filamento durante esta fase preparatoria de la exposición, con lo que dicho filamento alcanza casi la temperatura correcta, pero en ese caso la a.t. reducida, junto con el efecto ya mencionado de que puede producirse la circulación de corriente por el tubo. En cuanto se aprieta el botón de exposición, la resistencia queda cortocircuitada, con lo que la tensión alcanza su valor total y el tubo empieza a producir Rayos X prácticamente de modo instantáneo. Al terminar el ciclo del temporizador se desconecta la tensión de exposición de primario. Por lo general, en esta clase de unidades el conmutador de preparación va combinado con el de tiempo y la corriente se aplica a través de la resistencia en cuanto se ajusta al cronómetro haciendo girar el conmutador de tiempos para obtener el de la exposición que se va hacer.

7.1.3. APARATOS DE MEDIA ONDA CON VALVULAS O RECTIFICADORES

Para proteger el tubo contra los riesgos de la descarga inversa y contra una tensión excesiva durante la semionda negativa se emplean rectificadores, que evitan el paso de corriente por el tubo durante los periodos en que el ánodo es negativo respecto a cátodo. Estos rectificadores suelen estar incluidos en el mismo tanque que el transformador de a.t., sumergido en aceite. En principio, bastaría con una sola válvula en serie con el tubo de Rayos X, tal como se indica en la Fig. 15-4, pero como desde el punto de vista de la carga y del aislamiento de los cables de a.t. es deseable la simetría, no se usa una sola válvula, sino dos por lo menos. Los generadores de a.t. de una y dos válvulas son aparatos de media onda protegidos contra la descarga inversa del tubo de Rayos X. Ya no hay que temer las altas temperaturas anódicas y, por tanto, el foco puede estar sometido a una mayor carga por mm^2 que en el caso de los aparatos de media onda sin válvulas. O, que es igual sin válvulas el foco ha de ser mayor para conseguir la misma carga que con ellas, ya que en el primer caso tiene que estar más frío. Los aparatos de media onda de una y dos válvulas se emplean muy poco, no obstante.

7.1.4. APARATOS EN LOS QUE SE APROVECHA LA FASE NEGATIVA. GENERADORES DE DOS IMPULSOS

Hace ya más de medio siglo que la fase inversa (negativa) se convirtió en positiva (útil), gracias a la rectificación. Los rectificadores mecánicos del pasado están hoy prohibidos a causa de su gran

VARIAS FORMAS DE ALTA TENSION APLICADA AL TUBO

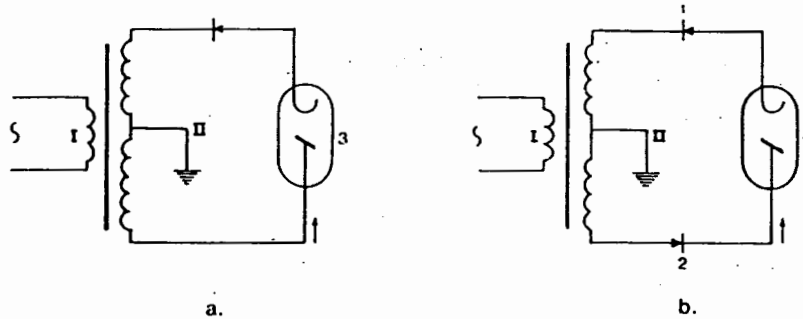


Fig. 15-4.— Generador de media onda (a) con protección del tubo de rayos X por medio de dos rectificadores (b). I) devanado primario del generador de a.t.; II) secundario del mismo generador (con toma de tierra en su centro). 1) rectificador en el lado del cátodo; 2) válvula en el lado de ánodo; 3) tubo de rayos X (no se ha indicado el circuito de la corriente de filamento).

interferencia en radio y televisión; pero, de todos modos, ya no serían capaces de hacer frente a las energías que se emplean en la actualidad. Junto a la rectificación con válvulas, que todavía existe, la realizada con elementos de estado sólido está tan perfeccionada que puede considerarse la única válida, relegando el sistema con válvulas a la categoría de anticátodo.

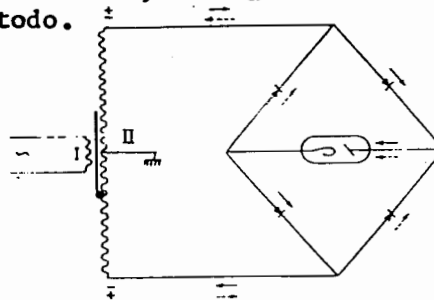


Fig. 15-5.— Esquema de un circuito de Graetz de cuatro válvulas (puente). I) devanado primario del transformador de a.t.; II) secundario de ese mismo transformador (con toma de tierra en el centro). El tubo de rayos X está en una diagonal del cuadrado. Las flechas continuas indican la dirección de la corriente durante un semiciclo; las de trazos, durante el opuesto. En el tubo de rayos X la dirección de la corriente es siempre la misma.

7.1.4.1 RECTIFICACION CON CUATRO VALVULAS. CIRCUITO GRAETZ

Mediante un ingenioso circuito (Graetz), se disponen cuatro rectificadores entre los bornes de un tubo de Rayos X de tal modo que su ánodo queda conectado al polo positivo y el cátodo al negativo durante las dos fases. En la Fig. 15-5 se representa el circuito en cuestión: El tubo

de rayos equis queda en la diagonal de un cuadrado formado por los cuatro rectificadores. El circuito se llama de puente. En la Fig. 15-6 se indica lo que sucede con la tensión gracias a ese círculo. En todos los ciclos de la corriente alterna, tanto las fases positivas como las negativas hacen que por el tubo circule siempre una corriente del mismo sentido, de donde le viene el nombre de generador de dos impulsos.

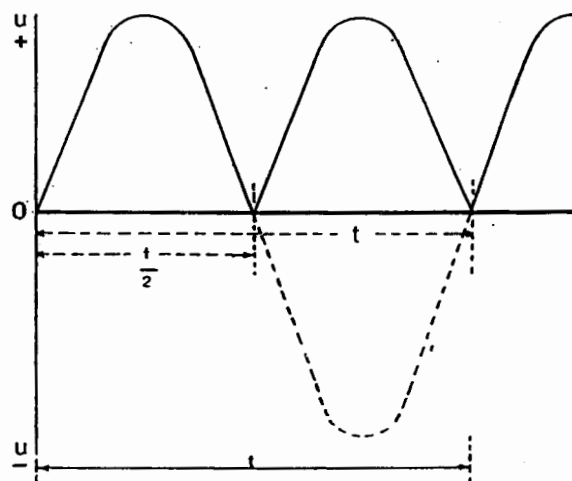


Fig. 15-6.— Tipo de tensión que se tiene con un generador de dos impulsos (cuatro válvulas). En el momento en que la tensión alcanza el valor cero en bornes del transformador (después de cada semiciclo) y toma un valor opuesto, la tensión positiva se envía al ánodo por otro camino mediante la rectificación, con lo que éste recibe siempre una tensión positiva. t) tiempo de un ciclo; t/s) tiempo de un semiciclo; $U+$) tensión positiva del transformador; $U-$) tensión negativa del transformador; 0) punto cero de la tensión. La línea de trazos representa el semiciclo negativo de la tensión del transformador, que se convierte en positiva para el tubo (línea llena).

7.1.5. CABLES DE ALTA TENSION (a.t.)

Aparte de las unidades compactas en las que el transformador de a.t. y el tubo de rayos X están en íntimo contacto entre sí, dentro del mismo alojamiento o carcasa, la conexión entre el transformador de a.t. y el tubo, en todos los demás casos, se lleva a cabo mediante de a.t.

Los tubos de rayos X se conectaban antes al generador de a.t. por medio de lo que se conocía como conexiones abiertas de a.t., pero este método ya está anticuado. Aparte del riesgo de descarga eléctrica que existía para el paciente, el operador y demás personal, el movimiento del tubo quedaba muy limitado. Para poder maniobrar el tubo de rayos X del modo exigido por las modernas técnicas, los cables de a.t. utilizados

tienen que ser muy flexibles y, además, nada peligrosos en caso de que se toquen. Los cables de a.t. actuales están compuestos de un núcleo, que comprende los conductores de cobre, aislados individualmente para baja tensión (la de filamento), cubiertos con una capa de goma semiaislante. El objeto de ésta es distribuir el campo eléctrico en una gran superficie, con lo que el riesgo de ruptura del aislamiento del cable se hace menor. Esta goma conductora va a su vez embebida en otra que la proporciona aislamiento contra la alta tensión, y todo ello rodeado de una camisa de hilo metálico trenzado, puesto a tierra. A su vez, esta última va recubierta de algodón o un metal sintético que protege el cable contra golpes, abrasión, etc., a la vez que mejora su aspecto (Fig. 15-7).

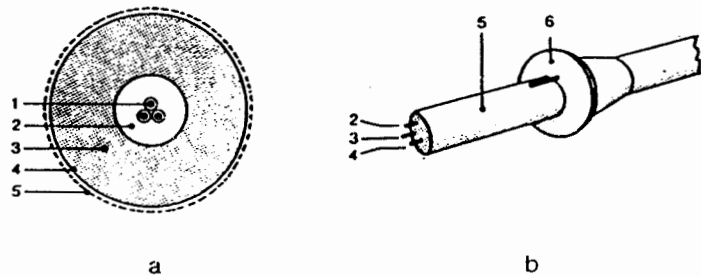


Fig. 15-7.— Sección de un cable de alta tensión trifilar (a) y clavija de alta tensión para cable (b).

- a) 1. Tres conductores aislados por separado para la baja tensión; 2. capa de boma semiconductora; 3. capa de goma aislante para la alta tensión; 4. camisa de trenza metálica, puesta a tierra; 5. forro trenzado; o de tejido o material sintético.
- b) 1. Final del cable de alta tensión; 2, 3, 4. patillas correspondientes a los tres conductores; 2. patilla de contacto de los dos filamentos; 3. patilla del foco grande; 4. patilla del foco pequeño; 5. material aislante; 6. anillo metálico que sirve para la toma de tierra.

La camisa del cable puesta a tierra se encuentra en contacto con el tanque del transformador y el blindaje del tubo, por medio de un aro metálico de la clavija del cable. Los cables de a.t. se suministran en diferentes longitudes, completos con sus clavijas de enchufe en el generador de a.t. y el tubo. El cable de ánodo, así como el de cátodo, están hechos de forma similar (trifilar)*, ya que esto simplifica el problema de conservar unas existencias adecuadas de repuesto de ambos cables. para su empleo como cable anódico pueden cortocircuitarse mutuamente los tres conductores, puesto que sólo se necesita uno.

(*) Algunos cables modernos de a.t. contienen cuatro conductores (uno de los cuales se destina a llevar tensión a la rejilla de un tubo especial de rayos X).

Si se utiliza un generador de a.t. para alimentar varios tubos de rayos equis se necesita un conmutador de a.t. para pasar de un tubo a otro.

Cuanto más largo sea el cable, mayor será su capacidad. Los largos se comportan como condensadores. Su efecto es más notable cuando se usan corrientes pequeñas, como en el caso de la fluoroscopia, en la que la tensión del tubo de rayos X puede llegar a ser constante en lugar de pulsatoria. La capacidad del cable, en la que se almacena una carga eléctrica durante el paso de la corriente, es la causa de que, después de la desconexión subsiguiente a una exposición, siga circulando aún corriente por el tubo durante un breve tiempo, con la producción de rayos X que ella implica. Cuanto más bajo sea el ajuste de la corriente fluoroscópica (es decir, más frío esté el filamento del tubo), más tiempo se mantendrá esta radiación X extra. La consecuencia de ello es el conocido fenómeno que aparece en fluoroscopia con televisión por intensificador de imagen (donde la corriente del tubo tiene un valor muy bajo, que puede ser, por ejemplo, de 0,2 mA) y debido al cual se puede seguir viendo al paciente como imagen de televisión después de haber terminado el examen.

7.1.6. INFLUENCIA DE LA CAPACIDAD SOBRE EL CIRCUITO

La capacidad ya mencionada del cable puede impedir que la tensión existente en bordes del tubo de rayos X se reduzca completamente a cero, a pesar de que la tensión del transformador es nula al final de cada semiciclo. El efecto de condensador de los cables (después de todo, un cable de a.t. con el conductor cargado y la camisa puesta a tierra constituye siempre un condensador) hace que la onda sea menos pronunciada y se dice entonces que hay un filtrado. En muchas unidades se incluyen condensadores extras, contruidos de manera que efectúen una cierta cantidad de filtrado, suministrando energía cuando la del transformador de alimentación disminuye. Cuanto mayor sea la carga del condensador y menor la corriente del tubo* mayor será el filtrado,

7.1.7. COMPARACION DE GENERADORES DE UNO Y DOS IMPULSOS EN RELACION CON LA CARGA DEL TUBO Y EL TAMAÑO DEL FOCO

La corriente de pico que atraviesa el tubo es mayor con los generadores de un sólo impulso que con los de dos, para una misma exposición. Si se aplican 20 mAs durante 0,4 s, se tiene en los dos casos una corriente media de 50 mA, pero el generador de dos impulsos aprovecha por completo los 0,4, en tanto que el de uno sólo utiliza 0,2 s, ya que el tubo está sin corriente la mitad del tiempo. Por eso en este último caso la intensidad de la corriente durante la fase de trabajo tiene que ser el doble, lo que implica una carga doble en el foco. Como consecuencia, con el mismo tamaño de foco, la carga puede ser mayor en una unidad de cuatro válvulas, en la que los picos de corriente son menores, que cuando se trate de una media onda.

7.1.8.2. APARATOS TRIFASICOS; GENERADOR DE SEIS IMPULSOS

Con los secundarios del transformador en estrella y el punto medio de ésta a tierra, los otros extremos de los bobinados quedan con una tensión regulada mediante seis rectificadores de tal modo que el ánodo siempre tenga una tensión positiva y el cátodo una negativa. Aunque cada una de las tres tensiones alternas pasa en sí por cero, como en el caso del circuito de dos impulsos, no sucede así con la resultante de ellas, ya que, como se indica en la Fig. 15-9, es obvio que se superponen parcialmente y se comprende pues que durante un ciclo se producen seis elevaciones de tensión (en $1/50$ s), las cuales alcanzan el valor de pico, de donde le viene al sistema la denominación de generador de seis impulsos. Las depresiones existentes entre los valores máximos se llaman rizado y en este caso llegan al 13 por 100.

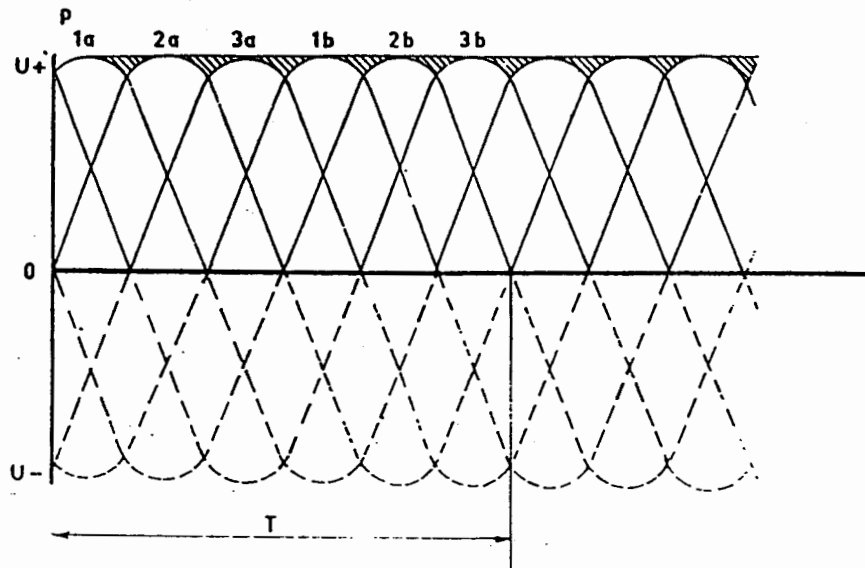


Fig. 15-9.- Forma de onda que se tiene con un generador de seis impulsos. Durante un ciclo, cada una de las corrientes alternas proporciona dos impulsos (indicados por P, 1a, 1b, 2a, 2b, 3a, 3b). El rizado queda en medio (zona rayada).

En la figura 15-10 se representa esquemáticamente la disposición de un aparato de seis válvulas (seis impulsos). Una ventaja adicional de la conexión trifásica es la que la potencia necesaria está suministrada por tres líneas de alimentación, en lugar de serlo por dos solas. En la práctica, esto significa que las altas potencias las proporciona con más holgura un generador de seis impulsos que los de uno ó dos.

(*) En terapia se ha llegado a conseguir un grado tan alto de filtrado mediante condensadores grandes que las variaciones de tensión (con una corriente de tubo de 10 mA, por ejemplo) alterna dada por el transformador.

Resumén

El empleo de uno ó más rectificadores permite trabajar con un foco menor, usando la misma carga media en el tubo.

7.1.8 UNIDADES CONECTADAS A TENSION TRIFASICA

Con las cargas cada vez mayores que los tubos de rayos X tenían que soportarse se fue haciendo cada día más difícil obtener la energía necesaria de la red. Es cierto que aquella se necesita únicamente durante tiempos muy breves (fracciones de segundo) y el consumo de electricidad en vatios por segundo o en kilovatios-hora resulta bajo; pero en el momento de hacer la exposición de rayos X tiene que haber disponible la gran energía que hace falta. Con una unidad de dos impulsos, una exposición de 100 KV y 500 mA, por ejemplo, significa una potencia de $0,7 \times 100 \times 500 = 35 \text{ KW}$, y hemos de tener en cuenta que hay aún potencias mayores, como las que se aplican a los tubos previstos para 70 a 100 KW.

7.1.8.1. TENSION Y CORRIENTE TRIFASICA

Las unidades muy potentes suelen conectarse a alimentaciones trifásicas. La corriente trifásica consta en realidad de tres monofásicas seguidas, que difieren entre sí en fase en una cantidad equivalente a $1/3$, ó sea, 120° . Estas tres corrientes alternas se aplican al devanado primario de un transformador trifásico, que comprende en realidad tres transformadores individuales, donde esa tensión de alimentación se convierte en alta tensión. Los tres devanados secundarios se pueden conectar entre sí en estrella o triángulo (también llamado "delta"). En la Fig. 15-8 se indican estos dos tipos de circuito.

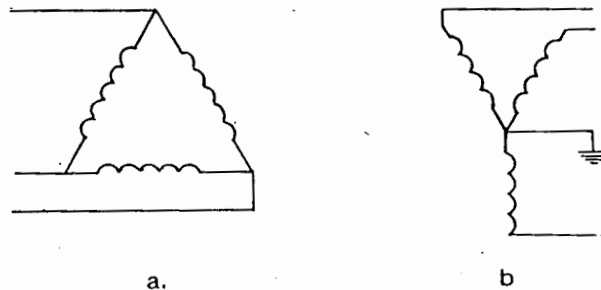


Fig. 15-8.- Circuito en triángulo o delta (a) y en estrella (b) de los secundarios con una tensión trifásica. En los circuitos en estrella el punto central suele estar a tierra.

7.1.8.3. GENERADORES DE DOCE IMPULSOS; APARATOS DE DOCE VALVULAS.

Por último, para acercarnos al ideal de una alta tensión constante en el tubo, los devanados secundarios del transformador trifásico de a.t. se han dividido en dos cada uno, tres de los cuales se conectan en estrella y los tres en delta. Las tensiones positiva y negativa de los dos grupos tienen un trayecto claro hasta el ánodo o el cátodo, cada una de ellas a través de seis válvulas, con lo que los seis impulsos de cada grupo, a causa del desfase correspondiente, quedan exactamente intercalados entre los del otro, lo que se traduce en doce impulsos. Con ello el rizado es aún menor que en el caso de los genera -

VARIAS FORMAS DE ALTA TENSION APLICADA AL TUBO

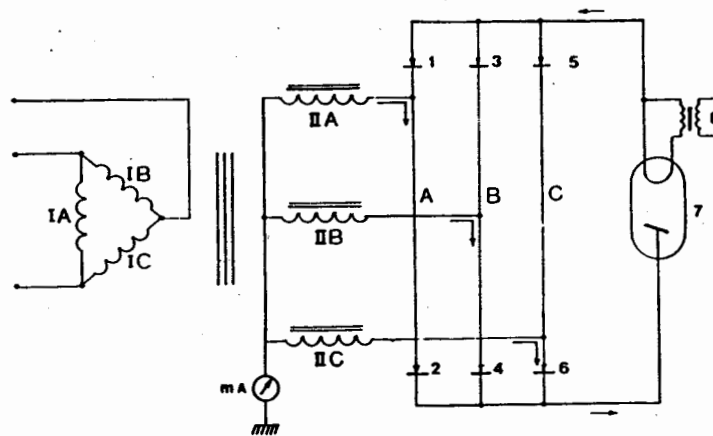


Fig. 15-10.- Esquema de un aparato de seis impulsos. Los finales de los tres devanados secundarios (IIA, IIB y IIC) del generador de a.t., están puestos a tierra por un extremo. En el otro, cada uno de ellos termina en dos rectificadores (1-6), que aseguran que al ánodo del tubo de rayos X (7) sólo puede llegarle la tensión positiva (en la dirección de las flechas). El transformador de filamento queda indicado por (8). Las tres fases crecen y decrecen individualmente de modo regular su aportación a la tensión combinada (y a la corriente) que se ofrece al tubo y pasa por él. La corriente del tubo se lee en el miliamperímetro.

dores de seis impulsos: únicamente del 3,4 por 100 (en lugar del 13%).

En la figura 15-11 se da un esquema simplificado de un generador de doce impulsos, en el que se aprecia con facilidad el circuito dividido de los secundarios (estrella y delta).

Por su parte, la Fig. 15-12 ilustra otra vez las diferentes ondas de tensión que se pueden emplear en los aparatos de rayos X. Por cuanto se refiere a la radiación X producida, la diferencia relativamente pequeña entre las tensiones máxima y mínima de las redes trifásicas se hace notar en una razón entre kV_p y kV_{ef} distinta que en el caso de la tensión monofásica. El poder penetrante de los rayos X con la misma

carga termiónica en el foco es mayor con un tubo conectado a un aparato de seis válvulas que si lo está a otro o de media onda, debido a que el valor de kV_{ef} en el primer caso es mucho mayor ($0,95 KV_p$, en lugar de $0,7 KV_p$ de las unidades de cuatro válvulas y de semionda) y porque la tensión tiene una influencia muy importante sobre la calidad y la cantidad de la radiación X (véase la sección 14.3).

Un tubo conectado a un aparato de seis o doce válvulas y que con ellas resista una carga determinada, sólo aguantará otra mucho menor si se le conecta a una unidad de cuatro válvulas (consúltese las tablas de características dadas por los fabricantes).

APARATOS DE DIAGNOSTICO POR RAYOS X

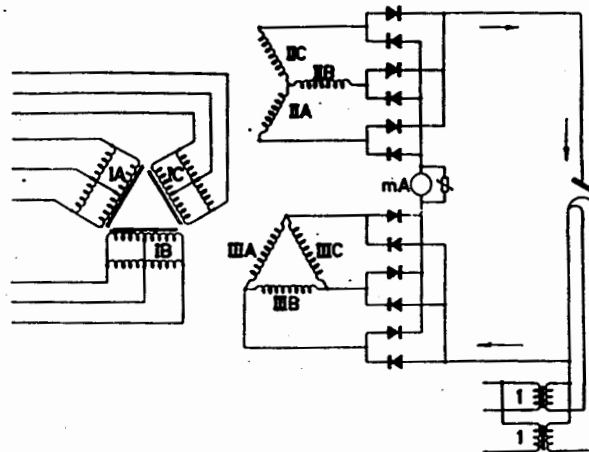


Fig. 15-11.— Esquema simplificado de un generador trifásico con doce válvulas (generador de doce impulsos). IA, IB y IC son los devanados primarios de un transformador trifásico. IIA, IIB y IIC son los secundarios en circuito estrella con los rectificadores conectados 1-6. IIIA, IIIB y IIIC son los secundarios en el circuito celta con los rectificadores conectados 7-12. Los dos sistemas de rectificación están puestos a tierra en un extremo y al circuito del tubo. La corriente queda indicada por el miliamperímetro. 1) Transformador doble de filamentos para los dos focos del tubo.

Todo cuanto acabamos de mencionar tiene su importancia a la hora de elegir un generador. Del mismo modo, en el caso de aparatos tomográficos, en los que, por lo general, es suficiente una baja intensidad de corriente (mA), puesto que el tiempo de exposición elegido tiene que ser bastante largo (según el tiempo de movimiento del tubo), se recomienda instalar una unidad de seis o doce válvulas, dado que aquí la carga admisible del tubo y la producción definitiva de radiación son quienes determinan el resultado. En la obtención de tomogramas de la columna en su sección lumbar, en una proyección lateral, con un paciente muy grueso, por ejemplo, el éxito de un examen puede depender del empleo de una unidad de seis o doce válvulas, si no se quiere destruir el tubo con una sobrecarga.

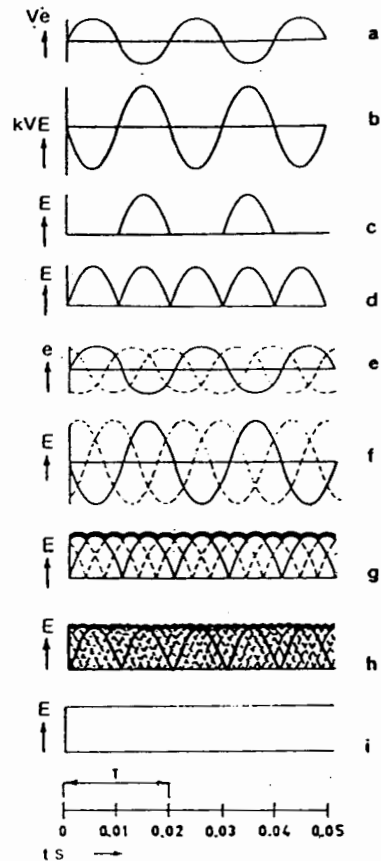
7.1.9. APARATOS DE DESCARGA DE CONDENSADOR

Las unidades de descarga de condensador constituyen una clase peculiar que pueden resultar muy útiles en lugares en que el suministro de electricidad sea pobre o cuando haya que generarse localmente. Por muy baja que sea la red eléctrica de que se disponga, el condensador se carga hasta que se llena, por así decirlo y entonces se tiene ya la energía a disposición de uno, con absoluta independencia de la red. Estas unidades son indicadas, como es lógico, en hospitales y sanatorios situados lejos de las aglomeraciones urbanas y que dispongan de red de energía limitada, así como en campaña (operaciones militares, expediciones, etc.). Puede usarse un transformador bastante pequeño, aunque en este caso se tarda más en cargar el condensador. Para cada valor dado de la exposición hace falta una energía eléctrica específica, que puede expresarse en KV y mAs. Con esa energía almacenada en un condensador, podrá hacerse la exposición prevista descargándolo a través del tubo de rayos X. La energía necesaria puede alterarse modificando la capacidad del condensador o la tensión de carga, siendo este último el método más utilizado. Empleando tubos de rayos equis controlados por rejilla se puede tener también una parte menor de la carga a disposición de uno.

VARIAS FORMAS DE ALTA TENSION APLICADA AL TUBO

Fig. 15-12.- Reproducción de varias formas de tensión. V_e : baja tensión; kVe , E : alta tensión; T : tiempo de un ciclo (0,02 s); t : tiempo; a-d se refieren a la tensión alterna monofásica; e-h, a la trifásica; i, a la corriente continua pura.

- a) Tensión primaria monofásica.
- b) Alta tensión monofásica secundaria sin rectificación.
- c) La fase negativa se suprime; tensión de media onda (de un solo impulso).
- d) Con rectificación de cuatro válvulas (tensión de dos impulsos).
- e) Tensión primaria trifásica.
- f) Tensión secundaria trifásica, de alta tensión, sin rectificación.
- g) Rectificación con seis válvulas que da una tensión de seis impulsos.
- h) Rectificación de doce válvulas que da una tensión de doce impulsos.
- i) Alta tensión constante (c.c.). En g y h el rizado (de 13 y 3 por 100, respectivamente) es claramente visible, pero ya no lo hay en i.



Hay varios métodos de conseguirlo. Ante todo, puede pretenderse al macenar la energía necesaria (pero no más) cargando el condensador, que esta calculado para esta carga, para un tipo dado de exposición o grupo de exposiciones (por ejemplo, extremidades, pulmones, etc.) y ajustando el espesor del objeto. Al descargarse el condensador por el tubo de rayos X—que desde el punto de vista eléctrico constituye una resistencia variable—se produce la radiación X: precisa. La tensión disminuye rápidamente durante la exposición; pero el tiempo eficaz de exposición suele ser muy breve. Aquí ya no podemos hablar de un valor determinado de mAs con una tensión dada, como se hace en el caso de otros aparatos de rayos X, porque la tensión no es constante. La tabla de exposiciones de estos aparatos de descarga de condensador suele determinarse siempre de un modo empírico y no puede ser deducida y calculada con precisión suficiente mediante una tabla de exposiciones. También puede hacerse una para todas las exposiciones, incluso las más largas, con un aparato de condensador; pero la carga necesaria para ello es tan grande que no puede almacenarse en condensadores de dimensiones aceptables. Para estas y otras razones el condensador se mantiene conectado al transformador de a.t. del circuito de tal modo que durante la exposición sea posible la entrega inmediata de energía, con lo que la tensión no disminuye excesivamente. Para las exposiciones menos intensas el condensador puede descargarse hasta un cierto nivel por medio de una válvula de conmutación: la descarga por el tubo es la que produce radiación. La constancia completa de los resultados conseguidos—supuesta una técnica constante en el laboratorio—y la independencia de las variables, a pesar de la defectuosa red de alimentación, han conseguido un buen puesto y gran renombre para los aparatos de descarga de condensador. Tras haber desaparecido casi completamente, hay que hablar ahora de una resurrección, especialmente en unidades de potencia baja y media, con las que las pueden alcanzar tiempos de conmutación muy cortos, del orden de los milisegundos.

7.2. CLASIFICACION DE LOS APARATOS

En la práctica suele tratarse con aparatos de media onda, cuatro, seis o doce válvulas y de descarga de condensador, que se pueden clasificar arbitrariamente en categorías ligera, media y pesada.

7.2.1. CATEGORIA LIGERA

Las unidades pequeñas, casi en su totalidad aparatos de media onda, en las que el transformador y el tubo van incluidos en una misma armadura, llamada unidad de tanque, pertenecen a la categoría ligera. El aceite contenido en estas unidades sirve como aislamiento y al mismo tiempo como agente refrigerante. La construcción del tipo de tanque permite suprimir los cables de a.t., lo que contribuye mucho a la movilidad, maniobrabilidad y fiabilidad del equipo. Estas unidades pequeñas y manejables no sólo han llegado a ser indispensables en todas partes a causa de la facilidad con que se pueden llevar de un lado a otro, incluso a la cabecera

de un paciente, en su propio domicilio, sino que al mismo tiempo producen radiografías de excelente calidad, debido a su radiación relativamente dura (gran poder de penetración, tubos de reducido Durchgriff) y a un foco razonablemente pequeño en su campo de aplicación, que es principalmente el de las extremidades. En estos equipos se emplean tensiones hasta 90 KV y corrientes hasta 20 ó 30 mA.

7.2.2. CATEGORIA MEDIA

Las nuevas unidades de tanque, equipadas incluso con rectificadores (cuatro) de estado sólido y que permiten una gran carga en el tubo de rayos X (hasta unos 90 mA con 125 KV) y las unidades pequeñas de dos impulsos pueden contarse entre las de categoría media.

La gama de las unidades de cuatro válvulas abarca desde la categoría ligera media hasta la pesada, según su construcción y la potencia eléctrica en juego. Hay diferentes variaciones entre las que escoger en la gama de 100 KV, 50 mA, a 150 KV 500 mA y por eso tienen que cumplir las exigencias más altas. Las unidades de un sólo impulso (semionda) han desaparecido virtualmente de la categoría media.

7.2.3. CATEGORIA PESADA

Además de algunas unidades potentes de dos impulsos, que prácticamente sólo se consideran si la conexión trifásica resulta imposible, pertenecen a esta categoría únicamente unidades de seis y doce impulsos, que pueden proporcionar tensiones de 125 ó 150 KV (en casos excepcionales, incluso 200 KV), con corrientes hasta 1000 mA. Estos valores eléctricos exceden a veces de la capacidad del tubo, pero tienen aún un valor práctico en casos en que haya que hacer exposiciones simultáneas en dos direcciones y se divida la energía eléctrica entre dos tubos, que es lo que puede ocurrir cuando se realizan exámenes por el estilo de los de angiocardiógrafa y angiografía cerebral. En tales casos se emplean selectores de programa especiales. Si es posible la conexión trifásica apenas se consideran los aparatos de dos impulsos. En videodensitometría, donde se mide la absorción de radiación por un medio de contraste inyectado (y de la que se pueden extraer importantes conclusiones referentes al funcionamiento del corazón y los vasos sanguíneos) se necesita también una alta tensión suficientemente constante, tal como la proporcionada por los generadores de seis y doce impulsos. La importancia de las unidades trifásicas en tomografía, etc., ya se ha puesto de relieve (vease la sección 15.1.3.1.2).

Hay que volver a hacer constar que el trabajo con tensión rectificada no significa que se obtenga radiación de una longitud de onda (monocromática). También en este caso hay que habérselas con un aspecto completo de longitudes de onda, las más cortas de las cuales están determinadas por la tensión de pico, según la fórmula de Duane y Hunt (vease la se -

cción 2.1.) Ello no obstante, hay un mayor porcentaje de radiación dura cuando se maneja tensión rectificadora, lo que equivale a decir que la dureza media de los rayos X producidos por una tensión prácticamente constante es mayor que la originada por otra rectificadora pulsatoria.

7.3. ELECCION DE TUBOS Y FOCOS

Los aparatos pequeños se construyen a modo de unidades simples, con el tubo incorporado (tanques), lo que no deja libertad en la elección del foco. La unidad menor de este grupo es el aparato dental Oralix de 50 KV y 7 mA, con un foco aproximado de 1,0 mm. Dado que el generador de un sólo impulso que suele ir asociado con estas unidades limita a menudo sus posibilidades (tensión y corrientes fijas), su capacidad es por lo general relativamente baja y el foco, grande. Un tipo algo mayor puede ir equipado, por ejemplo, con la posibilidad de elegir entre dos tensiones y varias corrientes, así como un tubo de doble foco. Hay que prestar una gran atención a los períodos de refrigeración, con el fin de evitar el sobrecalentamiento del foco y la descarga inversa en el tubo. De todos modos, a medida que las exigencias acerca de la potencia del tubo y la definición se van haciendo mayores, al crear el uso de unidades de tanque en la sala de escayolas, en la de operaciones, etc., los generadores de un sólo impulso van siendo sustituidos cada vez más por los de dos con rectificación, y los tipos más pesados de la categoría ligera incluso van previstos de tubos de ánodo giratorio, con doble foco. Se emplean, por ejemplo, tamaños de foco de 0,6-1,2 mm ó 1,0-2,0 mm. Como consecuencia, la transición entre la categoría y la media casi se ha borrado por completo.

En las unidades conectadas al tubo por medio de cables se puede elegir éste, lo que no sucede con las unidades de tanque, y entonces surge la pregunta de cuál es el más adecuado. Los de ánodo estacionario no suelen considerarse ya, puesto que como consecuencia de las crecientes exigencias de las técnicas radiográficas actuales van siendo sustituidos por los de ánodo giratorio.

Las unidades modernas de las categorías media y pesada se suministran siempre con tubos de ánodo giratorio, que suelen tener dos focos, uno de 0,6 mm y otro de 1 mm, por ejemplo, y sirven para tensiones de 125 ó 150 KV. A menudo se incluyen posibilidades de conexión de varios tubos, como suele ser regla general en la categoría pesada. Por lo común, es preferible un tubo de doble foco que uno de foco simple, aunque pueda resultar posible ó deseable utilizar un sólo cuando el aparato se ponga a servicio. La diferencia de precio a la hora de su adquisición es relativamente pequeña y queda más que compensada por la mayor gama de aplicaciones.

Los tubos se clasifican según su capacidad o sus focos (véase la sección 1.6). El tipo de foco empleado está determinado por las exigencias de cada caso. En general, los focos comprendidos entre 0,3 y 0,6 mm se consideran finos y los de 1,0 y 1,5 mm, grandes. Las cargas de los tubos pueden variar entre 10 y 150 KW. En fluoroscopia suele emplearse un

foco pequeño. Carece de sentido usar un foco muy fino (por ejemplo 0,3 mm ya que la baja U conseguida de este modo no se le puede asignar a él, debido a la mucho mayor U_i del sistema (pantalla fluoroscópica o del intensificador, pantalla de monitor de televisión). Para los fines de la fluoroscopia resulta más que satisfactorio un foco de 0,6 mm.

Por cuanto se refiere a las radiografías que exigen una capacidad de carga mucho mayor (radiografías de estómago, por ejemplo) debe ponerse en funcionamiento el foco más ancho automáticamente, al pasar de fluoroscopia a exposiciones de radioscopia. Como la fluoroscopia exige una baja capacidad, podría usarse en ella el foco fino. Lógicamente, la borrosidad de movimiento no tiene aquí una gran importancia, pero la geométrica tiene que ser pequeña, debido por lo general a una distancia grande foco-película, con una pequeña objeto-película.

Si el tubo de rayos X es de un tipo moderno, con ánodo giratorio que se mueva con gran velocidad, podrán conseguirse tiempos de exposición suficientemente cortos, incluso con el foco de 0,6 mm, usando altas tensiones, con varios fines. En tales casos, el foco de 0,6 mm queda cargado aproximadamente tanto como el de 1,0 mm de otro tubo cuyo ánodo gire con una velocidad normal.

Aparte sus aplicaciones en fluoroscopia, el foco fino se emplea también mucho en radiografías en las que se necesite ver detalles muy finos, tales como las de la estructura ósea (formación de callos, etc.) para los que lógicamente se usarán materiales de alta definición (poca U_i). Con este mismo fin, la macrorradiografía (ampliación radiológica directa) llevada a cabo para obtener radiografías ampliadas ha despertado un nuevo interés (vease la sección 12.3). El foco de 0,3 mm—que proporciona una $U_g = 0,3$ mm con una ampliación de 2—ha resultado incapaz de resistir las cargas que se necesitan en un uso normal, pero puede recomendarse aún para casos especiales. El foco de 0,1 mm que últimamente se ha recomendado tiene características inferiores aún, pero es capaz de una gran amplificación. Por otra parte, el foco de 0,6 mm—sobre todo con ánodos de gran velocidad de giro—tiene una alta capacidad y permite producir una macrorradiografía satisfactoria (de unas 1,5 veces*). Para exposiciones Bucky a la distancia normal de 1 m habrá que considerar que un foco de 2,0 mm es muy grande, y entonces resulta más apropiado otro de 1mm. Ello no obstante, si se quiere tener la posibilidad de la macrorradiografía se recomienda un tubo de doble foco, de 0,3-1,0 mm.

Para tomografía, especialmente con proyecciones laterales de la columna y tomogramas laterales, es probable que el foco de 1,0 mm demuestre resultar insuficiente y en ese caso habrá que concederle preferencia al de 2,0 mm (sobre todo en combinación con aparatos del tipo trifásico). Un foco de 2,0 mm o de 1,2 mm es más usual para las radiografías de tórax, ya que la gran distancia foco-película y los cortos tiempos de exposición necesarios así lo aconsejan.

Para la cinematografía de rayos X con intensificador de imagen es muy apropiado el foco de 0,6 mm.

Los tubos construidos especialmente (con ánodo de molibdeno), preferiblemente los de ánodo giratorio, están destinados a la mamografía.

Los tubos construidos especialmente (con ánodo de molibdeno), preferiblemente los de ánodo giratorio, están destinados a la mamografía.

Resumiendo

Se recomienda usar con preferencia los tubos de doble foco, sobre todo los de ánodo giratorio con velocidades altas (9000 r.p.m.) o, de lo contrario, los de 3000 r.p.m. Los tubos sirven para 125 ó 150 KV, según el equipo disponible. Respecto a las dimensiones del foco, se recomienda lo que sigue:

- Para exámenes gastrointestinales: 0,6 y 1 mm (ó 0,3 y 1mm).
- Para tomogramas y exposiciones de tórax: 0,6 y 1,2-1,8 mm (la refrigeración extra podrá ser una ventaja en el caso de un uso intensivo).
- Para macrorradiografía: 0,3 mm ó menos.
- Para exposiciones bucky: 0,6 y 1 mm (posiblemente, 0,3 y 1 mm).
- Para cinematografía por rayos X: 0,6 y 1,0 mm.
- Para exploraciones CT: 0,6 y 1 mm.

7.4. CONEXION DE LOS APARATOS A LA RED. AUTOMATIZACION

Los aparatos de rayos X de todos los tipos se conectan a una red de distribución de energía eléctrica, que suministra tensión alterna. Los terminales de conexión (por ejemplo, el enchufe eléctrico) pueden compararse con los de una fuente eléctrica por el estilo de una batería. La tensión abierta en ese caso es la f.e.m. (fuerza electromotriz), que baja a la de trabajo o entre bornes al conectar el aparato a la red. Esta caída de tensión o pérdida se debe a la resistencia de los conductores y es igual a esa resistencia, multiplicada por la corriente que circula por los cables, es decir, la consumida por el circuito eléctrico. En este caso, la resistencia esta formada por la de los cables o hilos desde la es-

- (*) Puedá haber diferencias considerables en los tamaños reales de los focos, debido a las tolerancias admisibles (Véase el capítulo 1, sección 1.8). De este modo, un foco de 0,3 mm puede alcanzar las dimensiones de uno de 0,6 mm y una de estas últimas llegar a 1 mm, lo que tendrá un efecto desfavorable en macrorradiografía.

tación generadora hasta el lugar en que esté situada la conexión y se llama resistencia de la red. Cuanto menor sea está (conductores cortos y gruesos en la conducción), más baja será la pérdida de tensión al conectarse la carga. Por eso suele colocarse una derivación potente de la estación generadora-una subestación-junto a los lugares en que el consumo grande de corriente puede afectar a la alimentación. Esta subestación puede funcionar al modo de fuente eléctrica con hilos cortos de alimentación.

7.4.1. SIGNIFICADO DE LA COMPENSACION DE LA TENSION DE RED

La tensión de la red eléctrica no es constante, sino que fluctúa de acuerdo con la carga de cada instante. En la noche, la red queda muy sobrecargada con el alumbrado doméstico y exterior; durante el día, la carga esta determinada principalmente por las exigencias de la industria y los electrodomésticos. En las ciudades, donde suele haber gran cantidad de industrias, se producen grandes variaciones de carga alrededor de la hora de la comida, cuando se desconectan las máquinas. Incluso aunque la red de distribución sea estable hay que contar siempre con variaciones del orden del 5 por 100 por encima y por debajo del valor nominal de la tensión. Las redes menos estables pueden variar fácilmente en un 10 por 100.

Como la alta tensión y la de filamento de los tubos de rayos X y las válvulas se toman la red por medio de transformadores, estarán sujetas a las mismas fluctuaciones mencionadas, que habrán de evitarse en todo lo posible; en especial, teniendo en cuenta que la alta tensión influye mucho en la densidad fotográfica, los KV eficaces deberán coincidir con el valor prefijado en el panel de control. También es importante una tensión estable de filamento, ya que la corriente y, por tanto, la intensidad de la radiación depende de ella.

Por todas estas razones es esencial eliminar la influencia de las fluctuaciones de la tensión de red. En el pupitre de control se efectúa esto mediante un mando de compensación de red, por lo general en unión de un voltímetro que lleva una sola marca, en su cuadrante, la cual indica el valor correcto de la tensión de red. Si ésta es muy baja o muy alta, la aguja del medidor no quedará exactamente en esa marca, y deberá ser llevada a ella haciendo girar el mando de compensación hacia la izquierda o la derecha, según el caso. En esencia, esto corresponde a modificar la relación existente entre la cantidad de espiras de los devanados primario y secundario del autotransformador, de modo que la tensión secundaria corresponda siempre al valor prefijado. Es muy importante que la tensión de red tenga el valor apropiado si se quieren obtener siempre resultados buenos y reproducibles.

Los aparatos modernos suelen ir por eso equipados con estabilización automática de la tensión de red. De no ser éste el caso, la persona en cargada del control del aparato deberá comprobar si el indicador de la

tensión de red marca el valor correcto.

7.4.2. CAIDA DE TENSION Y SU COMPENSACION: ESTABILIZACION

Aunque se ajuste la tensión primaria por medio del compensador de red en el momento de conectar el aparato, esto no asegura en modo alguno que dicha tensión haya de permanecer constante mientras dure la carga siguiente (exploración y exposiciones), antes al contrario: con cada carga, la corriente pasa por el circuito constituido por los cables de red y los conductores del aparato, es decir, la resistencia de red y la alterna de éste.

En la Fig. 15-13 se representa esquemáticamente la caída de tensión que se produce cuando se usan grandes intensidades de corriente. Para protegerse contra una caída de tensión en el circuito de a.t., en que va incluido el tubo de rayos X, la caída de tensión que se produce en el primario tiene que compensarse incrementando la precedente de la red. La estabilización de la tensión puede conseguirse por medio de esta compensación, lo que queda claro en la Fig. 15-13, donde se han supuesto una resistencia de 0,3 ohmios y una razón de transformación de 1:400. Con una conexión de red de 220 V_{ef} y una tensión en el tubo de $400 \times 220 = 88 \text{ KV}_{\text{ef}}$, con una corriente de 2 mA en el tubo, la del primario llegaría a $400 \times 2 \text{ mA} = 800 \text{ mA} = 0,8 \text{ A}$. La caída de tensión por ella originada, que es de $0,8 \times 0,3 = 0,24 \text{ V}$, puede despreciarse y se mantiene la tensión de alimentación (entre 1 y 2) (Fig. 15-13 a). El Kilovoltaje del tubo resulta de $1,4 \times 88 = 123 \text{ KV}_{\text{max}}$.

La situación es completamente distinta con una carga en el tubo de 200 mA y la misma tensión primaria. La corriente primaria llegaría a 80 A, la caída de tensión a 24 V y la tensión primaria del transformador de a.t. (entre 3 y 4) alcanzaría un valor de $220 - 24 = 196 \text{ V}$, reduciéndose la tensión en el tubo de forma proporcional a $78,4 \text{ KV}_{\text{ef}}$ ó $108 \text{ KV}_{\text{max}}$ (Fig. 15-13 b). Por eso, con el fin de obtener la tensión buscada de $88 \text{ KV}_{\text{ef}}$ ($= 123 \text{ KV}_{\text{max}}$) en el tubo habría que compensar esa caída de tensión y asegurar que (entre 3 y 4) quedasen aplicados otra vez 220 V al primario del transformador. Elevando la tensión de alimentación (entre 1 y 2) a $220 + 24 = 244 \text{ V}$ se consigue la compensación de la tensión (Fig. 15-13 c). Esta elevación de la tensión se efectúa con ayuda de un autotransformador de potencia suficiente (antes se conseguía mediante corrección manual, pero en la actualidad se realiza automáticamente, de modo eléctrico). En la tabla 15-1 se vuelven a dar las situaciones mencionadas.

APARATOS DE DIAGNOSTICO POR RAYOS X

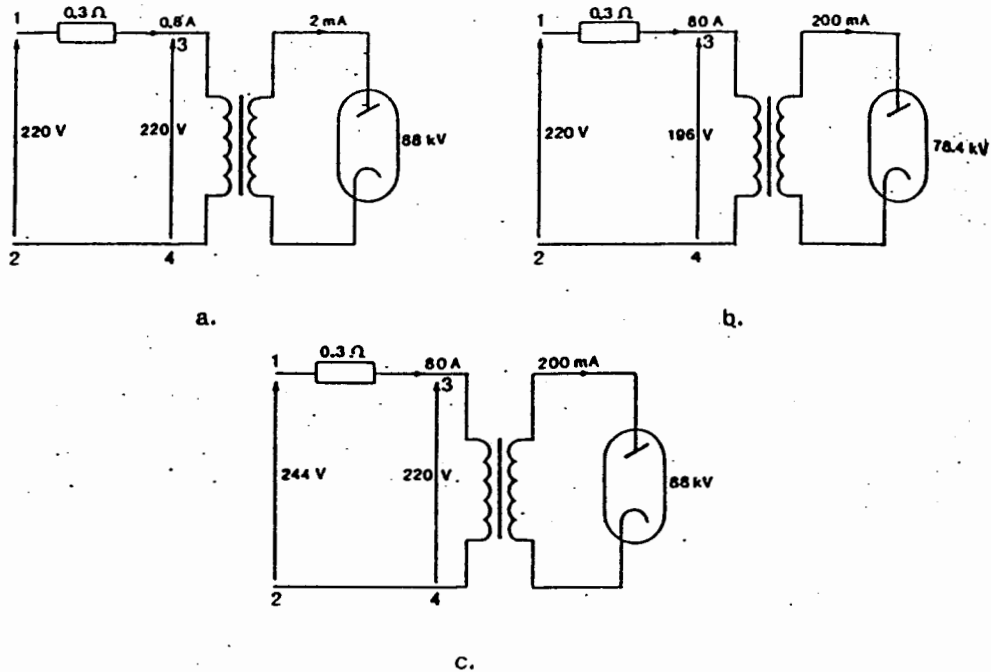


Fig. 15-13.— Efecto de la resistencia en el circuito primario. Compensación de tensión. Para mayor sencillez se aplica la ley de Ohm, suponiendo que no hay pérdidas, etc. Se ajusta una resistencia de red de 0,3 ohmios. La tensión de alimentación se aplica entre 1 y 2, mientras que entre 3 y 4 se tiene la tensión del primario del transformador de alta tensión.

- a) Situación en fluoroscopia.
- b) Situación con una mayor corriente en el tubo: la tensión disminuye bruscamente.
- c) Situación con mayor corriente en el tubo, con la tensión compensada. Para más explicaciones, véase el texto.

Tabla 15.1

Tensión alimentación (V)	Pérdida primario Transf. (V)	Corriente del tubo (mA)	Tensión del tubo (kV)*	Corriente primaria (A)	Pérdida tensión primaria (V)	Pérdida tensión secund. (V)
Examen seriado 220	220	2	88	0.8	0	0
Radiografía 220	196	200	78.4	80	24	9.6
Radiografía 244	220	200	88	80	0	0

* Por razones de simplificación, la tensión del tubo se da en kV_{ef} . Normalmente, la tensión del tubo se da en kV_p .

Del ejemplo anterior, aunque muy simplificado y esquemático, se deduce que para conseguir unos resultados seguros y constantes es esencial una compensación de la tensión primaria en proporción a la carga del tubo. Aparte de una resistencia lo menor posible (la máxima admisible se indica en cada aparato), también la construcción de la unidad (generador, constructores, etc.) debe ser tal que la resistencia combinada se mantenga baja. En los transformadores primitivos la caída de tensión del secundario llegaba a veces incluso a 10 KV por 100 mA; la pérdida de los modernos es como mucho de 3 KV por 100 mA en el secundario, pero también en este caso hace falta que la tensión en el primario mantenga su valor propio.

En los aparatos de tipo antiguo la indicación de tensión se calibraba en KV, antes de aplicar las cargas; en los modernos hay siempre presente una compensación automática de tensión y los valores indicados de KV son válidos para todas las cargas del tubo. La tensión primaria de los transformadores de a.t. y filamentos está estabilizada, lo que resulta de gran importancia cuando se usa un tubo de doble foco, ya que los valores nominales de los focos pueden diferir bastante (por ejemplo, 30 ó 50 KV). La estabilización asegura que no han de cambiar los kilovoltajes. La estabilización demuestra su utilidad aunque haya conectados varios tubos (por lo general de doble foco) al mismo aparato.

7.5. FUNCIONAMIENTO DEL APARATO

Por cuanto se refiere al funcionamiento del aparato, es obvio que no se pueda dar indicaciones para todas las unidades posibles, sino que habrá que centrar la atención en los puntos esenciales únicamente. Con esta guía, junto con las instrucciones incluidas en cada aparato determinado, todos podrán familiarizarse lo suficiente con las propiedades y características del equipo de que se trate.

7.5.1. ELECCION LIBRE Y CONTROL AUTOMATICO

Hay que distinguir entre unidades que permiten elegir libremente los factores de exposición y las que seleccionan automáticamente la carga del tubo. En el primer caso todos los ajustes de corriente, tensión y tiempo se pueden hacer con absoluta independencia mutua; en el segundo, esos ajustes estan integrados de un modo más o menos rígido.

En la actualidad se encuentran muy pocas unidades con elección completamente libre, en vista del riesgo de sobrecarga del foco, posible en este tipo de aparatos. Esto se debe sobre todo al ajuste bastante crítico de la corriente de filamento, ya que un incremento pequeño de ella puede ocasionar una corriente mucho más alta en el tubo, con lo que puede excederse fácilmente la carga nominal del foco. Por eso, casi todos los aparatos de rayos X con control libre van provistos de un regulador de sobrecarga, que, aunque permite la elección libre, sólo la admite hasta ciertos límites.

En los tubos de control automático se toman medidas especiales para controlar la carga en el foco, asegurando así siempre una carga idéntica. Si recordamos que la carga en el foco (en la sección 1.6 vimos que la carga máxima es la mejor) tiene un valor específico que depende de tres factores—tensión, corriente y tiempo—se comprende que con dos de ellos determinados el tercero ya no se puede elegir arbitrariamente, sino que depende de aquellos. Suponiendo para simplificar que tratamos de un tubo de 50 KW, la carga máxima en 0,1 s es de 50 KW, es decir, 100 KW y 500 mA, conectado a una fuente de alimentación trifásica. Estos tres valores (100 KW, 500 mA y 0,1 s) pertenecen pues a ese tamaño focal. Si se reduce uno de ellos hay que modificar los otros dos de forma correspondiente (aumentándolos). De no hacerlo así, si se mantiene, por ejemplo, la misma corriente de 500 mA con la menor tensión, el resultado sería una falta de carga en el tubo. El objetivo perseguido con los aparatos automáticos de plena carga es el de conseguir la carga máxima sin tener que recurrir a ajustes especiales ni a experimentos arriesgados. Después de todo el fin de la automatización es verse forzado a hacer lo correcto.

7.5.2. TIPOS DE AUTOMATIZACION

Hemos de distinguir diferentes grados de automatización.

7.5.2.1. Tensión y corriente fijas, elección libre del tiempo de exposición (pero limitada); períodos de refrigeración.

La forma más sencilla se encuentra en los aparatos pequeños, que funcionan con una tensión preajustada y una corriente seleccionada de an temano. La corriente se elige de un valor que el tubo puede resistir con los tiempos de exposición más largos permitidos por el cronómetro.

Esto supone, como es lógico, que con tiempos de exposición cortos, en los que la corriente puede ser mayor, el tubo quedará subcargado hasta cierto punto. Sin embargo, la carga máxima más cerca de lo que podría conseguirse de modo seguro con el ajuste libre.

Las representantes más pequeñas de esta primitiva forma de automatización son los tanques que funcionan con tensión y corrientes fijas. Te niendo en cuenta la capacidad térmica tan limitada de estas unidades pequeñas, sus instrucciones de manejo suelen prescribir intervalos de reposo que permitan el enfriamiento. Además, se recomienda una refrigeración adecuada (tal vez mediante períodos de enfriamiento) para todos los tubos de rayos X cuando hay que hacer radiografías en una serie rápida. (Especialmente ahora, que tanto se usan las exposiciones seriadas con frecuencias de 6 a 12 exposiciones/s, deberá presentarse una atención apropiada a los valores nominales del tubo en tales circunstancias.)

Lo mismo es aplicable a los aparatos modernos de tomografía, en los que las exposiciones pueden seguirse con bastante rapidez. Se recomienda en carcidamente la consulta de las tablas proporcionadas por los fabricantes.

7.5.2.2. Tensión y tiempo de exposición libre, pero relacionados con valores fijos de la corriente.

Con el tipo de automatización en el que, aunque la tensión y el tiempo de exposición pueden elegirse con bastante libertad, están ligados con ciertos valores fijos de la corriente, pueden conseguirse ajustes más amplios a las diferentes condiciones de exposición. La terfa de que se consiguen los mejores resultados, por cuanto se refiere a la borrosidad de foco y de movimiento, cuando el tubo está a plena carga, no suele cumplirse ya en el tiempo de automatización que acabamos de describir. Después de todo, es la excepción más que la regla el que la combinación de tensión y tiempo sea tal que una intensidad de corriente dada produzca la carga máxima exacta en el foco.

7.5.2.3. Tensión y corriente relacionadas y libres, tiempo libre (pero limitado)

El tipo de automatización en el que hay varios niveles de tensión (o uno sólo) acoplados a los de corriente elegidos es mejor. Las corrientes más bajas se tienen con las tensiones más altas, lógicamente, y las corrientes altas corresponden a las tensiones bajas. Con tiempos de exposición breves se tiene entonces una subcarga del foco hasta cierto punto; con los tiempos largos habrá de entrar en funcionamiento el control de sobrecarga.

7.5.2.4. Grupo de tiempos de exposición relacionados con combinaciones tensión-corriente.

Esto implica ya un perfeccionamiento del sistema automático mencionado en la sección anterior. Un grupo de tiempos de exposición pertenece a una combinación determinada de corriente y tensión; otro grupo de tiempos de exposición más cortos pertenece a otra combinación. Los grupos de tiempos largos y valores inferiores de KV-mA también pertenecen a este grupo, como es natural, y viceversa. La subcarga se produce menos veces que en el interior tipo de automatización y aquí queda limitada a los tiempos más cortos de un grupo de ellos. La carga plena se consigue con bastante aproximación con el tiempo de exposición más largo.

7.5.2.5. Tensión, corriente y tiempo relacionados (KV y mAs)

En los aparatos grandes de automatización se lleva a cabo en mayores proporciones. No sólo están relacionados corriente y tiempo de exposición en prácticamente todo el margen de funcionamiento, sino que su combinación como producto mAs está relacionado también con la tensión. Gracias a ello, la corriente más baja se tiene con la tensión más alta que puede seleccio-

narse y con el tiempo de exposición más corto. De todos modos, esto no quiere decir que se consiga el valor exacto de la corriente para obtener la carga máxima con todos los tiempos de exposición y todas las tensiones. También en este caso la curva de valores óptimos se sigue en escalones, aunque estos son mucho menores que con tipos de automatización inferiores. La carga plena, en este caso, se consigue con bastante aproximación en todas las exposiciones dentro del tiempo elegido.

7.5.2.6. Automatización con carga decreciente.

Mientras la automatización que acabamos de describir es muy satisfactoria con un tiempo de exposición preseleccionado o con un producto más dado y una determinada tensión, no sucede lo mismo cuando el tiempo o los mAs son desconocidos de antemano y han de ajustarse por medio de control automático de exposición.

Entonces hay que ajustar un tiempo de exposición o un valor mAs con el que pueda funcionar un control automático de exposición.

Si éste se desconecta antes que se alcance el valor de la carga límite, se producirá una subcarga o, lo que es peor, una imagen de calidad inferior. Por eso el nuevo aparato funciona según el principio de la carga decreciente. Esto significa que, durante el tiempo de exposición, la intensidad de la corriente se reajusta de un valor alto o uno bajo. La compensación de la tensión es en este caso absolutamente esencial, pues de lo contrario ésta subiría (Véanse la sección 7.4.2). Con aparatos bien contruidos la carga máxima admisible del tubo no se puede exceder nunca, aunque en todas las exposiciones se llega lo más cerca de ella posible. De este modo se puede conseguir en todos los casos el tiempo de exposición más corto (Figura 15-14).

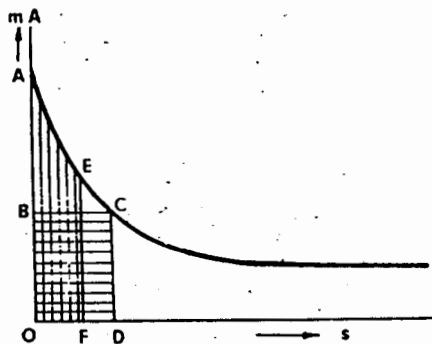


Fig. 15-14.— Tiempos menores con carga decreciente. La curva indica la carga, con una tensión dada, en mA, respecto al tiempo de exposición (m segundos). Con una carga continua en el tubo de B mA, por ejemplo, se obtendría en C (después de un tiempo D) la carga óptima, y, para la exposición, el área del rectángulo BCDO representaría la energía necesaria para esa exposición. Sin embargo, con carga decreciente (manteniendo constante la tensión), la exposición empezaría con A mA y, si se sigue la curva AEC, se llega al punto E, en el cual el área OAEF es igual a la BCDO. Por tanto, en el momento F la película habría recibido ya la exposición necesaria. Esto significa la aplicación de una carga igual en un tiempo menor.

Este sistema de carga decreciente resulta de un interés especial y se aprecia más cuando se usa en combinación con un control automático de exposición. De ese modo se puede elegir un tiempo de exposición muy largo, pero el tubo seguiría recibiendo la carga que puede resistir en cada instante, ya desde el principio (es decir, con la misma tensión y muchos mAs al empezar, ya que luego van disminuyendo), hasta conseguir la expo

sición necesaria. Se comprende que al reducir la intensidad de la corriente, la estabilización automática de la tensión ha de asegurar al mismo tiempo que no crezca ésta, sino que se mantenga en el valor seleccionado.

7.6. EL PUPITRE DE CONTROL

El manejo de una máquina de diagnóstico por rayos X varía entre una sencilla manipulación de un conmutador o cronómetro, cuando se trabaja con el grupo de máquinas pequeñas, y un complicado proceso de conmutación, giro de mandos, opresión de pulsadores, lectura de medidores, etc., en los paneles de control de los aparatos mayores.

7.6.1. Situación del pupitre de control

Únicamente en el caso de los aparatos pequeños portátiles previstos para su manejo fuera del departamento de rayos X (en la sala de operaciones o en las naves) es admisible accionar los controles en la misma habitación, aunque, como es lógico, observando estrictamente los reglamentos de seguridad, de los que las normas más importantes son las de evitación del haz primario, el mantenimiento de las distancias y el empleo de mandiles adecuados de goma al plomo y otros materiales protectores.

El pupitre de control de todas las demás unidades va situado dentro o fuera de la sala de diagnóstico por rayos X, en una zona protegida (o cubículo), con el fin de garantizar una protección eficaz contra la radiación. Si el pupitre de control está en el mismo cuarto, deberá incluirse una separación protectora con plomo y vidrio. Al plomo suficientes contra las radiaciones. La sala de diagnóstico y el cuarto de control deberán estar en comunicación mutua, tanto acústica como visualmente. El contacto visual se efectúa del mejor modo-directo-por intermedio de una ventana provista de vidrio al plomo en el tanque separador y el acústica deberá ser posible, mejor también de un modo directo, en vez de recurrir a micrófonos, etcétera.

7.6.2. Encendido y apagado, ajuste de corriente y tensión

Ante todo, en el panel de control hay un interruptor con el que se puede poner en marcha el aparato. Una vez accionado, la aguja del voltímetro de red marcará el valor de la tensión aplicada. Los aparatos modernos van provistos de un control para el ajuste de la tensión de red a un valor prescrito (indicado, por ejemplo, mediante una marca en el medidor) o lo realizan de modo automático. Una conexión correcta de la red es esencial para conseguir el funcionamiento adecuado del aparato. Muchas veces, la compensación de red se obtiene de manera completamente automática. También hay controles para fluoroscopia y (separado, por lo general) para radiografía. Los controles suelen ir marcados con los

símbolos mA y KV.

La corriente se lee en el miliamperímetro, que tiene una escala baja (0-5 mA) y otra o varias altas (por ejemplo, 0-100 y 0-500 mA). Cuando los tiempos de exposición son cortos, por el estilo de décimas de segundo, resulta imposible leer esos valores de corriente. La aguja del miliamperímetro, que se puede preajustar, también resultaría poco útil en ese caso. Muy a menudo, esas unidades van provistas de un miliamperise-gundómetro (mAs) preciso y en ocasiones el miliamperímetro original sólo se conecta con el circuito de radioscopia.

Con la corriente fluoroscópica puede ajustarse la intensidad al valor necesario durante la exploración (por lo común, de 0,1 a 3 mA). Para este tipo de exámenes o exploraciones se incluye únicamente un simple interruptor, por regla general. Este puede ser incluido también en el pedestal, junto a la pantalla fluoroscópica o ser del tipo de pie. Si se dispone asimismo de un conmutador de control de mA para radiografía, se modifica con éste la corriente de filamento y, por tanto, la del tubo. Algunos aparatos tienen varios valores fijos de corriente; por ejemplo, 50, 100 y 200 mA, mientras que en otros se puede ajustar el valor que se quiera de mAs. Normalmente, el Kilovoltaje se regula con un mando, en el que van marcados los valores de la tensión, o bien en un medidor separado, calibrado en KV.

7.6.3. Crónometro (o interruptor de tiempo)

Un instrumento muy importante de pupitre de control es el cronómetro, provisto de una escala en la que se encuentran calibrados los tiempos de exposición. Deben ser muy precisos. Los más conocidos son los puramente mecánicos, los electromecánicos y los electrónicos. Los de primer tipo funcionan de modo completamente, como los relojes, y van previstos de contactos de encendido y apagado. Los electromecánicos usan un motorcito y la carga y descarga de un condensador, junto con el cierre y el relajamiento de relés, etc. En los electrónicos intervienen por lo general válvulas electrónicas y en los aparatos modernos se emplean circuitos de estado sólido. Los detalles de todos estos aparatos quedan fuera del ámbito de este libro.

7.6.3.1. División de los tiempos de exposición

La escala de los cronómetros de tipo más sencillo suele estar calibrada en intervalos iguales, hasta 10 s, por ejemplo, dejando pues muy pocas posibilidades para el ajuste de exposiciones de décimas de segundo, por lo que fácilmente pueden producirse errores. En los cronómetros modernos ya no ocurre eso. Los cuadrantes van calibrados para exposiciones inferiores a 1 s e incluso a 0,1 s, lo que prácticamente ha eliminado los errores. Con respecto a la calibración de los cronómetros hay poco interés en mantener uniformes las subdivisiones en toda la gama, ya que se necesita por lo menos una diferencia de 25 por 100 en el valor de exposición para producir un cambio perceptible en la densidad radiográfica.

Resultaría ilógico, por ejemplo, tener una escala que cubriese 1, 1, 5, 2, 2, 5, 3, 3, 5, 4, 4, 5, 8, etc., dado que la transición de 4 a 4, 5 a (que presenta un valor de exposición de sólo un 12,5 por 100 más) apenas producirá una diferencia apreciable. Por eso es más lógico y mejor elegir los intervalos de tiempo consecutivos de tal modo que vayan aumentando en un porcentaje aproximado (por redondeo) del 25 por 100, tal como se indica en la tabla 15-2.

Tabla 15.2

0.003	0.004	0.005	0.006	0.008	0.01	0.012	0.016	0.020	0.025	0.030
0.030	0.04	0.05	0.06	0.08	0.1	0.12	0.16	0.2	0.25	0.30
0.30	0.4	0.5	0.6	0.8	1.0	1.2	1.6	2.0	2.5	3.0
3	4	5	6	8						

7.6.3.2. Comprobación del Cronómetro

Cuando el resultado de las exposiciones radiográficas dejen de ser constantes, conviene realizar una comprobación del cronómetro, aunque, de todos modos, esa comprobación deberá llevarse a cabo periódicamente (sobre todo, en instituciones en las que haya estudiantes de radiografía). El método más sencillo consiste en poner una película bajo una placa de plomo provista de un orificio (fig. 15-15) e irla desplazando de modo que en ella aparezcan tras el revelado una serie de puntos. Si se ha elegido, por ejemplo, un tiempo de exposición de 0,1, como la radiación X no es continua si no que se emite en descarga (impulsos) breves, en la película se proyecta una serie de puntos, con una frecuencia de 50 Hz y aparatos de media onda, se producirán 5 puntos; con los aparatos de cuatro válvulas, 10 puntos; con los de seis válvulas, 30, y con los de doce, 60.

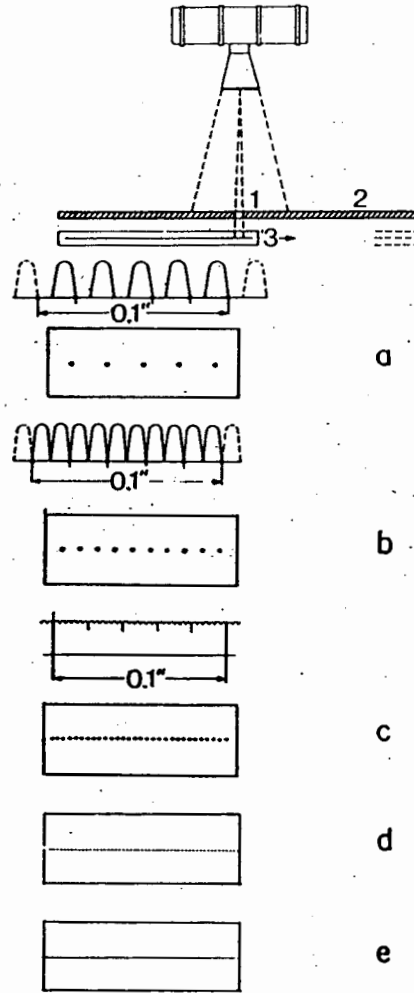


Fig. 15-15.- Representación esquemática de la medida de tiempo haciendo pasar una película de modo que recorra una distancia dada. 1) orificios en 1; 2) hoja de plomo; 3) película que se desplaza en sentido de la flecha durante la exposición.

- a) Tensión de media onda (con la fase opuesta suprimida): un impulso cada 1/50 (0,02) s. En 0,1 s, 5 puntos.
- b) Tensión de cuatro válvulas (fase opuesta rectificada): un impulso cada 1/100 (0,01) s. En 0,1 s, 10 puntos.
- c) Tensión de seis válvulas (rectificación trifásica): un impulso cada 1/300 s. En 0,1 s, 30 puntos.
- d) Tensión de doce válvulas (rectificación trifásica doble): un impulso cada 1/600 s. En 0,1 s, 60 puntos.
- e) Corriente continua: exposición continua, o sea, una línea recta ininterrumpida.

Un método mejor es el de la placa giratoria, que comprende un eje vertical que gira en una base sólida y un disco de plomo que tiene varios orificios a diferentes distancias del centro. En la Fig. 15-16 se indica una placa giratoria de siete orificios de 3 mm de diámetro, todos los cuales, excepto uno, van tapados. De este modo se pueden comprobar siete tiempos de exposición distintos consecutivamente, dejan de abrir un orificio de cada vez. La placa se coloca sobre una película virgen y se hace girar lentamente mientras se expone la película por medio de un tubo de rayos X colocado verticalmente sobre ella. Lógicamente, la placa deberá girar con rapidez con una unidad trifásica con un aparato de cuatro válvulas o de media onda, ya que los impulsos de radiación se suceden con mayor velocidad y los puntos expuestos podrían superponerse entre sí.

7.7. OPERACIONES QUE PONEN EN FUNCIONAMIENTO EL TUBO DE RAYOS X.

Una vez conectado el equipo a la tensión de red apropiada (corregida tal vez manual o automáticamente) pueden ajustarse los factores apropiados (tales como KV y mAs), de acuerdo con el grado de automatización del aparato. En el pupitre de control hay varios dispositivos de interconexión destinados a simplificar el funcionamiento, impidiendo la sobrecarga del tubo y evitando deterioros debidos a falsas operaciones, etc. El efecto de tales conmutadores y dispositivos de seguridad es el siguiente:

1. Cuando el aparato se conmuta a fluoroscopia es imposible la ra-

APARATOS DE DIAGNÓSTICO POR RAYOS X

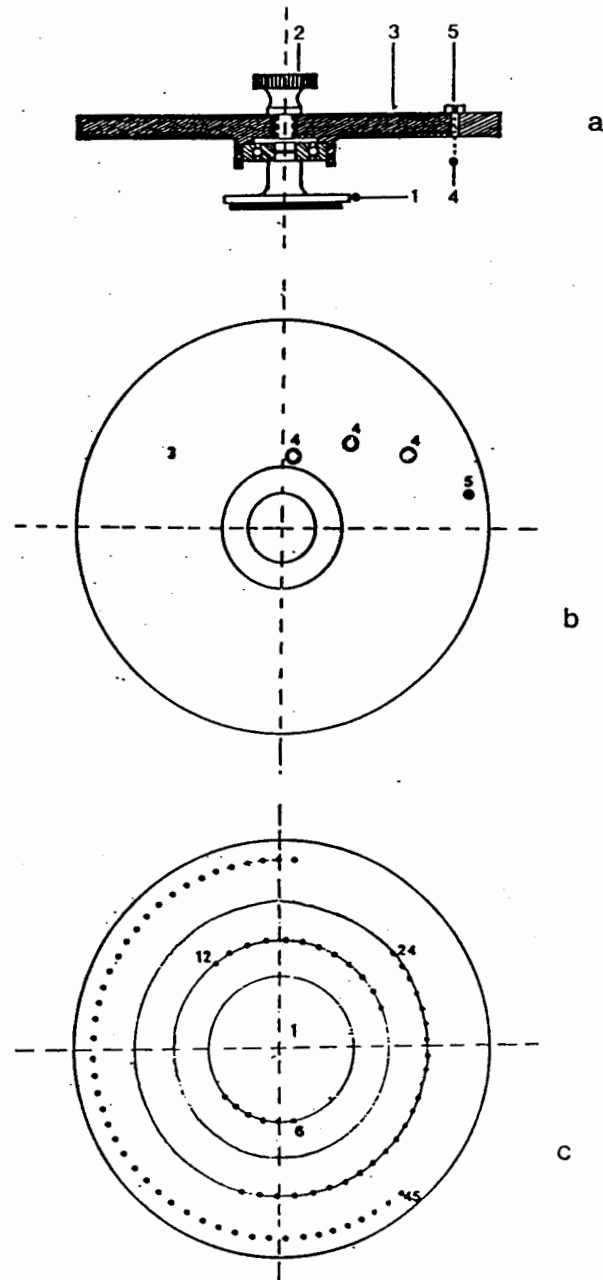


Fig. 15-16.— Comprobación del cronómetro con una placa giratoria.

- a) Sección vertical: 1) Base con eje vertical; 2) mando para el giro; 3) disco de plomo con orificios (4); 4) orificios tapados todos menos uno con clavijas (5); 5) clavija.
- b) vista superior.
- c) Resultado de una comprobación con un aparato de seis válvulas. De fuera adentro: 0,15 s (45 puntos), 0,08 s (24 puntos), 0,04 s (12 puntos) y 0,02 s (6 puntos). Las diferentes distancias entre los puntos son el resultado de las distintas velocidades de rotación.

diografía, y viceversa.

2. Para las exposiciones largas se selecciona automáticamente una corriente de tubo reducida.
3. Si se aumentan los KV, la corriente del tubo se reduce (por lo general, de modo proporcional).
4. Con cargas superiores, como consecuencia de la elección de ajustes más altos de KV o mAs, la compensación de KV se adapta a la mayor caída de tensión previsible.
5. Cuando se selecciona un foco distinto, la corriente del tubo se ajusta automáticamente al valor nominal de ese foco.
6. Si el aparato se conmuta a radiografía, el miliamperímetro se conecta automáticamente a una gama más alta.
7. Si el tiempo de exposición es inferior a 1 s, el miliamperímetro deja de dar lecturas fiables y se desconecta automáticamente, pudiendo conectarse en su caso un medidor de mAs.
8. Cuando el aparato se conmuta a radiografía, el ánodo giratorio del tubo se lleva a su velocidad de giro de régimen durante el tiempo de preparación.
9. Al seleccionar dispositivos auxiliares por el estilo de rejilla bucky, cambiador de series, tomografía, etc., se interconectan al cronómetro.
10. El cronómetro como tal se desconecta por:
 - a) Tomografía. En este caso el encendido y el apagado se efectúan por el mecanismo de movimiento del tomógrafo. El tiempo tiene que exceder del de balanceo del tubo, pues de lo contrario la exposición se terminaría antes.
 - b) Empleo de exposición automática. El control automático de exposición termina ésta. También en este caso deberá ajustarse el cronómetro para un período más largo del que sea de esperar.
 - c) Cinerradiografía (técnica de impulsos). En este caso la cámara determina el principio y el final de cada imagen (imágenes por segundo, etc.).

En todos los casos a, b y c, suele incorporarse un dispositivo que termina automáticamente la exposición (o serie de exposiciones) al cabo de un período de tiempo determinado, en caso de avería en el

control automático de exposición y cuando es eminente la sobrecarga del tubo.

La mayoría de las operaciones anteriores se efectúan automáticamente. La ventaja de la extremada sencillez de manejo de los equipos automáticos resulta incluso más obvia que la de carga automática correcta del tubo. En los casos en que se trabaja con varios focos, sobre todo, la automatización significa una gran ayuda práctica, ya que sin riesgo alguno ni molestias se puede pasar a las características diferentes del otro foco. Después de todo, cada foco tiene su propio nomograma y su curva característica determinada. En los aparatos modernos de la categoría pesada se pueden tener varios tubos a ellos conectados. Mediante conmutadores de alta tensión puede aumentarse la cantidad de focos conectados (6 y más). El pupitre de control en tales casos tiene un mando, el selector de focos, con el que se pone en funcionamiento el foco previsto en cada caso. El paso automático a otro foco es muy eficaz. Por ejemplo, los exámenes en serie se llevan siempre a cabo con un foco fino (0,6 mm) y para exposiciones radiográficas entra en funcionamiento automáticamente el foco grande. Al hacer un examen gástrico, por ejemplo, esto garantiza una imagen fluoroscópica con buena definición y cortos tiempos de exposición radiográfica.

7.8. FUNCIONAMIENTO CON TRES, DOS Y UN MANDOS.

Con respecto al sistema de control automático de un aparato, se oye hablar de funcionamiento con tres y dos mandos. En el primero, KV, mA y tiempo se seleccionan por separado; en el segundo, los dos últimos ajustes van combinados en el producto mAs, en el que los dos factores mA y s suelen indicarse por separado. Si no se da separado el factor tiempo, se deberá considerar esto como grave deficiencia.

Téngase en cuenta que la influencia directa del factor tiempo (en segundos) es la que determina la U_m , por lo que deberá poderse controlar por lo menos el tiempo de exposición.

En el caso de exposición automática con carga decreciente el control con un mando es a menudo la única posibilidad. En tal caso sólo hay que elegir la tensión, mientras que el valor mAs queda determinado por el control automático de densidad.

Algunos aparatos están automatizados hasta tal extremo que incluso en el terreno de la carga máxima disponen de la posibilidad de elegir automáticamente porcentajes específicos de subcarga (por ejemplo, el 60 por 100 de la máxima). Esto puede tener su importancia cuando, por ejemplo, con la tensión más baja y el tiempo de exposición más corto el valor de exposición con la carga máxima del tubo puede resultar excesiva para el objeto de que se trate y cuando no se disponga

de otros factores para incrementar el valor de exposición (tales como el aumento de la distancia foco-película). Sin embargo, una subcarga apreciable no lleva a un aumento de la duración del tubo como a veces se piensa equivocadamente. Reduciendo ligeramente la carga (por ejemplo, a un 80 por 100 del máximo, la pista focal se mantiene sin embargo en buenas condiciones durante un período más largo.

A veces también se incluye un control para eliminar la carga automática, lo que permite elegir libremente un valor arbitrario de corriente para ciertos fines (tomografía, cineradiografía, etc.). Ello no obstante, en tales casos debe mantenerse la protección contra las sobrecargas.

7.9. ALGUNAS CONSIDERACIONES RESPECTO AL EQUIPO

Quedaría fuera de los límites de este libro intentar discutir a fondo los detalles electrotécnicos de las diversas construcciones de los aparatos de rayos X, pero de cuanto antecede puede deducirse que se intenta conseguir en todo lo posible la situación de plena carga del foco, en beneficio de una definición óptima (consiguiendo unas U_g y U_m mínimas en esas condiciones). Por eso los equipos de media onda van desapareciendo de manera rápida, a la vez que los tipos más pesados, aparatos de cuatro válvulas, van dejando paso a los trifásicos de seis y, mejor aún, doce rectificadores, con los que se consigue casi la tensión rectificada ideal.

Por último, para reducir el gran rizado inherente a la tensión dada por los aparatos de cuatro válvulas, pueden conectarse condensadores en paralelo con el tubo de rayos X, los cuales, por su efecto de ensanche de los picos de las ondas se llaman aplanadores o de filtrado. Con la cinematografía por rayos X, sobre todo cuando se usan aparatos de cuatro válvulas, el filtrado es esencial. En ese caso no sólo se mejora la carga del tubo, sino que al mismo tiempo se evita la aparición de densidad desigual de unas imágenes a otras (lo que podría ocurrir si una de las imágenes se expone cuando la tensión tiene su valor de pico y la siguiente, cuando se encuentra en un nodo). Empleando tensión de seis y doce impulsos no se produce esa desigualdad, ni siquiera con una mayor cantidad de imágenes por segundo. El empleo de condensadores extra para el filtrado de la tensión no se aplica en este caso prácticamente nunca. Como consecuencia de la influencia de la capacidad del cable (sobre todo cuando son muy largos), el poco rizado que pueda haber presente aún en los generadores de doce válvulas de saparece. Al hablar de los aparatos de carga decreciente vimos que el tiempo de exposición más corto posible se tenía con un foco plenamente cargado, al hacer una exposición radiográfica. A título de complemento mencionaremos a continuación un equipo de cuatro válvulas con carga decreciente (Fig. 15-17).

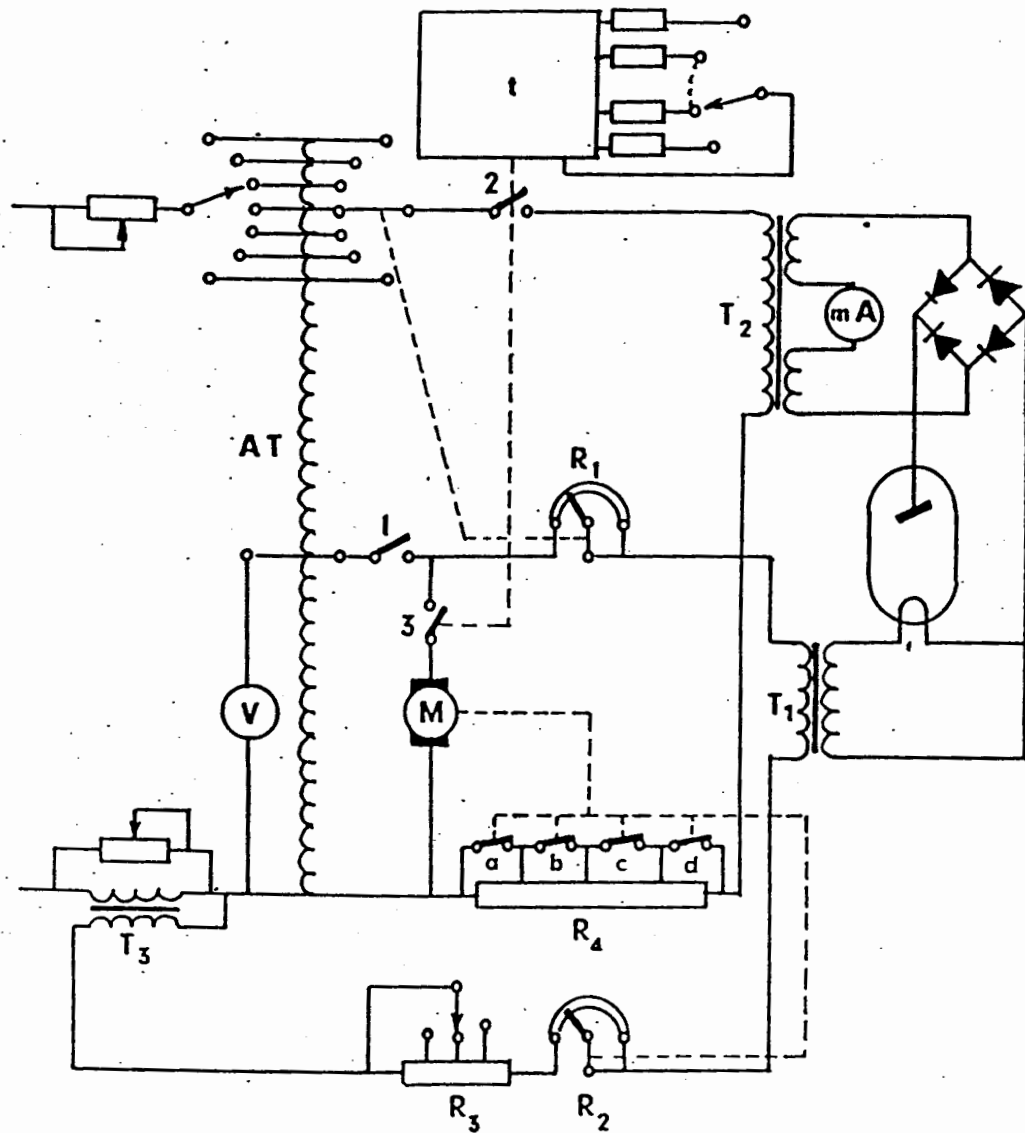


Fig. 15-17.— Representación esquemática de un generador de dos impulsos con carga decreciente. En el extremo izquierdo, tensión de red (ajustable) aplicada al autotransformador AT; 1, 2 y 3) contactos del conmutador; T₁) transformador de corriente de filamento; T₂) transformador de a.t. para el tubo de rayos X; T₃) transformador variable; R₁) resistencia de ajustes continuo (tipo de potenciómetro); R₂, R₃ y R₄), resistencias ajustables; a, b, c y d) contactos del conmutador; V) voltímetro; mA) miliamperímetro; M) motor de carga decreciente. Para más explicaciones, véase el texto.

Al hacer la preparación para la exposición, el contacto 1 (Fig. 15-12) se cierra por el potenciómetro R_1 , el circuito del primario del transformador de filamentos T_1 y las resistencias R_2 y R_3 y el secundario del transformador Variac T_3 , hasta el autotransformador de a.t. La tensión queda indicada con el voltímetro V (posiblemente regulado con T_3). Con ello empieza a circular la corriente de filamento, en realidad con su valor más alto admisible, preajustada con ayuda de las resistencias R_1 y R_2 se pone en su valor más bajo al empezar la exposición.

Al cerrar el contacto 2, el circuito primario del transformador de a.t. y (en paralelo con la resistencia R_4) los contactos a, b, c y de todo el autotransformador se cierran, por lo que el tubo de rayos X recibe una cierta alta tensión que se adapta al elevado valor de la corriente de filamento. Al mismo tiempo, el contacto 3 se cierra, haciendo que el motor de carga decreciente M se ponga en marcha, lo que tiene como consecuencia los siguientes efectos: primero, una alteración de la posición de la aguja del potenciómetro R_1 , como consecuencia de la cual la resistencia (en el circuito de filamento) crece y la corriente del tubo disminuye; en segundo lugar, los contactos a, b, c y d se abren consecutivamente, haciendo que la resistencia R_4 (en el primario del circuito a.t.) crezca en cuatro pasos y la tensión en bornes del primario del transformador de a.t. disminuya en consecuencia. Mediante la colaboración mutua entre los ajustes de R_1 y R_4 se evita el aumento de tensión al reducirse la corriente del tubo (lo que, de lo contrario, se produciría a causa de la disminución de las pérdidas). Por eso, cuando la corriente del tubo se reduce, la tensión se mantiene constante. Tal es el principio de la carga decreciente, que permite cargar el foto con su carga máxima en todos los momentos de la exposición. Al terminarse ésta, R_1 y R_4 vuelven automáticamente a sus valores originales.

7.9.1. Influencia de la frecuencia de la red.

Hemos de mencionar que no sólo hay variaciones en los valores de tensión de las redes eléctricas de los diferentes países, sino incluso en su frecuencia. Pero mientras la adaptación de los equipos a las diferencias de tensión es relativamente sencilla (mediante un autotransformador incorporado o un transformador externo), el ajuste a otra frecuencia es prácticamente imposible. Afortunadamente, en Europa hay una normalización ya casi generalizada y la frecuencia de la red es de 50 Hz, siendo la tensión más común la de 110 V ó 240 V. Pero la frecuencia usual en América es la de 60 Hz y la tensión también difiere. Como consecuencia, los relojes síncronos que se construyen en Europa para 50 Hz cubren 72 minutos en América. Los transformadores de a.t., fabricados con precisión para que sufran el menor posible respecto a la imanación del núcleo de hierro dulce, etc. no se pueden conectar a otra frecuencia, a menos que se mencionen específicamente, y lo mismo sucede con los tubos de ánodo giratorio, los que las velocidades, en lugar de 3.000 y 9.000 r.p.m., se elevan a 3.600 y 10.800 r.p.m.

respectivamente con 60 Hz.

7.10. AVEREAS DE LOS EQUIPOS. CONSTRUCCION DE MODULOS.

Es comprensible que, la complicada construcción de los aparatos de rayos X y las elevadas cargas (mecánicas y eléctricas) a que se ven sometidas muchas de sus partes, se produzcan a veces averías. La importancia de las reparaciones necesarias varía en un simple flexo o clavija a varios días de búsqueda por parte de personal especializado del servicio de rayos X, con el resultado no infrecuente de que la avería no se puede reparar y hay que proceder a la renovación. Esta última tendencia cuando las reparaciones resultan más caras que la institución, también se produce en el mundo de los rayos X, lo que ha hecho que la industria vaya eludiendo reparaciones de un modo consciente y progresivo (por ejemplo,, dejando de suministrar piezas de tipos ya anticuados) y se haya inclinado hacia la renovación de componentes. Cuanto más complicada sea la construcción de un aparato, mayor será el riesgo de avería, sobre todo cuando las influencias climatológicas también tienen su importancia, como son las temperaturas tropicales con un elevado grado de humedad.

Para simplificar el servicio y reducir el tiempo durante el cual se interrumpe el trabajo en el departamento, los fabricantes de equipos de rayos X han seguido el ejemplo de los de otros aparatos técnicos, dividiendo los equipos en varias combinaciones de elementos que, como tales, forman unidades individuales llamadas módulos. A éstos se encuentra conectado un sistema de señales, de manera que, al producirse una avería, queda indicado inmediatamente dónde hay que buscar la causa, lo que se podrá poner inmediatamente en conocimiento del fabricante. Después, el técnico de servicio, provisto del módulo de sustitución, podrá remplazar el módulo defectuoso, restableciendo el funcionamiento del equipo. En la fábrica o el laboratorio se investigará la posibilidad de reparación del módulo averiado, procediendo a ella en caso afirmativo.

7.11. RELACION ENTRE EL PUPITRE DE CONTROL Y LA MESA. MANDO A DISTANCIA

En fluoroscopia normal y con intensificador de imagen, con televisión o sin ella, que por lo general implica la exposición directa en armaduras de la película, de 70 mm o de cine, el examinador se encuentra junto al paciente, al lado de la mesa y acciona allí los mandos e interruptores necesarios, que están derivados con los del panel de control y pueden, por tanto, ser accionados desde allí por el radiógrafo en caso preciso.

Ahora que las imágenes fluoroscópicas pueden percibirse mucho mejor y con mayor facilidad en la pantalla de televisión que en la fluoroscópica o incluso en el intensificador de imagen (sin televisión), ya no hace falta que el radiólogo se mantenga ante la pantalla fluoroscópica

o del intensificador. Claro está que hay otras razones por las que a veces deberá estar allí, tales como casos de palpitación, compresión, ver si la presión en ciertos sitios causa dolor, inyección (broncografía, salpingografía, piellogografía retrógrada, etc.), colocación del paciente en otra posición etc., pero sin duda hay muchos exámenes que no necesitan contacto directo con el paciente. El resultado de ello es que ha perfeccionado un sistema de mando a distancia (Télécommande, de Chérigé y otros, París), en los que los movimientos del pedestal, cambiador de serie, etc, ya no necesitan controlarse directamente desde él, sino que se pueden llevar a cualquier parte, incluso a un cuarto adyacente. Sin llevar las cosas muy lejos, manteniendo contacto visual y acústico con el paciente sin que sean muy artificiales ni muy pobres, este mando a distancia tiene varias ventajas definitivas, tales como una protección completa contra las radiaciones y un menor esfuerzo físico por cuanto se refiere al investigador.

Indudablemente, el argumento de la protección completa (para el investigador, no para el paciente) tiene tal influencia psicológica (especialmente entre los que, a pesar de una protección adecuada y conocida siguen teniendo una cierta fobia a las radiaciones), que intenta adaptar cada vez más exámenes al mando a distancia.

Para ello, la compresión, determinada y variada, que tiene una parte tan importante en los exámenes gastrointestinales, se ha emitido en todo lo que ha sido posible

Hay también intentos para modificar la administración de enemas de bario y otras inyecciones manuales relativamente sencillas, de manera que se pueden efectuar a distancia. Si el radiógrafo ha de aparecer más, debido al contacto reducido entre el investigador y el paciente (por ejemplo, sujetando tubos, cánulas, etc), es indudable que para él el mando a distancia no significará en absoluto una reducción de la radiación. Carece de sentido efectuar manipulaciones simples y seguras desde lejos, nada más por el gusto de hacerlas, y parece más lógico y preferible permanecer junto al paciente durante muchos de los exámenes

El equipo de mando a distancia también altera el aspecto de los pupitres de control, en especial por la inclusión de pulsadores duplicados y palancas para el control de los movimientos del paciente y la mesa, que antes sólo se encontraban en el pedestal, tales como los de inclinación y deslizamiento del tablero de la mesa, el tubo, la armadura, etc. Por eso los paneles de mando a distancia tienen un gran número de mandos y conmutadores, que accionan por el radiólogo desde su cubículo, como un piloto en su cabina. De todos modos, para no depender completamente del control remoto, los mandos para la selección de tensión, densidad o brillo con exposición automática y estabilización, etc. suelen duplicarse en un panel de control simplificado, que puede ser accionado por el examinador en las proximidades del paciente.

Ahora que la pantalla de televisión va sustituyendo a la fluoroscópica, ya no hace falta la disposición clásica, con el tubo detrás

(o debajo) de la mesa y la pantalla fluoroscópica (o el intensificador de imagen) delante (o encima) de ella. Esta disposición se ha invertido exactamente en el caso de las unidades con mando a distancia y el tubo va delante (o encima) de la mesa. Esta colocación tiene sus ventajas (un acceso mejor para el paciente) y sus inconvenientes (por ejemplo una protección mucho menos favorable contra las radiaciones, sobre todo para los que se encuentran cerca). El mando a distancia ha conquistado sin duda un lugar permanente junto a las disposiciones clásicas; pero no las sustituirá por completo.

En la figura 15-18 se representa una distribución normal de mando a distancia sencilla, donde son visibles los detalles siguientes, ya descritos antes:

1. El investigador no está junto al paciente, sino que maneja el aparato desde lejos.
2. El tubo está sobre la mesa; el intensificador de imagen y la cámara de televisión, debajo.
3. El monitor de televisión puede colocarse en cualquier lugar idóneo.
4. La comprensión puede controlarse también a distancia.

7.12. EL DOSÍMETRO DE DIAGNOSTICO

El dosímetro de diagnóstico pertenece también al equipo de diagnóstico de rayos X y se trata de un instrumento que hasta la fecha no se encuentra en muchos departamentos radiológicos, pero que sin duda tiene reservado un gran porvenir. Tiene por objeto determinar la cantidad de radiación recibida por un paciente durante un examen diagnóstico por rayos X y limitar esa dosis en todo lo posible. Una parte considerable de la dosis aplicada se debe a la fluoroscopia. Una de las primeras medidas, ya usada desde hace tiempo para tener una idea de la dosis recibida, era la de incluir un CRONOMETRO DE FLUOROSCOPIA y de ese modo le proporciona al investigador una indicación del tiempo durante el cual había estado examinando, en un momento determinado. Lógicamente, este tiempo proporciona una impresión muy incompleta de la dosis recibida, ya que no se tienen en cuenta la tensión ni la corriente ni el tamaño del campo. Por eso los dosímetros especiales de diagnóstico son mucho mejores. En las secciones 3.8.2 se han tratado la función de esta dosimetría, con la que actualmente se mide la cantidad de radiación en $R X cm^2$ y la interpretación de ella, que es la dosis integral absorbida.

APARATOS DE DIAGNOSTICO POR RAYOS X

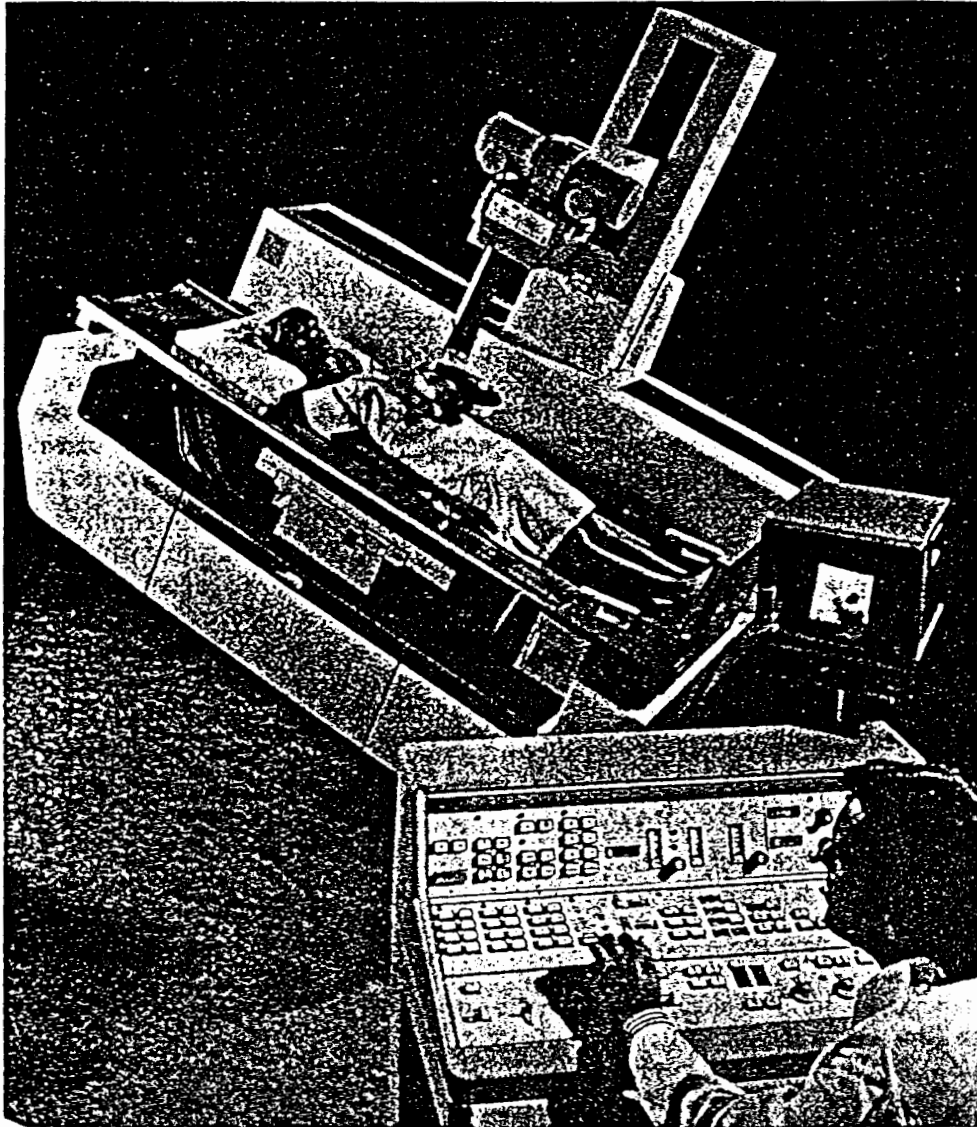


Fig. 15-18.- Pedestal universal moderno con mando a distancia. El aparato representado es un Philips Diagnost 120.

RESUMEN

La ionización producida en el volumen que se trata de medir (superficie radiada x espesor de la cámara de medida) hace que se cargue un condensador, y esta carga puede medirse o leerse, la dosis integral absorbida en el cuerpo es la suma de todas las absorbidas (en Gy o rad) en todos los volúmenes unitarios (por ejemplo, de 1 mg) y se expresa en julios o vatios. Esta dosis integral absorbida puede considerarse proporcional al producto medido R. cm². No hay ninguna razón fija: la grad/R. cm² aumenta si la parte del cuerpo de que se trate es más gruesa y cuando la radiación es más dura.

Tabla 15.3

<i>C.H.R.1 en nm de aluminio</i>	<i>Valor máximo de la tensión pulsatoria del tubo (cuatro válvulas)</i>	<i>Nº de grad igual a 1 R, cm² en el haz incidente de radiación</i>
2.5	70	7
2.5	90	8.5
3.5	90	10
5.0	120	12

En la tabla 15-3 (de Millink) se demuestra claramente que esta proporción casi se duplica cuando se duplica cuando se pasa de 70 a 120 KV. Por eso no se consigue precisión con esta dosimetría de R. cm², pero se obtiene una impresión muy útil de la cantidad de radiación recibida durante un examen. En los departamentos en que se realice la formación de radiólogos no deberá sbestimarse el valor didáctico de esta dosimetría de diagnóstico.

GLOSARIO

- ANODO:** Electrodo reoforo en comunicación con el polo positivo de un generador de corriente.- Electrodo hacia el cual fluye la corriente principal de electrones. En las válvulas electrónicas corresponde a la placa.
- ANTICATODO:** En las experiencias hechas para la observación de los rayos equis, el objeto que se coloca en frente del cátodo y sobre el cual va a chocar la corriente eléctrica.
- BERILIO:** Elemento químico o cuerpo simple. Es parecido al aluminio pero escasea como éste.
- BOBINA:** Carrete o cilindro de madera o de cualquier otro material para devanar y mantener arrollado en él, el alambre o cable.
- CAMARA:** Aparato para tomar fotografías, diapositivas o películas.
- CELDA:** Lugar donde se encierran los artefactos eléctricos de alta tensión.- Unidad o elemento capaz de funcionar como fuente de voltaje de corriente continua.
- COBALTO:** Elemento químico o cuerpo simple, metal de color blanco rojizo, duro y tan difícil de fundir como el hierro.
- CONO:** Sólido limitado por una superficie cónica y un plano que forma su base.
- CONTROL:** Comprobación, examen, verificación, inspección. Procedimiento por el cual se fijan o modifican a voluntad las condiciones de funcionamiento de un aparato.
- CUALITATIVO:** Aplicase al análisis que investiga la naturaleza de los elementos de un cuerpo.
- CUANTITATIVO:** Dicese del análisis que investiga la cantidad de cada elemento de un cuerpo.
- DENSIDAD:** Relación entre la masa y el volumen de un cuerpo.

CUESTIONARIO RELACIONADO CON LA FORMACION DE LA IMAGEN

RADIOLÓGICA

1. Defina que es imagen latente, y explique los fenómenos químicos que allí ocurren.
2. Defina que es imagen visible.
3. Explique los pasos para obtener la imagen visible.

NLA.

CAPITULO VIII

CAPITULO VIII

SUMINISTRO DE ENERGIA ELECTRICA

Los equipos de rayos X, para su funcionamiento, necesitan un suministro de energía eléctrica adecuado.

Antes de revisar o instalar un Equipo de Rayos X, se debe cerciorar mediante información técnica del aparato, con que voltaje se alimentan los circuitos de corriente alterna.

En hospitales grandes, se utilizan baterías recargables para trabajar con los aparatos, esto es para las Unidades móviles ya que deben ser trasladados de un lugar a otro dentro del Hospital y con ello se evitan un sinnúmero de inconvenientes.

CARACTERISTICAS DE LA LINEA DE ALIMENTACION

La demanda de máxima potencia se calcula multiplicando: El máximo Kilo voltaje por el miliamperaje máximo permisible o sea:

$$W = E \times I \qquad E = \text{VOLTIOS} \qquad W = \text{KVA.}$$
$$I = \text{AMPERIOS}$$

Por ejemplo el Equipo de Rayos X, D X D 350-II, que tiene las siguientes características:

150 K. VOLTS
300 mA.

Tiene una demanda de potencia máxima de 45 KVA, con un factor de potencia de 95 %, la máxima corriente de línea es de 216 amperios con 208 voltios.- Estos datos obtenidos con una regulación de línea del 6 % abajo de lo nominal.

$$W = E \times I \qquad E = 150,000 \text{ VOLTIOS}$$
$$I = .3 \text{ AMP.}$$

$$I = \frac{W}{E}$$

$$W = \frac{150,000 \times .3}{45000.0}$$

$$I = \frac{45,000 \text{ VOLTS/AMP.}}{208 \text{ VOLTS.}}$$

$$W = 45,000 \text{ VA}$$

$$208 \text{ VOLTS.}$$

$$W = 45 \text{ KVA}$$

$$I = 216 \text{ AMP.}$$

Para encontrar el calibre del conductor a usar para instalar un Equipo, hay tablas de conductores que traen las especificaciones necesarias, de acuerdo a la potencia y los Requerimientos del Equipo.

PROTECCION DE LA LINEA DE ALIMENTACION

El aparato trae acondicionado un sistema interno de protección, por medio de fusibles y en ciertos casos trae integrado un protector térmico (breaker), en la entrada principal de Energía Eléctrica.

TRANSFORMADOR DE ALTA TENSION

Es un bloque (cúbico) en el cual (generalmente) se encuentra:

- a.- Un transformador de ALTA TENSION (indispensable).
- b.- Un sistema de rectificación de ónda ya sea a válvulas electrónicas (Kenotrones) o diodos de estado sólido.
- c.- Transformador de filamentos.
- d.- Conmutador de tubos (no siempre)
- e.- Receptáculos de salida de ALTA TENSION.

Todos los elementos antes mencionado se encuentran inmersos en aceite dieléctrico (especial para alta tensión).

También se conoce al transformador de A.T. (alta tensión), como GENERADOR de A.T. Esta consta de 2 arrollamientos, los voltajes de los dos arrollamientos son proporcionales al Número de espiras en cada bobina.

CIRCUITOS GENERADORES DE RAYOS X.

Los circuitos generadores de Rayos X están integrados fundamentalmente, fuera del tubo de rayos X, por las siguientes partes:

AUTOTRANSFORMADOR.

Tiene por objeto suministrar energía eléctrica al primario del transformador de alta tensión del tubo de rayos X. Las técnicas radiográficas requieren una gran variedad de Kilovoltajes. Hay que disponer por lo tanto de un dispositivo que, conectado a la red de alimentación urbana, permita regular el voltaje.

Este dispositivo es el autotransformador que se conecta entre la red de alimentación de corriente alterna urbana y el primario del transformador de alta tensión que alimenta el tubo de Rayos X. El autotransformador es, pues, un dispositivo con el cual es posible lograr un voltaje primario variable para alimentar el primario del transformador de alta tensión del tubo de Rayos X.

El circuito de autotransformador dispone de los siguientes dispositivos de medida y regulación:

- 1.- Un voltímetro, instrumento de medida que indica el voltaje aplica-

- cado al primario del transformador de alta tensión.
- 2.- Control variable de voltaje aplicado al primario del transformador de alta tensión; con este dispositivo se predetermina el voltaje con el cual se carga el primario del transformador de alto voltaje del tubo de rayos X.
 - 3.- Un compensador de voltaje de línea, que permite compensar las fluctuaciones de la fuente urbana de electricidad.
 - 4.- Un interruptor-relevo abre el circuito cuando el transformador está sobrecargado.
 - 5.- Por otra parte, el circuito de entrada de red de alimentación urbana tiene fusibles para evitar daño a la unidad de Rayos X en casos de desperfectos eléctricos o corto circuito de cualquiera de los componentes. Además, un conmutador de línea principal para conectar la corriente de la red urbana.

TRANSFORMADOR DE BAJO VOLTAJE PARA EL FILAMENTO CATODICO.

El transformador de bajo voltaje del filamento catódico enciende al mismo tiempo y controla el grado de incandescencia.

El voltaje es bajo, y sólo de 4 a 12 voltios con una corriente de 3 a 5 amperios. El primario del transformador de bajo voltaje para el filamento catódico del tubo de Rayos X es alimentado por una derivación fija del autotransformador. El secundario del transformador de bajo voltaje para el filamento catódico está conectado directamente al cátodo del tubo de Rayos X.

Por medio de un regulador de voltaje es posible ajustar el voltaje al filamento catódico valor que se determina por medio de un amperímetro.

Muchas veces, en el circuito del filamento catódico, se dispone un estabilizador de filamento.- Una variación relativamente reducida en el voltaje del filamento produce un marcado cambio en la emisión de electrones y por lo tanto de la corriente del tubo, cantidad de Rayos X o miliamperios.- El estabilizador de filamento corrige las fluctuaciones instantáneas en el voltaje de línea. Es tan efectivo que una variación en el voltaje de línea del 10 % no causa sino una variación del 0,5 % en el voltaje del filamento.

TRANSFORMADOR DE ALTO VOLTAJE.

El transformador de alto voltaje está constituido por bobinas y está destinado a alimentar el tubo de Rayos X con alto voltaje, este transformador eleva, por intermedio del voltaje que le suministra el autotransformador, la tensión de la corriente de la red urbana de 220 ó 380 de 40 a 200 kilovoltios.

los valores tolerables.

Esta corriente inversa, no solamente puede dañar el filamento catódico, sino que, además él ~~incidir~~ sobre el focalizador que tiene un punto de fusión más bajo que el del filamento de Tungsteno, hará inoperable el tubo.

Por eso los circuitos en los que el propio tubo de Rayos X hace de rectificador, tiene carga limitada, y en consecuencia, un rendimiento menor que con los otros métodos de rectificación.- Debe disminuirse el voltaje por el peligro de calentamiento del ánodo para prevenir la emisión inversa de electrones.

El rendimiento de estos aparatos es generalmente de 3 a 5 Kw; este sistema de rectificación suele emplearse en aparatos de bajo rendimiento.-

Pueden ser fijos, portátiles o transportables. Cuando son fijos pueden satisfacer las necesidades mínimas de diagnóstico radiológico de determinados órganos. Cuando son portátiles se les emplea junto a la cama del enfermo, en exámenes radioquirúrgicos y a domicilio.

Todos los elementos básicos integrantes de estos aparatos, es decir el tubo, el transformador de alta tensión y el de calefacción suelen estar contenidos en un solo tanque o calota que contiene aceite que hace, al mismo tiempo, de refrigerador y de aislante. Su rendimiento es de 5 a 100 mA y de 100 KV.

Como es natural, la supresión de una semionda reduce el rendimiento de estos aparatos en un 50 % a 70 %.- Hay que tener especial cautela en el manejo de estos aparatos portátiles en cuanto a la radiodermatitis.

La ausencia de filtro, el foco demasiado aproximado, las fluoroscopias demasiado prolongadas en la extracción de cuerpos extraños o en la reducción de fracturas, han causado frecuentemente lesiones de la piel.

RECTIFICACION CON VALVULAS

Una válvula rectificadora es un tubo termoiónico que deja pasar la corriente de alta tensión solamente en una dirección, del cátodo al ánodo, oponiéndose a su paso en sentido contrario. Estas válvulas, tubos de vidrio al vacío, están contruidas según los mismos principios que los tubos de rayos X a ánodo fijo pero con estas dos diferencias fundamentales:

- 1.- El filamento de Tungsteno es más largo y más grueso y produce gran cantidad de electrones.
- 2.- Estos electrones no son enfocados sobre una superficie pequeña del ánodo sino sobre la totalidad de su superficie; además, el ánodo no está inclinado en ángulo como en ese caso del tubo de rayos X sino que es perpendicular con respecto a la corriente de electrones, la resistencia eléctrica de estas válvulas es relativamente

Un miliamperímetro que está intercalado en serie con el tubo y el transformador de alta tensión mide la cantidad de Rayos X producida en el tubo de Rayos X.

SISTEMAS DE RECTIFICACION DE LA CORRIENTE

La corriente alterna con que se alimenta el transformador del tubo de Rayos X cambia constantemente de orientación. Pero, para la carga de un tubo de Rayos X, la corriente debe tener un solo sentido, porque en condiciones ordinarias la corriente de alto voltaje solo puede pasar en un solo sentido, esto se consigue por procedimientos de rectificación de la corriente alterna.

Hay varios procedimientos de rectificación que, en definitiva, son dispositivos que transforman la corriente en corriente directa. Se lo puede conseguir:

- 1.- Suprimiendo la fase negativa del ciclo de corriente alterna y dejando pasar únicamente la fase positiva; en este caso se trata de un sistema de autorrectificación.
- 2.- Cambiando la fase negativa del ciclo de corriente alterna en positiva, es decir, enderezándolo.
- 3.- Hay tres sistemas de rectificación alterna:
 - a) Auto rectificación.
 - b) Rectificación a válvulas.
 - c) Rectificación a selenio.

AUTORRECTIFICACION

Es el sistema más simple de rectificación de la corriente alterna. En condiciones comunes, un tubo de rayos X, solo deja pasar la corriente en un sentido, del ánodo al cátodo.

Esto significa que de las semiondas que integran un ciclo de corriente alterna, solo puede pasar una de las dos semiondas.

La otra semionda es bloqueada por el tubo mismo.- El tubo producirá Rayos X; cada ciclo es decir 60 pulsaciones por segundo. Es decir que el mismo tubo hace de rectificación; este tipo de rectificación se llama autorrectificación de media onda. Esto ocurre solamente durante la fase positiva de la curva de corriente alterna, cuando el ánodo está cargado positivamente. Durante la fase negativa, el ánodo está cargado negativamente y la corriente no puede pasar del cátodo al ánodo. Esto siempre que el ánodo se mantenga frío durante la fase negativa para que la onda inversa sea suprimida.

Sin embargo, si el tubo está sobrecargado y el ánodo no se enfría, el ánodo emitirá electrones y habrá un pasaje inverso de electrones, del ánodo al cátodo durante la fase negativa o inversa del ciclo. El filamento catódico será bombardeado y su temperatura aumentará más allá de

baja. Así ejemplo, con 500 mA de corriente en el tubo de Rayos X solo hay una caída de 3 Kv. Como la velocidad de los electrones en el interior de la válvula no es muy grande, carecen de la energía suficiente como para producir Rayos X. Esta emisión de rayos X solo se produce cuando la válvula está dañada, caso en el cual disminuye su resistencia, aumenta la velocidad de electrones y se produce emisión de radiación X a nivel del ánodo. El mA a través de una válvula debe ser igual que el que pasa por el tubo de Rayos X porque ambos están conectados en serie y todos los elementos que están colocados en serie en un circuito transportan una corriente idéntica.- La corriente es definida por la velocidad del flujo de corriente o una corriente eléctrica representa el flujo de un cierto número o una cierta cantidad de electrones que, por segundo, pasan del cátodo al ánodo en el tubo de rayos equis como en la válvula.

Pero en la válvula los electrones se trasladan a menor velocidad y número más grande que en un tubo de Rayos X.

RECTIFICACION A SELENO

El rectificador de seleno, que se conoce también bajo la denominación de Rectificador Seco o Metálico, es un dispositivo que bloquea uno de los sentidos de la corriente; en definitiva es un conductor unidireccional y se le emplea para convertir la corriente alterna en corriente continua.

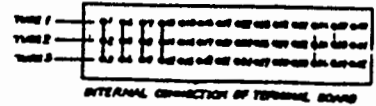
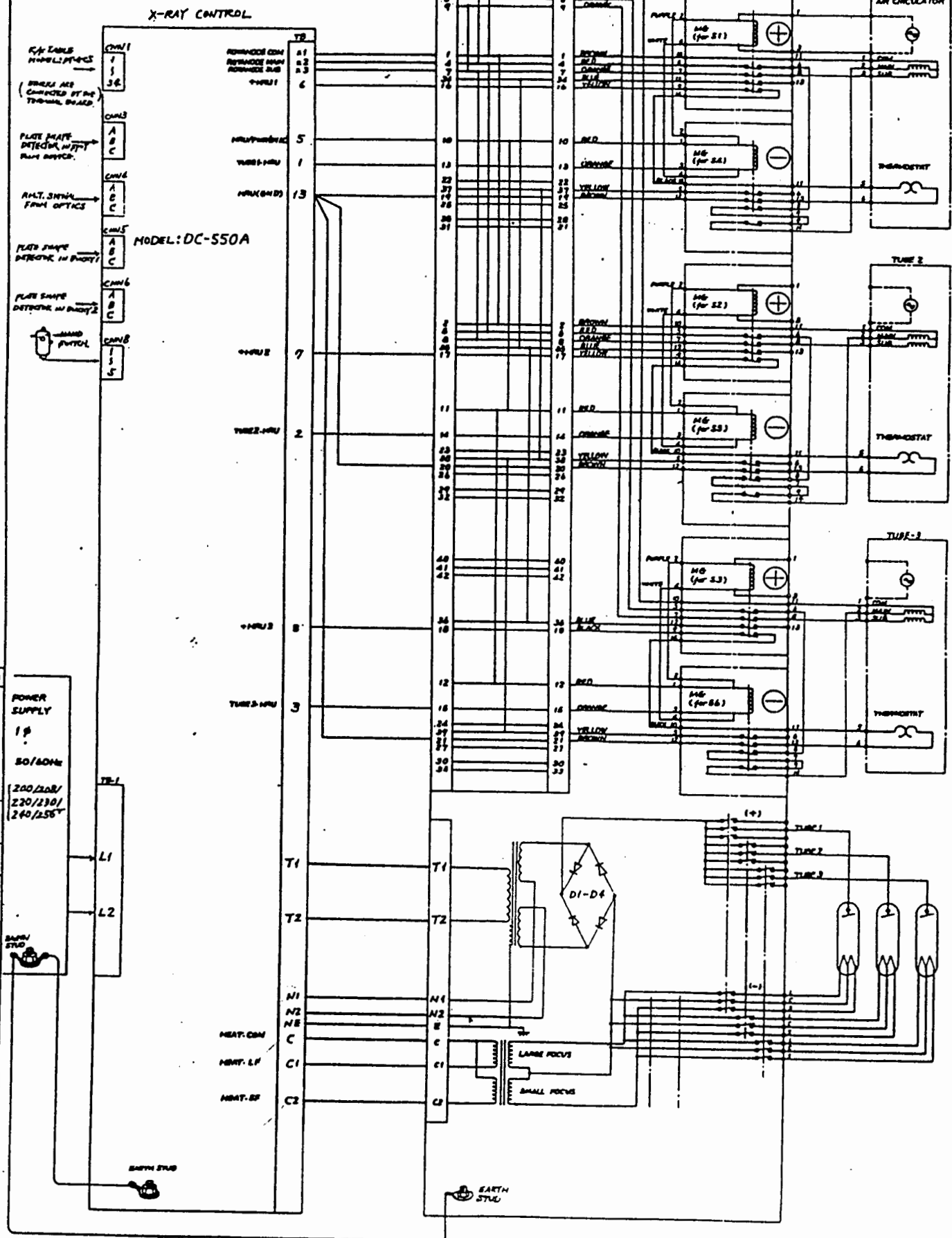
Está compuesto de un conductor de Selenio que deja pasar la corriente en un sentido mientras que bloquea el sentido inverso de la misma. Hay solo pocos compuestos químicos que tienen la propiedad de dejar pasar los electrones en una sola dirección pero no en la opuesta, entre estos compuestos se encuentra el selenio, oxido de cobre y los silicónes.

Actualmente el selenio es el material más empleado si bien están incorporando también los silicónes; cada unidad integrante del rectificador está representado por un disco de acero cubierto con una capa de selenio. En esta unidad los electrones fluyen más fácilmente del selenio al acero, que de este último al primero.

Cada una de estas unidades solo pueden bloquear un voltaje inverso muy bajo, alrededor de 25 voltios. Si el voltaje total que atraviesa un tubo de Rayos X es de 150 Kv debe disponerse de 150.000 unidades divididas por 25 ó 6.000 unidades de selenio para rectificar adecuadamente la corriente.

Con todo, con respecto a las válvulas, la rectificación a selenio es menos perfecta. El bloqueo es menor cuando aumenta la temperatura.

MODEL: Dg-15F-3



NO	A	B	C	D	E
1	KXO-15				
2	DC-550A				
3	Dg-15F-3				
4	2XW02-29				
5	011* A				

POWER SUPPLY
1 φ
50/60Hz
200/200/
220/230/
240/255V

APPROVED BY: *[Signature]*
DESIGNED BY: *[Signature]*

KXO-15 (DC-550A+Dg-15F-3)
Drawing 2XW02-29 011* A

MESA RADIOGRAFICA

MESA.- Podríamos llamarle de una manera muy general, mesa; a toda la armazón, todo el conjunto que está fijado al suelo, y sobre la cual se acostará al paciente para tomarle la Radiografía y que a su vez sirve de soporte a varios editamientos del equipo.

A continuación mencionaremos los elementos principales que forman parte del CONJUNTO DE LA MESA; explicando después los que están adjuntos a ella:

SOBREMESA O TAPA DE LA MESA:

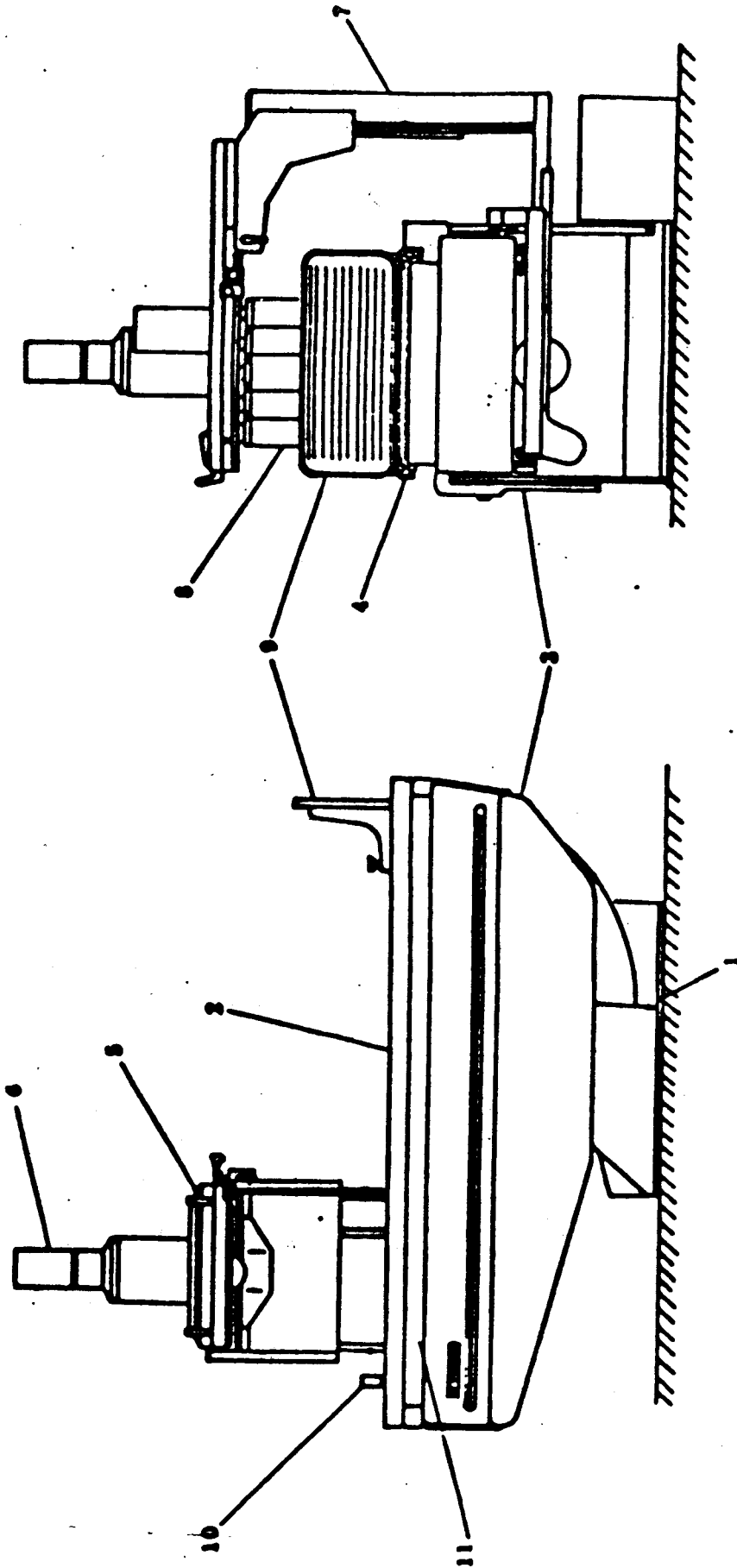
Es la tabla de madera sobre la cual va directamente recostado el paciente. En algunos equipos tiene desplazamiento paralelo al eje de la mesa.

MECANISMO DE LA MESA:

Comunmente y en la mayoría de los equipos estacionarios de nuestro medio, los movimientos de inclinación de la mesa se ejecutan por medio de una Semi Luna (Semicircunferencia) dentada y por la cual se ajusta una cadena (sencilla o doble) similar a la de una motocicleta y que es accionada por medio de un motor eléctrico. La Semi-Luna va en la base de la mesa.

CAJA DE CONTROLES

Situada generalmente al pie de la mesa, aquí se encuentran las conexiones eléctricas de la mesa y sus aditivos, lo mismo que todos los Relés que accionan los diferentes mecanismos de movimiento y seguridad, tanto de la mesa, cubierta, BUCKY de mesa, seriador, etc.
(ver figura 1)



- 1. Base
- 2. Sobremesa
- 3. Tapadera frontal
- 4. Ranura del riel
- 5. Spot film device
- 6. Sistema intensificador de imagen

- 7. Torre
- 8. Delantal protectorio
- 9. Descanso de pie.
- 10. Agarradera de mano
- 11. Cubierta de canal de BUCKY.

FIG. 1 NOMBRES DE COMPONENTES

BUCKY.- Es un "ANTIDIFUSOR" , para entender mejor éste término daremos la explicación correspondiente.

Cuando un haz de Rayos X, hace impacto sobre un cuerpo da lugar a que el cuerpo atravesado por la radiación primaria emita en todas las direcciones una radiación secundaria (Recordar la propiedad de REFLEXION de los Rayos X), radiación que no tiene la misma dirección que el Rayo Central. Estos Rayos son divergentes con respecto a los que van a formar la imagen siendo la causa de velo y la falta de contraste de las radiografías obtenidas a través de cuerpos de gran densidad radiológica.

Para corregir éste inconveniente se usan los Antidifusores o rejillas filtros de Rayos X, LA REJILLA, es colocada entre la parte a ser irradiada y la película (cassette). La radiación que no viaja en la misma dirección del Rayo Central, será absorbida por las laminillas de Plomo.

Entre los ANTIDIFUSORES, el más difundido es el POTTER BUCKY, construido por las laminillas de plomo, el cual va colocado debajo de la tapa de la mesa radiográfica; animado de un movimiento síncrono al de la descarga de Rayos X, durante la exposición. El antidifusor elimina la Radiación Secundaria, sin que aparezcan marcadas las laminillas de plomo, cosa que ocurriría si el BUCKY, estuviese fijo al hacer el disparo, el movimiento es dado mecánicamente por medio de un motor eléctrico y juego de poleas y cañamos.
(ver figura # 2)

El antidifusor POTTER-BUCKY, tiene aplicación muy extensa y eficaz en el trabajo radiográfico, a tal punto que únicamente las radiografías de las extremidades y las teleradiografías de Tórax son obtenidas sin él.

Al antidifusor fijo LYSHOLM, en el cual las laminillas de plomo han sido reemplazadas por una serie de alambres de escasas centésimas de milímetro por cuya causa la imagen de su estructura es de mínima significación, es muy útil para tomar radiografías en la cama del enfermo

Hoy en día se fabrican muchos chasis radiográficos con pantallas LYSHOLM. También a veces hay BUCKY de pared para radiografías del Tórax, con la persona de pie.

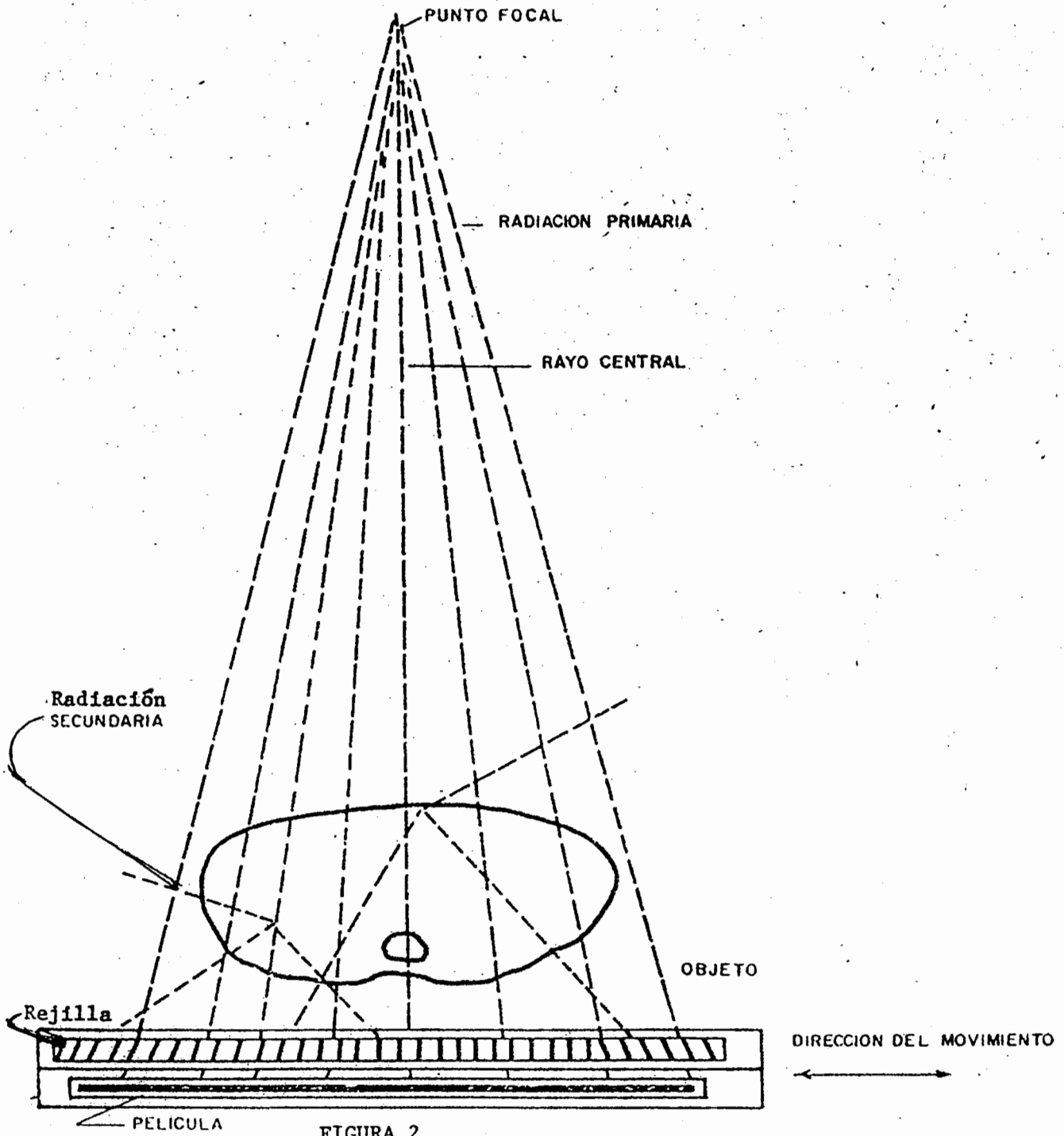


FIGURA 2

SERIOGRAFO

Va colocado en posición transversal en la mesa y sobre la misma, con desplazamiento vertical o perpendicular y horizontal paralelo a la mesa; también en ciertos casos es giratorio.

En la parte inferior del ESTATIVO o soporte del seriógrafo va unido al soporte del tubo de Rayos X, colocado debajo de la mesa y por lo tanto al desplazarse horizontalmente el seriógrafo también se desplaza el tubo (sólo para equipos con tubos de Rayos X, bajo mesa y otro en columna independiente.)

En el seriógrafo, se encuentran también, los controles de mando para radiografía y fluoroscopia, también constituyen al seriógrafo:

- UNA PANTALLA FLUOROSCOPICA, para fluoroscopia o intensificador de imagen con cámara y circuito cerrado de televisión.
- y el PORTACHASIS, que es ajustable para todo tipo de chasis.
- Una REJILLA, antidifusor que como ya sabemos irá entre el paciente y la placa radiográfica (chasis)

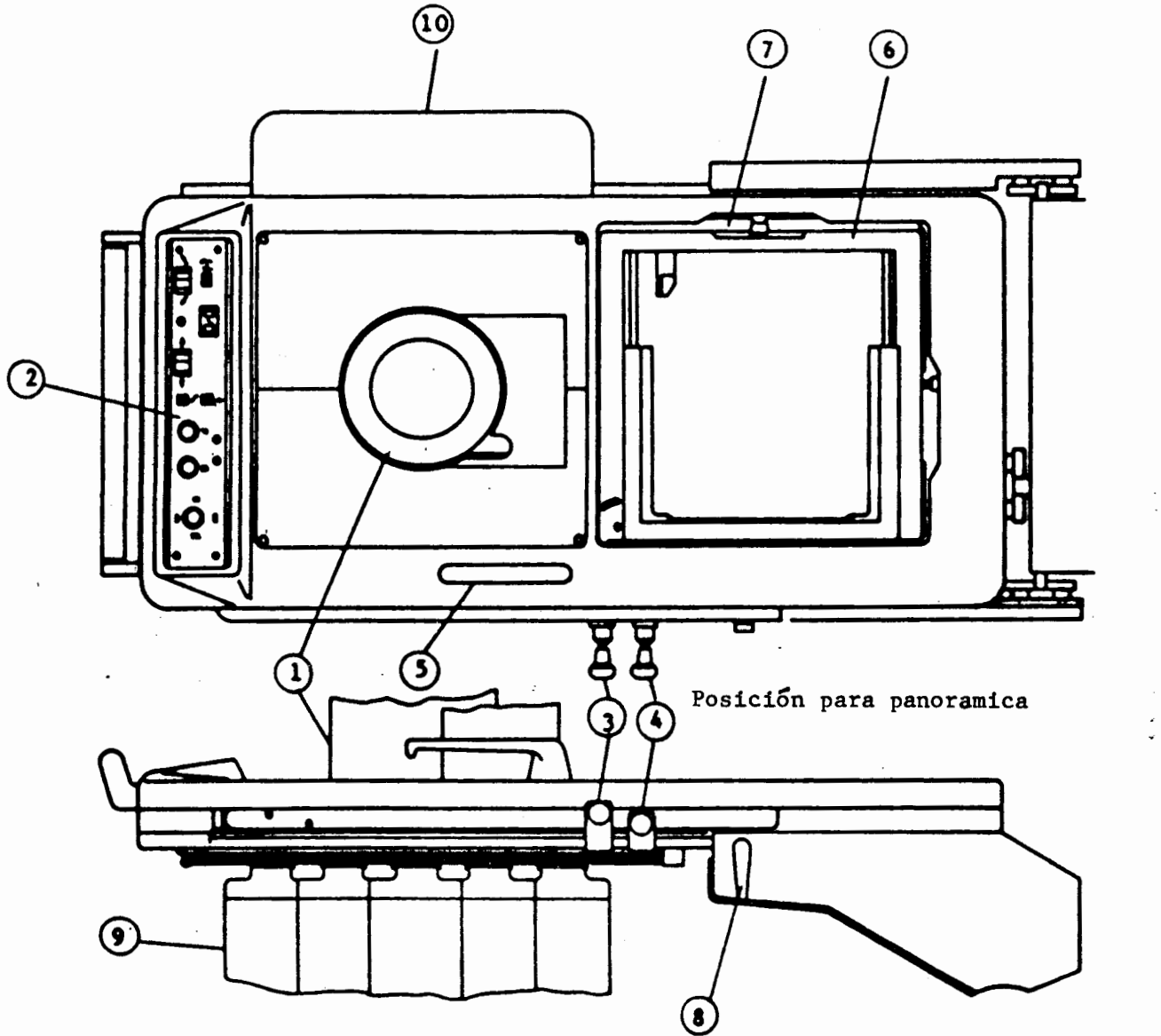
Como accesorios del Seriógrafo están:

- LAS MASCARAS O CONOS, para reducir el haz de radiación a un tamaño determinado.
- LOS COMPRESORES, una especie de máscara, que al ponerle en el seriógrafo queda una parte saliente hacia el lado del paciente de modo que se puede bajar el seriógrafo hasta que ésta aprete los músculos del mismo, reduciendo así el espesor de la parte a irradiar y permitiendo al operador usar una Técnica más baja.

Esta se usa en pacientes muy gordos que de lo contrario habría que aplicarles una Técnica más alta para poder obtener una buena radiografía.

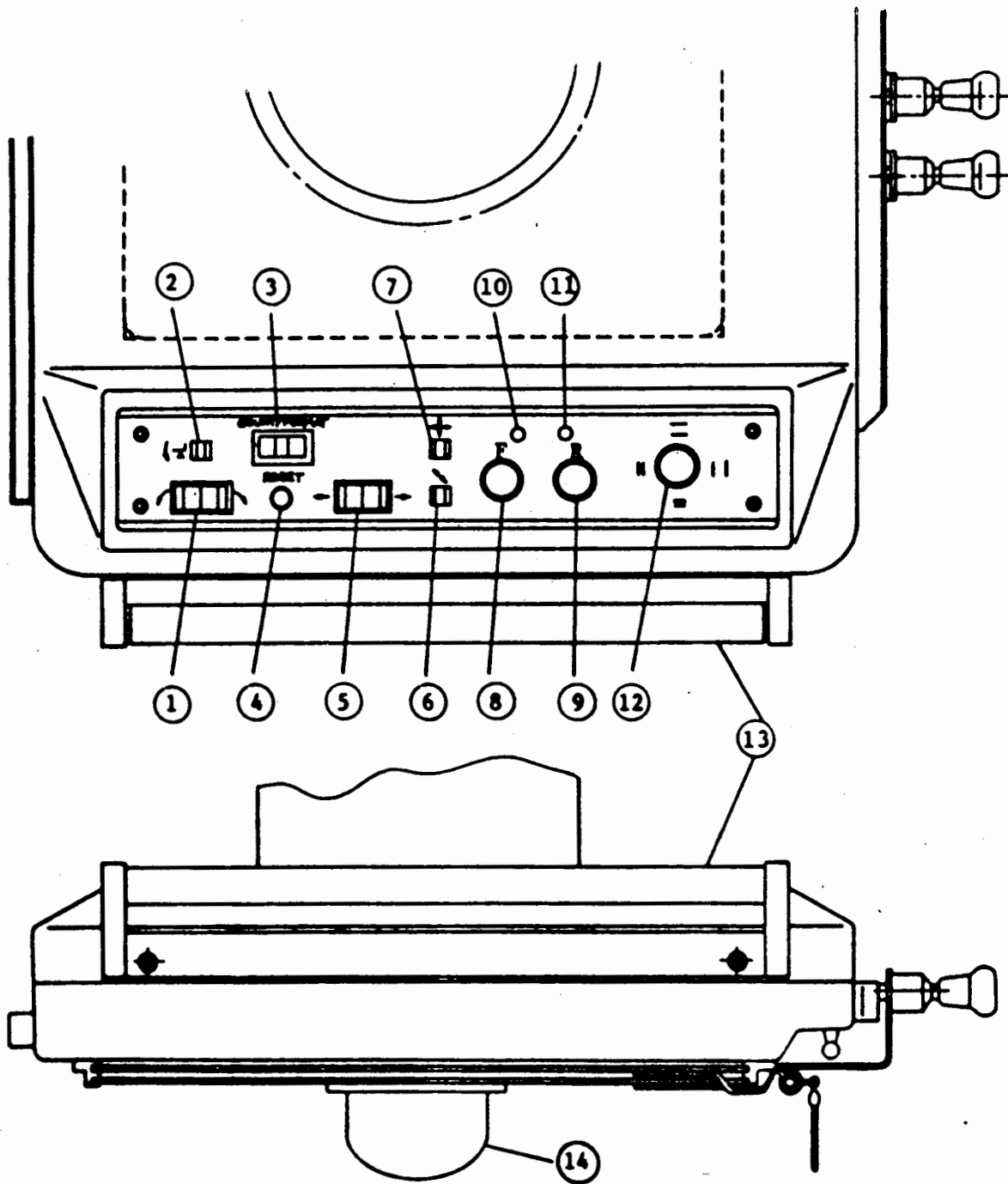
EL SERIOGRAFO, tiene un mecanismo que permite tomar hasta 4 radiografías con el mismo chasis, haciéndolo automáticamente, para ello tiene un BOTON SELECTOR DE PROGRAMACION DE TOMAS. Esto es de gran utilidad, cuando se está haciendo fluoroscopia y en determinado momento hay detalles que se necesita "FOTOGRAFIARLOS" (Radiografiarlos).
(ver figura 3 y 4)

Spot Film Device



- | | | | |
|---|--|-----------------|---------------------------|
| ① | Sistema intensificador de imagen | ⑥ | Portador de cassette |
| ② | Panel de control | ⑦ | Carro cassette |
| ③ | Manipulador mov. de subdivisión de máscara.
(③ 2- Exposic. 3- exposic. para 4"x14") | ⑧ | Palanca cerrar deslizador |
| ④ | | 4- Exposiciones | ⑨ |
| ⑤ | Sub-manipulador | ⑩ | Guarda esputo |

Fig. 3 Spot Film Device



- | | |
|--|--|
| ① Interruptor Basculamiento Mesa | ⑧ Botón de exposición Rayos X fluoroscopico |
| ② Interruptor Auto Parada | ⑨ Botón de exposición Rayos X Radiografico. |
| ③ Indicador de exposición parcial | ⑩ Indicador (amarillo) exposición de Rayos X |
| ④ Interruptor reposición programa | ⑪ Indicador (verde) selección de tubo. |
| ⑤ Interruptor Desplazamiento ^{sobre-} mesa. | ⑫ Interruptor control colimador. |
| ⑥ Interruptor llave de compresión. | ⑬ Manejador |
| ⑦ Interruptor llave lateral/longitudi-
nal. | ⑭ Cono compresión. |

Fig. 4 PANEL CONTROL SPOT

COLUMNA PORTATUBO

Como su nombre lo indica, es una columna utilizada en ciertos modelos de Equipos, que se desliza sobre unos rieles paralelos a la línea eje de la mesa, ésta columna sostiene un tubo de Rayos X, permitiéndole por medio de un sistema de contrapesos, un movimiento vertical. A su vez éste puede girarse hasta los 360°.

Este tubo puede usarse con el Bucky de pared, para tomar radiografías del tórax o de otra parte del cuerpo, estando la persona de pie. (ver figura 5).

COLIMADOR

Esta fijado al tubo de Rayos X, y no es más que un juego de diafragmas móviles (mecánica o eléctricamente) que concentran o esparcen el haz de Rayos X, en una área determinada de acuerdo a la sección que se desea irradiar, consta de:

- Una bombilla que proyecta una luz, para indicar al radiólogo el área que cubrirá el haz, de acuerdo a la abertura seleccionada, para centrar el haz en el cuerpo del paciente.

- De un flexómetro, para medir la distancia entre tubo de Rayos X y el paciente o sea distancia foco-película.

- Un interruptor de tiempo (TIMER) que desconecta la bombilla en el tiempo deseado.

- Botones para selección de abertura de ambos pares de juegos de láminas plomadas (diáfragma).
(ver figura 6)

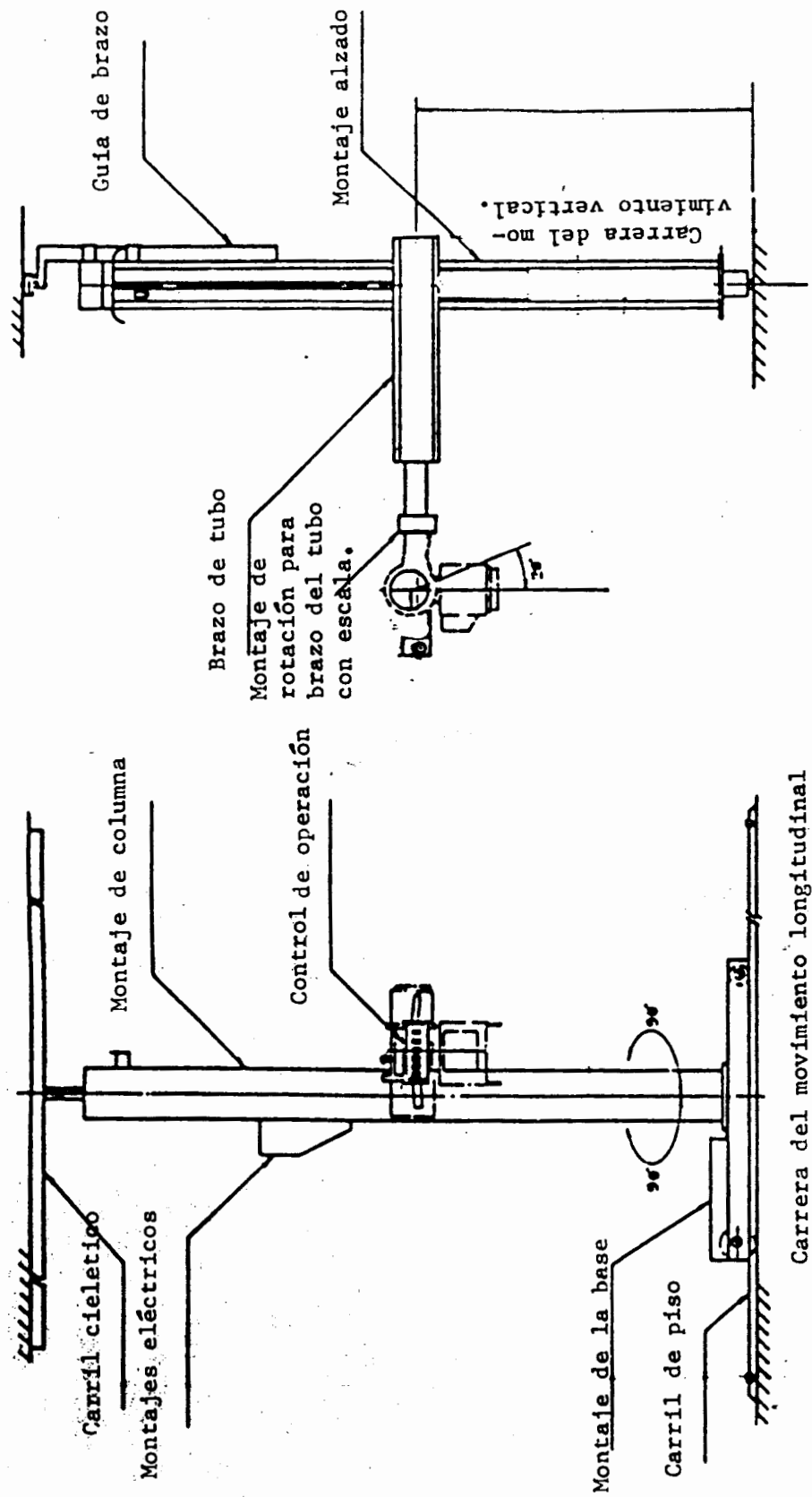


Fig. 5

DESCRIPCION DE CADA COMPONENTE

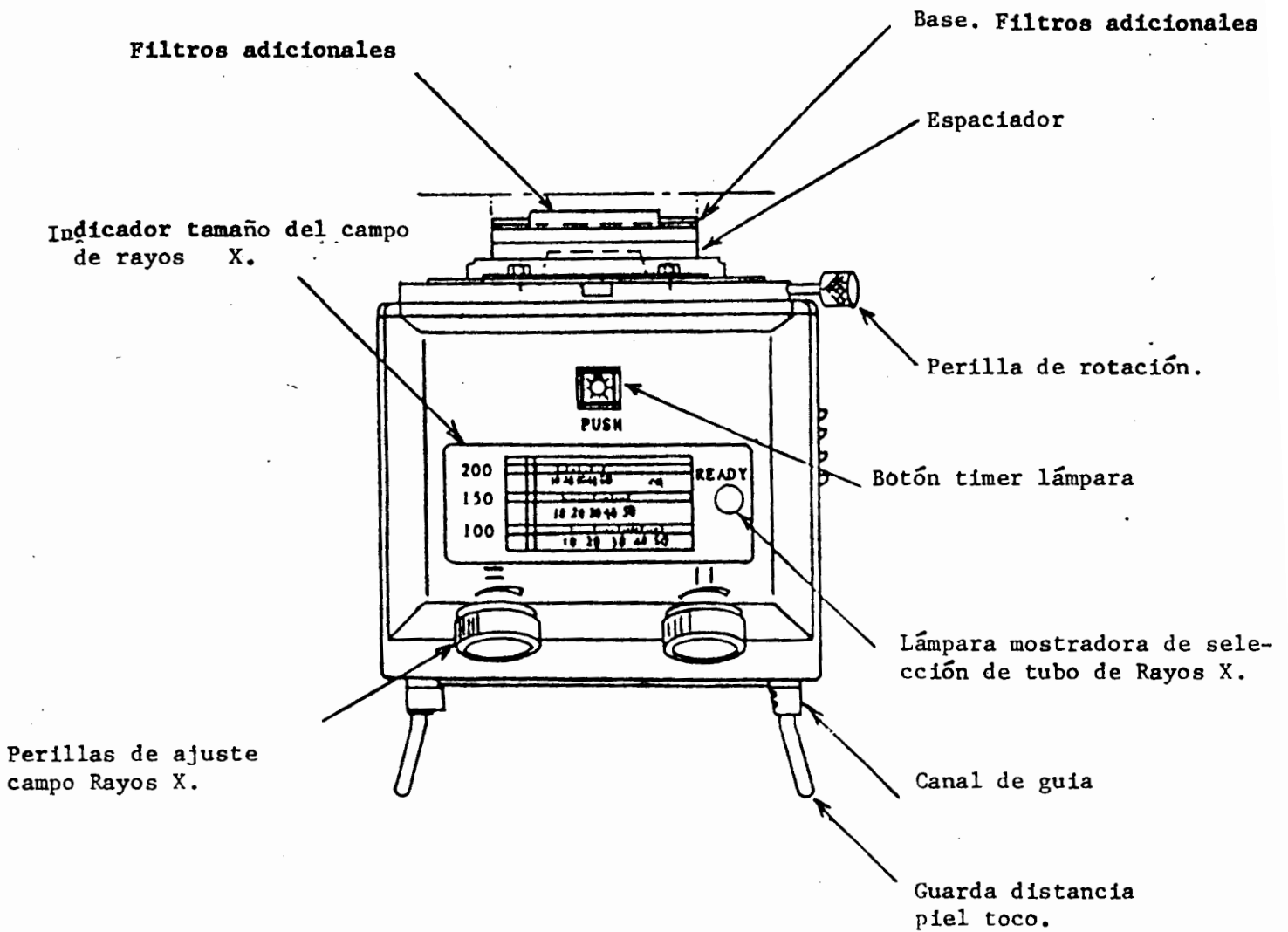


Figure 6.

APENDICE I, II Y III, CAPITULO III

APENDICE I

PREPARACION DE BAÑOS RADIOGRAFICOS

Todos los baños radiográficos se suministran en soluciones concentradas por razones económicas en envase y transporte.

Los baños están compuestos de sustancias, algunas de ellas antagónicas entre sí, pero que a la concentración en que se encuentran en el baño listo para el uso, se mantienen en un "equilibrio de fuerzas" con la actividad necesaria para el proceso fotográfico. La concentración aumenta la actividad de las sustancias y su mutua agresividad. Estas circunstancias aconsejan fraccionar las mezclas en soluciones parciales en que se reúnen sustancias compatibles entre sí, que se diluirán y mezclarán en el momento de la preparación de los baños para su utilización.

En consecuencia, sería un error mezclar las partes A,B,C, directamente sin una previa dilución que bajase la actividad de las sustancias a niveles compatibles.

Es pues, necesario, seguir fielmente las instrucciones de preparación incluidas en los envases, en donde el orden de mezcla, la dilución y la agitación recomendadas están situadas de antemano. En ningún caso es recomendable descubrir y usar "su propio sistema", si discrepa del indicado en los folletos, que transcribimos a continuación.

G 137 - G 138

REVELADOR-REGENERADOR RADIOGRAFICO

INSTRUCCIONES DE USO

Contenido de este embalaje

Cada embalaje de revelador-regenerador G 138 contiene tres partes:
Parte A: 2 botellas de 5 litros de solución concentrada.
Parte B: 2 botellas de 500 ml de solución concentrada
Parte C: 2 botellas de 500 ml de solución concentrada
Para hacer 2 X 20 litros de solución de regeneración.

Advertencia

Las soluciones concentradas contenidas en las botellas pueden producir irritación en la piel y quemaduras en los ojos. Evitese el contacto de estos productos con la piel o los ojos tomando las debidas precauciones.

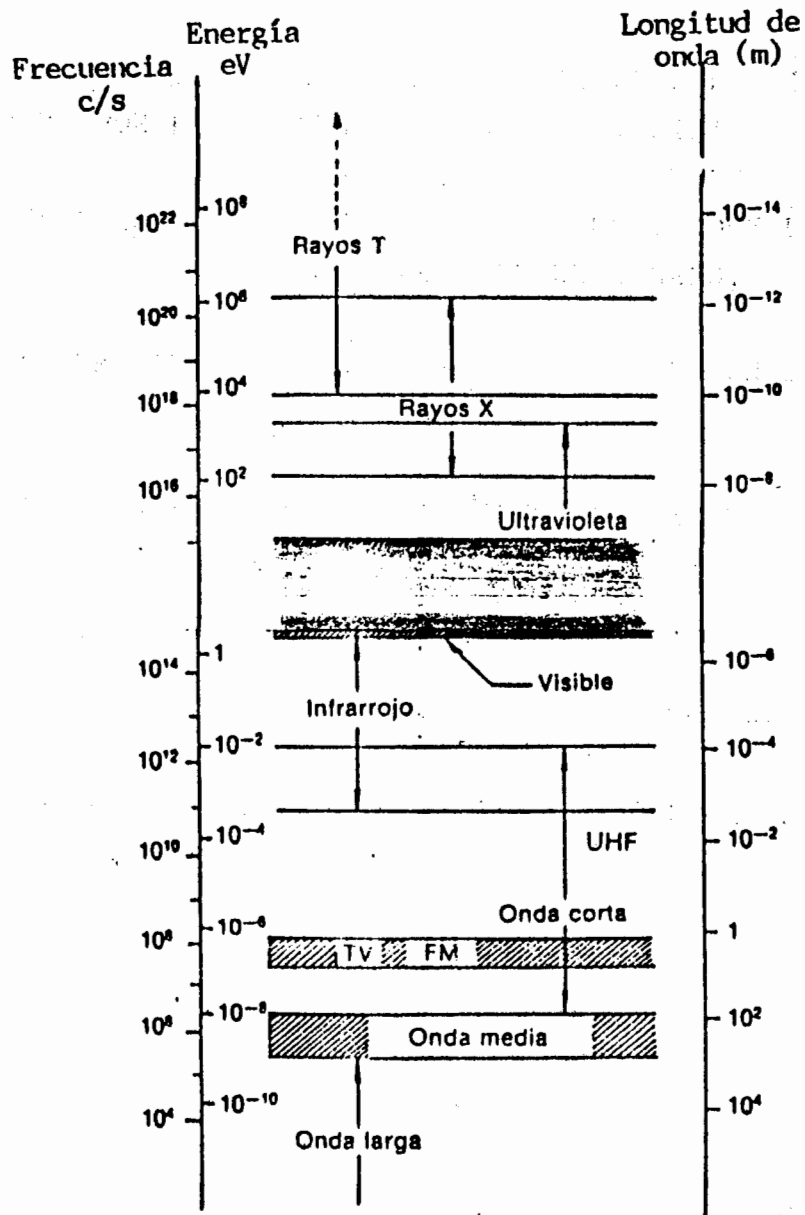
Garantía

Este producto será reemplazado por una cantidad igual si presenta defectos de fabricación o de envasado. Salvo esta reposición no aceptaremos una mayor responsabilidad.

Preparación del regenerador

1.- Añadase al tanque que va a utilizar para hacer la dilución 10

ESPECTRO DE RADIACION ELECTROMAGNETICO



BIBLIOGRAFIA

- Fundamentos de la Técnica Radiográfica "AGFA-GEVAERT"
- Folletos de Biofísica y Física Médica
Físico Médico FILIBERTO RODRIGUEZ.
- Tesis sobre Radiodiagnóstico y Control de Calidad por el Lic. en Física
MAXIMINO SUAZO.
- Fundamentación al Mantenimiento de Equipo Radiológico, EDGARD A. CORREDOR.
- Manual de Servicio de Unidades de Rayos "X" Toshiba KXO-550.
- Fundamentos sobre Equipos de Rayos "X"
P.I. LUIS ZELAYA.
- Fundamentos de Radiología Médica
G.J. VAN DER PLUS.
- Publicaciones de la INRCP.

litros de agua templada (20° a 35°C.)

- 2.- Con agitación continua añadase el contenido de una botella de la parte A (5 litros).
- 3.- Añadase el contenido de la parte C (500 ml), con agitación continua de la mezcla.
- 4.- Añadase el contenido de la parte C (500 ml), con agitación continua de la mezcla.
- 5.- Complétese con agua hasta hacer 20 litros de solución. La agitación de la mezcla debe continuar aún durante dos minutos.

Importante

- 1.- Con el fin de evitar un precipitado insoluble no mezclar nunca la parte B con agua.
- 2.- Las sustancias reveladoras del regenerador se oxidan más fácilmente después de mezcladas las tres partes A, B y C. Para mantener el regenerador lo más fresco posible recomendamos la preparación de la cantidad de regenerador necesaria para una semana aproximadamente. También recomendamos utilizar una tapa flotante en el tanque de regeneración.

Preparación del revelador

Cuando se quiera cambiar totalmente el revelador del tanque de la máquina se preparará revelador nuevo del siguiente modo:

Se llenará el tanque de revelado de la máquina con solución de regeneración hasta un nivel próximo al volumen final y se añadirán 25 ml de solución de arranque por cada litro de solución de regeneración vertida en el tanque de la máquina. La agitación puede realizarse utilizando la bomba de circulación de la máquina.

Temperatura de revelado

El revelador G debe utilizarse a temperatura de 34°C a 35°C para obtener óptimos resultados con la película radiográfica médica MAFE RP-XI, en máquinas de tratamiento rápido (90 segundos).

Regeneración

Véase el cuadro adjunto, en el que se indica la regeneración en ml por cada m² de película revelada y en ml por cada 35 cm de longitud film revelado, aconsejable para los diversos consumos diarios de películas de tamaño medio.

N° DE PELICULAS REVELADAS DIARIAMENTE	ml/m ²	ml/35 cm de LONGITUD DE PELICULA
25	800	95
50	650	77
100	500	60
150	450	55
200 ó más	400	50

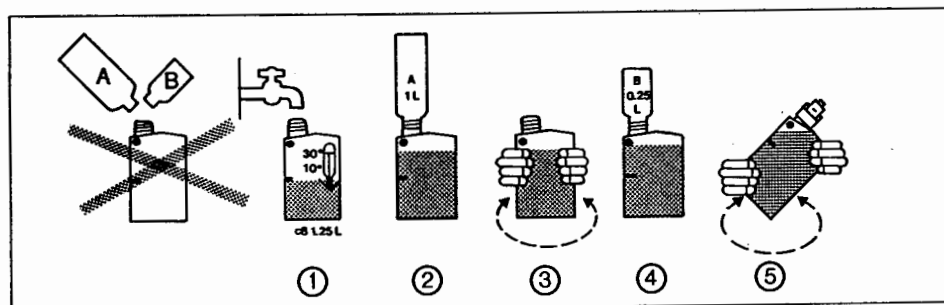


Fig. 110

G 153

-REVELADOR RADIOGRAFICO

MODO DE EMPLEO

REVELADOR RADIOGRAFICO PARA GEVAMATIC 60

G 153 es un revelador especial a utilizar en la máquina GEVAMATIC 60.

El embalaje comprende 12 juegos de 2 soluciones concentradas; cada juego permite la preparación de 2,5 litros de revelador listo para su empleo.

Parte A = 1 litro de solución concentrada.

Parte B = 0,25 litro de solución concentrada.

¡ATENCIÓN!

Nunca mezclar las soluciones concentradas A y B.

Diluir primero la parte A completamente en el agua antes de añadir la parte B.

PREPARACION DE 2,5 LITROS DE REVELADOR LISTO PARA EMPLEO directamente en la botella de regenerador con marca roja (revelador) de la máquina GEVAMATIC 60.

- 1.- VERTER 1,25 LITROS DE AGUA (10 a 30°C) EN LA BOTELLA DE REGENERADOR.
- 2.- AÑADIR LA PARTE A.
- 3.- MEZCLAR AGITANDO LA BOTELLA.
- 4.- AÑADIR LA PARTE B.
- 5.- ATORNILLAR EL TAPON-VALVULA EN LA BOTELLA Y AGITAR AUN PARA COMPLETAR LA MEZCLA.

En botella de regenerador bien llena y cerrada, el revelador G 153 listo para su empleo se conserva dos semanas.

IMPORTANTE!

Este producto contiene un fenol y puede provocar irritaciones cutáneas a personas sensibles a este último. Es por tanto recomendable utilizar guantes de caucho o lavarse bien las manos después de la manipulación de este producto.

Este producto será reemplazado si presenta defectos de fabricación o de acondicionamiento (embalaje o etiquetado defectuosos). Nosotros no podemos asumir mayor responsabilidad, salvo en caso de dolor o negligencia grave por nuestra parte.

G 334

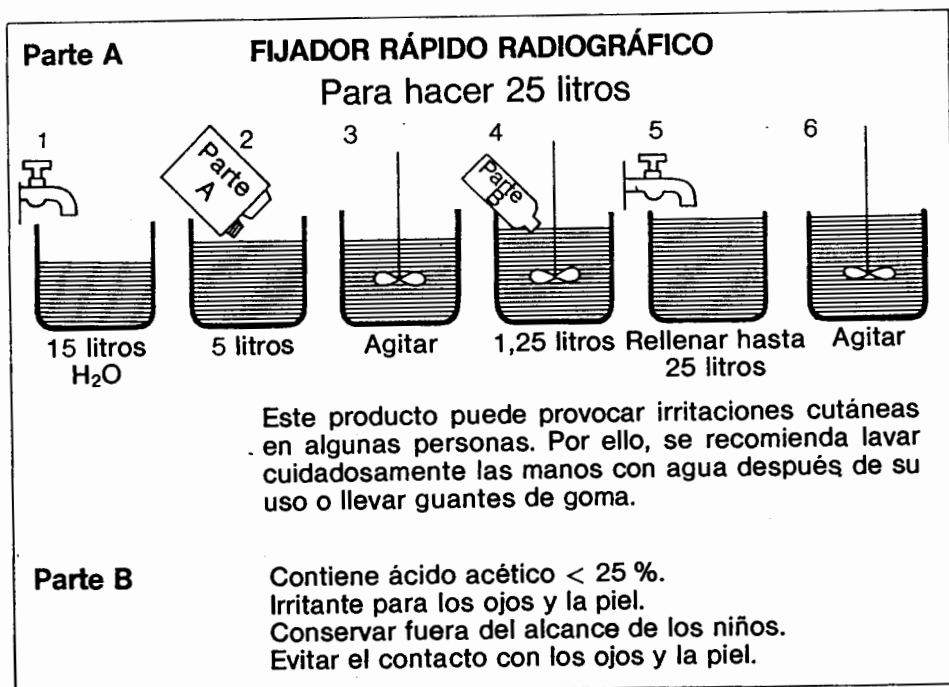


Fig. III

**APENDICE II
PREPARACION DE BAÑOS RADIOGRAFICOS**

RESUMEN

A. REVELADORES

G 150 para revelador manual.

El baño se presenta concentrado en frascos de plástico.

REVELADOR: Diluir a parte de concentrado en 4 partes de agua, obteniendo 5 partes de solución de uso.

REGENERADOR: 1 parte de concentrado, con dos partes de agua, dan 3 partes de solución lista para el uso.

G 153 Revelador para la máquina GEVAMATIC 60

Se compone de dos frascos de concentrado: 1 litro de A y 1/4 litro de B. Tomar el frasco de 2 1/2 litros de revelador de la máquina. Añadir agua hasta cerca de la mitad. Mezclar las partes A y B. Completar con agua.

G 137 - G 138 Para el revelado automático en las restantes máquinas.

El embalaje de ambos reveladores contiene 2 frascos de 5 l de parte A, 2 pequeños de parte B y 2 pequeños de parte C, para preparar 2 dosis de 20 litros.

REGENERADOR (depósito auxiliar). Preparación de 20 litros.

- 1.- Tomar 12-15 L de agua a temperatura ambiente.
- 2.- Añadir con agitación la parte A.
- 3.- Añadir con agitación la parte B.
- 4.- Añadir con agitación la parte C.
- 5.- Añadir agua para completar 20 litros.

REVELADOR (tanque de la máquina):

- 1.- Conocer la capacidad del tanque de la máquina.
- 2.- Añadir 25 ml de G 137S o G 138S por l de capacidad.
- 3.- Complementar el tanque con REGENERADOR.

NOTAS: Se aconseja no preparar más regenerador del necesario para una semana. Al añadir el contenido de los frascos, observar si eventualmente quedan sustancias sólidas en el fondo de algún frasco. En este caso, hay que disolverlas y añadirlas al baño.

B. FIJADORES

G 353 Fijador para la máquina GEVAMATIC 60

Se compone de 2 pequeños frascos: A de 1/2 litro y B de 60 ml.

- 1.- Diluir la parte A con 1 1/2 litros aproximadamente de agua en el mismo

- frasco de la máquina.
- 2.- Añadir B y agitar
 - 3.- Completar con agua.

G 334 Fijador manual y para las restantes máquinas

Preparación de 25 litros:

- 1.- Tomar 15-18 litros de agua (temperatura ambiente)
- 2.- Añadir con agitación, un frasco de 5 litros de parte A.
- 3.- Añadir con agitación, un frasco de 1,25 litros de parte B.
- 4.- Completar con agua a 25 litros. Agitar.

**APENDICE III
SUPERFICIE DE LAS PELICULAS**

RESUMEN

Número de películas, por formatos, contenidas en un metro cuadrado.

35,6 X 43,2	6,5
35,6 X 35,6	8
30 X 40	8,5
24 X 30	14
18 X 24	23

REGENERACION

Manual

REVELADOR: G 150 (1 + 4)

REGENERADOR: G 150 (1 + 2)

Se añadirán 400 ml de regenerador por metro cuadrado de película revelada.

Cuando, por litro inicial, se hayan añadido 3 litros de regenerador (7,5 m² de film), tirar el baño y sustituirlo por otro nuevo.

GEVAMATIC 60

REV y REG: G 153: 600 ml/m²

FIJ y REG: G 353: 700 ml/m²

Agua: 900 ml/m²

La máquina esta ajustada para estas cantidades.

Al comenzar la jornada después de un día festivo, inyectar una regeneración adicional, pulsando el botón correspondiente.

Si el consumo diario de placas es pequeño, conviene repetir entre semana esta regeneración adicional.

GEVAMATIC 110

GEVAMATIC 240

GEVAMATIC 401

PAKOROL 14 X

PAKOROL X U

REGENERACION: Revelador: 400 ml/m²
Fijador: 600 ml/m²

VERIFICACION: Desviar el tubo acodado de acceso de regenerador, sobre el tanquede revelado, hacia una probeta de 100 ml. Pasar por la máquina una placa de 35,6 x 35,6. La inyección de regenerador sobre la probeta debe ser de 50 ml. Repetir la operación con el fijador Deben medirse 75 ml.

NO PREPARAR REGENERADOR DEL REVELADOR PARA MAS DE UNA SEMANA

CONDICIONES DE REVELADO

Manual
Películas CURIX y MAFE

TEMP: 10° 20° 22° 24° 26° 28°
TIEMPO: 6' 4' 4' 2' 1 1/2' 1'

No revelar fuera de los margenes de temperatura indicados.

G 137/Proc. a 90" = REVELADO 38-40° FIJADO 35° SECADO 55-60°
G 138/Proc. a 90" = REVELADO 33-35° FIJADO 32° SECADO 55-50°
G 153/Proc. a 120" = Proceso a 34°. Secado a temperatura mínima necesaria.

APENDICE I CAPITULO IV

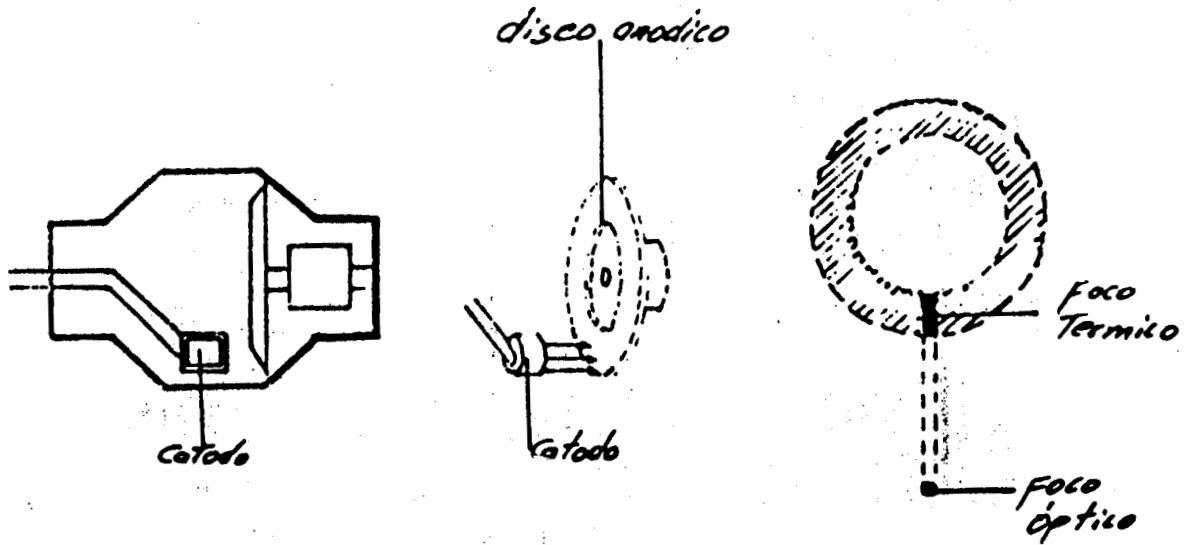


Figura 12. III.
Muestra el disco anodico,
el foco Térmico, el foco óptico

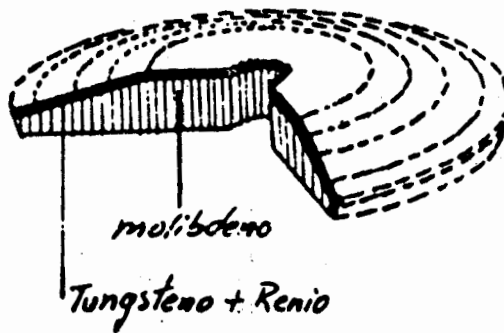
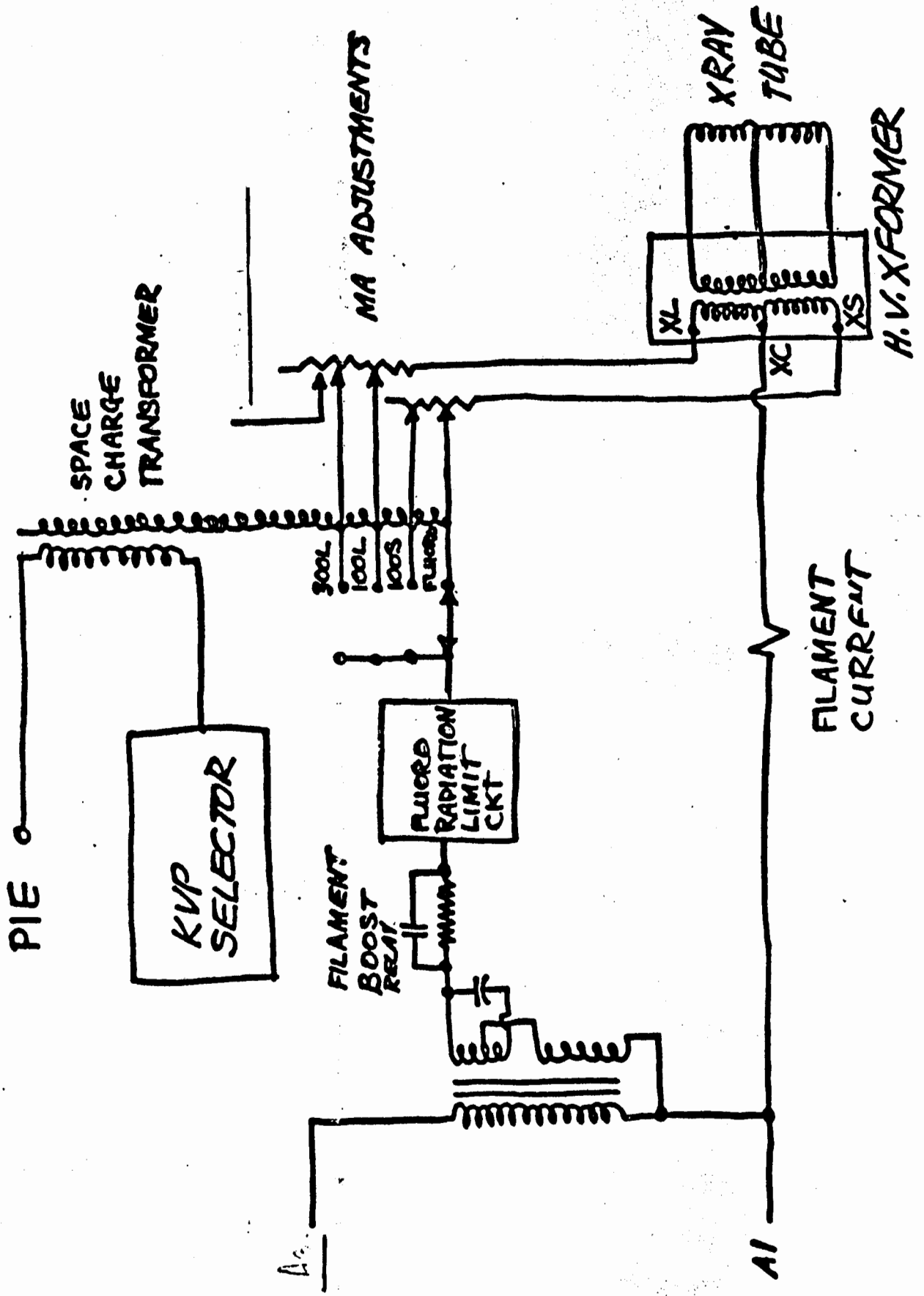


Figura 13. III.
Configuración del disco anodico

FILAMENT CIRCUITS



IMAGENOLOGIA
Diagnostico
por
Imágenes

Diagnostico
Con
R X

Diagnostico
Con
ultrasonido

Diagnostico
Con
Medicina Nuclear

Diagnostico
Con
escanografía

Diagnostico
Con
N-M.R.

?

Resonancia
Magnética
Nuclear

T. A. L
Tomografía
axial
Computarizado

SECONDARY HIGH TENSION

