

1.2 Aplicaciones diagnósticas con rayos X

Cabe destacar que las radiaciones ionizantes se aplican en medicina principalmente para el diagnóstico. Con esta finalidad se emplean fundamentalmente los rayos X de baja energía y, en aquellos órganos o estructuras del cuerpo humano donde no se ha obtenido una información adecuada, se ha recurrido al uso, cada vez con mayor éxito, de otras fuentes de radiación, bien sea mediante la ayuda de radisótopos o a través de otros agentes físicos no ionizantes (ultrasonidos, resonancia magnética, etc.), que no forman parte de este capítulo.

1.2.1 Equipo de rayos X convencional. Graffia y escopia

Cuando electrones de elevada energía interactúan con el campo eléctrico del núcleo de los átomos de un metal y sufren una variación brusca de su velocidad, se producen rayos X. Parte de la energía cinética del electrón se ha transformado en radiación electromagnética. La función del aparato de rayos X consiste en proporcionar una intensidad suficiente y controlada del flujo de electrones para producir un haz de rayos X con la cantidad y la calidad deseadas.

Los aparatos de rayos X de diagnóstico se presentan en muchas formas y tamaños, según el espectro de las energías y la diversidad de exploraciones a realizar. Salvo condiciones específicas que ya se mencionarán, la mayoría de equipos están preparados para trabajar tanto en condiciones de *graffia* como de *escopia*. Se habla de *graffia* cuando el procedimiento utilizado da lugar a la obtención de una imagen estática, mientras que en *escopia* la imagen es dinámica.

En condiciones de *graffia*, dichos aparatos suelen trabajar a tensiones máximas de operación, o *tensiones de pico*, entre 25 y 150 kVp (kilovolts de tensión de pico), y a corrientes en el tubo de 25 a 1200 mA con unos tiempos de exploración muy cortos, del orden de décimas de segundo; mientras que en las condiciones de *escopia* las tensiones son algo inferiores, hasta 105 kVp, la corriente en el tubo puede oscilar entre 0,1 y 4 mA, y los tiempos de irradiación pueden ser muy variables en función del tipo de exploración.

Cualquier equipo de rayos X, independientemente de su diseño, consta de tres partes principales:

- Tubo de rayos X.
- Consola de control.
- Generador de alta tensión.

En algunos equipos, por ejemplo, los destinados a odontología y los equipos portátiles, los tres componentes se incluyen en un único conjunto compacto. Sin embargo, lo habitual es que la cabeza que contiene el tubo se ubique en un recinto, el pupitre de control en otro espacio contiguo separado por una barrera protectora, y que el generador se aloje en un contenedor que puede situarse en la propia sala.

1.2.1.1 Tubo de rayos X

El tubo está contenido dentro de una estructura de protección que lo hace inaccesible. Consta de dos partes principales, que son el cátodo y el ánodo. Tanto el uno como el otro son electrodos y cualquier tubo con dos electrodos recibe el nombre de diodo. Un tubo de rayos X es un tipo especial de diodo.

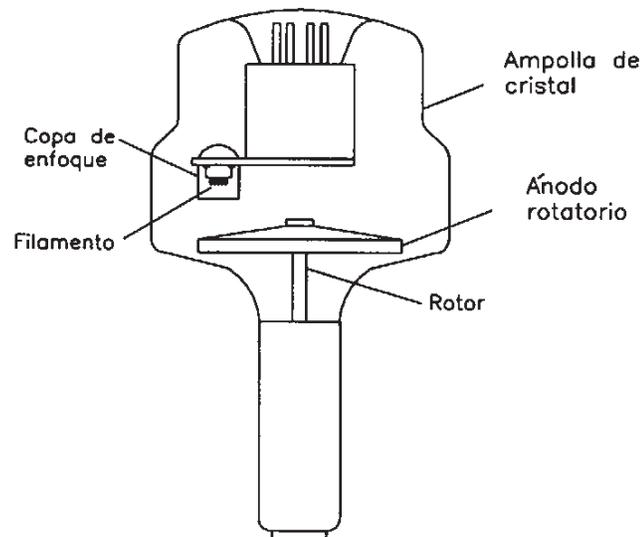


Fig. 1.1 Tubo de rayos X

Los elementos de un tubo de rayos X (Fig. 1.1) son los siguientes:

- 1- Coraza protectora.
- 2 - Ampolla de cristal.
- 3 - Cátodo:
 - a) Filamento.
 - b) Copa focalizadora.
 - c) Corriente del filamento.
- 4 - Ánodo:
 - a) Blanco.
 - b) Ánodo rotatorio.
 - c) Punto focal efectivo.

5 - Motor de inducción:

- a) estator,
- b) rotor.

1. Coraza protectora

El tubo de rayos X está siempre montado en el interior de una carcasa protectora forrada de plomo y diseñada para controlar la exposición excesiva a la radiación en el entorno y la descarga eléctrica. Los rayos X (RX) producidos en el ánodo son emitidos de forma isotrópica, pero sólo interesa aprovechar el haz que se emite a través de una *ventana* y que se denomina *haz útil* (Fig.1.2). El resto es absorbido por la carcasa, evitando la exposición innecesaria del paciente y del personal de operación. La radiación que atraviesa la carcasa protectora se denomina *radiación de fuga*. La intensidad de la radiación de fuga de una carcasa bien diseñada es inferior a 1mGy/h a 1m de distancia en condiciones máximas de operación.

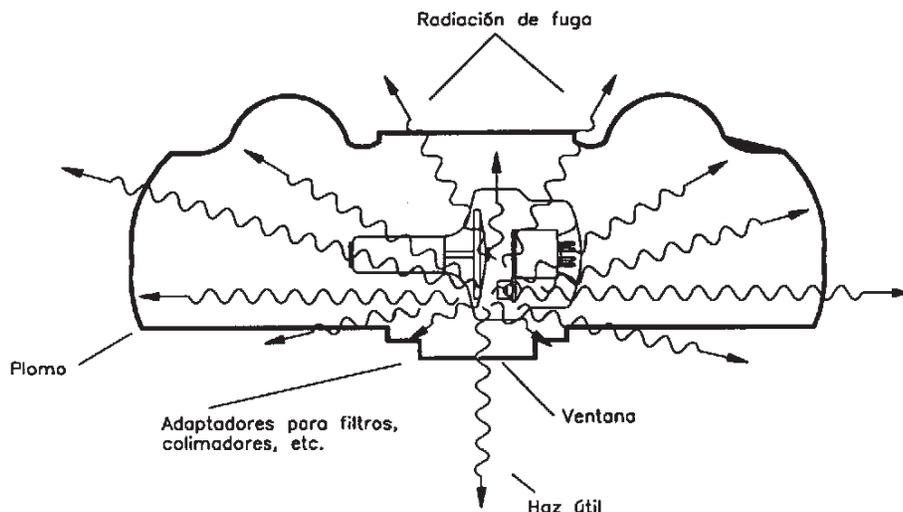


Fig. 1.2 Carcasa protectora

2. Ampolla de cristal

El tubo de rayos X está contenido dentro de una envoltura de cristal en la que se practica el vacío. De existir gas dentro del tubo, los electrones que son acelerados hacia el ánodo, que constituye el blanco, chocarían con las moléculas del gas produciendo electrones secundarios, que a su vez también serían acelerados hacia dicho electrodo. Es evidente que esta producción de electrones secundarios no puede ser controlada y su presencia implica un aumento en el número y una disminución en la

energía media de los electrones que inciden sobre el ánodo. Todo esto tiene como última consecuencia variaciones en la corriente del tubo y en la energía de los RX producidos. La función del vacío en un tubo de RX es permitir que el número y velocidad de los electrones acelerados pueda controlarse independientemente.

Habitualmente esta ampolla es de pyrex para que pueda resistir las elevadas temperaturas que se generan en la producción de los RX. Un avance reciente en el diseño del tubo incorpora metal en vez de vidrio como parte de la envoltura o para toda ella, lo que permite mantener un potencial eléctrico constante entre los electrones de la corriente del tubo y la envoltura, y alarga su vida.

La ventana del tubo es un segmento de la envoltura de cristal de unos 5 cm² y contiene una sección fina de cristal a través de la que se emite el haz útil de RX.

3. Cátodo

Es el electrodo negativo de un tubo de RX y consta de dos partes principales: filamento y copa focalizadora.

a) Filamento

Es un alambre de tungsteno arrollado en una espiral de unos 2 mm de diámetro y de 1 a 2 cm de longitud. Cuando la corriente eléctrica pasa por el filamento, éste se calienta y emite electrones. Este fenómeno se denomina *emisión termoiónica*.

Los filamentos suelen construirse de tungsteno toriado, ya que el tungsteno proporciona una emisión termoiónica mayor que otros metales. Su punto de fusión es de 3410°C, y por lo tanto es difícil que se fusione o volatilice como consecuencia del calentamiento. La adición de un 1 a 2% de torio al hilo de tungsteno incrementa la eficacia de la emisión termoiónica y prolonga la vida del tubo.

Muchos tubos de RX disponen de dos filamentos que se montan contiguamente en el tubo y que producen dos manchas focales de diferente dimensión (ver 4,c). Sin embargo, para cada exposición se usa sólo uno de los filamentos. El que produce mayor mancha focal suele emplearse en aquellas técnicas que necesitan mayor potencia. La mancha focal "fina", asociada al filamento pequeño, oscila entre 0,1 y 0,5 mm, y la asociada al filamento mayor, entre 1 y 1,5 mm. La selección de uno u otro suele hacerse con el selector de la corriente del tubo (mA) en la consola de control.

b) Copa focalizadora

El filamento está alojado en una cavidad metálica llamada focalizador o copa focalizadora, que está cargada negativamente con el fin de compensar la repulsión mutua de los electrones y de evitar la dispersión del haz de electrones, provocando su concentración.

La efectividad de la copa focalizadora viene determinada por:

- su forma y tamaño;
- su carga;
- la longitud y forma del filamento;
- la posición del filamento dentro de la copa focalizadora.

c) Corriente del filamento

Cuando se conecta la máquina de rayos X, empieza a circular por el filamento una corriente de baja intensidad que calienta el cátodo, y empieza a prepararlo para la emisión termoiónica necesaria para la producción de RX. Mientras la corriente sea de baja intensidad no habrá circulación de ningún electrón por el tubo, por no haberse alcanzado la temperatura suficiente para la emisión termoiónica. Una vez que la corriente del filamento sea lo bastante elevada como para permitir la citada emisión, un pequeño aumento de dicha corriente dará lugar a un gran aumento de la corriente del tubo. La relación existente entre la intensidad de corriente en el filamento y en el tubo depende del voltaje del tubo. *La corriente del tubo de rayos X se ajusta controlando la corriente del filamento.* Las estaciones fijas de 100, 200, 300 mA, etc. suelen corresponder a pasos definidos del transformador del filamento.

Los electrones emitidos por el filamento antes de ser acelerados hacia el ánodo se quedan momentáneamente en su vecindad. Dado que son partículas con carga negativa, se repelen mutuamente y tienden a formar una nube alrededor del filamento denominada *carga espacial*, que dificulta la emisión de otros electrones. Un obstáculo fundamental para la fabricación de tubos de RX con corrientes por encima de 1000 mA es el diseño de dispositivos adecuados para compensar la carga espacial.

4. Ánodo

Es el electrodo positivo del tubo de RX. Existen dos tipos de ánodos: estacionarios y rotatorios. El estacionario se utiliza en aparatos dentales, portátiles y en otras aplicaciones que no requieran gran potencia, y el rotatorio en tubos de RX que tienen una diversidad de uso, ya que deben ser capaces de producir haces de alta intensidad en un tiempo breve.

Debido a sus funciones, el material del ánodo debe tener las siguientes propiedades:

- ser buen conductor eléctrico;
- proporcionar soporte mecánico al "blanco";
- ser buen conductor del calor.

Cuando los electrones chocan contra el ánodo, más del 99% de su energía cinética se convierte en calor, que debe ser eliminado rápidamente antes de que pueda fundirlo. Por su buena conductividad el material más utilizado es el cobre.

a) "Blanco"

Es el área del ánodo donde inciden los electrones procedentes del cátodo para dar lugar a la emisión de RX. En los ánodos fijos, el blanco es una zona de tungsteno incrustada en el ánodo de cobre; en los giratorios el disco entero es el blanco.

Se escoge el tungsteno por tres razones distintas:

- Número atómico. Su elevado número atómico proporciona una alta eficacia en la producción de RX.
- Conductividad térmica. Es casi igual a la del cobre, lo que le convierte en un metal eficaz para disipar el calor producido.
- Punto de fusión muy alto, ya que es de 3410°C. Por consiguiente, puede soportar la alta intensidad de la corriente del tubo sin que se produzcan picaduras ni burbujas, dado que durante las exposiciones de RX la temperatura del área del blanco no suele superar los 2000°C.

b) Ánodo rotatorio

Permite que el haz de electrones interactúe con un área mucho mayor del blanco y que, por tanto, el calentamiento del ánodo no se limite a un área muy pequeña, como sucede en el tubo de ánodo estacionario. En la figura 1.3 se muestran dos tubos, uno de ánodo estacionario y otro de ánodo rotatorio. Casi todos los ánodos rotatorios giran a 3400 rpm y los de algunos tubos de alta capacidad lo hacen a 10000 rpm.

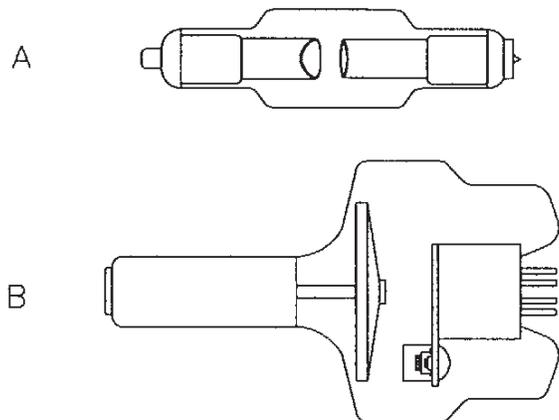


Fig. 1.3 Tipos de ánodo.
A: ánodo estacionario. B: ánodo rotatorio

c) Mancha focal. Principio del foco lineal

La mancha focal es el área del blanco desde la cual son emitidos los rayos X, y por lo tanto constituye la fuente de radiación. En radiología son necesarias manchas focales pequeñas, ya que cuanto menor sean, más nítida resultará la imagen radiográfica. El problema es que, si decrece su tamaño, el calor producido se concentra en un área menor. Ese es el factor restrictivo de la mancha focal.

Antes del desarrollo de los ánodos rotatorios, para obtener una mancha focal pequeña que permitiese a su vez un área grande de interacción de los electrones, se desarrolló en 1918 un diseño de ánodo especial, que se conoce como *principio del foco lineal*. Angulando el blanco como se muestra en la figura 1.4, se consigue un área efectiva del blanco mucho más pequeña que el área real de interacción con los electrones. El área efectiva del blanco, o *tamaño de la mancha focal efectiva*, es el área proyectada en el paciente y en el receptor de imagen. Los tubos de rayos X tienen manchas focales efectivas de 0,1-1,5 mm. Cuando menor es el ángulo del blanco, más pequeño es el tamaño de la mancha focal efectiva. Habitualmente en los equipos de diagnóstico este ángulo varía entre los 5 y 15°.

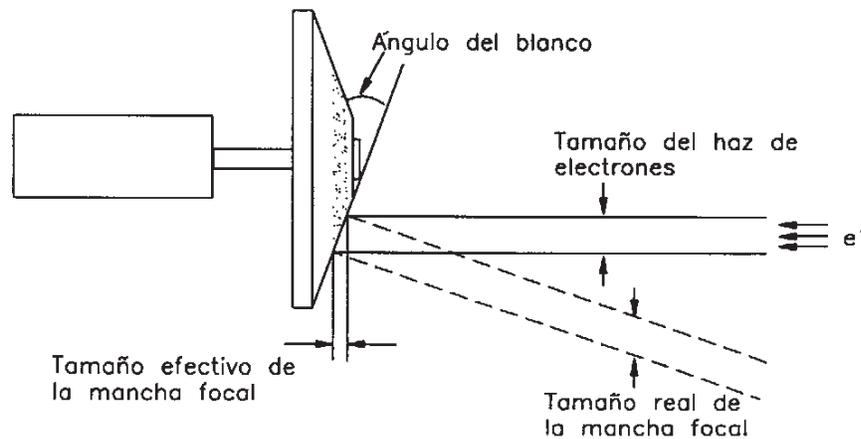


Fig. 1.4 Principio del foco lineal

1.2.1.2 Consola de control

La consola de control o de mandos es el aparato que permite al especialista controlar la tensión y la corriente de tubo, así como el tiempo de exposición, de manera que el haz de rayos X útil tenga la intensidad y capacidad apropiadas para obtener una radiografía de buena calidad. En la consola se

incluyen indicadores de la tensión de pico (kVp), de la intensidad de la corriente del tubo (mA) y del tiempo de exposición (s). Algunas veces se proporciona también un selector de mAs. Todos los circuitos conectados a los mandos y a los indicadores están a baja tensión, lo que elimina el peligro de descarga eléctrica.

1. Ajuste de la tensión de pico

Las consolas de rayos X suelen tener ajustes marcados kVp> y kVp< y, seleccionando una combinación de los mismos, el técnico puede proporcionar con exactitud la tensión de pico requerida.

2. Control de la corriente

La corriente del tubo, que es proporcional al número de electrones que circulan entre cátodo y ánodo, depende principalmente de la temperatura del filamento y ésta, a su vez, de la corriente de filamento. La corriente de tubo se mide en mA. En condiciones de escopia es baja y alcanza valores entre 0,1 y 3 mA, mientras que en graña no se puede variar normalmente de forma continua; por lo general, sólo se proporcionan corrientes de 50, 100, 200 y más mA. Los filamentos operan normalmente a corrientes de 3 a 6 A.

3. Dispositivos de corte de exposición

En cualquier exploración radiográfica el número de fotones de rayos X que llegan al receptor de imagen es proporcional a la corriente del tubo y al tiempo de exposición.

Sea cual fuere el dispositivo de corte, su circuito está separado por los otros circuitos principales de la máquina de rayos X. La exposición de una radiografía puede cortarse por procedimientos diversos:

- Tiempo prefijado; en este caso lo más usual es el temporizador electrónico.
- Selector de mAs, es decir, el producto de la corriente por el tiempo provoca la finalización de la exposición cuando ésta alcanza un valor prefijado. Los selectores de mAs se diseñan para proporcionar la corriente de tubo más alta y segura durante el tiempo de exposición más corto.
- *Exposímetro automático*, el cual no requiere la intervención del técnico. Puede ser una cámara de ionización o un dispositivo fotoeléctrico (un material fluorescente delante de un fotomultiplicador). Se trata de un dispositivo que mide la cantidad de radiación fotónica que llega al receptor de imagen e interrumpe automáticamente la exposición cuando le ha llegado radiación suficiente para proporcionar la densidad óptica requerida.

1.2.1.3 Generador de alta tensión

Es el responsable de convertir la baja tensión suministrada por la compañía eléctrica en alta tensión con la forma de onda apropiada. Contiene tres partes principales: transformador elevador de alta tensión, transformador de filamento y rectificadores.

Hay que tener en cuenta que aunque los transformadores operan con corriente alterna, los tubos de rayos X funcionan en régimen de corriente continua. Dado que el flujo de electrones sólo debe producirse en la dirección cátodo-ánodo, será necesario rectificar la tensión secundaria del transformador de alta tensión.

1.2.1.4 Espectro de rayos X

La forma general del espectro de rayos X continuo (Fig. 1.5) es la misma para todos los aparatos de rayos X. La energía máxima que puede tener un rayo X es numéricamente igual a la tensión de pico de operación expresada en kV, de ahí la denominación kVp (pico o máximo). La mayoría de fotones de rayos X se emiten con energía que puede considerarse aproximadamente igual a la tercera parte de la energía fotónica máxima. El número de rayos X emitidos disminuye a energías fotónicas muy bajas y llega casi a cero por debajo de 5 keV.

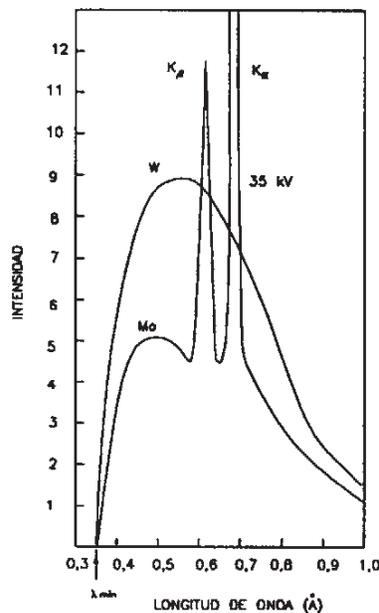


Fig. 1.5 Espectro de rayos X

Existen cuatro factores principales que influyen en la forma de un espectro de emisión de rayos X:

1. El primer factor deriva del hecho de que no todos los electrones acelerados desde el cátodo hasta el ánodo tienen la máxima energía cinética. Según el tipo de rectificación y de circuito de alta tensión, muchos de esos electrones pueden tener energías muy bajas al llegar al blanco y ello puede producir únicamente rayos X de baja energía.

2. En los modernos tubos de rayos X para diagnóstico, el blanco es relativamente grueso. En consecuencia, muchos de los rayos X de frenado emitidos se deben a interacciones múltiples de los electrones proyectil, con la consiguiente disminución de la energía en cada interacción sucesiva.
3. Es más probable que los rayos X de baja energía sean absorbidos en el blanco.
4. Casi siempre se añade filtración externa al conjunto del tubo de rayos X. Esa filtración añadida sirve para eliminar selectivamente los fotones de energía baja del haz.

1.2.1.5 Intensidad de rayos X

En las aplicaciones de rayos X en el campo de la radiología se define la intensidad de un haz de rayos X como su fluencia energética, es decir, el producto del número de fotones generados en el haz por la energía de cada fotón. La ionización en el aire producida por dicho haz se mide en Roentgens (R), miliroentgens (mR), o en el sistema internacional en C/kg.

La mayoría de los tubos radiográficos destinados a radiografías simples producen, a 100 cm de distancia entre fuente y receptor de imagen, exposiciones de rayos X por unidad de carga de aproximadamente 75-100 $\mu\text{C}/\text{kg}\cdot\text{mAs}$ cuando operan alrededor de los 70 kVp. A continuación se indican los factores que afectan a la intensidad de rayos X.

1. Corriente de tubo y tiempo

La exposición producida por un tubo de rayos X es directamente proporcional al producto de la corriente por el tiempo (mAs). Al doblar la corriente se duplica el número de electrones que alcanzan el blanco del tubo, y se emiten por tanto dos veces más fotones de rayos X. Análoga proporcionalidad se cumple para el tiempo de exposición.

2. Tensión

La intensidad de rayos X varía rápidamente al cambiar la tensión de pico. El cambio es proporcional al cuadrado de la tensión. Pero en clínica prevalece una situación ligeramente diferente y no se adopta esta relación teórica, puesto que a medida que aumenta la tensión, también lo hace la penetración de los rayos X y son relativamente menos los que absorbe el paciente.

3. Distancia

La intensidad de rayos X varía de forma inversamente proporcional al cuadrado de la distancia a la diana. Esta relación se conoce como ley del inverso del cuadrado de la distancia.

4. Filtración

El principal objetivo de la filtración del haz de rayos X consiste en eliminar de forma selectiva los rayos de baja energía sin posibilidades de alcanzar el receptor de imagen. Los equipos de rayos X tienen filtros metálicos, por lo general de aluminio y de 1 a 3 mm de espesor, colocados en el haz útil. Los rayos X de baja energía en nada contribuyen a la calidad diagnóstica, ya que son absorbidos

por el tejido superficial, sirviendo únicamente para someter al paciente a una dosis innecesaria de radiación. Al colocar este filtro de aluminio se reduce la dosis que recibe el paciente ya que el haz útil contiene menos rayos X de baja energía.

Se ha elegido el aluminio por su eficacia para eliminar los rayos X de baja energía por efecto fotoeléctrico y porque es barato y se puede mecanizar con facilidad.

1.2.1.6 Calidad de rayos X

Si se aumenta la energía máxima del haz de rayos X, también se incrementa su penetración. La *penetración* se refiere a la capacidad del haz para introducirse en la materia; los haces de alta energía penetran mucho más que los de baja energía. La capacidad de penetración de un haz de rayos X se denomina *calidad de rayos X*.

En radiología, la calidad de rayos X se caracteriza por la *capa hemirreductora (CHR)*, que se define como el grosor de material absorbente necesario para reducir la intensidad del haz a la mitad de su valor original.

Los factores que afectan la calidad de rayos X son la tensión y la filtración. Un aumento de tensión incrementa la energía efectiva del haz y su penetración; a medida que aumenta el filtrado mejora la calidad del haz, pero disminuye la intensidad, por lo que se debe elegir un espesor de compromiso.

1.2.2 Sistema receptor de imagen

El objetivo principal de los aparatos y técnicas radiológicas es transferir información desde el haz de rayos X hasta el complejo ojo-cerebro humano. Al sistema de imagen le llegan los rayos X que atraviesan al paciente sin interactuar y los que han sido dispersados en el paciente. Este conjunto se conoce como *rayos X remanentes* (Fig. 1.6). El medio que transforma el haz de rayos X en imagen visible se denomina *receptor de imagen* y el más habitual es sin duda la película radiográfica.

1.2.2.1 Película radiográfica

La película radiográfica tiene dos partes, la *base* y la *emulsión* (Fig. 1.7). Casi todas las películas radiográficas tienen emulsión por las dos caras, por lo que se las conoce como películas de doble emulsión. Entre la emulsión y la base hay una fina capa de material adhesivo, cuya finalidad es asegurar que ambas mantengan una integridad y contacto apropiados durante su uso y revelado. La emulsión se encuentra protegida por una capa protectora de gelatina denominada *sobrerrecubrimiento*. El grosor de una lámina de película oscila entre 0,2 y 0,3 mm.

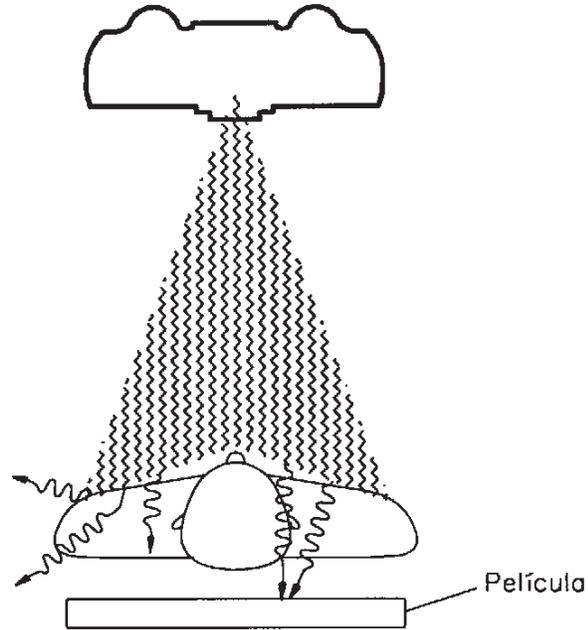


Fig. 1.6 Formación de los rayos X remanentes sobre la película

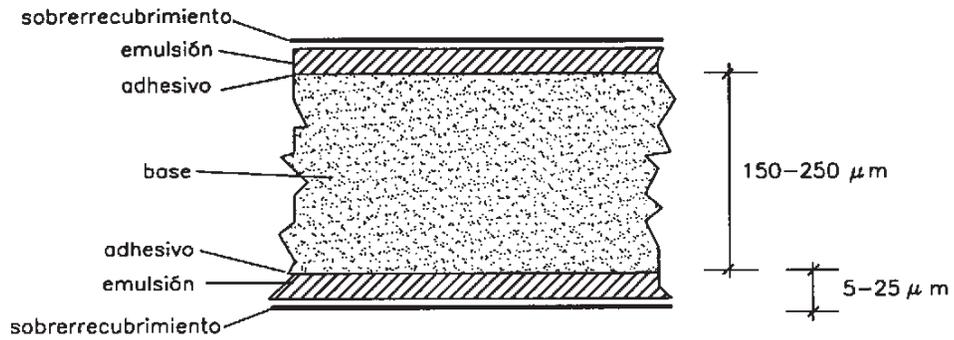


Fig. 1.7 Componentes de una película radiográfica