TEMA 5
ELEMENTOS BÁSICOS EN LOS EQUIPOS Y HACES DE RAYOS X.

Miguel Alcaraz Baños

Objetivos generales

1. Describir los elementos básicos de un tubo de rayos X y explicar cómo funciona.
2. Distinguir entre los dos tipos de ánodo (fijo y rotatorio) y relacionarlos con la necesidad de evacuación del calor.
3. Explicar qué es el efecto anódico y como se debe emplear.
4. Justificar la importancia de la refrigeración del tubo para su conservación.
5. Explicar el objeto de la filtración del haz a la salida del tubo y su influencia en la dosis en piel del paciente.
6. Definir filtración inherente y añadida.
7. Explicar la influencia del tamaño del campo en la dosis integral y en la dosis superficial por aumento de la retrodispersión.
8. Explicar para qué sirve la rejilla antidifusora y enumerar los distintos tipos de rejilla.
9. Discutir la influencia de la distancia foco-piel sobre la dosis a la entrada del paciente y de la distancia objeto-placa en la radiación dispersa.
10. Definir radiación directa, dispersa, de fuga y residual.
11. Discutir la influencia de la radiación dispersa en la calidad de la imagen y en la dosis de entrada.
12. Discutir los factores que influyen en la calidad de la imagen y en las dosis a los pacientes en radiodiagnóstico.

TEMA 5
ELEMENTOS BÁSICOS EN LOS EQUIPOS Y HACES DE RAYOS X.

Miguel Alcaraz Baños

5.1.- EL TUBO DE RAYOS X

El tubo de rayos X es el lugar en donde se generan los rayos X, en base a un procedimiento mediante el cual se aceleran unos electrones en primer lugar, para después frenarlos bruscamente. De esta forma se obtienen los fotones que constituyen la radiación ionizante utilizada en radiodiagnóstico. Para ello, dicho tubo consta de un filamento metálico (cátodo) que, al ponerse incandescente, produce una nube de electrones a su alrededor -efecto termoiónico-. Estos electrones son acelerados mediante una elevada diferencia de potencial (kV), y se les lleva a chocar contra el ánodo, en donde son frenados liberando su energía cinética como fotones que constituyen los rayos X utilizados en clínica .

En la figura 5.1. pueden verse los elementos básicos que componen el tubo: el filamento (3) situado en el interior del cátodo (4), que está enfrentados del ánodo (2). En el centro de esta estructura tenemos el blanco de wolframio (5) sobre el cual inciden los electrones.

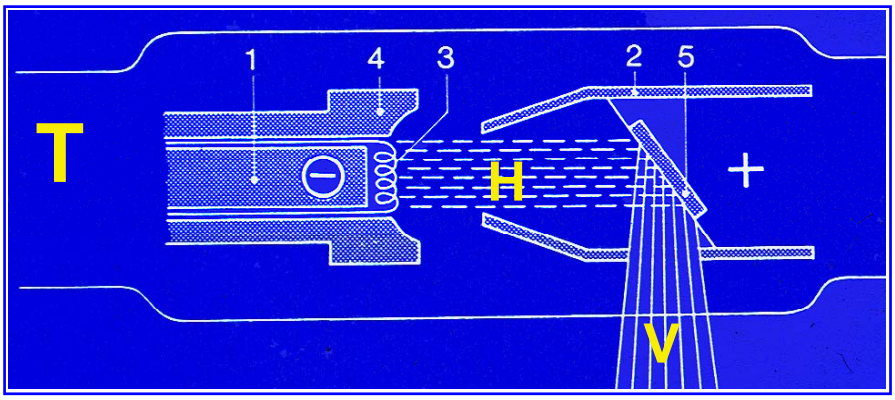

Fig. 5.1. Esquema del tubo de Rayos X:1.Circuito de baja tensión;2. Situación del ánodo; 3. Filamento del cátodo;4.Lado del cátodo;5.Anodo

Todos los elementos descritos están en el interior de un "tubo" (T) de vidrio en donde se ha hecho el vacío para facilitar que el desplazamiento de los electrones sea lo más rectilíneo posible. El haz útil de rayos X sale en la dirección mostrada en la figura atravesando una región del tubo (V), en la que el espesor del vidrio es menor que en el resto, es la denominada ventana de rayos X. Rodeando esta estructura se encuentra una carcasa de plomo y acero. Entre ella y el tubo es necesaria la existencia de un sistema de refrigeración, con el fin de disipar el calor que se produce al chocar los electrones contra el ánodo: de la energía empleada en la producción de rayos X el 99% se convertirá en calor y sólo el 1% en rayos X.

Desde que Coolidge en 1913 describió el tubo de rayos X de filamento caliente prácticamente ha permanecido sin modificaciones. La más importante es la incorporación del ánodo giratorio frente al ánodo fijo, lo que ha aumentado significativamente la vida útil del tubo de rayos X.. En las figuras 5.2.y 5.3. se pueden apreciar los dos tipos de tubos de rayos X, con ánodo giratorio y ánodo fijo, respectivamente. En radiodiagnóstico, todos los tubos de rayos X empleados en la actualidad son de ánodo giratorio.

Fig. 5.2. Tubo de ánodo giratorio

Fig. 5.3. Tubo de ánodo fijo.

5.1.1. El cátodo de un tubo de rayos x.

El filamento o cátodo suele ser una pequeña bobina o muelle de wolframio, material elegido por sus buenas propiedades desde el punto de vista de emisión termoiónica (Efecto Eddison), y punto de fusión elevado. Estas propiedades alargan la vida útil del tubo.

Los electrones producidos es preciso que choquen con el ánodo en el menor espacio posible, razón por la cual se concentra el haz de electrones en el zócalo o funda de copa metálica. En la figura 5.4. se puede apreciar el zócalo presente en los tubos de ánodo giratorio, en cuyo fondo se ubica el filamento; mientras que en la figura 5.5. se observa la disposición del filamento en el tubo de rayos X de ánodo fijo. Cuanto mayor incandescencia se produzca en el cátodo o filamento del tubo, mayor será el número de electrones que saltarán de las últimas capas electrónicas del átomo de wolframio al espacio circundante (emisión termoiónica), y mayor será el número de electrones dispuestos a ser acelerados. Este mecanismo se regula con el miliamperaje del aparato.

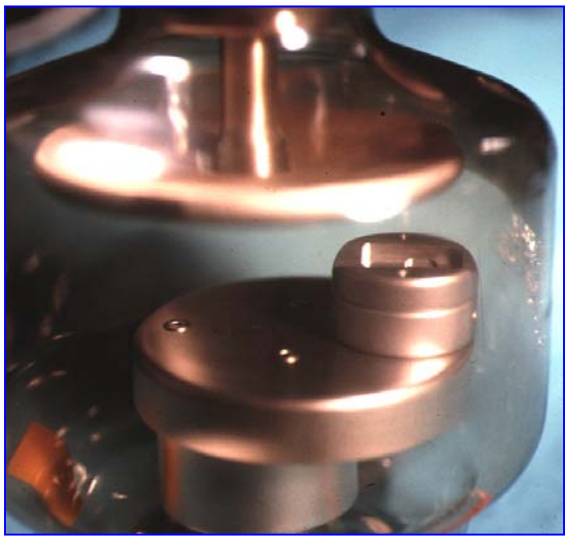

Fig. 5.4. Zócalo del ánodo giratorio

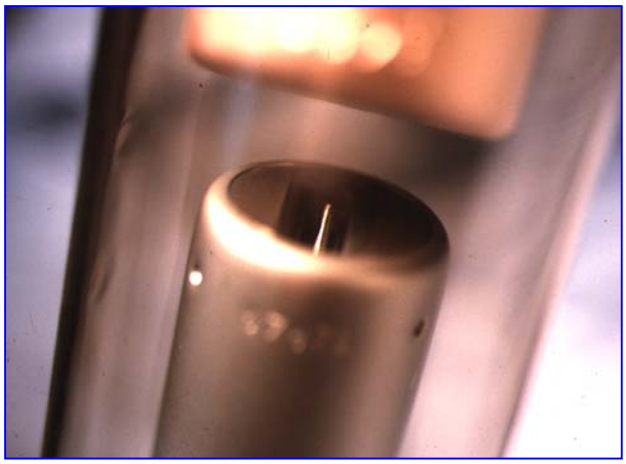

Fig. 5.5. Filamento en el ánodo fijo.

La mayoría de los tubos de diagnóstico suelen tener dos filamentos de diferente tamaño (figura 5.6.) . Esto permite trabajar buscando un compromiso entre el tamaño mínimo del foco -mejor resolución-, y una mayor disipación de potencia -tiempo de disparo menor-. Existen distintas formas de encapsular ambos filamentos, aunque en todos los casos la selección se realiza con facilidad desde el exterior.

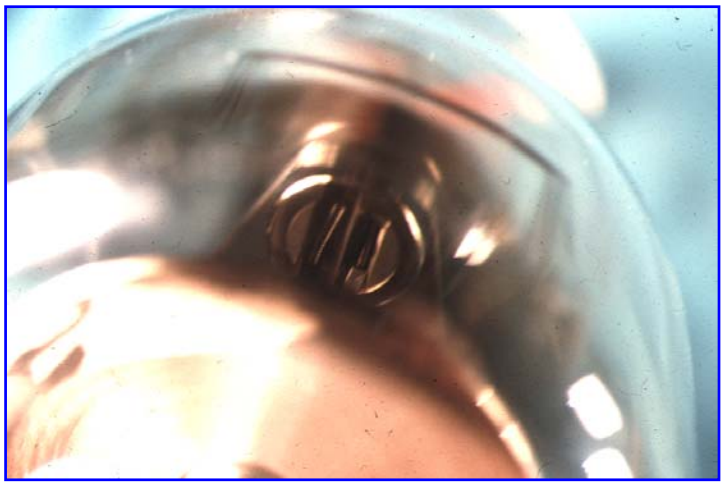

Fig.5.6. Presencia de dos filamentos en un tubo de rayos X.

5.1.2.- El ánodo de un tubo de rayos x.

El material habitual con el que se fabrica el ánodo de un tubo de rayos X suele ser ***Wolframio.*** En el caso de los tubos de mamografía el material empleado es el Molibdeno, y recientemente se han comenzado a confeccionar también de Rodio-Paladio. El Wolframio presenta un punto de fusión elevado, ventaja adicional frente a otros materiales con alto número atómico (Z), que también hubieran podido ser adecuados para la producción de rayos X.

El tubo de rayos X de filamento caliente debe de alcanzar una temperatura adecuada para su funcionamiento, pero en ellos se produce tanto calor que éste consituye el principal problema contra el que es preciso actuar con el fin de aumentar la vida útil del aparato.

Para solucionar este problema se podría aumentar el tamaño del foco, con lo que el calor generado se distribuiría sobre una superficie mayor y el aumento de temperatura no sería tan elevado. Sin embargo, esta solución repercutiría sobre la calidad de la imagen dando lugar a penumbras indeseables (falta de nitidez geométrica). Otra solución podría ser aumentar el tiempo de exposición, pero también aumenta el riesgo de movimiento del paciente (que ocasiona falta de nitidez por movimientos). Estas dificultades que aparecen con los ánodos estacionarios (figura 5.7.) de foco pequeño, con tiempos cortos y con escasa producción de rayos X, propiciaron el diseño de los ánodos rotatorios.

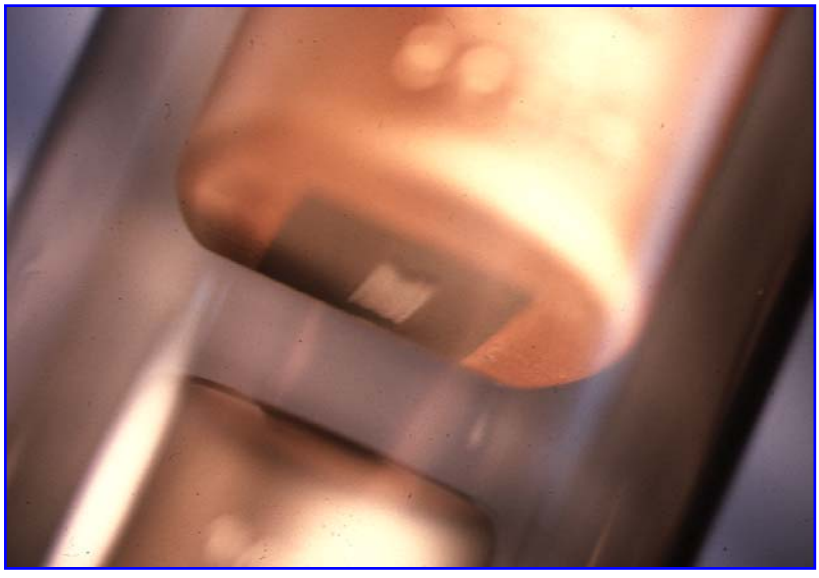

Fig. 5.7. Imagen de ánodo no giratorio.

En el ánodo giratorio, la ampolla de vidrio está contenida en un recipiente metálico, que actúa como coraza aislante de la radiación y de la corriente eléctrica, y se encuentra rellena de aceite mineral para su refrigeración. La estructura del ánodo consiste en un disco de wolframio de unos 10 - 15 cm de diámetro que puede girar a gran velocidad, de 10.000 a 12.000 rpm. (Figura 5.8.).

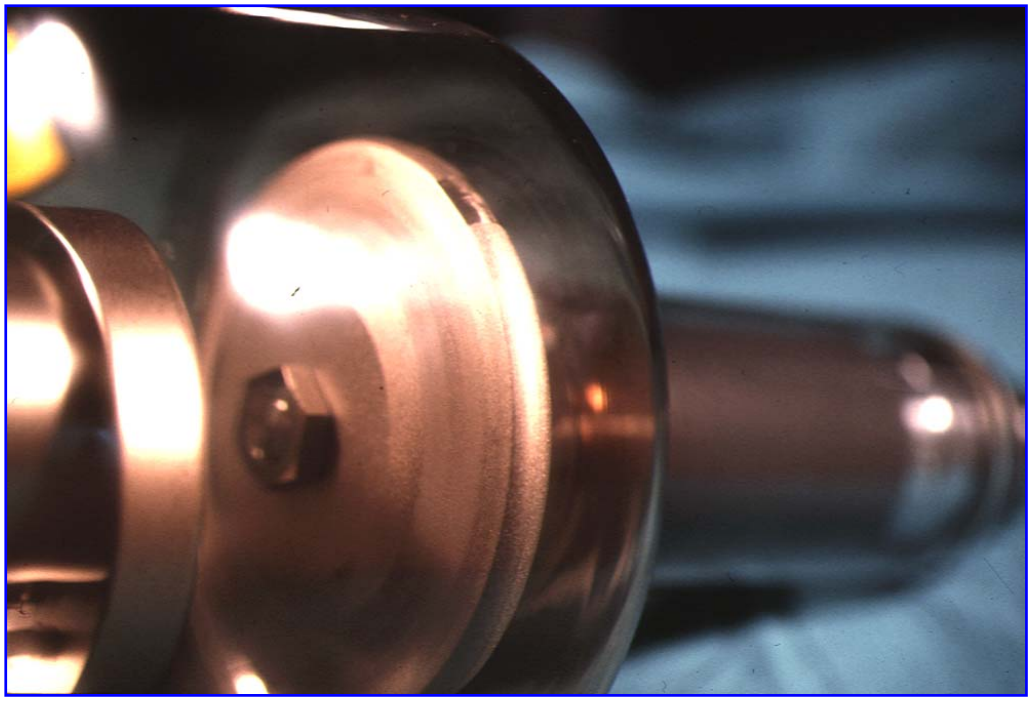

Fig. 5.8. Imagen del disco de wolframio.

La zona externa del disco giratorio actúa como ánodo, y está recortada en ángulo, presentado una cierta inclinación con respecto a la perpendicular de la trayectoria de los electrones (12º-17º C). Con el movimiento rotatorio del disco, la superficie de choque es constante, pero la parte del disco en donde chocan los electrones cambia contínuamente. Así, la producción de radiación es continua, pero el choque de los electrones y la producción de calor ocurre siempre en un punto distinto del disco. De esta forma se permite disipar mayor cantidad de calor sin aumentar el tamaño aparente del foco.

En general puede decirse que:

* *El foco térmico* viene determinado por la forma y tamaño del filamento en el cátodo, así como por la focalización del haz de electrones. Además dependerá de la inclinación del ánodo y de la velocidad de su rotación.

* *El foco efectivo* también dependerá de esos factores (excepto de la velocidad de rotación). Hay que precisar que sólo será cuadrado para un observador situado en el centro del campo, por lo que la nitidez de la película será variable en el campo.

Los mecanismos físicos de producción de los rayos en el ánodo se han descrito en el capítulo dos. Por ello, solo se reseña que los electrones, al llegar al ánodo y pasar por las proximidades de los núcleos atómicos, son frenados violentamente transformando parte de su energía cinética en energía electromagnética. Se emiten fotones de rayos X distribuidos en un espectro continuo, formado por una mezcla de fotones cuyas energías aumentan de forma continua. La energía máxima de este espectro corresponde al fotón producido cuando el electrón, con una energía determinada, es frenado por un solo núcleo y produce un único fotón -radiación de frenado-. Los rayos X de frenado se producen, pues, al hacer impactar electrones contra un ánodo de material con número atómico suficientemente elevado. (Figura 5.9a.).

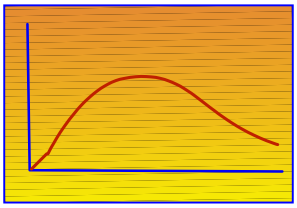

Fig. 5.9a. Espectro de la curva de radiación de frenado.

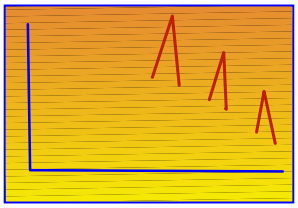

Fig. 5.9b. Espectro de la curva de radiación característica.

Además, también puede ocurrir, tras el choque de electrones contra los átomos del metal anódico, el salto de electrones desde órbitas más profundas a otras órbitas más externas de dichos átomos. El hueco dejado por estos electrones que han pasado a órbitas más superficiales es preciso que se ocupe. Para ello, electrones de otras capas pasan a rellenar este vacío, emitiendo una energía igual a la diferencia energética entre las órbitas correspondientes. Esta emisión de energía forma la radiación X característica (Fig.5.9b), con energía bien definida y discreta, y con una serie de picos superpuestos al espectro continuo. El espectro característico de los rayos X sería, pues, la suma de los espectros producidos por la radiación de frenado y la radiación característica (Figura 5.10).

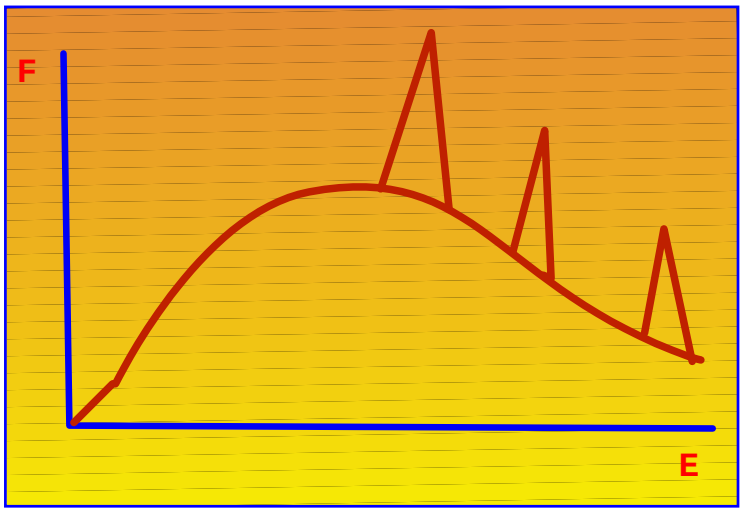

Fig. 5.10. Espectro de rayos X.

5.1.3. Factores que modifican la forma del espectro de rayos X.

El número total de rayos X emitidos es equivalente al área bajo la curva en la figura 5.11. La forma del espectro de RX emitido por un tubo siempre es la misma, pero puede cambiar su posición relativa a lo largo del eje de energía. Cuanto más hacia la derecha esté el espectro, mayor será la energía efectiva o calidad del haz de rayos X ; cuanto mayor sea el área bajo la curva, mayor será la intensidad o cantidad de rayos X. La forma del espectro depende fundamentalmente de una serie de factores: la filtración, el potencial de aceleración, el tipo específico de fuente de alta tensión que se utilice y el número atómico efectivo del ánodo.

La filtración reduce más la parte del espectro de baja energía que la de alta y por ello es preciso un mínimo de filtración que atenúe los fotones que no van a influir en la imagen radiográfica por ser totalmente absorbidos por el paciente. Su eliminación disminuye la irradiación del paciente sin afectar a la calidad de imagen. El espectro de emisión de rayos X se reduce más a la izquierda que a la derecha, y el resultado es un aumento de la energía efectiva del haz de rayos X (mayor capacidad de penetración), con una reducción asociada de la intensidad del haz (figura 5.12).

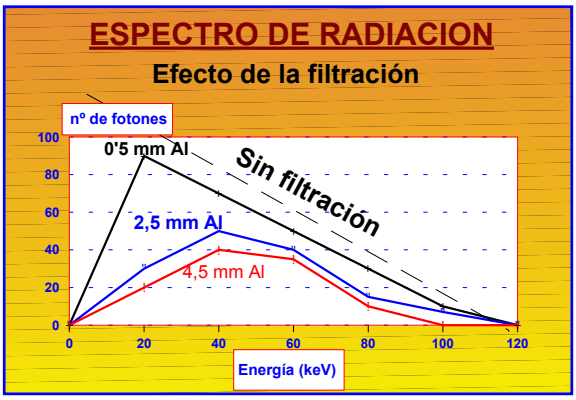

Fig. 5.12. Efectos de la filtración del haz sobre el espectro de rayos X.

El potencial de aceleración (kV) del tubo contribuye al espectro de radiación variando el extremo de alta energía del espectro hasta el valor en keV equivalente al potencial (en kV) del tubo y aumentando la intensidad total del haz. Al aumentar el kV del tubo, el extremo de alta tensión se desplaza hacia la derecha hasta un valor equivalente al potencial (kV) aplicado. También aumenta la intensidad del haz (altura de la curva) y su valor medio se desplaza a la derecha (mayor energía). Los picos de radiación característica aumentan pero no se desplazan ya que dependen del material constituyente del ánodo (Figura 5.13).

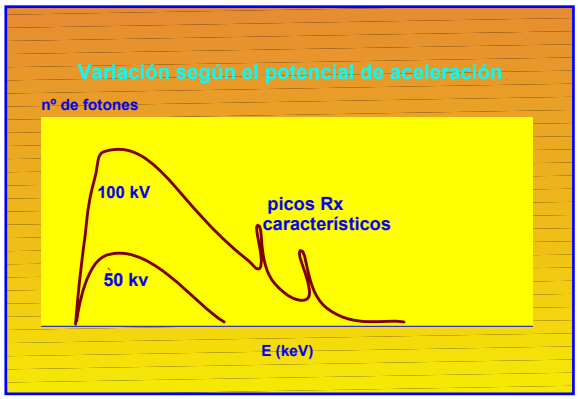

Fig. 5.13. Efectos sobre el espectro de rayos X según el potencial de aceleración.

La rectificación de alta tensión: prácticamente todos los tubos de rayos X se alimentan a partir de la red convencional de energía eléctrica (110 0 220 voltios de corriente alterna) y a través de un transformador incrementan esta tensión hasta el valor deseado, pero conservando obviamente la misma variación en función del tiempo. Dado que el tubo de rayos X precisa para acelerar los electrones un potencial continuo, se procede a una "rectificación" de la corriente (eliminación de la parte negativa del potencial). Existen distintas posibilidades de rectificación y, por tanto, distintos espectros de fotones ya que la energía de los electrones que llegan al ánodo variará según el potencial instantáneo aplicado .

Número atómico efectivo: *g*eneralmente los materiales con los que interaccionan los fotones están formados por varios elementos químicos y se utiliza el "número atómico efectivo" para tratar globalmente el material a efectos comparativos con otros materiales puros. La cantidad de radiación de frenado es proporcional al Z del ánodo. También depende de la posición de los picos de radiación característica. En radiodiagnóstico se utilizan ánodos de W o Mb. Cuanto más alto sea el número atómico del material que constituye el ánodo, mayor será la producción de radiación de frenado, pues aumenta con más facilidad el número de fotones de alta energía que el de baja energía, desviándose el espectro discreto hacia la derecha. Este fenómeno aparece como resultado de la mayor energía de unión de los electrones con número atómico alto.

En el mamógrafo el empleo del molibdeno como material anódico se debe a la utilización de su radiación característica de pico de 27 kV, en vez del amplio espectro del wolframio.

5.1.4.- Generadores eléctricos.

Los equipos productores de rayos X deben rectificar la corriente alterna, de uso generalizado, en contínua. Existen diferentes procedimientos para ello. La forma más sencilla es la autorrectificación, con una sola corriente alterna. La mayor complejidad la presentan los convertidores de alta frecuencia, gracias a los que se consigue una corriente prácticamente continua y constante. La consecución de este tipo de corriente conlleva:

* Una falta de variación cíclica del voltaje.
* Una menor dosis de radiación al paciente.
* Una máxima homogeneidad de las longitudes de onda.
* El menor tiempo de exposición posible, y por ello se evita al máximo la borrosidad cinética.

5.1.5.- Curvas de carga.

Dentro de los factores de seguridad en la operación de un tubo de rayos X conviene destacar las denominadas curvas de carga. Su interés viene dado porque dichas curvas fijan las condiciones límite del funcionamiento de los equipos de rayos X, establecidas por cada fabricante para evitar posibles daños en el tubo. Estos daños pueden originarse por el uso indebido o intensivo de los equipos. Los fabricantes disponen unas salvaguardias, o dispositivos de bloqueo, que impiden el funcionamiento del tubo cuando los parámetros seleccionados sobrepasan las condiciones máximas admisibles.

Las curvas de carga suelen ser representaciones gráficas realizadas con los parámetros de intensidad de corriente, kilovoltaje y tiempo de disparo teniendo en cuenta la capacidad de disipar calor del diseño del tubo.

fijar los parámetros de un disparo, si se quiere aumentar el valor de mA o tiempo - manteniendo fijo el Kv-, y el resultado nos sale fuera de los límites de tolerancia de la curva de carga, será necesario para aumentar un parámetro disminuir el valor del otro. Si con todo esto el valor permitido de mAs no resultara suficiente sería preciso disminuir el valor de tensión.

5.2.- CARACTERÍSTICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN PRODUCIDO POR LOS TUBOS DE RAYOS .

5.2.1.- Espectro, filtración y calidad del haz.

En apartados anteriores se ha descrito como es el espectro de emisión de un equipo de rayos X, en el cual se matizaba la existencia de una distribución continua de energías, desde el valor 0 hasta un valor máximo que corresponde con el Kv seleccionado.

La contribución de otros fotones con energías próximas a cero no es despreciable, con el agravante de que estos fotones no favorecen, en absoluto, la formación de la imagen, ya que su energía queda depositada en las capas superficiales de los tejidos del paciente sin llegar a la película radiográfica o al receptor de imagen. Estos fotones de baja energía deben ser eliminados por medio de filtros.

Los filtros son materiales que se interponen en la trayectoria del haz de rayos X y absorben los fotones poco energéticos. Pueden diferenciarse dos tipos de filtración: inherente y añadida (figura 5.14):
* Se denomina *filtración inherente* a la producida por los materiales estructurales del tubo de rayos X (vidrio del tubo, aceite, etc).

* Se denomina *filtración añadida* a la originada por colocar materiales a la salida del haz de rayos X, antes de que incida sobre el paciente. El tipo y espesor del material empleado para tal fin depende del valor de kilovoltaje al que esté operando el tubo. En el rango de tensiones utilizado habitualmente en radiodiagnóstico el material empleado suele ser aluminio, solo o acompañado de espesores adicionales de cobre cuando se trabaja por encima de 150 Kv_p. En mamografía también se usa el molibdeno, que puede llegar a reducir al 50% las dosis administradas, gracias a la eliminación de la porción espectral del haz no válida para la mamografía.

* Se denomina *filtración total* del haz a la suma de la filtración inherente y de la añadida. Se suele expresar en mm equivalentes de Al.

Fig. 5.14. Filtración del tubo de rayos X.

En conclusión, la filtración conlleva:

* Un endurecimiento del haz al eliminar preferentemente los rayos X blandos.
* Disminución de la dosis en piel del paciente, que puede llegar, en ocasiones, hasta un 80%.
* Atenúa, en escasa proporción, la zona de altas energías del espectro. Una filtración excesiva del haz puede ocasionar una pérdida de intensidad global de radiación, que obligue a utilizar valores muy altos de mAs para obtener imágenes con la calidad apropiada.

Existen recomendaciones para trabajar con una filtración total mínima en función del kilovoltaje utilizado:

- 1,5 mm de Al para valores menores de 70 Kv_p
- 2,5 mm de Al para valores superiores a 70 Kv_p

5.2.2. Efecto anódico.

Aunque se pueda disponer de un haz de rayos X del tamaño máximo, la intensidad de radiación no será uniforme en la región cubierta por el haz. En la figura 5.15 se observa que las intensidades que llegan a la película son diferentes en el lado del cátodo y en el del ánodo.

En la zona de la película enfrentada al cátodo se detecta mayor dosis de radiación -o ennegrecimiento- que en la zona de la película correspondiente al ánodo. Este fenómeno físico inevitable en el tubo de rayos X debe ser utilizado en la práctica para compensar los diferentes volúmenes de las estructuras anatómicas, optimizando la imagen radiológica así obtenida.

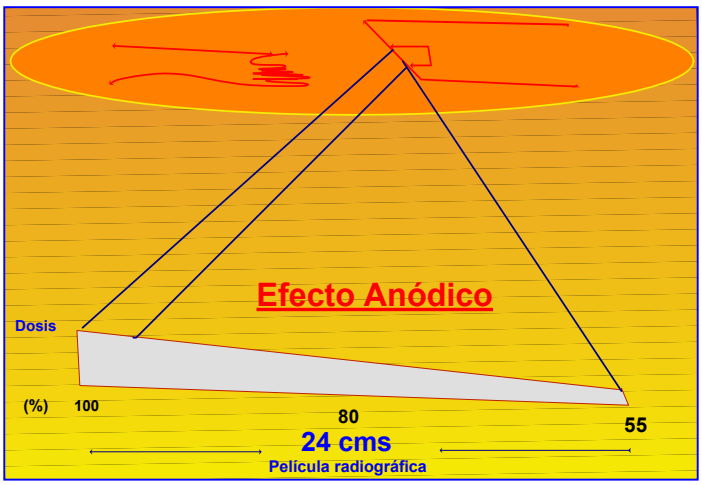

Fig. 5.15. Imagen del efecto anódico

5.2.3.- Capa hemirreductora (CHR).

Se define la capa hemirreductora de un haz de rayos X (CHR), como el espesor de un determinado material absorbente que habría que interponer para reducir a la mitad la dosis de exposición (Fig.5.16).

Para el rango de energías utilizado normalmente en el radiodiagnóstico, el material absorbente empleado como filtro es el aluminio. Es habitual utilizar el valor de kilovoltaje pico (kv_p) y de la CHR para especificar la calidad de haz, aunque en muchos casos se emplea también la filtración total en lugar de la CHR (hay tablas que dan la equivalencia, para cada kilovoltaje, entre ambos parámetros). La CHR es un parámetro que se puede deducir a partir de medidas sobre el haz. Para ello, conviene utilizar materiales apropiados (filtros de Al de varios espesores y cámaras calibradas en exposición) y evitar que una contribución excesiva de la radiación dispersa pueda falsear los resultados.

Se define como **coeficiente de homogeneidad** el cociente entre los valores obtenidos de la primera capa hemirreductora y de la segunda CHR. Cuanto más próximo a la unidad sea este cociente, más homogéneo es el haz de radiación.

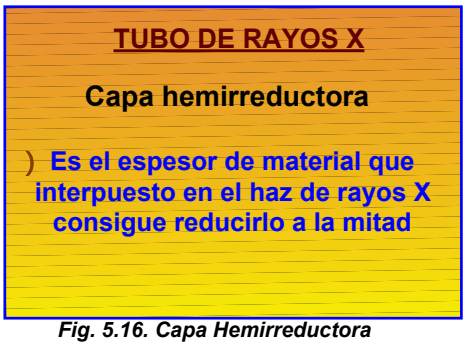

Fig. 5.16. Capa Hemirreductora

5.2.4.- Radiación dispersa.

El haz de radiación, al salir del tubo de rayos X, constituye el haz de *radiación directa,* que al interaccionar con el paciente sufre una serie de modificaciones:

* Una parte es absorbida por el paciente, por efecto fotoeléctrico.

* Otra porción es dispersada en todas las direccione por efecto Compton y constituye la *radiación dispersa* propiamente dicha.

* Una última parte atraviesa al paciente dando lugar a la imagen radiográfica. Sin embargo, una determinada cantidad de los fotones de este haz atraviesa el chasis y la película, choca contra el suelo o las paredes de la sala radiográfica, haciendo que aumente la dosis de radiación dispersa dentro de la sala en la que se realizan las exploraciones. A esta radiación que se suma a la radiación dispersa se le denomina *radiación residual*.

La radiación dispersa produce efectos indeseables sobre la imagen, ya que disminuye el contraste además de aumentar el velo radiográfico e irradiar al paciente o a las personas que permanezcan dentro de la sala.

Además de las radiaciones nombradas anteriormente, en cada exposición se produce también la denominada *radiación de fuga.* La radiación de fuga es aquella que logra atravesar la coraza de plomo y acero en la que está encapsulado el tubo. Esta radiación debe ser mínima, recomendando la ICRP que a 1 metro de distancia del foco; la tasa de radiación de fuga será siempre inferior a 1 mGy/h.m, trabajando a máxima potencia y en las condiciones más desfavorables.

Las figuras siguientes (Fig.5.17; 5.18. y 5.19) muestran estas diferentes denominaciones de la radiación dentro de la sala:

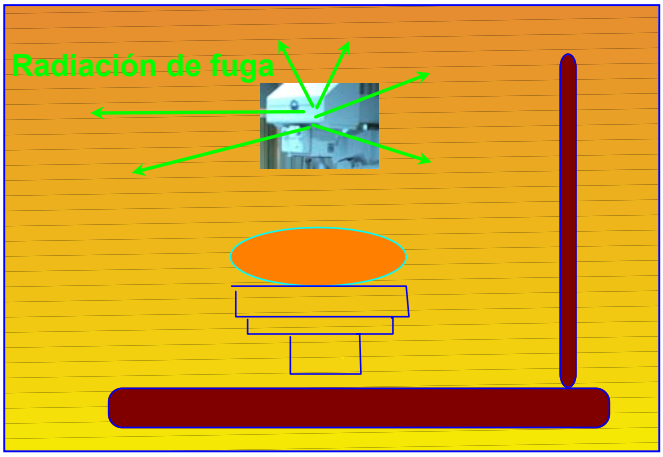

Fig. 5.17.Radiación de fuga

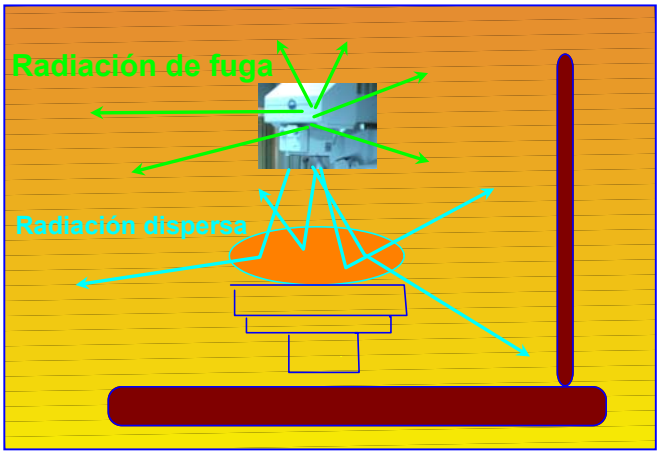

Fig. 5.18.Radiación dispersa propiamente dicha

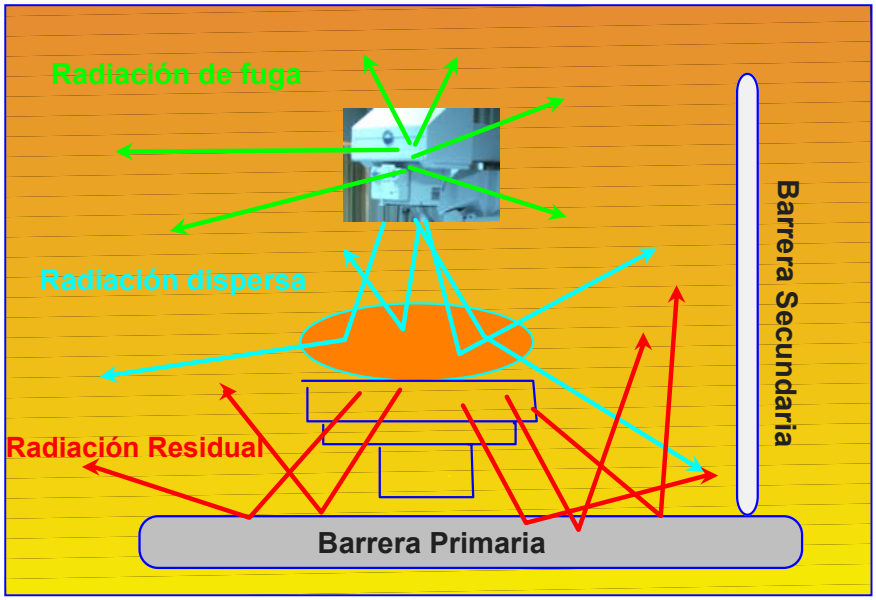

Fig. 5.19.Radiación Residual. Tada la radiación dispersa en el interior de la sala

La suma de la radiación de fuga, la radiación dispersa propiamente dicha y la radiación residual, constituyen la radiación dispersa dentro de la Sala de radiodiagnóstico la cual contribuye a la irradiación del personal profesionalmente expuesto que se encuentra en la sala y próximo al paciente.

Para **reducir** la contribución de la radiación dispersa a la imagen final se han desarrollado diversas técnicas, algunas de las cuales se detallan a continuación:

- **Limitación del tamaño del haz (colimación).**

La cantidad de radiación dispersa producida en el paciente se disminuye si se restringe el campo de radiación al máximo, haciéndolo corresponder sólo con el área de interés clínica. Esto se consigue utilizando los sistemas de limitación del haz o "limitadores de campo" (colimadores y diafragmas), seleccionando al mínimo necesario el volumen anatómico irradiado. Gracias a la colimación también se disminuye la dosis de radiación al paciente y al personal profesionalmente expuesto.

- **Rejillas antidifusoras.**

La rejilla antidifusora (Fig.5.20) es un dispositivo que, colocado entre el paciente y el receptor de imagen, absorbe radiación dispersa con lo que se consigue mejorar la calidad de la imagen radiológica obtenida. El modo en que actúa está esquematizado en la figura 5.21. Generalmente son planchas de varios mm de espesor, que tienen en su interior una serie de láminas sumamente finas de Pb o W, y entre ellas se coloca un espesor mínimo de plástico o material poco absorbente (fibra de carbono) (Fig.5.22).

Aunque hay rejillas de láminas paralelas, es frecuente el uso de rejillas enfocadas, en las que las láminas poseen una cierta inclinación relacionada con la divergencia del haz en el punto en el que se coloca la rejilla. El llamado factor de rejilla (h/D) representa la relación de la altura de la lámina (h) con la distancia entre láminas (D). La frecuencia de rejilla representa el número de láminas por centímetro que ésta posee.

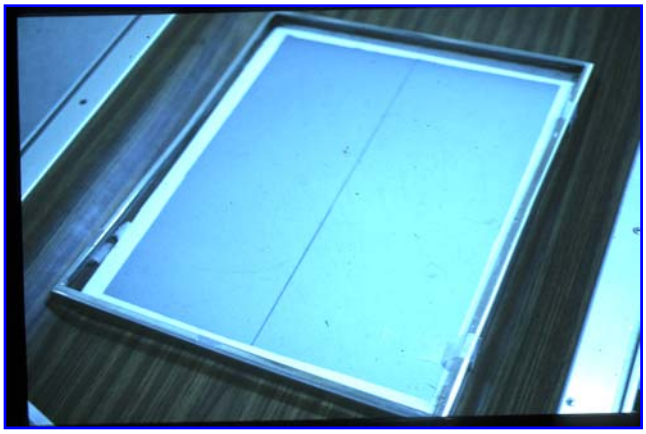

Fig.5.20. Rejilla antidifusora.

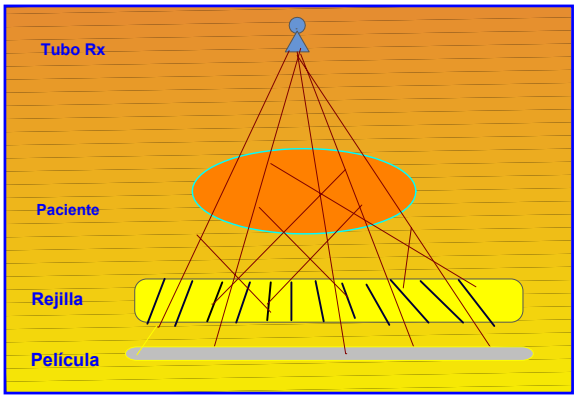

Fig. 5.21. Esquema de funcionamiento de una rejilla antidifusora.

Con este dispositivo se consigue eliminar los fotones que iban a incidir sobre la película con diferentes ángulos de inclinación, generalmente producidos al ser desviados de su trayectoria por el choque contra los átomos del paciente y producir una interacción Compton. Sin embargo, su utilización implica elevar la técnica radiológica hasta valores en los que la dosis de radiación que recibe el paciente se sitúa entre 2'5-5 veces por encima de la que recibiría sin el empleo de la rejilla antidifusora. Este incremento de dosis se asume por la mejoría evidente que se obtiene en la imagen radiológica. Su utilización inadecuada provoca aumento de la dosis al paciente sin tener ningún tipo de beneficio, e incluso perjudicando notablemente la imagen radiológica obtenida.

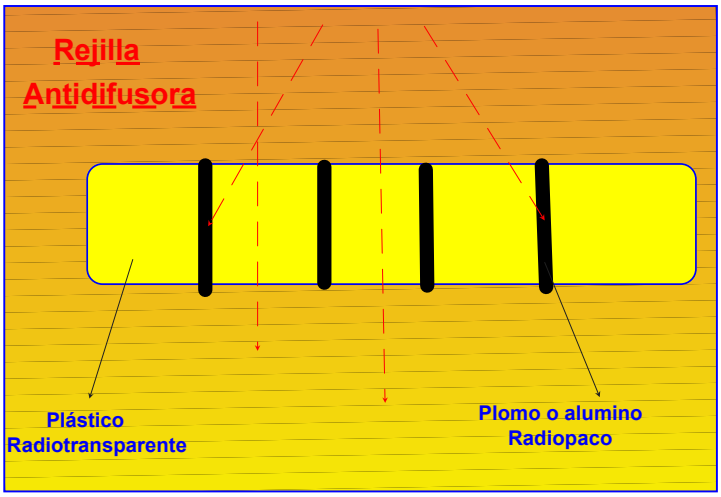

Fig.5.22. Esquema de la composición de una rejilla antidifusora

Importancia de la distancia entre el objeto y la película.

La radiación dispersa se genera fundamentalmente en el cuerpo del paciente (figura 5.17), y es de menor energía que la directa. Si se aleja la película del paciente (figura 5.18) llega a ella menos radiación dispersa, pero por el contrario la imagen aparece aumentada o magnificada en exceso. Esto puede evitarse aumentando la distancia foco-paciente, con el inconveniente añadido de que hay que aumentar la radiación empleada para obtener la imagen.

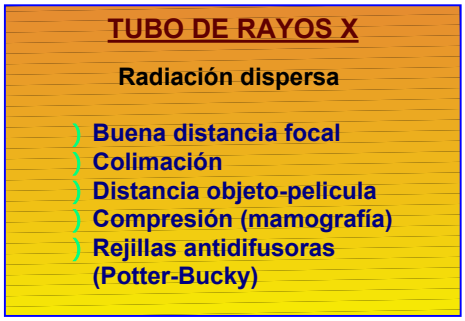

Fig. 5.22. Factores para disminuir la radiación dispersa.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA

PASSLER,F. (1991).**- *Radiología Odontológica*** (2ªed). Masson-Salvat,Barcelona (pp.18-30).

BUSHONG, S.C. (1.993) - ***Manual de Radiología para tecnólogos*** (5ª ed.). Ed. Mosby, Madrid.