

TEMA 7

EL EQUIPO 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.- Enumerar el contenido del cabezal de un tubo de rayos X
6. Explicar como se origina la radiación de frenado.
7. Explicar qué es la radiación característica y como se origina.
8. Dibujar el espectro de frenado producido en un tubo de rayos X.
9. Describir la respuesta del tubo de rayos X con la modificación del kV y del mA del equipo radiológico.
10. Describir la modificación del espectro de radiación en función del kilovoltaje aplicado.
11. Identificar los componentes del espectro característico de rayos X (radiaciones de frenado y características).
12. Definir filtración inherente y añadida.
13. Explicar el objeto de la filtración del haz a la salida del tubo y su influencia en la dosis en piel
14. Explicar para qué sirve la rejilla antidisfusa y enumerar los distintos tipos de rejilla.
15. Definir radiación directa, dispersa, de fuga y residual.
16. Discutir la influencia de la radiación dispersa en la calidad de la imagen y en la dosis de entrada.
17. Discutir los factores que influyen en la calidad de la imagen y en las dosis a los pacientes en radiodiagnóstico.

TEMA 7 EL EQUIPO DE RAYOS X. Miguel Alcaraz Baños

7.1.- EL TUBO DE RAYOS X

El tubo de rayos X es un aparato sencillo pero muy ingenioso 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 conseguirlo, dicho tubo consta de un filamento metálico (cátodo) que, al ponerse incandescente, produce una nube de electrones a su alrededor (**efecto termoiónico o Edison**). Estos electrones son acelerados mediante una elevada diferencia de potencial (kV), y se les lleva a chocar contra una plancha metálica (el ánodo), en donde son frenados liberando su energía cinética como fotones con mucha energía que constituyen los rayos X utilizados en clínica .

En la figura 7.1. pueden verse los elementos básicos que componen el tubo: el filamento (3) situado en el interior del cátodo (4), que está enfrentados al ánodo (2). En el centro de esta estructura tenemos la placa de wolframio (5) sobre la que inciden los electrones.

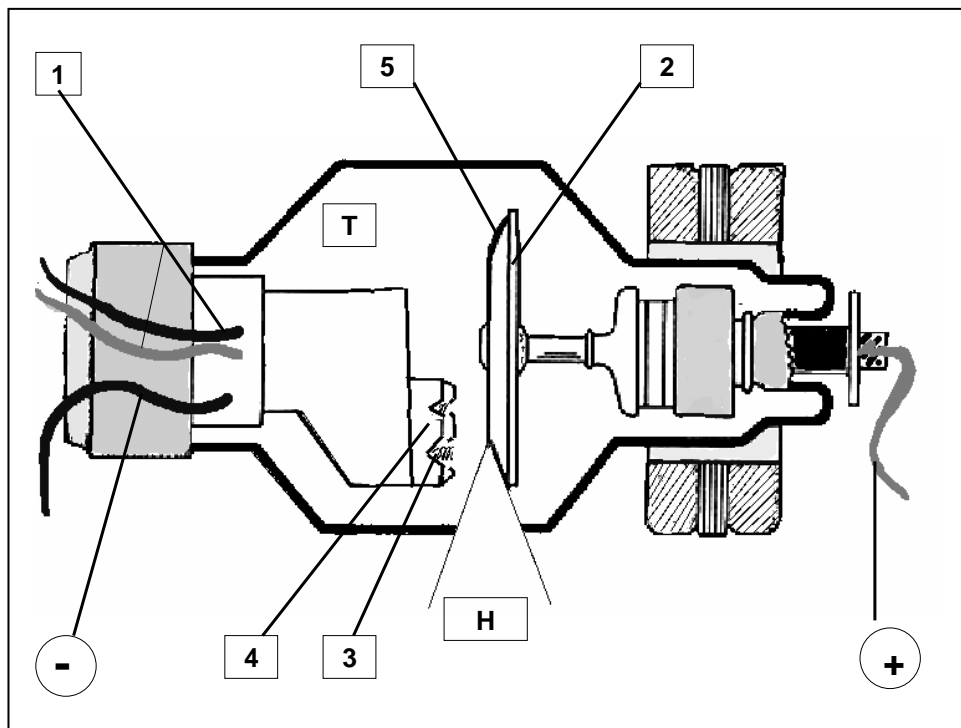


Fig. 7.1. Esquema del tubo de Rayos X:1.Circuito de baja tensión;2. Situación del ánodo; 3. Filamento del cátodo;4.Lado del cátodo;5.Anodo

Todos los elementos descritos están en el interior de un "tubo" de vidrio (T) en donde se ha hecho el vacío para facilitar que el desplazamiento de los electrones sea lo más rectilíneo posible y sin ninguna interferencia. 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 (H). 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 toda 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 éste ha permanecido sin modificaciones. La incorporación más importante es el del ánodo giratorio frente al ánodo fijo tradicional, lo que ha aumentado significativamente la vida útil del tubo de rayos X, al conseguir una mayor capacidad para disipar el calor producido en el interior del tubo. En la figura 7.2. se pueden apreciar los dos tipos de tubos de rayos X: ánodo giratorio y ánodo fijo, respectivamente. En radiodiagnóstico médico, todos los tubos de rayos X empleados en la actualidad son de ánodo giratorio. En odontología, pueden encontrarse aparatos de radiología intraoral que emplean ánodo fijo.

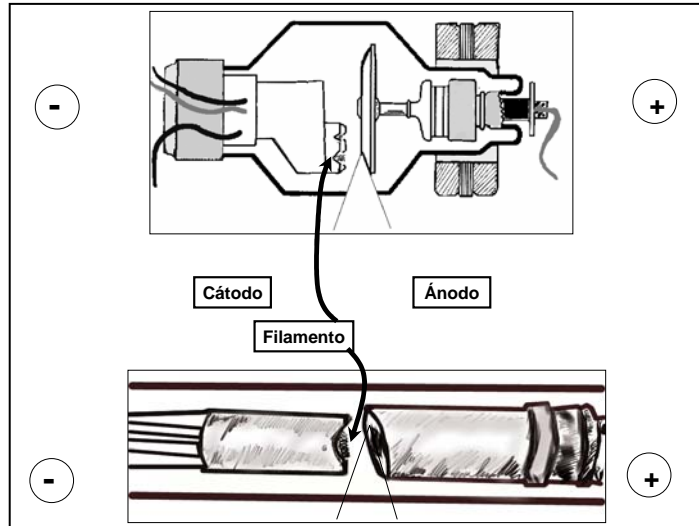


Fig. 7.2. Tubo de ánodo giratorio y tubo de ánodo fijo.

7.1.1. 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 Edison), y punto de fusión elevado. Estas propiedades alargan la vida útil del tubo.

Los electrones liberados por este efecto termoiónico deben chocar en el ánodo en el menor espacio posible, razón por la cual se concentra el haz de electrones en un zócalo o fonda de copa metálica. En las Figuras 7.3. y 7.4 , se puede apreciar el zócalo presente en los tubos de ánodo giratorio, en cuyo fondo se ubica el filamento. 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 en la denominada nube electrónica para ser acelerados. Este mecanismo se regula con el miliamperaje del aparato.

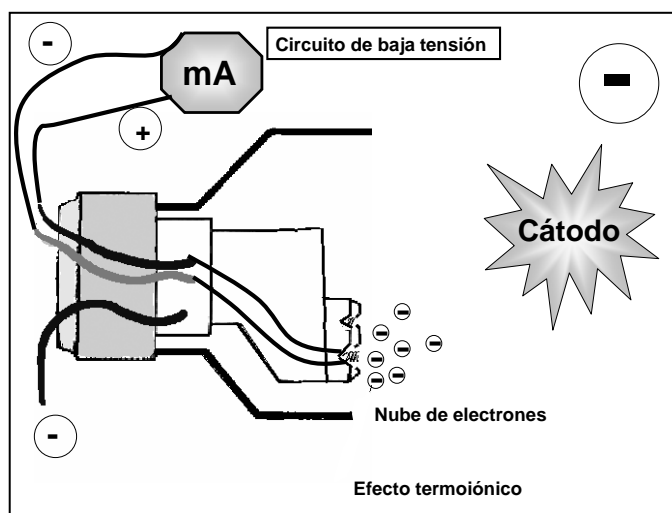


Fig. 7.3. El cátodo del tubo de rayos X.

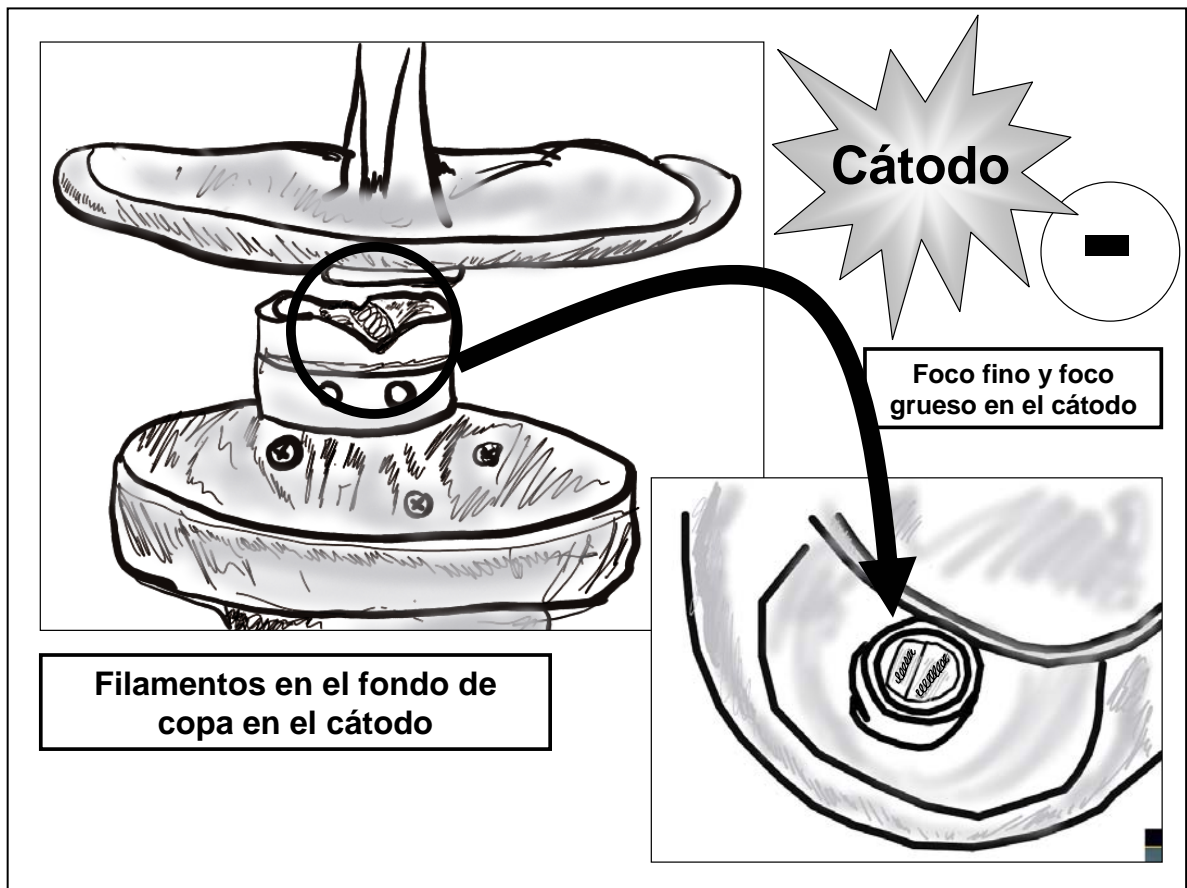


Fig.7.4. Presencia de dos filamentos en un tubo de rayos X.

La mayoría de los tubos de diagnóstico suelen tener dos filamentos de diferente tamaño (Figura 7.4.). Esto permite trabajar buscando un compromiso entre el tamaño mínimo del foco -mejor resolución de la imagen- y una mayor potencia -tiempo de disparo menor-. Existen distintas formas de seleccionar cualquiera de los dos filamentos, aunque en todos los casos la selección se realiza con facilidad desde el exterior ya que corresponden habitualmente a la selección de foco grueso y foco fino en los mandos del aparato.

7.1.2.- 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 fabricar también de Rodio-Paladio. El Wolframio presenta un alto número atómico (Z) y un punto de fusión elevado, que supone una ventaja adicional frente a otros materiales 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 constituye el principal problema contra el que es preciso actuar con el fin de alargar la vida útil del aparato.

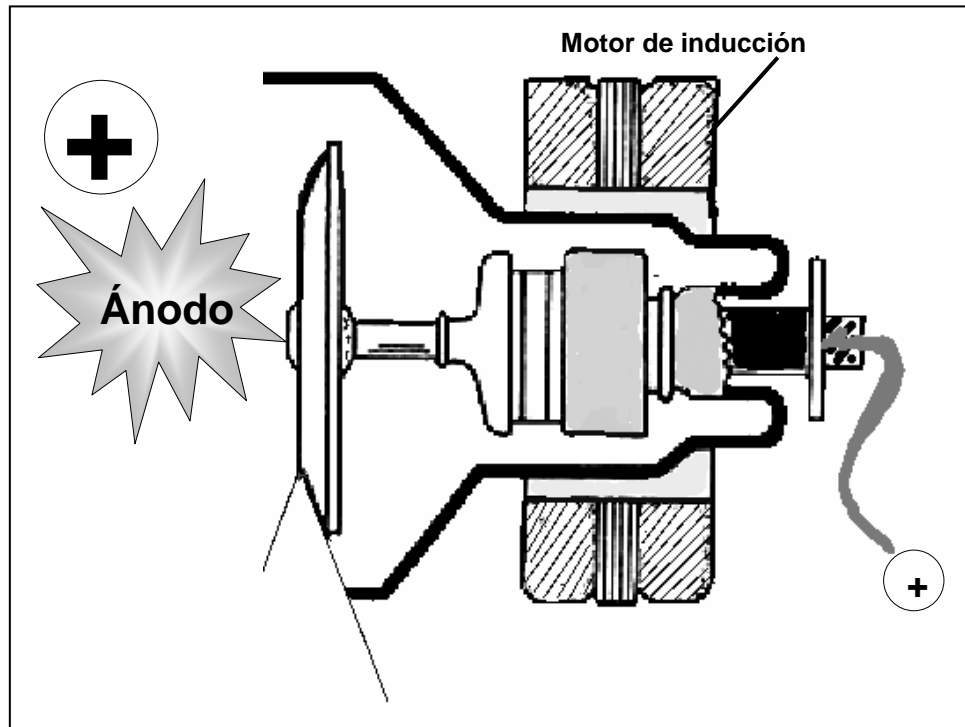


Fig.7.5. El ánodo del tubo de rayos X.

Para solucionar este problema se podría aumentar el tamaño del foco (lugar donde chocan los electrones), 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 repercute sobre la calidad de la imagen dando lugar a penumbras indeseables (falta de nitidez geométrica) y una peor calidad de imagen. 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 o fijos (Figura 7.2) propiciaron el diseño de los ánodos "rotatorios" o "giratorios".

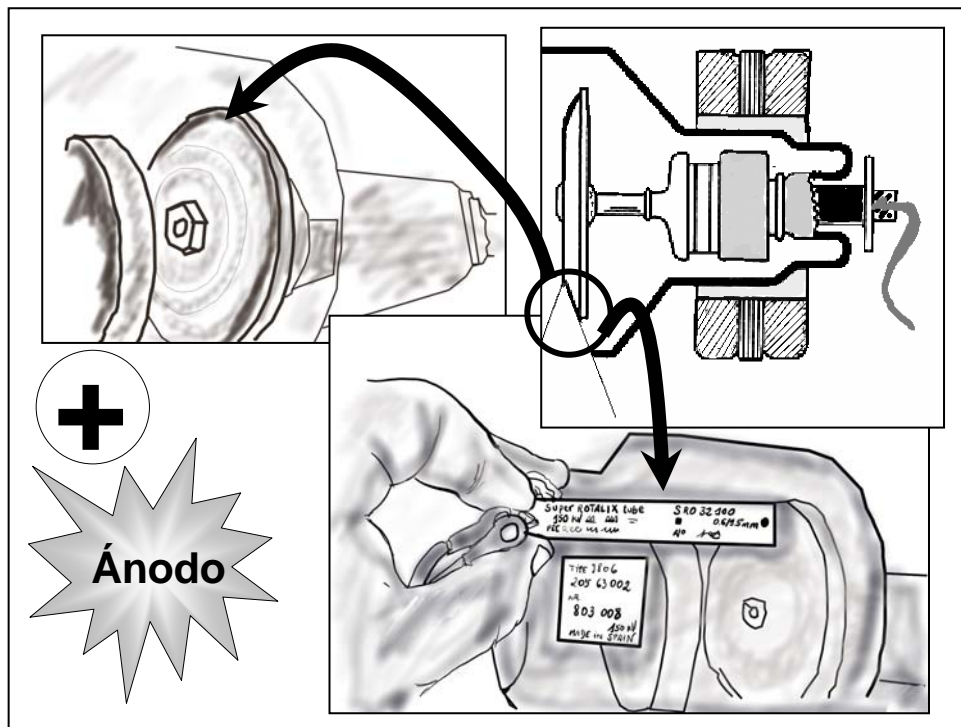


Fig. 7.6. Características del disco de wolframio del ánodo del tubo de rayos X

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 3.000 a 12.000 rpm. (Figura 7.5.) que puede girar gracias a un motor de inducción.

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 (12° - 17°). Con el movimiento rotatorio del disco, la superficie de choque es constante, pero la parte del disco en donde chocan los electrones cambia continuamente. 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 del foco (Fig.7.6).

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 real es la zona del ánodo donde chocan los electrones que vienen acelerados desde el cátodo

* El foco efectivo será el área del que salen los fotones de rayos X tras ser frenados los electrones que inciden sobre él. Dependerá de todo lo anterior y además, de la inclinación del ánodo, con lo que se consigue reducir el tamaño de los fotones, mejorando la resolución de la imagen radiológica obtenida

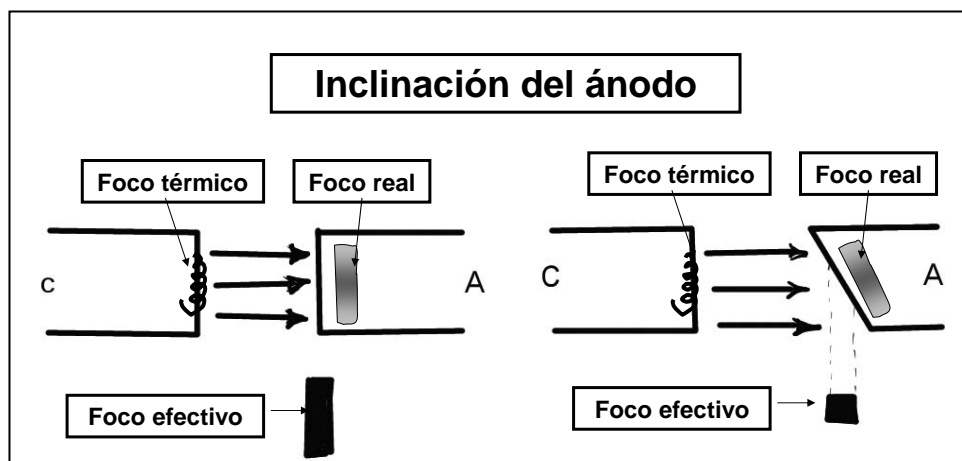


Fig. 7.7. Inclinación del ánodo.

7.2. PRODUCCION DE RAYOS X

Un haz de rayos X se obtiene frenando un haz de electrones que se han acelerado, contra un blanco metálico de Wolframio en radiología convencional o de Molibdeno o Rodio/Paladio en mamografía.

Los rayos X pueden originarse a través de un mecanismo de producción doble que frecuentemente se producen de forma simultánea: la radiación de frenado y la radiación característica.

Siguiendo el esquema de la Fig.7.7, se ha obtenido un electrón que por efecto termoiónico ha estado formando parte de la nube electrónica, y que durante la exposición ha sido acelerado para chocar o interactuar con la placa metálica del ánodo (Fig.7.8). Bien, pues cuando esos electrones llegan hasta el Wolframio del ánodo pueden ocurrir dos cosas de interés:

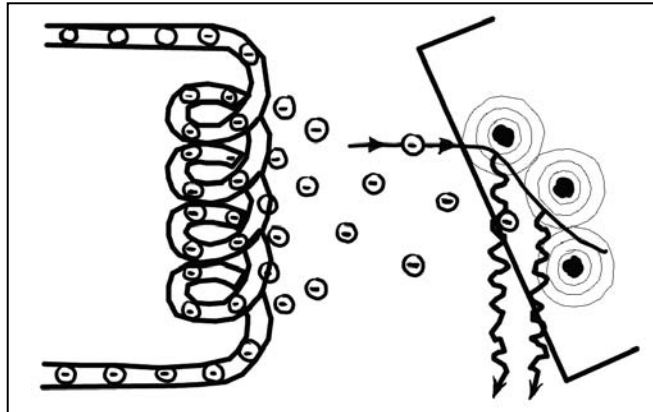
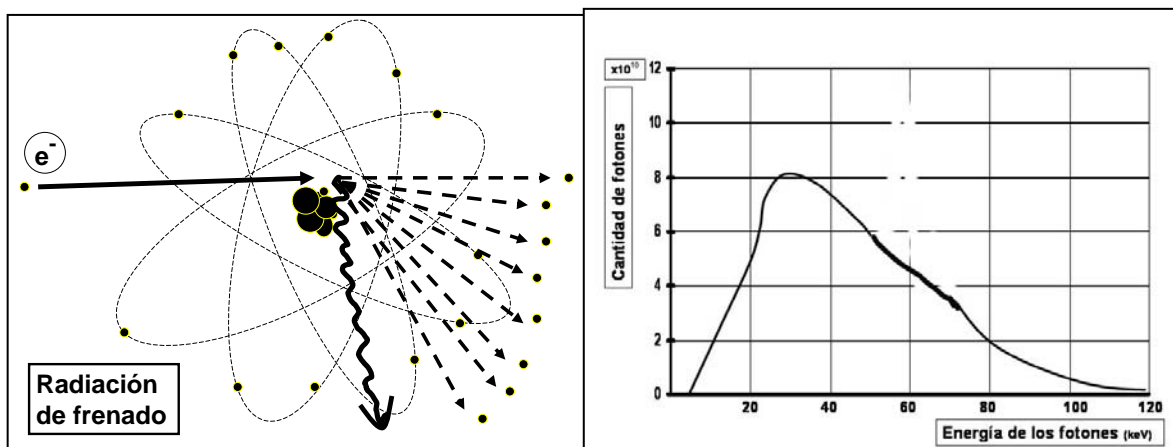


Fig. 7.8. Interacción en el ánodo: producción de rayos X.

7.2.a) Radiación de frenado

Un electrón, con carga negativa, puede pasar próximo a un núcleo atómico del Wolframio del ánodo, en donde se encuentran todas sus cargas positivas. Por ello, puede sufrir una atracción electrostática por ser cargas de signo contrario, disminuyendo su velocidad (es decir, su energía cinética). La energía cinética perdida por el electrón se puede emitir en forma de un fotón de rayos X. Como el electrón puede perder más o menos energía (dependiendo de su energía cinética inicial, de la proximidad de su trayectoria a los núcleos de los átomos del ánodo y del número de veces que sufra interacciones con pérdida de energía), las posibilidades de ese frenamiento son muy variables. Así, pueden encontrarse entre una fuerte atracción que resulte en un frenado completo, con lo que el 100 % de su energía cinética daría lugar a radiación X; o bien, en algunos casos, el electrón puede seguir su camino sin sufrir ningún tipo de modificación en su trayectoria, lo cual no provocaría emisión alguna de radiación X. Por consiguiente el fotón emitido puede tener una energía muy variable. Así un haz continuo de electrones que choquen con el ánodo dará lugar a un haz de fotones muy heterogéneos, de distintas energías producidos en él (Fig.7.8).

Si se dibuja un gráfico (Fig.7.9) entre el número de fotones que se producen en el frenamiento, y la energía que poseen, se observa un espectro continuo de energías; y que caracterizan a la parte del espectro de rayos X producido por la radiación de frenado o Bremsstrahlung (nombre alemán con el que se describió por primera vez). La energía de los fotones de frenado tiene valores comprendidos entre cero, y la energía cinética máxima que transporta el electrón al producirse la colisión.



7.8. Esquema de la radiación de frenado

Fig. 7.9. Parte del espectro de rayos X producido por la

radiación de frenado

El kV seleccionado en el aparato, da la energía máxima con la que se aceleran los electrones. Una diferencia de potencial de 100 keV nos da una energía de los electrones de 100 KeV con lo cual obtendremos fotones de frenado con energías comprendidas entre 0 y 100 keV. La radiación de frenado supone entre el 70 - 85 % de la totalidad de radiación ionizante producida.

7.2.b) Radiación característica

En esta interacción o choque, la energía cinética de un electrón es tan elevada que puede ionizar o excitar a los electrones corticales de los átomos del ánodo de wolframio. En este choque se produce un hueco en una órbita interna. Este hueco tiende a ser ocupado espontáneamente por otro electrón de una órbita próxima, emitiéndose la diferencia de energía existente como radiación electromagnética (fotón). (Fig.7.9). Esta emisión de radiación tiene un valor determinado de energía para cada valor de Z de cada uno de los distintos átomos conocidos, por ello recibe el nombre de radiación **característica**. Es característica de la diferencia de energía existente entre los dos niveles energéticos afectados. Para rayos X de diagnóstico, la radiación característica puede suponer aproximadamente un 15-25 % del total de la radiación ionizante producida .

La radiación característica de mayor interés en radiología es la que proviene de la expulsión de un electrón de la capa K (bien sea de Wolframio o de Molibdeno) y para que se de este tipo de radiación característica, la energía del electrón incidente deberá ser superior a la energía de enlace de la capa K de dichos elementos.

Por ejemplo, en un ánodo de Wolframio, los electrones de la capa K tienen una energía de 69,4 keV; en un tubo de rayos X cuya tensión ánodo-cátodo sea de 50 kV, la máxima energía de los electrones incidentes será de 50 keV, por lo que serán incapaces de liberar electrones de la capa K y no existirá radiación característica. Si la tensión de aceleración es, en cambio, de 80 kV, si será posible la liberación de electrones de la K del wolframio, por lo que aparecerá radiación característica. El hueco producido se rellenará con electrones provenientes de algunas capas más externas, tales como las capas L, M, etc. (Fig.7.9).

La radiación característica tiene aplicación en técnicas radiográficas especiales, como en la mamografía, que precisa rayos X de baja energía para diferenciar mejor, por su distinta absorción, los componentes de la glándula mamaria. Se utiliza un ánodo de molibdeno con un kilovoltaje de 25 a 35 kV, emitiendo radiación de frenado y característica para mejorar el contraste de las estructuras mamarias.

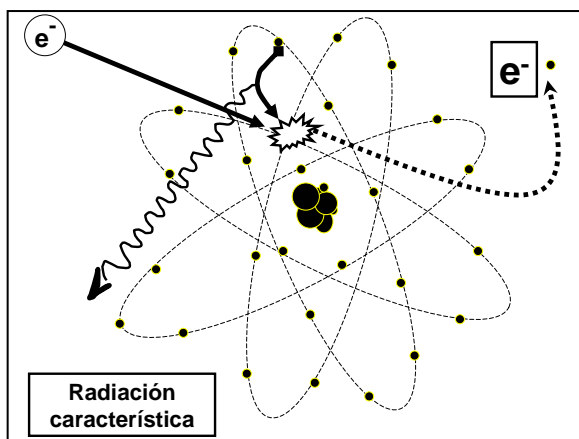


Fig. 7.9. Esquema de la radiación característica

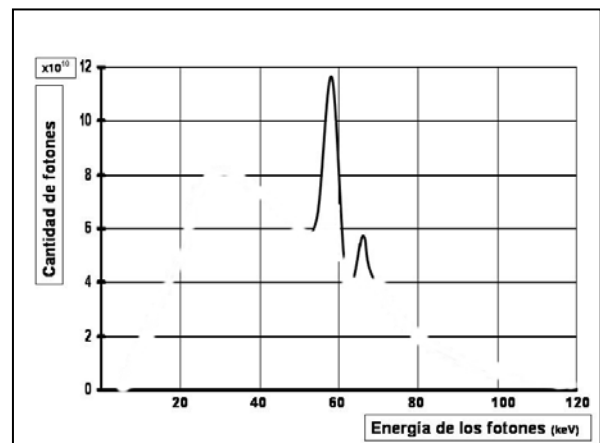


Figura 7.10. Parte del espectro que corresponde a la radiación característica

Si en un gráfico (Fig.7.10) se relaciona el número de fotones producidos por este mecanismo, con la energía que tienen, se puede observar un espectro discreto, a saltos, y que corresponden a la diferencia energética entre las diferentes capas involucradas

7.2.c) Espectro de los rayos X.

El espectro característico de los rayos X consta de la suma de los dos mecanismos anteriormente expuestos: una parte continua, producida por la **radiación de frenado** o Bremsstrahlung; y de una parte discreta en forma de picos, que se superponen a la anterior. Estos picos corresponden a la radiación producida por la **radiación característica**. Así pues el origen de la radiación de frenado y de la radiación característica reside en los procesos de interacción de los electrones, acelerados en el interior del tubo cuando interaccionan con el ánodo.

En resumen:

Si utilizamos de 100 kV suministran a los electrones una energía cinética de 100 keV. Estos electrones al interaccionar con los átomos del ánodo producirán, fundamentalmente, excitaciones e ionizaciones de los mismos, mediante las colisiones inelásticas. En cada una de ellas el electrón transfiere parte de su energía al medio y modifica su dirección de movimiento.

En la mayoría de los casos la energía transferida en cada interacción es pequeña, de tal forma que, por ejemplo, un electrón de 100 keV puede experimentar hasta 100 colisiones de este tipo antes de ser totalmente frenado. Su energía acaba siendo depositada a lo largo de la trayectoria, dando lugar a un aumento de la temperatura del ánodo.

En algunas de las ionizaciones, el electrón incidente golpea un electrón de una de las capas más profundas del átomo, arrancándolo de su posición y dejando una vacante en dicha capa. Esta vacante será ocupada en un plazo muy corto de tiempo (centésimas de microsegundo) por otro electrón de una capa superior emitiéndose, como consecuencia de esta transición, un fotón de **radiación característica**. Si el electrón no tiene energía suficiente para arrancar el electrón de la capa K no se emitirá radiación característica K, sólo calor.

En otras ocasiones, el electrón incidente se aproxima tanto al núcleo de los átomos del ánodo, que interacciona electrostáticamente con el mismo. Como consecuencia de la fuerza eléctrica ejercida el electrón es desviado de su trayectoria experimentando una cierta desaceleración o frenado, emitiendo como fotones esa diferencia de energía cinética. La repentina deceleración del electrón da lugar a la emisión de radiación electromagnética conocida con el nombre de radiación de frenado o, por el término generalmente aceptado de *Bremsstrahlung* (Bremsung = frenado y Strahlung = radiación).

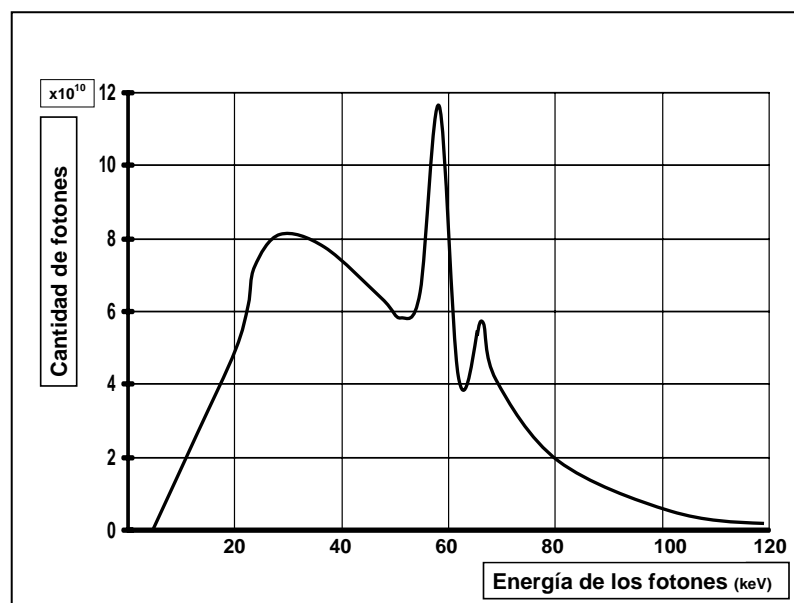


Fig. 7.11. Espectro de rayos X

7.3. MANIPULACIÓN Y FUNCIONAMIENTO DE UN TUBO DE RAYOS X.

En un aparato de radiodiagnóstico, el operador controla dos parámetros fundamentales, además del tiempo de exposición, y que son: mA y kV.

1). Cuando el operador incrementa el mA con los mandos de un equipo de radiodiagnóstico (Fig.7.12), se está incrementando el paso de corriente eléctrica a través del circuito de baja tensión, que pone incandescente el filamento del cátodo, aumentando la emisión termoiónica y por tanto incrementando el número de electrones en la nube electrónica.

Como consecuencia, cuando se realice la exposición del paciente, mayor número de electrones chocarán contra el ánodo y se producirá una MAYOR cantidad de fotones (mayor cantidad de radiación),

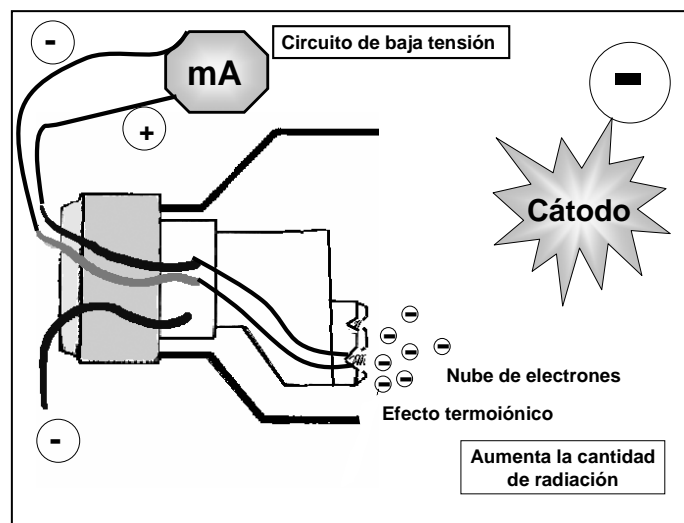


Fig. 7.12. Actuación del mA

2). Cuando el operador incrementa el kV en un equipo de radiología (Fig.7.13), se está incrementando la diferencia de potencial en el circuito eléctrico de alta tensión, es decir, entre ánodo y cátodo. Como consecuencia, cuando se realice la exposición del paciente, los electrones de la nube electrónica van a ser atraídos hacia el ánodo con mucha mayor velocidad, por lo que cuando choquen en el ánodo su frenamiento será mucho mayor, y los rayos X que se producirán serán de MAYOR energía.

Como consecuencia, estos fotones son más energéticos y podrán penetrar mucho más en el interior de los grandes volúmenes de los pacientes a quienes se pretenden radiografiar.

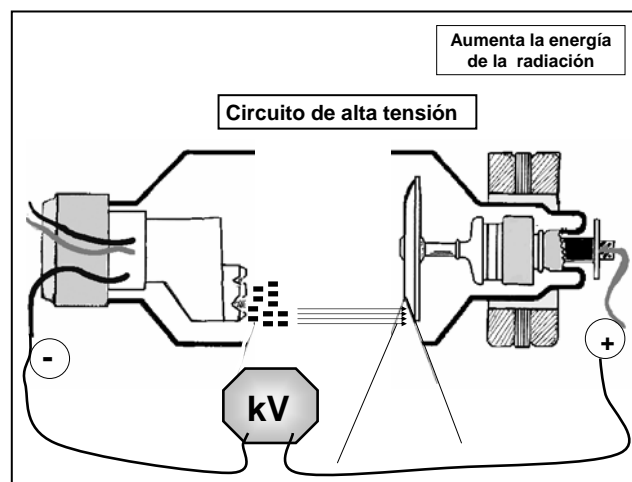


Fig. 7.13. Actuación del kV.

En el cuadro de mandos, el operador tiene un sencillo panel (Fig.7.14), con la posibilidad de modificar todos los parámetros técnicos para adecuarlos al volumen del paciente que quiere radiografiar, teniendo en cuenta la justificación clínica que lo ha remitido, para conseguir una técnica radiológica adecuada a la patología de cada paciente.

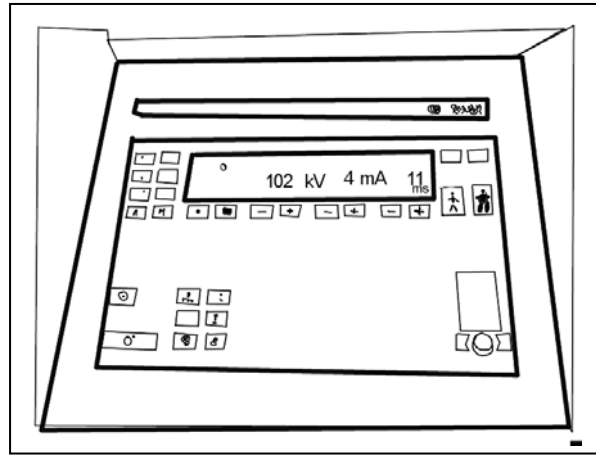


Fig. 7.14. Cuadro de mandos de un equipo de rayos X. Actuación del kV.

En definitiva, el cabezal de un equipo de rayos X (Fig.7.15), está constituido por el tubo de rayos X que se ha comentado hasta ahora, todo incluido en una ampolla de vidrio que mantiene el vacío en el interior y lo protege del aceite mineral en el que está sumergido para facilitar la pérdida del calor producido. Aprovechando la inclinación del ánodo se coloca la ventana de salida, y se aprovecha para colocar la filtración de aluminio en ese lugar. Interpuesto en el trayecto del haz de radiación se coloca un espejo que reflejará la luz de una pequeña bombilla interna y que conseguirá mantener la linealidad entre el haz de radiación y el haz luminoso reflejado. En ocasiones, la parte posterior del espejo es utilizada para adosar láminas de aluminio que aumentarán la filtración del haz de radiación. Más abajo, se ubican láminas de plomo que permiten abrir o cerrar el campo para controlar el tamaño del haz de radiación emergente. Cuando son móviles se denominan diafragmas, cuando son fijos suelen denominarse conos o colimadores

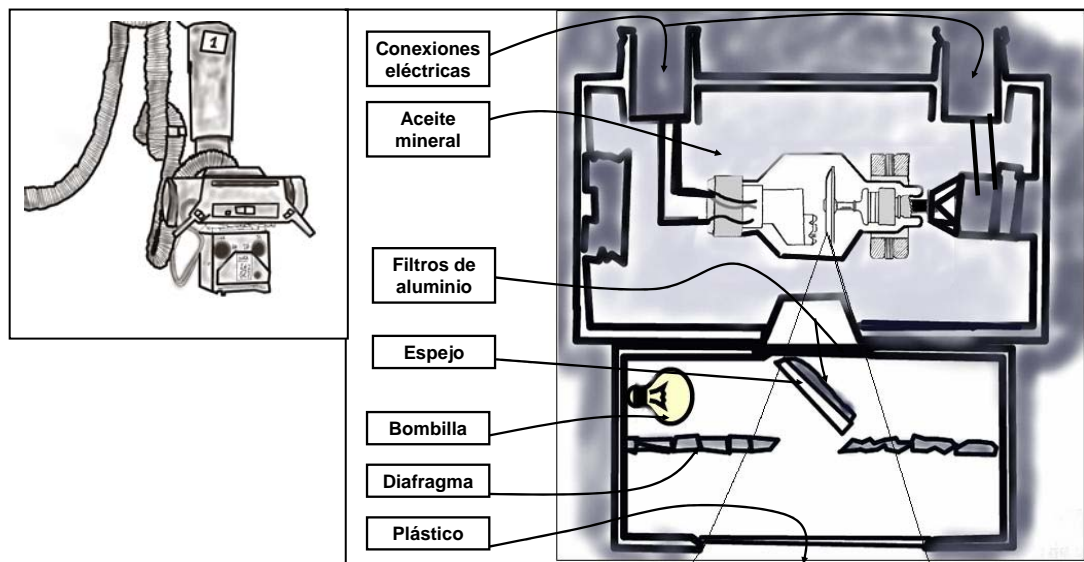


Fig. 7.15. Elementos en el interior del cabezal de rayos X.

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

En el espectro de rayos X que se ha descrito anteriormente, el número total de rayos X emitidos es equivalente al área bajo la curva (Figura 7.16). La forma del espectro de rayos X 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 que pueden modificar el operador de la instalación: la **filtración**, el **kV** y el **mA**.

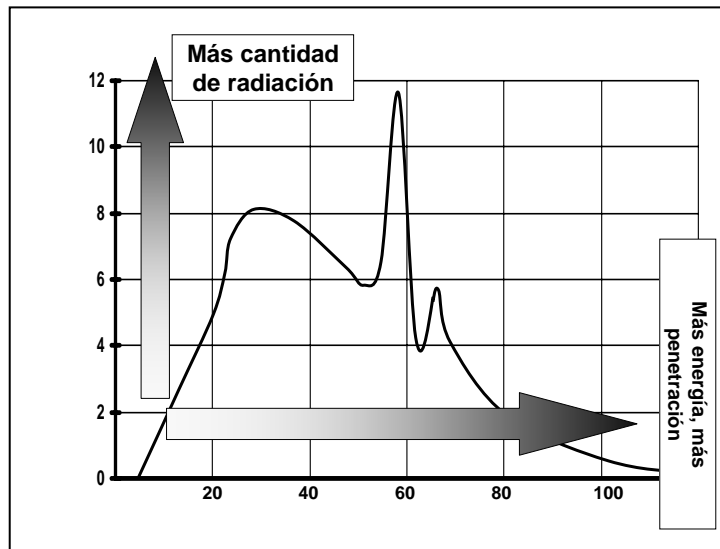


Fig. 7.16. Interpretación "cuantitativa" y

"cualitativa" de las modificaciones del espectro de rayos X.

a) Con la **filtración** se 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 blandos o poco energéticos 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 resultante (mayor capacidad de penetración), con una reducción asociada de la intensidad del haz (figura 7.17).

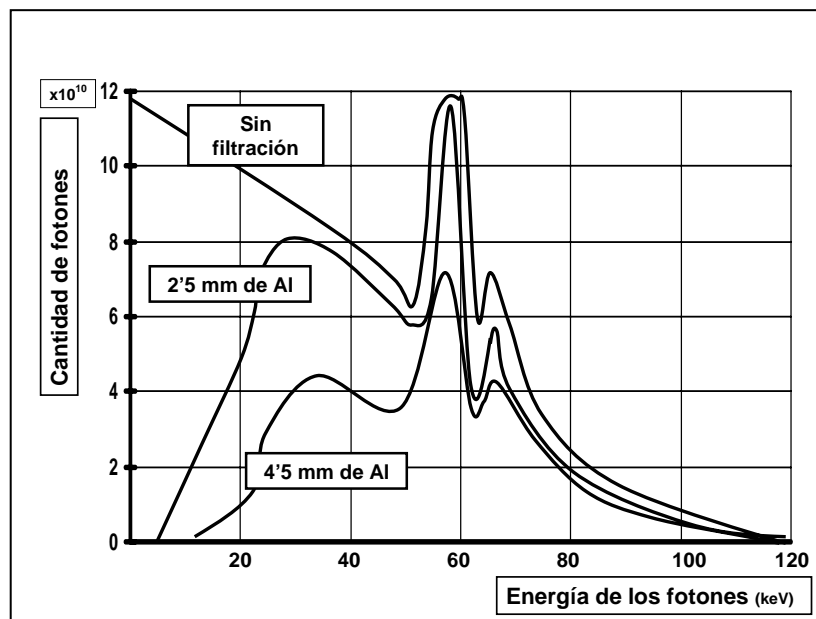


Fig. 7.17.

Filtración: modificación del espectro de rayos X.

Para conseguir este objetivo se utilizan los filtros. Los filtros son materiales que se interponen en la trayectoria del haz de rayos X y absorben los fotones poco energéticos. Tradicionalmente pueden diferenciarse dos tipos de filtración: filtración inherente y filtración añadida (figura 7.18):

- Se denomina **filtración inherente** a la producida por los materiales estructurales del tubo de rayos X (vidrio del tubo, aceite mineral, etc) que simplemente por encontrarse allí absorben algunos fotones de rayos X.
- Se denomina **filtración añadida** a la originada por colocar intencionadamente 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. En mamografía también se usa el molibdeno o el Rodio/Paladio, 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.

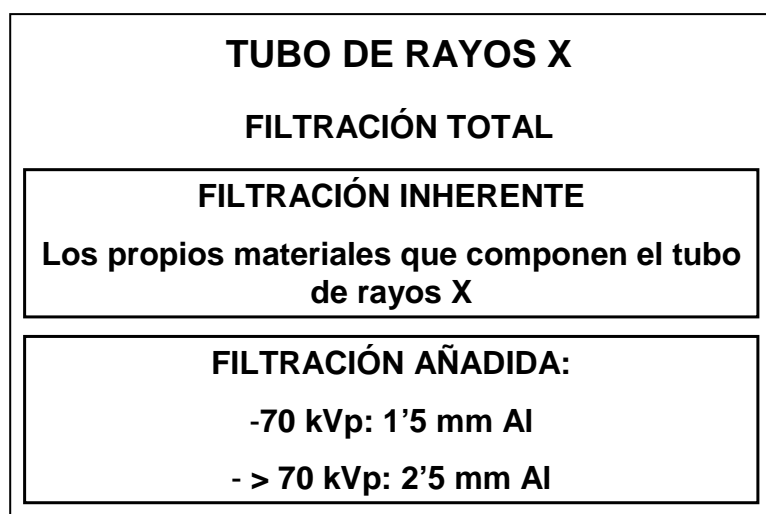


Fig.7.18. Filtración del tubo de rayos X.

En resumen, 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, así se establece:

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

b) Con el **Kilovoltaje (kV)** del tubo se 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 (Fig.7.19). 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 7.19).

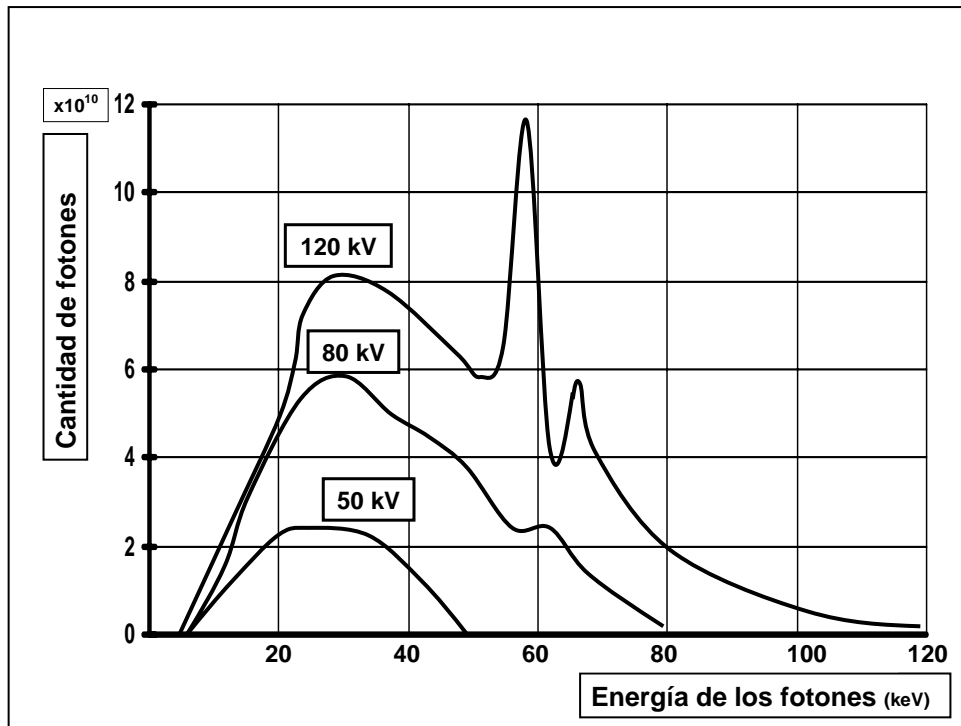


Fig. 7.19. Kilovoltaje: modificaciones en el espectro de rayos X.

c) Con el **miliamperaje** prácticamente todos los tubos de rayos X se alimentan a partir de la red convencional de energía eléctrica (110 ó 220 voltios de corriente alterna) y a través de un transformador incrementan esta tensión hasta el valor deseado. Fundamentalmente el aumento del mA produce un aumento de la cantidad de fotones de rayos X que se producen en el tubo, y por tanto mayor dosis de radiación (Fig.7.20).

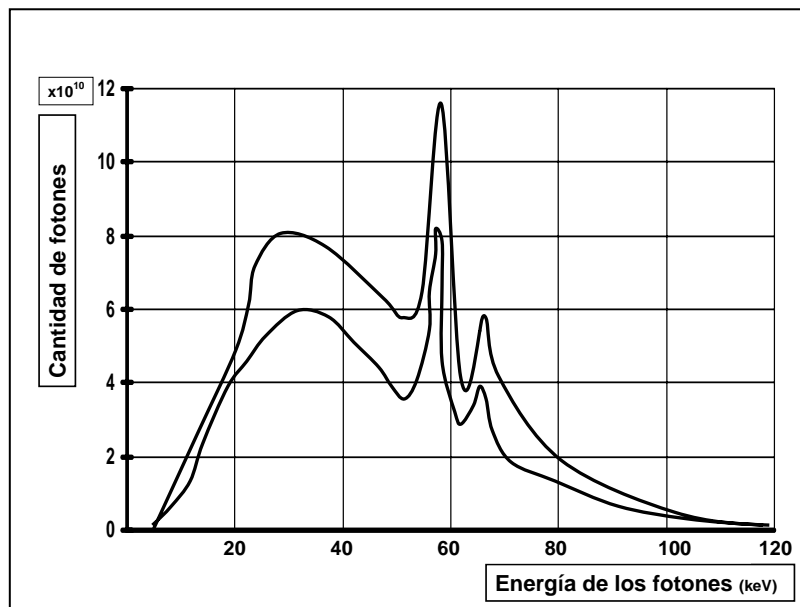


Fig. 7.20. Miliamperaje: modificaciones con el incremento del mA en el espectro de rayos X.

7.5.- Generadores eléctricos.

La corriente alterna presenta el inconveniente de una doble onda: positiva y negativa. En el tubo de rayos X esta situación conllevaría a que los polos positivos y negativos estarían cambiando

sucesivamente y con gran rapidez; o lo que es lo mismo, que el ánodo y el cátodo estarían cambiando continuamente entre el filamento y el wolframio provocando que los electrones acelerados estuvieran cambiando continuamente de dirección en un “baile” prolongado. Por ello, el tubo de rayos X debe funcionar con corriente continua, que fija definitivamente los elementos en una determinada disposición (conocida por nosotros como ánodo y cátodo, respectivamente). Este cambio de la corriente alterna a continua se puede realizar por diferentes medios; en los grandes aparatos el sistema constituye el “generador” eléctrico del tubo de rayos X. Los diferentes métodos para modificar la corriente alterna en continua para que pueda ser utilizada por el tubo de rayos X se pueden ver en la Fig.7.21. La forma más sencilla consiste simplemente en impedir que la onda, cuando sea negativa, entre en el sistema productor de rayos X (media onda), con lo cual la exposición necesaria del paciente es larga, las posibilidades de movimiento del paciente son mayores, la dosis de radiación puede ser elevada y las oscilaciones en la producción de rayos X es grande. Un mecanismo sencillo y mucho mejor es “invertir” la parte de la onda que antes se bloqueaba (rectificarla), con ello se consigue reducir el tiempo de exposición a la mitad y mejorar el resto de parámetros afectados. Si se utilizan medios más específicos, aunque en esta misma línea obtendremos un generador “monofásico” y si mediante diferentes mecanismos permitimos la entrada de tres ondas diferentes en un mismo momento obtendremos un generador “trifásico”. Con un generador “multifrecuencia” se consigue lanzar una cascada de ondas en gran número (con gran frecuencia) que provocan una corriente estable, elevada y continua que disminuye los tiempos de exposición. Si al generador multifrecuencia se le consiguen eliminar los tiempos de “ascenso” y “descenso” durante la exposición radiológica, se eliminan tiempos de irradiación en unos momentos en los que el haz de radiación no es útil todavía para la obtención de la imagen radiológica. Por ello, cuanto más sofisticado es el generador eléctrico del tubo de rayos X, menor es el tiempo de exposición necesario para obtener la imagen radiológica, lo cual conlleva un menor riesgo de movimientos del paciente y la disminución de la consiguiente borrosidad por movimientos; pero, además, como los tiempos de exposición innecesarios son menores y más homogénea es la producción de rayos X, el paciente se irradia mucho menos con estos sistemas.

El ejemplo de “media onda” o “rectificada” lo constituye el aparato de radiología dental intraoral que utilizan este tipo de mecanismo para conseguir de una forma “económica” una corriente continua mediante una simple conexión a la corriente alterna doméstica. En el lado contrario se encuentran los mamógrafos actuales, en los que se necesita un generador multifrecuencia para conseguir eliminar los problemas que hemos mencionado, simplemente con el objetivo de mejorar la imagen mamográfica obtenida y disminuir la dosis de radiación de la paciente explorada. Por su parte, en tomografía computarizada se emplea un generador trifásico, ya que la enorme carga de trabajo a la que se somete al equipo radiológico hace que se considere más adecuado éste que un generador multifrecuencia.

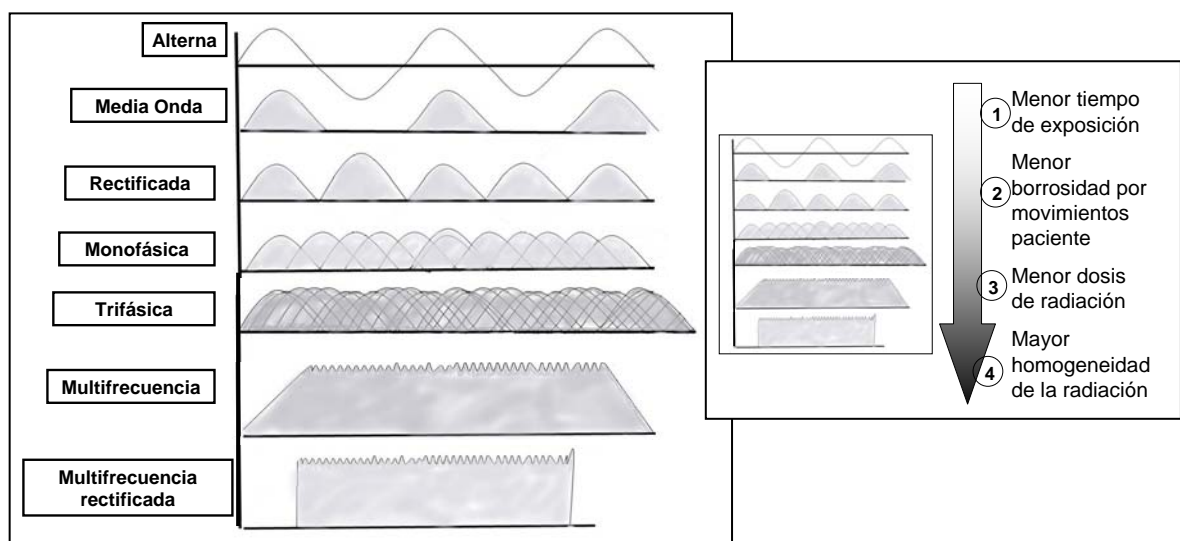


Fig. 7.21. Tipos de generadores de rayos X.

7.6. Curvas de carga.

Dentro de las medidas de seguridad en la manipulación 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 por sobrecalentamiento. 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 (Figura 7.22). Si al fijar los parámetros de una exposición, se quiere aumentar el valor de mA o tiempo (manteniendo fijo el kV, y el resultado 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.

Actualmente todos los tubos de radiodiagnóstico médico (excepto el de radiología dental intraoral) llevan mecanismos sencillos de protección frente al aumento de la temperatura que imposibilitan la exposición del tubo de rayos X cuando la temperatura es demasiado elevada, protegiendo así al tubo de rayos X.

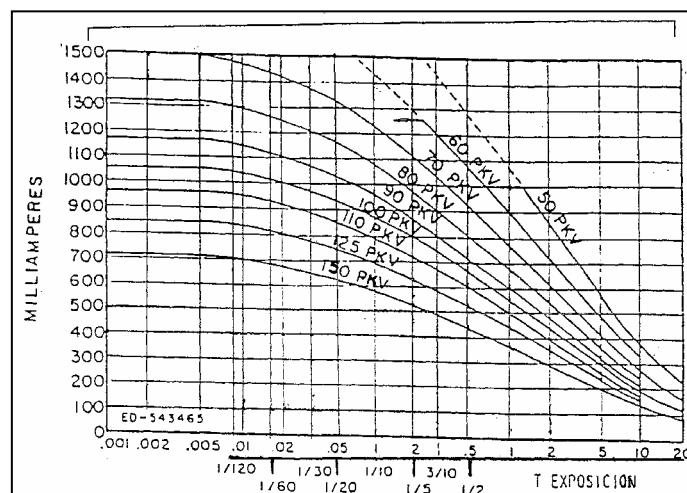


Fig. 7.22. Curvas de carga.

7.7. . Efecto anódico.

Aunque se pueda disponer de un haz de rayos X del tamaño máximo que permitan los diafragmas o colimadores, la intensidad de radiación no será uniforme en la región cubierta por el haz. En la figura 7.22 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 una mayor dosis de radiación (o ennegrecimiento de la imagen radiológica) 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.

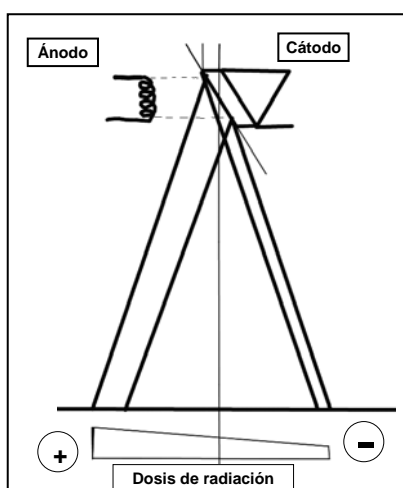


Fig. 7.22. Curvas de carga

7.8. Radiación dispersa.

El haz de radiación, al salir del tubo de rayos X, constituye el haz de radiación directa, que interacciona con el paciente. Sin embargo, durante la exposición del paciente se producen otras unas modificaciones en ese haz de radiación:

1). **La radiación de fuga:** 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.

2) Una parte es absorbida por el paciente por efecto fotoeléctrico, pero otra porción es dispersada en todas las direcciones por efecto Compton y constituye la radiación **dispersa propiamente dicha**.

3) Por último, una 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. La figura 7.23 muestra estas diferentes denominaciones de la radiación dentro 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, y es la que puede irradiar al 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. Las más importantes son las siguientes:

- Reducción del kVp hasta límites prácticos.
- Compresión de tejidos.
- Separación entre el objeto y la película.
- Limitación del campo de radiación (colimación).
- Rejillas antidifusoras.

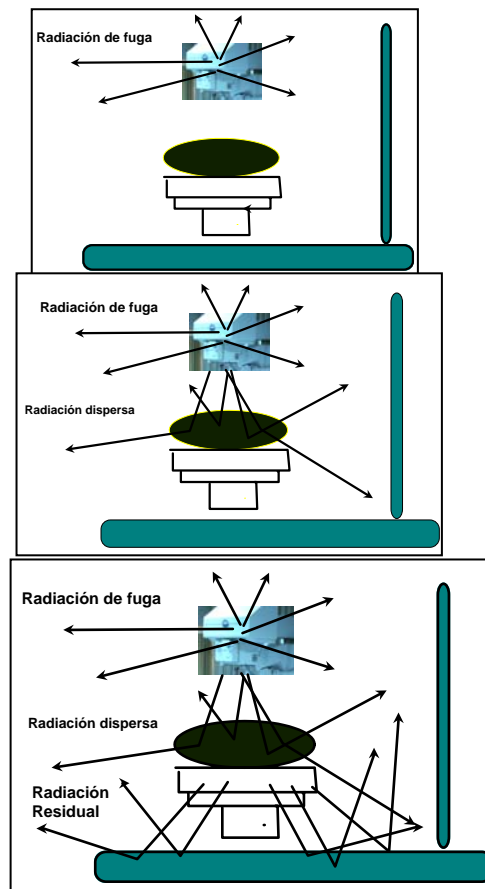


Fig. 7.23. Radiación dispersa dentro de la Sala

7.10. Rejillas antidifusoras.

La rejilla antidifusora 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 7.24. 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). Aunque hay rejillas de láminas paralelas, es frecuente el uso de rejillas focalizadas, 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.

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.

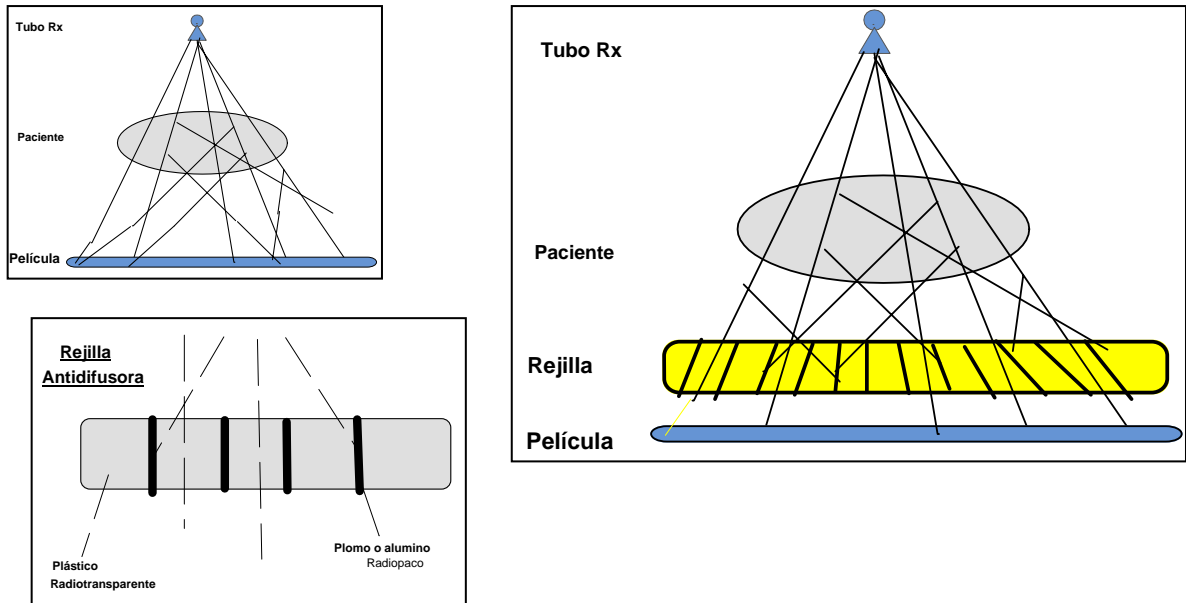


Fig. 7.24. Rejilla Antidifusora.

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.

ALCARAZ BAÑOS, M. (2001).- **Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico**. Servicio de Publicaciones. Universidad de Murcia. Murcia.

GONZÁLEZ RICO, J., DELABAT, R, y MUÑOZ, C.(1996). *Tecnología Radiológica*. Paraninfo, Madrid