

Tema 9.1. Equipos de radiodiagnóstico por imagen: Radiología convencional

Esquema del tema

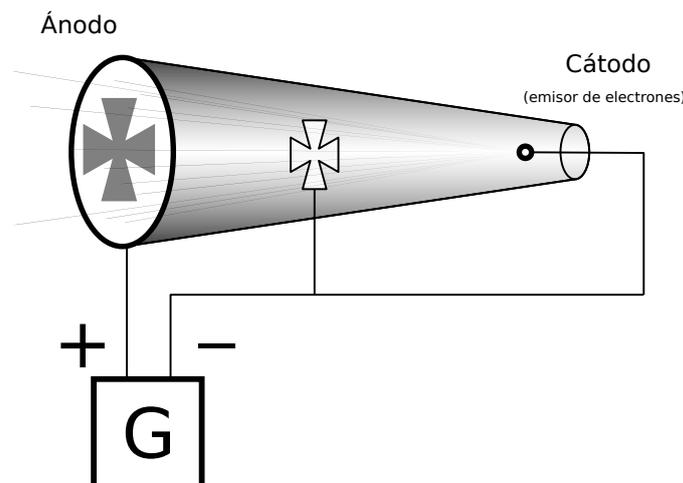
- Origen y características de los rayos X
- Equipo de rayos X convencional
 - El tubo de rayos X
 - Generador eléctrico
 - Consola del técnico
 - Mesa de exploraciones
 - Bucky mural o de pared
 - Rejilla antidifusora
 - Sistema CAE
 - Sistema de soporte del tubo
 - Colimadores
- Características del haz de rayos X
- Radiación dispersa
 - Factores que influyen en la radiación dispersa
 - Procedimientos para reducir la radiación dispersa

Origen y características de los rayos X

Los rayos X fueron descubiertos por Roentgen en 1895, mientras trabajaba en su laboratorio estudiando las propiedades de los rayos catódicos en un tubo de Crookes.

El tubo de Crookes es un tubo de vidrio que contiene gases de distinta composición. Al aplicar una corriente eléctrica estos gases adquieren fluorescencia, de ahí que sean llamados gases fluorescentes. A partir de este experimento Crookes dedujo, en 1895, que dicha fluorescencia se debía a rayos catódicos (rayos que eran emitidos por el cátodo), que consisten, como probaría Thomson en 1896, en electrones en movimiento.

En el extremo del cono de vidrio se encuentra el cátodo (al que hay aplicada una tensión negativa); al lado opuesto, una pantalla tapada de fósforo forma el ánodo (conectado al terminal positivo del voltaje). Entre ánodo y cátodo se aplica una tensión que puede llegar a valores de cien kilovoltios. Esta diferencia de tensión ioniza las partículas de gas contenidas en el tubo, de modo que los iones positivos se dirigen hacia el cátodo y los electrones negativos discurren desde el cátodo hacia el ánodo.



Un tubo de Crookes es un tubo con gases fluorescentes dentro del que se sitúan un ánodo (tensión positiva) y un cátodo (tensión negativa) alimentados por un generador G. La diferencia de tensión ioniza el gas y produce la emisión de rayos catódicos (un haz de electrones).

En sus experimentos Crookes situó un objeto dentro del tubo (una cruz de Malta) para comprobar que los rayos catódicos proyectaban la sombra sobre la pantalla de fósforo, probando su propagación en línea recta.

Roentgen descubrió que una placa de cristal recubierta de cristales de platino-cianuro de bario mostraba fluorescencia al aproximarla al tubo de Crookes, de modo que dicho tubo emitía algún tipo de radiación (él los llamó rayos X por desconocer su origen) hacia el exterior, debido a algún fenómeno de interacción de los electrones con el tubo.

Los rayos X presentan una serie de características importantes:

- No tienen masa ni carga eléctrica
- Son invisibles para el ojo humano
- Son un tipo de radiación electromagnética, de la misma naturaleza que la luz o la radio.
- Atraviesan la materia, siendo la capacidad de penetración mayor cuanto mayor es la energía del haz de rayos X y cuanto menor es la densidad y el número atómico del material atravesado.
- Se atenúan al atravesar el medio material, debido a la interacción que sufren con el mismo. Debido a esta atenuación parte de la radiación de rayos X es absorbida por el material atravesado y parte es dispersada, dando lugar a la radiación difusa.
- Producen fluorescencia en algunos compuestos, debido a que estos absorben los rayos X y como resultado emiten radiación electromagnética de luz visible.
- Son capaces de impresionar las placas fotográficas, de manera similar a como lo haría la luz visible.
- Pueden producir ionización de algunas sustancias, lo que nos permite detectarlos y medirlos.

El uso de rayos X es la base de la mayor parte de los equipos presentes en un servicio moderno de Radiodiagnóstico. Todos ellos se basan en proyectar un haz de rayos X contra el paciente, para que atraviese a este y proporcione información sobre la atenuación producida en el mismo (los datos obtenidos de este modo se llaman “imagen de transmisión”, frente a la “imagen de emisión” que se produce en Medicina Nuclear).

Estos rayos X son generados mediante una corriente eléctrica, de modo que mientras el equipo esté apagado no existe riesgo alguno de irradiación.

Equipo de rayos X convencional

Se define la radiología convencional como la rama de la radiología que emplea los rayos X para obtener imágenes bidimensionales fijas del interior de personas, animales u objetos con el objetivo de poder realizar un análisis de los mismos sin necesidad de acceder a su interior.

El hecho de que las imágenes sean fijas hace referencia a que estos equipos no cuentan con pantalla fluoroscópica, de modo que no permiten la realización de estudios dinámicos.

Los elementos que componen un equipo de rayos X convencional, y que veremos a continuación, son: tubo de rayos X, generador eléctrico, consola de control, mesa de exploraciones, bucky mural o de pared, rejilla antidifusora, sistema CAE, sistema de soporte del tubo y colimadores.

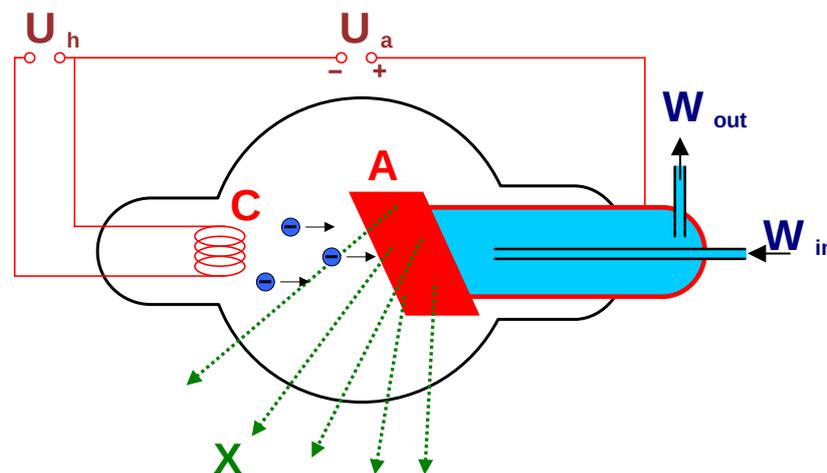
Tubo de rayos X

El tubo de rayos X se basa en el desarrollo del tubo de Crookes.

Los tubos de Crookes eran inestables. Con el paso del tiempo, el gas residual en su interior era absorbido por las paredes del tubo; como consecuencia, la presión se reducía, el voltaje aumentaba y se producían rayos X de mayor energía, hasta que el tubo dejaba de funcionar.

En 1913, William Coolidge realizó varias mejoras al tubo de Crookes. El tubo de Coolidge, también conocido como “tubo de cátodo caliente” (ya que la introducción del filamento catódico, calentado por el circuito de baja tensión, fue el principal avance del tubo de Coolidge) ha estado en uso desde entonces con algunas modificaciones sobre el diseño básico.

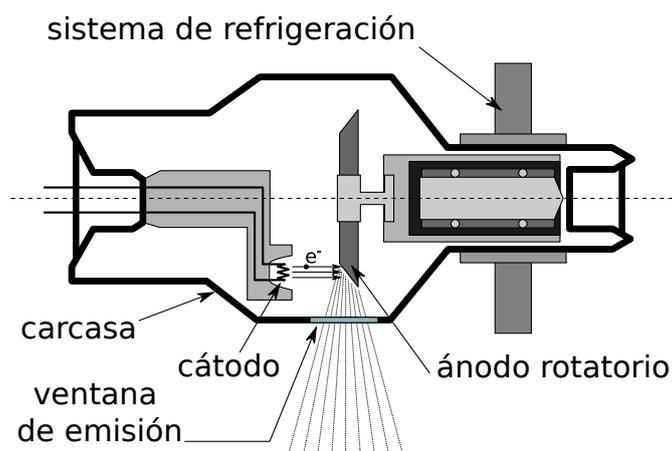
Funciona en un alto vacío y los electrones son generados por emisión termoiónica en un filamento de wolframio, situado en el cátodo, calentado por una corriente eléctrica. El haz de electrones emitido por el cátodo es acelerado aplicando una diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo. Al colisionar con el ánodo, los electrones producen rayos X por los mismos procesos que en el tubo de Crookes.



En el tubo de Coolidge se elimina el gas del interior del tubo y se emplea una corriente eléctrica para que el cátodo emita electrones por efecto termoiónico.

El tubo moderno de rayos X es una modificación del tubo de Coolidge, en el que se ha mejorado la refrigeración, sustituyendo normalmente el agua por aceite, y se emplea (en la mayoría de los casos) un ánodo rotatorio para aumentar la vida útil del mismo.

Aunque normalmente se incluye el sistema de refrigeración y la carcasa plomada de protección entre los componentes del tubo en realidad estos son elementos externos al mismo, siendo el tubo únicamente el conjunto cátodo-ánodo dentro de la ampolla de vidrio. El resto de elementos (carcasa de protección frente a radiación, ventana de emisión y sistema de refrigeración) son elementos anexos o de la estructura externa del tubo de rayos X.



En un tubo de rayos X moderno se emplea un sistema de refrigeración a base de aceite y un ánodo rotatorio para aumentar la vida útil del mismo.

Cátodo

Es el electrodo con carga eléctrica negativa dentro del tubo de rayos X.

Se compone de dos elementos: filamento y cúpula concentradora o deflectora

Filamento

El filamento suele ser una pequeña bobina espiral de wolframio (también llamado tungsteno) de aproximadamente 1,5 mm de diámetro por entre 10 y 20 mm de largo. En muchos casos al wolframio se le añaden pequeñas cantidades de otros elementos para mejorar sus propiedades y aumentar su durabilidad. Es habitual emplear cátodos de wolframio-torio.

El comportamiento y la composición del filamento del tubo de rayos X es bastante similar al del filamento de una bombilla incandescente.

Las propiedades por las que se emplea el wolframio son:

- Alta emisión termoiónica. Con lo que se consigue una gran cantidad de electrones emitidos cuando se calienta el filamento con la corriente de caldeo.
- Elevado punto de fusión (3422 °C). Para que resista la temperatura sin destruirse.
- Baja evaporación en vacío. De modo que incluso superado su punto de fusión tiene poca tendencia a liberar partículas al interior del tubo de rayos X.

Cuando la corriente de caldeo (también llamada corriente auxiliar) circula por el filamento este se calienta y se pone incandescente, hasta alcanzar una temperatura en que se produce emisión termoiónica.

La emisión termoiónica, conocida anteriormente como efecto Edison, es el flujo de partículas cargadas que proviene de una superficie de metal u óxido de metal causado por una energía térmica de tipo vibracional que provoca una fuerza electrostática que empuja a los electrones

hacia la superficie. El efecto aumenta mucho al subir la temperatura (1000–3000)K.

La temperatura alcanzada y con ello la intensidad de la emisión termoiónica dependerá de la intensidad (mA) de la corriente aplicada. Esta intensidad se controla mediante la consola del técnico.

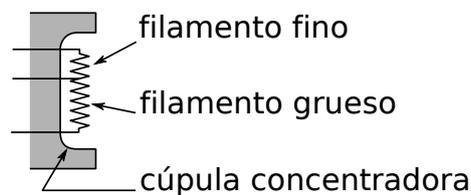
Cuanto mayor sea la intensidad mayor será la cantidad de electrones emitidos por segundo. Dado que la cantidad de fotones de rayos X emitidos es proporcional a los electrones que chocan contra el ánodo la conclusión es que ajustando los mA en la consola del técnico podemos modificar la cantidad total de radiación emitida, independientemente de la energía de esta.

más “mA” en la consola → más electrones → más fotones de rayos X

Debemos siempre recordar que al establecer la intensidad (mA) en el cátodo solamente ajustamos el número de electrones emitidos por segundo, no su energía, por lo que el resultado final del ajuste de los mA es la variación en el número de fotones de rayos X emitidos, pero no la energía de los mismos. Veremos más adelante que para establecer la energía de los rayos X debemos actuar sobre los kVp en la consola del técnico.

La mayoría de tubos modernos cuentan con dos filamentos en el cátodo. Estos filamentos se diferencian por su tamaño y podemos seleccionar el que deseamos emplear.

Cuanto más pequeño sea el filamento menor será el tamaño del foco, con lo que se logra una mejor imagen, pero a medida que disminuye el tamaño del filamento se dificulta la disipación de calor, por lo que la vida útil del mismo disminuye.



Un tubo moderno cuenta con dos filamentos (fino y grueso) dentro de la cúpula concentradora. El uso de uno u otro depende de los terminales entre los que se aplique la intensidad (mA) de corriente al cátodo.

El foco fino (asociado al uso del filamento pequeño) debe emplearse solamente para aquellos estudios que requieran de gran calidad de imagen. El foco grueso (asociado al uso del filamento más grande) se empleará cuando la calidad de imagen no sea crucial o cuando la intensidad necesaria para el estudio sea alta, facilitando de este modo la disipación de calor necesaria.

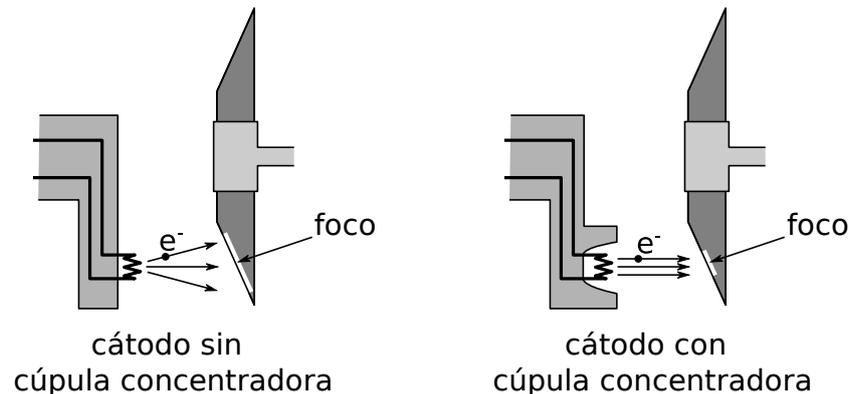
Cúpula concentradora o deflectora

La cúpula concentradora es un elemento que sirve para enfocar los electrones liberados en el cátodo por efecto termoiónico sobre la menor superficie posible en el ánodo, logrando de este

modo un foco de emisión lo más pequeño posible.

La cúpula es un elemento metálico con carga eléctrica negativa, de modo que los electrones son repelidos por la misma.

La forma de la cúpula hace que la emisión de electrones se concentre sobre el ánodo. De no estar presente este elemento los electrones emitidos se distribuirían sobre una superficie del ánodo mucho mayor, dando lugar a un foco de emisión de rayos X de tipo difuso, que no permitiría obtener una buena calidad de imagen.



Al tener la cúpula concentradora los electrones se concentran sobre una menor superficie en el ánodo, logrando un foco emisor más pequeño.

Ánodo

El ánodo es el electrodo con carga positiva en el tubo de rayos X. Debido a la atracción coulombiana que se produce entre partículas de carga eléctrica opuesta los electrones serán atraídos desde el cátodo hacia el ánodo.

El ánodo se compone de una superficie de blanco, sobre la que impactarán los electrones, y una estructura de soporte, que sirve para alimentar eléctricamente al ánodo, hacerlo rotar (en caso de que se trate de ánodo de tipo rotatorio) y facilitar la liberación de calor.

El blanco del ánodo del tubo de rayos X suele estar compuesto de wolframio (también llamado tungsteno) debido a las propiedades que este material tiene:

- Alto número atómico Z . De modo que producirá más cantidad de radiación por efecto de frenado (Bremsstrahlung).
- Alta densidad. Con lo que aumenta la posibilidad de que se produzca interacción por colisiones inelásticas de excitación, responsables de la radiación característica; y también la radiación de frenado.
- Alto punto de fusión ($3422\text{ }^{\circ}\text{C}$). Por lo que soporta bien las altas temperaturas que se producen.
- Baja tensión de vapor. De modo que, incluso aunque se haya superado la temperatura de fusión del ánodo, este tendrá poca tendencia a perder material hacia el interior del

tubo.

- Elevada conductividad calorífica. Por lo que será más eficaz a la hora de disipar hacia el sistema de enfriamiento el calor producido debido al choque de los electrones sobre su superficie blanco.

En muchos casos es habitual construir el ánodo con una capa de wolframio sobre una base de cobre o grafito, materiales que también presentan gran conductividad térmica, pero que son mucho menos densos que el wolframio (aligerando el peso del conjunto) y más baratos.

En muchos casos el wolframio se combina con otros elementos, como molibdeno o renio, para obtener mejores propiedades en el ánodo, tanto en cuanto a capacidad de disipación del calor, incremento en el punto de fusión o mejoras en el rendimiento del conjunto.

En el caso de equipos para usos específicos, como puede ser el caso del equipo de mamografía, la composición del ánodo también se modifica para lograr un espectro de emisión de rayos X lo más adecuado posible al uso que se le va a dar.

Los tubos de rayos X pueden ser, según el diseño de ánodo que presentan, de dos tipos:

- Ánodo fijo.

Estos dispositivos suelen construirse de cobre recubierto en la zona de blanco con wolframio. De este modo se consigue una buena emisión de rayos X asociada al wolframio combinada con la buena capacidad de disipación del cobre.

Son ánodos en los que los electrones inciden siempre en la misma zona (el blanco de wolframio) por lo que tienen mucha peor capacidad para disipar el calor. Por este motivo se emplean en equipos sencillos en los que no sea necesaria una elevada intensidad y potencia.

Ejemplos de equipos con ánodo fijo son los de radiografía dental y muchos de los equipos portátiles.



En los tubos de rayos X con ánodo fijo, este suele estar construido con una base de cobre sobre la que se aplica una capa de wolframio en la zona de blanco.

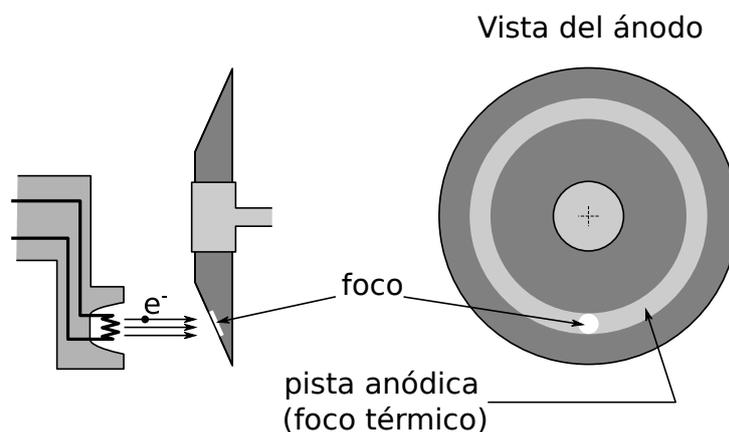
- Ánodo rotatorio.

El desarrollo del ánodo rotatorio tenía como objetivo aumentar la capacidad de disipación del mismo, además de aumentar también la vida útil del aparato al hacer que los electrones no impactasen continuamente sobre la misma superficie.

La velocidad de giro de los ánodos rotatorios se sitúa en torno a las 3600 revoluciones

por minuto (r.p.m.), aunque en algunos equipos modernos y de altas prestaciones puede llegar hasta las 10000 r.p.m.

Al rotar el ánodo la superficie de blanco que se encuentra frente al cátodo y sobre la que impactan los electrones no es siempre la misma, si no que se sitúa a lo largo de una circunferencia que recorre toda la superficie del ánodo. Esta superficie se conoce como “pista anódica o surco anódico”.



Debido a la rotación del ánodo el blanco va cambiando y el impacto de los electrones se produce a lo largo de algún punto de la pista anódica.

Dado que el impacto se produce en distintos puntos del ánodo a medida que este rota la energía depositada sobre el mismo también se liberará de modo más distribuido, a lo largo de la pista anódica; de modo que el calor generado se reparte en una superficie que puede llegar a ser, dependiendo del diseño del ánodo, hasta más de 100 veces mayor que en los tubos de ánodo fijo.

La rotación del ánodo se logra por medio de un motor de inducción eléctrica, en el que el eje del ánodo es el rotor y por fuera del tubo de vidrio se sitúa el estátor. Al alimentar el estátor con una corriente adecuada se produce en este un campo magnético que provoca la rotación del rotor y con él la del ánodo.

Blanco, foco real y foco aparente

Dado que la emisión de rayos X se produce en la superficie del ánodo sobre la que impactan los electrones no podemos definir un foco real del que proceda la radiación, pero sí que podemos definir un foco emisor en función de una serie de conceptos:

- Blanco: es la superficie del ánodo sobre la que impactan los electrones procedentes del cátodo. Cuanto menor sea la superficie del blanco más pequeño será el foco emisor de rayos X.

La forma de reducir el tamaño del blanco es empleando en el cátodo un filamento lo más pequeño posible (para que los electrones salgan todos del mismo punto) y recurriendo a la cúpula deflectora o concentradora para conseguir que los electrones se concentren sobre el blanco.

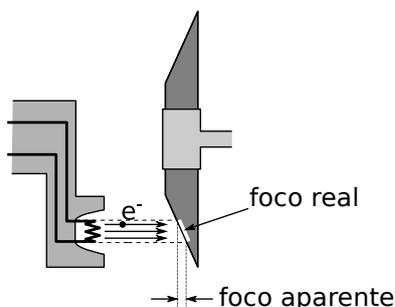
En caso de emplear ánodo rotatorio el blanco se mueve sobre la superficie del ánodo a medida que este gira, de modo que la zona sobre la que impactan los electrones se convierte en una “pista anódica” que permite aumentar la superficie de disipación enormemente.

En muchos tubos el ánodo cuenta con dos blancos o “pistas anódicas”, cada una alineada con uno de los filamentos (filamentos fino y grueso), de modo que se obtenga el mejor foco de emisión para cada uno de ellos.

- Punto focal o foco real: es el área del ánodo sobre la que impactan los electrones y donde se generan los rayos X que saldrán del tubo. Se corresponde en cada instante con el blanco, de modo que no rota sobre el ánodo.
- Foco aparente o efectivo: es igual a la proyección del foco real en la dirección del eje central de la ventana de emisión del tubo. También se conoce como foco eficaz.

Este es al que nos referimos cuando hablamos de “foco fino” y “foco grueso”.

Los focos efectivos pequeños tienen entre 0,2 y 0,6 mm y los grandes entre 0,6 y 2 mm de diámetro.

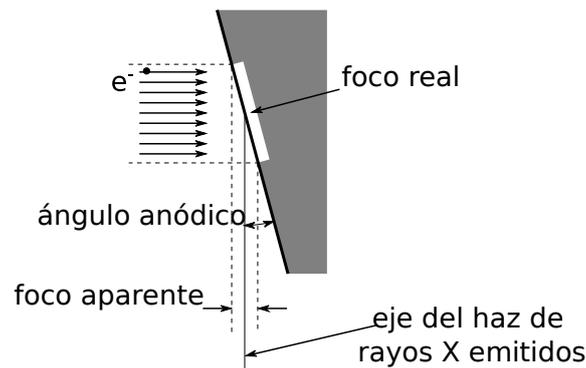


El foco real es aquel sobre el que impactan los electrones en cada momento. El foco aparente es la proyección del foco real en la dirección del haz de rayos X emitidos.

Ángulo anódico

Asociado al concepto de foco aparente se define el “ángulo anódico” como el ángulo que forma la superficie del ánodo con respecto al eje de radiación del haz de rayos X emitidos. Este ángulo en los primeros tubos era de 45°, de modo que el foco efectivo tenía las mismas dimensiones que el haz de electrones, no pudiendo considerarse como un foco puntual.

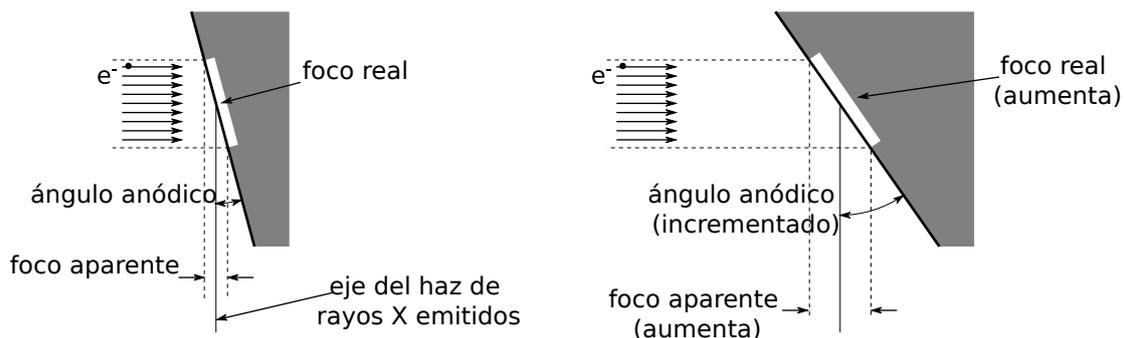
En la actualidad el ángulo anódico es relativamente pequeño, siendo valores normales los situados entre 5° y 15°; esto hace que el foco aparente sea mucho más pequeño, al mismo tiempo que el foco real se mantiene en un tamaño suficientemente grande como para permitir una adecuada disipación del calor producido (recordar que el 99 % de la energía consumida por el tubo de rayos X se transforma en calor).



La relación de tamaño entre el foco real y el foco aparente se debe al ángulo anódico que tiene la superficie del ánodo con respecto al eje del haz de rayos X emitidos.

El foco aparente depende, por tanto de:

- Tamaño del filamento empleado
- Uso de cúpula concentradora
- Inclclinación del ánodo



El foco aparente aumenta al incrementar el ángulo anódico (para un mismo haz de electrones – foco fino o foco grueso)

Si mantenemos el mismo foco (fino o grueso) el haz de electrones que llega al ánodo tendrá un tamaño fijo. Para ese foco de electrones el foco aparente (y también el foco real) aumentarán a medida que aumenta el ángulo anódico. Esto significa que la capacidad de disipar el calor mejorará (por aumentar el foco real) pero empeorará la resolución espacial de las imágenes al aumentar el foco aparente.

Efecto talón (efecto anódico)

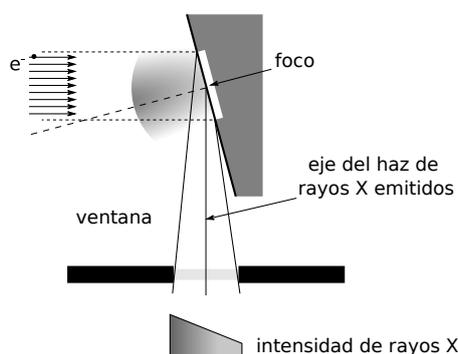
El uso de ángulos anódicos pequeños tiene asociada la aparición del “efecto talón”. Este efecto, también llamado “efecto anódico” consiste en una distribución desigual de la intensidad de rayos X emitidos, de tal modo que se emite una mayor intensidad de radiación en la zona del haz más próxima al cátodo y menor intensidad en la zona del haz más próxima

al ánodo.

La causa es la desigual distribución de los fotones de rayos X producidos en el ánodo. Se emite mayor número de fotones en la dirección perpendicular a la superficie del ánodo debido a los factores geométricos que influyen en el proceso. Esto hace que se emitan menos fotones en la parte de la ventana más próxima al ánodo.

El efecto talón se incrementa con el desgaste de la pista anódica debido al uso del tubo de rayos X.

Este efecto, que en principio es un inconveniente por la desigual exposición que producirá en la película o receptor puede aprovecharse para compensar una diferencia de espesor o densidad en los tejidos a explorar. Este es el caso del mamógrafo, en el que el ánodo se orienta hacia la parte anterior del paciente, donde el tejido es de menor espesor.



El efecto talón hace que se emitan más fotones de rayos X en la parte de la ventana más próxima al cátodo y menos intensidad de rayos X en la zona más próxima al ánodo.

Carga máxima admisible y carga térmica

La carga máxima admisible es un parámetro constructivo del tubo de rayos X y nos indica cual es la potencia máxima que se puede aplicar a un disparo de duración determinada.

Aunque en origen se definía la carga máxima admisible para un tiempo de disparo de 1 segundo, con el desarrollo técnico y la reducción en los tiempos de disparo en la actualidad suele expresarse para disparos de 0,1 segundo de duración.

Como la potencia es igual a la intensidad de corriente eléctrica multiplicada por la diferencia de potencial la expresión resulta:

$$Potencia = mA \cdot kVef$$

Donde:

mA: representa los miliamperios aplicados.

kVef: es un valor indicativo de la tensión aplicada. Es igual a los kVp aplicados multiplicados por un factor de corrección que indica lo ajustado que resulta el valor pico al valor medio de la tensión proporcionada por el transformador.

Si consideramos el tiempo de disparo obtenemos la cantidad de energía implicada en el proceso:

$$\text{Energía} = mA \cdot kV_{ef} \cdot t$$

Debemos recordar nuevamente que esta energía se transforma casi en su totalidad en calor, de tal modo que en lugar de la carga máxima admisible podemos referirnos a la carga térmica admisible, que, aun teniendo el mismo valor (la carga térmica admisible será igual a 0,99 veces la carga máxima admisible), será igual a la cantidad máxima de energía que el ánodo puede soportar durante el disparo sin riesgo de fusión.

El valor de la carga máxima admisible dependerá (además de la tensión, la intensidad y el tiempo) del tipo de ánodo empleado (fijo o rotatorio) o del tamaño del foco real sobre el que impactan los electrones.

Ampolla de cristal

La ampolla es el tubo de vacío dentro del que se encuentran ánodo y cátodo.

Se hace el vacío para facilitar el movimiento de los electrones desde el cátodo hacia el ánodo. En caso de haber gas dentro del tubo los electrones interaccionarían con este, reduciendo el rendimiento y aumentando el calor liberado durante el disparo.

Su tamaño puede ser bastante considerable, dependiendo del uso y modelo del equipo puede llegar a medir entre 30 y 45 cm de largo y alrededor de 25 cm de diámetro.

Está fabricado en cristal Pyrex para soportar las altas temperaturas que se alcanzan durante el disparo.

En uno de sus laterales se encuentra un fragmento de menor espesor, donde se sitúa la ventana de emisión por la que sale la parte útil del haz de rayos X.

Con el uso parte del tungsteno del filamento del cátodo y de la superficie del blanco del ánodo se evapora y termina depositándose sobre la superficie interior de la ampolla, modificando su resistividad eléctrica y haciendo posible que se produzca un arco eléctrico dentro del tubo que pueda causar una avería en el mismo.

Para reducir el riesgo asociado con esta deposición de tungsteno sobre el tubo, en los tubos modernos casi toda la superficie interior está recubierta de metal, con lo que el nuevo material que pueda depositarse no cambiará el comportamiento eléctrico del conjunto. Además también se emplean compuestos en el filamento y en el ánodo que reducen la evaporación del metal y se aplica una ínfima cantidad de gas al interior del tubo que facilita que el tungsteno evaporado vuelva a depositarse sobre el propio filamento o el ánodo.

Carcasa o coraza de protección

La coraza o carcasa es un elemento blindado que envuelve y protege el exterior del tubo de rayos X.

Las funciones de la carcasa son:

- Servir de soporte al tubo. Facilitando la manipulación y protegiéndolo del posible daño externo.
- Proteger de la radiación indeseada. Los fotones que se emiten tras el impacto de los electrones sobre el ánodo no lo hacen preferentemente en la dirección de la ventana de emisión, sino que se producen rayos X en todas direcciones. Para proteger al personal expuesto y al propio paciente de la radiación inútil que se emitiría en direcciones distintas a la de la ventana la carcasa está plomada.

A pesar del aislamiento que supone la carcasa, parte de la radiación indeseada es capaz de atravesarla. Esta es la que llamamos radiación de fuga. Según la normativa el valor máximo de la radiación de fuga es de 1 mGy/hora a 1 metro de distancia con el tubo funcionando a máxima carga.

- Protección eléctrica. La producción de rayos X implica el uso de corrientes de alta tensión, por lo que existe riesgo de electrocución. Para reducirlo la carcasa está aislada eléctricamente y cuenta con conectores apropiados para los distintos terminales que deben conectarse al tubo.
- Aislamiento térmico. La carcasa no está íntimamente pegada al tubo, sino que entre ambos se forma una cámara que permite el paso del fluido refrigerante.

En los primeros equipos el refrigerante era aire, en movimiento natural o forzado con un ventilador. A medida que aumentaron las potencias se pasó a emplear agua como refrigerante y en la actualidad aceite en movimiento forzado, que a su vez es enfriado por medio de un intercambiador de agua.

El aceite refrigerante ha de ser aislante eléctricamente y libre de impurezas que se puedan depositar en las proximidades del tubo, modificando su capacidad de disipación.

Generador eléctrico

El generador eléctrico es el componente eléctrico que suministra la corriente eléctrica al tubo necesaria para producir rayos X. Además sirve para alimentar los componentes auxiliares del sistema.

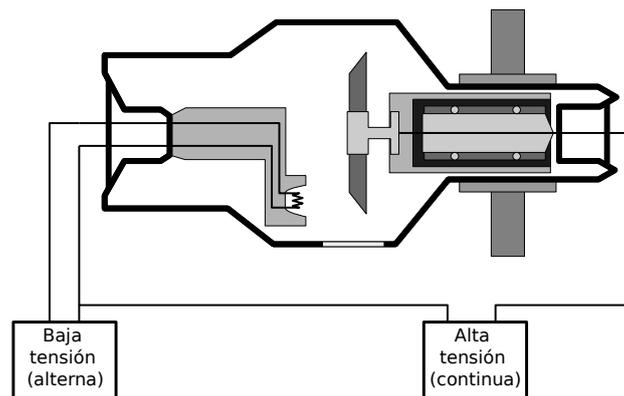
En un equipo de rayos X encontramos dos zonas diferenciadas en función de la tensión eléctrica de funcionamiento:

- Zona de baja tensión: suele encontrarse próxima a la consola del técnico.
- Zona de alta tensión: se sitúa en armarios eléctricos normalmente dentro de la sala de exploración o bien en salas de máquinas anexas.

Zona de baja tensión

Se compone de:

- Compensador de línea. Es el elemento de entrada de la corriente procedente de la compañía suministradora. Su función es estabilizar los valores de tensión, que pueden variar hasta en un 5 % con respecto a los contratados. Asegura que la tensión que llega al equipo permanece constantemente en un valor de 220 V.
- Autotransformador. Encargado de la primera transformación en los valores de tensión necesarios para cada uno de los componentes. Para el filamento suministra una tensión que suele situarse entre 5 y 40 V, normalmente de corriente alterna. Para el transformador de alta también suministra la tensión de entrada.
- Circuito del filamento. Controla la corriente que se suministra al filamento para lograr la emisión termoiónica. Esta corriente se ajusta al establecer en la consola del técnico el valor de mA deseado.
- Cronómetro de exposición. Dispositivo encargado de controlar el tiempo durante el que el filamento está recibiendo corriente suficiente como para producir emisión termoiónica.



Tubo de rayos X y esquema de alimentación eléctrica de baja y alta tensión.

Zona de alta tensión

Es la parte de la instalación que suministra tensión de corriente continua entre los electrodos del tubo de rayos X.

Todos los componentes del equipo de alta tensión están aislados por inmersión en aceite eléctricamente aislante.

Se compone de:

- Transformador de alta tensión. Es el responsable de convertir la corriente de entrada, de 220 V, procedente del autotransformador, a los valores de tensión necesarios para que trabaje el tubo de rayos X. Estos se ajustan en la consola del técnico y pueden variar entre 20 kVp y 150 kVp (20.000 y 150.000 V).
- Rectificador de alta tensión. La corriente que sale del transformador de alta tensión

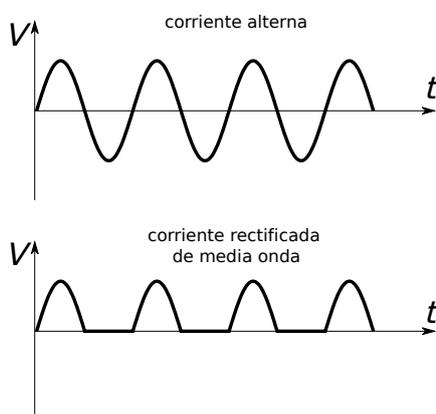
puede que tenga el valor de tensión adecuado, pero sigue tratándose de corriente alterna. Con esta corriente es imposible hacer funcionar el tubo, ya que la función de cátodo y ánodo irían intercambiándose a medida que cambia de polaridad la corriente.

Para alimentar el tubo de rayos X es necesario emplear corriente continua y para ello es necesario someter la corriente alterna al proceso conocido como rectificación.

La rectificación puede lograrse por medio de:

- Autorrectificación. En estos equipos el tubo cuenta con un sistema de detección que solamente permite pasar la corriente cuando la polaridad es la adecuada. La alimentación al tubo se hace con alterna pero este solamente funciona cuando la corriente tiene el signo adecuado, por lo que solamente funcionará la mitad del tiempo que está siendo alimentado.
- Rectificador de estado sólido. También llamado rectificador electrónico porque está formado por componentes electrónicos llamados diodos. Se trata de elementos semiconductores que solamente permiten pasar la corriente cuando tiene el signo adecuado. Montando un conjunto de diodos en la forma correcta podemos lograr una rectificación adecuada de la tensión de entrada:
 - Rectificación de media onda. Se logra empleando solamente un diodo. Es la forma más simple de rectificación. Lo que hace el diodo es eliminar la parte negativa de la corriente, de modo que durante medio ciclo el valor de la tensión será 0.

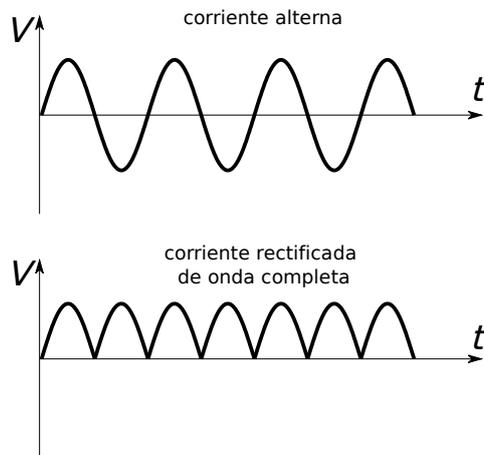
Si la frecuencia de la corriente es la habitual en Europa (60 Hz) el equipo emitirá rayos X a un ritmo de 60 pulsos por segundo, teniendo cada uno una duración de 1/120 segundos.



- Rectificación de onda completa. Emplea una disposición conocida como "puente de diodos" en la que se emplean 4 diodos. Este elemento permite rectificar la onda de signo negativo, invirtiendo la tensión en esa parte de la onda, de modo que la señal de salida tenga siempre tensión positiva (obtenemos corriente continua).

Para una alimentación a 60 Hz esta rectificación produce una onda con 120 pulsos por segundo. Además logramos que no haya ningún momento en el que la tensión es 0, por lo que el tubo estará emitiendo rayos X durante todo el

tiempo que esté alimentado.

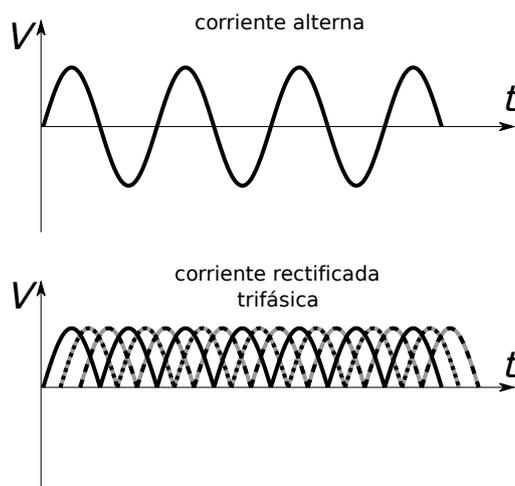


La rectificación de onda completa invierte el valor de la tensión cuando esta pasa a ser negativa en la señal de entrada. Como consecuencia la corriente de salida tiene siempre valor positivo.

El problema de estos métodos de rectificación vistos es que la tensión de la señal varía constantemente y esto hace que los rayos X no sean constantes. Aunque el signo de la tensión rectificadora es siempre positivo, el valor varía entre 0 (línea base) y el máximo de tensión (cresta).

Para definir la calidad de la señal empleamos el “rizado”, que nos indica cuál es la diferencia, en porcentaje, entre el máximo y el mínimo de tensión. En estos ejemplos el rizado en la corriente de salida es del 100 %.

Con el objetivo de reducir el rizado se emplean varias señales desfasadas de corriente rectificadora. Simplemente con recurrir a 3 señales desfasadas 1/3 de ciclo entre ellas conseguimos que el rizado se reduzca a solamente al 13 %.



Con 3 señales desfasadas y rectificadas combinadas logramos un rizado del 13 %.

El abaratamiento de los componentes electrónicos ha permitido construir rectificadores de alta

tensión que combinan más fases todavía, logrando rizados del 4 % para combinaciones de 6 señales desfasadas o incluso menos si se sigue aumentando el número de señales desfasadas que se combinan.

Con estos valores de salida podemos asegurarnos de que la tensión aplicada al tubo es suficientemente estable como para obtener unos rayos X de energía constante.

A pesar de ello, y dado que a pesar de todo el valor de kilovoltaje que se aplica entre los electrodos del tubo sigue sin ser constante, se emplea el valor de kilovoltaje pico (abreviado kVp) para indicar que el valor establecido en la consola del técnico no es el valor aplicado en los electrodos, sino el máximo valor de la tensión eléctrica que los alimenta.

Consola del técnico

Es el equipo que permite controlar los parámetros de exposición del tubo de rayos X y realizar la exposición. También se conoce como consola de control.

La consola debe contar con los controles para establecer:

- Apagado y encendido
- Selección de kilovoltaje (kVp, entre 40 kVp y 150 kVp son valores habituales)
- Selección de corriente (mA)
- Selección de tiempo de disparo (t)
- Selección de foco fino o foco grueso
- Selección conjunta de los mAs (ajustará la corriente en función del kVp y el tipo de foco seleccionado)
- Selección del CAE (Control Automático de Exposición)
- Selección de la cámara de CAE deseada
- Selección de la sensibilidad del receptor cuando activamos el CAE
- Selección de mesa, mural o disparo directo

Muchas consolas modernas incluyen una serie de valores de exploración predefinidos en función del estudio que se vaya a realizar.

Estos valores han de considerarse orientativos, ajustándolos en función de las placas o detectores empleados en el servicio, así como de los protocolos establecidos para los mismos, siempre teniendo en cuenta las recomendaciones en cuanto a dosis, protección radiológica y calidad de imagen.

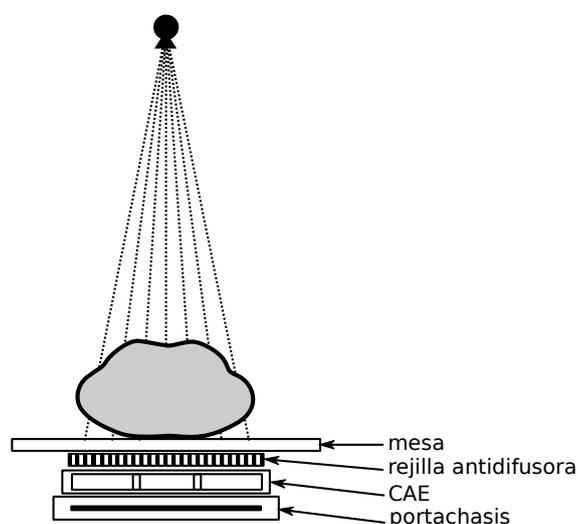
Mesa de exploraciones

Es la superficie sobre la que se colocará al paciente preferentemente cuando las exploraciones se realicen en decúbito.

La superficie de la misma debe ser de un material resistente, para soportar el peso del paciente, y al mismo tiempo lo más radiotransparente posible, para no reducir la cantidad de radiación que llega a la placa.

Normalmente se fabrican en fibra de carbono por sus buenas propiedades en estos dos aspectos, pero puede ser de otros materiales.

Debajo del tablero de la mesa se sitúa la rejilla antidifusora, el sistema de control automático de la exposición y el portachasis o el detector de imagen.



En la mesa de exploraciones se encuentran, por debajo del tablero de la misma, la rejilla antidifusora, el sistema CAE y el portachasis o elemento detector de imagen.

Las mesas antiguamente eran estáticas, pero para permitir el centrado del paciente respecto al chasis de forma más cómoda actualmente son de tipo flotante, permitiendo desplazamientos en las dos direcciones de su superficie.

También es cada vez más frecuente que cuenten con un mecanismo de ajuste en altura, para facilitar la movilización del paciente y la comodidad del técnico al trabajar a la altura adecuada.

Bucky mural o de pared

También llamado estativo mural o simplemente mural.

Es el soporte destinado a las exploraciones que requieran que el paciente se encuentre en bipedestación.

Está fijado a una columna y debe disponer de mecanismo de ajuste en altura y,

preferiblemente, ajuste de la angulación en sentido antero–posterior.

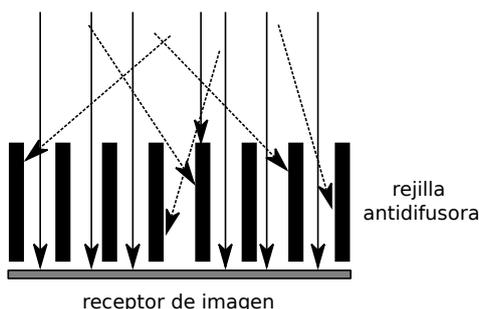
Además debe contar con los mismos elementos que la mesa de exploraciones: rejilla antidifusora, sistema CAE y portachasis.

Rejilla antidifusora

Es un elemento situado antes de la película con el objetivo de absorber la radiación dispersa, evitando que esta llegue a impresionar la película.

Esta compuesta por láminas de pequeño espesor de un material absorbente a la radiación (normalmente plomo) separadas por capas de un material radiotransparente (plástico o distintos tipos de fibras compuestas). El diseño permite el paso solamente de aquella radiación que es aproximadamente paralela a las láminas de plomo.

De este modo se absorbe la radiación dispersa, cuya dirección de propagación es habitualmente más angulada.



Los elementos radioopacos de la rejilla antidifusora impiden el paso de la radiación dispersa (a trazos) mientras permiten el paso de la mayor parte de la radiación útil (líneas continuas).

Los parámetros que definen el comportamiento de una rejilla son:

- Índice de rejilla. También llamado “relación de rejilla”; es igual a la altura de las láminas de plomo dividida entre la separación entre las mismas (o el espesor del material radiotransparente).

$$\text{Relación de rejilla} = \frac{\text{altura láminas de plomo}}{\text{separación entre láminas de plomo}}$$

Cuanto mayor sea el índice de rejilla mejor será el comportamiento en cuanto a filtrado, pero también aumentará la parte filtrada de la radiación útil, por lo que será necesario aumentar la dosis al paciente para lograr una buena exposición.

En radiología es habitual emplear rejillas con un índice de rejilla entre 5:1 y 10:1. En el caso de mamografía, en que la radiación dispersa es menos importante y el filtrado

necesario se reduce las rejillas no deben superar un índice de 3:1 cuando se emplean tensiones de menos de 30 kVp.

- Frecuencia de rejilla. Es el número de líneas por centímetro o por pulgada. Las rejillas de alta frecuencia (muchas líneas por unidad de longitud) tienen líneas más finas y se emplean en equipos con rejilla estática.

Las rejillas habituales tienen frecuencias entre 20 y 50 líneas por centímetro.

- Rendimiento de la rejilla. Se valora el rendimiento de la rejilla en función de tres factores:
 - Factor de mejora de contraste: es la diferencia en el contraste con rejilla y sin rejilla.

$$\text{Factor de mejora de contraste} = \frac{\text{Contraste con rejilla}}{\text{Contraste sin rejilla}}$$

- Factor de rejilla: es la relación entre la radiación incidente que llega a la rejilla y la radiación transmitida que pasa después de la rejilla.

$$\text{Factor de rejilla} = \frac{\text{Radiación incidente}}{\text{Radiación transmitida}}$$

- Selectividad de la rejilla: es la relación entre la parte transmitida de la radiación primaria y la parte transmitida de la radiación dispersa.

$$\text{Selectividad} = \frac{\text{Radiación primaria transmitida}}{\text{Radiación dispersa transmitida}}$$

- Una selectividad alta indica que filtra adecuadamente la radiación dispersa.

Las rejillas se pueden clasificar en función de varios criterios:

- Según la orientación de las láminas

1. Rejilla sin focalizar o paralela lineal.

Formada por láminas paralelas entre sí.

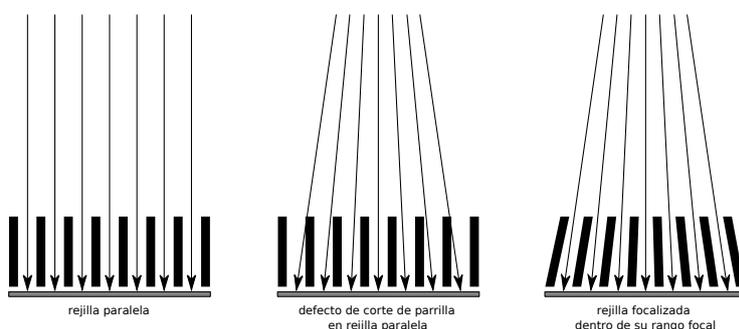
Estas rejillas presentan un problema conocido como “corte de parrilla”. Consiste en que se produce una absorción indeseada de la radiación primaria en los extremos de la rejilla. Esto se debe a que en los extremos los rayos del haz están más angulados y como las rejillas son paralelas filtran estos rayos igual que la radiación dispersa.

2. Rejilla cruzada. Consiste en la combinación de dos rejillas paralelas perpendiculares una a la otra. Permiten reducir la radiación dispersa en las dos direcciones, pero sigue teniendo el problema de aparición de corte por rejilla.
3. Rejilla focalizada. En estas rejillas las láminas no son paralelas, sino que están

alineadas del mismo modo que los rayos del haz principal, siguiendo la forma de un cono para la distancia al vértice para la que están diseñadas.

Estas rejillas tienen una distancia, llamada rango focal, a la que su comportamiento es el adecuado. Si la distancia foco-película está fuera del rango focal aparecerá también el fenómeno de corte de parrilla. Este aumentará más cuando se reduce la distancia foco-película que cuando se aumenta.

Es importante orientar adecuadamente las rejillas focalizadas, ya que uno de sus lados es el que debe estar orientado hacia la fuente de radiación. En caso de colocar la rejilla dada la vuelta el efecto de corte de parrilla aumenta enormemente, siendo responsable normalmente de la necesidad de repetir el estudio.



Las rejillas focalizadas, cuando se emplean dentro de su rango focal (distancia foco-película) evitan el defecto de “corte de parrilla” que aparece en las partes más externas de las rejillas paralelas.

- Según tengan o no movimiento

1. Rejilla fija. Inventada por Gustav Bucky en 1913.

El problema de estas rejillas, especialmente en sus primeros modelos, es que a pesar de la finura de las láminas radioopacas estas producen un efecto de sombra en la imagen sobre la película.

2. Rejilla móvil. Desarrollada por Hollis Potter en 1920.

Al mover la rejilla durante la exposición las líneas debidas al efecto sombra desaparecen.

El conjunto de rejilla y mecanismo de movimiento se conoce como Potter-Bucky.

En función del tipo de movimiento pueden ser:

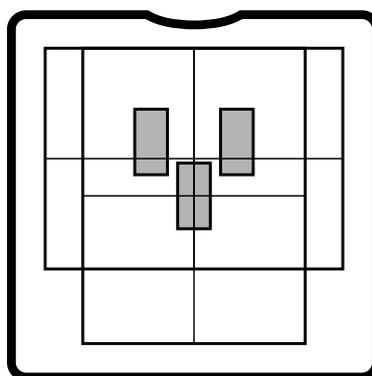
1. Rejilla de movimiento simple. Ya no se emplean. Se basaban en un mecanismo de muelles que iba desplazando la rejilla a medida que se relajaban. Era necesario tensarlo para cada exploración.
2. Rejilla de movimiento recíproco. La rejilla se mueve en una de las direcciones principales accionada por un motor. El movimiento que describe sigue una forma senoidal. El desplazamiento máximo se sitúa en torno a los 2 cm.
3. Rejilla de movimiento orbital. Similar a la anterior, pero el movimiento se produce en las dos direcciones principales simultáneamente. Esto hace que en su conjunto la rejilla parezca orbitar (pero sin rotar) en torno a su centro.

Sistema CAE (Control Automático de Exposición)

Es un dispositivo que mide, por medio de cámaras de ionización, la cantidad de radiación que le llega una vez el haz ha superado la rejilla antidifusora. Este dispositivo se sitúa antes de la película o detector de imagen. Esto permite cortar el disparo cuando ha llegado una cantidad de radiación suficiente como para obtener una densidad óptica adecuada (o un índice de dosis adecuado si se trata de un detector de imagen).

Este dispositivo permite reducir el número de exposiciones que hay que repetir, ya que evita tanto los estudios subexpuestos como los sobreexpuestos.

Se compone normalmente de tres cámaras de ionización, una central y dos laterales, que pueden ser seleccionadas individualmente o en conjunto en función de las necesidades del estudio.



Bucky mural con las líneas que marcan los límites de los chasis radiográficos (para colocación en horizontal o vertical) y con la posición de las cámaras de ionización del CAE marcadas (en gris).

Las cámaras son de material radiotransparente para que no interfieran con la obtención de imagen.

Es importante determinar la presencia de elementos metálicos u otros objetos extraños que puedan afectar a la cantidad de radiación que recibe cada una de las cámaras, ya que esto puede hacer que el resultado de su uso no sea el adecuado.

También es importante recordar que por el mero hecho de emplear un CAE para controlar el disparo no asegurarnos que la exposición es la adecuada. Esto es debido a que el CAE corta el disparo cuando las cámaras de ionización detectan que ha pasado suficiente energía para impresionar adecuadamente el receptor de imagen, pero no diferencian si se trata de poca cantidad de fotones muy energéticos (bajos mA y altos kVp) o bien de muchos fotones poco energéticos (altos mA y bajos kVp). De modo que a pesar el uso de CAE es imprescindible una buena selección de la técnica para adaptarla a las características del estudio y el paciente en cada caso.

Sistema de soporte del tubo

En los equipos de radiología convencional es necesario poder colocar y angular el tubo

libremente para adecuarse a las distintas proyecciones que se realizan y a las capacidades de movilización del paciente, que no siempre son las adecuadas y que pueden requerir de angulaciones extrañas para conseguir la visualización correcta de la región de interés.

Por este motivo es importante que el sistema de soporte del tubo de rayos X permita situar este en un amplio rango de posiciones y angulaciones.

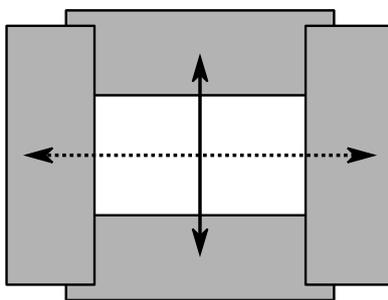
Los equipos de placa simple cuentan con tres tipos de soporte:

- Columna o soporte de suelo. En estos equipos el tubo va acoplado a un brazo horizontal que a su vez va fijado a una columna vertical. La columna vertical se desplaza sobre unos raíles y el brazo horizontal se desplaza verticalmente sobre la columna. Por último el tubo puede moverse a lo largo del brazo vertical y angularse en la posición requerida.
- Soporte de techo. Es el método de soporte más versátil. El tubo va unido a un brazo vertical telescópico unido a una estructura en el techo que se mueve sobre un sistema de raíles en las dos direcciones del plano. Este sistema permite posicionar el tubo en cualquier punto dentro de la zona de trabajo y mediante el brazo telescópico ajustar la altura a la que se sitúa. Por último el montaje del tubo en el cabezal permite las angulaciones necesarias.
- Soporte móvil. Todo el equipo va montado sobre un soporte móvil que cuenta con una estructura articulada para el tubo.

Colimadores

Son dispositivos cuya finalidad es blindar el haz de radiación principal, limitando el campo de radiación sobre el paciente a la zona de interés para el estudio.

Se basan en el uso de dos pares de láminas de material blindado (normalmente plomo) situadas perpendicularmente dos a dos, de modo que cada uno de los pares controla la apertura del campo en una de las direcciones del plano.



Los colimadores perpendiculares están formados por dos pares de láminas de plomo que se abren o cierran para ajustar el campo de radiación a la zona de interés.

Dentro de la estructura del colimador suele incluirse la luz de centraje, que es una fuente de luz visible que, por medio de un prisma o espejo, produce un cono de luz coincidente con el haz de radiación del tubo de rayos X. Ajustando mediante los colimadores la superficie

iluminada sobre el paciente nos asegurarnos de exponer solamente la región de interés para la placa.

El sistema portachasis debe identificar el tamaño de la placa y limitar la apertura máxima de los colimadores para evitar situaciones de “campo ampliado” en las que se expone a radiación una región en la que no hay placa detectora. Estos sistemas se conocen con el nombre de “limitadores positivos de campo” (PBL o *positive beam limiting* en inglés).

Existe otro tipo de colimadores que ajustan más el campo de radiación a la zona de interés, pero no se emplean en equipos de rayos X convencionales. Se trata de aparatos compuestos por conjuntos de pequeñas barras de material plomado, de modo que ajustando la posición de cada una de ellas se puede definir la forma que se desee para el campo de radiación. Estos equipos se emplean en radioterapia, en donde la necesidad de limitar la exposición es mucho mayor.

Características del haz de rayos X

El haz de rayos X se caracteriza por medio de su espectro.

El espectro de frecuencia es la distribución de amplitudes para cada frecuencia de un fenómeno ondulatorio (sonoro, luminoso o electromagnético) que sea combinación de ondas de varias frecuencias. También se llama espectro de frecuencia al gráfico de intensidad frente a frecuencia de una onda particular.

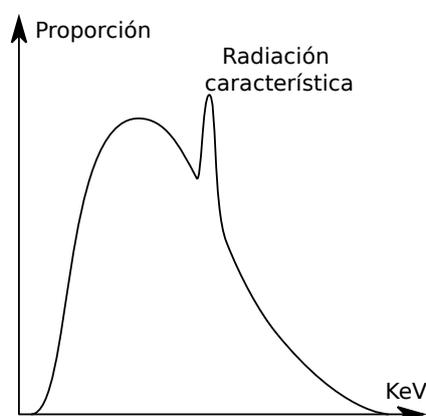


Gráfico de un espectro de rayos X convencional, con la energía expresada en KeV y la distribución en forma de proporción.

La cantidad de fotones de rayos X emitidos se controla mediante el mA en la consola del técnico, pero dicha cantidad no afecta a la proporción de energías.

La distribución de energías es función de la diferencia de potencial aplicada entre los electrodos del tubo. Esta diferencia de potencial, en kVp, se corresponde con una energía aplicada a los electrones acelerados del mismo valor, pero medido en KeV (kiloelectronvoltios).

De este modo, si por ejemplo establecemos 100 kVp en la consola del técnico, dentro del

espectro de rayos X encontraremos fotones con energías desde 0 KeV hasta un valor máximo de 100 KeV.

Los fotones de baja energía no son capaces de atravesar el paciente y no participan en el proceso de obtención de imagen, por lo que lo mejor es eliminarlos del haz. Este proceso se realiza mediante la filtración.

Un filtro es un elemento que se sitúa en la dirección de propagación de una onda y que elimina parte de dicha onda en función de la frecuencia. En el caso de los rayos X emplearemos filtros de baja frecuencia (o baja energía, ya que energía y frecuencia son directamente proporcionales) que nos permita eliminar los indeseables fotones de baja energía.

En la filtración de rayos X el material más empleado es el aluminio, de modo que el tipo de filtro se definirá según los milímetros de aluminio o equivalente que contenga. Para rayos X de alta energía (por encima de los 150 KeV) tiene mejor comportamiento el cobre que el aluminio.

Hay una parte de la filtración que denominamos inherente, compuesta por los propios elementos del tubo de rayos X (la ampolla de vidrio, o la ventana en la carcasa del tubo filtrarán parte del haz de radiación) y también por un espesor de aluminio o equivalente. La CIPR recomienda que el conjunto de filtración inherente (que no se puede retirar) sea de 1,5 mm de Al equivalente.

Además de la filtración inherente, todo equipo de rayos X debe contar con una serie de filtros que se pueden o no emplear en función del procedimiento que se vaya a realizar. La CIPR recomienda que el equipo cuente con una filtración añadida de 1 mm de Al equivalente en dos filtros de 0,5 mm. Emplearemos uno de los filtros cuando la tensión entre electrodos se encuentre entre 75 y 110 kVp y los dos filtros si trabajamos en tensiones por encima de 110 kVp.

La filtración total es el conjunto de filtración inherente y añadida, de modo que su valor variará entre 1,5 mm y 2,5 mm de Al equivalente.

kVp	Filtro inherente (fijo)	Filtro añadido	Filtro total
menos de 75 kVp	1,5 mm de Al	–	1,5 mm de Al
entre 75 y 110 kVp	1,5 mm de Al	0,5 mm de Al	2 mm de Al
más de 110 kVp	1,5 mm de Al	1 mm de Al	2,5 mm de Al

Valores de filtrado recomendados por la CIPR.



La normativa española sobre Garantía de Calidad exige que todos los equipos con tubo de rayos X con tensión máxima de trabajo por encima de 70 kVp cuenten con una filtración a la salida del tubo cuyo valor máximo ha de ser igual o superior a 2,5 mm del Al equivalente, de la cual al menos 1,5 mm de Al equivalente debe ser de tipo fijo.

El empleo de filtros de baja energía produce un endurecimiento del haz de radiación, pero también una pérdida total en la intensidad de radiación.

Con la filtración adecuada se puede lograr una reducción de hasta el 80 % en la dosis en piel a

un paciente, además de mejorar el contraste de la imagen obtenida.

Radiación dispersa

El haz primario de radiación, ya filtrado, penetrará en el paciente, sufriendo atenuación debido a la absorción (por efecto fotoeléctrico) y a la dispersión (por efecto Compton).

La atenuación por dispersión será responsable de la aparición de radiación dispersa, que empeora la calidad de imagen (reduciendo el contraste) y que también supone un riesgo de irradiación para el personal expuesto, ya que se propaga en direcciones diferentes a la del haz principal.

Para plantear estrategias que reduzcan la radiación dispersa hay que conocer los factores que influyen en su aparición.

Factores que influyen en la radiación dispersa

Los factores que más influencia tienen en la formación de radiación dispersa son tres:

- Kilovoltaje

A medida que los fotones de rayos X interactúan con el tejido del paciente van perdiendo energía, de modo que llega un momento en que su energía es tan baja que sufren una absorción total por el medio en que se desplazan. En tal caso no llegarán a la placa radiográfica, por lo que no podrán empeorar su calidad, y tampoco supondrán un riesgo de irradiación para personal próximo.

Por este motivo, manteniendo un valor de kVp bajo logramos reducir las interacciones de tipo Compton, y además también conseguimos que los fotones de radiación dispersa generados por interacción Compton tengan tan poca energía que posiblemente sean absorbidos antes de llegar a salir del propio paciente.

El problema surge porque necesitamos una cierta energía de radiación para poder obtener una cantidad adecuada de fotones que hayan logrado atravesar el paciente y que incidan sobre la placa. Si pretendemos compensar la escasez de fotones (debido a un uso de bajo kVp) con un aumento del mA estaremos incrementando considerablemente la dosis que recibe el paciente.

Por este motivo el ajuste adecuado de los valores de exposición es importante, no solo para la obtención de una imagen de calidad adecuada, sino también para lograr una reducción en la radiación dispersa y en la dosis que recibe el paciente durante el estudio.

- Tejido irradiado

La cantidad de radiación producida será función de los factores que influyen en la aparición de interacciones Compton, pero también proporcional a la capacidad del tejido para absorber esos fotones de radiación dispersa que se han producido

(absorción que se debe a efecto fotoeléctrico).

La radiación dispersa, por tanto, se producirá más cuanto más denso sea el tejido (habrá más oportunidades de que se produzca interacción Compton), pero también será más absorbida en tejidos densos y de número atómico Z alto (hace aumentar las interacciones fotoeléctricas).

Como ejemplo; en una placa de tórax, debido a las diferencias de densidad de los tejidos, la mayor parte de la radiación dispersa procede de la interacción con el mediastino, mientras que casi ninguna es producida por los pulmones.

- **Tamaño del campo de radiación**

En relación con el factor anterior. Cuanto mayor sea el tamaño del campo de radiación mayor será el volumen de tejido irradiado y con ello mayor la cantidad de radiación dispersa producida.

El ajuste mediante colimadores del campo a la zona de interés para el estudio logra una reducción significativa de la radiación dispersa, tanto la generada por zonas próximas a la de estudio (que al reducir el campo dejan de estar expuestas) como la debida a interacción del haz con la mesa de exploraciones.

De este modo, gracias a una buena colimación se logra una reducción en la dosis al paciente y una mejora en la calidad de imagen.

Procedimientos para reducir la radiación dispersa

Conocidas las causas que dan lugar a la aparición de radiación dispersa podemos plantear algunas estrategias para reducirla:

- Ajustar el kilovoltaje al valor más bajo adecuado para el procedimiento que se va a realizar.
- Uso de dispositivos de compresión, que permiten reducir el volumen de tejido irradiado, aunque aumenten la densidad del mismo. El uso de estos dispositivos produce una mejora en la calidad de imagen porque al aproximar el tejido al receptor de imagen logramos una angulación mayor en la radiación dispersa que se produce y con ello hacemos más efectivo el comportamiento de las rejillas antidifusoras.
- Ajuste adecuado del campo de radiación por medio de colimadores, para lograr una reducción del volumen de tejido irradiado, fuente de radiación dispersa.
- Uso de parrillas antidifusoras. Estos elementos no permiten reducir la cantidad de radiación dispersa producida en el estudio, pero limitan en buena medida la llegada de la misma al receptor de imagen, de modo que la calidad de imagen mejora.

Una técnica antigua anterior al uso de parrilla es la conocida como “air gap” (hueco de aire), en la que se deja un espacio entre el paciente y la placa para que la radiación dispersa se reduzca (se reduce con el cuadrado de la distancia). Como inconveniente aparece una magnificación de los elementos debida a la distancia.