



ESCUELA TÉCNICO PROFESIONAL
EN CIENCIAS DE LA SALUD
clínica mompía

ASIGNATURA: Fundamentos físicos y equipos médicos

TEMA 2: Caracterización de los equipos de radiología convencional.

PROFESOR: Jérica Sánchez Mazón

Ciclos Formativos de Grado Superior
Imagen para el Diagnóstico y Medicina Nuclear
Radioterapia y Dosimetría



Escuela Clínica Mompía

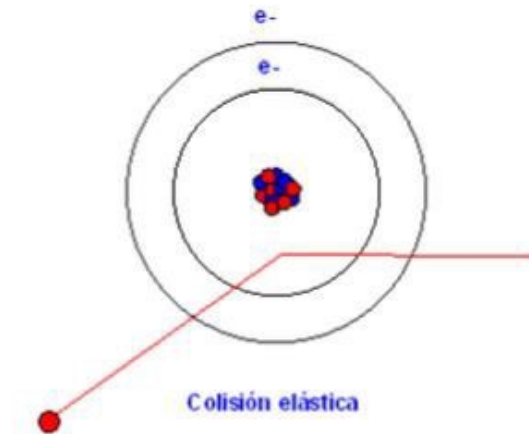
INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS CARGADAS

- Los efectos que producen la interacción de las partículas con la materia dependen de:
 - Tipo de partícula: masa (ligeras o pesadas), carga.
 - Energía.
 - Medio de interacción: estado físico, densidad y componente (Z).
- **Partículas cargadas** pierden su energía al interaccionar con la materia a través de las **interacciones coulombianas** mediante tres procesos:
 - colisiones elásticas
 - colisiones inelásticas
 - colisión radiativa o Bremsstrahlung

INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS CARGADAS

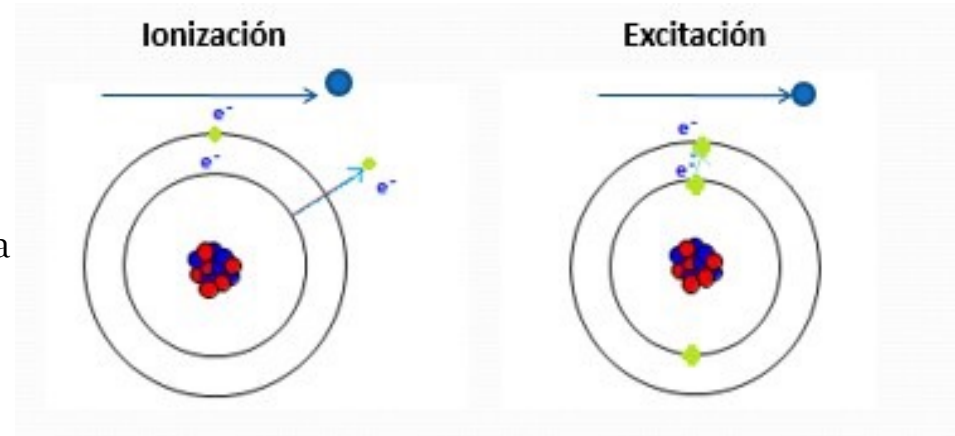
- COLISIÓN ELÁSTICA:

- La partícula choca con los átomos del medio desviándose de su trayectoria y cediendo cierta cantidad de $E \approx E_c$: no se produce alteración atómica ni nuclear.



- COLISIÓN INELÁSTICA:

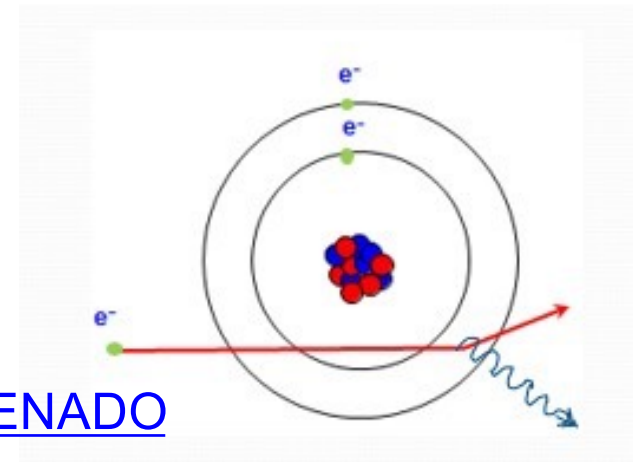
- La partícula pasa a bastante distancia del átomo, o entre sus capas, interactuando con los e^- atómicos transfiriéndoles energía.



INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS CARGADAS

- COLISIÓN RADIATIVA O BREMSSTRAHLUNG:

- La partícula (e^-) se frena o se desvía en la interacción con los átomos del medio y como resultado emite radiación (oem). Suele ocurrir en las proximidades del núcleo.



- Este es el fundamento físico de la producción de rayos X.

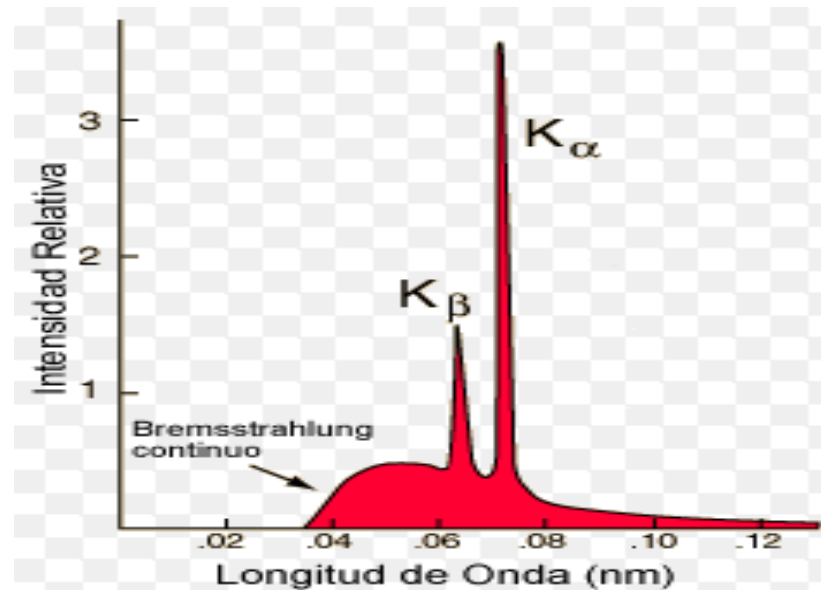
RADIACIÓN DE FRENADO

- Se aceleran electrones que se frenan bruscamente en un material de número atómico alto.
- La intensidad de onda emitida (cantidad de fotones) es proporcional al cuadrado de la carga de la partícula incidente (z), al cuadrado de la carga del blanco (Z) e inversamente proporcional al cuadrado de la masa de la partícula

$$I = cte \cdot \frac{z^2 \cdot Z^2}{m^2}$$

ESPECTRO DE RAYOS X

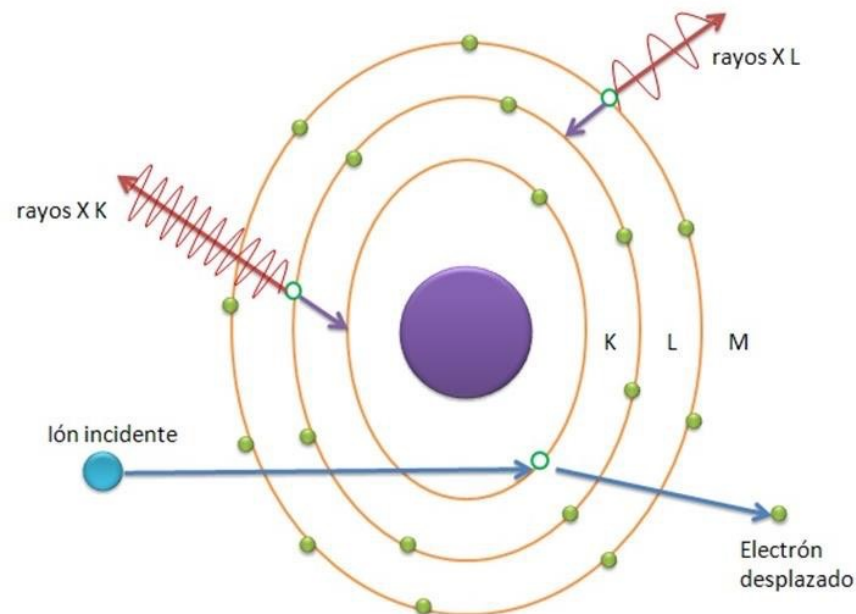
- El espectro de rayos X se define como el numero relativo de fotones de rayos X emitidos en función de la energía de dichos fotones.
- **Parte continua:** Bremsstrahlung. Es la radiación de frenado. La energía de los fotones emitidos va desde 0 hasta la energía de los fotones incidentes.



ESPECTRO DE RAYOS X

- **Parte discreta:** Rayos característicos. Se producen cuando un electrón ioniza a un átomo, arranca un electrón de las capas atómicas más internas, produciéndose una transmisión de otro electrón más externo hasta el hueco de la capa interna.
- Esta transmisión va acompañada por la emisión de un fotón de rayos X.

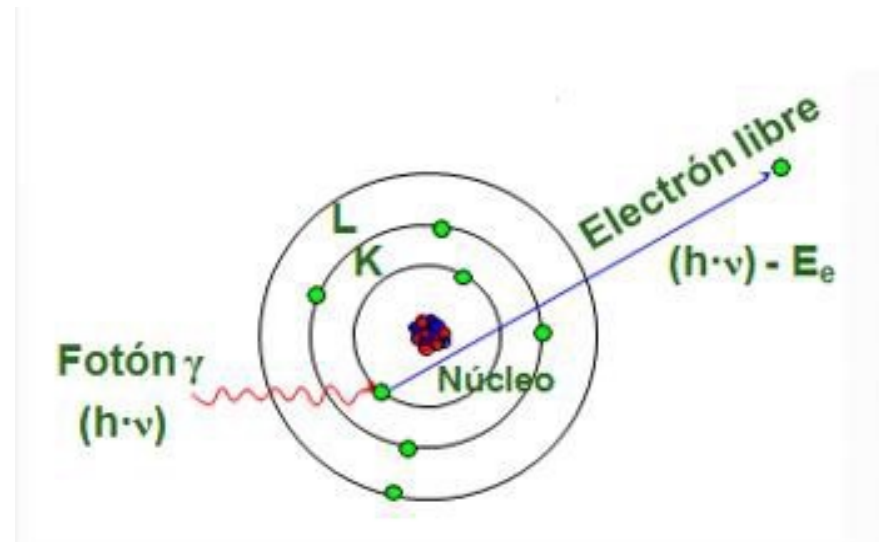
La energía de los rayos X característicos es distinta para cada elemento.



INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

- **FOTONES: R_X o R_γ**

- Efecto fotoeléctrico
- Efecto Compton
- Producción de pares
- Dispersión coherente



- **Efecto fotoeléctrico:**

Efecto fotoeléctrico

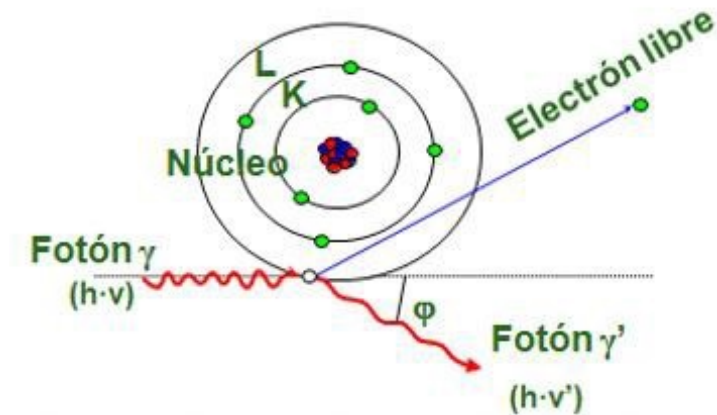
- El fotón es absorbido completamente, transmitiendo toda su E al material.
- No hay radiación dispersa.
- Alto contraste en la imagen radiológica.
- La probabilidad de que se produzca un efecto fotoeléctrico:
 - Disminuye cuando aumenta la energía de los fotones.
 - Aumenta cuando aumenta el número atómico del blanco.
 - Es proporcional a la densidad del medio.

- La interacción fotoeléctrica predomina a bajas energías (hasta 100 KeV).

INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

- Efecto compton:
 - El fotón incidente se dispersa pero cede parte de su energía.
 - Deterioro del contraste radiológico (ruido de fondo)
 - Radiación dispersa.
 - Se produce mayormente con electrones poco ligados.
 - A mayor energía del fotón incidente mayor energía del electrón dispersado.
 - La probabilidad de que se produzca un efecto compton:
 - Disminuye al aumentar la energía.
 - Varía poco con el número atómico del blanco (Z).
 - Es proporcional a la densidad atómica del blanco.
 - La interacción compton predomina a energías medias (100 KeV – 1 MeV).

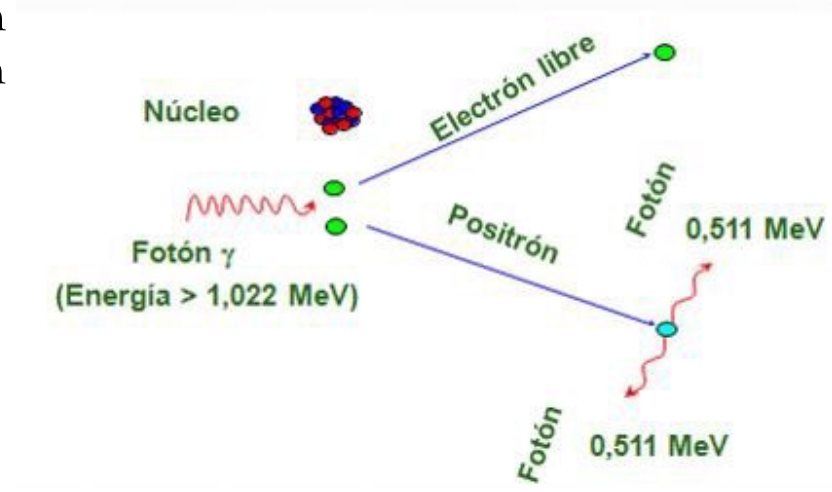
Efecto Compton



INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

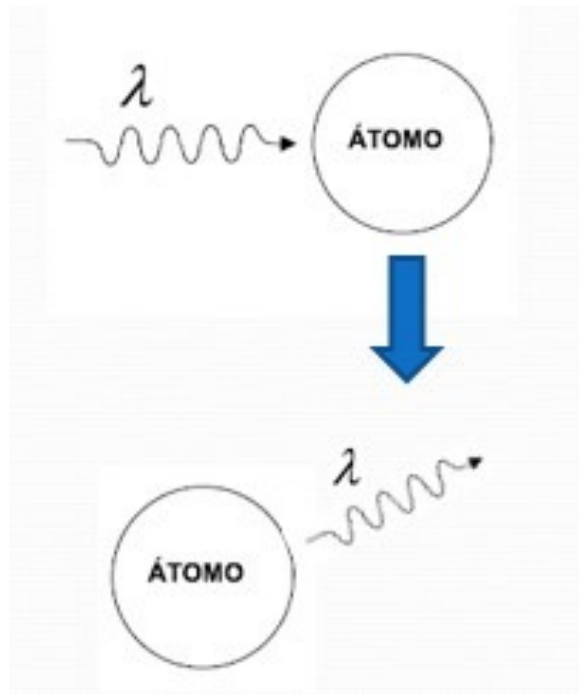
- Producción de pares:
 - El fotón desaparece cediendo toda su energía.
 - Se producen 2 fotones secundarios.
 - Se produce solo a alta energía.
 - El proceso de producción de pares se hace dominante para energías mayores de 5 MeV.
 - La probabilidad de que se produzca un efecto de producción de pares:
 - Aumenta al aumentar la energía del fotón incidente.
 - Varía poco con el número atómico del blanco (Z).
- En esta interacción el fotón desaparece y es sustituido por una pareja electrón-positrón. Todo el exceso de energía ($h\nu - 1.02 \text{ MeV}$) se reparte en forma de energía cinética del electrón y del positrón. El positrón tras ralentizarse en el medio será aniquilado por un electrón y como consecuencia se producirán dos fotones antiparalelos de 511 keV cada uno.

Producción de pares



INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

- Dispersión coherente:
 - El fotón se dispersa, no hay ionización ni excitación.
 - Es importante a baja energía.



Interacción radiación con átomo



Excitación del átomo



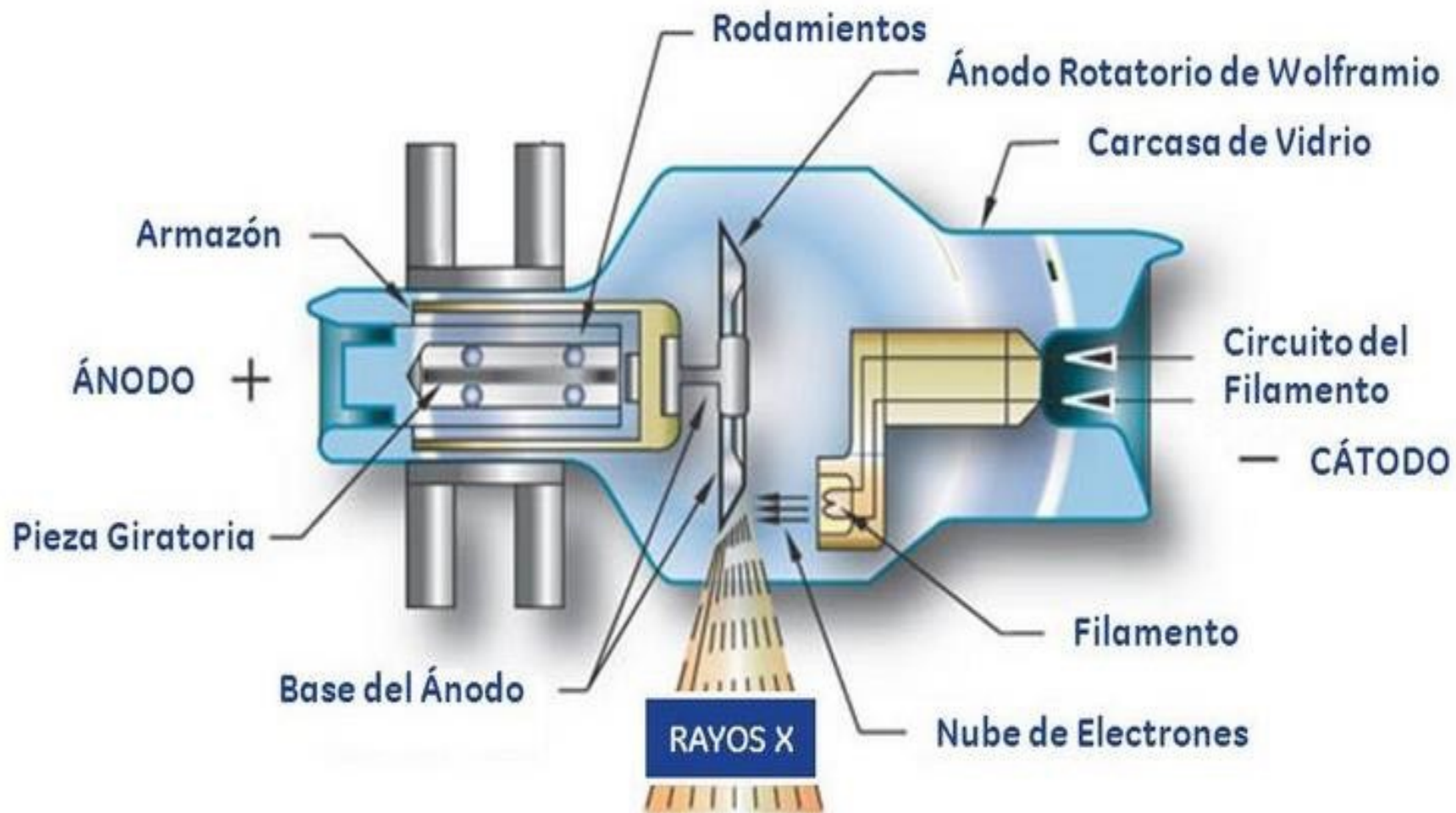
Liberación E mediante radiación

$$\lambda = \lambda'$$

CAMBIO DE DIRECCIÓN

TUBO DE RAYOS X

Rayos X



TUBO DE RAYOS X

- **CÁTODO:** Es la fuente de electrones. Formado por un filamento incandescente de una aleación de tungsteno con otros elementos. La corriente eléctrica que se aplica a este filamento se mide en *miliamperios* y es la responsable de la **CANTIDAD** de rayos X que emite el tubo.
- **DIFERENCIA DE POTENCIAL ENTRE CÁTODO y ÁNODO.** Es la fuerza que acelera los electrones que se originan en el cátodo y son atraídos hacia el ánodo. Se mide en *kilovoltios* y es responsable de la **CALIDAD** de los rayos X.
- El recorrido de los electrones se realiza en el **VACIO**. (*Tubo o ampolla de vidrio.*)
- **ÁNODO.** Zona metálica de impacto de los electrones, con superficie de impacto inclinada.

TUBO DE RAYOS X

- *Ánodo Fijo*, normalmente de Tungsteno.
 - La zona del ánodo que recibe el impacto de los electrones se llama **FOCO**.
 - Pequeño de entre 0,3 y 0,6 mm. *Foco fino*.
 - Mayor entre 1 y 1,6 mm..... *Foco grueso*.
- *Ánodo Rotatorio*. Disco rotatorio de molibdeno pero el foco es de tungsteno.
- *Estuche plomado de todo el tubo de rayos X*, con una *ventana* que deja, salir por ella los rayos X, asociada a unas cortinas o *diafragmas* que pueden hacer aumentar o disminuir el tamaño del haz emitido.
- **GENERADOR**: el sistema que proporciona la energía adecuada al tubo de rayos X.

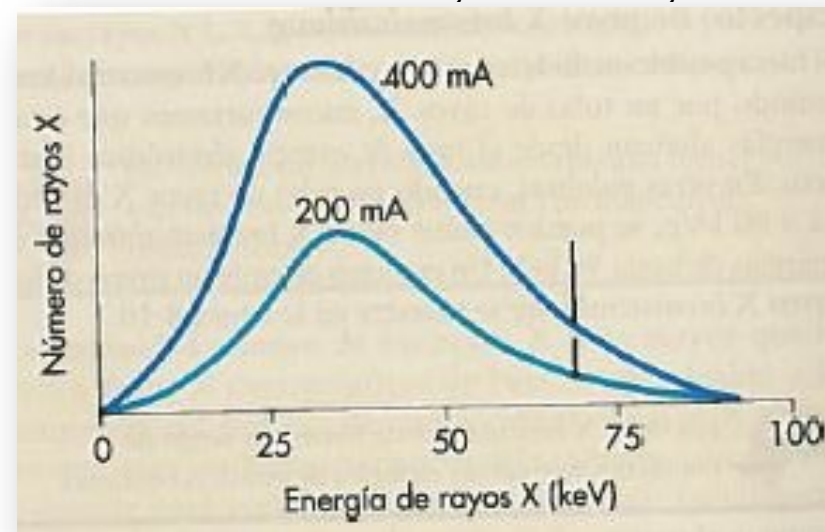
ESPECTRO DE RAYOS X

- Factores que modifican el espectro de rayos X:

- La corriente del tubo (mA).
- El tiempo de exposición (s).
- La potencia del tubo (kV)
- La filtración del Haz (mm aluminio equivalente)
- Material del blanco (Z)
- Forma de rectificación de onda de la tensión.

- Corriente en el tubo (mA):

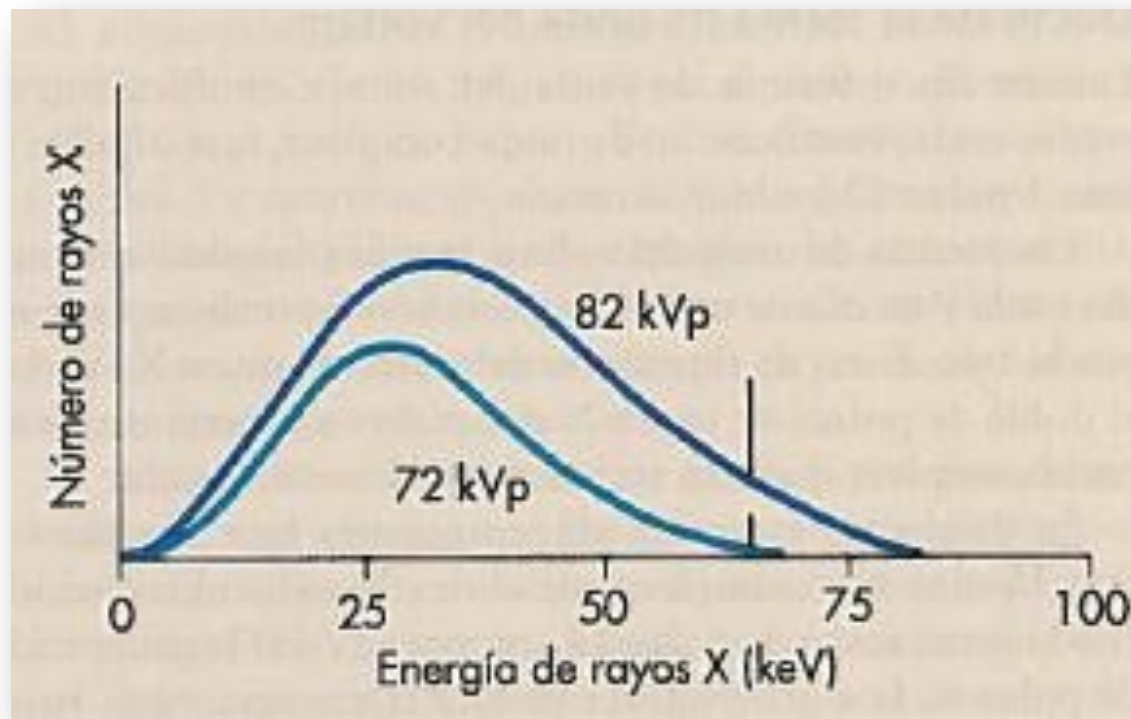
- Controla el **flujo de electrones** que va del catodo al anodo. A mayor mA mayor número de fotones de todo el rango de energías presentes en el espectro. Un cambio en la corriente del tubo produce un cambio proporcional en la amplitud del espectro.



ESPECTRO DE RAYOS X

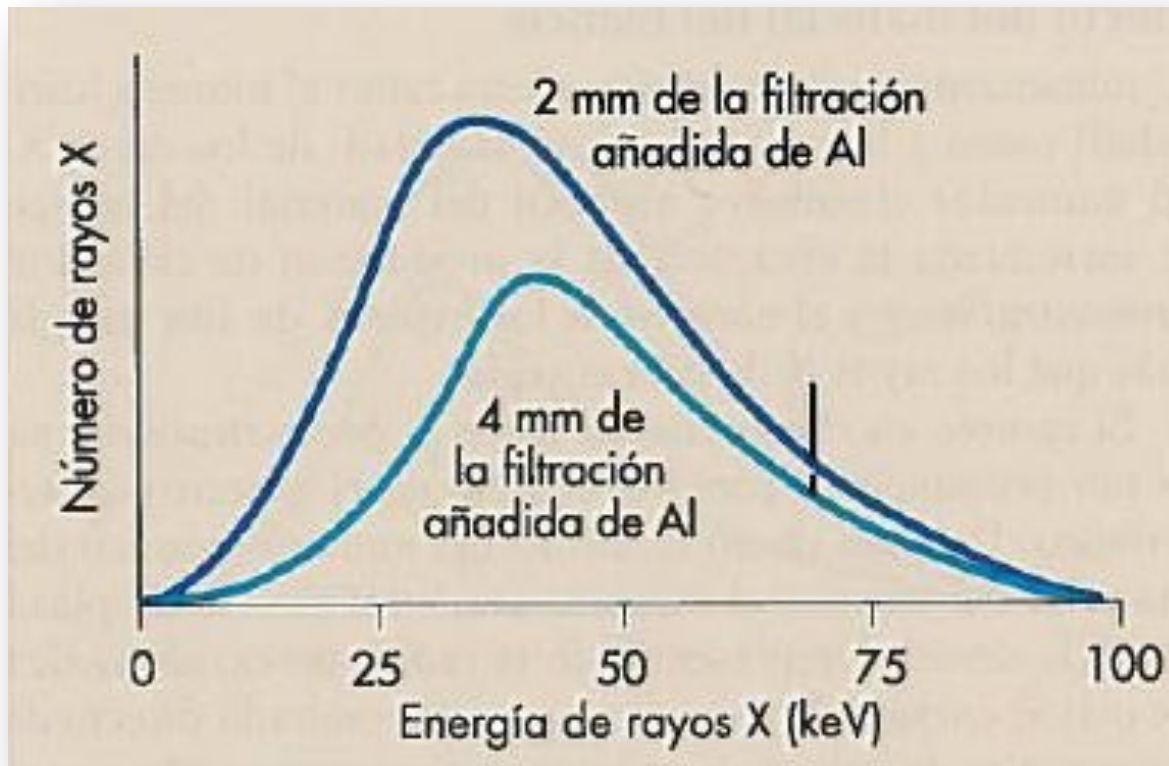
- Tiempo de exposición (s):
 - El número de fotones de cualquier energía en el haz es directamente proporcional al tiempo de exposición.
- Potencial de tubo (kV):
 - Afecta a la **intensidad** del espectro de emisión de Rayos X: al aumentar la tensión, el área bajo la curva aumenta con el cuadrado del factor por el que se elevó el kV.
 - Afecta a la **posición** del espectro de emisión de rayos X: un aumento de la tensión desplaza el espectro hacia energías mas altas. Una variación de la tensión no desplaza la posición del espectro de emisión discreto (radiación característica).
- Filtración del haz (mm Al equivalente):
 - Es la atenuación de los fotones de cualquier energía y el desplazamiento del espectro de emisión hacia la banda de alta energía. Mayor energía promedio (mayor penetración), pero menor intensidad.

ESPECTRO DE RAYOS X



Cambio en el kVp afecta tanto a la amplitud como en la posición del espectro de emisión de RX, pero no afecta a la posición del espectro de emisión de RX característicos

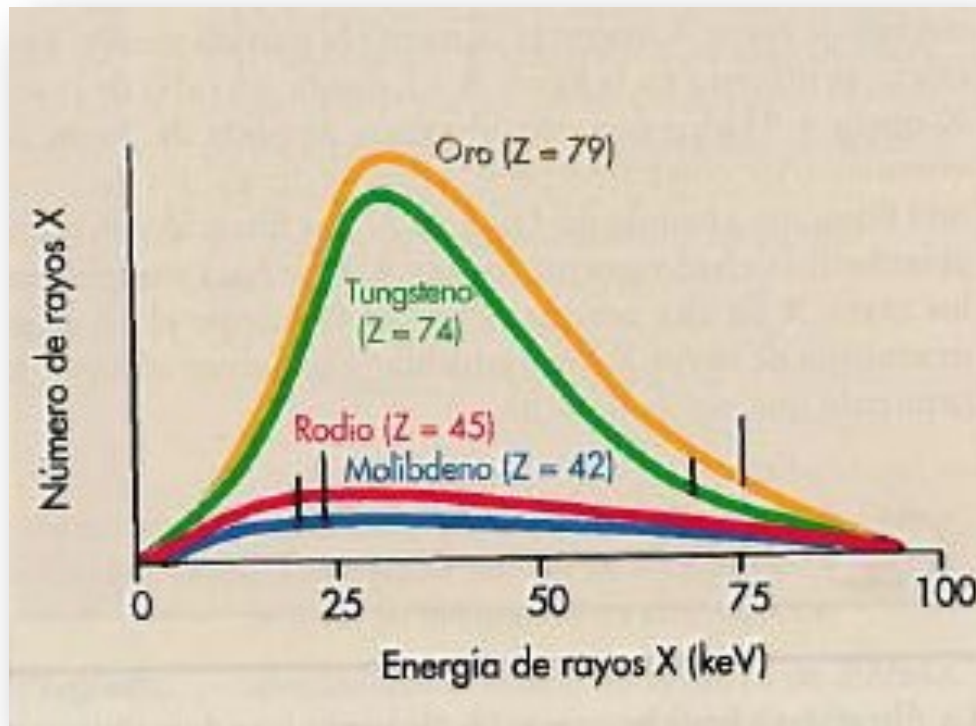
ESPECTRO DE RAYOS X



Resultado de la filtración añadida es un \uparrow en la energía media del haz de RX con una \downarrow acompañada en la cantidad de RX

ESPECTRO DE RAYOS X

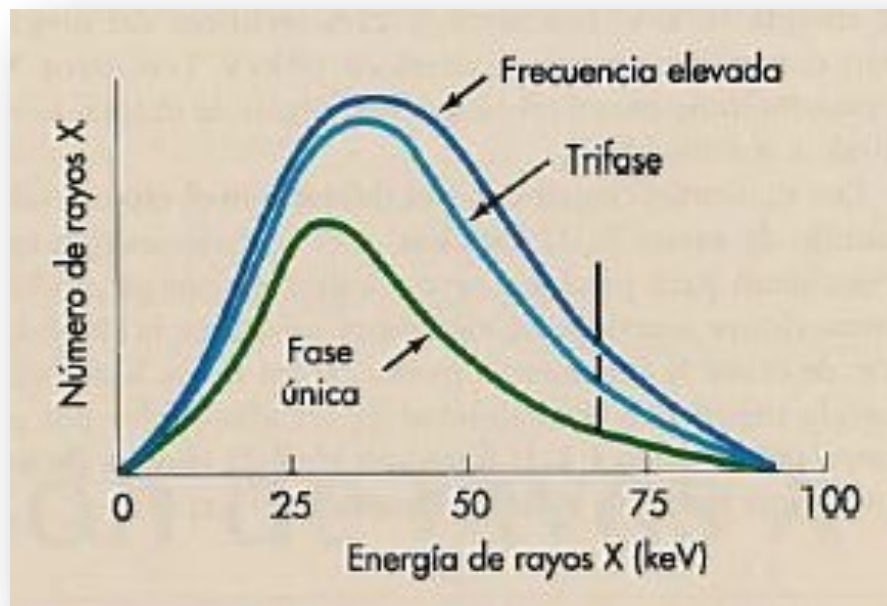
- **Material del blanco (Z):** influye mas en la parte **discreta** del espectro que en la continua. Al aumentar el número atomico del blanco, el espectro discreto se desplaza hacia la derecha, ya que la radiación característica es de energía más alta.



↑Z, ↑ la eficiencia de la producción de RX y la E de los RX característicos y frenado

ESPECTRO DE RAYOS X

- **Forma de rectificación de una onda de la tensión:**
 - Repercute de forma distinta según a componente del espectro que se considere.
 - La rectificación de alta frecuencia desvía la parte continua del espectro hacia la zona de altas energías y el área bajo la curva del espectro es mayor.
 - Respecto a la parte discreta (rayos X característicos), no hay desplazamiento de energías, pero aumenta ligeramente la cantidad, debido al mayor número de electrones incidentes disponibles para interactuar con los electrones del blanco.



ESPECTRO DE RAYOS X

FACTOR	EFEECTO
Corriente del tubo	Amplitud del espectro
Tiempo de exposición (s)	Amplitud del espectro
Voltaje del tubo	Amplitud y posición
Filtración añadida	Amplitud, más efectivo a $\downarrow E$
Material del blanco	Amplitud del espectro y posición de la línea espectral
Forma de onda de voltaje	Amplitud, más efectivo a $\uparrow E$

ESPECTRO DE RAYOS X

- **Cantidad o intensidad de rayos X:** número de fotones en el haz útil. Es proporcional al área bajo la curva del espectro. Se ve afectado por:
 - **La corriente (mAs):** es directamente proporcional a la intensidad. Si se dobla la corriente, se duplica el número de electrones que alcanza el blanco y, por tanto, se emiten dos veces más rayos X.
 - **La tensión (kV):** la intensidad es proporcional al **cuadrado de la tensión**. Por lo tanto si se dobla la tensión, la cantidad de rayos X que llega al paciente se multiplica por cuatro.
 - **Distancia:** la intensidad es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. $I \propto 1/d^2$.
 - **Filtración:** reduce la intensidad global de todo el espectro, pero especialmente la parte de bajas energías.

ESPECTRO DE RAYOS X

- **Calidad de los rayos X:** capacidad de penetración de un haz de rayos X. Se clasifican en:
 - **Duros:** alta penetración o alta calidad.
 - **Blandos:** baja penetración o baja calidad.
- Se mide mediante el valor de la **capa hemirreductora (CHR)** definida como el grosor del material absorbente para reducir la exposición producida por el haz a la mitad de su valor original (mm de aluminio equivalente). El valor habitual para los rayos X es de 3-5 mm Al eq.
- Hay dos factores que afectan a la calidad:
 - **Potencial del tubo (kV):** un aumento de la tensión provoca un aumento de la penetración.
 - **Filtración:** aumenta la calidad del haz (elimina los rayos X de baja energía), pero disminuye la cantidad (menor intensidad).

ESPECTRO DE RAYOS X

Relación entre el Kv y el CHR

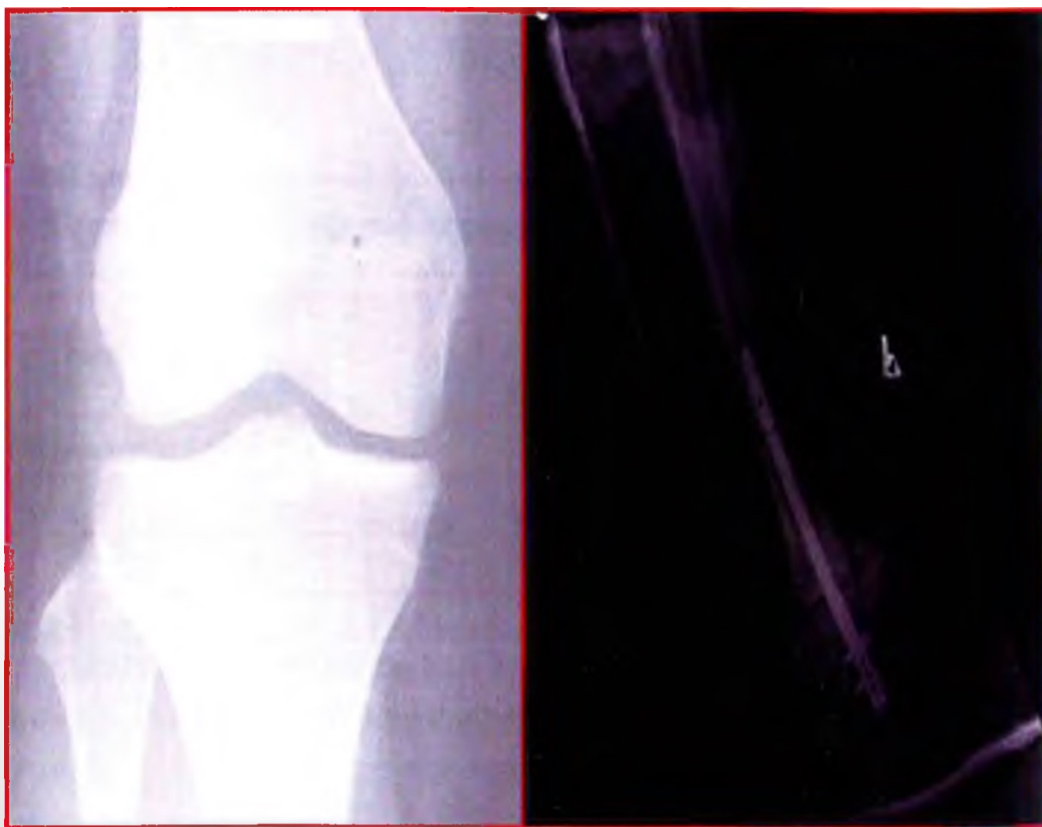
Tensión (kVp)	CHR (mm Al eq)
75	2,8
100	3,7
125	4,6
150	5,4

ESPECTRO DE RAYOS X

Aumento en	Calidad RX	Cantidad RX
Corriente del tubo (mAs)	No afecta	Aumenta proporcionalmente
Voltaje del tubo (kVp)	Aumenta	Aumenta por $(kVp)^2$
Distancia	No afecta	Disminuye $1/d^2$
Filtración	Aumenta	Disminuye

ESPECTRO DE RAYOS X

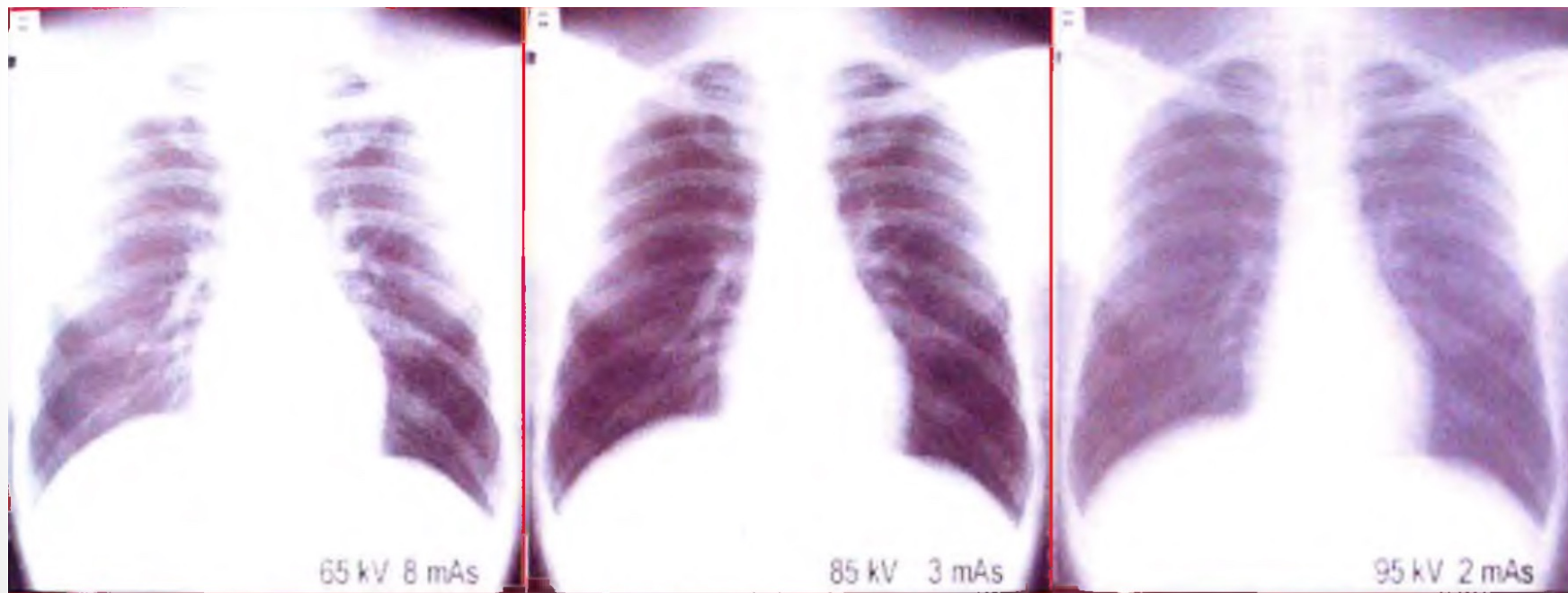
- La calidad de la imagen depende de la calidad de los rayos X:
 - Influye sobre la **densidad óptica** (grado de ennegrecimiento en película convencional) y del **brillo** (monitores). Un aumento de mAs → aumento de rayos X que alcanza la imagen → aumento de la densidad óptica o del brillo.
 - Influye sobre el **contraste**: Diferencia de densidad óptica entre estructuras adyacentes.



Variación de la densidad óptica en función de la intensidad del haz.

ESPECTRO DE RAYOS X

- Capacidad de penetración (calidad):
 - La **penetración relativa** en los distintos tejidos determina el **contraste** de la imagen.
 - La **tensión de pico** es el principal factor que controla el contraste radiográfico.



Aumento de la tensión de pico. Pérdida de contraste.

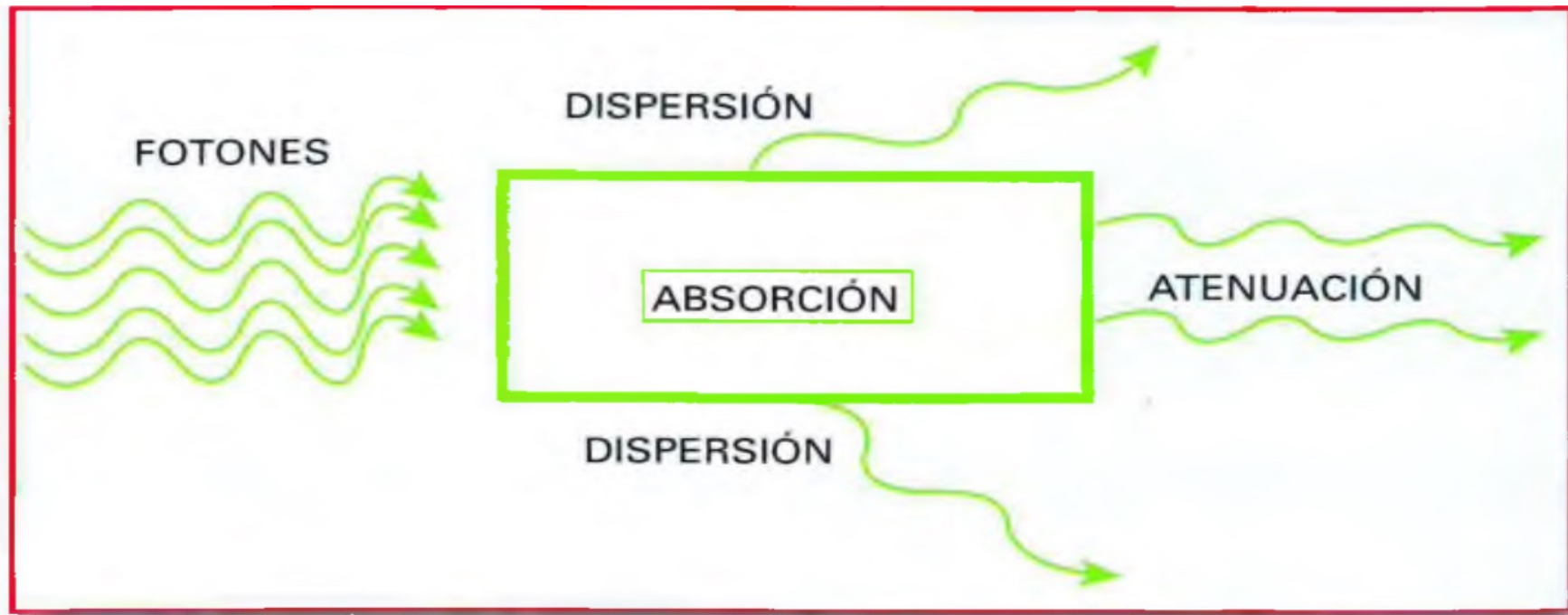
INFLUENCIA DEL ESPECTRO SOBRE LA DOSIS AL PACIENTE

- La dosis al paciente se ve afectada por **tres parámetros**:
 - Un aumento del **potencial (kV)**: reduce la dosis al paciente, ya que permite disminuir la tensión (mAs), para mantener un nivel de densidad óptica aceptable.
 - La **filtración**: debe ser la suficiente para evitar que el paciente se irradie con fotones de bajas energías que no intervienen en la formación de imagen al ser absorbidos por el paciente.
 - Cuanto mayor sean los (**mAs**) mayor es la dosis que recibe el paciente.



ATENUACIÓN DE LOS FOTONES

- Cuando un haz de rayos X o gamma penetra en un medio material, se observa una **desaparición progresiva** de los fotones que lo constituyen → **ATENUACIÓN**
- La atenuación se debe tanto a los procesos de **absorción** como a los de **dispersión**.



Esquema del proceso de **atenuación** de un haz de fotones. La cantidad de fotones que aparecen después de atravesar el medio material depende tanto de los fenómenos de **dispersión** como de los de **absorción**.

LEY DE ATENUACIÓN

Si un haz monoenergético de fotones incide perpendicularmente sobre un material de espesor x se producirá una **atenuación del haz** que depende:

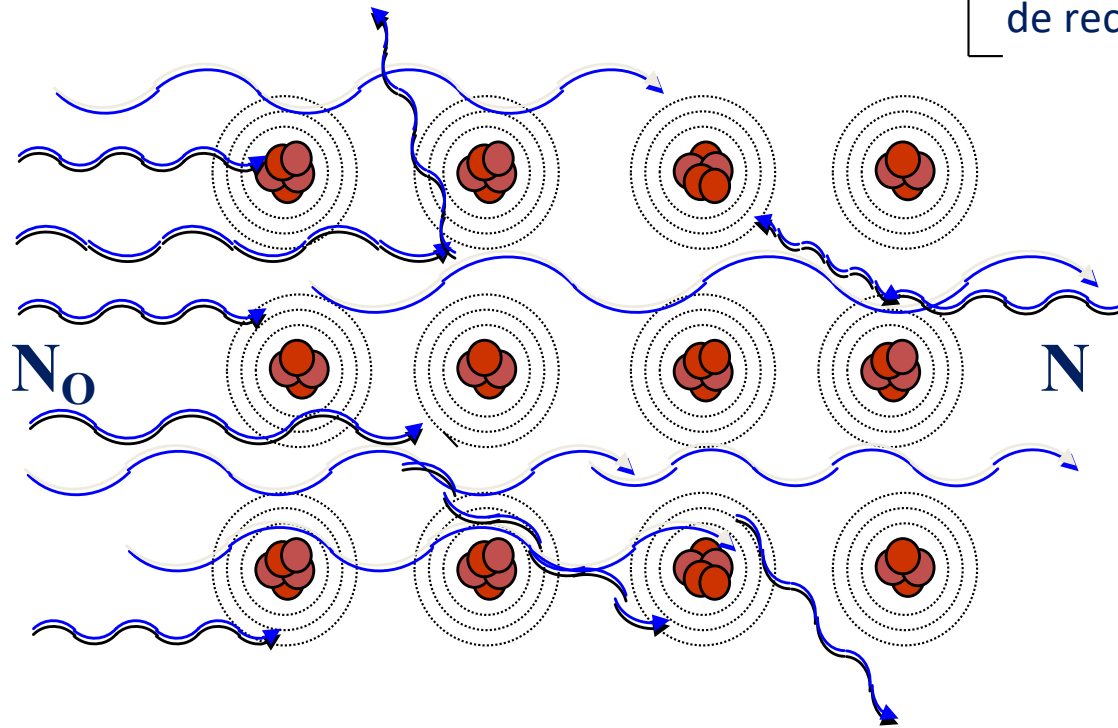
- Tipo de material
- Espesor
- Energía de los fotones incidentes

LEY DE ATENUACIÓN

ATENUACIÓN: $N = N_0 e^{-\mu x}$

x = longitud recorrida

μ = Coeficiente de atenuación lineal =
probabilidad de interacción por unidad
de recorrido



Fórmula válida si:

- **Fotones monoenergéticos**
- **Haz colimado**
- **Absorbente delgado**

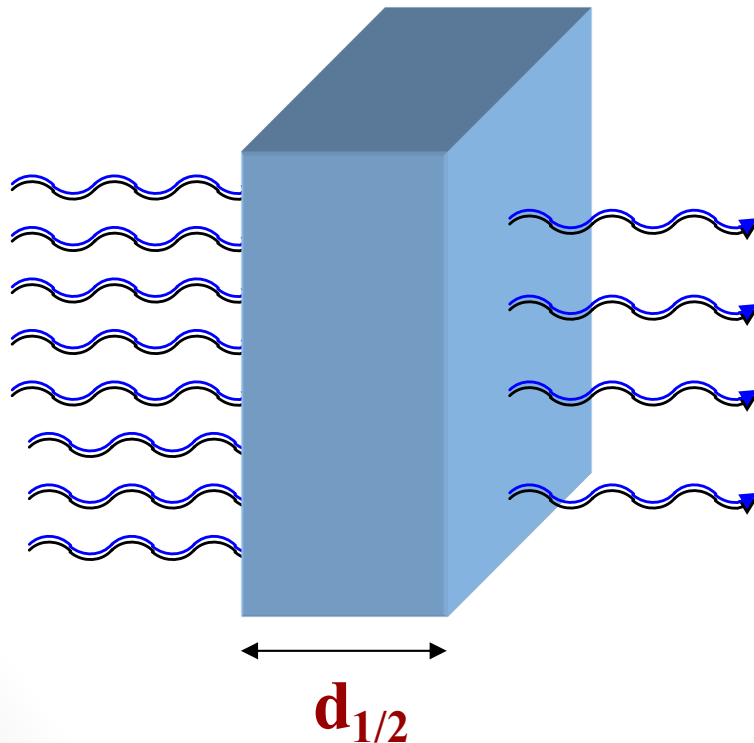
Cuando la radiación electromagnética (Rayos X ó γ) penetra en un medio natural disminuye el número de fotones por unidad de recorrido (**ATENUACIÓN**) debido a dispersiones y absorciones.

LEY DE ATENUACIÓN

COEFICIENTE DE ATENUACIÓN MÁSIKO: $\mu_m = \mu/\rho$ (cm²/g)

Ley de atenuación: $N = N_0 e^{-\mu_m X_m}$; donde $x_m = x\rho$

ESPESOR DE SEMIRREDUCCIÓN:



Grosor del material que consigue atenuar el haz (monoenergético) a la mitad:

$$d_{1/2} = \ln(2) / \mu = 0.693 / \mu$$

LEY DE LA ETENUACIÓN- EJEMPLOS

- Sabiendo que el coeficiente de atenuación de un material es 2 cm^{-1} .
¿Cuál es el espesor de semirreducción?
- Calcula el espesor de semirreducción del Pb sabiendo que en 1 cm la radiación se atenúa un 80 %.

FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA

- La imagen radiológica se forma con el **haz de fotones transmitido** por el paciente que alcanza el sistema de registro de la imagen.
- Estos fotones pueden ser:
 - **Fotones primarios** que han pasado a través del paciente sin interaccionar.
 - **Fotones dispersados** originados en los procesos de interacción **Compton** en el paciente.

Los **fotones primarios** son los que transportan la información mas **útil**, ya que su intensidad, en cada parte del haz transmitido, **depende de las diferencias de absorción de los fotones incidentes producidas en los tejidos atravesados**.

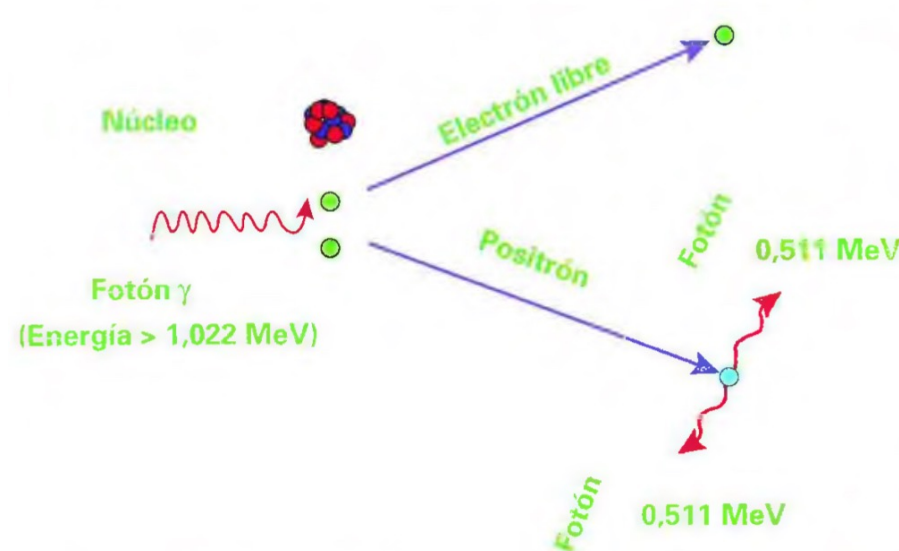
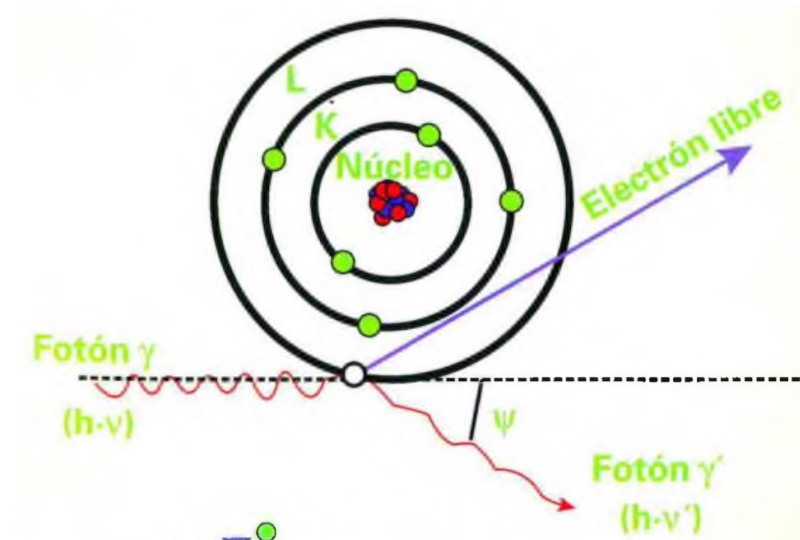
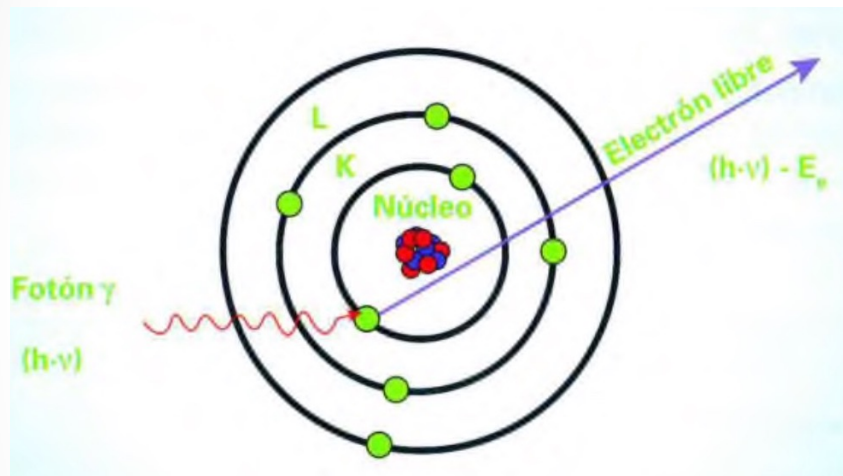
Así, **la imagen radiológica puede considerarse una “sombra” del objeto producida por los rayos X.**

[Vídeo](#)

- El **efecto fotoeléctrico** produce imágenes de **excelente calidad** por dos razones:
 - No origina radiación dispersa.
 - Aumenta el contraste natural entre los distintos tejidos.

PROCESOS DE INTERACCIÓN

Los fotones interactúan con la materia fundamentalmente mediante tres tipos de procesos: **Interacción fotoeléctrica**, **interacción Compton** y **creación de pares**.



PROCESOS DE INTERACCIÓN

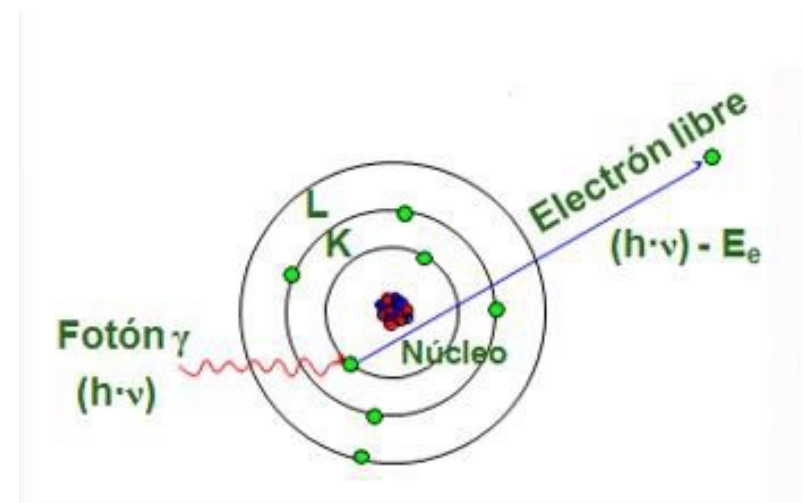
¿Cuándo va a producirse cada efecto?

Coeficiente de atenuación	Aumenta Energía fotón	Aumenta Z del material	Aumenta Densidad material
FOTOELÉCTRICO	DISMINUYE (1/E³)	AUMENTA Z³	AUMENTA (ρ)
COMPTON	DISMINUYE (1/E)	PRÁCTICA- MENTE NO VARÍA	AUMENTA (ρ)
CREACIÓN DE PARES	AUMENTA	AUMENTA	AUMENTA

FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA

EFFECTO FOTOELÉCTRICO

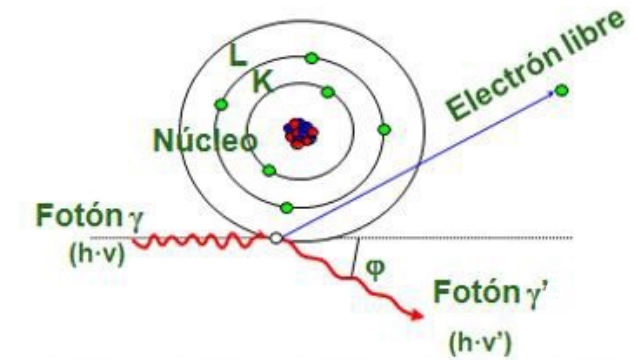
- Puesto que las diferencias de absorción dependen de Z^3 , **pequeñas diferencias en la composición química de dos tejidos originan importantes diferencias de absorción.**
- Debido a que la probabilidad de absorción del fotón disminuye cuando aumenta la energía de los fotones, **el contraste disminuye al aumentar la tensión aplicada al tubo.**
- Desde el punto de vista de la dosis impartida al paciente, **el efecto fotoeléctrico no es deseable puesto que toda la energía del fotón incidente es absorbida** (se cede al paciente).



FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA

EFECTO COMPTON

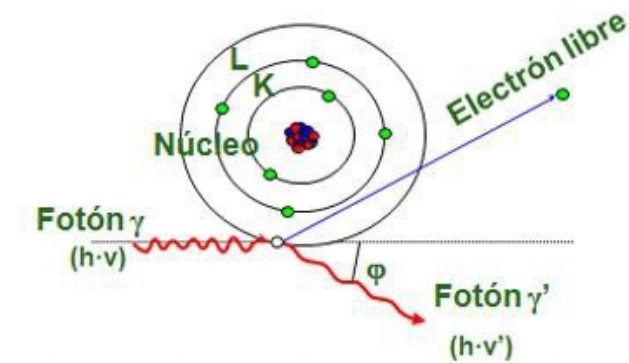
- Los fotones **dispersados** son originados mayoritariamente en la **interacción Compton**.
- Su intensidad aumenta al hacerlo la energía media del haz y el volumen atravesado.
- **La dispersión compton proporciona menos contraste** entre tejidos con distinto Z promedio que el efecto fotoeléctrico, excepto a altas energías para las que el EF es mas improbable.
- Los fotones dispersados en este proceso pueden ser emitidos en cualquier dirección, dando lugar a un **velo uniforme en la imagen que deteriora el contraste**.



FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA

EFEECTO COMPTON

- Para evitar este deterioro, se recurre a la utilización de **rejillas antidifusoras** que pueden eliminar hasta un 90% de la radiación dispersa.
- La energía depositada en el paciente es una pequeña fracción de la energía del fotón incidente y, por tanto, al **aumentar el número de interacciones Compton** disminuye la dosis impartida.



FORMACÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA

RESUMEN



- Las interacciones por **efecto fotoeléctrico** son deseables desde el punto de vista de la **calidad de la imagen** porque proporcionan un **alto contraste sin producción de radiación dispersa**, **PERO** la dosis impartida al paciente es más alta que cuando se produce interacción **Compton**.
- En consecuencia, la elección del kV adecuado para la obtención de la imagen radiológica ha de ser un **compromiso** entre los requerimientos de baja dosis y alto contraste.

EL TUBO DE RAYOS X

- ✓ Hemos descrito cómo se pueden crear los rayos X y cómo estos interaccionan con la materia.
- ✓ Hemos descrito y parametrizado el espectro de rayos X adecuado a las necesidades de exploración radiológica.

Ahora veremos técnicamente **cómo se obtiene este haz de rayos X** y conoceremos el elemento fundamental, **el equipo de rayos X**, constituido básicamente por tres grandes partes:

- **Generador**
- **Tubo**
- **Sistema de imagen**

¿Cómo se crean los RX?

EL GENERADOR DE RX

- ¿QUÉ ES?

Es el circuito, que conectado a la red eléctrica, **proporciona corriente al tubo para:**

- 1) Producir la emisión de los electrones en el **filamento** (efecto termoiónico)
 - 2) Establecer la diferencia de potencial adecuada entre el ánodo y el cátodo que **acelera los electrones**.
- En el generador (o cuadro de mandos conectado al mismo) es donde se encuentra el **sistema que permite controlar el equipo de rayos X**, seleccionando las características de disparo y efectuando el mismo.
 - La red eléctrica alimenta al generador normalmente mediante corriente **alterna monofásica de 220V y 50Hz**, significando que invierte su polaridad (de positivo a negativo) a intervalos regulares, con una frecuencia de 50 ciclos cada segundo.

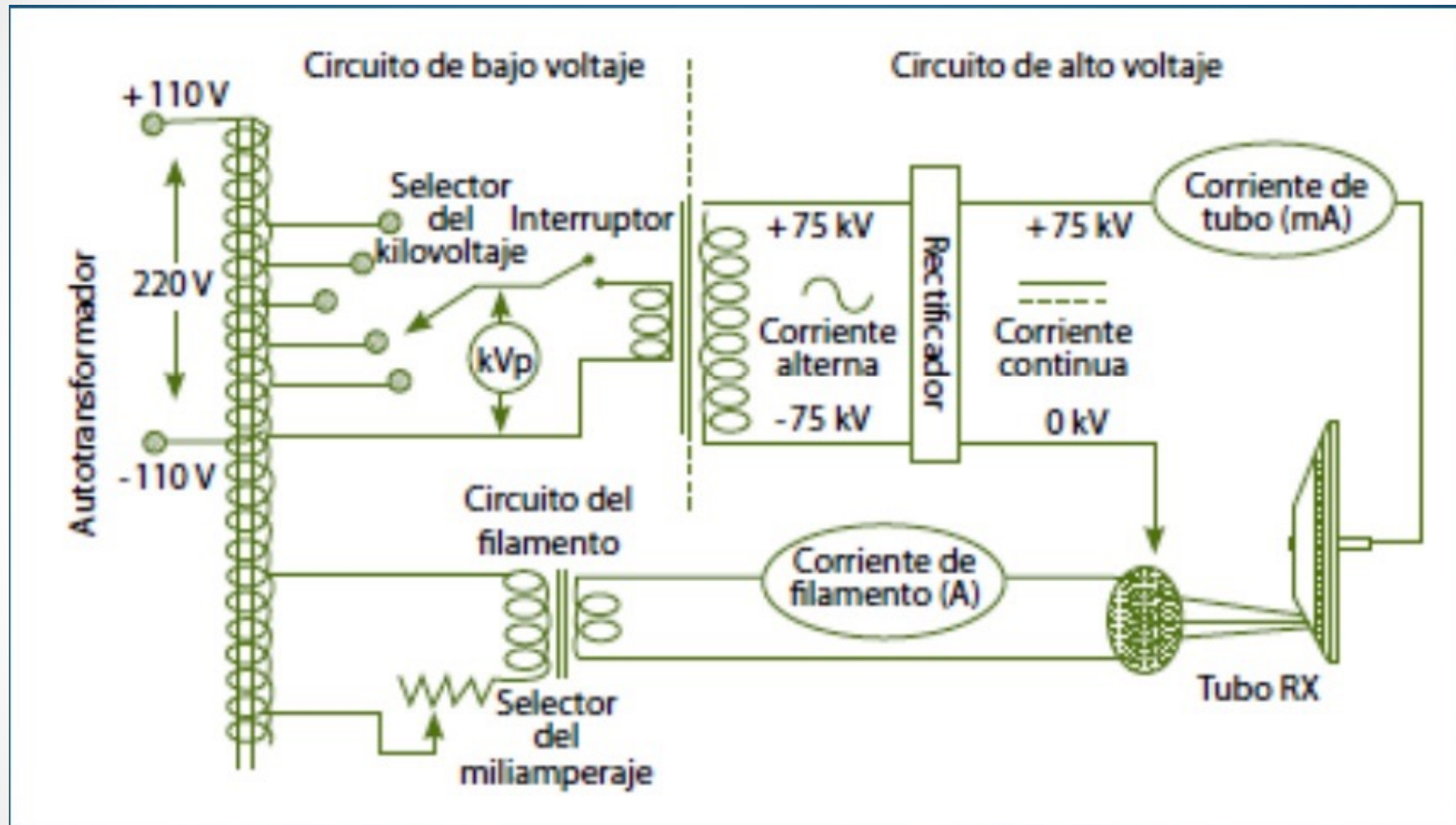
EL GENERADOR DE RX

Tiene **tres** circuitos:

1. Para el **filamento** (baja tensión)
2. Para **acelerar los electrones** (alta tensión)
3. Para regular el **tiempo de exposición**, el cual puede incorporar la posibilidad de control automático de exposición (CAE).

Los tres circuitos están **interrelacionados** y el técnico puede acceder a ellos mediante la **mesa de control**.

EL GENERADOR DE RX



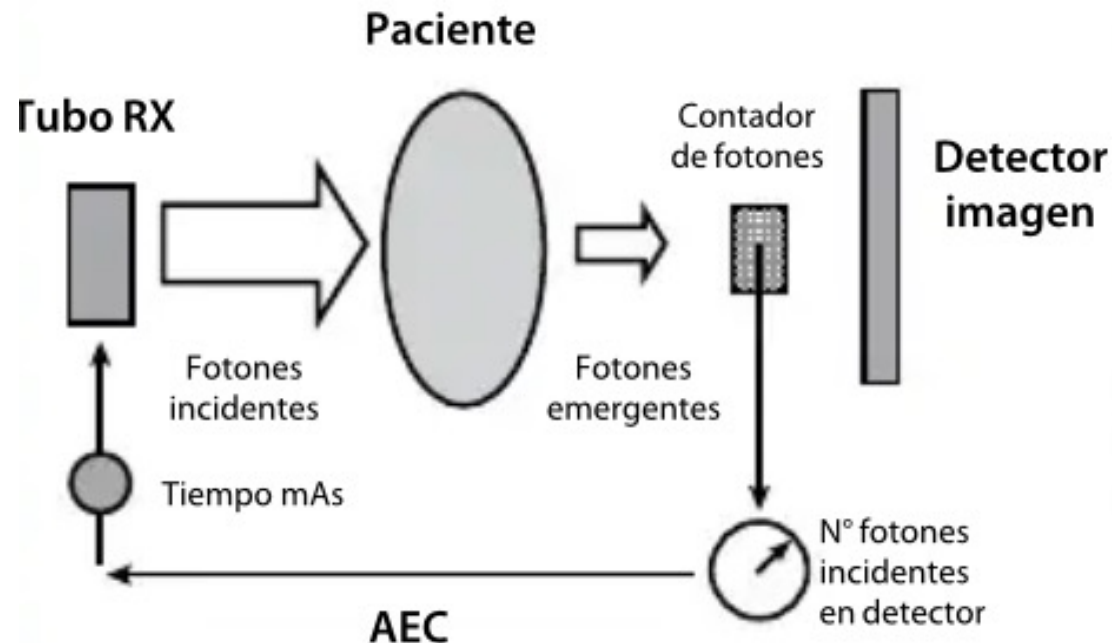
Circuito primario

Circuito secundario

EL GENERADOR DE RX

El **control automático de exposición** es un sistema que, mediante **detectores de radiación** situados inmediatamente después del dispositivo de imagen, permiten al generador realizar un disparo con la carga necesaria para generar una imagen en el dispositivo, **sin que el operador tenga que seleccionar manualmente, según el espesor del paciente**, el valor de carga adecuado.

CAE



EL GENERADOR DE RX

EL CIRCUITO DE BAJA TENSIÓN

¿QUÉ ES?

- **Proporciona la corriente que alimenta al filamento para que este emita electrones.**
- Para calentar el filamento basta con **corrientes pequeñas** (del orden del amperio) para las que son suficientes tensiones de entre 10-20 V.
- Este circuito está controlado por el selector de miliamperios en la consola de operación.
- Cuanto mayor sea la corriente de filamento mayor temperatura alcanzará el filamento y se emitirá un **mayor número de electrones**, proporcionando al equipo un haz de radiación de **mayor intensidad**.

EL GENERADOR DE RX

LOS TRANSFORMADORES



TRANSFORMADORES:

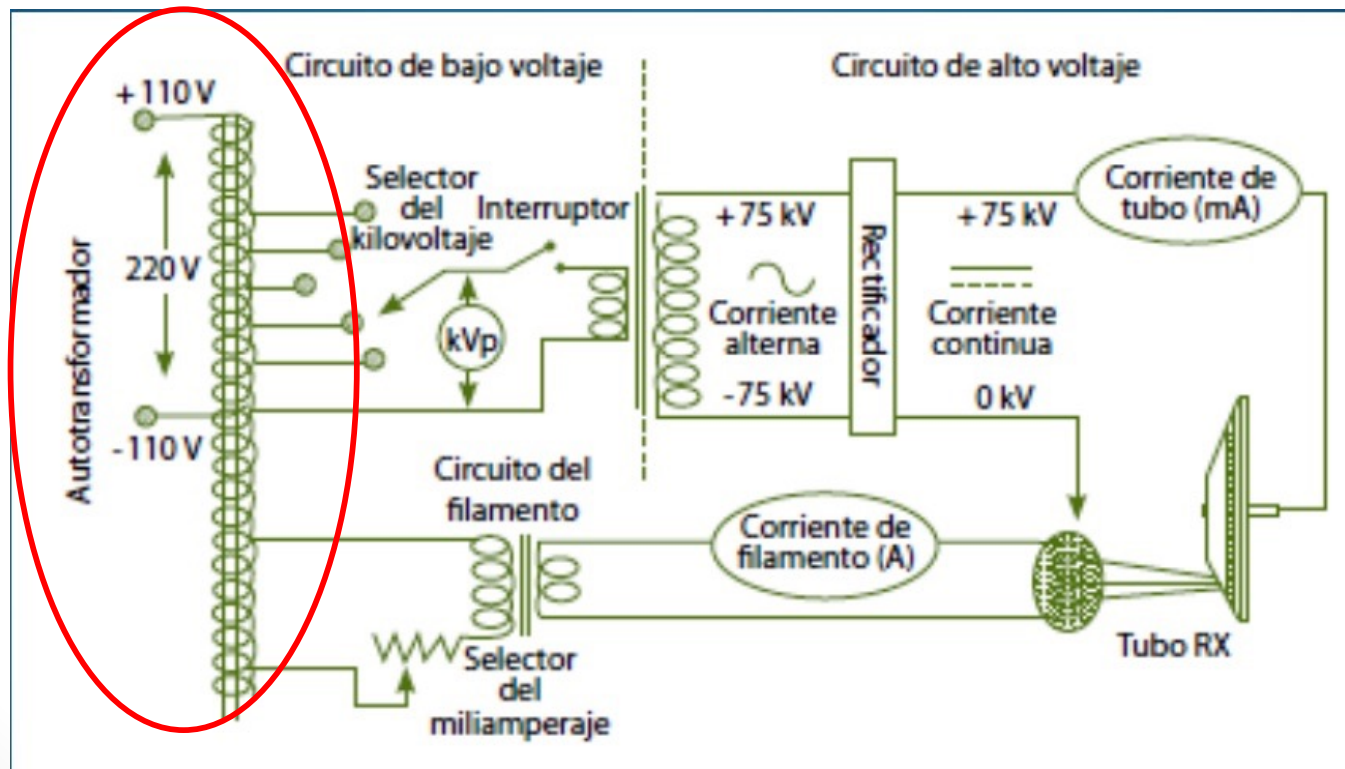
El equipo de rayos X contiene **dos tipos** de transformadores:

- **Transformador de alto voltaje:** que transforma la corriente de red en corriente de alto voltaje (de 220V a 150.000V).
- **Transformador de bajo voltaje:** que transforma la corriente de red en corriente de bajo voltaje (de 220V a 10V).

EL GENERADOR DE RX

EL AUTOTRANSFORMADOR

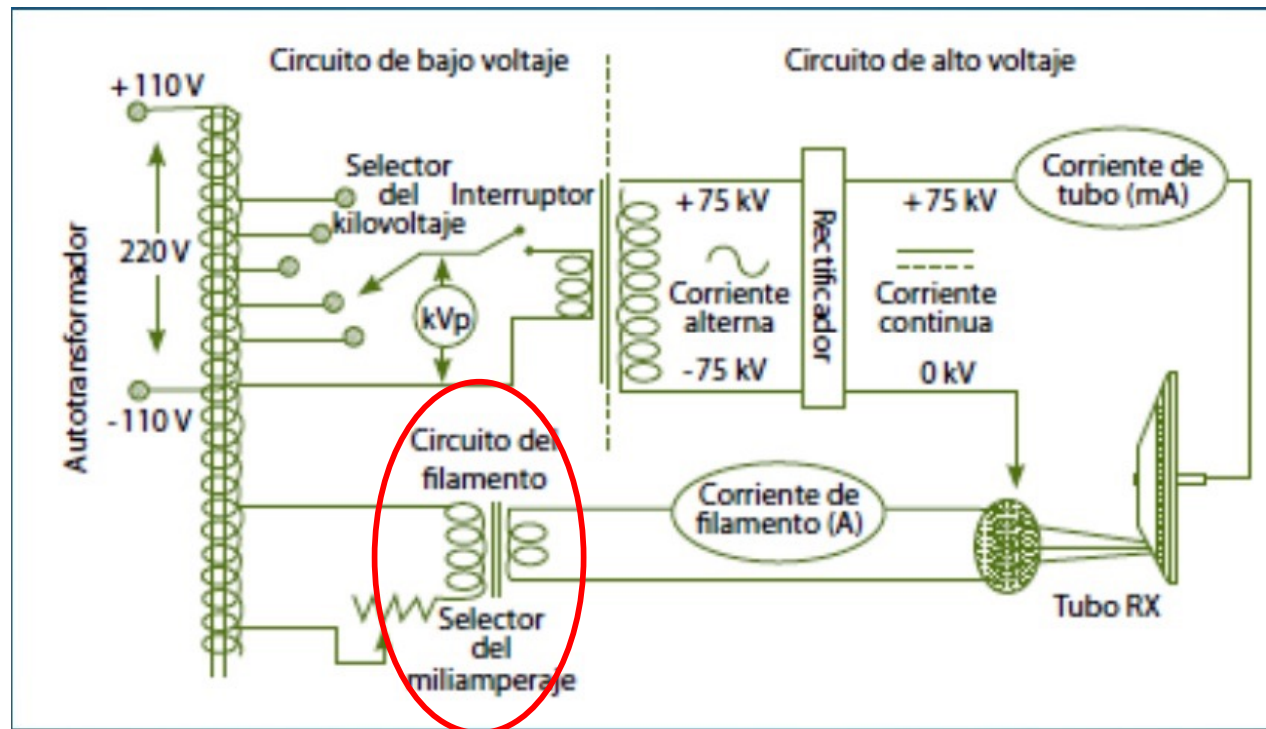
- El potencial acelerador (kVp) que se aplica al tubo de rayos X se mueve en un **amplio rango de valores (40 y 150 kVp)**.
- Estos valores se consiguen variando el voltaje aplicado mediante un **autotransformador -> BOBINA (Autoinducción)**



EL GENERADOR DE RX

EL CIRCUITO DEL FILAMENTO

- Circuito que regula el flujo de corriente a través del filamento.
- Consta de una **resistencia variable** y de un **transformador de baja tensión**.
- La intensidad de corriente que fluye por este circuito puede variarse con una resistencia ($V=R*I$).
- Puede considerarse que **la resistencia variable es el selector de mA**.

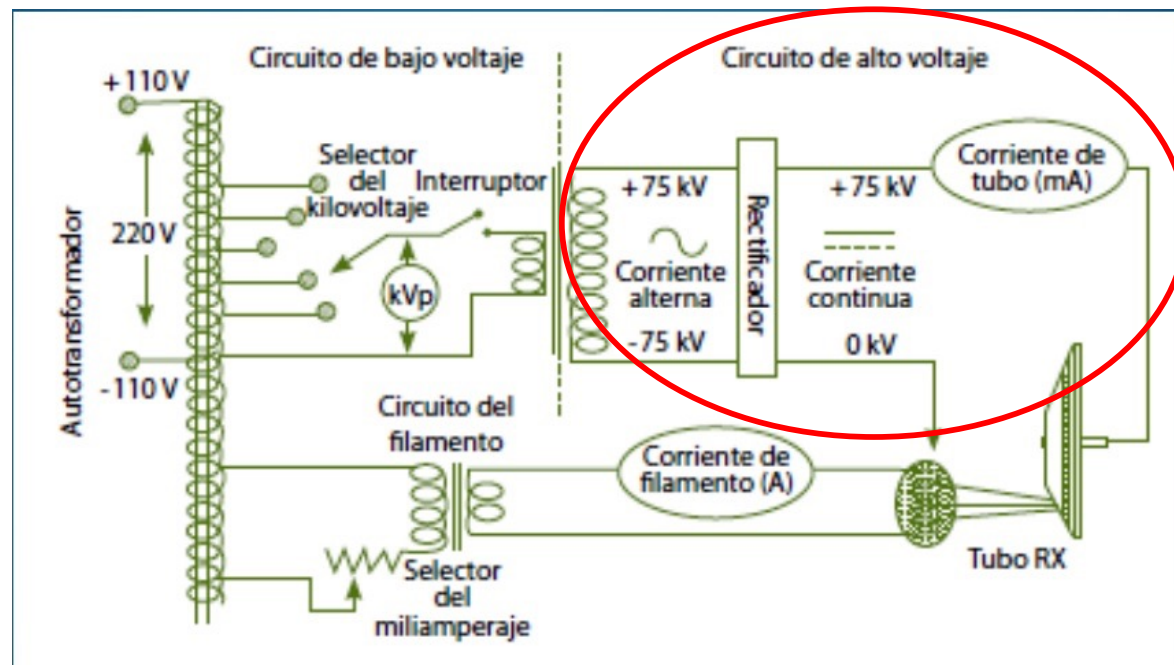


EL GENERADOR DE RX

EL CIRCUITO DE ALTA Tensión

- Es el circuito **cátodo-ánodo**
- El transformador de alto voltaje consta de **dos bobinas de espiras**.
- Debe ser capaz de aumentar el voltaje entre **220V y 150.000V**.
- Incorpora un **amperímetro** que mide el mA del circuito de alta tensión.
- Posee un **interruptor** que da comienzo y fin a la exposición.
- En función del modo de generar la corriente de alta tensión podemos distinguir los siguientes **tipos de generadores**:

1. **Generadores de descarga de condensador**
2. **Generadores con baterías**
3. **Generadores con sistema de rectificación**



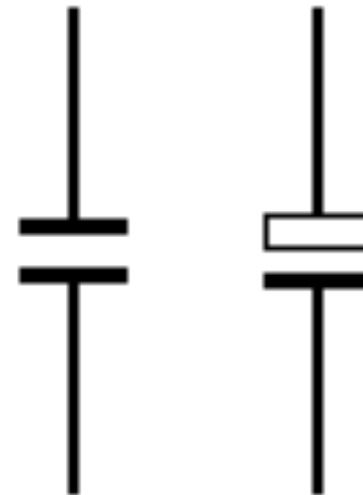
EL GENERADOR DE RX

TIPOS DE GENERADORES

1. Generadores de descarga de condensador:

¿QUÉ ES UN CONDENSADOR?

Dispositivo pasivo capaz de **almacenar energía** en forma de campo eléctrico.



EL GENERADOR DE RX

TIPOS DE GENERADORES

1. Generadores de descarga de condensador:

- El condensador es **cargado previamente** con diferencias de potencial de hasta **350V**.
- En el momento del disparo, este proporciona un **pulso de corriente muy intenso y de muy corta duración**.
- A medida que el condensador se **descarga**, el pulso disminuye en intensidad hasta que la diferencia de potencial proporcionada **no permite acelerar suficientemente los electrones** como para que estos adquieran la energía necesaria para la emisión de rayos X → **cesa el disparo**.
- Se emplea en **equipos portátiles**.
- Ofrece **tiempos de disparo muy corto**.
- **Inconveniente: tiempo de espera entre disparos**, ya que el condensador debe volver a cargarse.

EL GENERADOR DE RX

TIPOS DE GENERADORES

1. Generadores de descarga de condensador:



EL GENERADOR DE RX

TIPOS DE GENERADORES

2. Generadores con baterías:

- Conjunto de miles de células de batería cada una del orden del V → **todas juntas kV**.
- Disponen de un **temporizador** que conecta y desconecta las baterías durante el tiempo de disparo.
- **Ventajas**:
 - ✓ Su **autonomía**, ya que pueden funcionar sin corriente o con una corriente pequeña.
 - ✓ Proporcionan una **diferencia de potencial constante** en todo el disparo.
- **Desventaja**: las baterías deben **recargarse** cada cierto tiempo, aunque soportan varios disparos.

EL GENERADOR DE RX

TIPOS DE GENERADORES

3. Generadores con sistemas de rectificación:

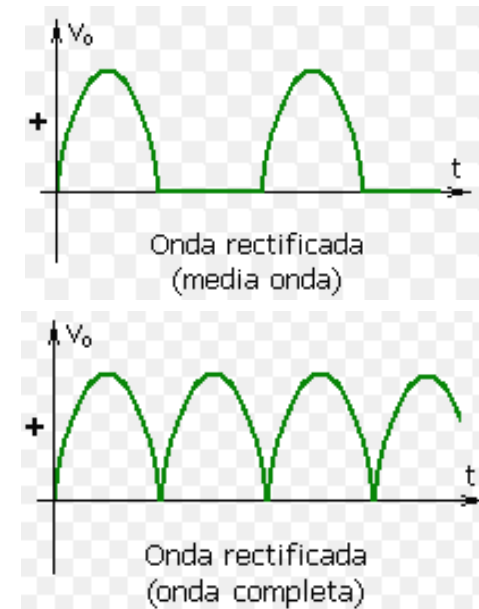
- La rectificación es el proceso de **convertir la corriente alterna en continua**.
- El transformador de alto voltaje proporciona corriente alterna de alto voltaje.
- El rectificador permite que la corriente eléctrica discurra en una determinada dirección, pero lo **impide en la dirección contraria**.

EL GENERADOR DE RX

TIPOS DE GENERADORES

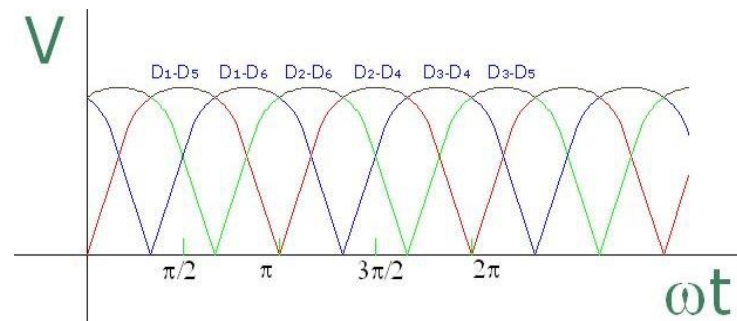
- **Generador con sistema de rectificación monofásico:**

- **Rectificación a media onda:** suprime la parte de la onda negativa. Su única ventaja es proteger el tubo de rayos X.
- **Rectificación de onda completa:** invierte la dirección de la onda solo durante el tiempo que dura la onda negativa. Desventaja: presenta valles.



- **Generador con sistema de rectificación trifásico:**

- Los generadores trifásicos generan un **voltaje casi constante** para el tubo de rayos X.
- Una corriente trifásica se puede representar como **la suma de tres corrientes alternas en distinta fase**, con un cierto desfase en el tiempo.



RECORDEMOS...

Partes fundamentales de un equipo de RX

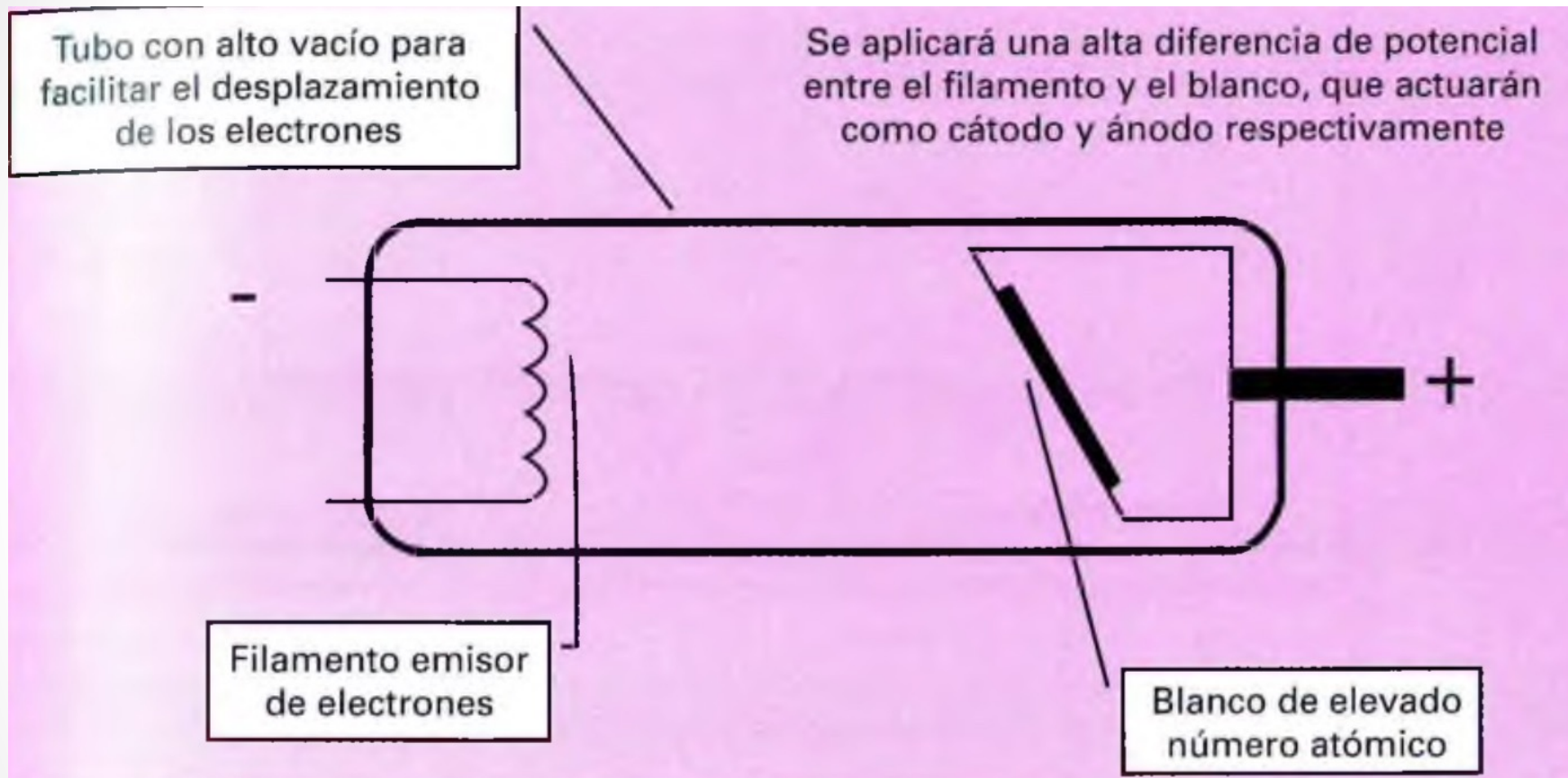
- **Generador**
 - Circuito de baja tensión (filamento)
 - Circuito de alta tensión (acelerar los e-)
 - Generadores de descarga
 - Generadores con baterías
 - Generadores con sistema de rectificación
 - CAE
- **Tubo**
- **Sistema de imagen**

RECORDEMOS...

Partes fundamentales de un equipo de RX

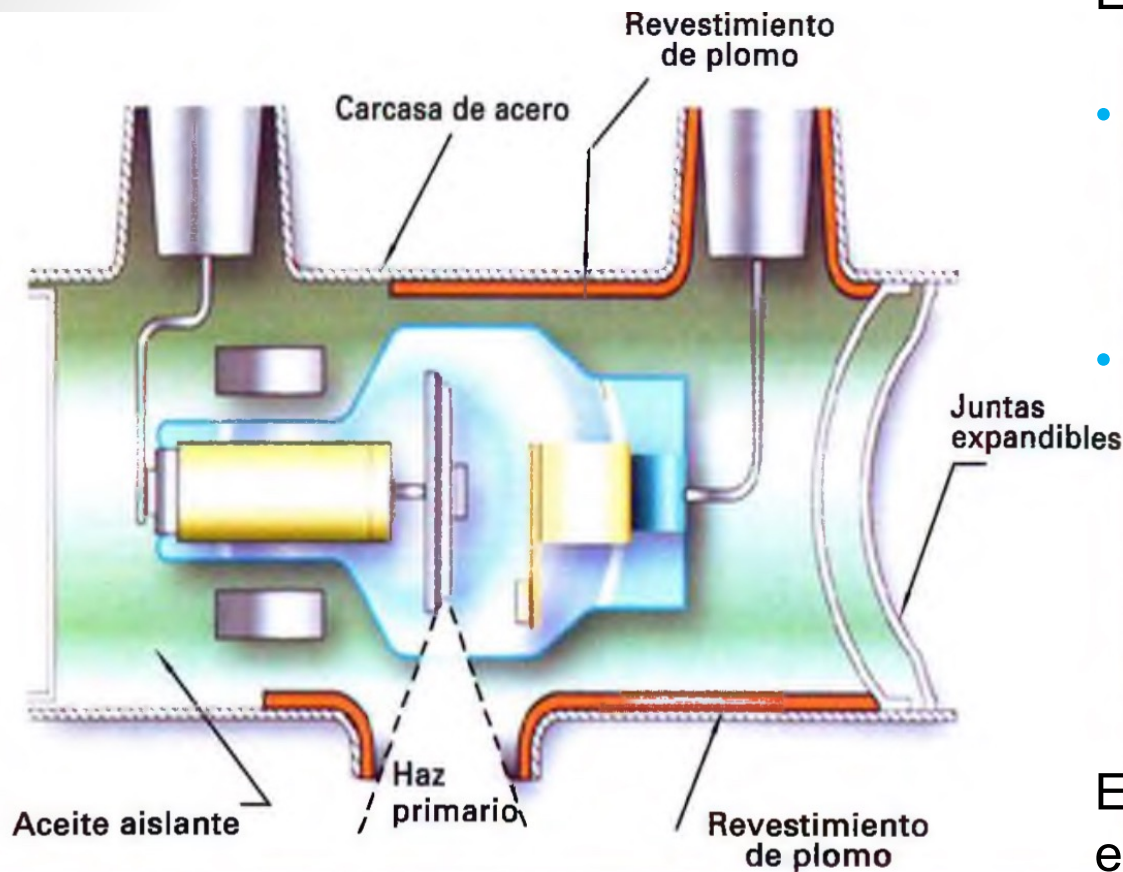
- **Generador**
 - Circuito de baja tensión (filamento)
 - Circuito de alta tensión (acelerar los e-)
 - Generadores de descarga
 - Generadores con baterías
 - Generadores con sistema de rectificación
 - CAE
- **Tubo**
 - Cátodo
 - Ánodo
- **Sistema de imagen**

EL TUBO DE RAYOS X



Tiene la misión de **conseguir**, a partir de la señal eléctrica suministrada por el generador, **la emisión de radiación X**

EL TUBO DE RAYOS X



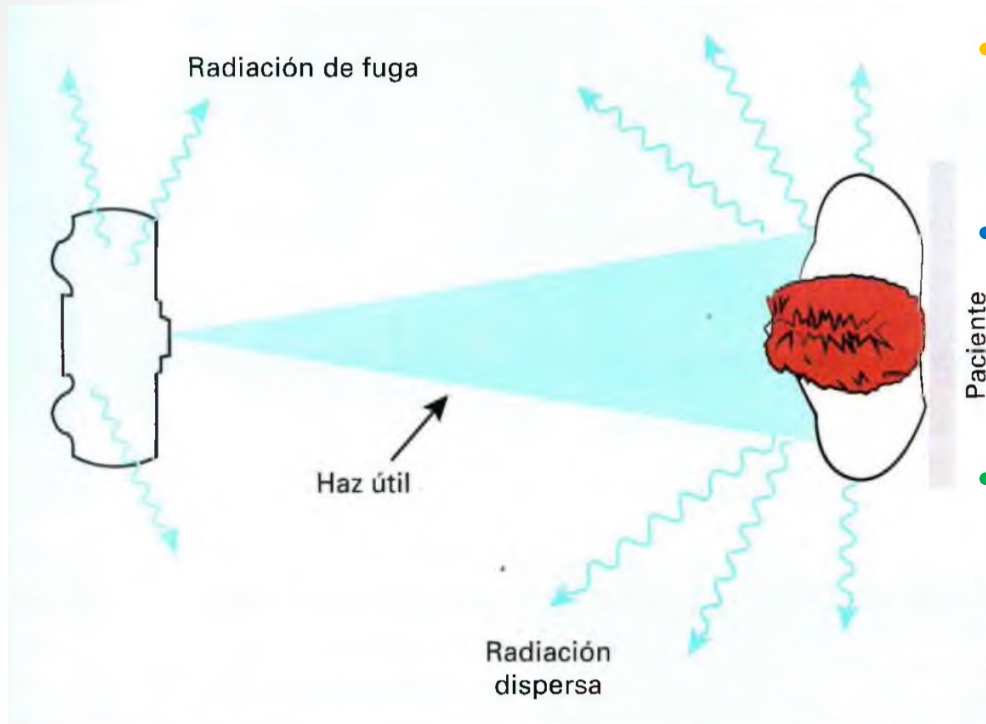
Elementos principales:

- **CÁTODO**: calentado por una corriente de baja intensidad, **emite electrones** por efecto termoiónico.
- **ÁNODO**: hacia el cual se aceleran los electrones y en el que estos producen **radiación de frenado y emisión de rayos X característicos**.

El conjunto cátodo-ánodo se encuentra en el interior de un recipiente sellado de cristal en el que se ha realizado el **vacío**

El tubo va montado en una estructura blindada denominada **coraza o carcasa protectora (Pb+acero)**, en la que se ha practicado un agujero en la dirección del haz de radiación útil → Evitar que se produzca emisión de radiación en direcciones distintas a las del haz útil,

EL TUBO DE RAYOS X



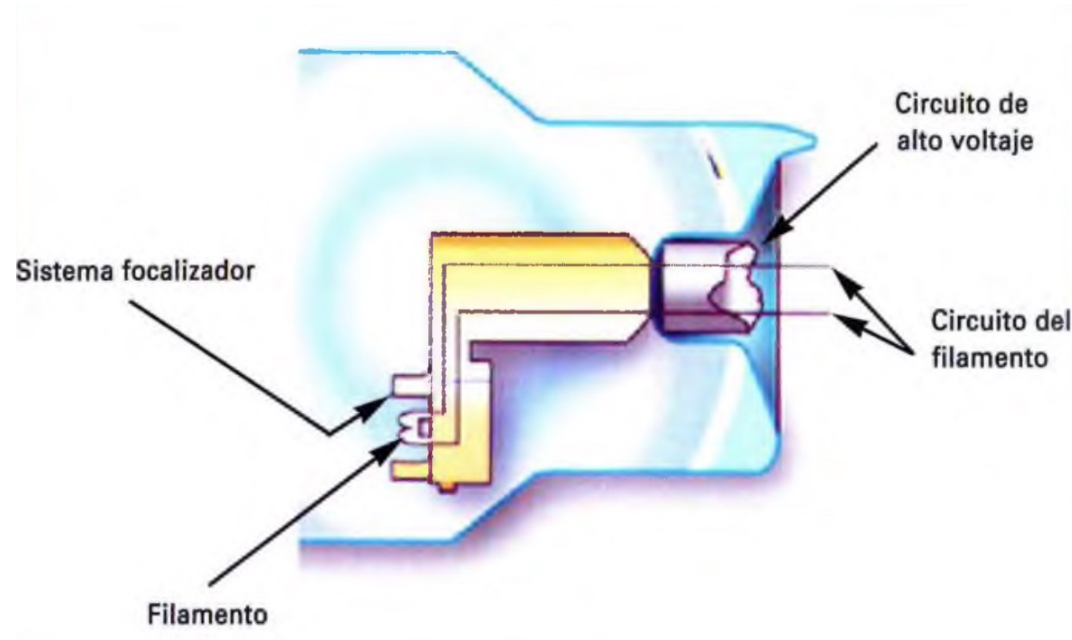
- **Haz útil o radiación primaria o haz directo:** RX emitidos a través de la ventana del tubo.
- **Radiación de fuga:** radiación que es capaz de atravesar la coraza, en direcciones distintas a las del haz útil.
- **Radiación dispersa:** radiación producida al "chocar" el haz primario con un objeto. El **paciente** es el principal productor de radiación dispersa.

Cada uno de estos tres tipos de haces tienen **diferentes intensidades**. Ordenados de mayor a menor:

1. **Haz primario**
2. **Haz disperso:** intensidad disperso = 0,1 % Intensidad primario a 1 m
3. **Radiación de fuga**

EL TUBO DE RAYOS X

CÁTODO

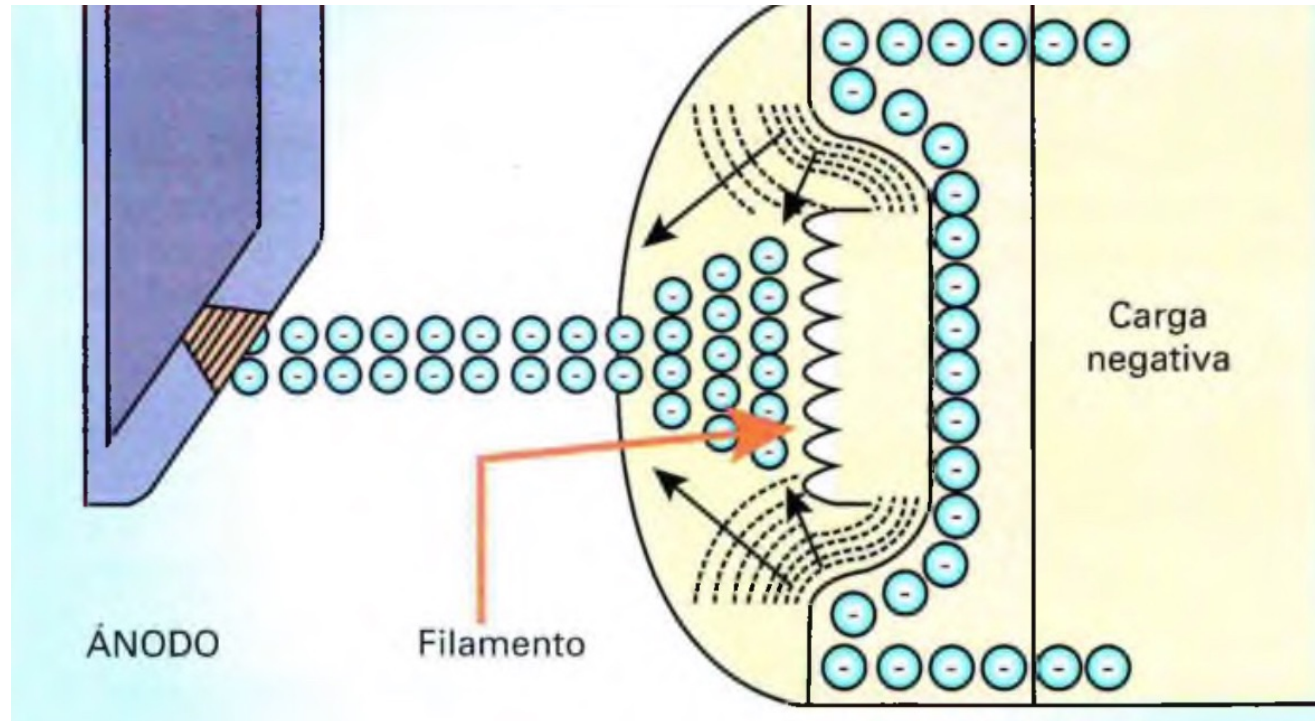


Filamento:

- Se calienta y esa energía térmica se invierte en ionizarse: **efecto termoiónico**.
- Material que haga posible el ETI pero con punto de fusión alto → **TUNGSTENO (Z=74 y PF=3422 °C)**

EL TUBO DE RAYOS X

CÁTODO

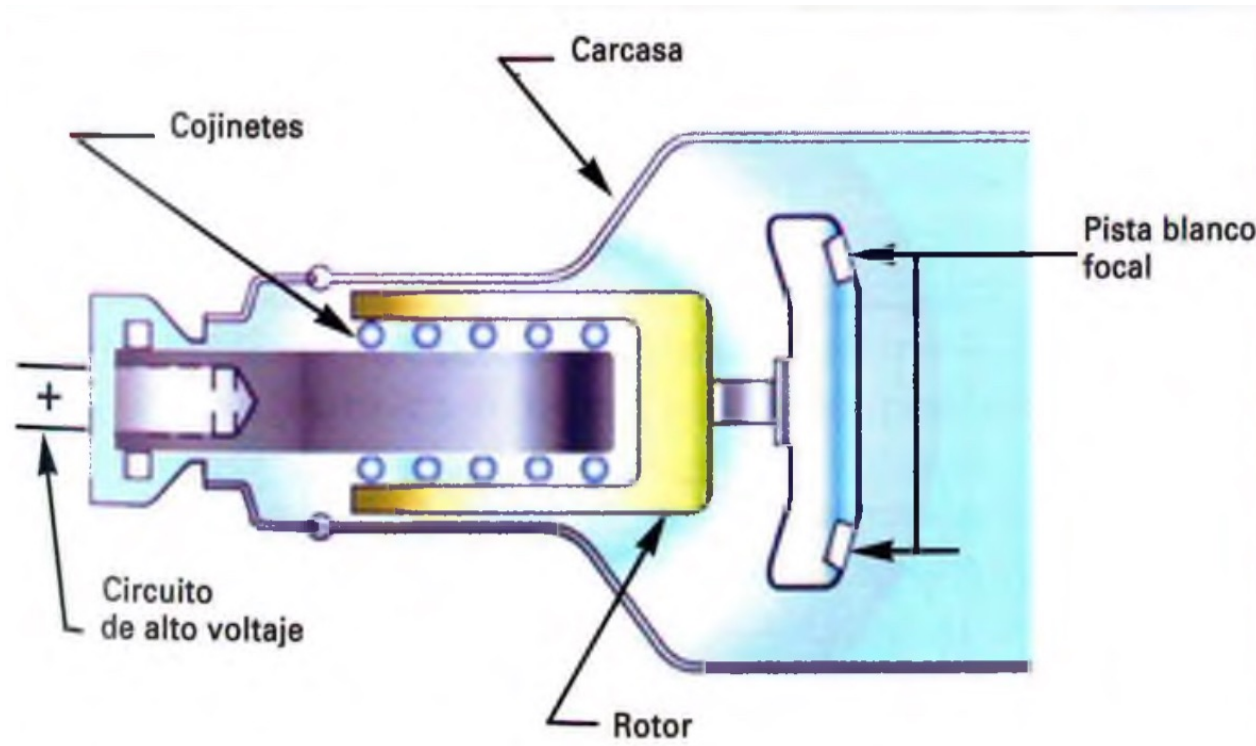


Sistema focalizador:

- Es la ligera depresión en el conjunto del cátodo destinada a acoger el filamento.
- Se diseña de forma que, al cargarse negativamente, **dirija los electrones emitidos hacia el ánodo**, tratando de focalizarlos para que la incidencia sea en un único punto. Así, el foco de emisión de rayos X tiene el menor tamaño posible.

EL TUBO DE RAYOS X

ÁNODO



- Es el **blanco** en el que impactan los **electrones** emitidos por el cátodo.
- Los electrones van a perder la mayor parte de su energía en forma de **energía térmica** (entre un 98 y un 99 % de su energía total) y no de emisión de radiación (el 1-2 % restante) → **sistema de refrigeración**

EL TUBO DE RAYOS X

ÁNODO

Características que debe cumplir:

- Punto de fusión lo más alto posible
- Baja evaporación
- Z alto para favorecer la emisión de radiación por parte de los electrones
- Buen conductor del calor
- Energía de emisión característica adecuada al propósito diagnóstico de los rayos X

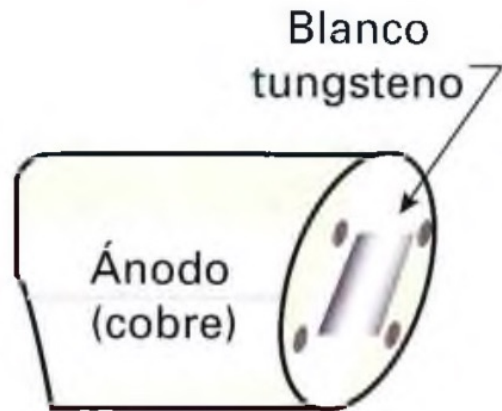


TUNGSTENO

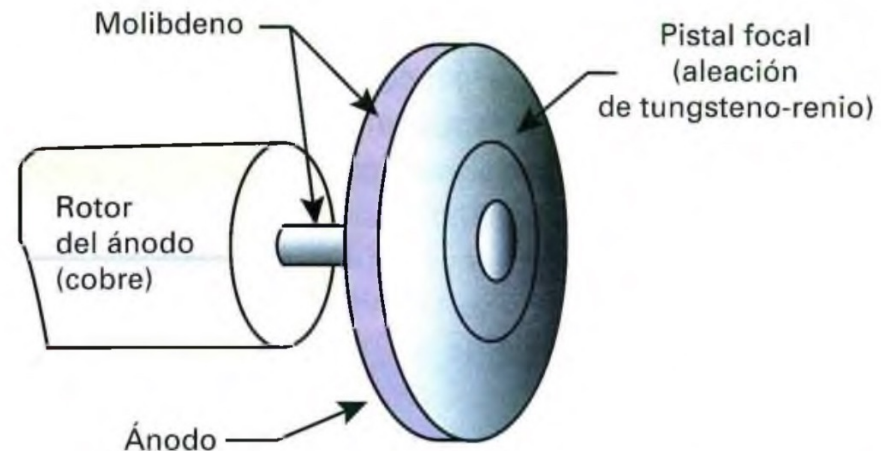
Con el fin de conseguir una **mejor disipación térmica**, existen los sistemas de **ánodo giratorio** en los cuales la disipación de calor se reparte en una superficie mucho mayor, gracias a la rotación continua del ánodo durante el disparo

EL TUBO DE RAYOS X

ÁNODO



Esquema de **ánodo fijo** con soporte de cobre



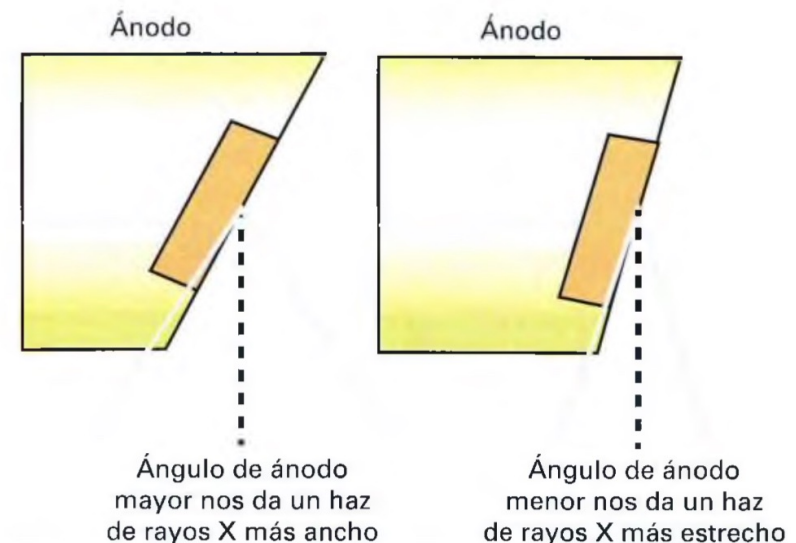
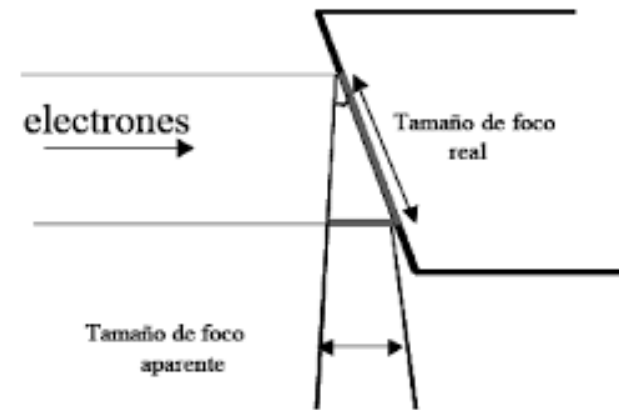
Esquema de **ánodo rotatorio** con rotor de cobre. El calor no se puede disipar eficientemente por el eje del rotor que además debe sufrir el calor generado por los cojinetes. El calor se disipa por radiación.

La presencia de **molibdeno** o **grafito** en el ánodo hacen que su pérdida de calor por conducción sea mínima, ya que ambos materiales tienen una **conductividad térmica muy baja**

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

FOCO TÉRMICO Y FOCO EFECTIVO

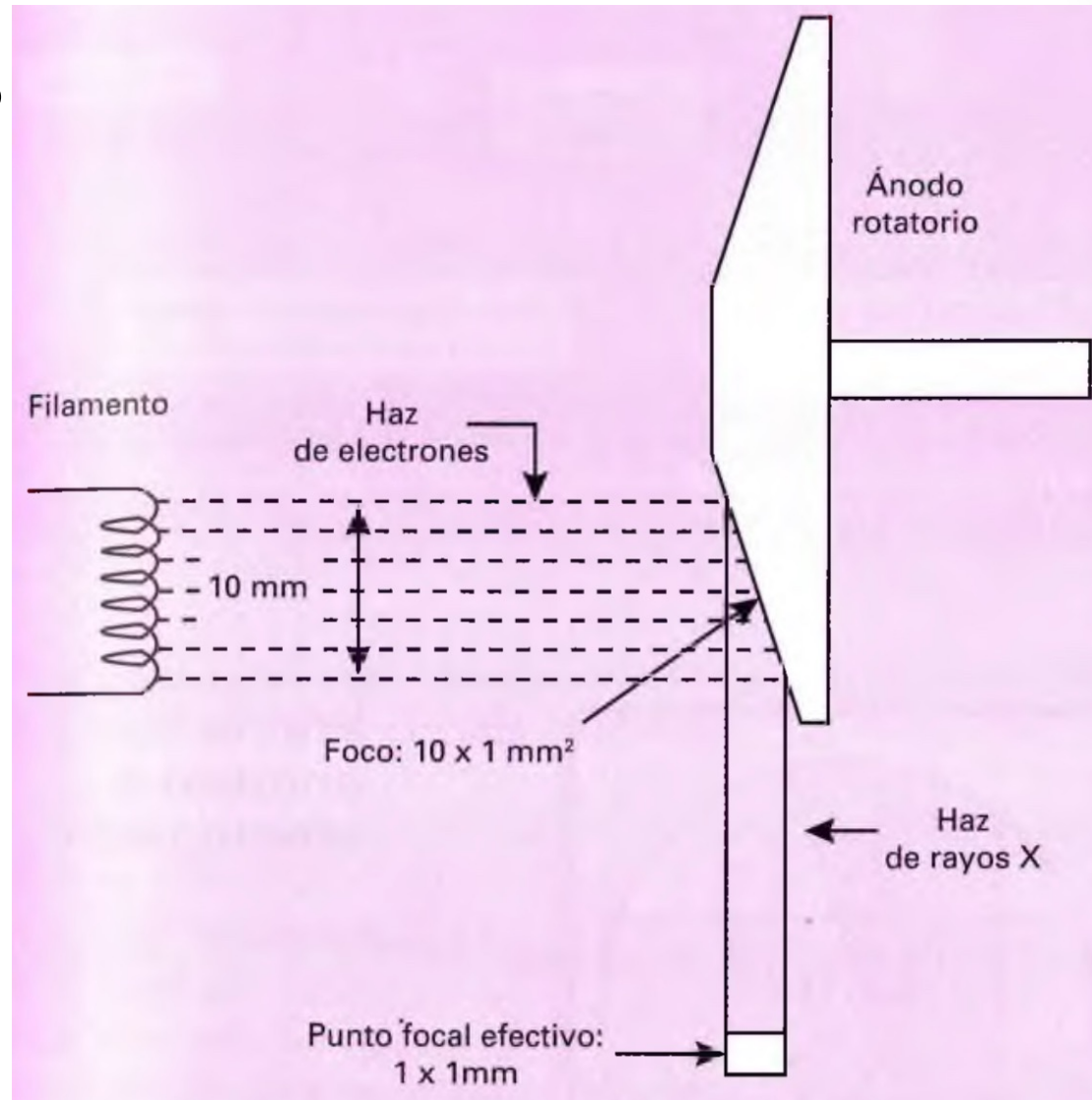
- **Foco térmico** (“real”): superficie anódica en la que impactan los e^- . A menor tamaño, menor superficie anódica disponible para disipar la energía de los e^- → **interesa que tenga el mayor tamaño posible**.
- **Foco efectivo**: proyección del foco térmico en la dirección de emisión de radiación. A mayor tamaño menor calidad de la imagen → **interesa que tenga el menor tamaño posible**.
- ¿Como conseguir gran foco térmico y pequeño foco Efectivo? → **disminución del ángulo anódico**.
- **Ángulo anódico**: ángulo que forma el ánodo con la dirección del haz de radiación.



CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

FOCO TÉRMICO Y FOCO EFECTIVO

Geometría del foco térmico
y foco efectivo



CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

TAMAÑO DEL PUNTO FOCAL Y GEOMETRÍA DE LA IMAGEN

- Si el tamaño del punto focal no es estrictamente puntual se generará una imagen con pérdida de nitidez.
- La mejora de la nitidez implica un **punto focal pequeño**.
- **Foco fino**: Implica que disminuye la intensidad del haz de radiación lo que implica **tiempos de exposición más largos**.
- **Foco grueso**: Permite mayor intensidad del haz lo que necesariamente lleva a **tiempos de exposición más cortos**.

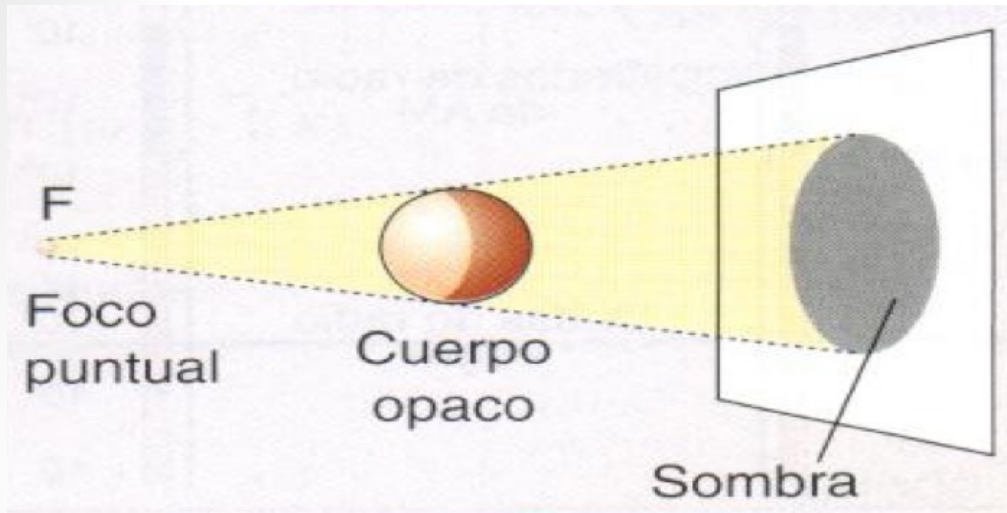
¿Qué foco elijo?

Depende del movimiento del órgano

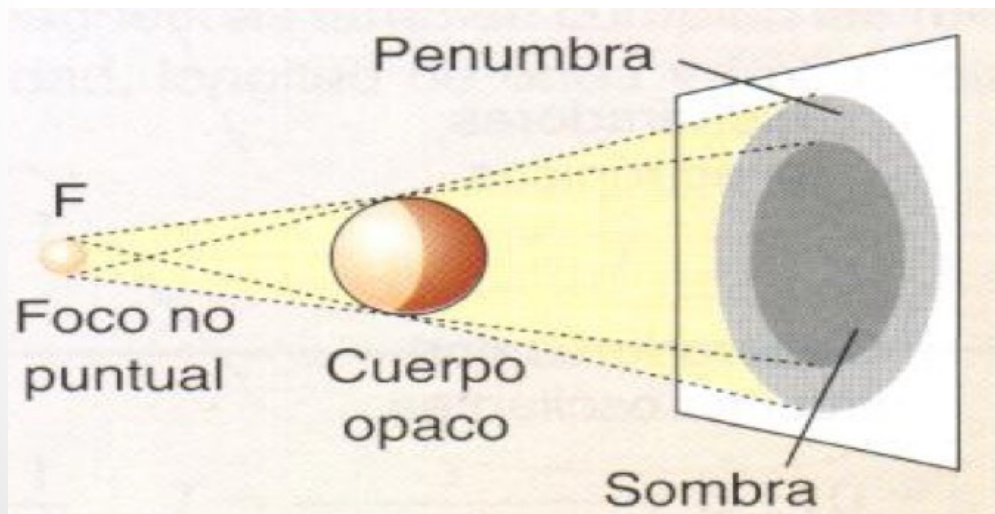
Órganos con movimiento rápido podrían requerir un foco mayor

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

TAMAÑO DEL PUNTO FOCAL Y GEOMETRÍA DE LA IMAGEN



Foco puntual



Foco no puntual

Efecto del tamaño del foco en la generación de **penumbras** en la imagen

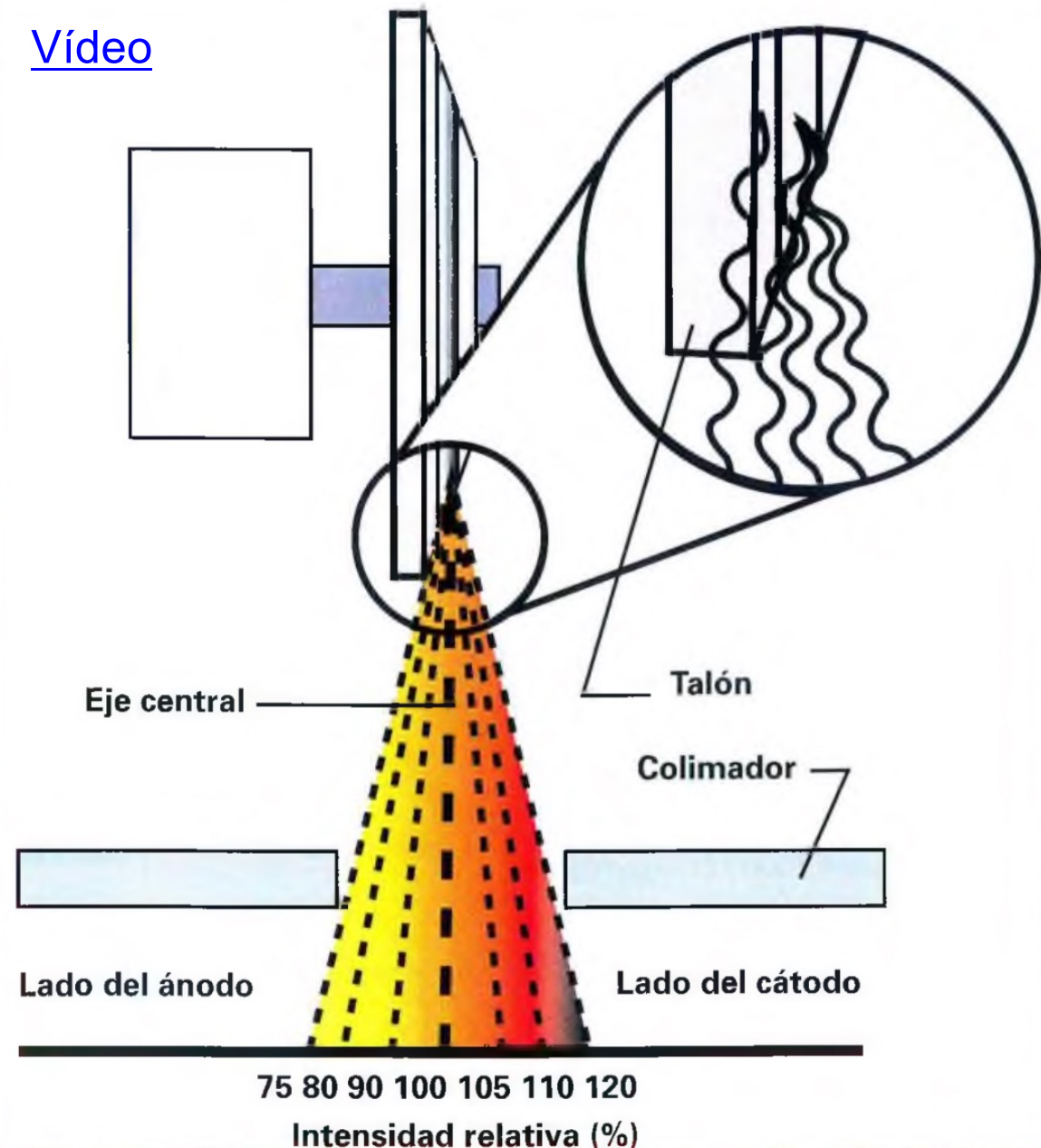
CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

EFFECTO ANÓDICO (EFFECTO TALÓN)

La intensidad de la radiación en el lado del cátodo del campo de rayos X es mayor que en el lado del ánodo debido a que los electrones interactúan a varias profundidades en el interior del blanco.

La diferencia en la intensidad de la radiación a lo largo del haz de radiación puede variar hasta en un 45 %. El rayo central del haz útil es la línea imaginaria generada por el rayo más central del haz. Si designamos la intensidad del rayo central como 100 %, entonces la intensidad en el lado del cátodo puede ser tan alta como el 120 % y la del lado del ánodo tan baja como el 75 %.

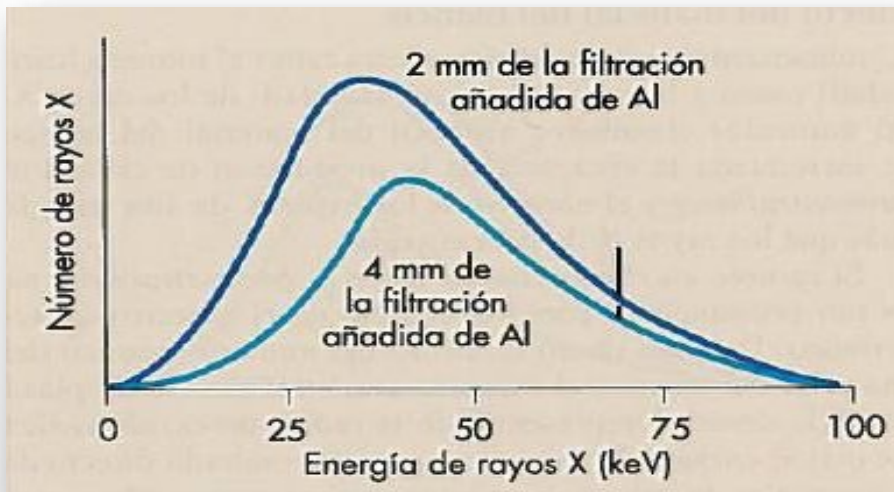
[Vídeo](#)



CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

FILTRACIÓN DE LOS RX

- El haz de RX está formado por fotones desde, prácticamente, 0 keV hasta el valor máximo del potencial de aceleración del tubo.
- **Los fotones de baja energía** no penetran en el paciente y, por tanto, **no aportan información**.
- **Necesitan eliminarse → FILTRACIÓN**
- El filtrado permite incrementar la calidad del haz Y disminuir la dosis al paciente.

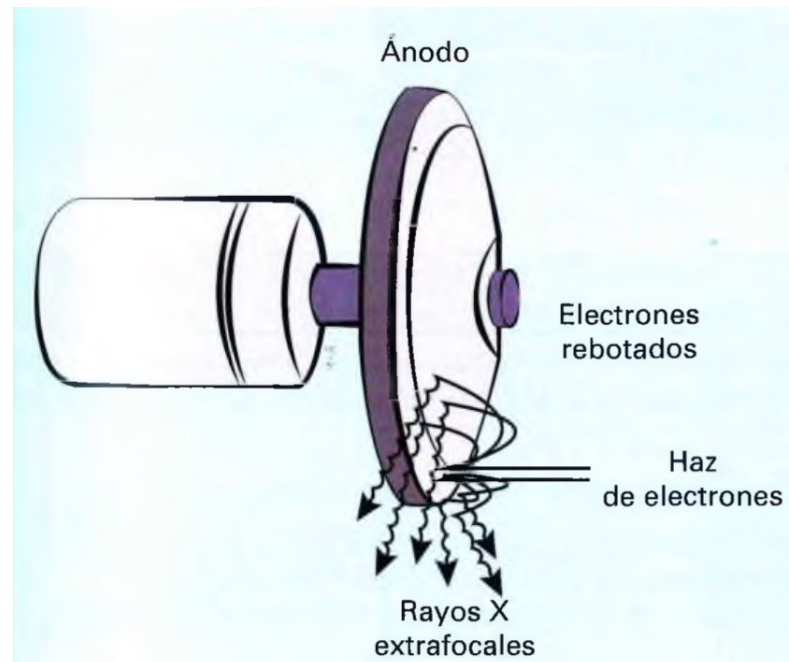


1. **Filtración inherente:** propio tubo (efecto anódico). No puede modificarse, es equivalente aprox. a 0,5 mm de Al.
2. **Filtración añadida:** láminas de Al o Cu que se incorporan a la salida del haz para filtrarlo. Sí puede modificarse. Para tubos operando a 70 KVp es aprox. 2,5 mm de Al.

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

RADIACIÓN FUERA DEL FOCO

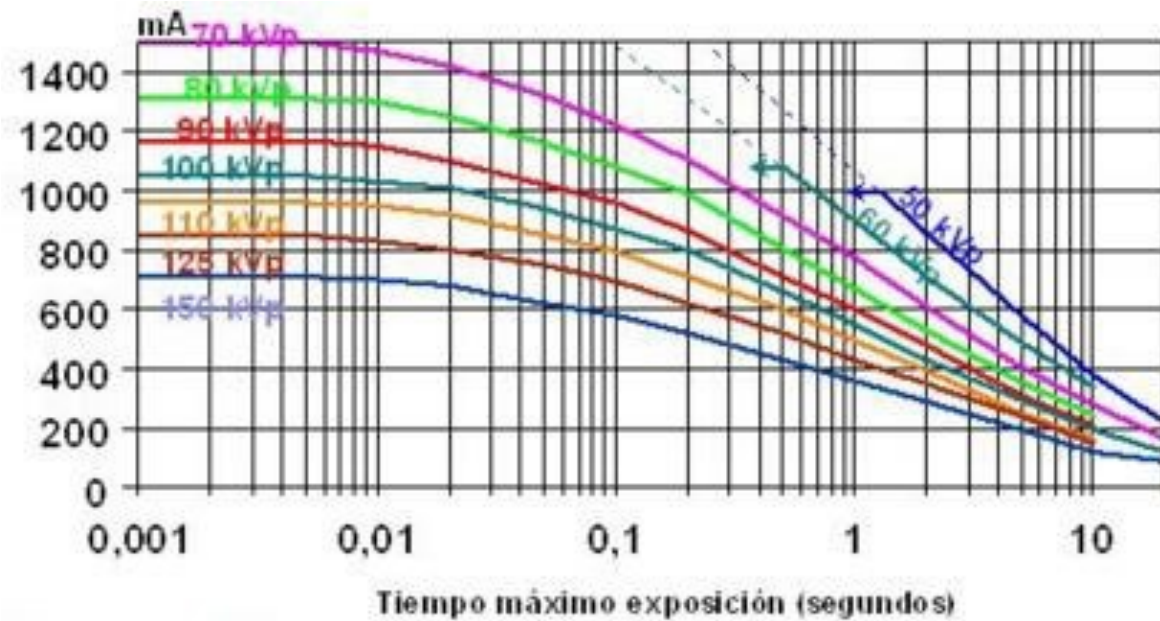
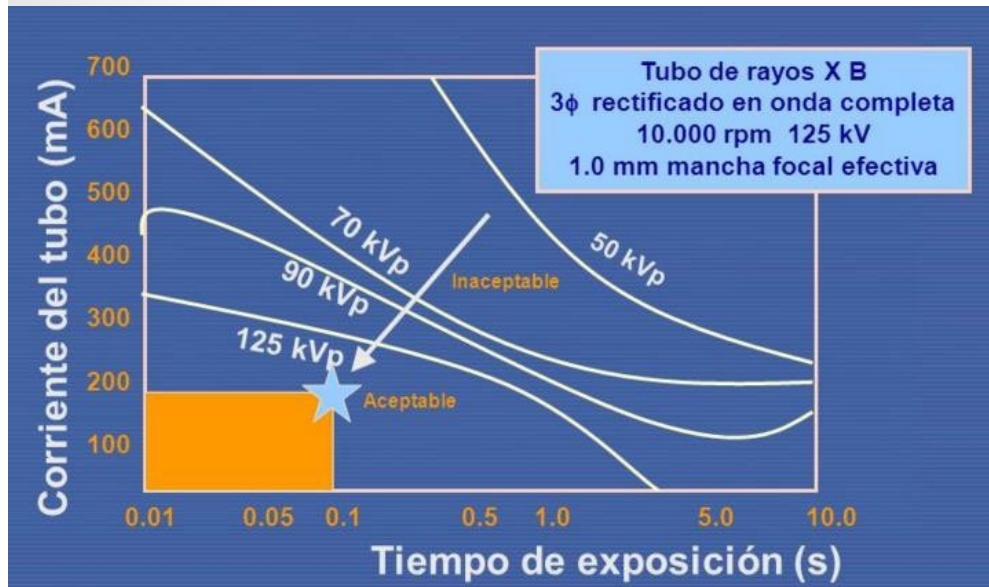
- Los tubos de rayos X están diseñados para que los electrones procedentes del cátodo interaccionen con el blanco solo en el punto focal
- Algunos de los electrones **rebotan en el foco y aterrizan en otras zonas del blanco**, generando rayos X fuera del punto focal
- Esta radiación extra focal **no es deseable**, ya que aumenta el tamaño del punto focal.
- Los rayos X adicionales **incrementan la dosis a piel**.
- Puede **reducir significativamente el contraste de la imagen** y puede generar imagen de una parte del paciente que se había excluido mediante colimadores.



CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL HAZ DE RADIACIÓN

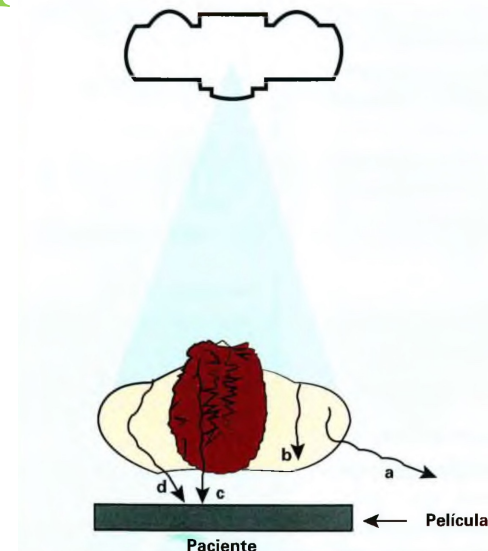
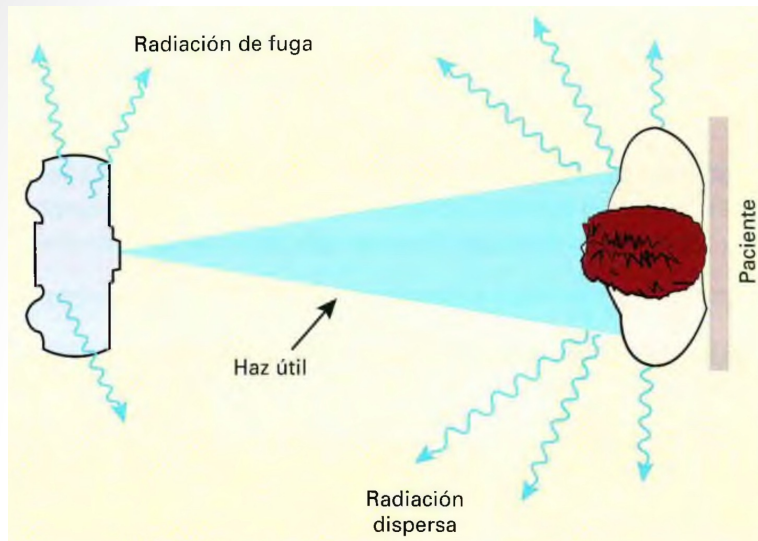
CURVAS DE CARGA

- **Curva de carga:** carga de trabajo capaz de soportar el tubo de rayos X.
- Depende de su capacidad de disipar calor.
- El calor que debe disipar el ánodo depende de:
 1. kVp (energía de los electrones)
 2. mA (cantidad de electrones)
 3. Tiempo de disparo
 4. Rectificación de onda.
- Toda esta información viene recogida en las **curvas de carga** de los equipos de rayos X. Estas curvas nos proporcionan **los límites de disipación térmica** del sistema.
- Los disparos que quedan por encima de la curva de carga están prohibidos.
- Los equipos actuales disponen de **bloqueos de seguridad**.
- La curva de carga tiene en cuenta las condiciones del ánodo y del cátodo.



RADIACIÓN DISPERSA. REJILLAS ANTIDIFUSORAS

RADIACIÓN DISPERSA



La obtención de una imagen diagnóstica de **calidad** con la **mínima dosis** dosis al paciente (**ideal**) implica:

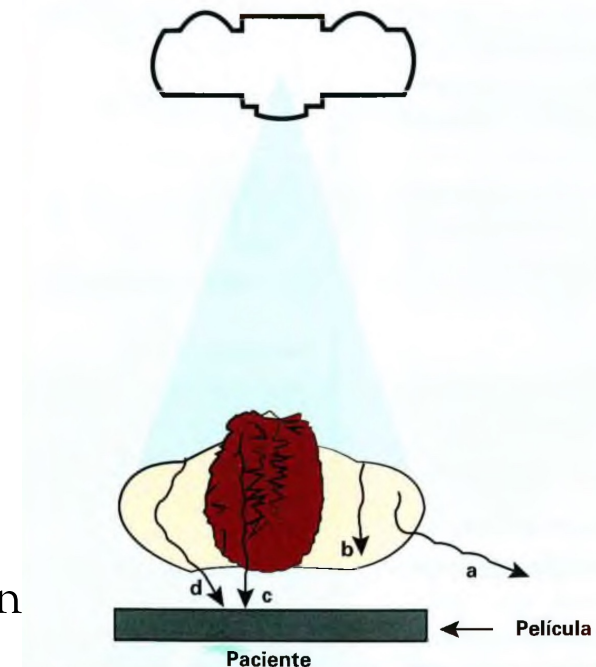
1. **Fotones c**: fotones que no sufren interacción y llegan a la placa radiográfica.
2. **Fotones b**: fotones que interaccionen por efecto fotoeléctrico.

Esto produce que las zonas donde los fotones experimentan **pocas interacciones**, llegando la mayoría de los fotones a la placa, se **oscurezcan** y la que experimentan **muchas interacciones** aparezcan como **zonas claras**.

RADIACIÓN DISPERSA. REJILLAS ANTIDIFUSORAS

RADIACIÓN DISPERSA

- La **realidad** es otra...:
- **Fotones a y d**: interaccionan por efecto **Compton** cediendo parte de su energía y desviándose. Implica:
 - **Dispersan en el interior del paciente** → aumentan **dosis al paciente** y a zonas fuera del campo de radiación directa.
 - **Dispersan fuera del paciente pero no hacia el sistema imagen** (fotones a) → aumentan **radiación en la sala** y zonas colindantes. (aumentan dosis que recibe el personal).
 - **Fotones dispersados que viajen hacia el sistema de imagen** (fotones d) → producen **deterioro de la imagen**.



RADIACIÓN DISPERSA. REJILLAS ANTIDIFUSORAS

RADIACIÓN DISPERSA

¿Qué factores afectan a la radiación dispersa?

- **Potencial (kVp):** bajo potencial produce dispersión mínima y alto contraste, pero obliga a aumentar el mAs → aumentar la dosis.
- **Tamaño del campo:** a mayor tamaño del campo mayor radiación dispersa.
- **Grosor del paciente:** a mayor grosor del paciente mayor radiación dispersa.

La radiación dispersa empeora el contraste... ¿cómo mejoramos la imagen?

- Bajando en lo posible el valor del potencial (kVp) → favoreciendo el efecto fotoeléctrico frente al compton.
- Reduciendo el espesor mediante compresión de tejidos (mamografía).
- Dispositivos de colimación.
- Rejillas o parrillas antidifusoras.

RADIACIÓN DISPERSA. REJILLAS ANTIDIFUSORAS

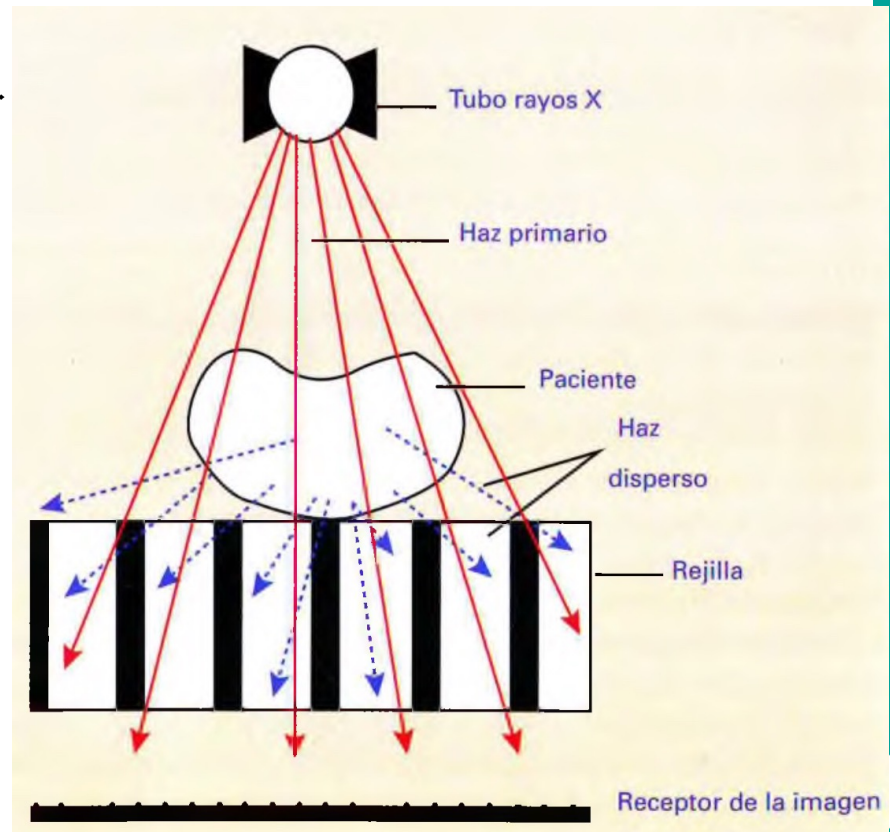
REJILLAS ANTIDIFUSORAS

¿QUÉ SON?:

- Dispositivo que se sitúa entre el paciente y el receptor de imagen que consiste en una serie de **laminas de plomo separadas por espacios que dejan pasar la radiación**.
- Solo deja pasar radiación proveniente del foco.
- Pueden tener sus laminas paralelas o focalizadas.
 - **Paralelas:** atenúan mas los rayos primarios en el borde de la radiografía que en el centro.
 - **Focalizadas:** proporcionan una densidad óptica mas uniforme siempre que estén colocadas a la distancia correcta del foco.

Factor de rejilla (r): $r = h/d$. $R=8-12$

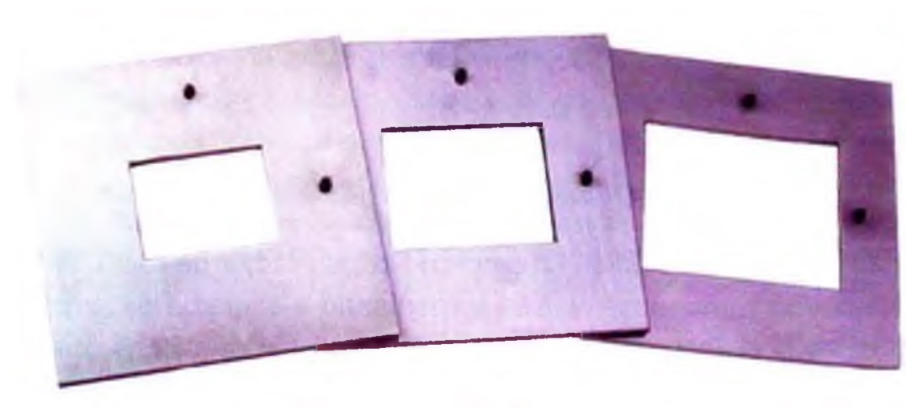
h = altura de las laminas
 d = distancia entre las laminas



DISPOSITIVOS RESTRICTORES DEL HAZ

Limitador de haz:

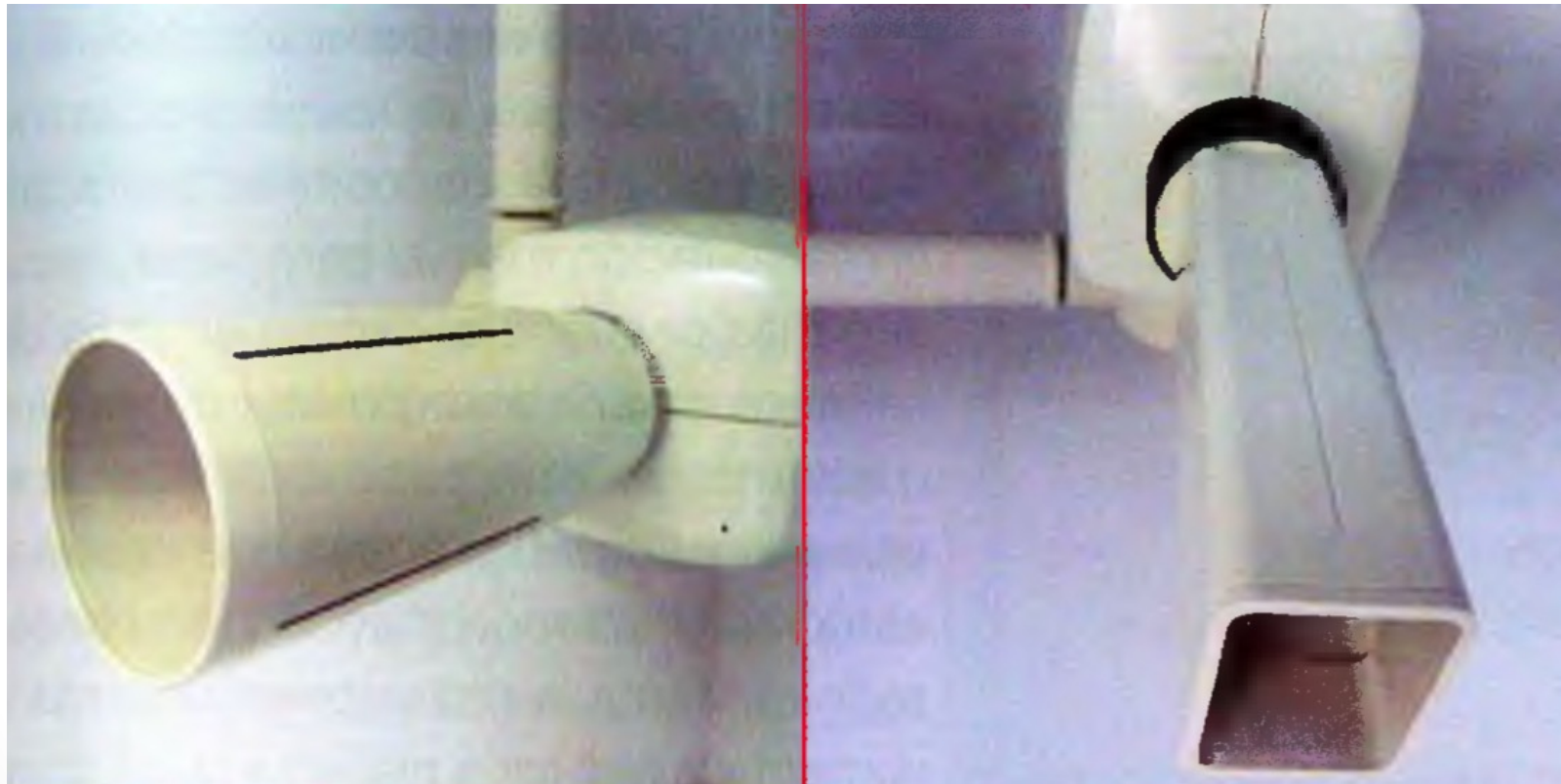
- Elemento anclado a la ventana del tubo de rayos X con el propósito de **regular el tamaño y la forma del haz** restringiendo los fotones mas divergentes (Colimador). Existen diafragmas de **apertura de cono**, **cilíndricos** y de **apertura variable**.
- **Diafragma de apertura**: pieza de **plomo** o recubierta de plomo. La apertura se diseña para que cubra algo menos que el tamaño del receptor de imagen utilizado. Con ellos el borde del sistema de imagen (1cm aprox) no está expuesto a la radiación. En ocasiones son utilizados junto con conos o cilindros.



Apertura fija e inserción manual

DISPOSITIVOS RESTRICTORES DEL HAZ

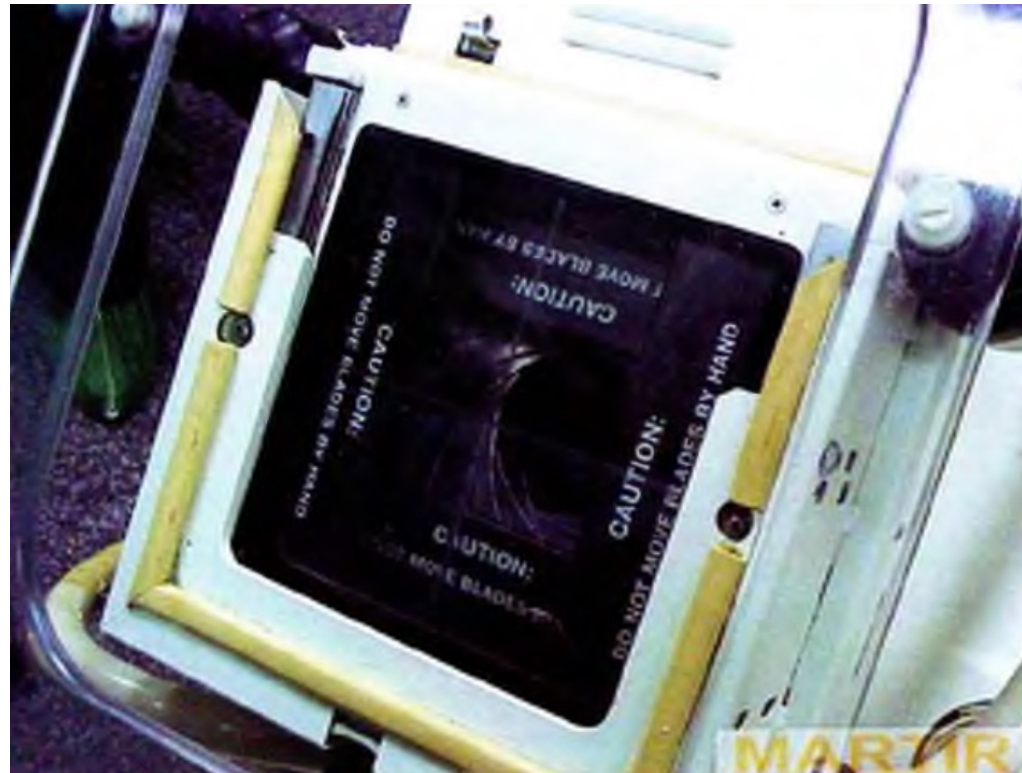
- **Conos o cilindros de extensión:** su estructura metálica restringe el haz y le da forma circular determinando el tamaño del campo. Se suelen utilizar para radiografías de estructuras pequeñas. Utilización engorrosa.



Apertura fija e inserción manual

DISPOSITIVOS RESTRICTORES DEL HAZ

- **Colimador de apertura variable:** es el más habitual y presenta dos características:
 1. Pueden conformarse **infinidad de campos cuadrados y rectangulares**, y mediante un **haz de luz** se aprecia el centro y la exacta configuración del campo que se pretende utilizar.
 2. No todos los rayos X se emiten desde el punto focal, existen aquellos que forman la **radiación fuera del foco** y que incrementan el emborronamiento de la imagen. Para eliminar esta radiación, sobresaliendo de la parte superior del colimador se colocan un componente con hojas de colimación múltiple.



RECEPTORES DE IMAGEN

- Es aquel elemento **sensible a la radiación**, que permite obtener una **imagen a partir de los fotones que han pasado a través del paciente**, incluyendo los sistemas necesarios para obtener la imagen definitiva (procesadora, monitores,...).
- La radiación transmitida por el paciente no puede ser observada directamente, pero puede convertirse en visible mediante el uso de algún tipo de sistema imagen como: **sistemas de película radiográfica, intensificador de imagen, monitores de televisión o los sistemas digitales.**

RECEPTORES DE IMAGEN

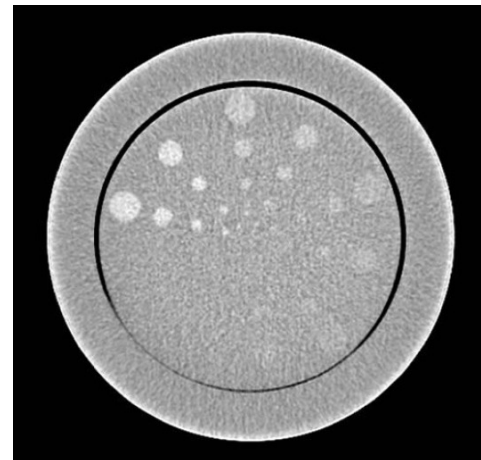
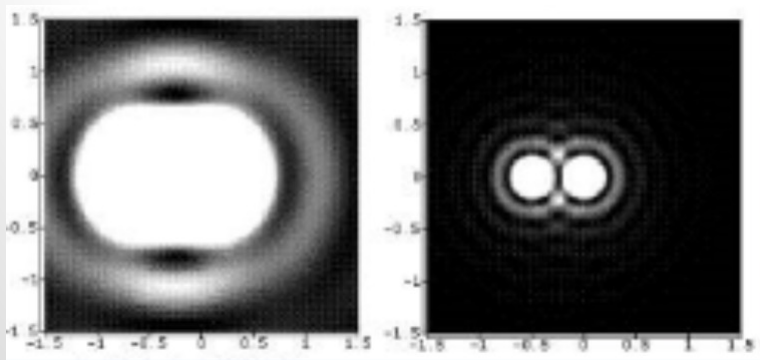
PARÁMETROS QUE DEFINEN LA CALIDAD DE LA IMAGEN

1. RESOLUCIÓN
2. CONTRASTE
3. BRILLO

1. RESOLUCIÓN:

Capacidad de un sistema de representar los objetos con exactitud y tiene dos componentes:

- **Resolución espacial:** capacidad de un sistema para representar separadamente las imágenes de dos objetos muy cercanos el uno al otro.
- **Resolución de contraste:** capacidad de un sistema para representar la imagen de un objeto relativamente grande que difiere muy poco en densidad de su entorno.



RECEPTORES DE IMAGEN

PARÁMETROS QUE DEFINEN LA CALIDAD DE LA IMAGEN

2. CONTRASTE:

- Es la **variación de densidad óptica** presente en un sistema receptor de imagen.
- La diferencia de densidad óptica entre estructuras adyacentes es el factor principal en la calidad de imagen.
- La **escala de contraste** es el intervalo de densidades ópticas comprendido entre la parte más blanca y la más ennegrecida de un sistema de imagen.
- Los sistemas de **alto contraste producen escalas cortas**, es decir, muestran el cambio del blanco al negro en pocos saltos. En cambio, los de **bajo contraste producen escalas más largas** y numerosos matices de gris.



RECEPTORES DE IMAGEN

PARÁMETROS QUE DEFINEN LA CALIDAD DE LA IMAGEN

3. BRILLO:

- El brillo de la imagen de una pantalla fluorescente de un intensificador de imagen puede valorarse mediante la **comparación con el brillo de un patrón**.
- **Ganancia de brillo:** cociente entre el brillo de la pantalla del intensificador de imagen y el brillo de dicho patrón cuando ambos reciben una exposición a la radiación idéntica.
- La ganancia de brillo tiende a empeorar con la edad del intensificador de imagen.

RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

Existen tres sistemas de imagen básicos:

- **Conjunto cartulina-película.**
- **Sistemas digitales:**
 - CR (Computed Radiography)
 - DR (Digital Radiography)
- **Intensificador de imagen + sistema de TV.**

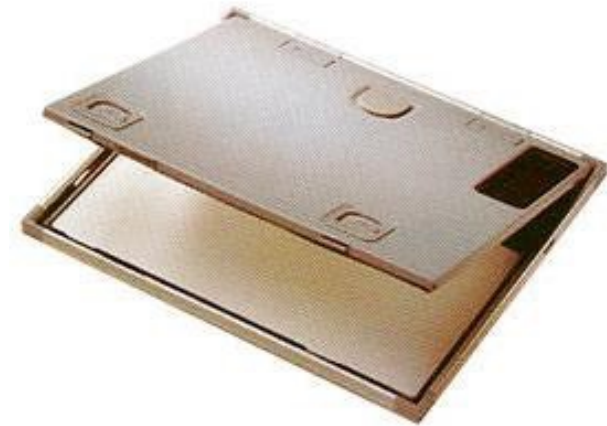
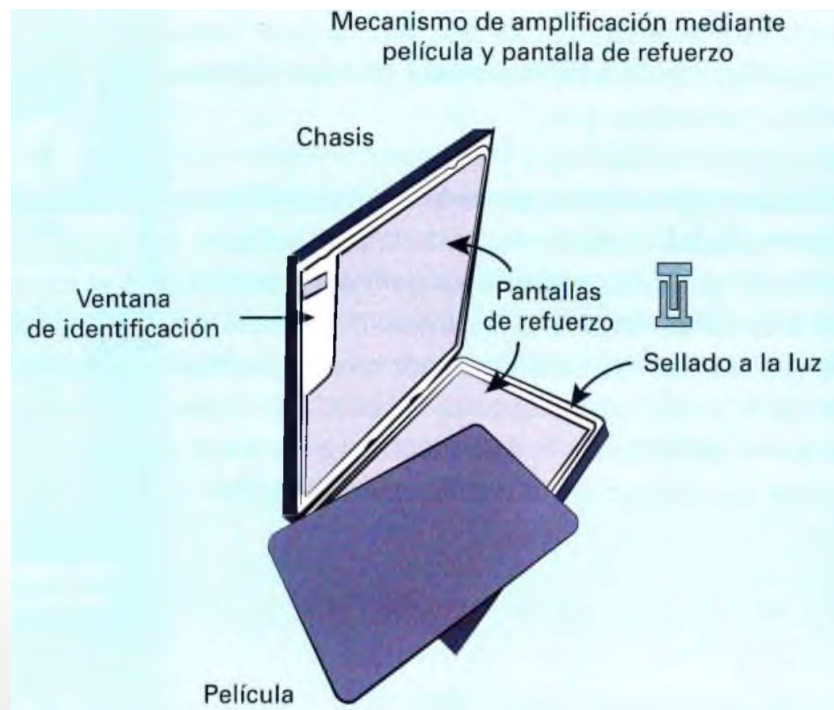
CONJUNTO CARTULINA-PELÍCULA

- Sistema **más utilizado durante décadas**, aunque en la actualidad está en desaparición, sustituido por los sistemas digitales.
- Consiste en una **emulsión sensible a la radiación compuesta de cristales de haluro de plata**.
- La energía cedida por la radiación se traduce en la formación de una **imagen latente**, no visible inmediatamente después de su exposición y, mediante una serie de **procesos químicos** adecuados la imagen latente, se convierte en una imagen de película radiográfica.

RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

- Las películas van dentro de chasis que incorporan pantallas intensificadoras o cartulinas de refuerzo, **formadas por material centelleador**.
- Los diferentes centelleadores emiten en distinta longitud de onda, por lo que la película debe presentar alta sensibilidad a dicha longitud de onda, lo que implica una **buena combinación cartulina-película**.



RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

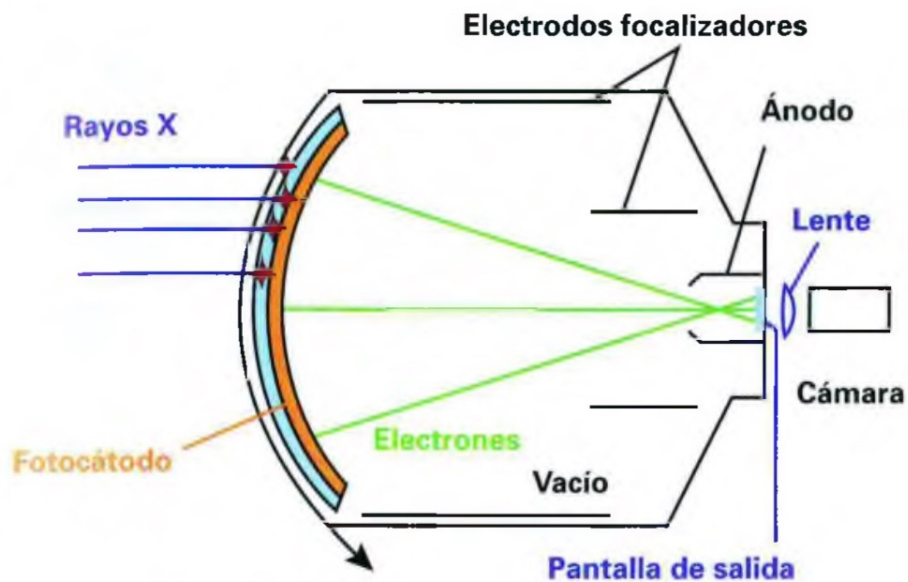
INTENSIFICADOR DE IMAGEN

- Dispositivo empleado en sistemas de fluorescencia con el fin de obtener una **imagen radiológica en un monitor en tiempo real**.
- El tubo intensificador tiene a la entrada un **material fluoroscópico**, habitualmente CsI, cuya misión es **producir fotones luminosos** según recibe la radiación incidente.
- Los fotones producidos son dirigidos a un **fotocátodo**, un material que al recibir fotones luminosos **emitirá electrones**.
- Los electrones son acelerados por una diferencia de potencial de entre 25 y 35 kV hacia la pantalla de salida.
- La pantalla de salida tiene un tamaño inferior a la de entrada, de modo que los electrones, además de ser acelerados, son focalizados mediante campos electromagnéticos hacia la pantalla de salida.

RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

INTENSIFICADOR DE IMAGEN



Esquema de un intensificador de imagen

RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

- La pantalla de salida está formada por materiales que al recibir los electrones incidentes emiten luz. Esta luz es recogida por una cámara que posteriormente la presentará en un monitor.
- Debido a que los electrones son acelerados en su camino hacia la pantalla de salida, con la energía que han sido capaces de adquirir, van a poder generar un número mayor de fotones con lo cual consiguen **amplificar la imagen**.

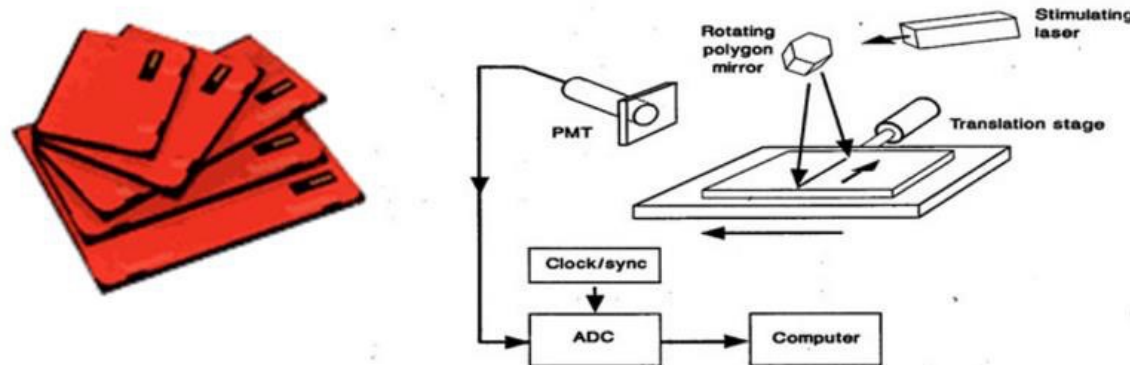
RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

SISTEMAS DIGITALES

Sistemas de radiografía computarizada (CR):

- Se realiza la adquisición de una imagen mediante una **lamina de fósforo fotosensible** que se utiliza dentro de chasis convencionales.
- Los chasis se utilizan en radiología convencional en lugar de los sistemas cartulina-película, y la obtención de la imagen requieren igualmente un procesamiento de los fósforos.
- El procesamiento convierte la imagen latente formada por el fósforo en imagen digital mediante **lectura con laser**.
- Una vez digitalizada la imagen puede ser procesada en un ordenador y almacenada de manera electrónica.

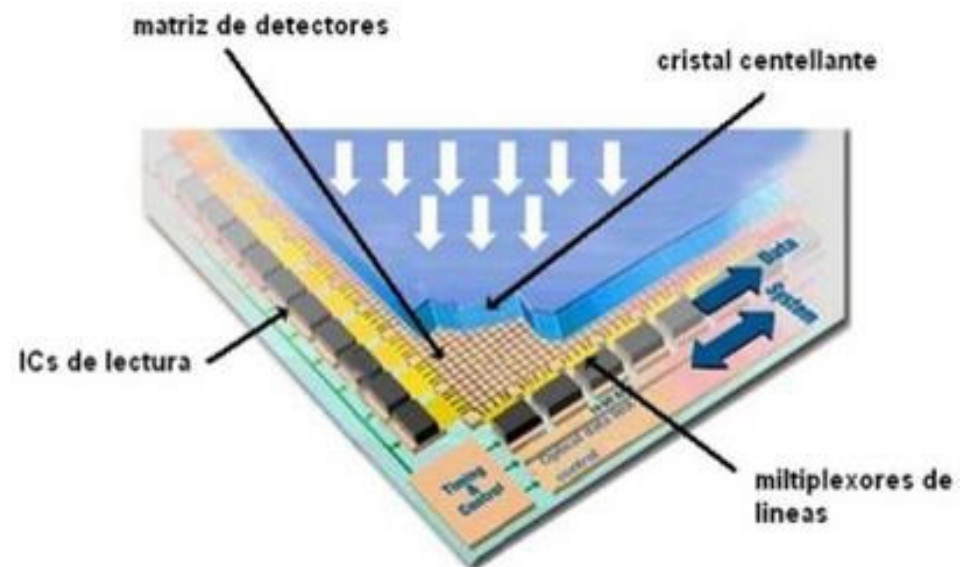


RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

Sistemas digitales directos (DR):

- La adquisición de la imagen es **directamente digital**.
- Esto se consigue con los denominados **paneles planos** (flat panel), detectores que **convierten los fotones de los rayos X en una imagen digital sin necesidad de procesamiento previo**. Estos están compuestos por:
 - Una fina capa de CsI que emite luz al incidirle rayos X.
 - Matriz de detectores: cada pixel consiste en un transistor y un fotodiodo. El fotodiodo convierte la luz en voltaje que es almacenado en el condensador y luego leído con ayuda de cada transistor de la matriz.



RECEPTORES DE IMAGEN

SISTEMAS DE IMAGEN

Beneficios de la Radiología Digital

- Es el **mayor avance tecnológico** en sistemas de imágenes de uso médico de la última década.
- Se puede prescindir completamente de las películas en las instalaciones o departamentos radiológicos.
- El médico que prescribió el examen puede ver en su ordenador personal o en su portátil la imagen que solicitó, e incluso emitir un informe pocos minutos después de haberse realizado la exploración.
- Las imágenes ya no se guardan en un único lugar, sino que varios médicos situados a kilómetros de distancia las pueden ver simultáneamente.
- El paciente se puede llevar las imágenes de rayos X en un disco compacto para ponerlas a disposición de otros médicos u otros hospitales..