

Diagnóstico por la imagen

Imágenes por Rayos X

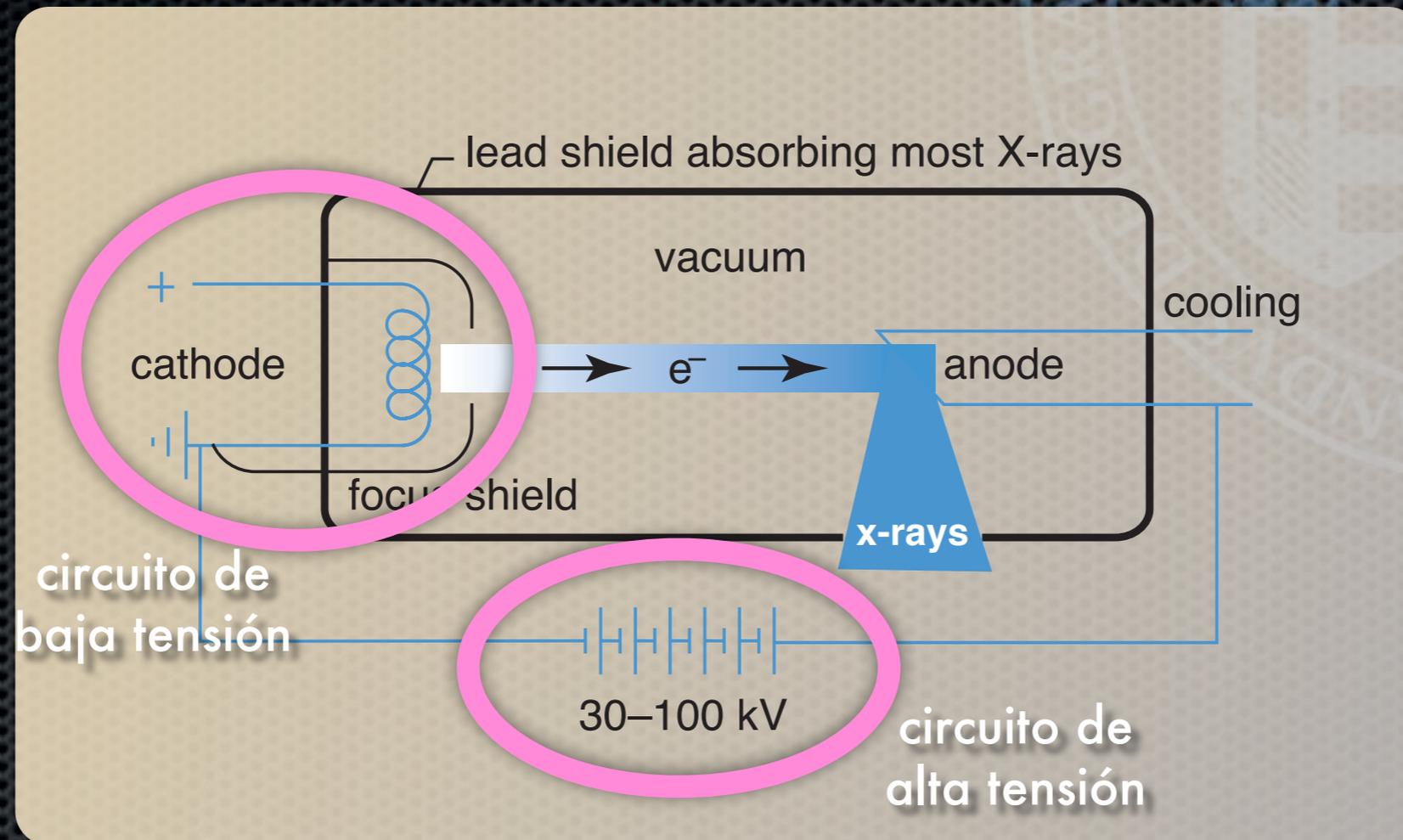
Imágenes por Rayos X

- ✦ **Instrumentación para Rayos X**
 - ✦ El aparato de Rayos X
 - ✦ Radiología en película
 - ✦ Radiología Computarizada (CR)
 - ✦ Radiología Digital (DR)
- ✦ **Características de las imágenes por Rayos X**
 - ✦ Calidad de imagen
 - ✦ Atenuación de los Rayos X
 - ✦ Radiación difusa

Imágenes por Rayos X

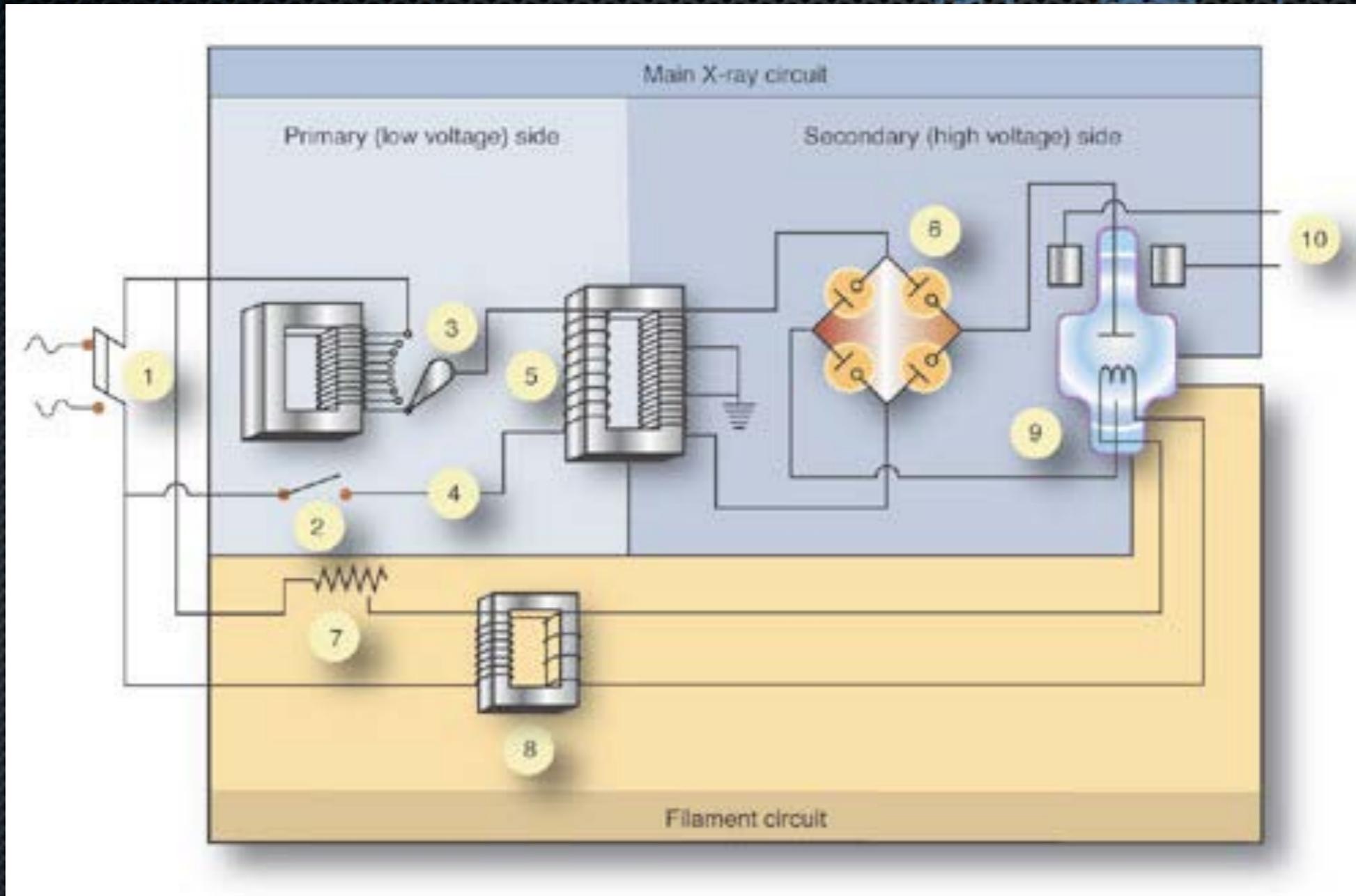
Instrumentación para Rayos X

El aparato de Rayos X



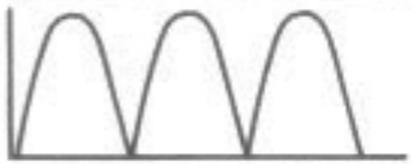
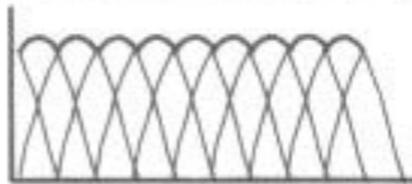
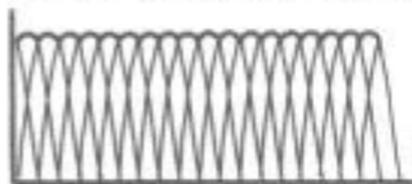
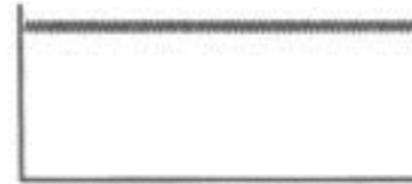
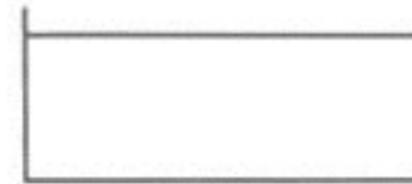
producción de los Rayos X

El aparato de Rayos X

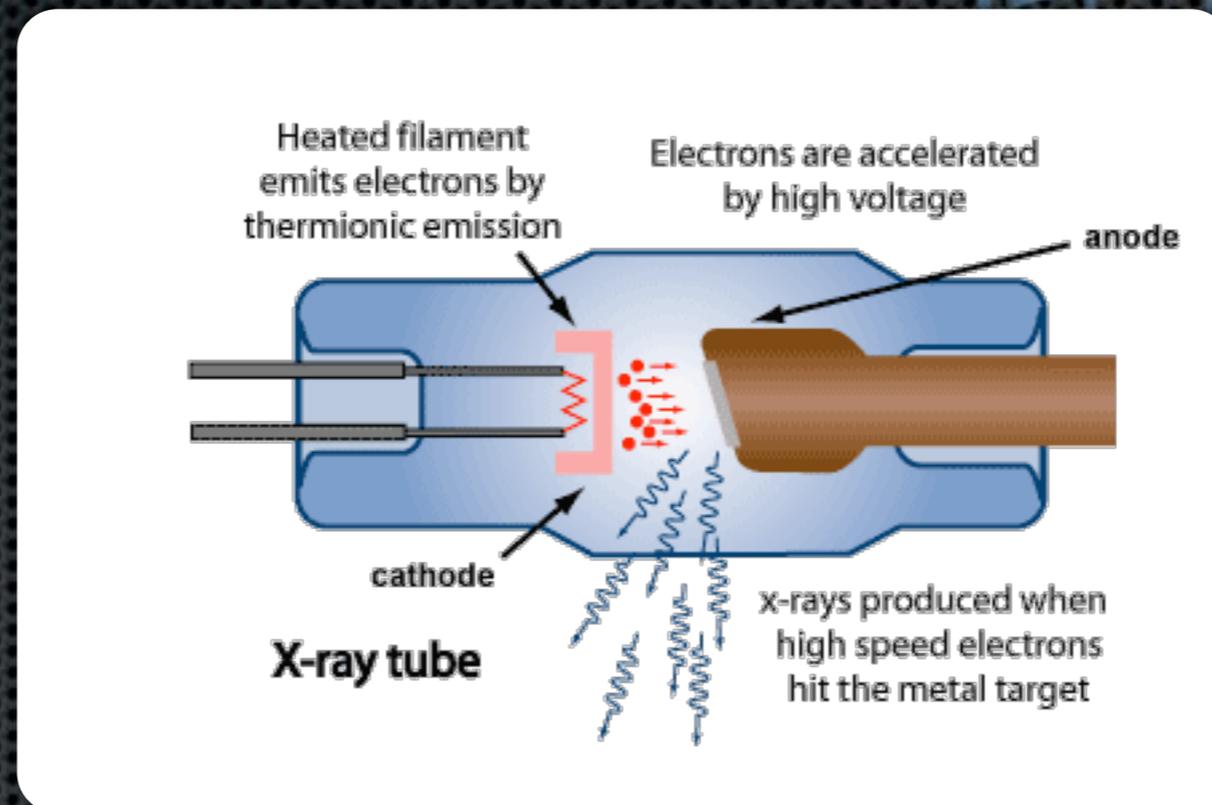


El aparato de Rayos X

Rizado de tensión
en el tubo según
tipo de generador
y rectificación

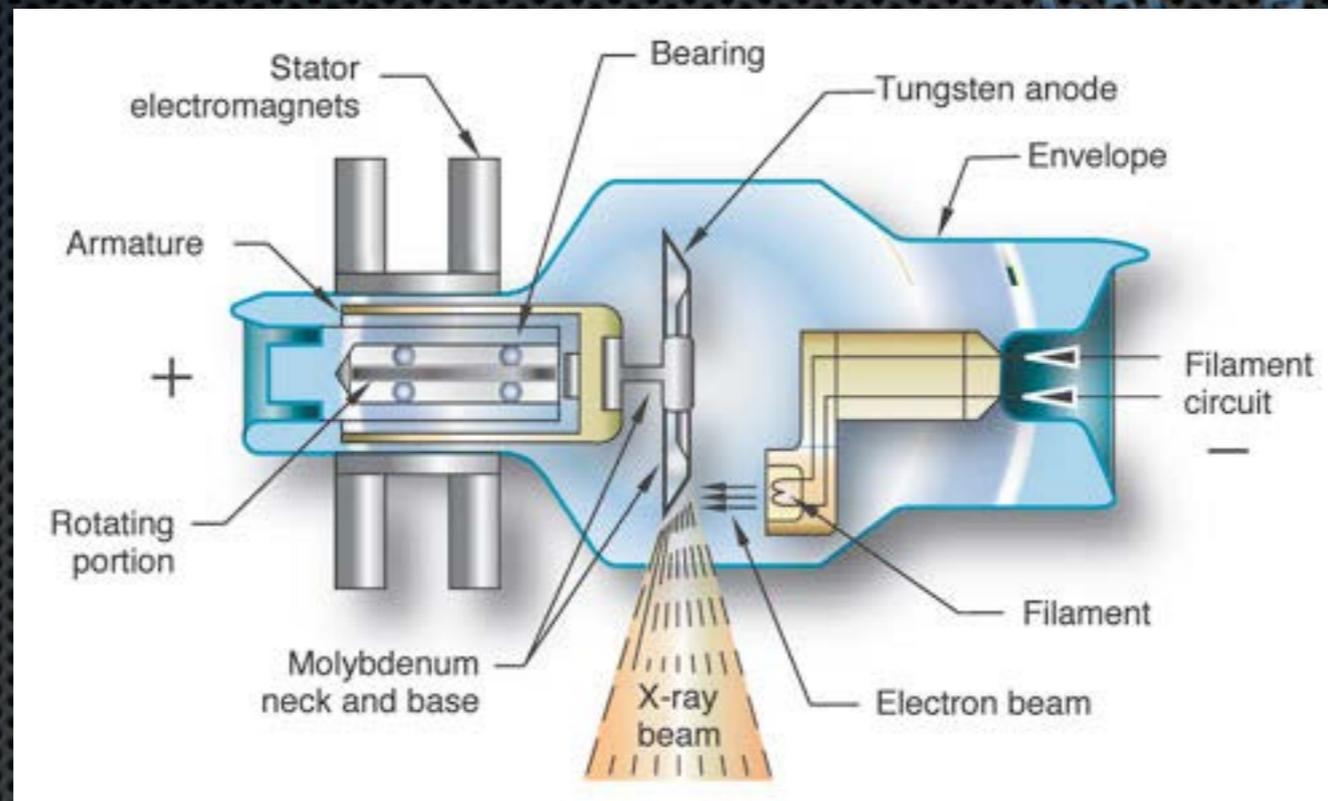
Generator type	Typical voltage waveform	kV ripple
Single-phase 1-pulse (self rectified)		100%
Single-phase 2-pulse (full wave rectified)		100%
3-phase 6-pulse		13% - 25%
3-phase 12-pulse		3% - 10%
Medium--high frequency inverter		4% - 15%
Constant Potential		<2%

El aparato de Rayos X



Tubo con ánodo fijo

El aparato de Rayos X



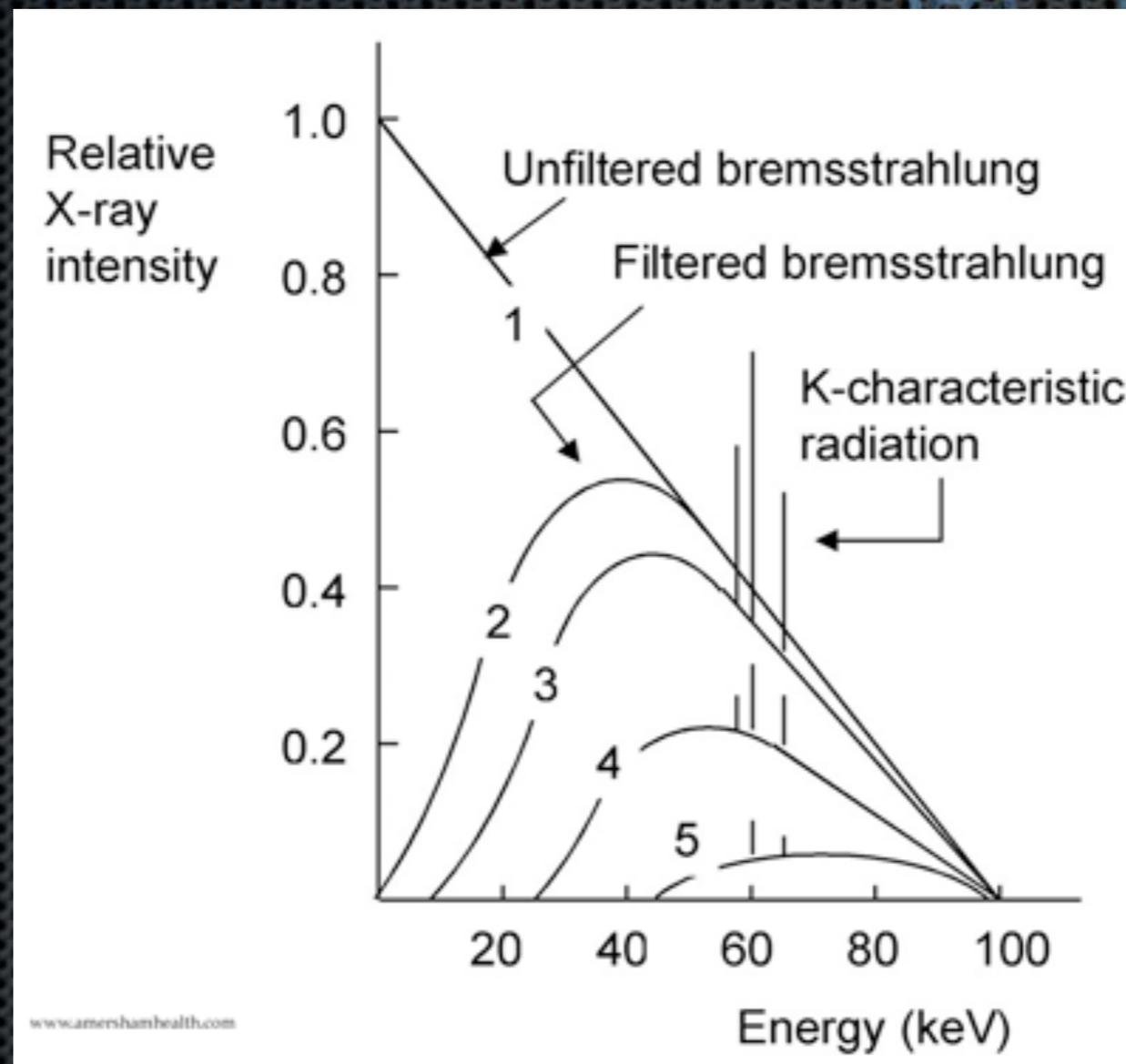
Tubo con ánodo rotatorio

El aparato de Rayos X

- ✦ Factores que modifican el espectro de rayos X:
 - ✦ *Filtrado*
 - ✦ *Voltaje aplicado*
 - ✦ *Tipo de tensión y rectificación*
 - ✦ *Forma del ánodo*
 - ✦ *Corriente en el tubo*

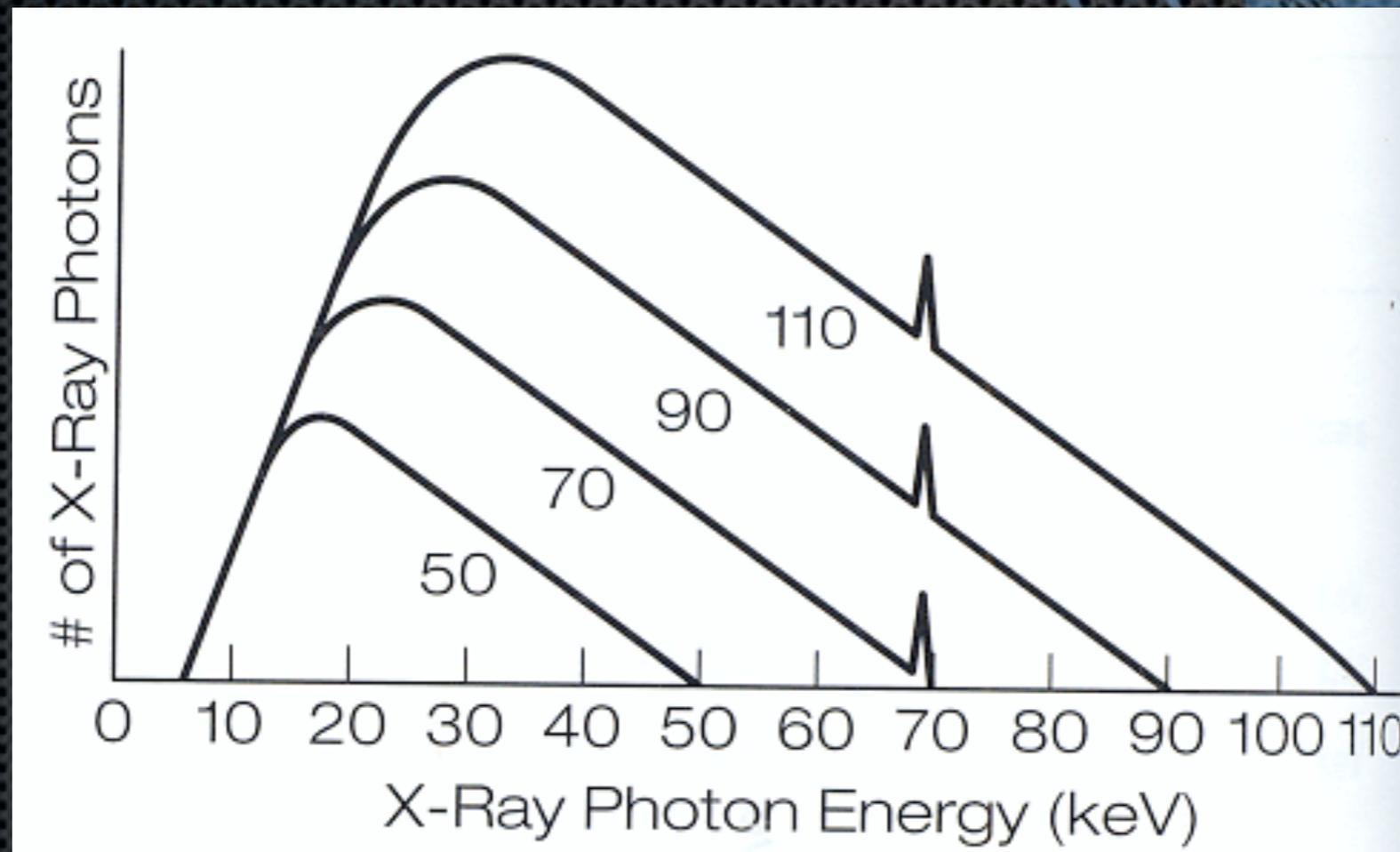
El aparato de Rayos X

✦ Filtrado



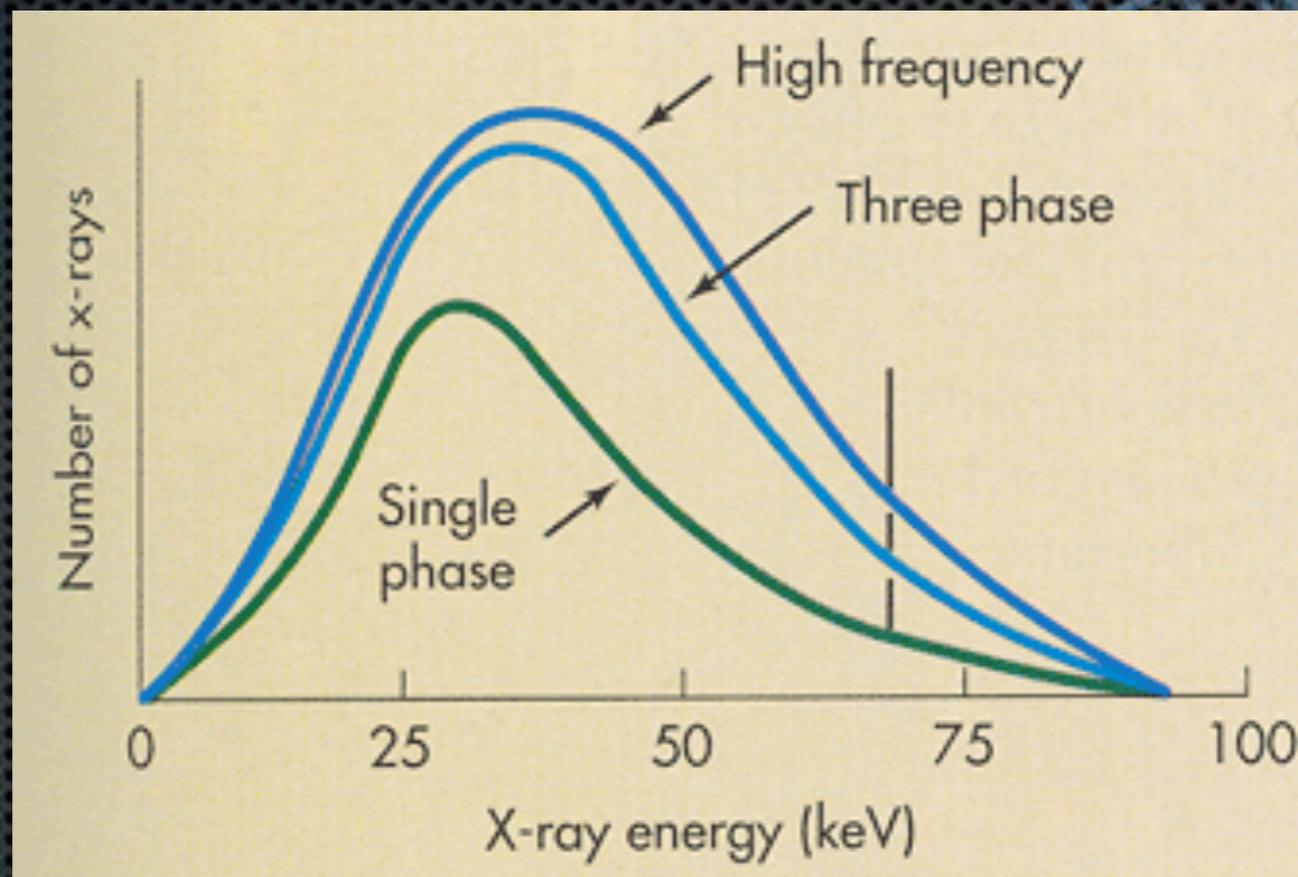
El aparato de Rayos X

- Voltaje aplicado



El aparato de Rayos X

- Tipo de tensión, número de fases y rectificación



El aparato de Rayos X

✦ Forma del ánodo

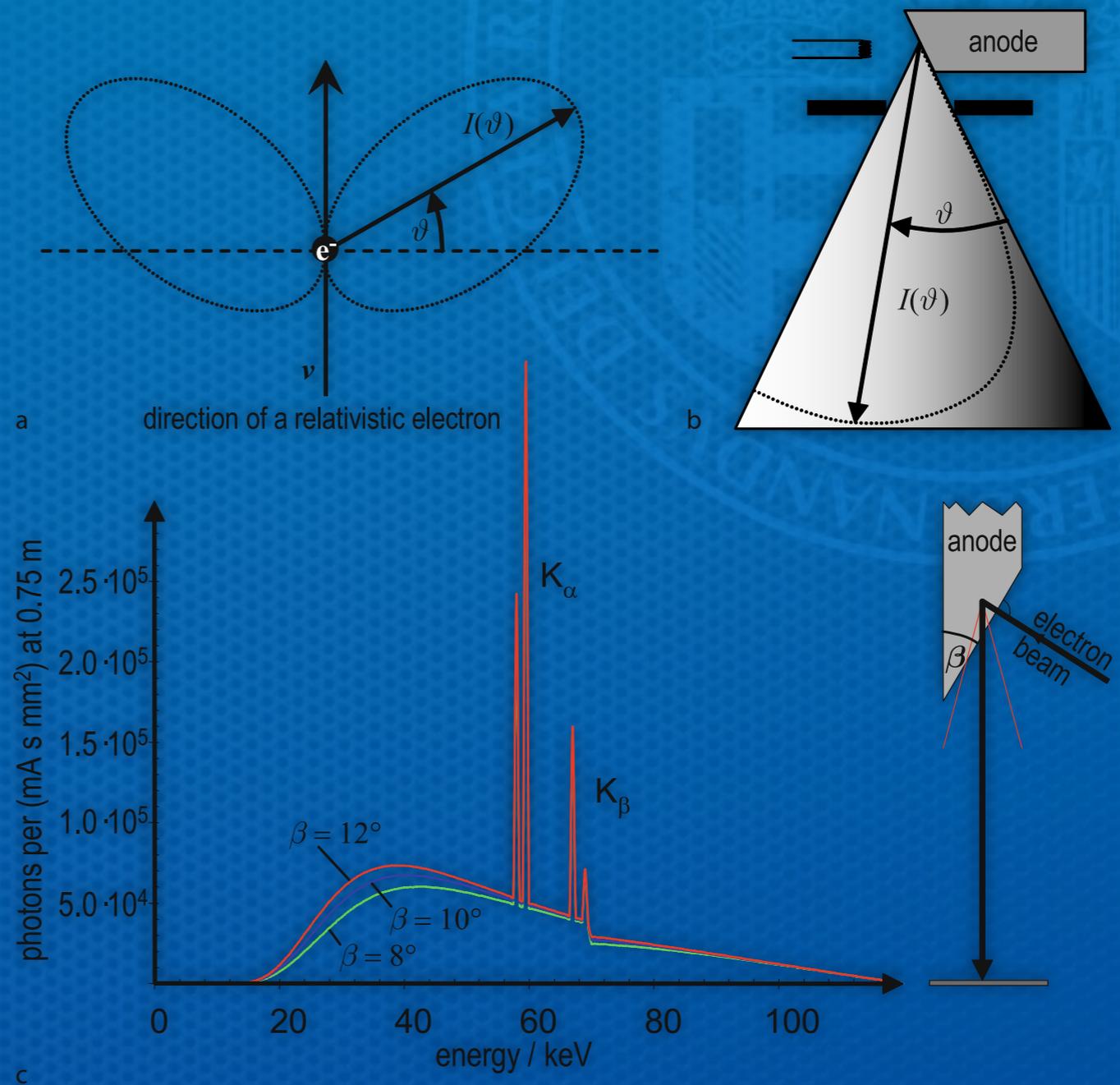
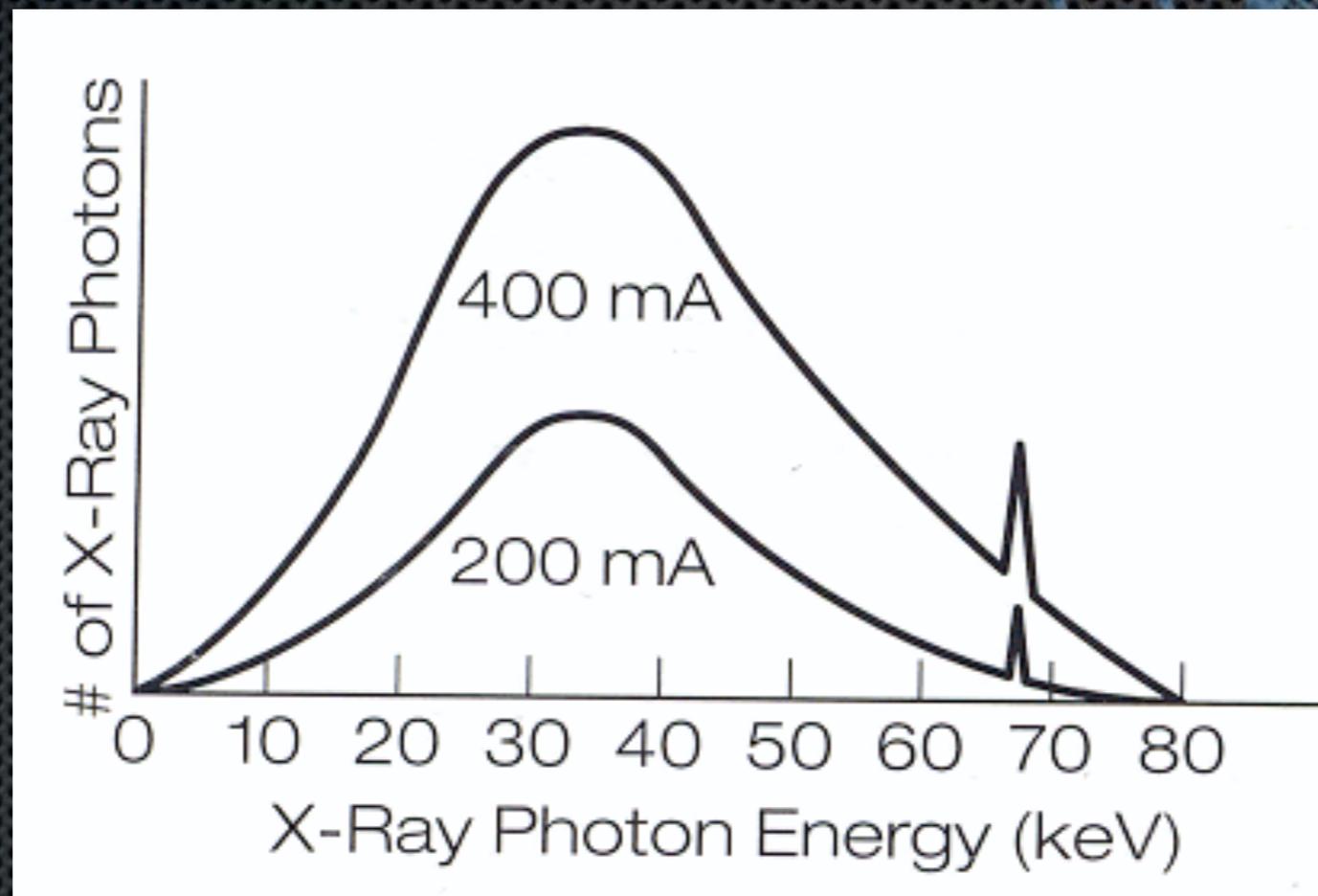


Fig. 2.9. **a** Radiation directionality of a Hertz dipole producing *bremsstrahlung* during relativistic electron deceleration. **b** *Heel effect*: Intensity reduction of X-ray due to self-absorption at the anode surface. **c** X-ray spectra of a tungsten anode simulated for different anode angles at $U_a = 120$ kV and 2 mm Al filtering (courtesy of B. David, Philips Research Labs)

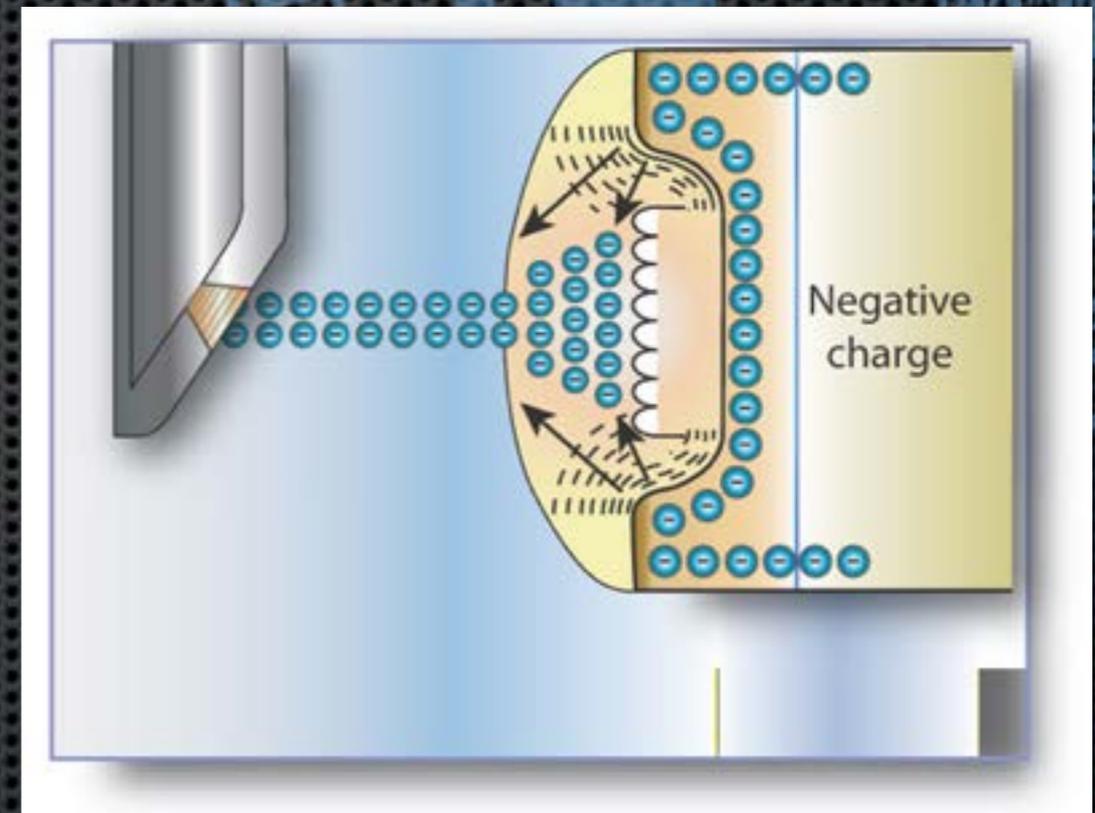
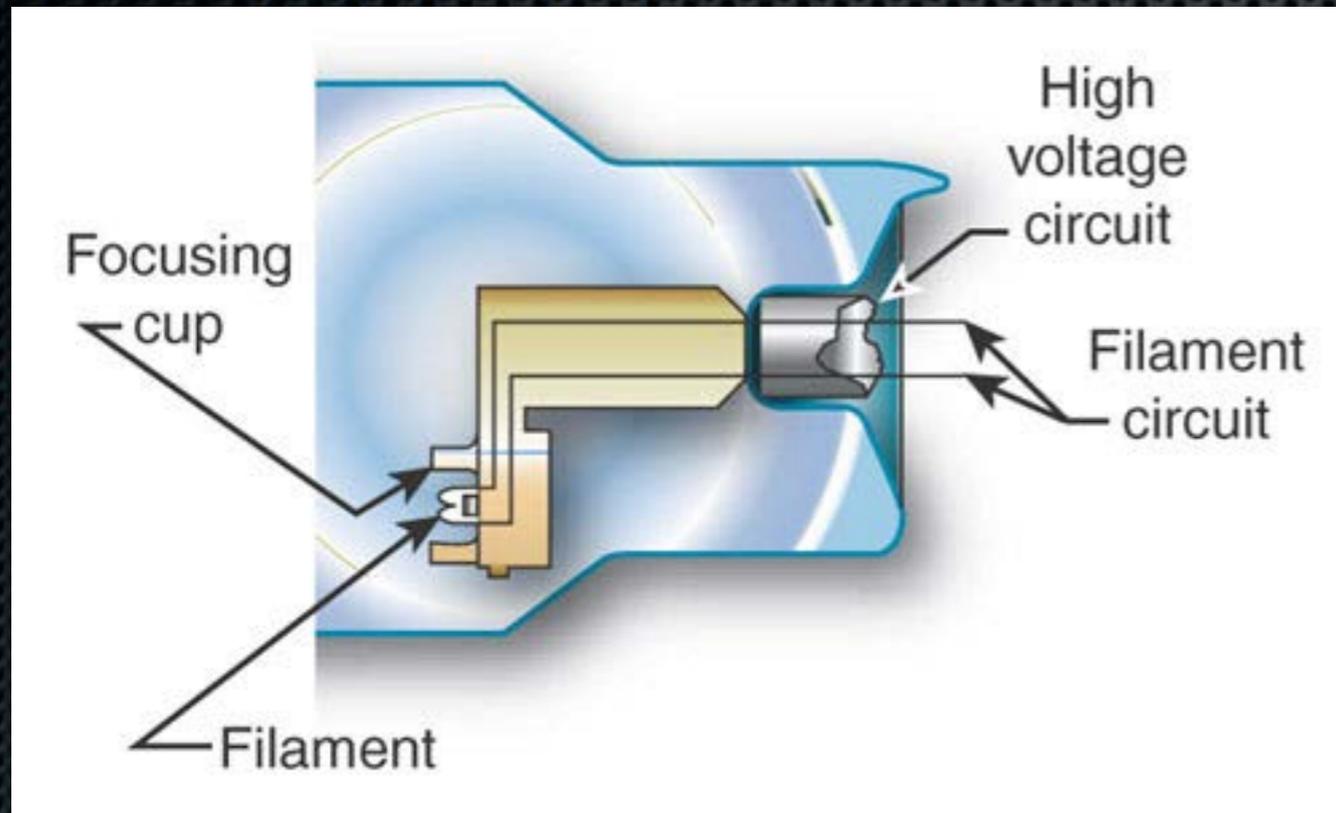
El aparato de Rayos X

- ✦ Corriente en el tubo



El aparato de Rayos X

filamento y copa focalizadora



Normalmente el filamento es de Tungsteno (W, $Z=74$) dopado con un 1%-2% de Torio (Th, $Z=90$)

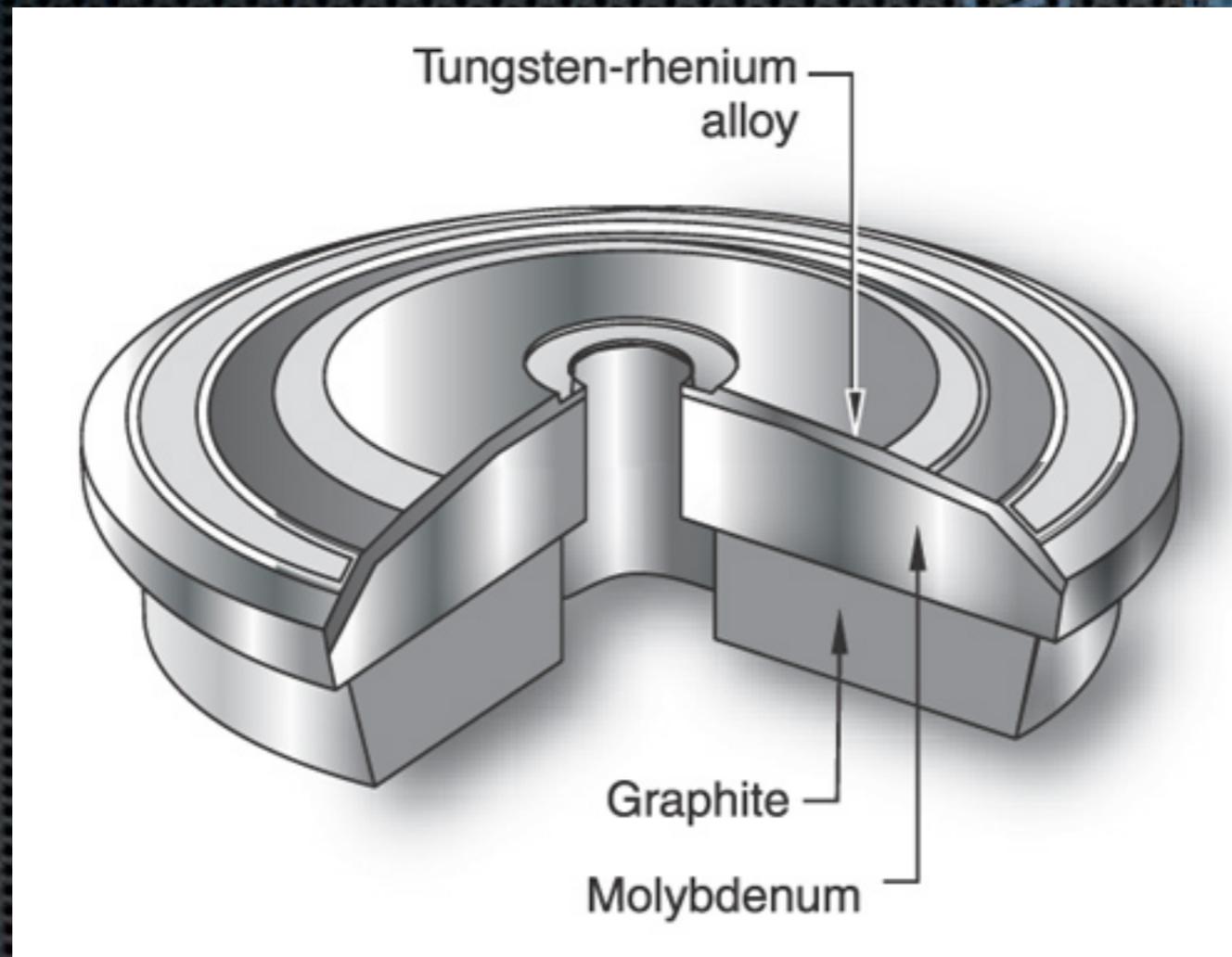
El aparato de Rayos X



cátodo de doble foco

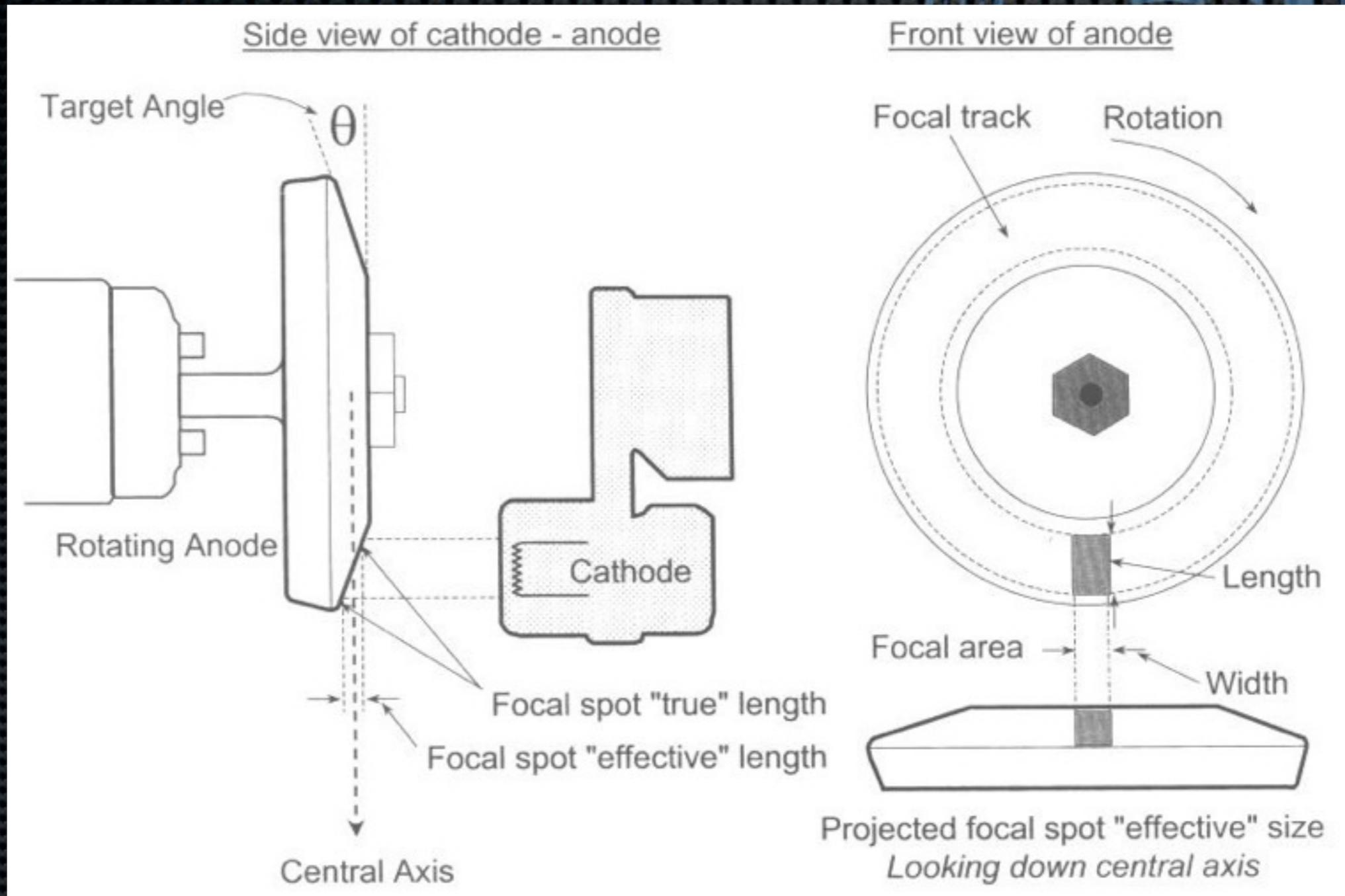
El aparato de Rayos X

Ánodo rotatorio



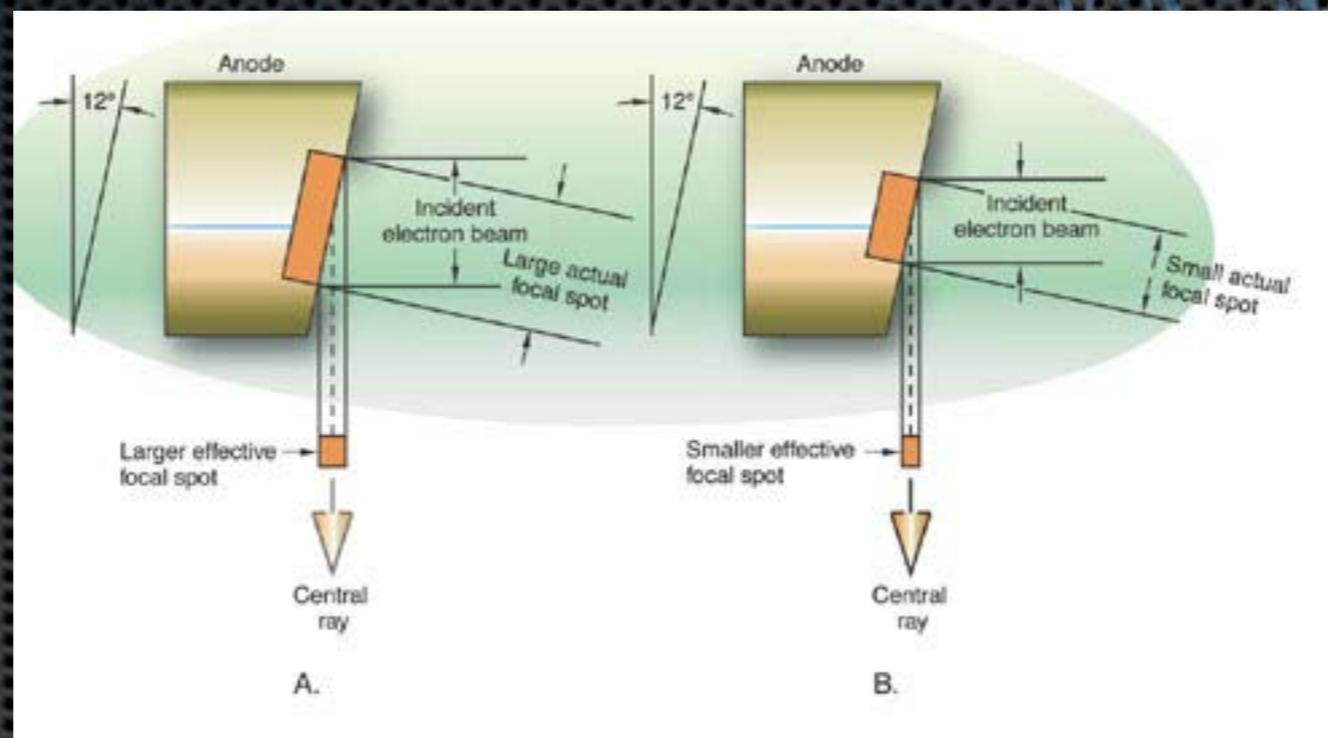
Normalmente el blanco es de Tungsteno (W, $Z=74$) dopado con Renio (Re, $Z=75$) sobre un substrato de Molibdeno (Mo, $Z=42$)

El aparato de Rayos X



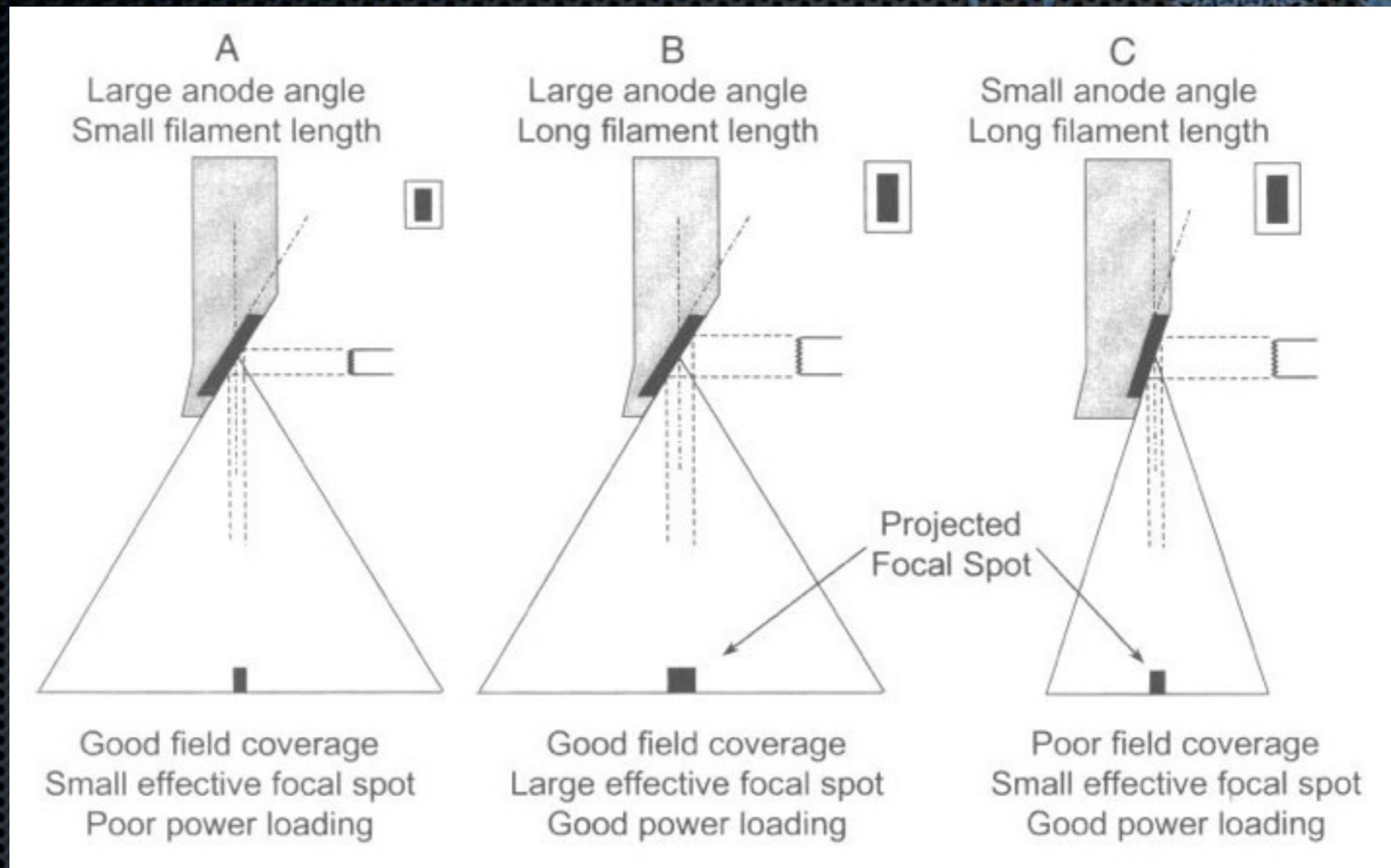
foco real y foco aparente

El aparato de Rayos X



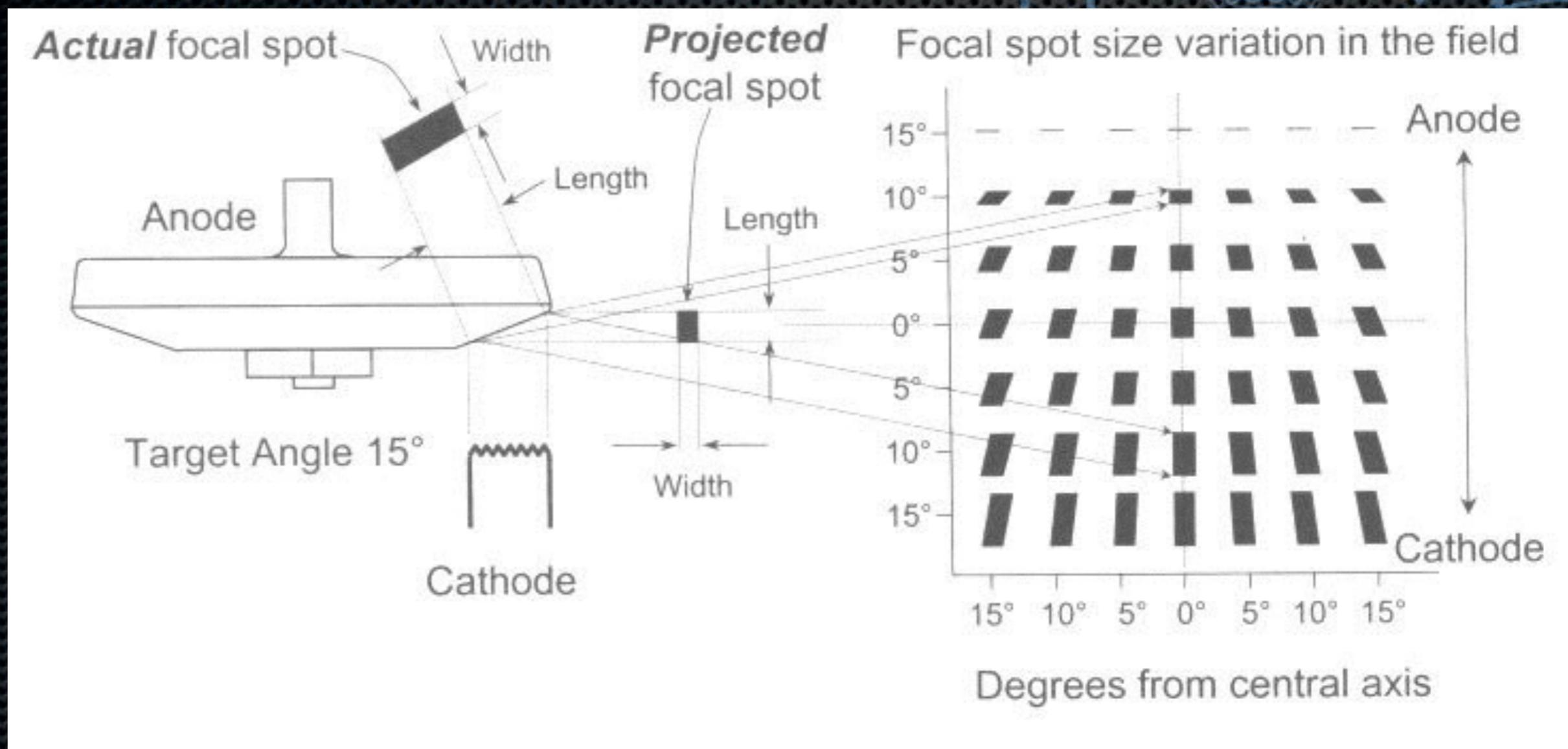
Ángulo del ánodo

El aparato de Rayos X



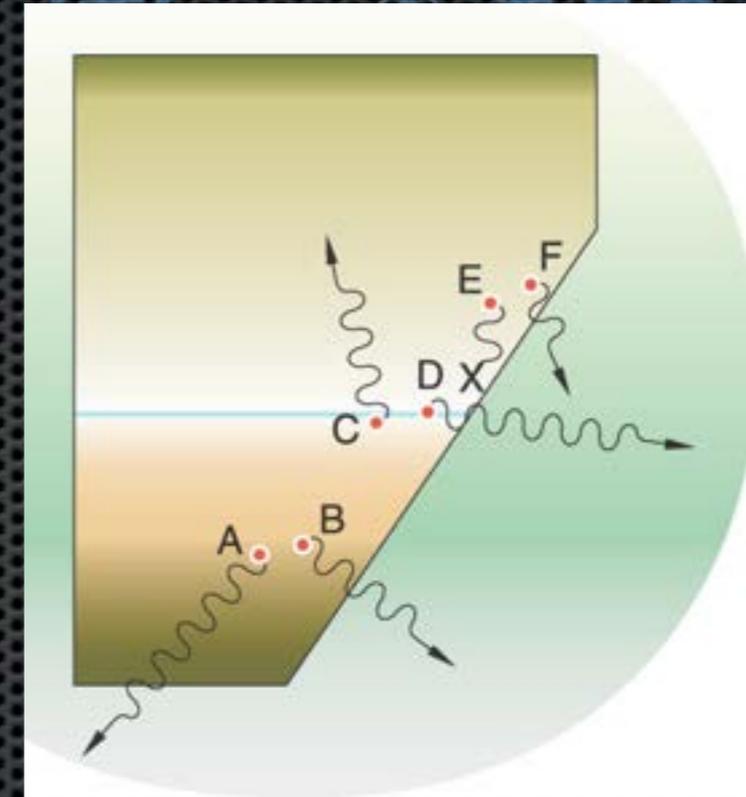
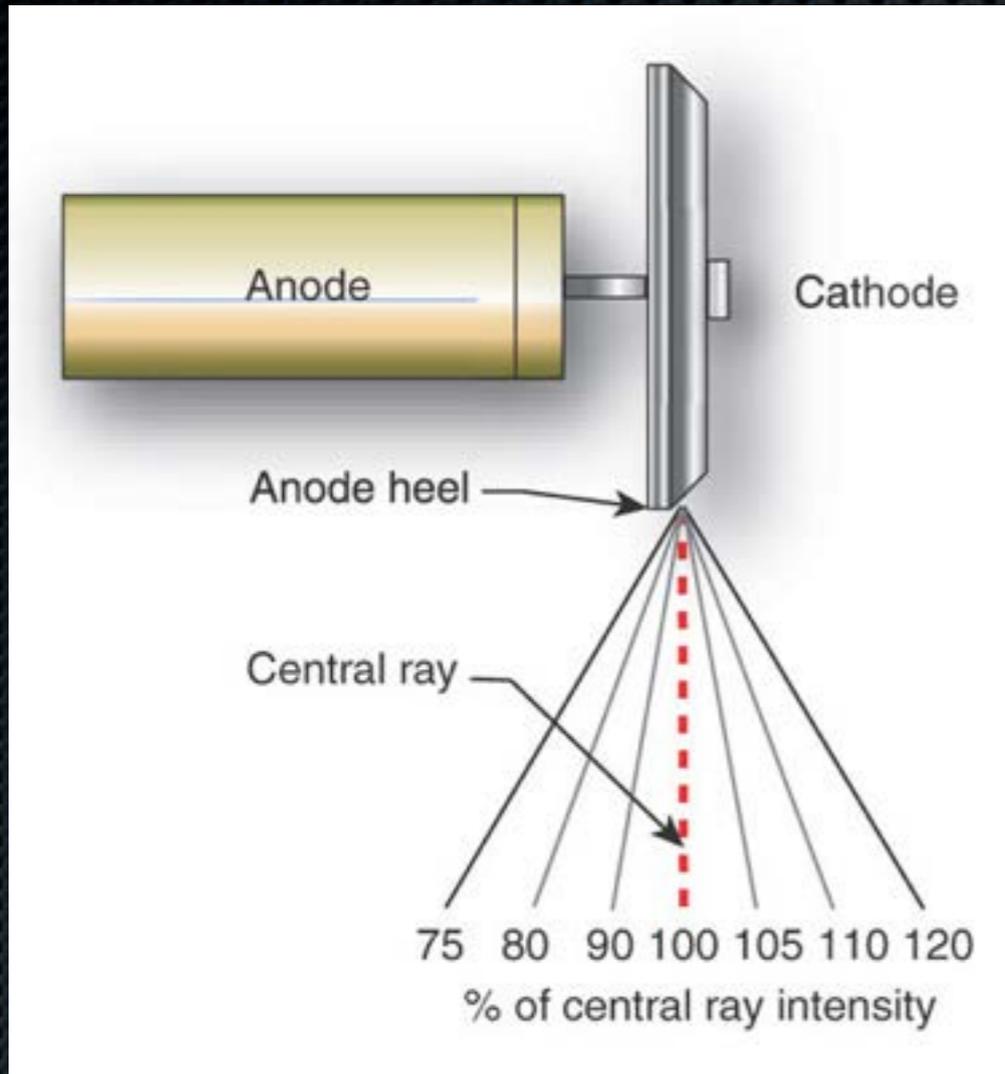
Relación del tamaño del foco aparente con la longitud del filamento y el ángulo del ánodo

El aparato de Rayos X

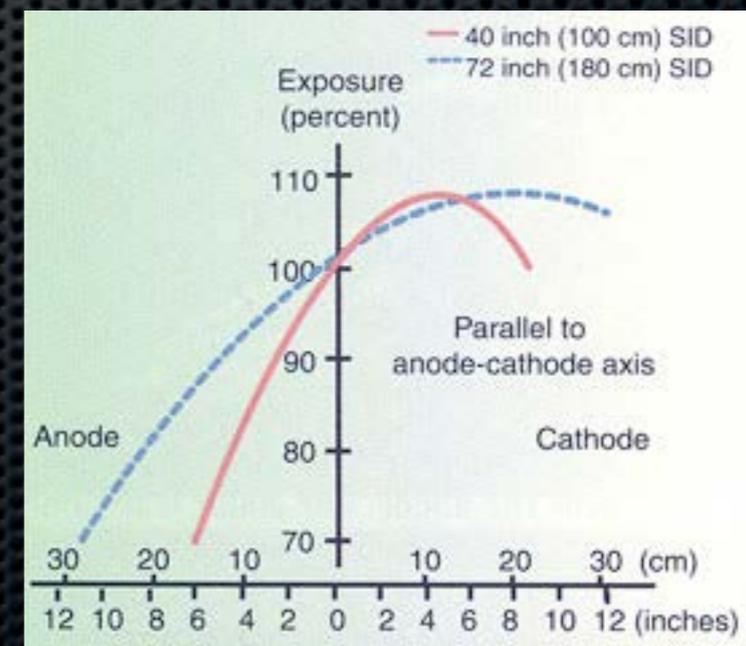


variación del tamaño del
foco en el campo irradiado

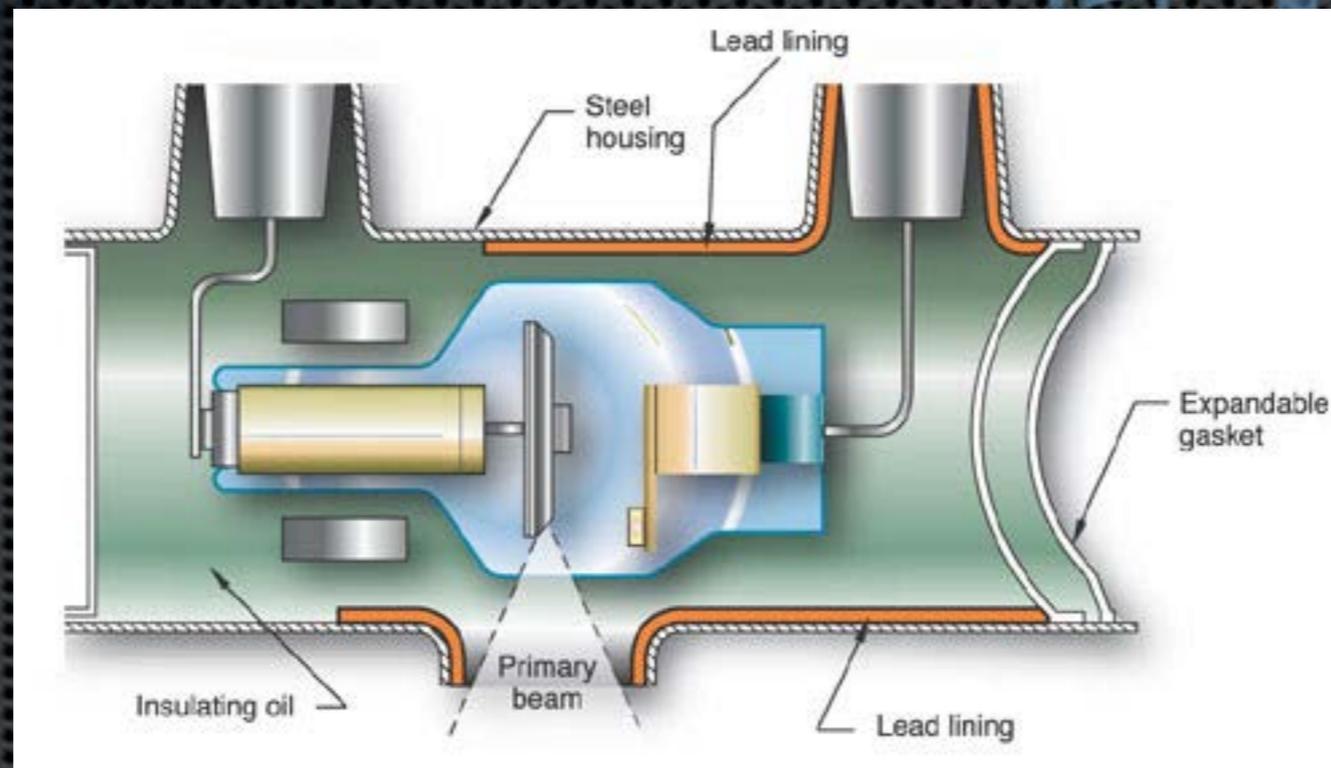
El aparato de Rayos X



influencia del ángulo del bisel en la intensidad del haz de Rayos X en el campo de imagen: efecto tacón (*heel effect*)



El aparato de Rayos X



Envoltura protectora:
la envoltura controla la radiación difusa y las fugas, aísla de las altas tensiones y proporciona un medio para enfriar el tubo

El aparato de Rayos X

Límite térmico:

- ✦ los tubos de Rayos X tienen un *límite* de disipación térmica, por encima del cual pueden sufrir daños.
- ✦ El límite se especifica en Julios disipados o en H.U. (*Heat Units*), que equivalen a los kVp x mAs aplicados.
 - ✦ $1.4 \text{ HU} = 1 \text{ J}$

El aparato de Rayos X

Límite térmico:

- ✦ Disminuye con el aumento del tiempo de exposición
- ✦ Disminuye en proporción inversa al kV aplicado
- ✦ Aumenta con el tamaño del foco efectivo y es mayor para menores ángulos de bisel
- ✦ Es mayor para los tubos rotatorios
- ✦ Aumenta con el tamaño del disco (en tubos rotatorios)
- ✦ aumenta con la velocidad de giro del ánodo (en tubos rotatorios)
- ✦ Depende del factor de rectificación del generador de tensión

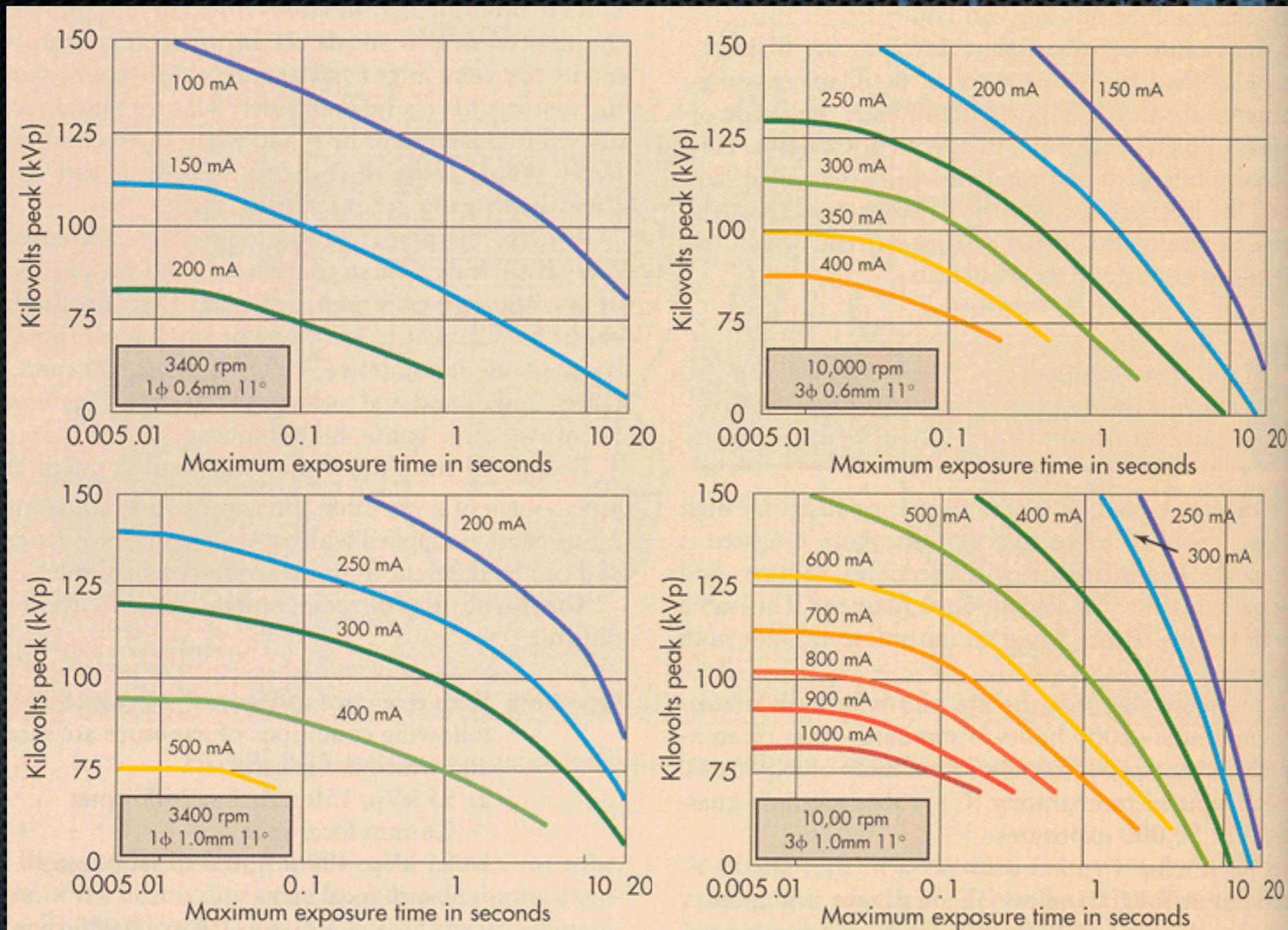
El aparato de Rayos X

Límite térmico del tubo de Rayos X:

máximo = $Factor_{rectificación} \times kVp \times mA \times s$ [Heat Units, H.U.]

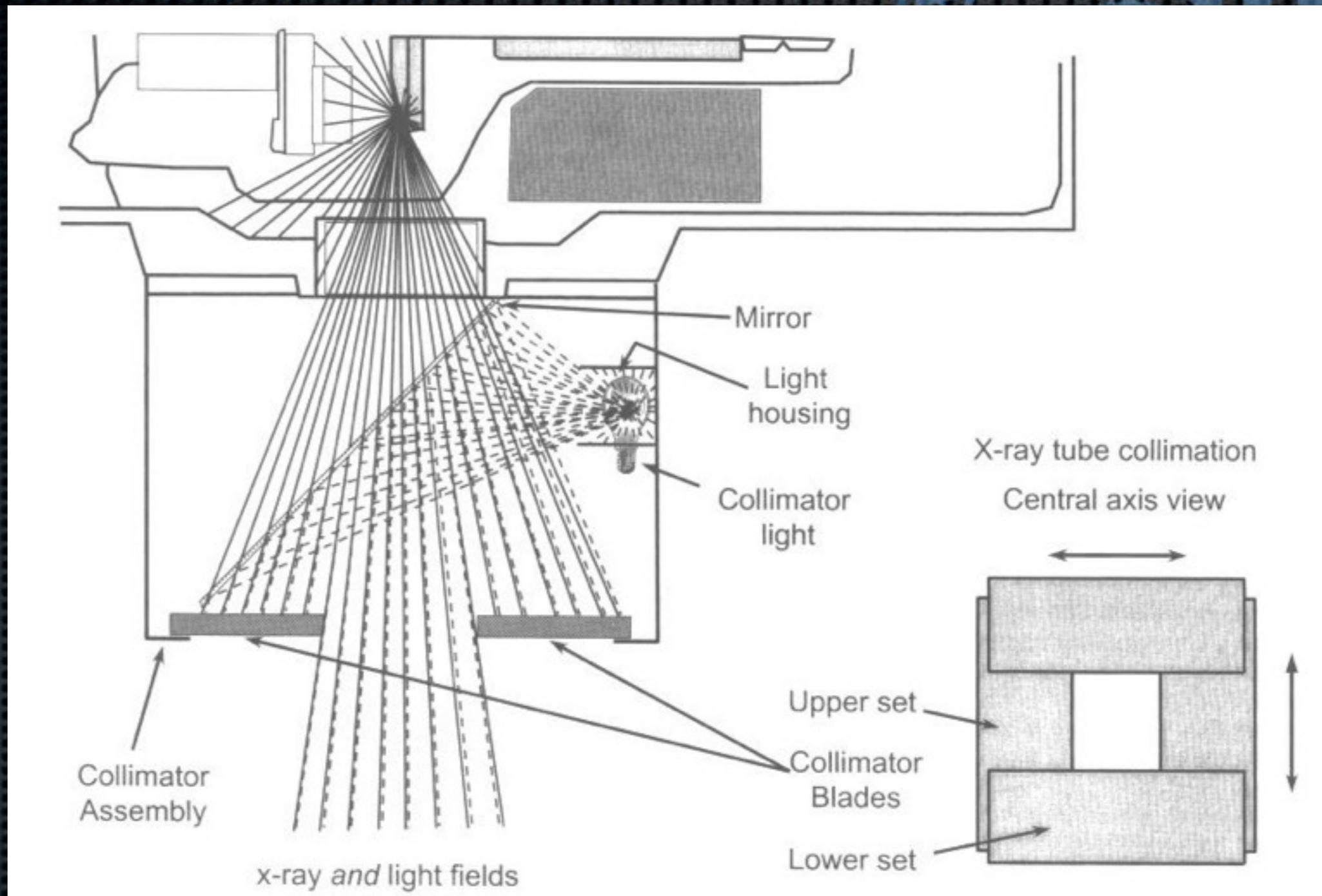
Generator Type	V_{rms} as a fraction of V_{peak}
Single-phase	0.71
Three-phase six-pulse	0.95
Three-phase 12-pulse	0.99
High-frequency	0.95–0.99
Constant-potential	1.00

El aparato de Rayos X



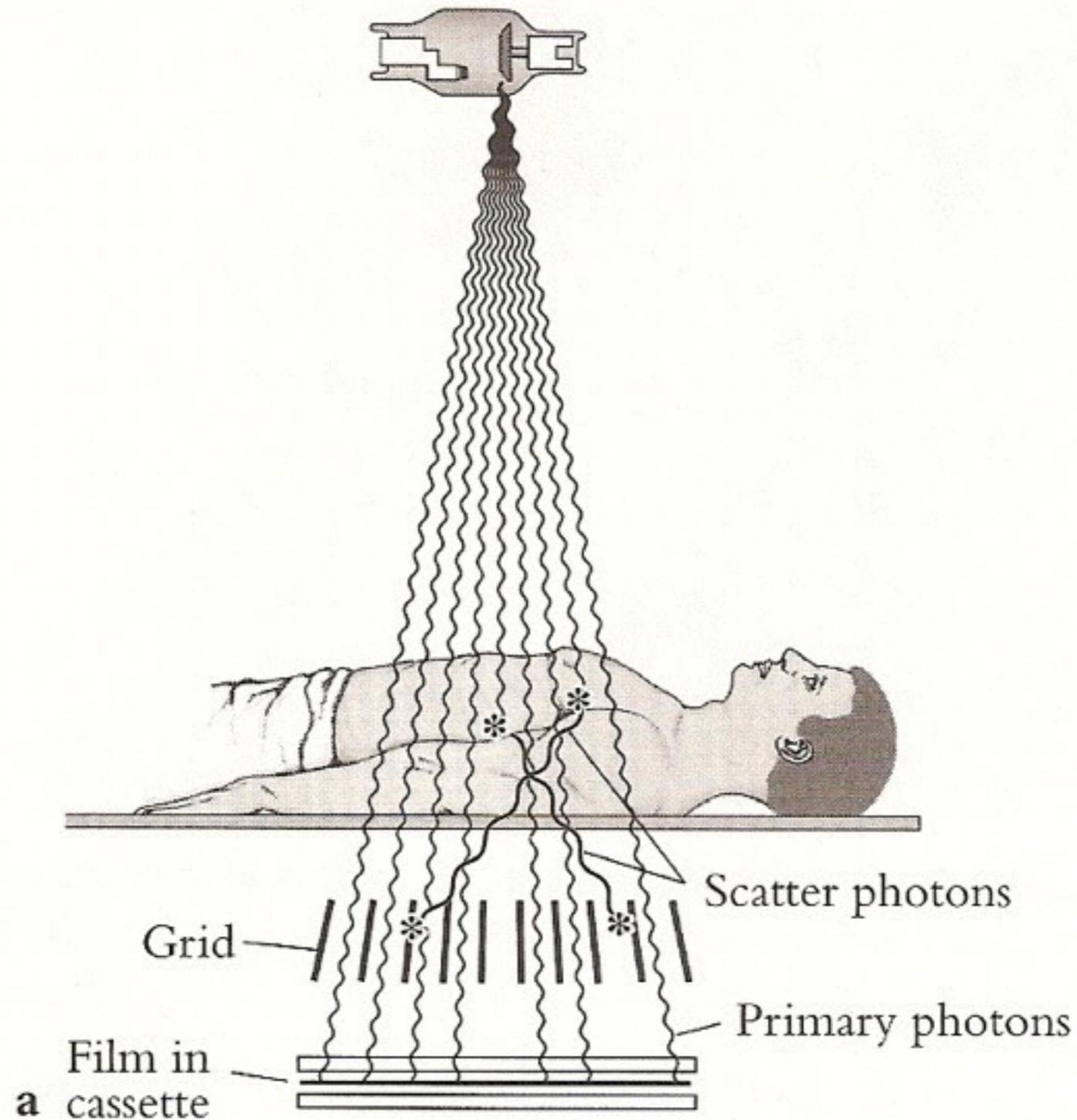
Ejemplo de especificaciones térmicas según el n° de fases, tamaño focal y velocidad de rotación

El aparato de Rayos X



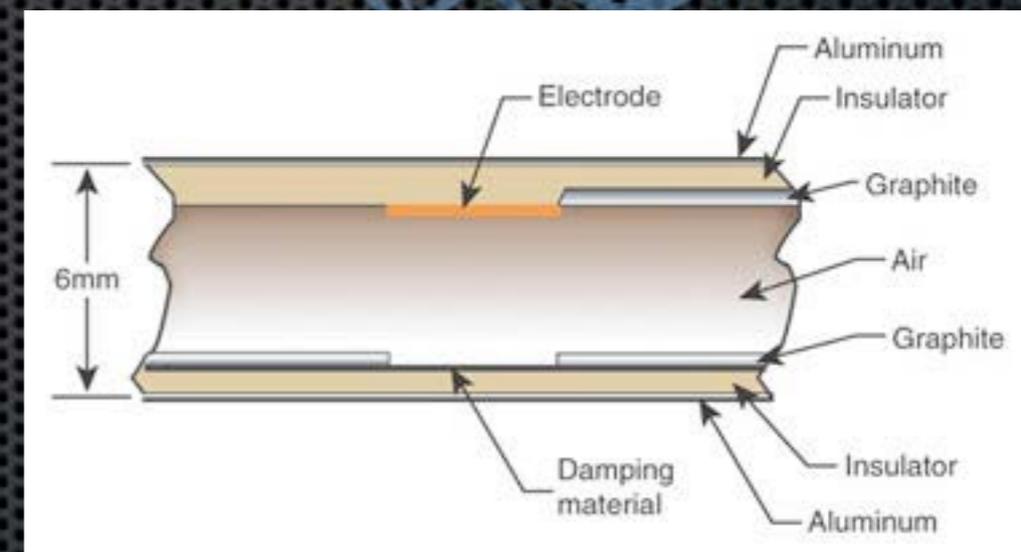
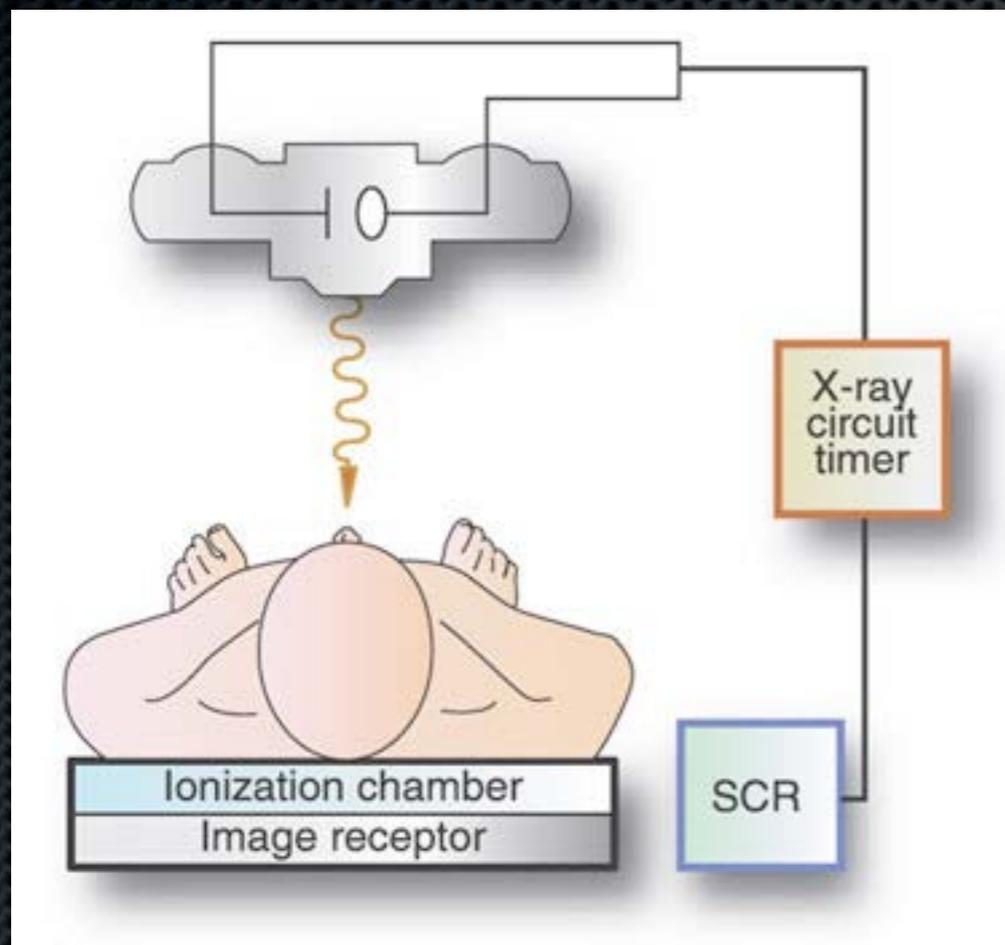
sistema conformador del haz
(colimador)

El aparato de Rayos X



rejilla antidifusora

El aparato de Rayos X



control automático de la exposición

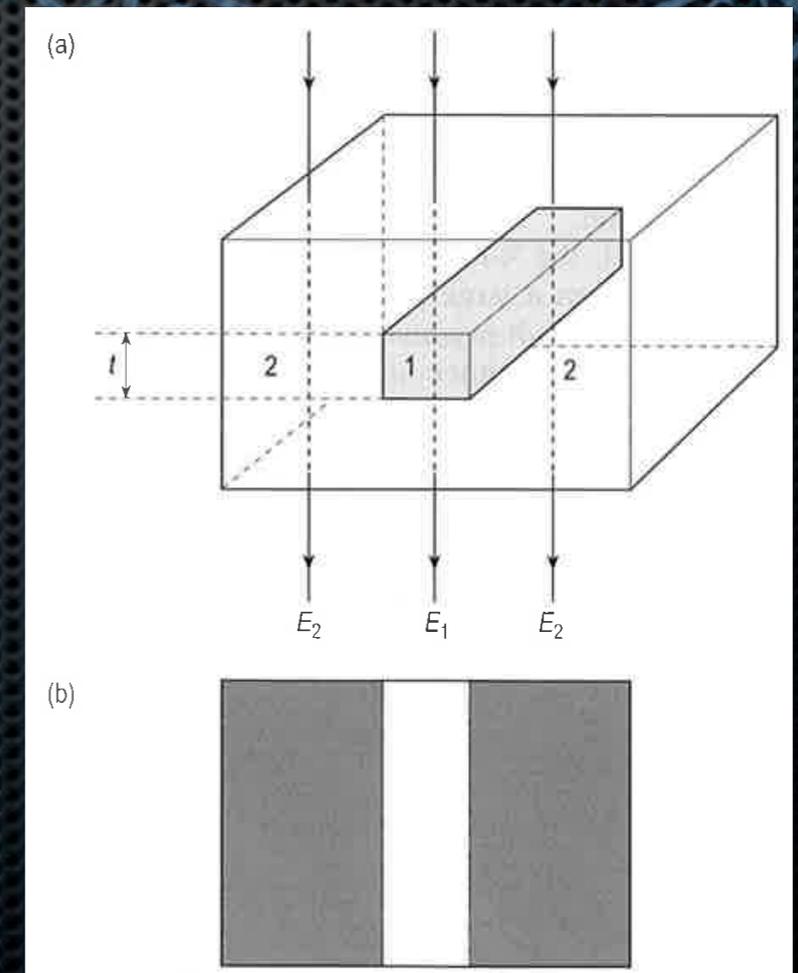
Formación de la imagen

- ✦ Un haz de Rayos X incide en el paciente.
- ✦ El haz de salida sigue un patrón de intensidad dependiente del grosor y composición de los órganos, junto a cierta radiación difusa.
- ✦ Este haz emergente es capturado y convertido en una imagen visible.

Formación de la imagen

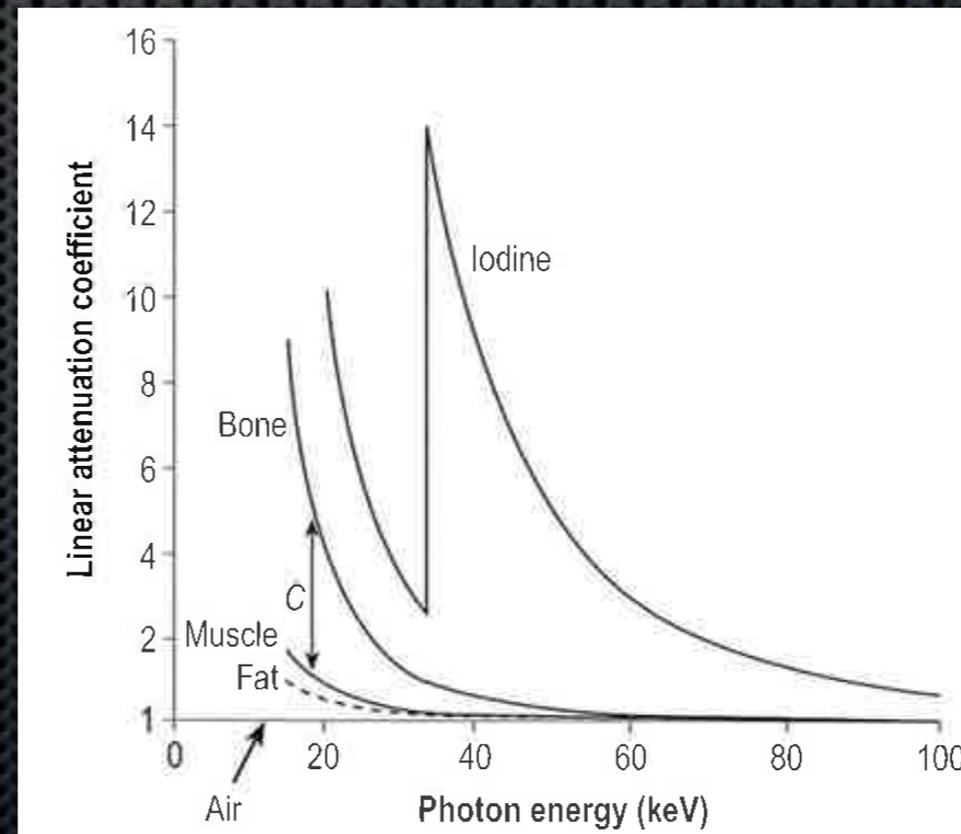
- Una estructura concreta del paciente se detecta gracias a:
 - La resolución o enfoque alcanzado en sus bordes.
 - El contraste entre tejidos adyacentes debido a la transmisión diferencial de los Rayos X.
 - Este contraste depende de la absorción diferencial de los Rayos X en cada estructura (μ_1 y μ_2) y su grosor (t):

$$C \propto (\mu_1 - \mu_2) \cdot t$$



Formación de la imagen

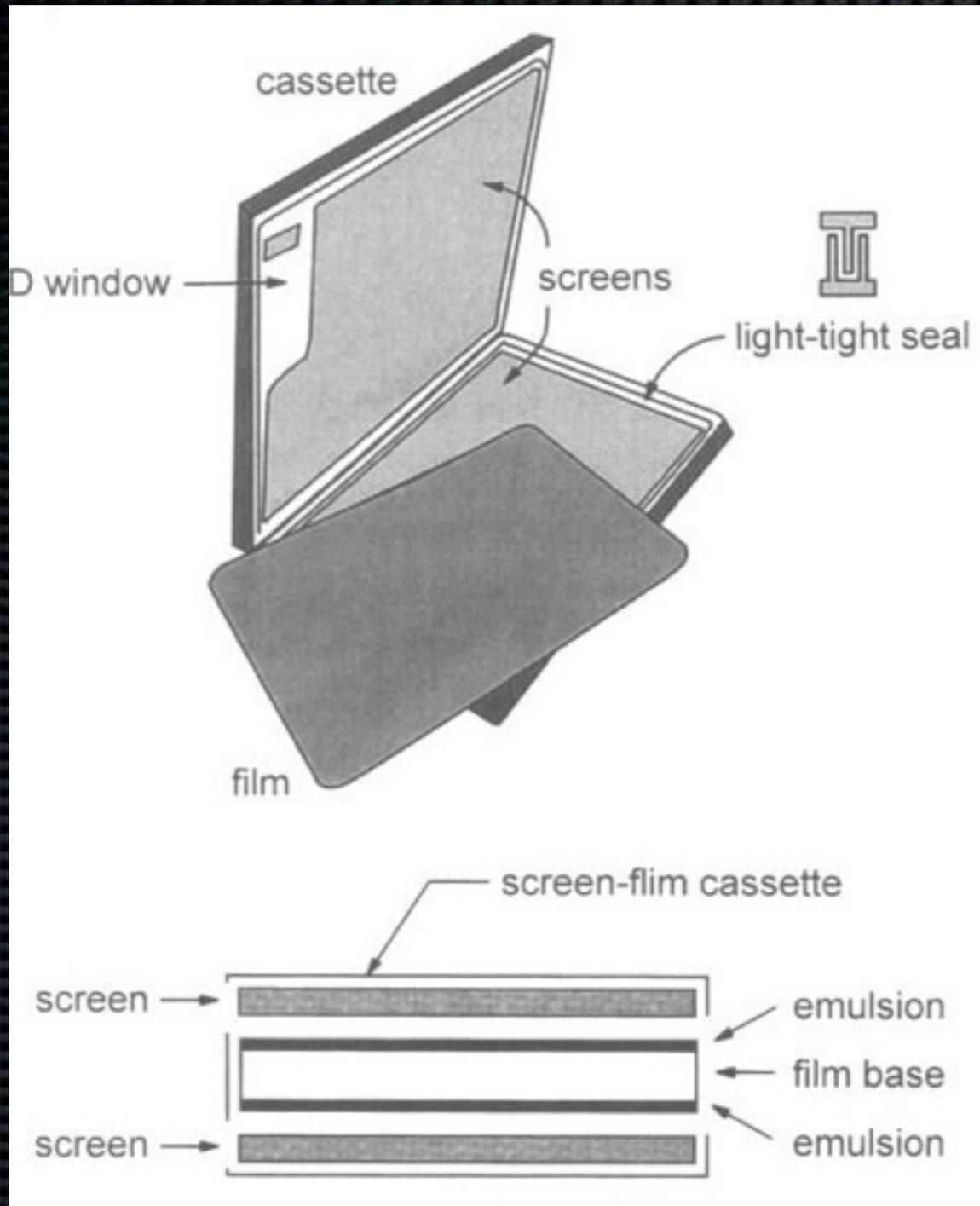
- ✦ El contraste entre grasa ($Z_{eff}=6$) y músculo ($Z_{eff}=7.4$) es mayor a menor E , porque el efecto fotoeléctrico (proporcional a Z) decrece con la E
- ✦ El uso de agentes de contraste (p. ej. Yodo, $Z=53$) aumenta mucho la atenuación debido al efecto fotoeléctrico



Radiología en película

El sistema de imagen basado en la placa radiológica captura la imagen de la intensidad del haz de Rayos X con una combinación de película fotosensible (*film*) y pantalla intensificadora (*screen*)

Radiología en película



la película captura un 1% de los fotones

la pantalla intensificadora captura un 30% de los fotones

Radiología en película

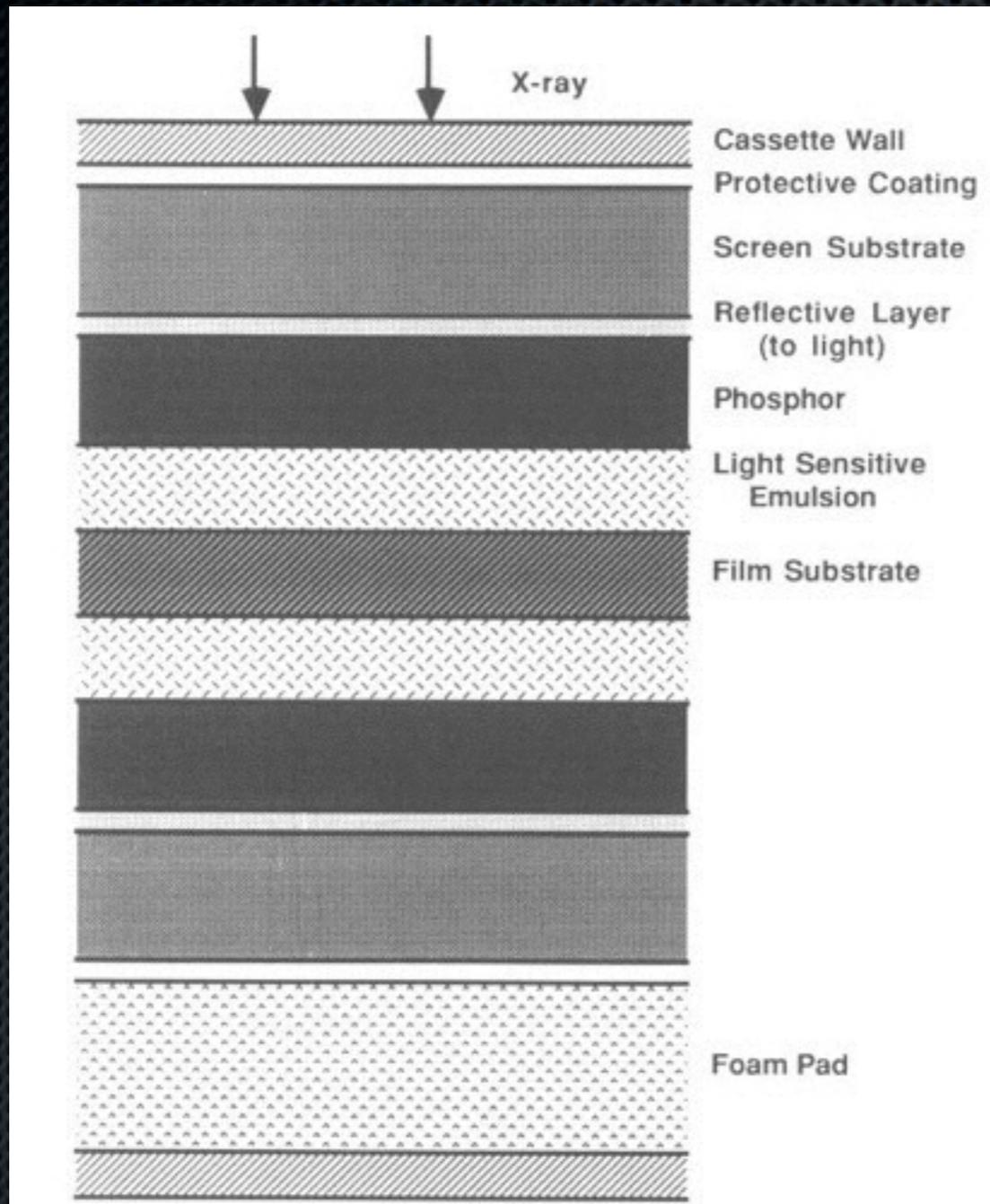
- ✦ La película de Rayos X es una emulsión fotográfica que contiene cristales de haluro de plata.
- ✦ Al absorber un fotón, los granos de cristales se convierten en plata metálica, opaca a la luz (*negra*).
- ✦ El revelado fija la plata metálica a la película y elimina los cristales no transformados.

Radiología en película

- ✦ A mayor cantidad de radiación recibida, mayor cantidad de granos se transforman, y por tanto más se oscurece la película tras el revelado.
- ✦ La ***densidad óptica*** mide el oscurecimiento de la película como consecuencia de la exposición a los Rayos X:

$$D = \log_{10}(\text{luz incidente} / \text{luz transmitida})$$

Radiología en película



Pantallas intensificadoras

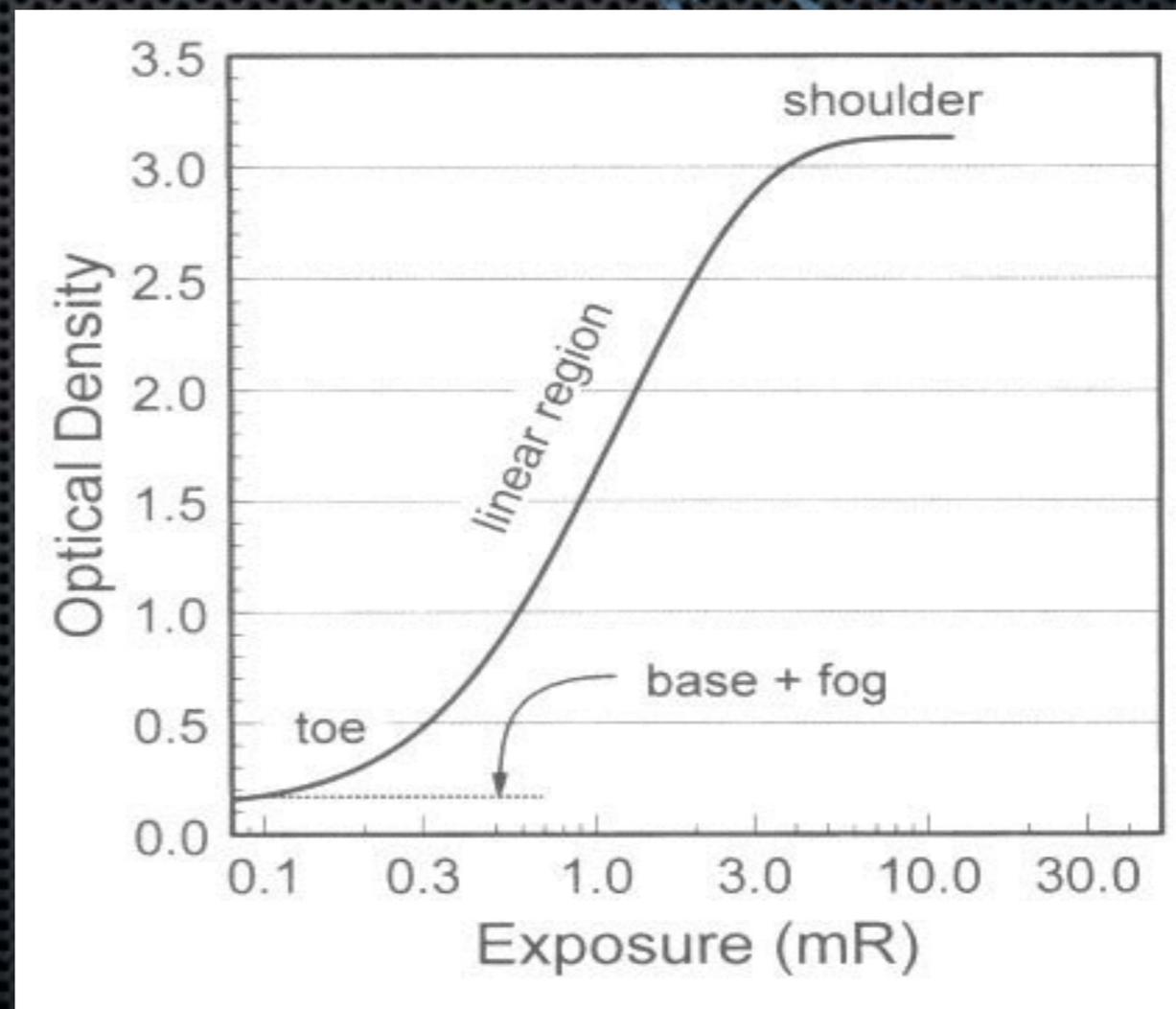
Una pantalla proporciona un factor de intensificación de entre 30 y 100 veces la eficiencia de captura del film solo.

Las pantallas tradicionales utilizaban un compuesto de calcio y tungsteno (CaWO_4)

Actualmente se utilizan tierras raras, como el $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$

Radiología en película

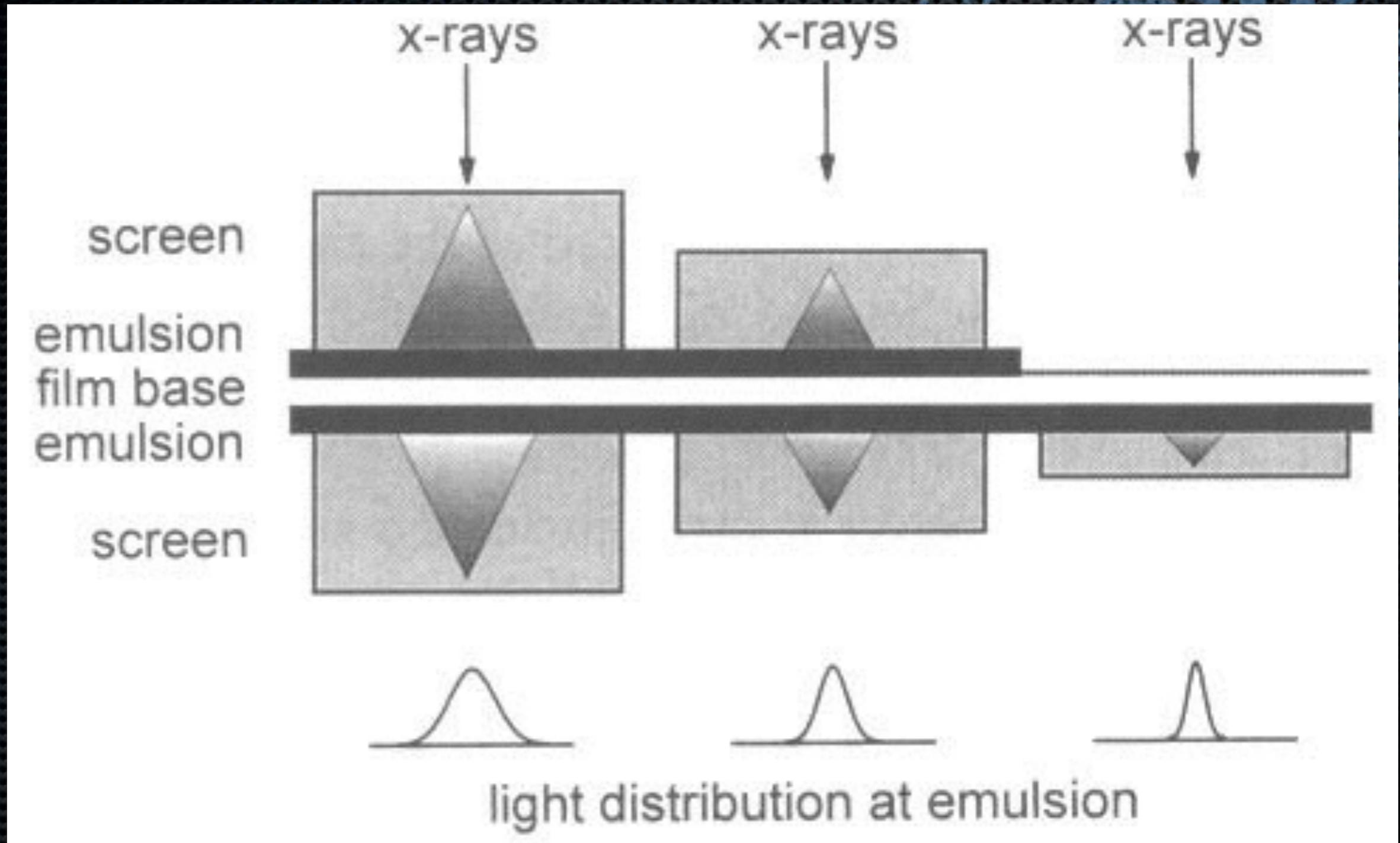
- **Curva característica:** respuesta de una película a los Rayos X, expresada como la densidad óptica alcanzada en función de la exposición en escala logarítmica



Radiología en película

- ✦ Propiedades derivadas de la curva característica:
 - ✦ **Base+fog**: densidad óptica de la película no expuesta.
 - ✦ **Velocidad**: inversa de la exposición necesaria para alcanzar una densidad óptica de 1
 - ✦ **Gamma**: pendiente media de la curva característica
 - ✦ **Latitud**: rango de exposiciones que generan un rango de densidades útiles

Radiología en película



pérdida de definición debido a la
pantalla intensificadora

Radiología en película

- ✦ La cantidad de radiación que recibe la película depende de:
 - ✦ Potencial del tubo (kV)
 - ✦ Carga del disparo (Q): *corriente del tubo (mA) x tiempo de exposición (s)*
 - ✦ Distancia entre el tubo de rayos X y la película (SID, *Source to Image receptor Distance*)
- ✦ La exposición es proporcional a **$(kV)^2 \times mA \times s$**
- ✦ La exposición se reduce con el cuadrado de la distancia.

Radiología en película

- ✦ Selección del kV y Q:
 - ✦ A mayor kV, menor dosis en el paciente y mayor latitud de exposición.
 - ✦ A mayor kV, menor mA·s requeridos.
 - ✦ A mayor kV, menor contraste obtenido.
- ✦ Al doblar la carga Q se dobla la densidad óptica.
- ✦ Al multiplicar los kV por 1,15 se dobla la densidad óptica.

Imágenes por Rayos X

Características de la imagen

Calidad de imagen

- ✦ Parámetro que mide la apariencia global de la imagen y su adecuación a su propósito (*diagnóstico médico*).
- ✦ Definida por:
 - ✦ **Contraste**: habilidad para distinguir regiones en la imagen
 - ✦ **Resolución espacial**: habilidad para distinguir detalles finos
 - ✦ **Ruido**: variación de intensidad en la imagen no relacionada con las estructuras observadas

Calidad de imagen

✦ **Contraste:**

- ✦ Es la diferencia de densidad óptica de dos regiones contiguas.
- ✦ Es proporcional a la diferencia de exposición recibida por cada región.
 - ✦ Una película de mayor gamma tiene más contraste pero una menor latitud

Signal-to-Noise Ratio

- ✦ El contraste de la imagen se ve limitado por el ruido:
 - ✦ **Ruido:** variación de la intensidad en la imagen para una exposición homogénea a los Rayos X.
 - ✦ Debido sobretudo al “**quantum mottle**”: variación estadística del número de fotones de Rayos X por área:
 - ✦ Para N fotones por área, la variación es proporcional a la raíz de N
 - ✦ Se cuantifica con el **SNR** (*Signal-to-Noise Ratio*): la relación entre la intensidad de la señal y la del ruido.

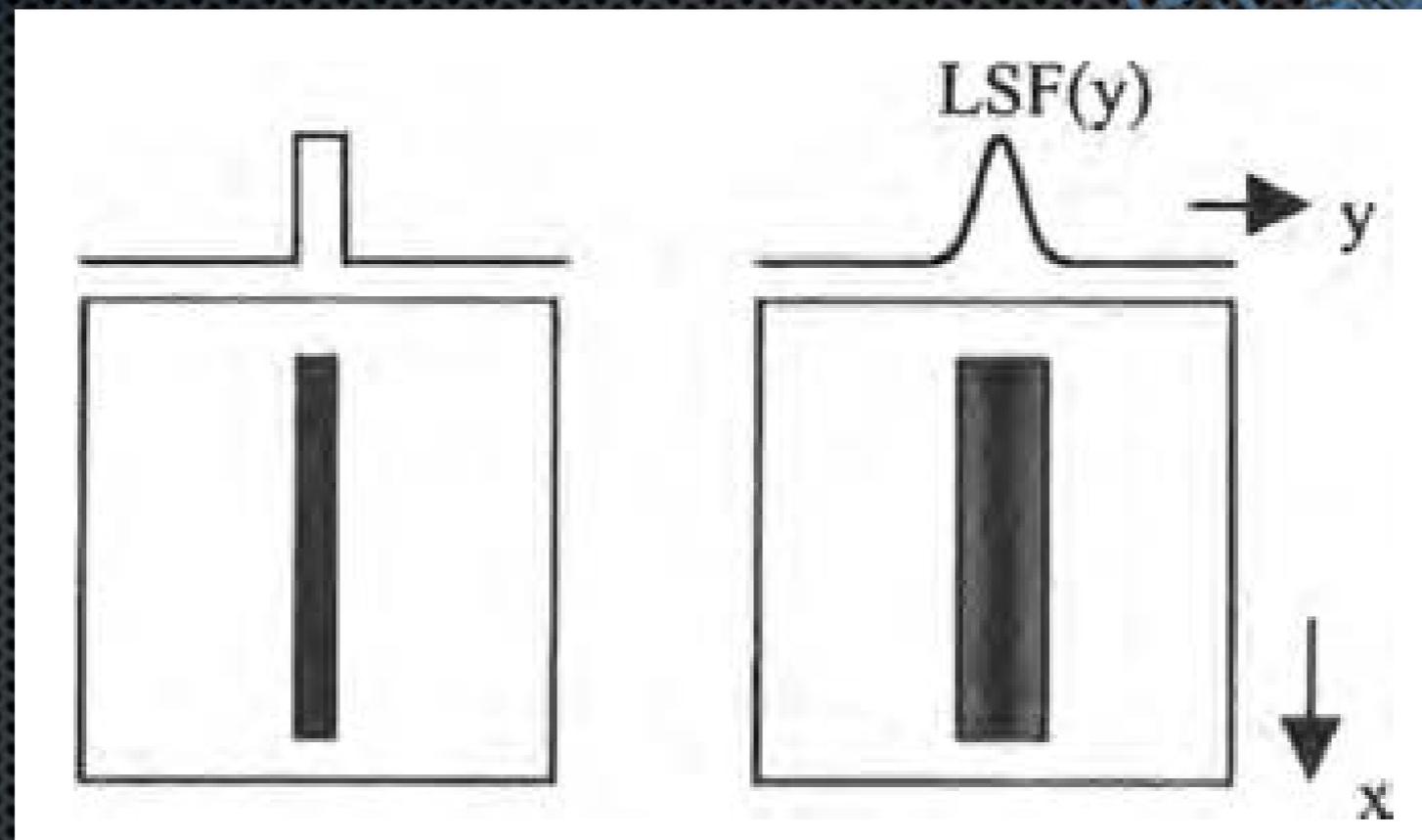
Signal-to-Noise Ratio

- ✦ Factores que afectan al SNR:
 - ✦ Tiempo de exposición y corriente del tubo de Rayos X
 - ✦ Valor de kV
 - ✦ Grado de filtración del haz
 - ✦ Tamaño del paciente
 - ✦ Grosor del fósforo en la pantalla intensificadora
 - ✦ Geometría de la rejilla antidifusora

Resolución espacial

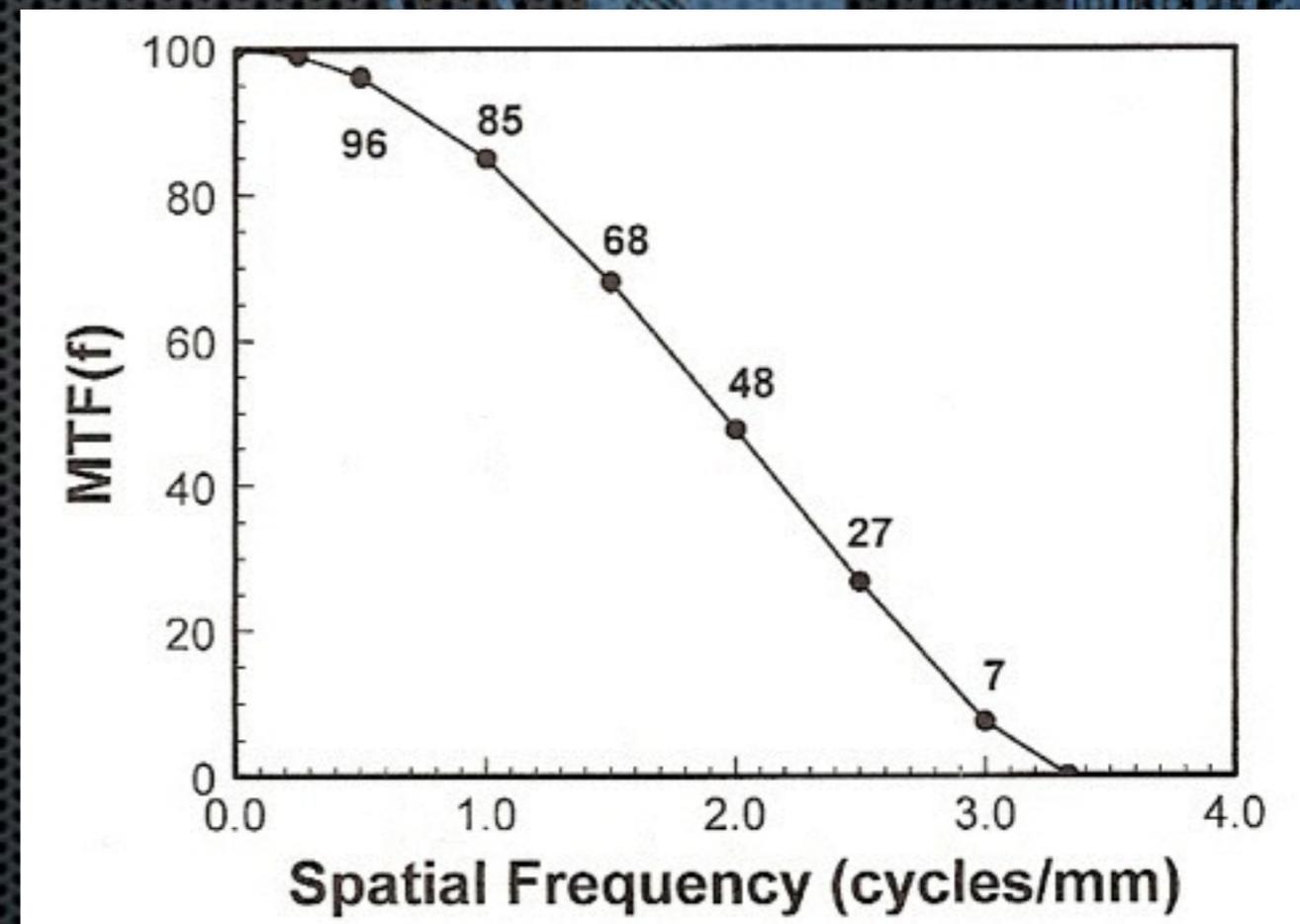
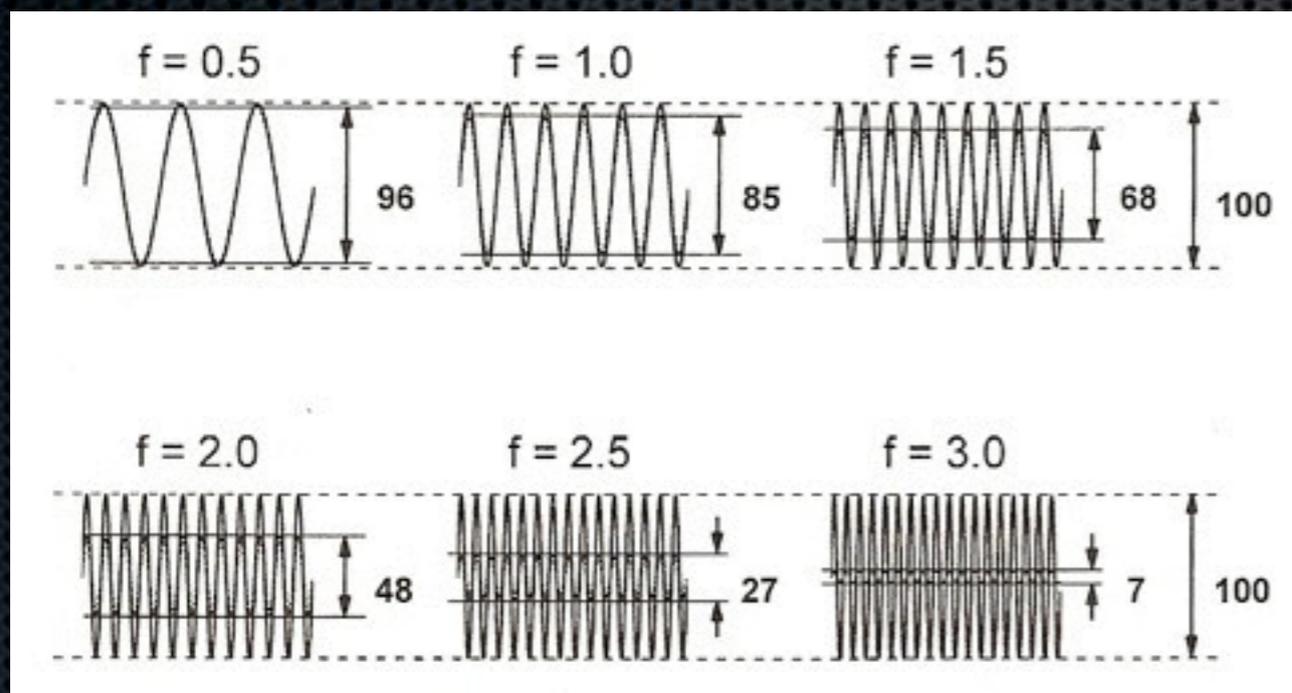
- ✦ Habilidad para detectar detalles pequeños.
- ✦ Se cuantifica como el tamaño del menor detalle visible o su inversa, el nº de pares de líneas / mm que se pueden resolver en la imagen.
- ✦ Se especifica mediante dos funciones:
 - ✦ **LSF** (*Line Spread Function*)
 - ✦ **MTF** (*Modulation Transfer Function*)

Line Spread Function (LSF)



función de densidad óptica generada por una línea opaca a los Rayos X

Modulation Transfer Function (MTF)



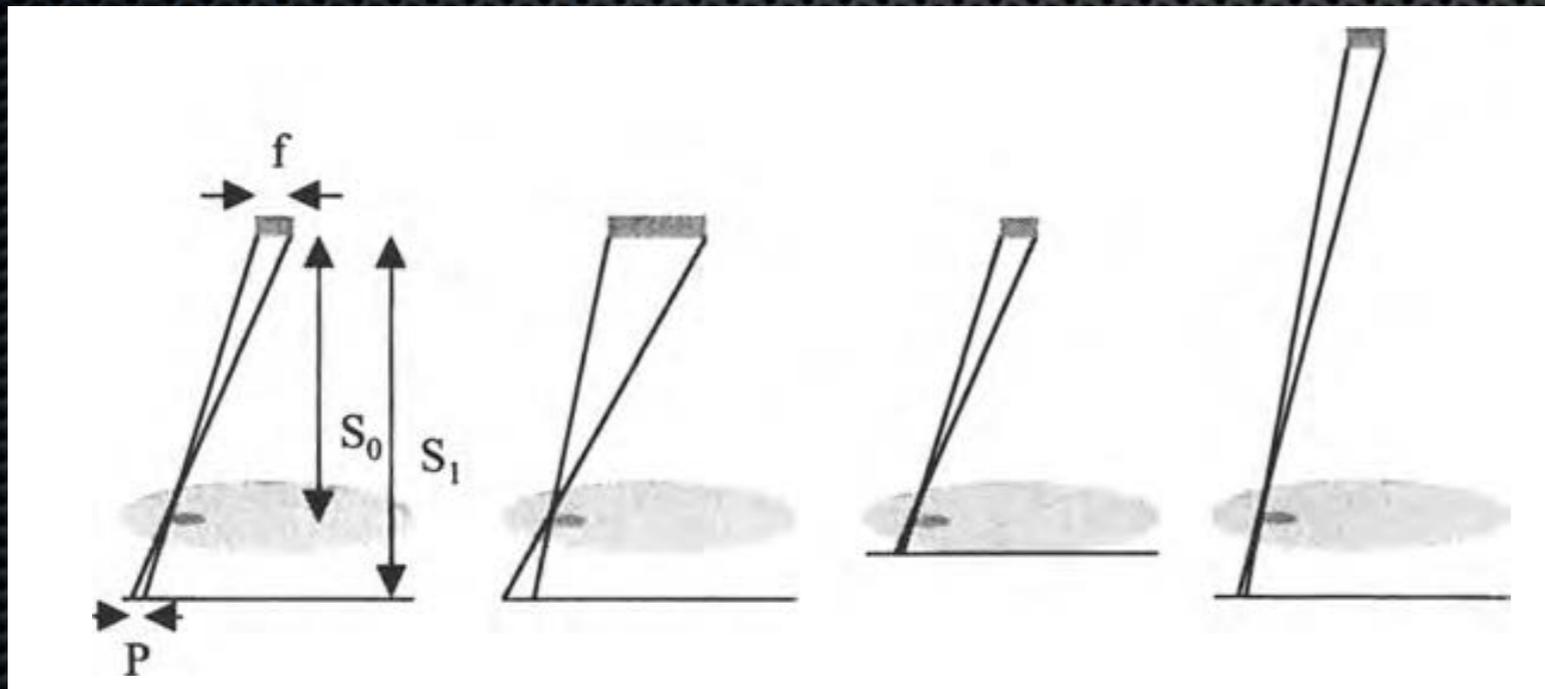
atenuación de la variaciones de intensidades registrada
en función de la frecuencia de variación

Resolución espacial

- ✦ Factores que afectan a la resolución:
 - ✦ Dependientes del detector:
 - ✦ Radiología en película: grosor de la pantalla intensificadora, velocidad de la película
 - ✦ Radiología digital: tamaño del píxel
 - ✦ Tamaño efectivo del punto focal
 - ✦ Factor de magnificación

Resolución espacial

- Zona de penumbra: desenfoque causado por el tamaño del foco efectivo



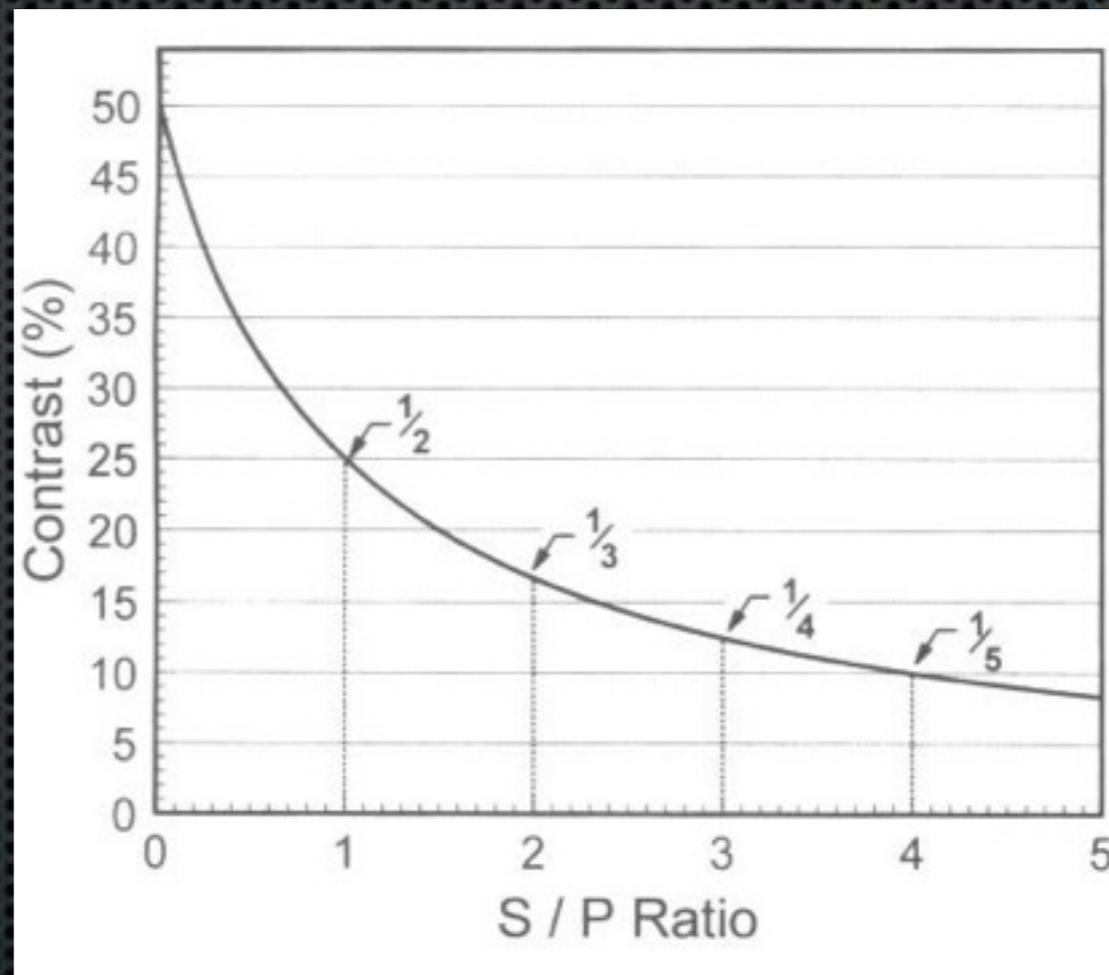
$$P = \frac{f(S_1 - S_0)}{S_0}$$

Contrast-to-Noise Ratio

- ✦ La capacidad de interpretar una imagen en función de su contraste se mide como el CNR.
- ✦ Depende del SNR de la imagen y su resolución espacial, y además de:
 - ✦ Energía del haz de Rayos X: a mayor E, mayor efecto Compton y por tanto menor contraste
 - ✦ *Field Of View* (FOV): la dispersión Compton es proporcional al FOV
 - ✦ Grosor del paciente
 - ✦ Geometría de la rejilla antidifusión

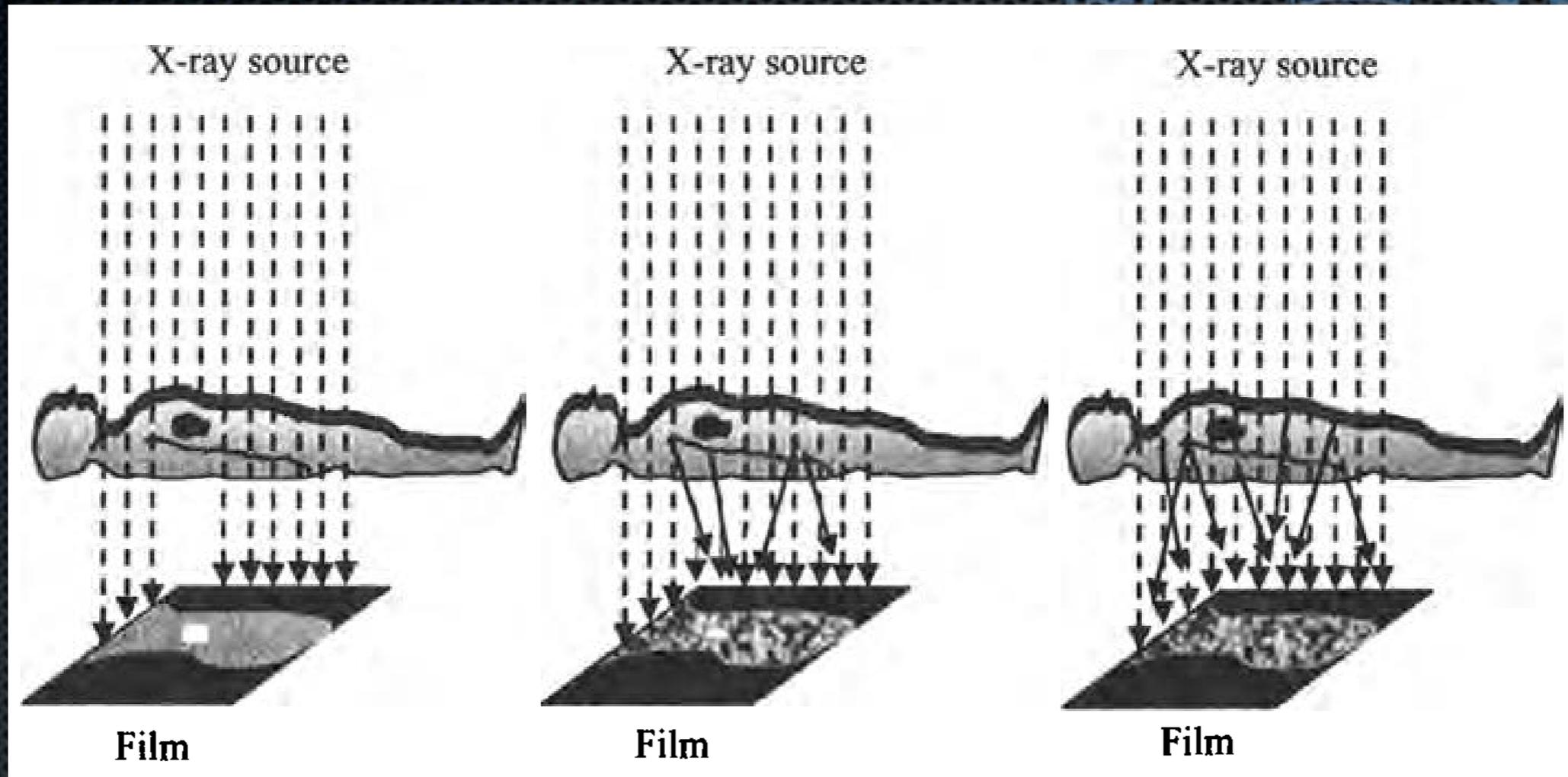
Efectos de la radiación difusa

- La radiación primaria (P) aporta la información a la imagen.
- La radiación secundaria o difusa (S) reduce el contraste.



$$C = C_0 \frac{1}{1 + \left(\frac{S}{P} \right)}$$

Efectos de la radiación difusa

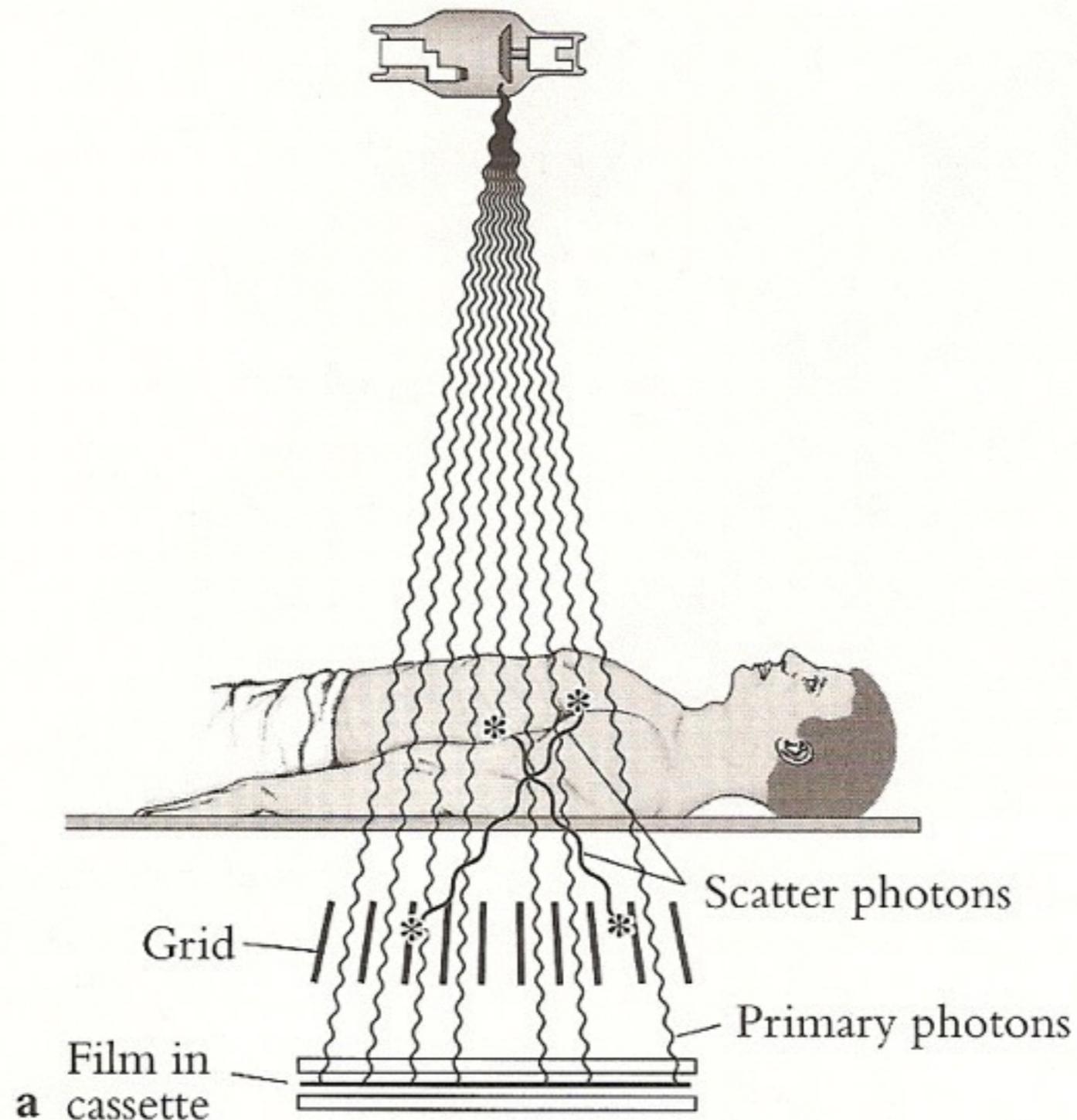


efecto de un aumento en la difusión Compton

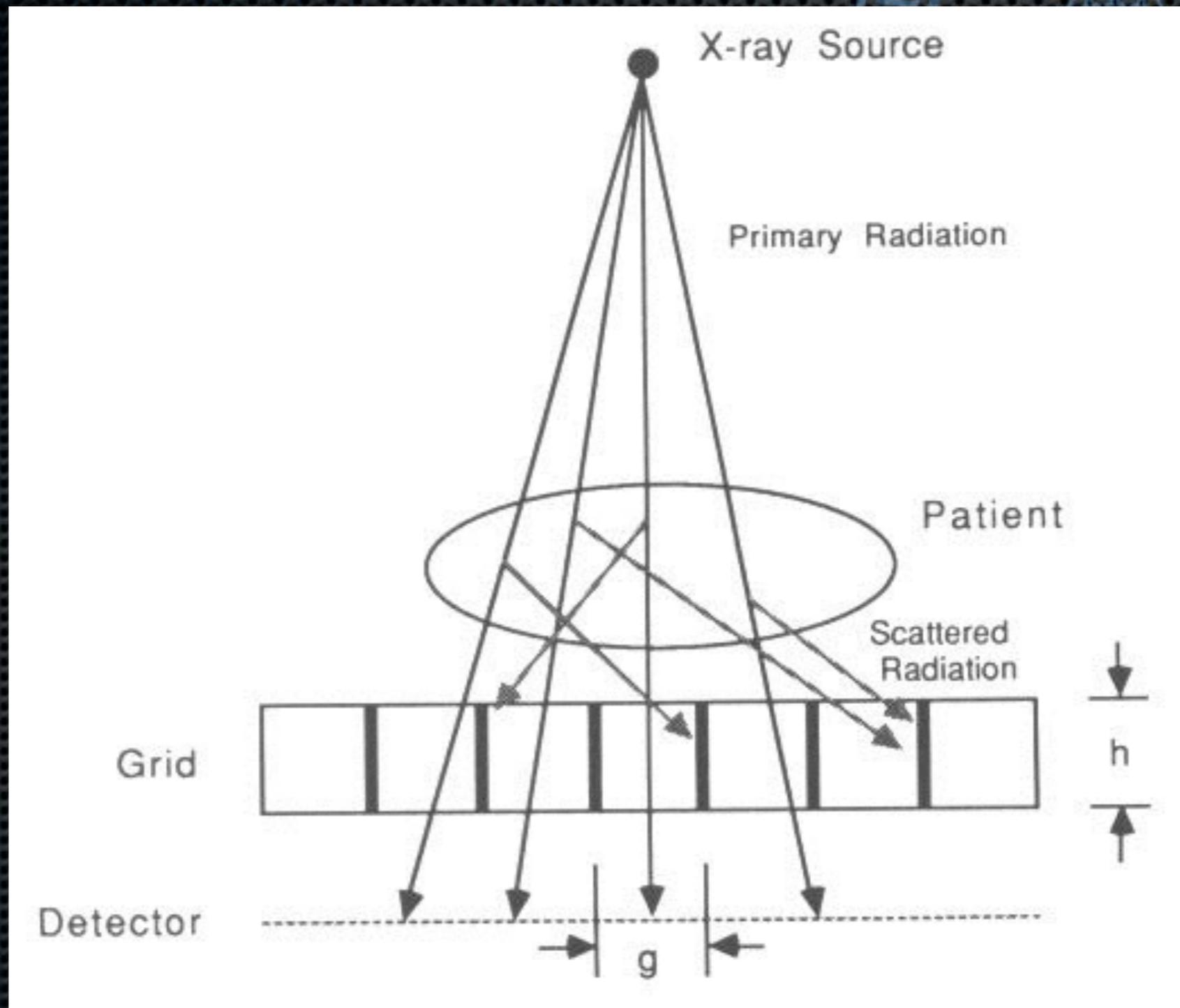
Reducción de la radiación difusa

- ✦ Reducción del volumen de tejido irradiado:
 - ✦ Colimación del haz de Rayos X
 - ✦ Compresión del paciente
- ✦ Reducción del kV aplicado
- ✦ Uso de rejillas antidifusoras
- ✦ Uso de un hueco entre el paciente y el detector

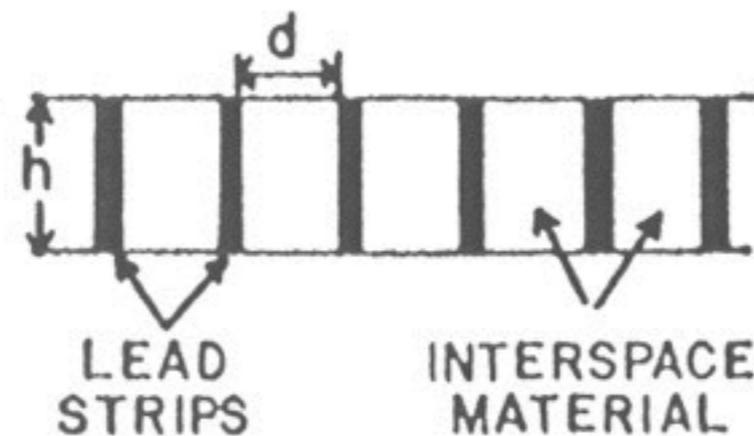
Rejillas antidifusoras



Rejillas antidifusoras

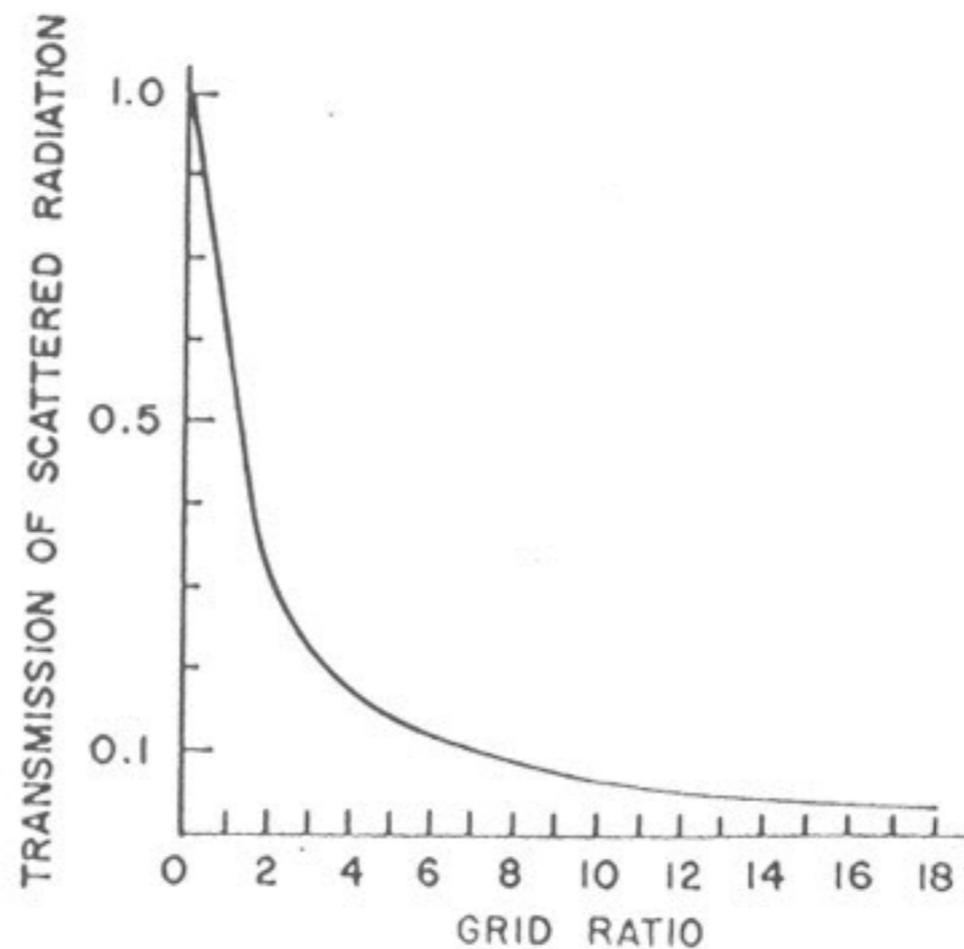


Rejillas antidifusoras

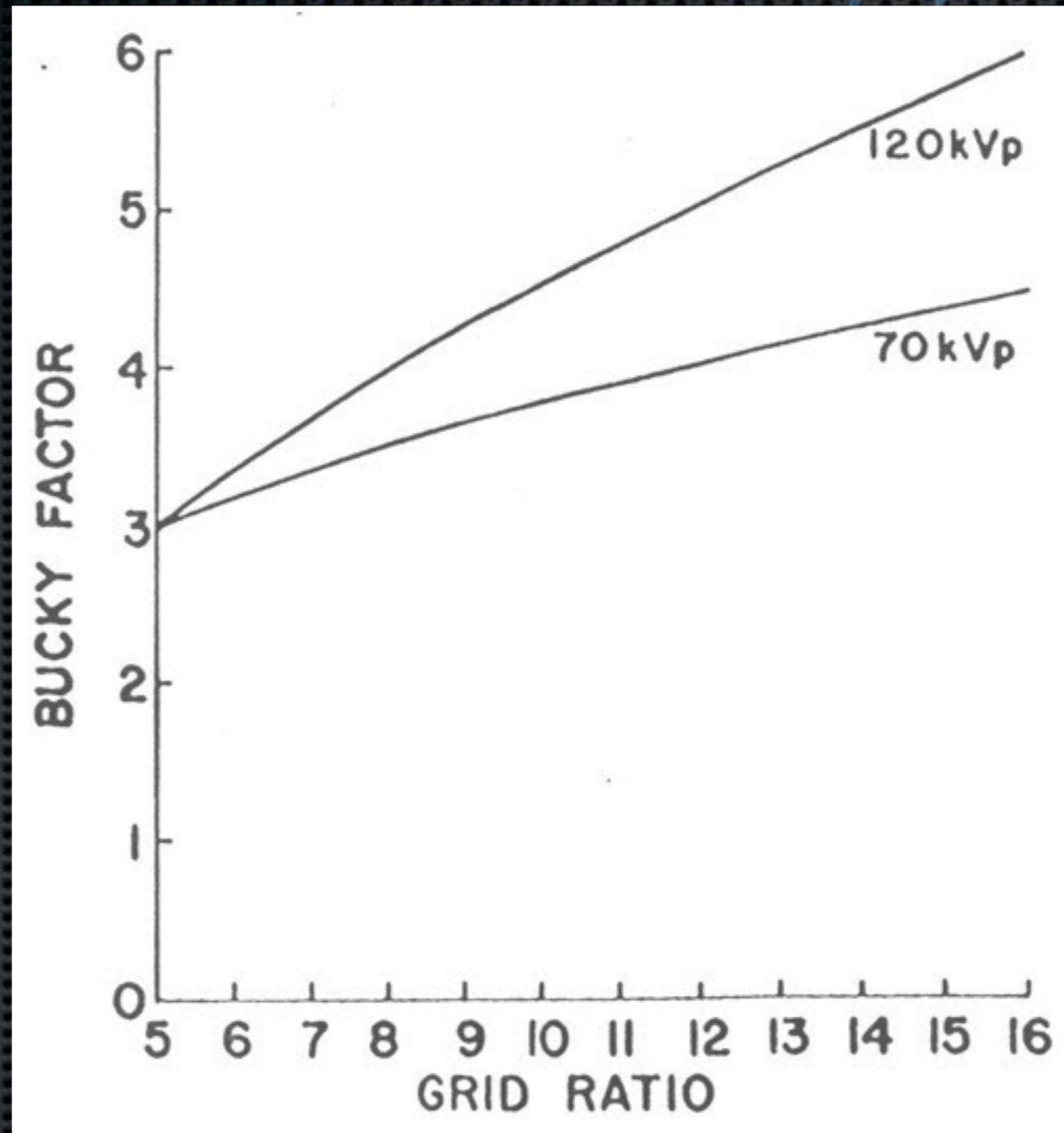


$$F = h / d$$

RADIACION DISPERSA - FACTOR DE REJILLA



Rejillas antidifusoras



Bucky factor = (exposición usando rejilla) / (exposición sin rejilla)

Imágenes por Rayos X

Imagen digital

Radiología Digital

- ✦ Imágenes digitales
- ✦ Fluoroscopia digital
- ✦ Computed Radiography (CR)
- ✦ Digital Radiography (DR)
 - ✦ Panel directo
 - ✦ Panel indirecto
- ✦ Características de imagen



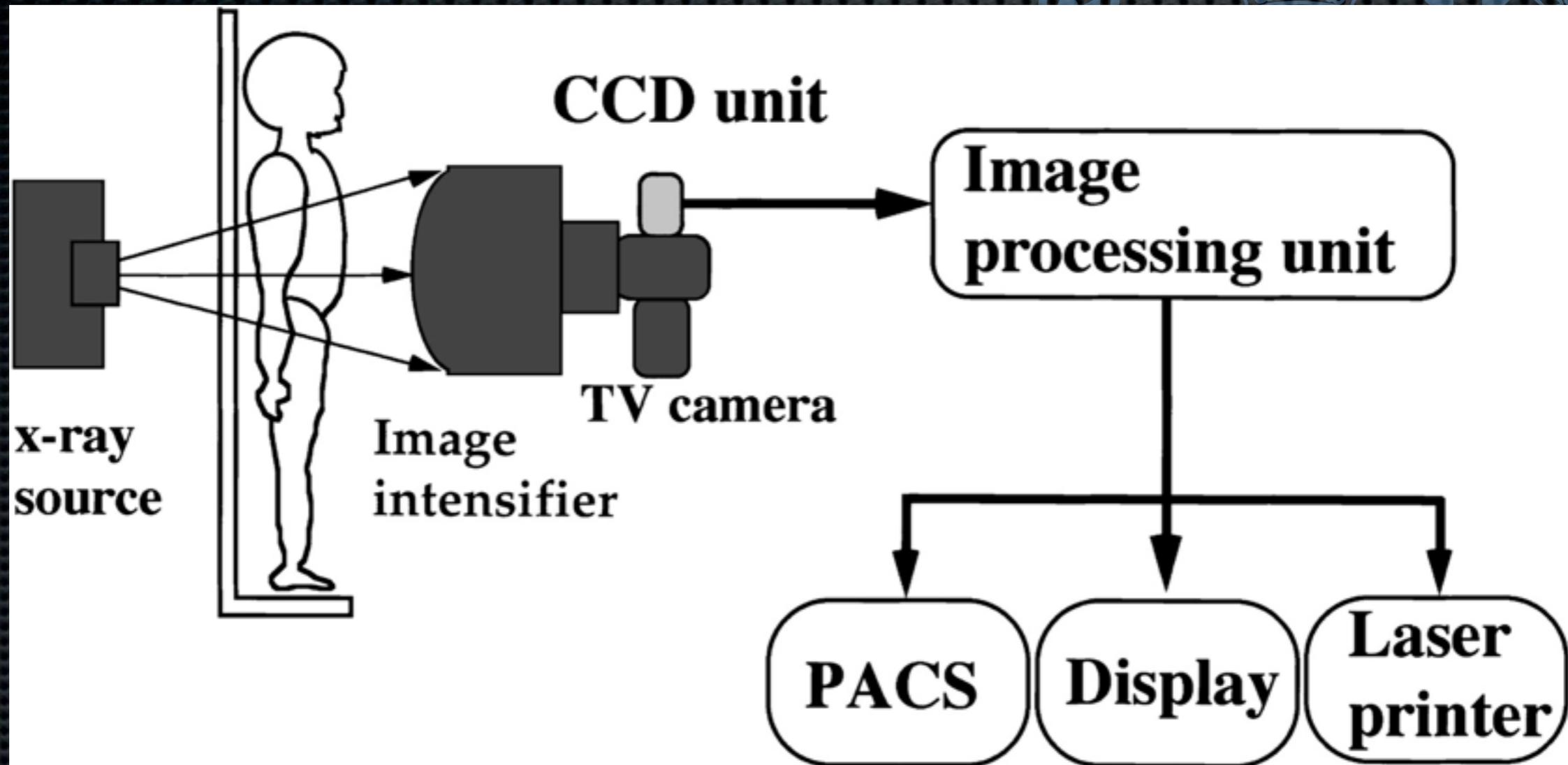
Imágenes digitales

- ✦ Una imagen digital es una matriz bidimensional de datos que representa visualmente un objeto o escena.
- ✦ Cada elemento de esta matriz, pixel, está representado por un valor numérico (finito).
- ✦ En radiología, una imagen digital representa el patrón de intensidades de Rayos X transmitidos a través del paciente.

Implantación de la imagen digital en radiología

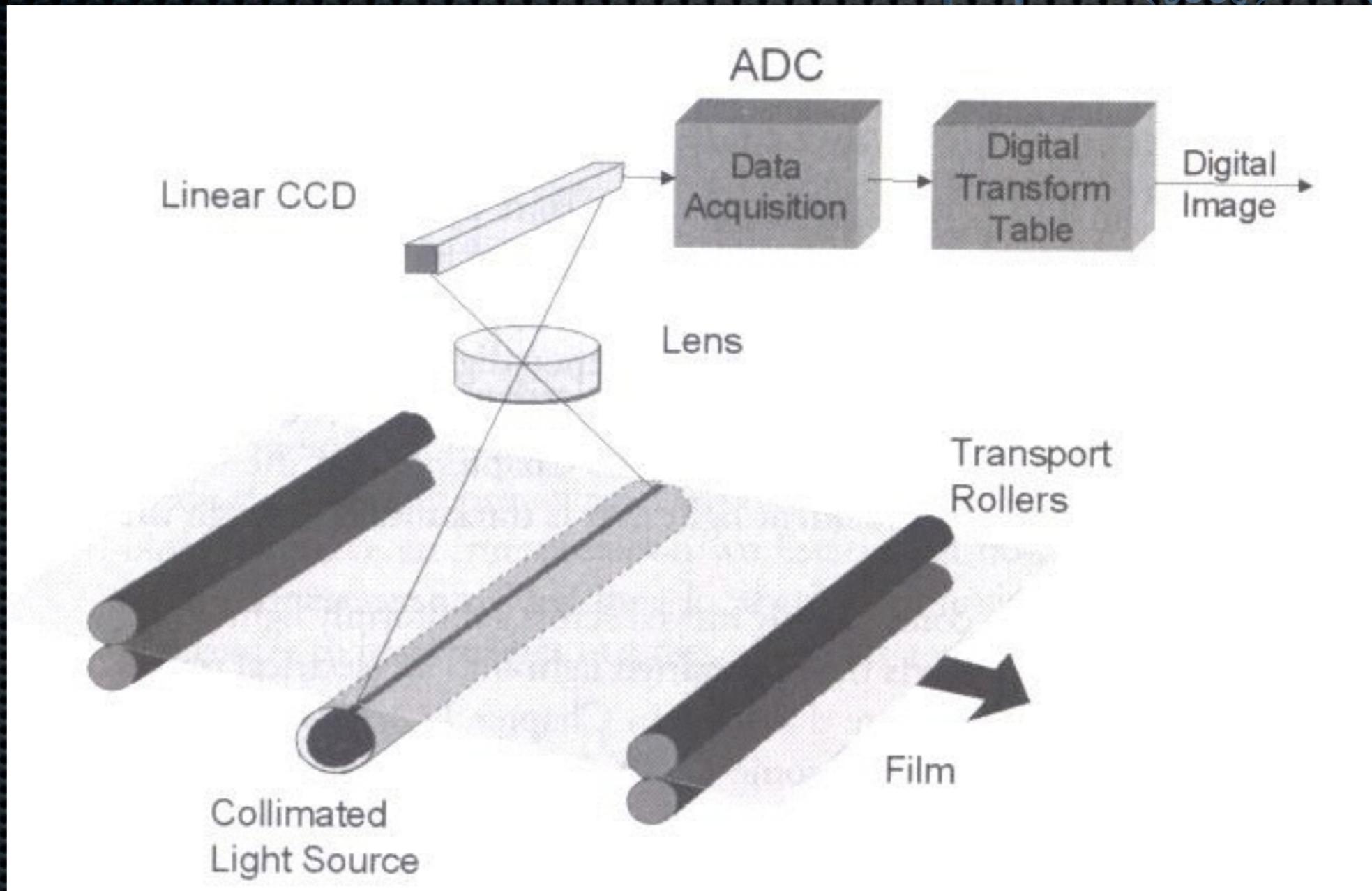
- ✦ El primer uso fue en fluoroscopia (imágenes de Rayos X en tiempo real)
 - ✦ Se utilizó para realizar **Angiografía de Substracción Digital** (DSA, *Digital Subtraction Angiography*)
- ✦ En radiología convencional se usa:
 - ✦ Al digitalizar imágenes de Rayos X en película
 - ✦ Con placas de fósforo fotoestimulables (*Computed Radiography*)
 - ✦ Con sensores de adquisición digital (*Digital Radiography*)

Fluoroscopia digital



- El intensificador de imagen convierte los Rayos X en luz visible y amplifica su intensidad.
- El sensor CCD (*Charge-Coupled Device*) digitaliza la imagen de los Rayos X

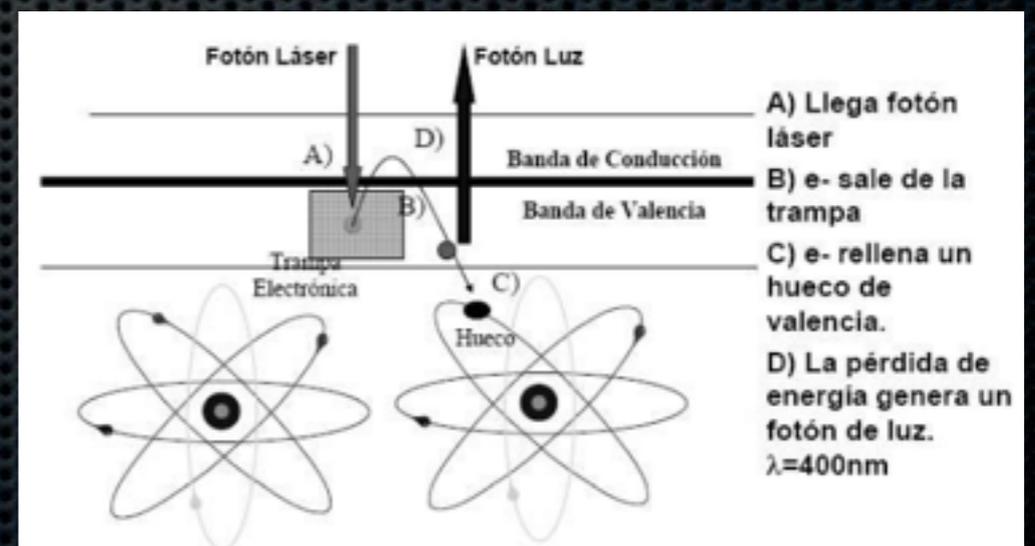
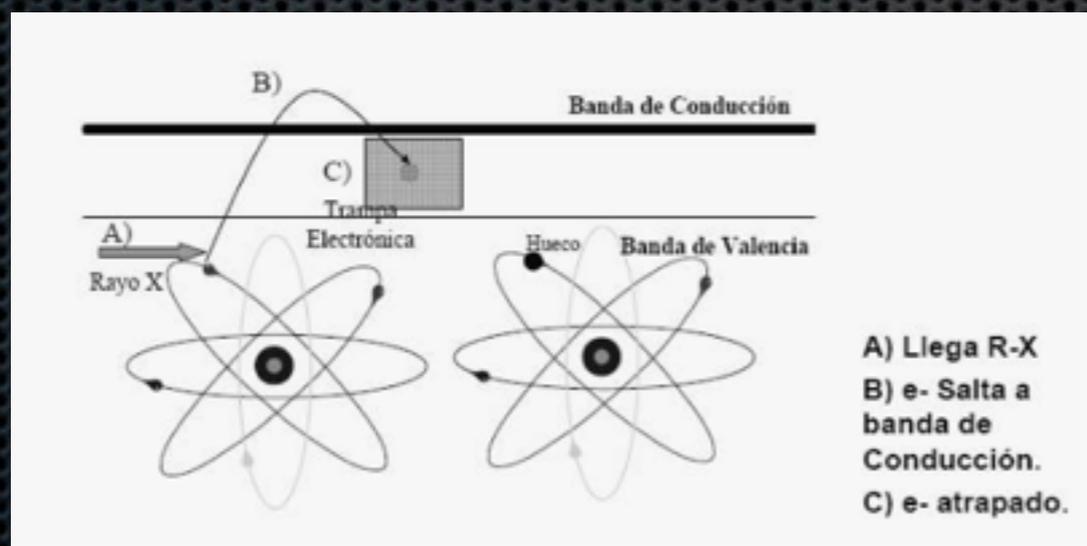
Digitalización de imágenes por rayos X



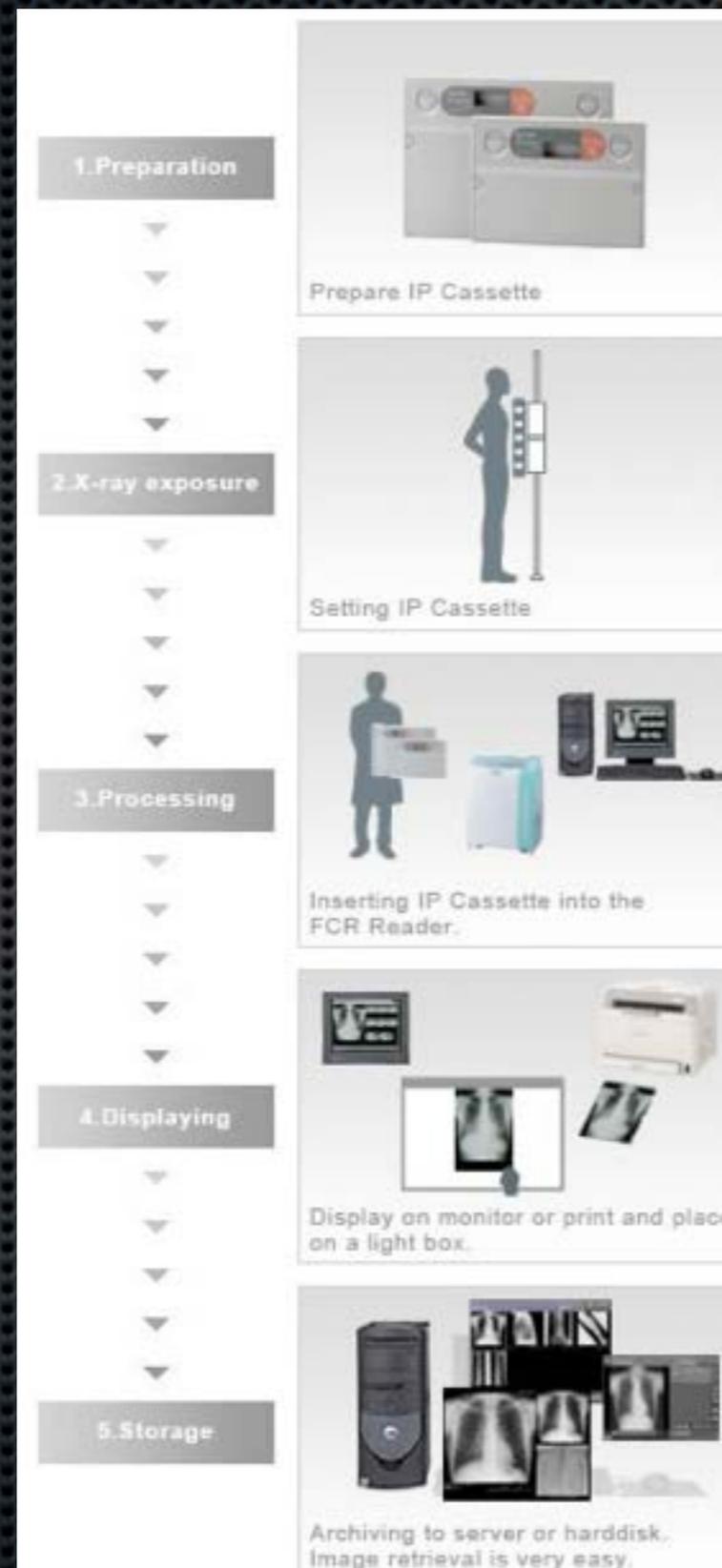
Se obtiene la imagen de Rayos X en película y posteriormente se digitaliza

Computed Radiography (CR)

- ✦ Sistema para generar imágenes digitales de intensidad de Rayos X.
- ✦ Utiliza un panel de fósforo fotoestimulable:
 - ✦ El panel atrapa la energía de los fotones de Rayos X
 - ✦ Al excitar el panel con un haz de luz láser se libera la energía en forma de luz visible



Computed Radiography (CR)

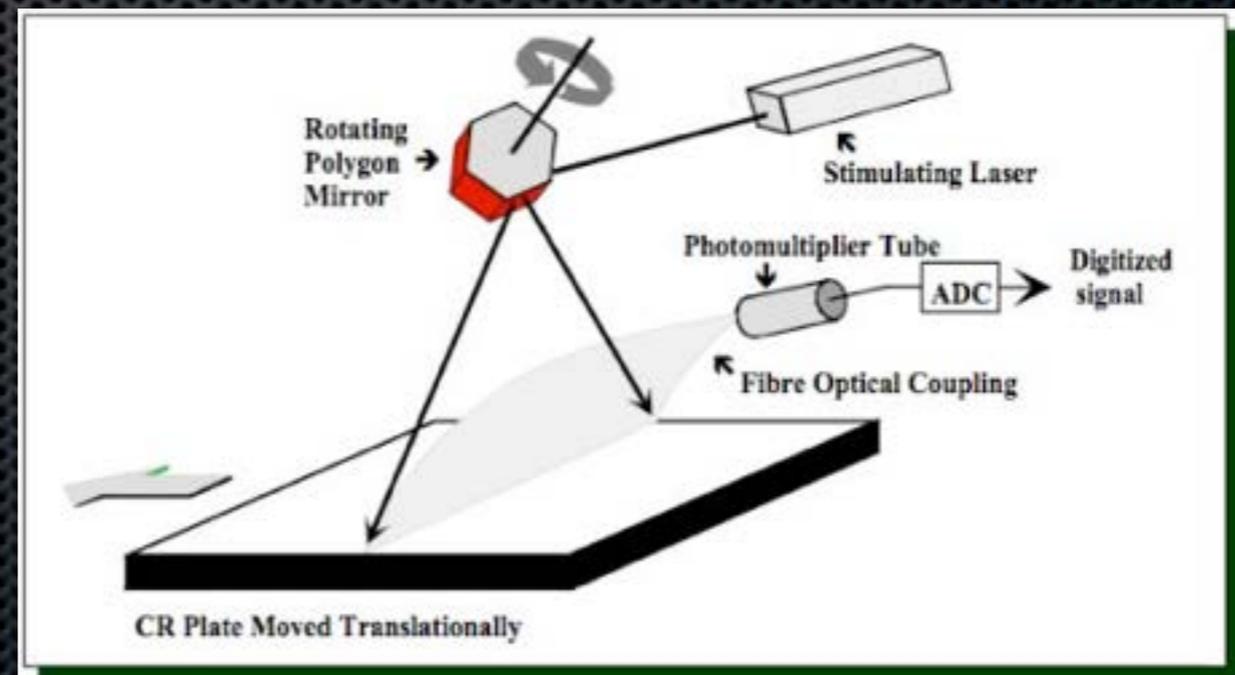
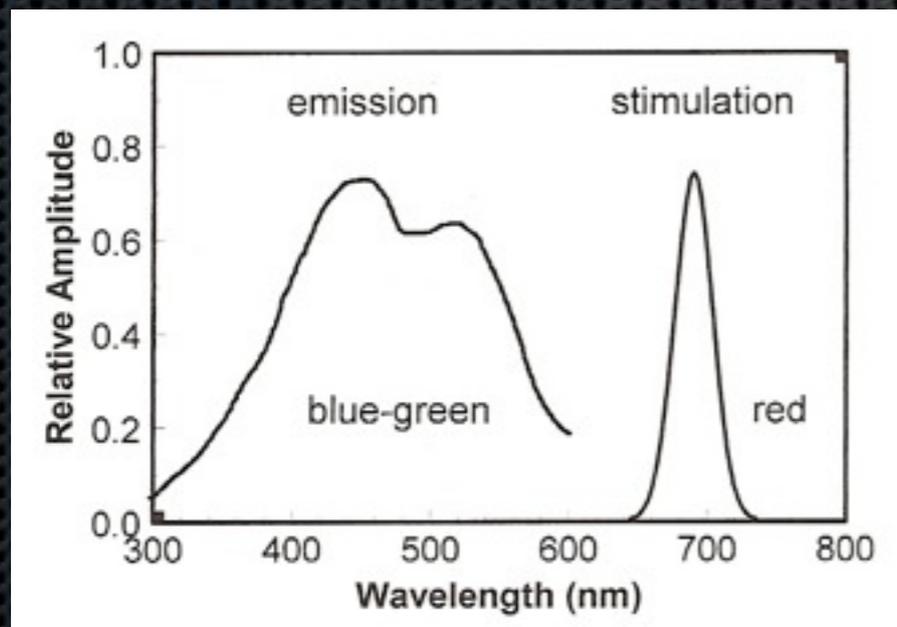
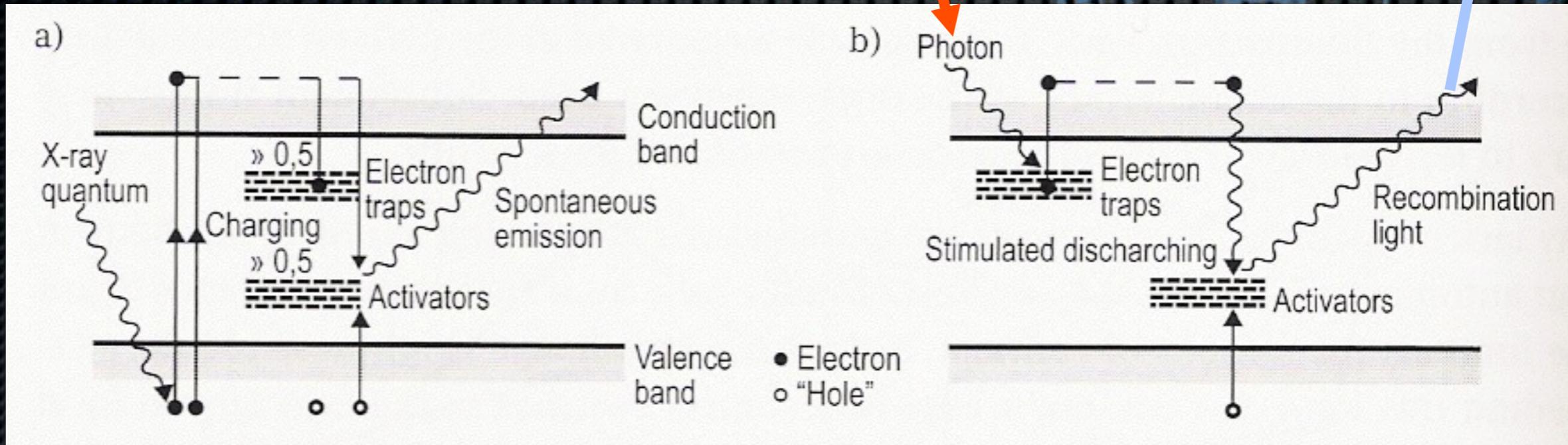


proceso de generación de una imagen digital por CR

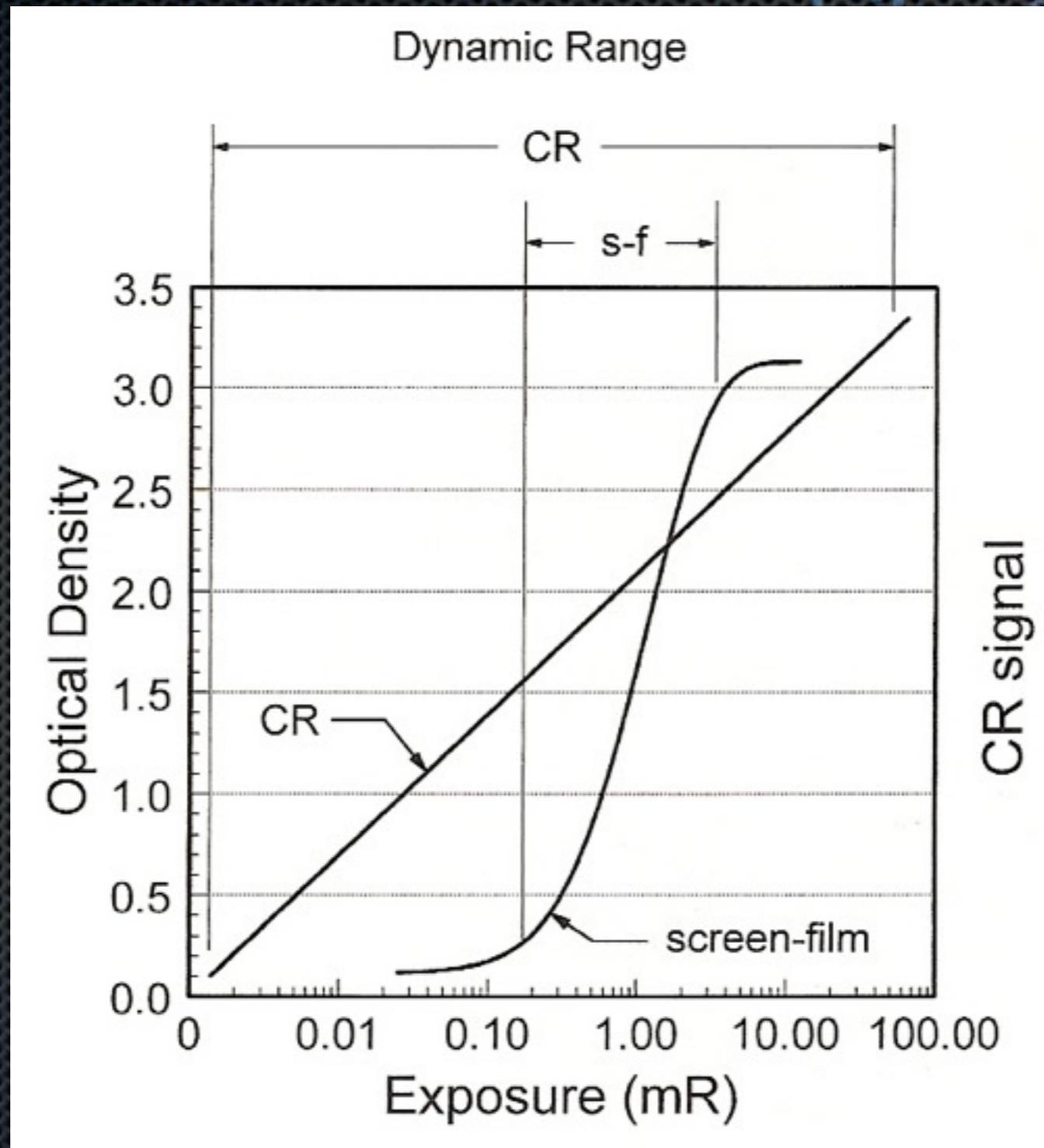
CR: almacenamiento y lectura

RED LASER

BLUE PHOTONS



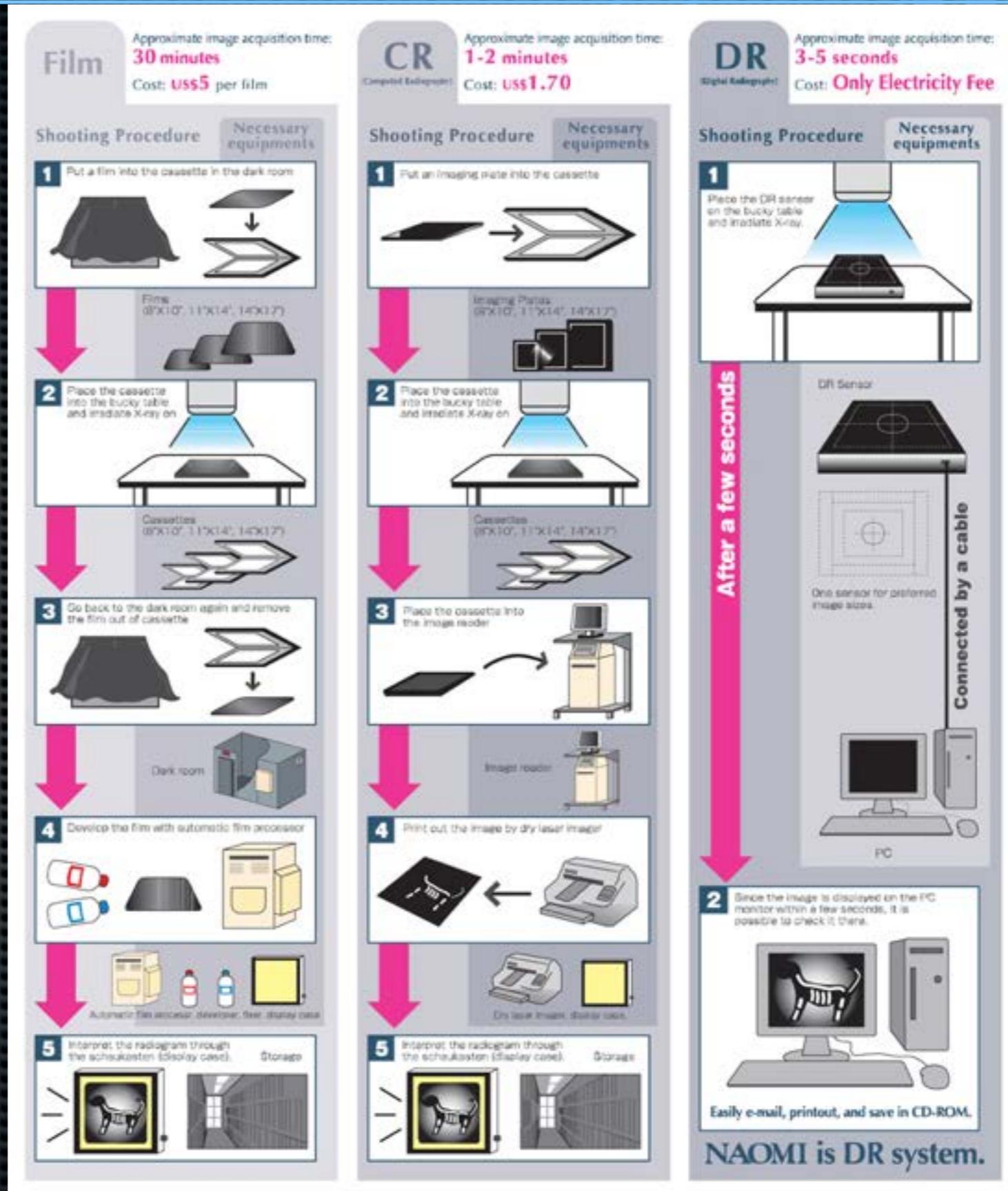
CR: Rango dinámico



Digital Radiography (DR)

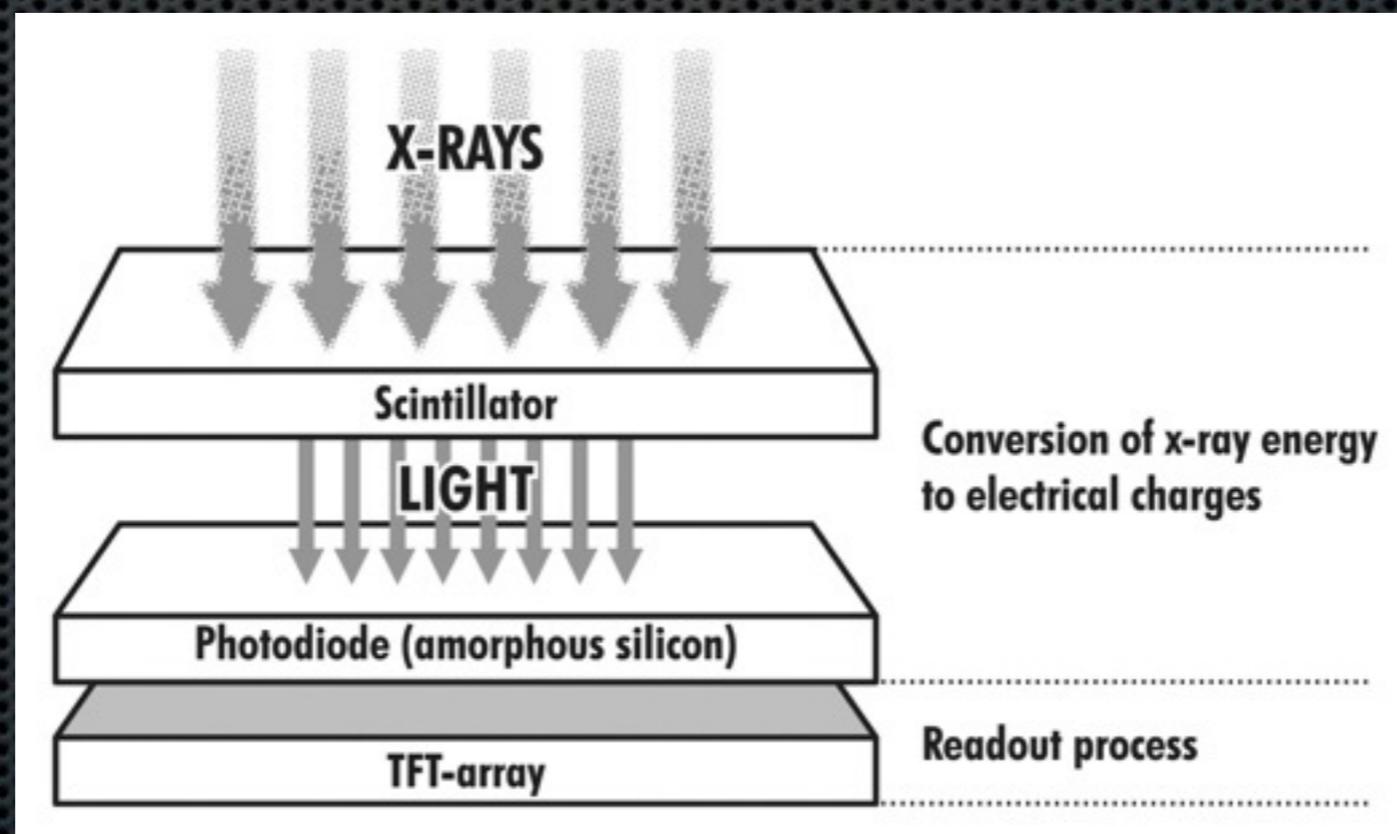
- ✦ Sistemas que generan una imagen radiológica digital directa e instantánea en el propio aparato de RX.
- ✦ Utilizan un detector de Rayos X de panel plano –array de *thin-film transistors* (TFT)– que convierte la intensidad de Rayos X en valores digitales.
 - ✦ Existen dos tipos:
 - ✦ De conversión indirecta
 - ✦ De conversión directa

Film vs. CR vs. DR



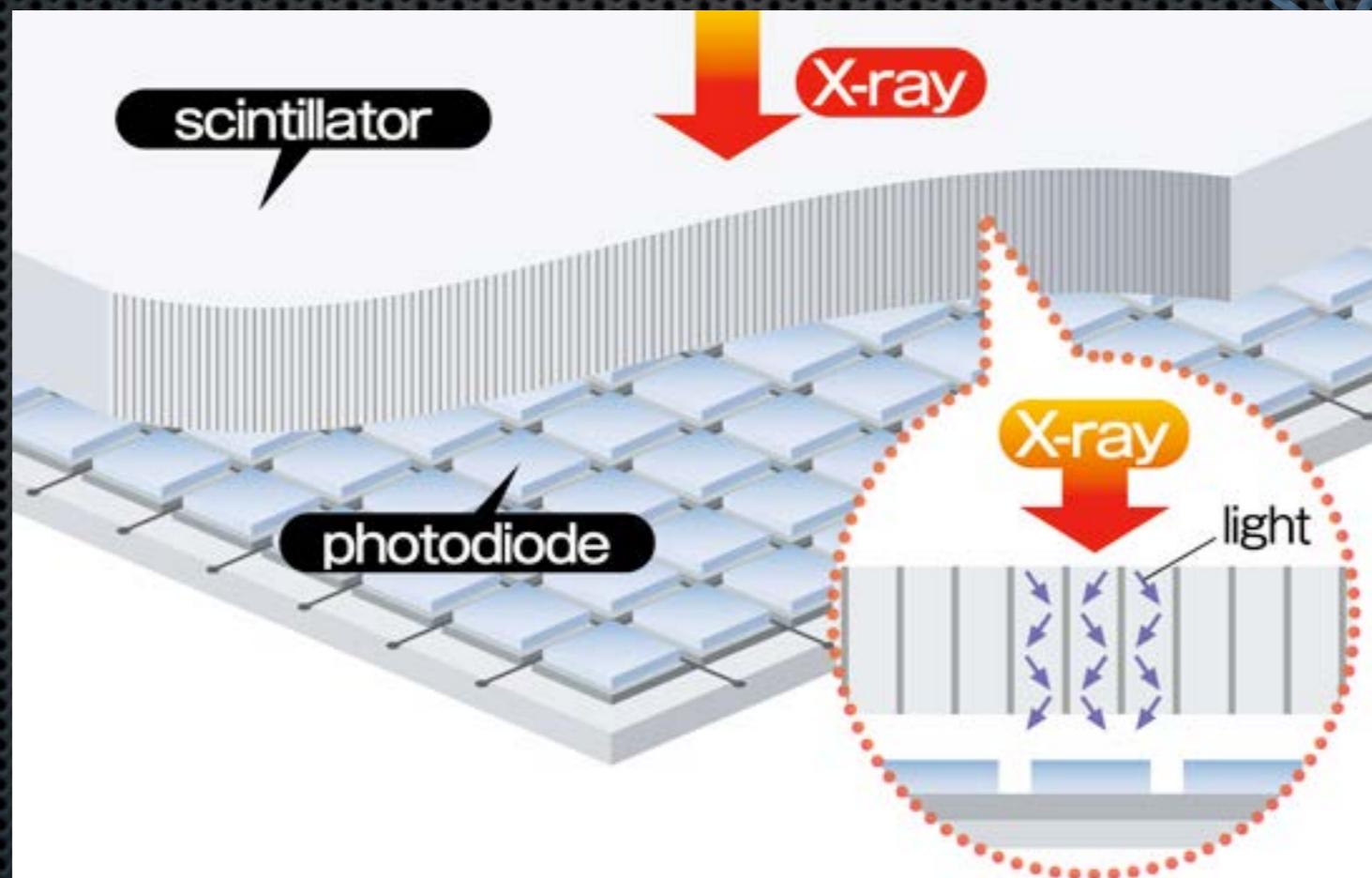
Panel de conversión indirecta

- Una pantalla fosforescente (*centelleador*) convierte los fotones de RX en luz visible.
- La luz es detectada por los fotodiodos del array TFT y convertida a corriente.



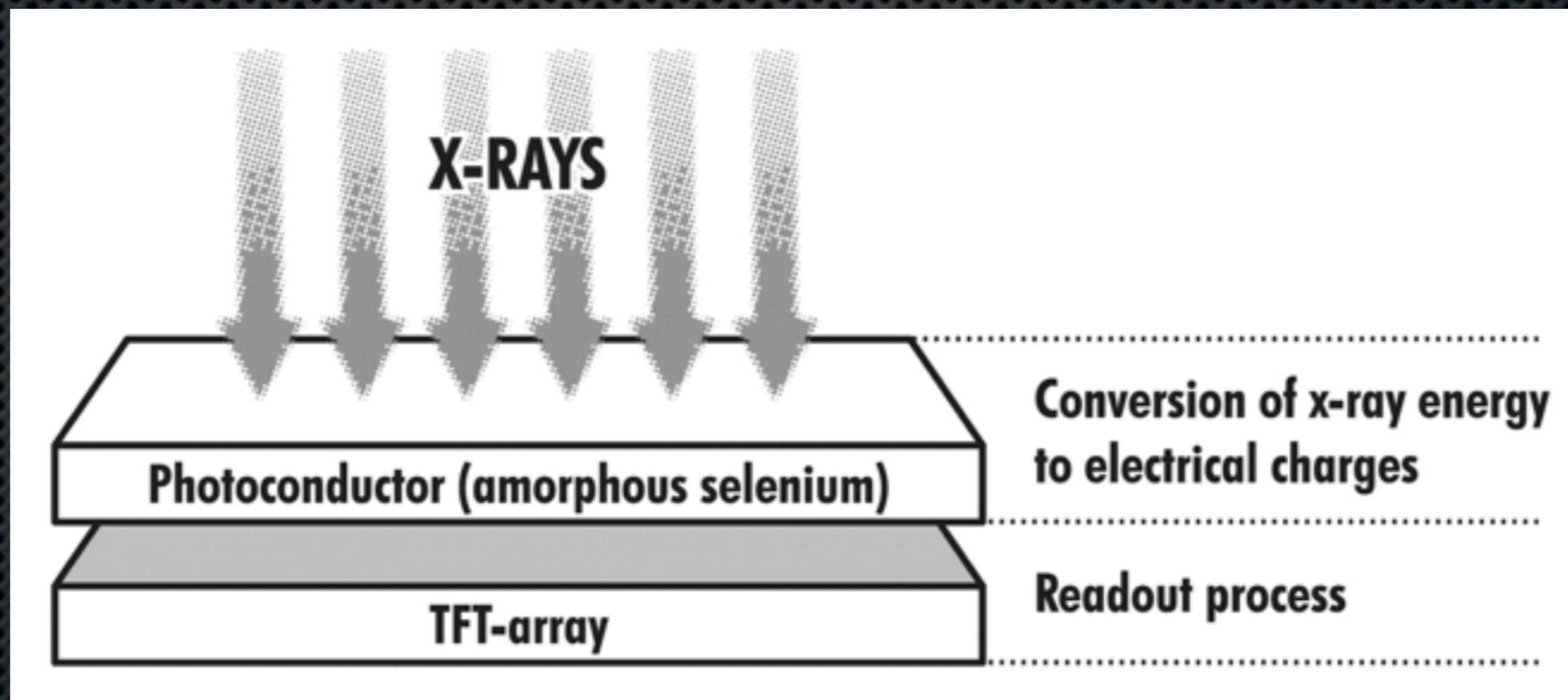
Panel de conversión indirecta

- ✦ El centelleador suele estar formado por cristales de CsI en forma de agua.
- ✦ La forma de aguja minimiza la dispersión de los fotones de luz visible.



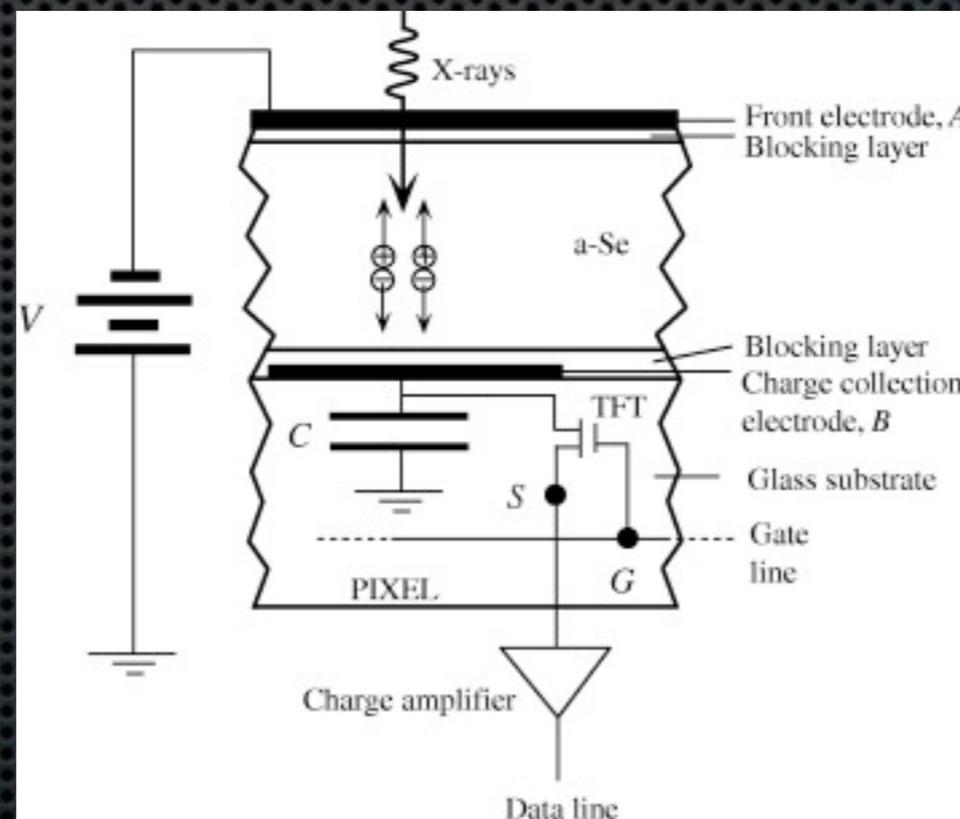
Panel de conversión directa

- ✦ El panel tiene una capa de Selenio amorfo.
 - ✦ Cuando un fotón de RX incide en el panel ioniza el Se creando una carga eléctrica.
 - ✦ Esta carga es acumulada por los transistores del panel y luego medida píxel a píxel.



Panel de conversión directa

- ✦ El panel tiene una capa de Selenio amorfo.
- ✦ Cuando un fotón de RX incide en el panel ioniza el Se creando una carga eléctrica.
- ✦ Esta carga es acumulada por los transistores del panel y luego medida píxel a píxel.



Características de imagen

- ✦ Las imágenes de radiología digital se definen por:
 - ✦ Tamaño de detector y de píxel
 - ✦ Resolución espacial
 - ✦ *Modulation Transfer Function* (MTF)
 - ✦ Rango dinámico
 - ✦ Eficiencia cuántica de detección (DQE)
 - ✦ Dosis de radiación

Características de imagen

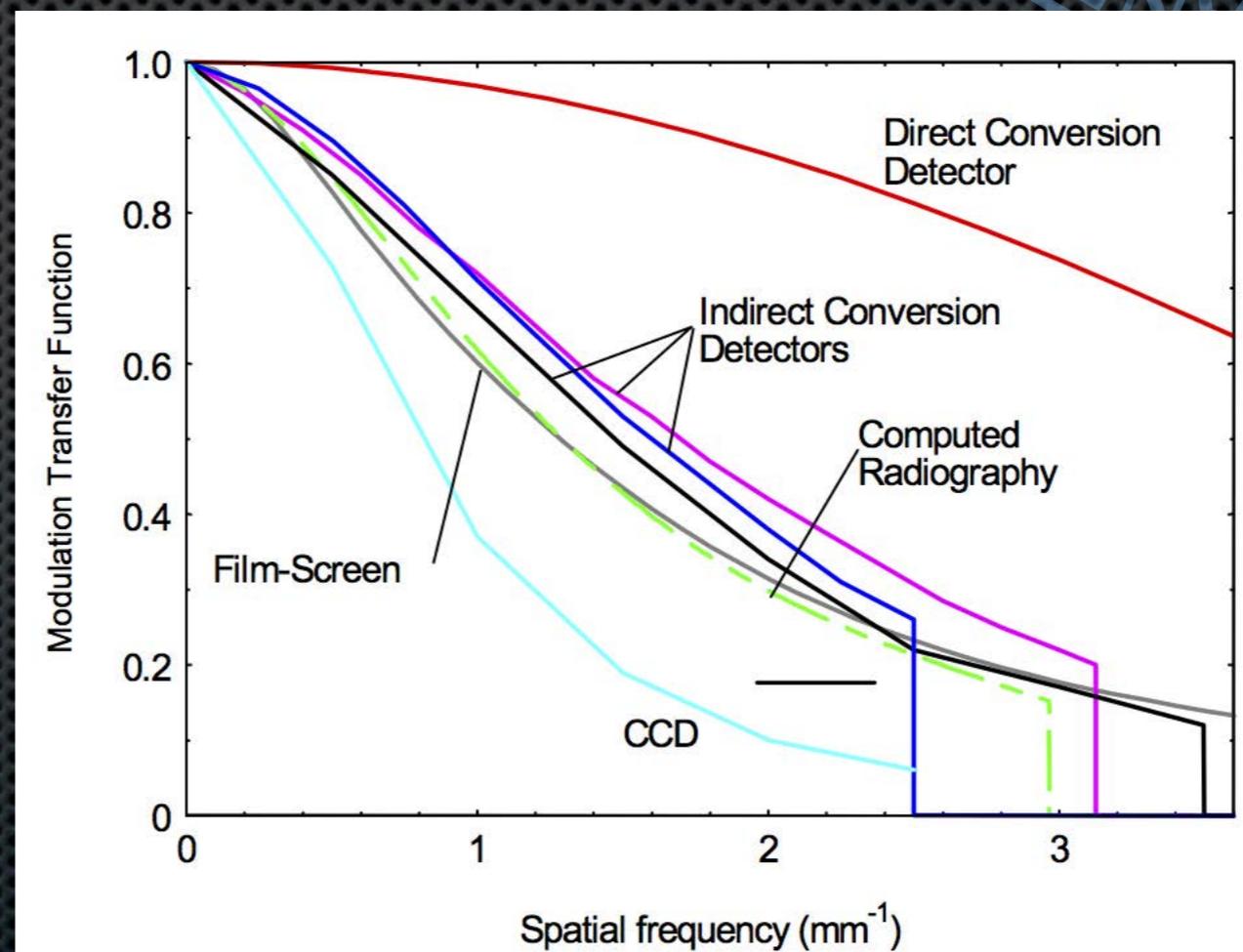
Tamaño de detector y resolución espacial:

- El tamaño del detector define el área máxima a explorar.
- El tamaño y separación entre píxels definen la resolución espacial:
 - Por el Teorema de Nyquist, la máxima resolución espacial alcanzable es la mitad del tamaño de pixel

Características de imagen

Función de Modulación (MTF):

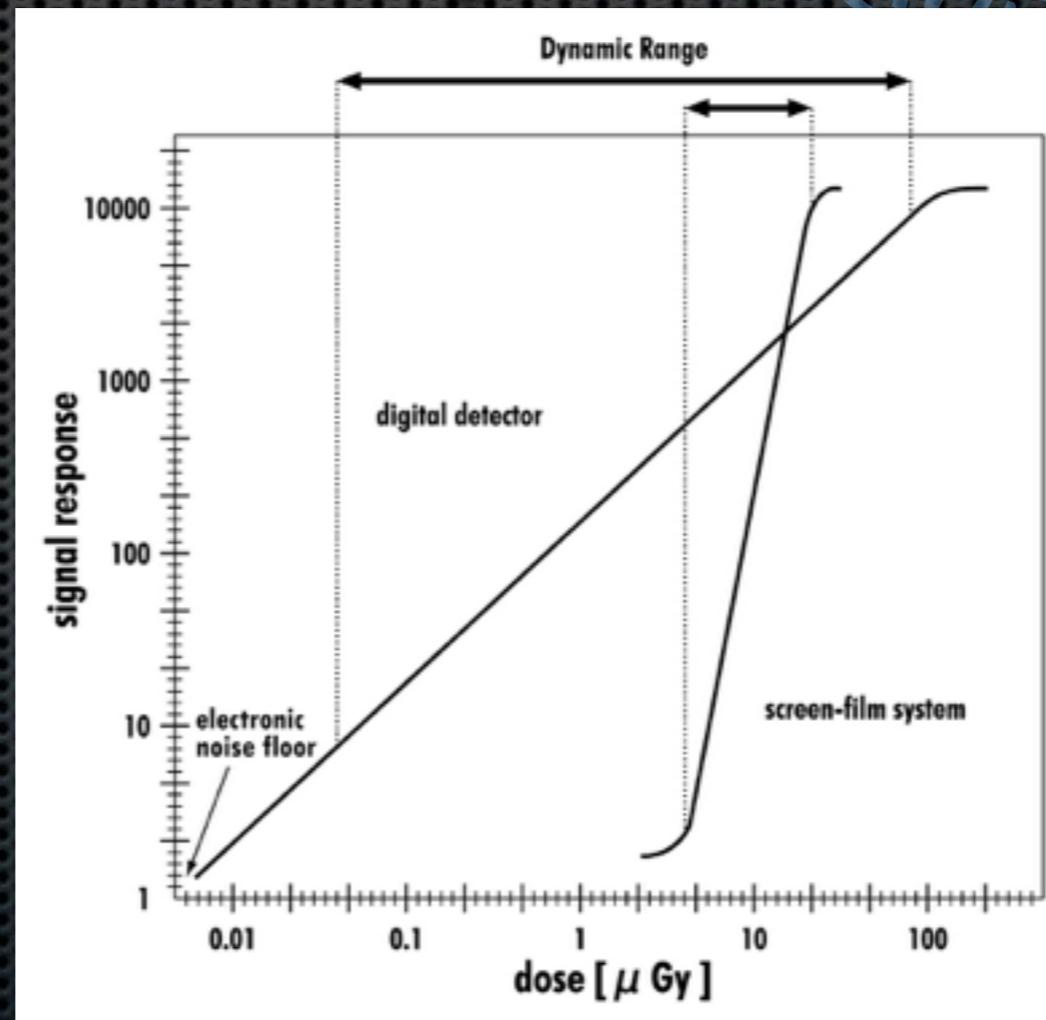
- Define la capacidad de transferir una modulación de la señal en frecuencia en la imagen de salida.
- Define el contraste que generan los objetos en función de su tamaño



Características de imagen

Rango Dinámico:

- Medida de la capacidad de respuesta del detector a la exposición a los rayos X
- Los paneles planos tienen un rango de detección muy amplio y lineal.



Características de imagen

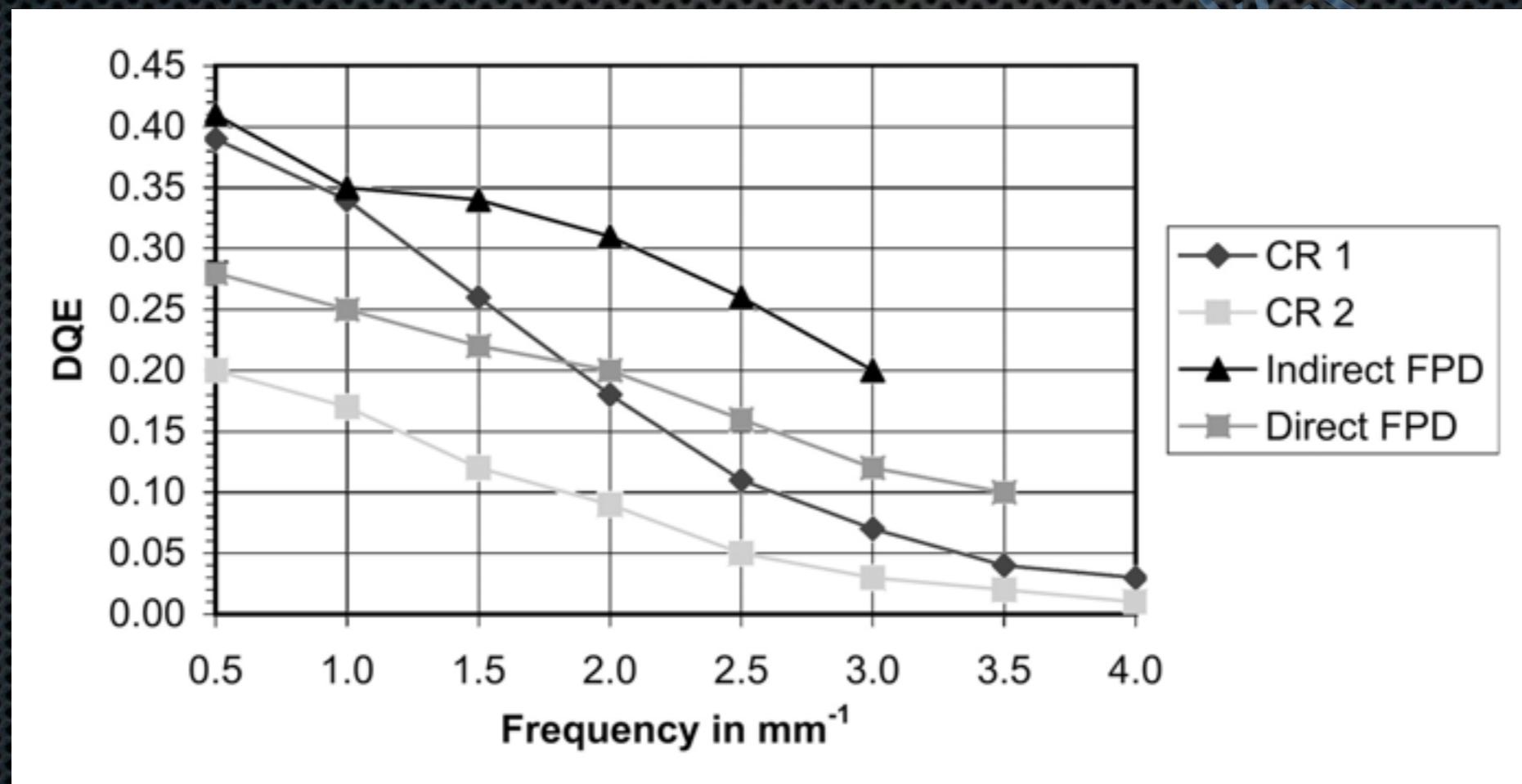
Feature	Type of System						
	Screen-Film	Storage-Phosphor	Lens-coupled CCD	Slot-Scan CCD	Direct FPD	Indirect FPD	Indirect FPD
Converter	Gd ₂ O ₂ S	BaSrFBr:Eu	Gd ₂ O ₂ S	CsI:TI	Selenium	Gd ₂ O ₂ S	CsI:TI
Readout	Film	Laser	CCD	CCD	Active selenium matrix	Active silicon matrix	Active silicon matrix
Detector size (in)	14 × 17	14 × 17	14 × 17	17 × 17	14 × 17	17 × 17	17 × 17
Pixel size (μm)	...	200	167	162	139	160	143
Matrix	...	1760 × 2140	2000 × 2500	2736 × 2736	2560 × 3072	2688 × 2688	3121 × 3121
Nyquist frequency (cycles/mm)	5	2.5	3.0	3.1	3.6	3.1	3.5
Dynamic range	1:30	1:40,000	>1:4000	1:10,000	>1:10,000	>1:10,000	>1:10,000

RadioGraphics May-June 2007 vol. 27 no. 3 675-686

Características de imagen

Eficiencia cuántica de detección (DQE):

- Mide la eficiencia de la conversión de los RX incidentes en señal de imagen.



Características de imagen

Dosis de radiación:

- Los sistemas de imagen digital reducen la dosis de radiación al tener mayor eficiencia cuántica.
- Sin embargo, al tener un rango dinámico mayor que la película, se puede producir una sobre-exposición sin ser detectada.