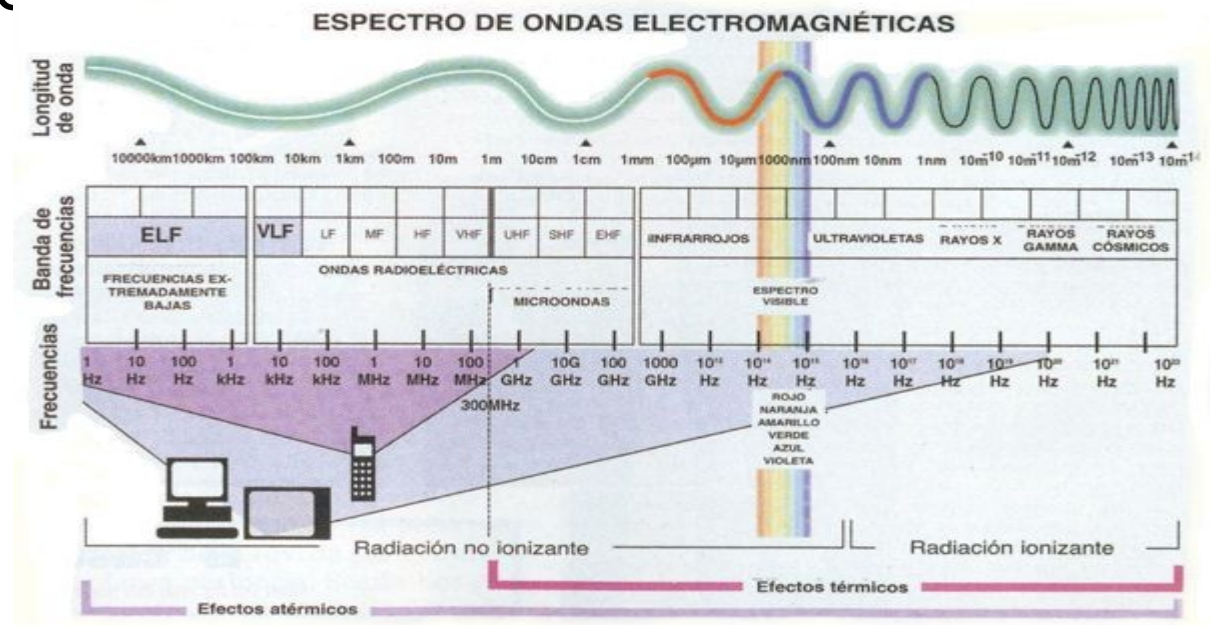


EL HAZ DE RADIACIÓN. ESPECTRO DE RAYOS X

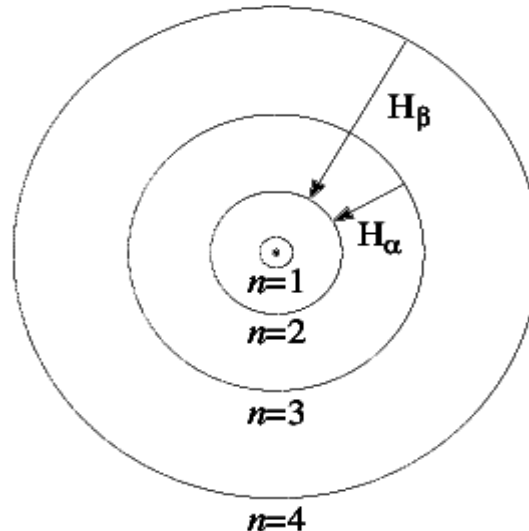
¿QUÉ SON?

- Los rayos X son radiaciones electromagnéticas cuya longitud de onda va desde los 10nm hasta los 0,01nm ($1\text{nm} = 10^{-9}\text{m}$).
- Cuando sea menor la longitud de onda de los rayos X mayor es su energía y por lo tanto su poder de penetración.



¿QUÉ SON?

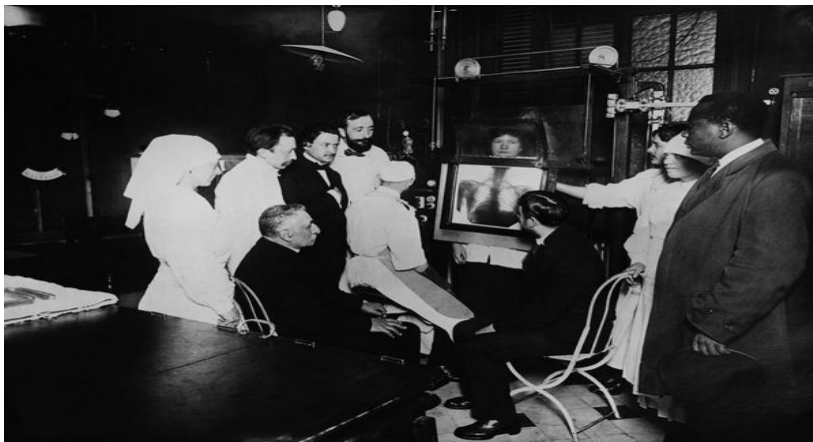
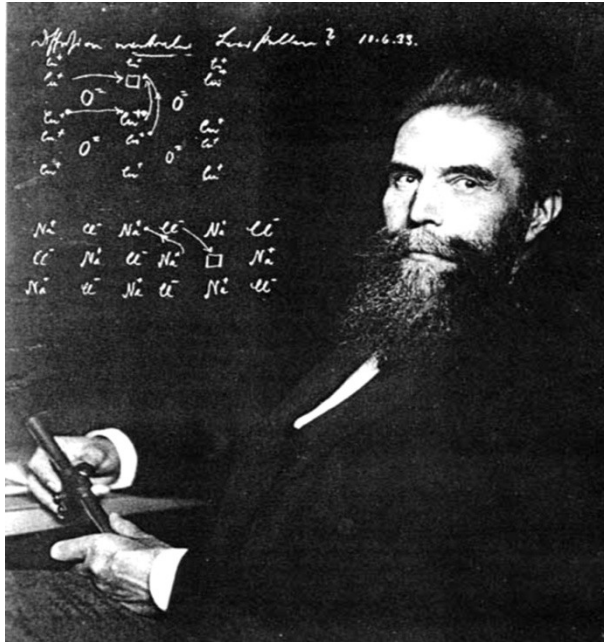
- Los rayos X cercanos a la banda ultravioleta de espectro se conocen como “blandos”, y los que están próximos a la banda de la radiación gamma, se conocen como “duros”.
- Tanto la luz visible como los rayos X se producen a raíz de las transiciones de los electrones atómicos de una orbita a otra: la luz visible corresponde a transiciones de electrones externos y los rayos X a los electrones internos.



DESCUBRIMIENTO I

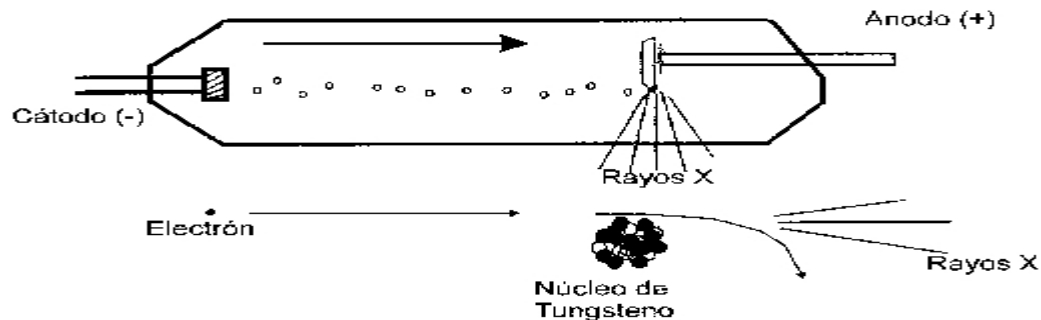
- Fue en 1895 y de forma accidental por Röntgen .
- En un tiempo muy breve después de su descubrimiento, se definieron claramente dos tipos de aplicaciones en medicina: el diagnóstico de enfermedades y el tratamiento de tumores.
- Desde entonces el uso médico de los rayos X ha jugado un papel cada vez más importante, y es también gracias al desarrollo de otras tecnologías como la electrónica y la ciencia de materiales, lo que ha permitido su aplicación a niveles muy sofisticados

DESCUBRIMIENTO II



GENERACIÓN DE RAYOS X

- Los rayos X se producen cuando un haz de electrones proyectil de alta energía, acelerados a través de un voltaje de miles de voltios, choca con el blanco (tungsteno) del tubo de rayos X.
- Los electrones proyectil interaccionan con los electrones orbitales o los núcleos del blanco por tres mecanismos diferentes que dan lugar a emisiones energéticas diferentes.



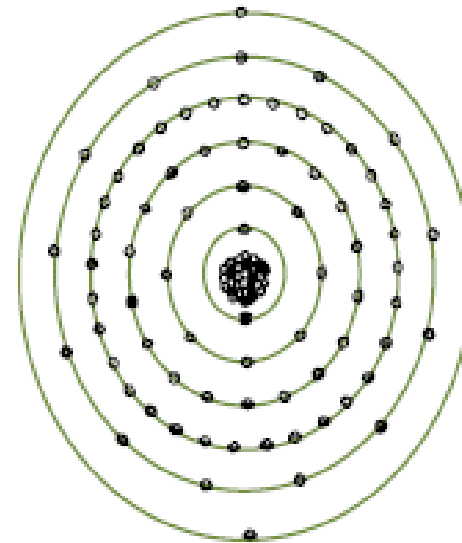
EMISION DE RADIACIÓN INFRARROJA (CALOR)

- Casi toda la energía cinética de los electrones proyectil se convierte en calor. Interaccionan con los electrones externos de los átomos pero no logran ionizarlos, solo los excitan y en la desexcitación emite radiación infrarroja.
- Mas del 99% de la energía cinética de los electrones se convierte en calor. Un equipo de rayos X es una máquina muy ineficaz.

EMISIÓN DE RADIACIÓN CARACTERÍSTICA I

- Se produce radiación característica cuando un electrón proyectil arranca uno de los electrones más internos del átomo, ionizándolo. Es característica de cada elemento blanco (tungsteno, molibdeno...)

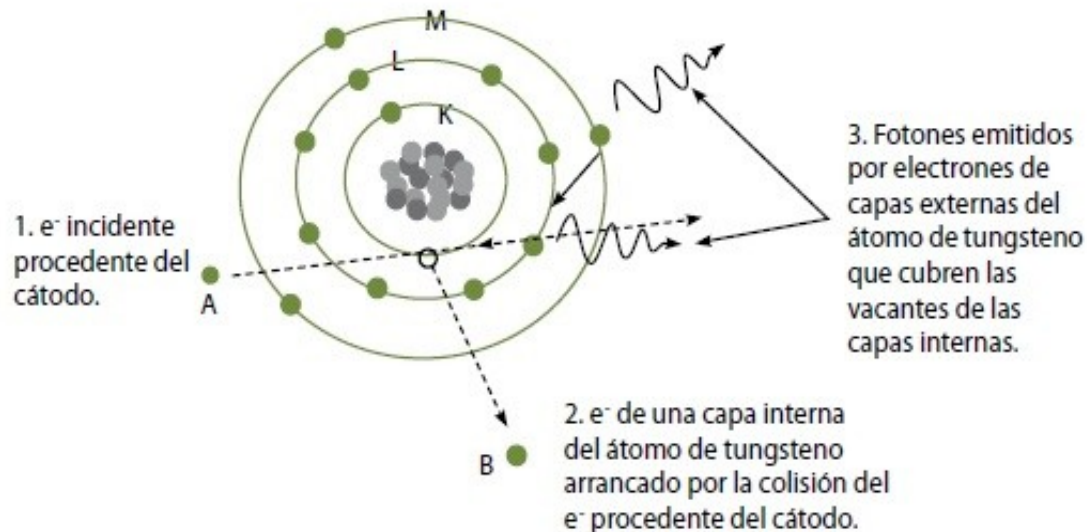
Tungsteno: W-184 (Z=74)		
Capa	Número de electrones	Energía de enlace aproximada (keV)
K	2	69,53
L	8	12,10
M	18	2,82
N	32	0,60
O	12	0,08
P	2	<0,01



Tungsteno

EMISIÓN DE RADIACIÓN CARACTERÍSTICA II

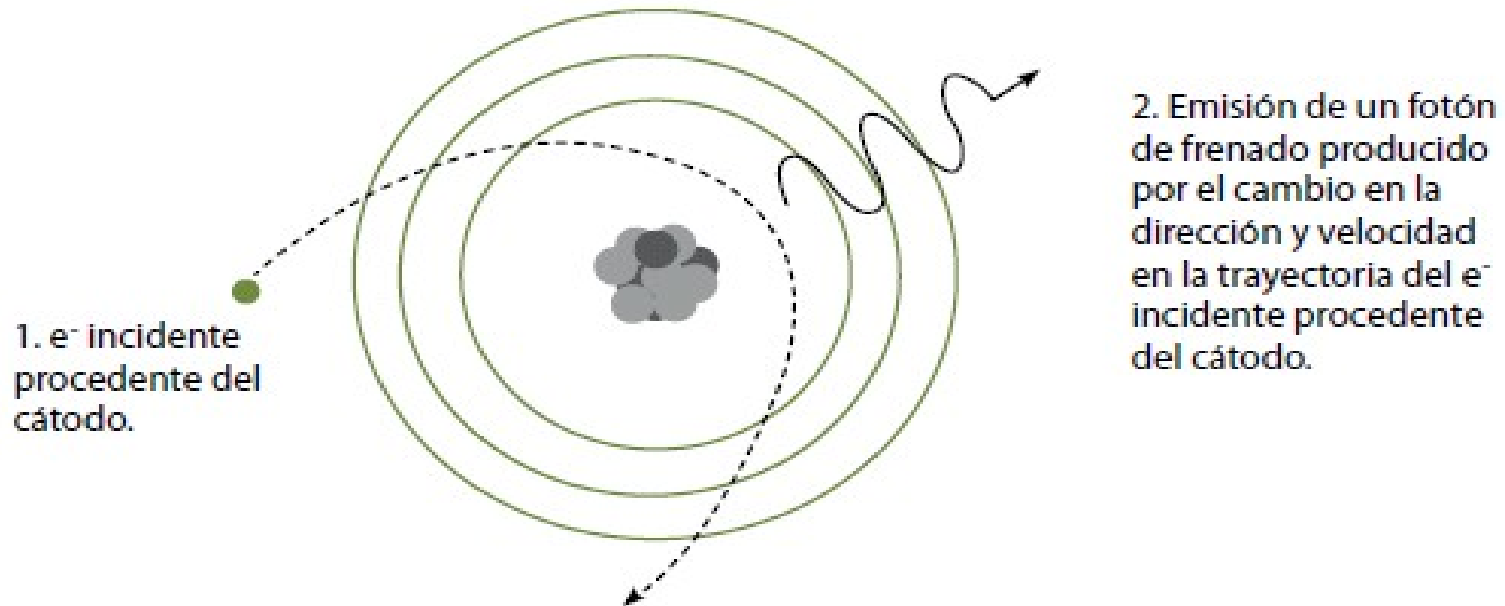
- El electrón de la capa K que ha sido arrancado deja un hueco (situación muy inestable para el átomo) y otro de una capa más externa (L,M,N,O,P) ocupará ese hueco. Este proceso va acompañado de emisión de un fotón de rayos X con energía igual a la diferencia de las energías de ambas capas del electrón en cada caso.



EMISIÓN DE RADIACIÓN DE FRENADO

(“BREMSSTRAHLUNG”) I

- Cuando el electrón proyectil pasa lo suficientemente cerca del núcleo se produce una interacción electrostática, esto hace que el electrón proyectil se frene y se desvíe, perdiendo energía cinética que se emite en forma de fotón de rayos X



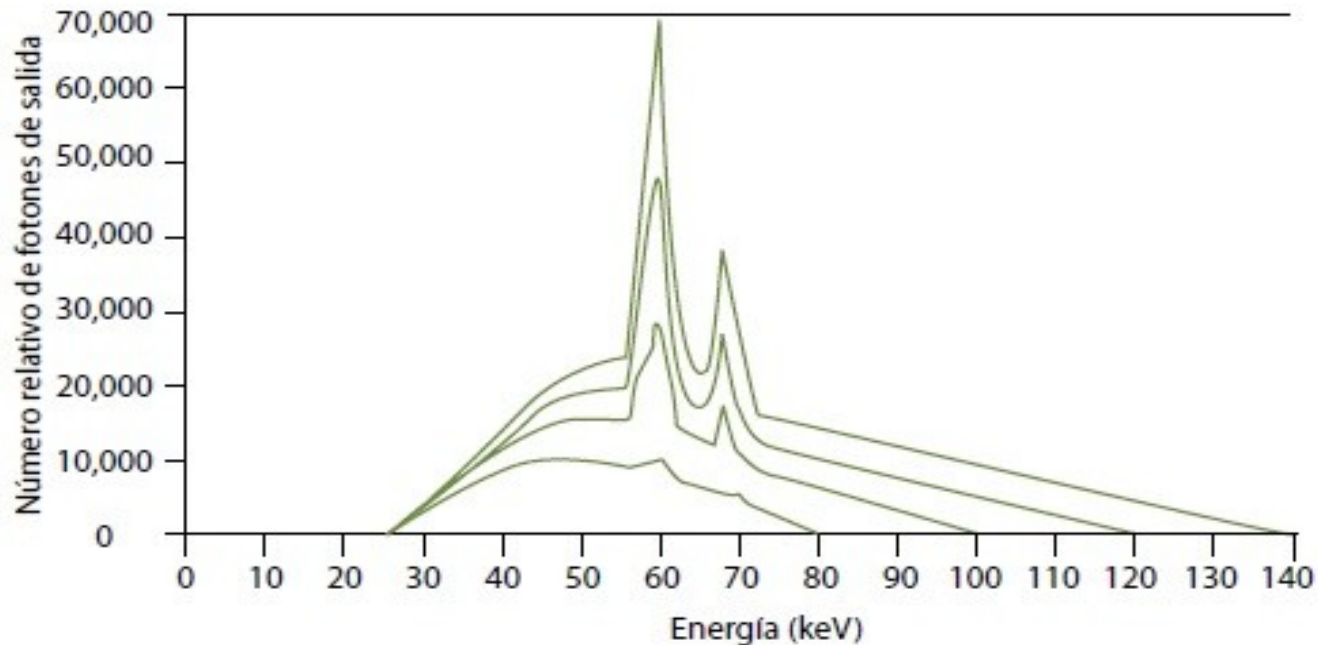
EMISIÓN DE RADIACIÓN DE FRENADO

(“BREMSSTRAHLUNG”) II

- El electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de energía cinética, debido a la variabilidad de situaciones de este tipo.
- La radiación de frenado presenta un conjunto continuo de valores de la energía de los fotones, al contrario de la emisión característica.
- Es posible producir rayos X de frenado con e-proyectil de cualquier energía. Sin embargo para la emisión característica (K) del tungsteno se necesitan al menos 70 KVp
- En el radiodiagnóstico casi todos los rayos X están originados por frenado. A 100kVp sólo el 15 % del haz de rayos X procede de la radiación característica.

ESPECTRO DE RAYOS X I

- Es una representación gráfica de la distribución, por energías de los fotones que constituyen el haz. En él se superponen el espectro continuo de los fotones de frenado y el discreto de los fotones car

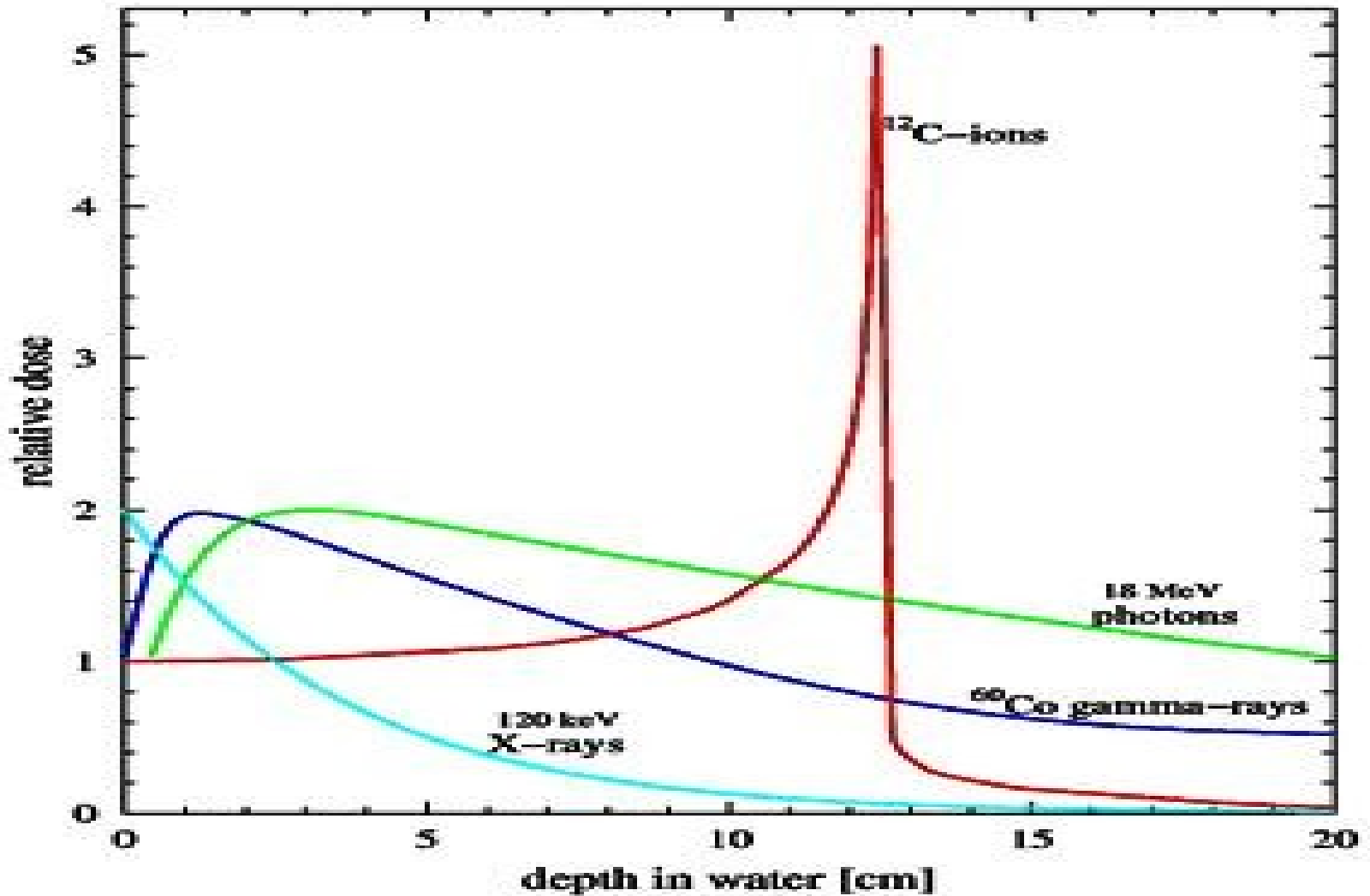


Espectro de emisión de haces de rayos X generados con tungsteno a distintos kilovoltajes pico (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp y 140 kVp).

ESPECTRO DE RAYOS X II

- El conocimiento del espectro de emisión de RX es clave para comprender como afectan los cambios de: tensión (KVp), corriente (mA), el tiempo, y la filtración a la interacciones del haz con el paciente, el receptor de imagen u otro material que se interponga en el haz.
- Es la huella dactilar del haz. Conociéndolo, podemos saber cual será la dosis absorbida en cualquier punto del paciente, cual será la calidad de la imagen (contraste, resolución...) y cual será la cantidad de radiación dispersa (radiación que reciben los trabajadores). Manipulándolo podemos modificar la dosis y la calidad de la imagen.

ANTENUACIÓN DE LA RADIACIÓN



FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA I

- El haz emerge del tubo uniforme, interacciona con los tejidos del paciente al atravesarlo y de esa interacción surge la información sobre las estructuras atravesadas, que se traducirá en una imagen al incidir sobre la película o sobre otro receptor alternativo.
- Los procesos relevantes desde el punto de vista de la formación de la imagen radiológica son: el efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA II

- El objetivo fundamental de la imagen radiológica es que sea fiel y de la mayor información posible de la estructura atravesada: esto es calidad de imagen.
- Para tener una buena calidad de imagen se debe:
 - Visualizar en ella objetos de pequeño tamaño. (Resolución espacial)
 - Distinguir estructuras diferentes pero con propiedades relativamente similares en cuanto a interacción con RX. (Resolución de contraste).

Ambas están relacionadas con la intensidad de la señal como con el ruido (grano) de la imagen.

RESOLUCIÓN ESPACIAL.

- Es una medida de la capacidad de un sistema de imagen para producir imágenes de objetos en función del tamaño de estos. El límite de resolución espacial clásico se relaciona con la mínima distancia a la que dos objetos pueden situarse de modo que la imagen los presente como separados.
- Algunos factores que degradan la resolución espacial son: la penumbra debida al tamaño finito del foco, la borrosidad asociada a un eventual movimiento del objeto radiografiado.

RESOLUCIÓN DE CONTRASTE

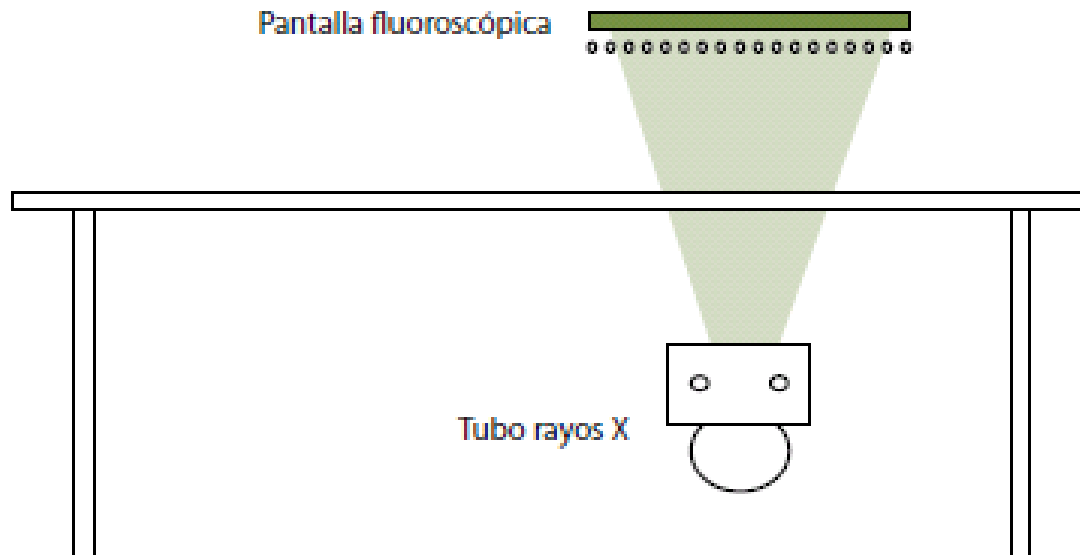
- La posibilidad de distinguir en la imagen objetos o áreas que corresponden a zonas del objeto original con propiedades similares de absorción para los rayos X es clave.
- El umbral de sensibilidad a bajo contraste describe el porcentaje de contraste original mínimo necesario para dar lugar a algo discernible en la imagen.
- Aumentar la tensión del tubo supone la pérdida de contraste en la imagen.
- La presencia de radiación dispersa reduce el contraste.
- Se emplean parrillas antidifusoras para mejorar la relación entre radiación directa/dispersa que llega al sistema de imagen.

ADQUISICIÓN DINÁMICA DE IMÁGENES CON RAYOS X

- La diferencia fundamental entre la radiografía y la fluoroscopia es que esta utiliza una tasa de dosis mas reducida pero durante un mayor tiempo.
- La fluoroscopia produce una imagen continua permitiendo al observador ver cambios dinámicos dentro del paciente como órganos en movimiento o flujo de medios de contraste a través de los vasos sanguíneos, aparato digestivo...

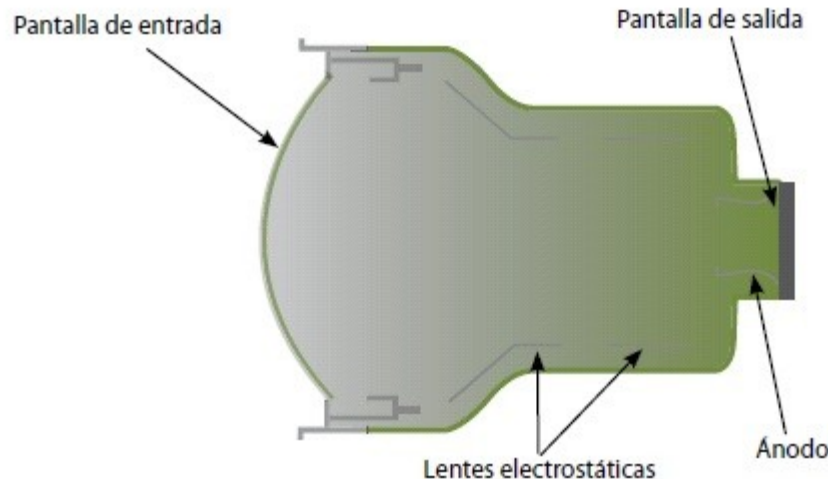
PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO I

- El fundamento de la imagen fluoroscópica está en la capacidad que tienen los RX de causar fluorescencia en un fósforo: consta de dos componentes, un tubo de RX y una pantalla fluoroscópica enfrentados entre sí



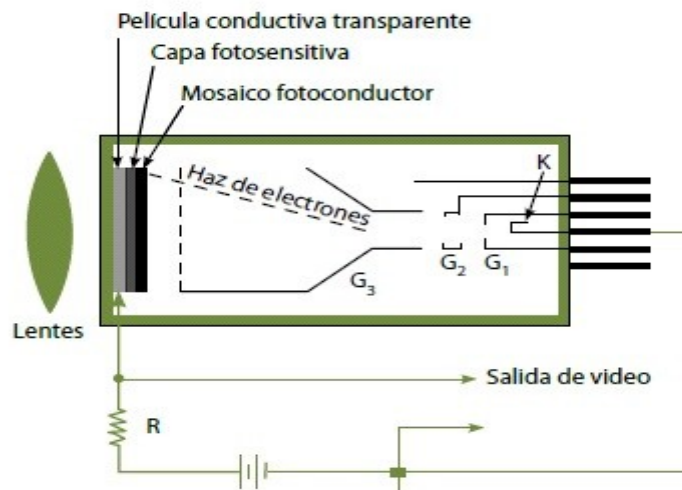
PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO II

- Hay un problema con esta disposición es que se consiguen imágenes con poco brillo, y no se puede aumentar la tasa de dosis porque aumentaríamos la dosis al paciente y al trabajador. Esto da como resultado una imagen muy pobre. La única forma de mejorar la imagen sin dar más dosis es un sistema que amplifique la luz de la pantalla: el intensificador de imagen



PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO III

- La imagen obtenida por el intensificador es dirigida por unas lentes a la cámara de televisión que la convierte en una serie de pulsos electrónicos denominada señal de video. Esta señal es transmitida a través de un cable a la unidad de control, que la amplifica y la envía al monitor de televisión para su visualización.



CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN

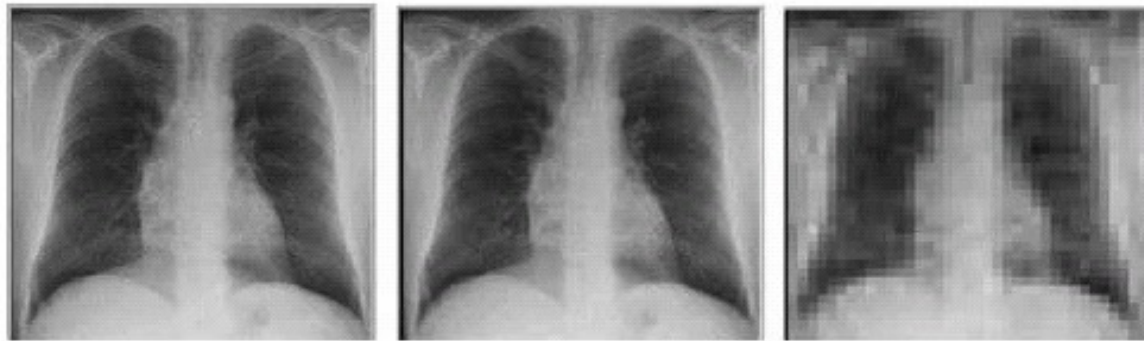
- Incluso con valores bajos de tasas de dosis, las dosis a los paciente son altas por los largos tiempos de exposición.
- Los intensificadores reducen la dosis pero esto no es indefinido porque habría serios problemas para formar imagen si bajamos aún más las tasas de dosis: esta es la situación actual.
- La resolución espacial es menor en la periferia del intensificador que en la zona central.
- La curvatura del intensificador es la responsable de la distorsión que se produce en la imagen en la zona periférica.

SISTEMAS DE FLUOROSCOPIA DIGITAL

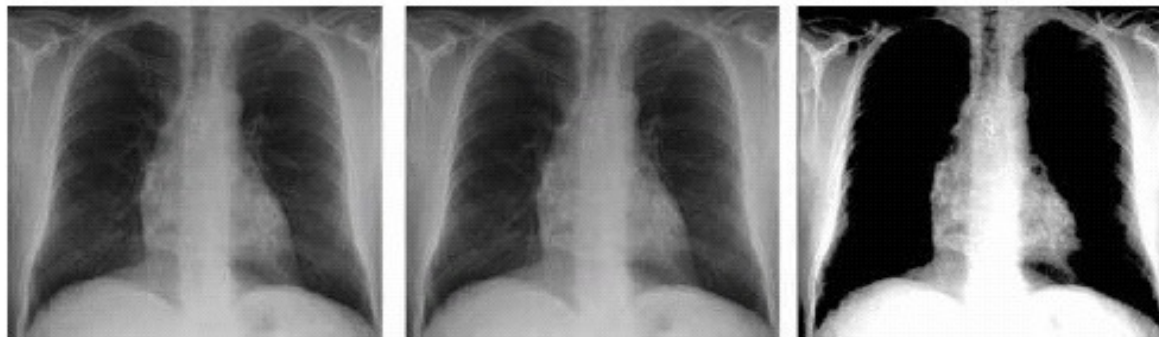
- Hay en la actualidad varias opciones de obtener imágenes digitales dinámicas:
 - Digitalización de la señal de video.
 - Digitalización con cámaras CCD.
 - Digitalización directa.
- La tecnología digital permite procedimientos de mayor complejidad y el uso de todas las ventajas del procesado de la imagen.

DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL DE VIDEO

- Se usa un conversor analógico-digital:



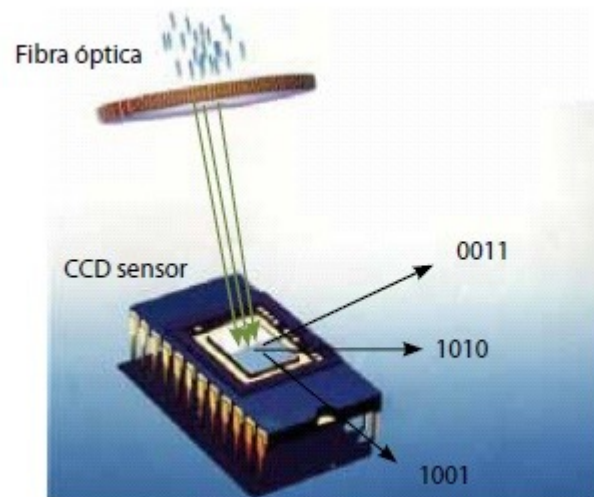
Efectos del muestreo en una imagen digital. (a) Original, 512*512, (b) la misma imagen muestreada a 128*128, y (c) muestreada a 32*32.



Efectos de la cuantización en una imagen digital. (a) Original, 8 bits, (b) la misma imagen digitalizada a 4 bits, y (c) digitalizada a 2 bits.

DIGITALIZACIÓN CON CÁMARAS CCD

- Se sustituye la cámara de televisión que está detrás del intensificador por una cámara CCD, que es una matriz bidimensional de sensores luminosos y un dispositivo que almacena y lee la señal de cada sensor, cada uno es un pixel. Son más baratos que las cámara de TV pero presentan mayor nivel de ruido (grano en la

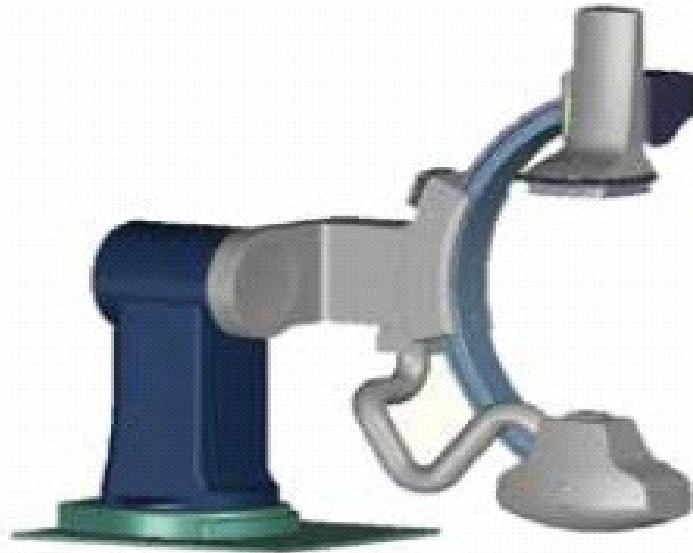


DIGITALIZACIÓN DIRECTA I

- Se sustituye el intensificador de imagen, la óptica asociada y la cámara ya sea de TV o CCD por un panel detector delgado con el consiguiente ahorro de espacio.
- El detector digital convierte los fotones incidentes en una matriz digital de valores sin necesidad de ningún otro proceso adicional.
- Una ventaja es que la imagen se puede procesar en tiempo real para obtener la máxima información de la imagen: mejor resolución, reducción de ruido, rango dinámico y resolución de contraste.

DIGITALIZACIÓN DIRECTA II

- El rango dinámico del detector plano es varias veces superior al mejor de los sistemas basados en intensificador de imagen
- Las dificultades actuales se basan sobre todo en la lectura de la gran cantidad de datos y a un ritmo alto (25-30 imágenes por segundo)



SUSTRACCIÓN DIGITAL

- Se usa en las aplicaciones vasculares y es indispensable en la angiografía. Aparece con la digitalización de la fluoroscopia.
- Se basa en la adquisición digital de imágenes antes y después de la inyección de un medio de contraste en el sistema circulatorio. Las imágenes obtenidas sin contraste son resaltadas de las obtenidas con contraste para resaltar el cambio en la atenuación de los RX debido a la presencia del medio de contraste en la

