

BASES DE RADIOFISICA

UBALDO TENTONI

MÉDICO. ESPECIALISTA EN RADIOLOGÍA Y DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES

Estas clases no pretenden ser un tratado de radiofísica; del que se ocupan con mejores conocimientos aquellos formados en ciencias exactas; razón por la cual no habrá fórmulas matemáticas sino simplemente una guía para entender en una forma sencilla como actúan los rayos X para producir una imagen diagnóstica.

INDICES DE MATERIAS

CAPÍTULO 1.

Radiología médica. Wilhelm Conrad Roentgen. Divisiones de la radiología médica. Radiología diagnóstica o radiodiagnóstico. Radiología terapéutica o radioterapia. Diagnóstico por imágenes. Medicina nuclear. Ultrasonidos. Tomografía axial computada. Resonancia magnética. Algoritmo en imágenes. Profesionales del diagnóstico por imágenes. Código de ética del técnico radiólogo.

CAPÍTULO 2.

Radiación electromagnética. Condiciones necesarias para la producción de rayos X. Mecanismo de producción de rayos X: radiación de frenado, radiación característica. Propiedades de los rayos X. Aplicaciones de los rayos X. Tubo de rayos X: cátodo, ánodo. Principio del foco lineal. Efecto talón o efecto anódico. Rendimiento del tubo. Fallas y agotamiento y del tubo

CAPÍTULO 3.

Aparatos de rayos X: mesas radiográficas, generador de rayos X, consola, transformadores, rectificadores. Filtros. Restrictores. Radiación secundaria, Métodos antidifusores

CAPÍTULO 4.

Principios y leyes relacionados con la formación de la imagen radiológica. Densidad radiológica. Contraste. Nitidez de la imagen radiográfica. Borrosidad o penumbra. Receptores de imágenes usados en radiología

CAPÍTULO 5.

Película radiográfica. Pantallas reforzadoras. Cuarto oscuro. Procesamiento de la película

CAPÍTULO 6:

Examen fluoroscópico. Angiografía. Radiografía intervencionista .Técnicas radiológicas especializadas.Mamografía

CAPÍTULO 7.

Negatoscopio. Garantía y control de calidad. Factores técnicos de exposición. Algunos principios radiográficos, Técnicas analógicas. Técnicas digitales. Radiología sanitaria.

CAPITULO 8. INTERACCIÓN ENTRE RAYOS X Y MATERIA RADIOPROTECCIÓN.

MEDIOS DE CONTRASTE

Interacción entre rayos X y materia. Peligros de las radiaciones. Unidades usadas en radiología.
Efectos adversos de las radiaciones. Radioprotección
Medios de contraste

BIBLIOGRAFÍA

CAPITULO 1

RADIOLOGÍA MÉDICA. WILHELM CONRAD ROENTGEN. DIVISIONES DE LA RADIOLOGÍA MÉDICA. DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES. MEDICINA NUCLEAR. ULTRASONIDOS. TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTADA. RESONANCIA MAGNÉTICA. ALGORITMO EN IMÁGENES. PROFESIONALES DEL DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES. CÓDIGO DE ÉTICA DEL TÉCNICO RADIÓLOGO

RADIOLOGÍA MÉDICA. WILHELM CONRAD ROENTGEN

Es una rama de la medicina que utiliza los rayos X para diagnóstico (radiodiagnóstico) o para el tratamiento (radioterapia) de las distintas enfermedades.

Debe su origen al descubrimiento de los Rayos X por Wilhelm Conrad Roentgen o Röntgen (1845-1923). Físico alemán y primer premio Nobel de Física en 1901. Nació el martes 27 de marzo de 1845 en Lennep (actualmente un suburbio de Remscheid, Alemania). La casa en que nació todavía se conserva en la actualidad y forma parte del museo Roentgen. En 1884 los Roentgen van a Holanda donde acudió a la escuela primaria y, posteriormente, a un internado privado. En 1865 se trasladó a Zurich donde estudió en su Universidad, recibiendo de Ingeniero mecánico. Continuó sus estudios y en 1869 obtuvo su título de Doctor en Física. En 1888 se fue a trabajar en la Universidad de Wurzburg (previamente había estado en otras Universidades). El 8 de noviembre de 1895, Röntgen descubrió un nuevo tipo de radiación, un descubrimiento que sentó los cimientos de nuestra especialidad y que llevó a una extraordinaria expansión en la investigación en los campos de la física y la astronomía.

Cuando estudiaba los rayos catódicos, a pesar de que estaba dentro de una caja de cartón negro, una pantalla de platinocianuro de bario emitía luz fluorescente siempre que funcionaba el tubo.

Determinó que eran producidas por una radiación invisible que los llamó rayos X por su naturaleza desconocida. Ese mismo año, leyó ante la Sociedad Físico Médica de Wurzburg un informe (“Acerca de un nuevo tipo de rayos”) sobre su descubrimiento de radiaciones de onda corta a las que denominó rayos X. El 22 de diciembre de ese año realizó la primera radiografía de un ser humano que mostraba claramente los huesos de la mano y los dos anillos que llevaba su mujer Berta en ese momento, después de una exposición de quince minutos (figura 1-1).



Figura 1-1: la primera radiografía, mano de Berta esposa de Roentgen

Más tarde estos rayos recibieron su nombre rayos Roentgen, pero se siguen conociendo como rayos X. Además del Nobel recibió muchos premios y realizó descubrimientos en mecánica, calor y electricidad. Se retiró en 1920 y falleció a la edad de 78 años, el 10 de febrero de 1923.

Teniendo en cuenta los medios de comunicación de la época, llama la atención la rapidez con que se difundió su descubrimiento. Casi inmediatamente se empezaron a usar para fines médicos.

Los equipos de radiología, a pesar de varias modificaciones (parrilla de Potter Bucky, tomografía lineal, intensificador de imágenes), se mantuvieron relativamente estables, prácticamente como únicos métodos de diagnóstico (apareció la centellografía, la termografía) durante las siete décadas siguientes al descubrimiento. A partir de la década del 70 se produjeron grandes avances e importantes innovaciones (ecografía, tomografía axial computada, resonancia, digitalización de imágenes), debido a los progresos en la tecnología informática.

DIVISIONES DE LA RADIOLOGÍA MEDICA

La radiología médica se divide en dos grandes ramas: diagnóstica o terapéutica

- LA RADIOLOGÍA DIAGNÓSTICA O RADIODIAGNÓSTICO: usa los rayos X para obtener imágenes estáticas o dinámicas de distintos órganos. La gran mayoría de las imágenes estáticas se obtienen exponiendo la región corporal que se quiere analizar a un haz de rayos X, estos inciden en una película sensible (placa) y se verán zonas blancas o negras según la mayor

o menor radiación de acuerdo al tejido atravesado. Las imágenes dinámicas son realizadas por fluoroscopia en donde el radiólogo observa directamente el órgano estudiado

Muchos órganos no son visibles con las técnicas radiológicas convencionales, pero pueden ponerse de manifiesto con el uso de sustancias denominadas medios de contraste.

- LA RADIOLOGÍA TERAPÉUTICA O RADIOTERAPIA emplea la radiación como forma de tratamiento. Consiste en el tratamiento con radiaciones ionizantes de las enfermedades especialmente las malignas.

La radioterapia se divide en externa e interna:

- Radioterapia externa o teleterapia: En función de la energía del haz de radiación empleado, puede ser superficial (menos de 120 Kilovoltios), de ortovoltaje (120 a 1000 Kilovoltios), o de megavoltaje (más de 1000 Kv.). La radioterapia superficial se usa en enfermedades de la piel, ojos y otras zonas de la superficie corporal. La radioterapia de ortovoltaje ha sido prácticamente sustituida por la de megavoltaje que se realiza con fotones de radiación gamma o X (telegammaterapia antiguamente llamada bomba de cobalto, aceleradores lineales de electrones). Con la radioterapia de megavoltaje se consigue una distribución más efectiva y eficiente de la dosis total de radiación que se pretende administrar a los tumores situados en la profundidad, preservando al mismo tiempo la piel y los tejidos normales (figura 1-2).

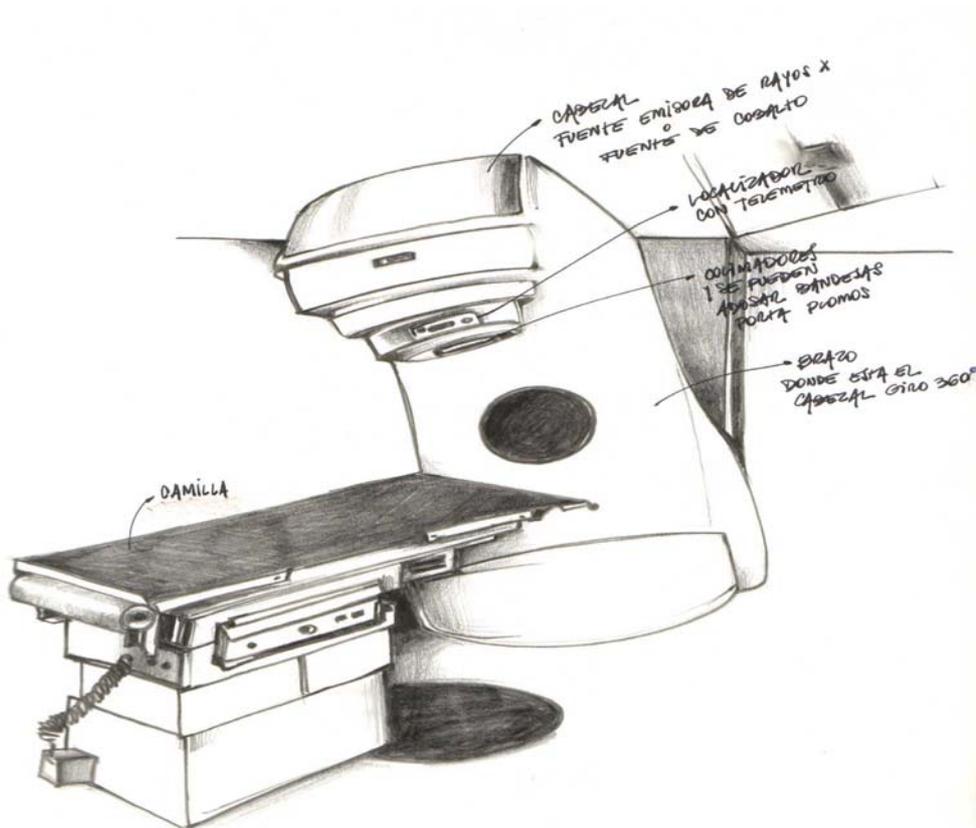


Figura 1-2: equipo de teleterapia, cabezal con la fuente emisora de radiación.

Se han desarrollado nuevos procedimientos de teleterapia como la radioterapia tridimensional y la radioterapia de intensidad modulada.

- **Radioterapia interna:** La braquiterapia consiste fundamentalmente en colocar fuentes radioactivas en contacto con la lesión o en dispositivos especiales. Un ejemplo es el tratamiento del carcinoma del cuello uterino en que se utiliza el dispositivo de Flecher. Las fuentes tienen distinta expresión física: pueden tratarse de hilos radioactivos, alambres, fuentes selladas, semillas. Se usan isótopos radioactivos como Cesio 137, Iridium 192, Oro 198 (figura 1-3).

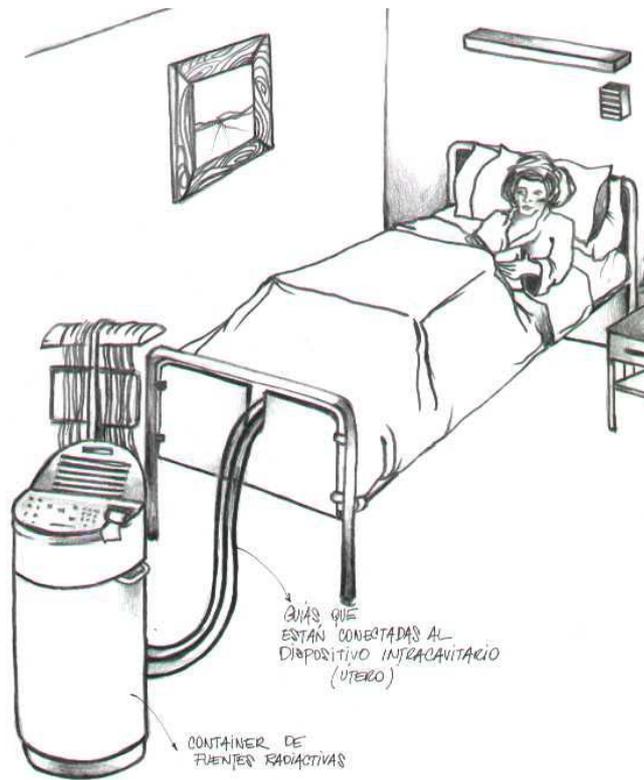


Figura 1-3: equipo de braquiterapia, en este caso se grafica tratamiento de cáncer de cuello uterino, las guías comunican el container de fuentes radiactivas con un dispositivo que previamente fue colocado en el útero.

La radioterapia puede usarse como tratamiento único o combinado con la quimioterapia (fármacos anticancerosos). Pueden usarse drogas radiosensibilizantes o drogas radioprotectoras. Su efecto puede ser curativo o simplemente paliativo (para alivio de los síntomas). La radioterapia puede usarse antes o después de la cirugía para aumentar las posibilidades de curación. También se usa para evitar las recurrencias tumorales después de la intervención quirúrgica.

El fundamento de la radioterapia es la superior capacidad de recuperación de los tejidos normales con respecto a los tumores y las células tumorales tras la radiación ionizante. Una dosis de radiación que destruye a las células tumorales solo produce una lesión transitoria a las células normales vecinas. Cuando la capacidad de recuperación de los tejidos normales frente a una determinada dosis de radiación es similar o inferior a la capacidad de recuperación del tejido canceroso se dice que el tumor es radiorresistente. Cuando se da esta circunstancia, la radioterapia no constituye un tratamiento adecuado.

Un tejido es más radiosensible cuando la actividad metabólica es alta, es decir cuando se suceden los procesos biológicos aceleradamente en el tiempo. Las células de la médula, las inmaduras de cualquier tejido, las células indiferenciadas o los precursores celulares son altamente radiosensibles.

Planificación y simulación: la radioterapia constituye un tratamiento de alta complejidad que incluye entre sus pasos además del examen físico y la historia clínica del paciente la planificación y la simulación.

La planificación se basa fundamentalmente en observar el volumen tumoral a irradiar, puertitas de entrada, tamaño de campos, etcétera. Actualmente existen programas de planificación computarizados donde ya se han incorporado los distintos factores de dosimetría relacionados con: cuñas (para homogeneizar dosis), factor de excentricidad, factores de reducción y otros. La simulación consiste básicamente en fijar pautas de posicionamiento y visualizar en una pantalla radioscópica el volumen a irradiar teniendo en cuenta distintos parámetros anatómicos que por ejemplo incluyen cadenas ganglionares contiguas al volumen tumoral y en que se obtienen imágenes y/o se visualiza el volumen problema a la distancia que luego se va a trabajar por ejemplo cobalto a 80 centímetros, acelerador lineal a 100 cms

Requisitos: Los equipos y el personal de las unidades de terapia radiante están regulados por la Comisión Nacional de Energía Atómica

Se debe contar con un permiso institucional otorgado por ese ente regulador y un permiso individual del personal médico, físico y técnico que es otorgado también por la Comisión Nacional de Energía Atómica que se renueva cada 5 años

DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES: hay otras formas de energía además de la radiación X que permiten la obtención de imágenes. La radiología junto con otras técnicas de medicina por imágenes forman esta especialidad mayor. La componen: Medicina nuclear (usa radioisótopos). Tomografía axial computada (usa rayos X). Ultrasonografía o ecografía (usa ultrasonidos). Resonancia magnética nuclear (usa un imán y ondas de radiofrecuencia).

Los rayos X y los gamma son radiaciones ionizantes. Se consideraba que los rayos gamma poseían superior energía que los rayos X, esa distinción era correcta hace tiempo por los equipos de rayos X disponibles, sin embargo en la actualidad se dispone de grandes aceleradores de partículas capaces de producir rayos X con energía considerablemente mayor que los gamma. Una diferencia perceptible entre estos dos tipos de radiaciones es su origen, los rayos X son producidos por la nube electrónica de un átomo, en cambio los rayos gamma proceden del interior del núcleo de un átomo

radiactivo. La radiación gamma es monocromática es decir tiene un valor específico. Los rayos X son policromáticos, es decir van desde un valor mínimo a un máximo.

Otra diferencia es que los rayos X emiten radiación desde un punto exterior al paciente, en gammagrafía la radiación se emite desde el órgano explorado. (Figuras 1-4 y 1-5).

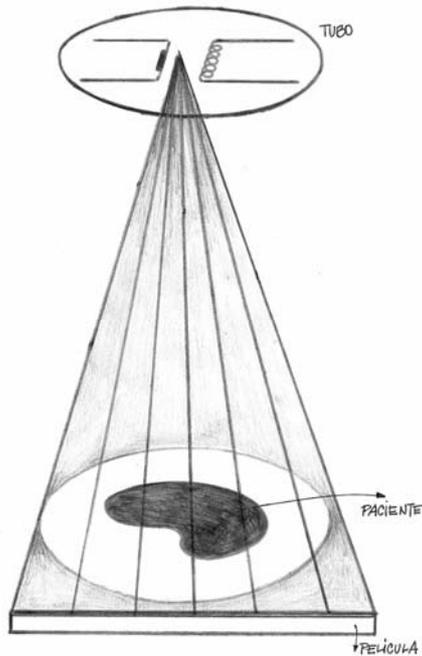


Figura 1-4: los rayos X emiten radiación desde un punto exterior al paciente, en la capa de electrones, el espectro de energía es variable van de un valor mínimo a un máximo, paciente, cesan al terminar el estímulo

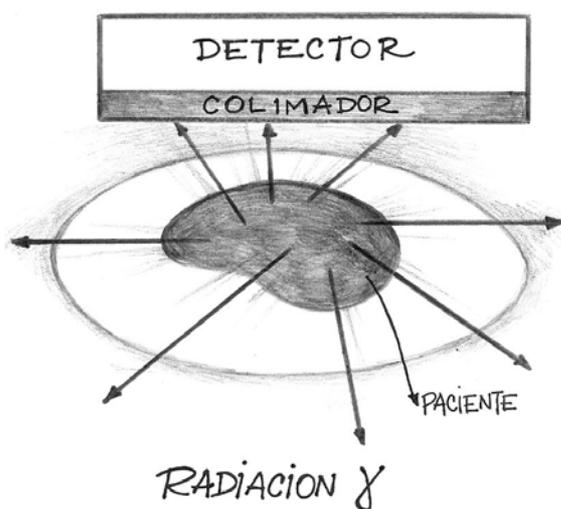


Figura 1-5: la radiación gamma se emite desde el órgano explorado, desde el núcleo, el espectro de energía es constante, tiene un valor específico, su duración depende de la vida media del radiofármaco

La ionización es un proceso por el cual en su paso a través de un objeto estas radiaciones son capaces de extraer un electrón orbital de un átomo de la sustancia, este electrón libre es capaz, a su vez, de desestabilizar átomos circundantes al transferirles parte de su energía. El átomo desestabilizado se comporta como un ion positivo, el electrón libre es un ion negativo. El conjunto de electrón libre y el átomo del cual se separó recibe el nombre de par iónico

Los tipos de radiación utilizados en diagnóstico por ultrasonidos y en resonancia magnética no son ionizantes. En ultrasonidos se emplean radiaciones sonoras, de naturaleza y características diferentes. La resonancia magnética usa ondas de radiofrecuencia con una energía demasiado baja como para producir ionización.

MEDICINA NUCLEAR:

Mide la radiactividad emitida por isótopos que se administran al paciente. Los isótopos de cualquier elemento químico son los núclidos que tienen el mismo número atómico del elemento dado, pero difieren en el número másico, es decir en el número de neutrones del núcleo. Por consiguiente todos los isótopos de cualquier elemento químico ocuparán el mismo lugar en la tabla periódica de los elementos, de ahí su nombre: isos = igual, topes = lugar.

Los radioisótopos pueden ser naturales, es decir encontrarse en la naturaleza, o artificiales, que preceden de reacciones nucleares que tienen lugares en reactores nucleares o en ciclotrones

Los isótopos pueden ser estables, es decir no emitir radiaciones, por ejemplo el deuterio, o ser inestables también llamados isótopos radioactivos o radioisótopos por emitir radiaciones, estas radiaciones pueden ser de distinta naturaleza.

- Radiación gamma: esta radiación es de naturaleza electromagnética. Produce una ionización indirecta a su paso a través de la materia por efecto fotoeléctrico o por efecto Compton. Su capacidad de penetración es mucho mayor que los otros tipos de radiaciones, es por esta propiedad de alta penetración lo que hace que sea la más usada en Medicina Nuclear. La mayoría de los emisores gamma emiten a su vez radiación beta como el yodo 131, el oro 198, el galio 68 etcétera. Determinados radionucleidos son emisores gamma puros siendo el más usado el tecnecio 99
- Alfa: son núcleos de helio y por consiguiente están constituidas por dos protones y dos neutrones, es poco penetrante pero altamente ionizante.

- Beta: las partículas beta son electrones procedentes del núcleo cargados negativamente, son poco penetrantes pero muy ionizantes.
- Positrones: son una partícula beta con carga positiva, son núclidos con defectos de neutrones en su núcleo.

El principio básico de la medicina nuclear es la detección desde el exterior, de la radiactividad de un isótopo que previamente se ha localizado en un órgano, a diferencia de los rayos X que se emiten desde un punto exterior al paciente.

Los radioisótopos se seleccionan de acuerdo al órgano que se quiera estudiar (órgano diana) para que sigan un determinado camino metabólico fijándose en distintas estructuras. Para cada uno de los órganos a estudiar se utiliza un radioisótopo o trazador adecuado. Eso depende de la metabolización en cada órgano o sistema. Por ejemplo la tiroides es una glándula que utiliza el yodo en su metabolismo, si nosotros inyectamos yodo radiactivo, desde el punto de vista químico, va a tener el mismo comportamiento que el yodo no radiactivo incorporándose a la tiroides (la glándula no distingue entre uno y otro). El yodo radiactivo que se incorporó a la glándula es posible seguirlo en su captación y metabolización. Esta radiación es la que se va a captar para formar la imagen.

El radiofármaco ideal se distribuye sólo en los órganos o estructuras que deben explorar. La distribución puede estar determinada, entre otros factores, por procesos metabólicos, por perfusión local o por el flujo sanguíneo. El registro de la radioactividad puede, por lo tanto, proporcionar una información funcional importante. Esta capacidad de mostrar la función fisiológica es la mayor ventaja de las exploraciones con radionúclidos. Una desventaja relativa es la baja resolución espacial de la técnica por lo que no es tan buena para mostrar la anatomía.

La administración de radiofármacos se hace por diferentes vías: intravenosa (la inmensa mayoría de los procedimientos), oral, intracavitaria (intratecal, intraarticular etc.), inhalatoria (por ejemplo xenón en los estudios de ventilación pulmonar).

Se denomina tiempo de semidesintegración que es específico para cada radioisótopo, al tiempo que tarda en reducirse la actividad de la muestra a la mitad. Por ejemplo una fuente de tecnecio 99 tiene un tiempo de semidesintegración de 6 horas.

Métodos de detección de las radiaciones: como la radiación gamma se emite en todas las direcciones y desde cada uno de los puntos del órgano explorado, es necesario un sistema exterior que seleccione los rayos emitidos en una sola dirección. Para ello se usa una serie de colimadores y cuya función es semejante a la parrilla antidifusora usada en radiología. Solamente aquellos fotones cuya dirección coincide con la de los colimadores llegan a los detectores situados en su interior, los cuales formarán la imagen (figura 1-6).

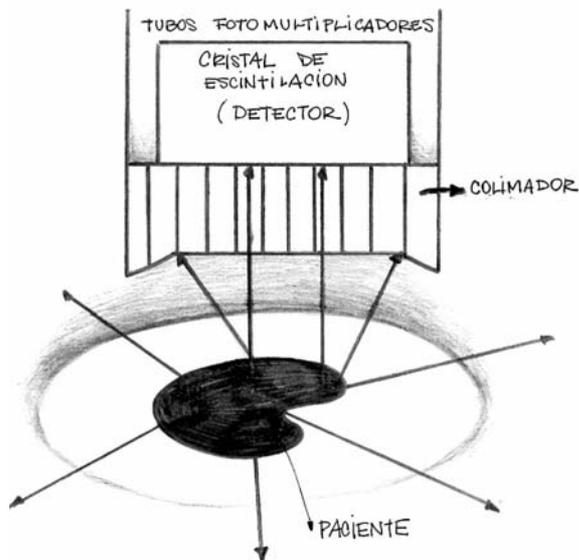


Figura 1-6: esquema de cómo funciona un gammógrafo, solamente los rayos gamma cuya dirección coincide con la de los colimadores llegan a los detectores y a los tubos fotomultiplicadores para formar la imagen.

Como los rayos gamma no pueden “encenderse y apagarse” como los rayos X, el paciente continúa radiando después de efectuado el examen. La elección de un isótopo de corto tiempo de semidesintegración y la evacuación natural del radiofármaco logran que cese en un corto plazo

La radiación procedente de los órganos donde selectivamente se ha fijado el radionúclido es detectada mediante detectores de centelleo que básicamente consisten en un cristal de yoduro de sodio que lleva un fotomultiplicador. La radiación gamma incide sobre el cristal de centelleo produciendo un destello luminoso, con una intensidad proporcional a la energía del fotón incidente.

Los equipos que se pueden utilizar son:

- Gammógrafo lineal: el detector está unido a un sistema móvil, que lo desplaza atrás adelante en diferentes líneas, al objeto de poder explorar una región anatómica determinada.
- Gammacámara: es el detector utilizado en la mayoría de los procedimientos diagnósticos. Su principal componente es el cristal de escintilación (que producen un centelleo o pequeños destellos luminosos cuando absorben fotones gamma), un disco con un diámetro máximo de alrededor de 60 centímetros, en la mayoría de los casos elaborado con yoduro de sodio. Colocado frente al cristal, de cara al paciente, se encuentra un dispositivo especial de blindaje emplomado, llamado colimador, este puede tener varios diseños por ejemplo el

colimador de orificios paralelos. El colimador deja pasar los rayos gamma que contienen información útil. Los fotones gamma, son absorbidos por el cristal de escintilación, origina emisión de luz que se distribuye a numerosos tubos fotomultiplicadores, en donde se generan señales eléctricas. Las amplitudes de señales eléctricas son proporcionales a las cantidades de luz recibidas. La intensidad y localización de cada escintilación se determina por el análisis simultáneo de todos los tubos fotomultiplicadores. A partir de estos datos de reconstruye una imagen bidimensional de la distribución del radiofármaco. La imagen final puede mostrarse de diferentes maneras la más moderna es por digitalización de las imágenes. Es un sistema que permite visionar de forma global el órgano a explorar, sin necesidad de precisar desplazamiento, tiene mejor definición de la imagen, mayor velocidad para obtenerla permitiendo secuencias muy rápidas pudiéndose explorar procesos dinámicos como flujo, volúmenes residuales etc.

- Tomografía computadorizada de emisión de un fotón único (SPECT acróónimo de Single Photon Emission Computerised Tomography): consiste en un sistema de rotación de la gammacámara alrededor del órgano explorado obteniendo información a través de un colimador especial con varios planos focales, procediéndose a la reconstrucción de la imagen mediante una computadora. Con este sistema se pueden obtener varios cortes del órgano estudiado en diferentes proyecciones (figura 1-7).

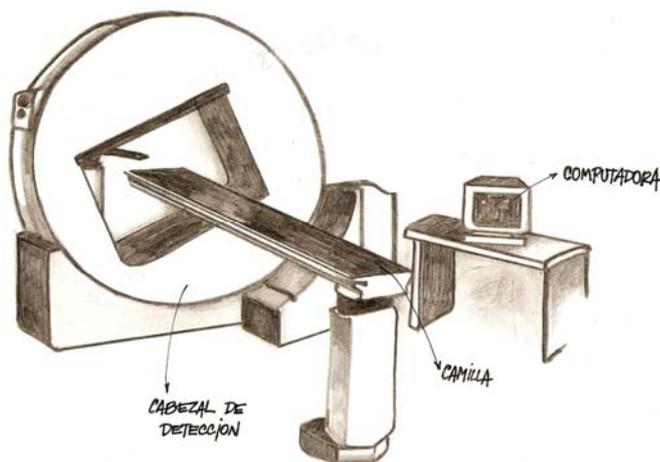


Figura 1-7: esquema de una cámara SPECT

- Tomografía de emisión de positrones (PET acrónimo de Positron Emission Tomography): emplea isótopos emisores de positrones. Estos electrones positivos salen del núcleo e interaccionan con electrones presentes en la corteza del átomo, produciéndose lo que se conoce como fenómeno de aniquilación. Este fenómeno da lugar a dos radiaciones gamma. Requiere un ciclotrón como fuente local de positrones de vida media corta emitida por isótopos. Los isótopos se inyectan al paciente junto con un compuesto relacionado con la glucosa, el más importante de ellos es el Flúor-18, capaz de unirse a la glucosa para obtener el trazador 18-Flúor-Desoxi-Glucosa (18FDG). Es una técnica muy útil para el diagnóstico de tumores, metástasis, enfermedades cerebrales, función cardíaca, entre otras indicaciones. Puede fusionarse con tomografía computada combinando la capacidad fisiológica con la resolución anatómica de la tomografía

ULTRASONIDOS:

Son sonidos de alta frecuencia. En 1880 los hermanos Curie demostraron por primera vez el efecto piezoeléctrico que hace posible la generación y detección de ondas mecánicas de presión de alta frecuencia. Las aplicaciones prácticas de los ultrasonidos comienzan a ser estudiadas en la Primera Guerra Mundial con el fin de detectar los submarinos. Se desarrolló así el SONAR (acrónimo de Sound Navigation and Ranging; sistema de navegación y localización por el sonido)

En medicina por imágenes es una técnica diagnóstica en la que el ultrasonido es dirigido hacia el organismo. Los tejidos reflejan el sonido y de acuerdo a su constitución el sonido que regresa es digitalizado para producir una imagen.

El ultrasonido es inaudible para el oído humano. Hay algunos animales como el murciélago y algunos insectos que pueden transmitir y recibir ultrasonidos

Se utiliza un transductor para transmitir y recibir el sonido. Debe estar en íntimo contacto con la piel, sobre la que se extiende una sustancia gelatinosa para mejorar la transmisión.

El aire y el hueso absorben casi todo el haz de ultrasonidos, por lo que esta técnica no es útil para determinar el estado de los huesos o pulmones. En cambio el agua y los tejidos corporales transmiten bien el sonido por lo que es una técnica muy empleada para estudiar los órganos abdominales, pelvianos, músculos, órganos superficiales, etcétera.

Principios físicos del diagnóstico por ultrasonidos: el sonido es una forma de energía mecánica que atraviesa la materia como ondas elásticas formadas por compresiones y expansiones sucesivas de la propia materia. A diferencia de la luz o de los rayos X, que pueden transmitirse a través del vacío, el sonido necesita un medio de propagación y no puede transmitirse a través del vacío.

El sonido audible tiene una frecuencia entre 20 hertzios y 20 kilohertzios (1 hertzios es un ciclo por segundo). En el diagnóstico médico se usan ultrasonidos con frecuencias del orden de 1 a 15 megahertzios

Transductores: aparatos que convierten una forma de energía en otra. Están basados en el efecto piezoeléctrico (capacidad de cambiar las dimensiones cuando están colocados en un campo eléctrico e inversamente generar un campo eléctrico cuando están sujetos a una deformación mecánica). La piezoelectricidad puede ser demostrada en varios cristales naturales por ejemplo el cuarzo, actualmente los más comúnmente usados son cerámicas sintéticas como titanato de bario y titanato circonato de plomo.

El transductor emite ultrasonidos solo durante una mínima fracción del tiempo de exploración (0,1%) el resto actúa como receptor.

Propagación de la onda: cuando se ponen en contacto con un medio las ondas de presión mecánicas producidas por el transductor hacen que las partículas se desplazan desde sus posiciones de reposo y luego experimentan una fuerza de retroceso proporcional a su desplazamiento. Las partículas no se mueven a través del medio pero mediante su desplazamiento empujan a las que se hallan situadas por delante y así propagan zonas de compresión y rarefacción a través del medio.

La velocidad de propagación de los ultrasonidos varía según los distintos materiales, en el aire es de 348 metros por segundo, en el agua de 1.480 y en los tejidos blandos de 1.540 m/seg.

Cuantificación de la energía sónica: la intensidad del sonido se mide en bel o generalmente en su décima parte: el decibel. Es una medida relativa y logarítmica que se usa para comparar las intensidades de dos haces ultrasónicos. La naturaleza logarítmica permite expresar rangos muy amplios con números pequeños

Amortiguamiento: el haz de ultrasonidos pierde intensidad cuando se propaga a través de un medio ya sea por difusión (por la divergencia del haz y por la dispersión de la energía sonora del haz) y por absorción (por el medio que depende de las características del material (elasticidad y densidad) y de la frecuencia del sonido aplicado.

En los tejidos humanos el coeficiente de absorción es del orden de 1 decibelio por centímetro de tejido y por megahertzio.

Tiempo ganancia compensación: Para obtener una imagen verdadera los ecos deben registrarse con igual amplitud independientemente de su profundidad, los ecos de estructuras profundas son más débiles debido al amortiguamiento que sufren al ir penetrando en el tejido, por ello el equipo compensa e iguala los ecos sin tener en cuenta a que profundidad están.

Frecuencia del transductor: la frecuencia de los transductores generalmente es de 3 a 10 megahertzios. La selección de la frecuencia depende de la zona a estudiar.

Cuanto más alta es la frecuencia y por lo tanto cuanto más corta es la longitud de onda, menor es la penetración pero mayor es la resolución. Por ejemplo un transductor de más de 7 megaherzios es útil para estudiar estructuras superficiales (glándula tiroides, los testículos, mamas, etcétera), ya que al tener menos penetración tienen mejor resolución (capacidad de distinguir dos puntos por separado).

En cambio un transductor de baja frecuencia, por ejemplo de 3 megaherzios, tendrá mayor longitud de onda, mayor penetración pero menor será la resolución. Está indicado para estudiar órganos situados profundamente como las vísceras abdominales y pelvianas, donde se pierde en resolución pero el ultrasonido puede llegar a los distintos órganos (hígado, vesícula, páncreas, riñones, bazo, vejiga, feto, etcétera).

Los transductores intracavitarios son usados para realizar ecografías de alta resolución a órganos situados en el interior del organismo como por ejemplo el transvaginal para realizar exploraciones del útero y los anexos, transrectal para evaluar la parte distal del tubo digestivo y la próstata en el hombre, transesofágico para la evaluación de patología del sistema circulatorio central.

Los transductores de frecuencia variable permiten cambiar de frecuencia sin necesidad de cambiar de transductor.

Reacciones de interfase: una interfase es el límite entre dos medios con distintas propiedades acústicas. Cuando un haz de ultrasonidos incide sobre una interfase, la cantidad de energía que se refleje dependerá de las diferencias de impedancia acústica de los dos medios.

- Si ambos medios tienen la misma impedancia acústica no hay reflexión ya que el sonido pasa a través de la interfase.
- Si hay una gran diferencia en la impedancia la relación se acerca a la unidad y el impulso sonoro es reflejado totalmente.
- Entre estos dos extremos parte del sonido es reflejado mientras que el restante pasa a través de la interfase.

Registro de los ecos: cada eco que retorna al transductor genera una señal eléctrica cuya fuerza (amplitud) está determinada por la fuerza del eco. Pueden estimarse las distintas profundidades donde se originan los ecos, midiendo el tiempo entre la transmisión del pulso del ultrasonido y la recepción de ecos. Hay varias maneras de visualizar los ecos

- ◆ Modo A: o modo de amplitud. Es la forma más simple. Se utiliza muy raramente en ultrasonografía diagnóstica.
- ◆ Modo M: o modo de movimiento la línea de puntos es desplazada en el para producir una imagen del desplazamiento de las estructuras móviles del cuerpo, se usa en ecocardiografía.

- ◆ Modo B: o modo de brillo. La información se representa en forma de puntos, la línea de puntos es desplazada en el espacio para producir una imagen bidimensional. En este modo los ecos se representan como puntos luminosos que son proporcionales a la intensidad. Cuando la estructura examinada no contiene ecos se verá negra y se dirá que es anecoica, cuando la cantidad de ecos es menor que la del tejido circundante se dirá que es hipoecoica, si es mayor se dirá que es hiperecoica (blanca), cuando dos estructuras tienen la misma intensidad se dice que son isoecoicas. Es el que se usa en ecografía diagnóstica. La imagen en modo B proporciona una visión seccional, bidimensional de la anatomía

La ecografía tridimensional se realiza con ecógrafos con un programa de computación que permite la reconstrucción tridimensional de la zona estudiada. Entre sus indicaciones está el estudio de las malformaciones fetales y las mediciones volumétricas.

Efecto Doppler: El ultrasonido Doppler se usa para detectar y medir distintos parámetros del flujo especialmente la velocidad. Si en lugar de un blanco estático (tejidos), el haz de ultrasonidos impacta contra un blanco móvil (por ejemplo glóbulos rojos circulando en el interior de un vaso), el eco retorna al transductor con la longitud de onda modificada, esto implica un cambio de la frecuencia en relación inversa. Este fenómeno de transformación de la frecuencia emitida (que retorna al transductor modificada) se llama efecto Doppler, que mide esa frecuencia diferencial (o gradiente de frecuencia) y en base a ella se estima la velocidad del blanco (glóbulos rojos en movimiento).

Si el flujo sanguíneo se dirige hacia el transductor, los ecos reflejados tendrán mayor frecuencia que los ecos emitidos por el transductor. Cuando el flujo sanguíneo se aleja del transductor, los ecos reflejados poseerán menor frecuencia que los emitidos. La diferencia entre la frecuencia de los ecos recibidos y la frecuencia del ultrasonido emitido se llama cambio de frecuencia Doppler. Este cambio de frecuencia es directamente proporcional a la velocidad del flujo sanguíneo.

Puede ser útil para su comprensión el ejemplo de un tren, el sonido del silbato es de tono alto (frecuencia alta, longitud de onda corta) cuando se aproxima a un observador que se mantiene sin moverse, cuando se aleja el tono cambia a bajo (frecuencia baja, longitud de onda larga) (figura 1-8).

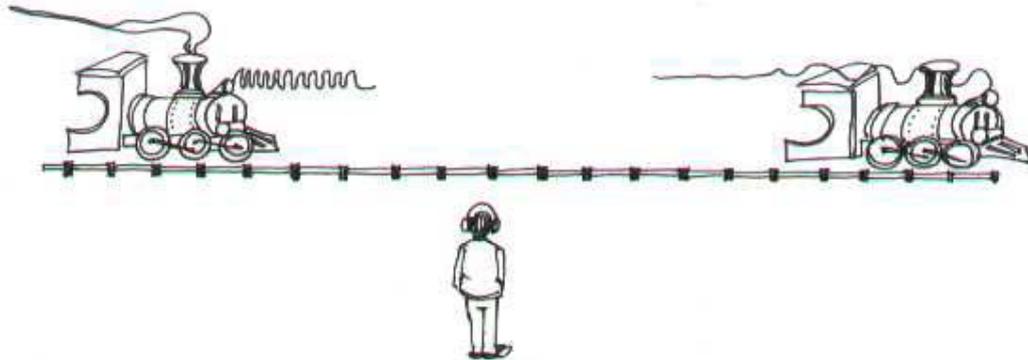


Figura 1-8: cambio de frecuencia en el efecto Doppler, El sonido del silbato es de tono alto (longitud de onda corta) cuando se aproxima a un observador, cuando se aleja el tono cambia a bajo (longitud de onda larga)

Hay dos formas principales de transmitir y recibir el ultrasonido en las aplicaciones del principio Doppler:

- El Doppler continuo el transductor contiene dos cristales separados, un cristal emite continuamente y otro recibe continuamente los ecos. Proporciona medidas de velocidad muy altas, no es posible medir selectivamente velocidades en una determinada profundidad en particular (figura 1-9)
- Doppler pulsado, es el mismo cristal el que transmite y recibe el ultrasonido. El ultrasonido se transmite como pulsos breves, los ecos se registran en el tiempo de espera entre las transmisiones de los pulsos. El tiempo desde la transmisión del pulso a la recepción del eco determina la profundidad en que han sido medidas las velocidades. Es posible medir velocidades de flujo en volúmenes muy pequeños, pero las velocidades máximas que pueden medirse son menores.

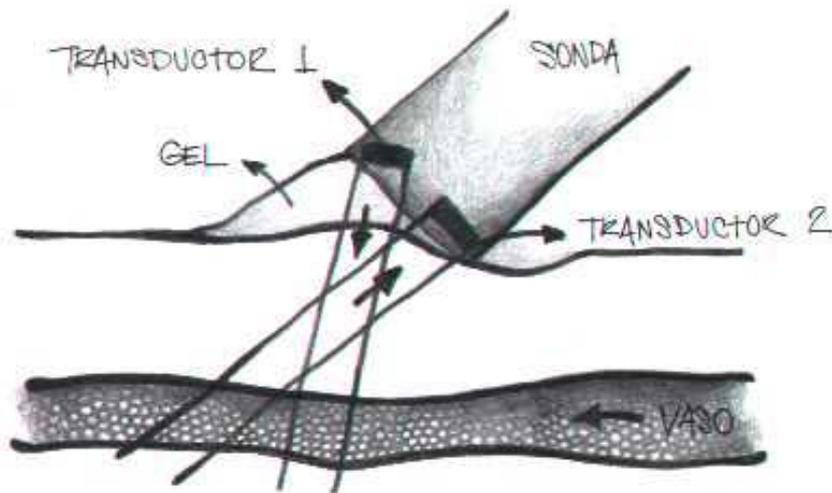


Figura 1-9: Doppler continuo, un transductor emite y otro recibe

En cuanto a los equipos más comúnmente usados están:

- El Doppler dúplex, que combina un ecógrafo de tiempo real con un Doppler pulsado. La dirección del haz se superpone a una imagen en modo B, el tamaño y la localización del volumen puede seleccionarse mediante marcadores electrónicos (figura 1-10).
- El Doppler tríplex o Doppler color es una ampliación del anterior, los colores muestran si el tejido es estático (gris) y los vasos sanguíneos adquieren un color azul, rojo, amarillo, verde determinado por la medida de la velocidad relativa y la dirección media del flujo. La imagen con código de colores da una adecuada visión de conjunto de los diversos vasos y direcciones del flujo presente.

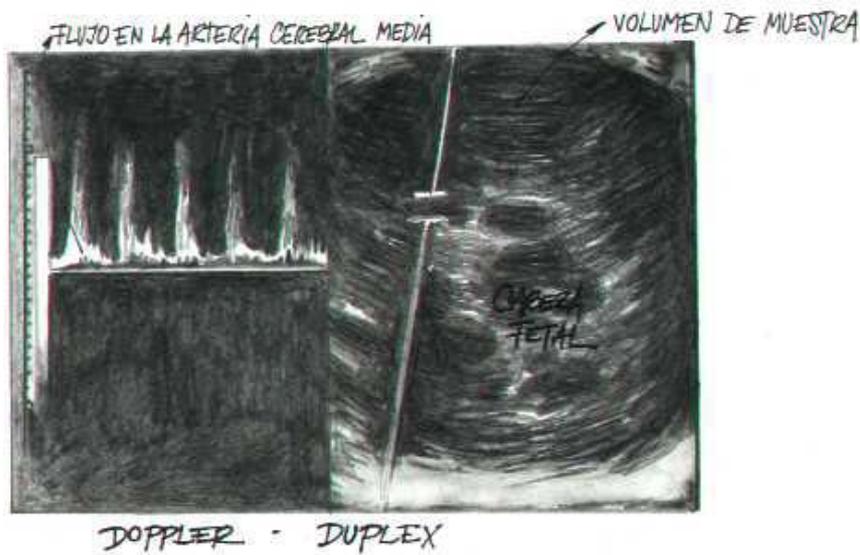


Figura 1-10: esquema de un Doppler-duplex, en la que se está examinando el flujo de la arteria cerebral media en una cabeza fetal.

Equipos: se reconocen dos grandes clases de equipos

- Aparatos que producen imágenes estáticas: no se usan en la actualidad. Se obtienen por medio del almacenamiento de la información de ecos.
- Aparatos que producen imágenes dinámicas o de tiempo real. El tiempo de examen se ve considerablemente disminuido a causa de la aparición instantánea de la imagen, permitiendo ver las estructuras en movimiento como una cámara de cine. Las imágenes de exploración se producen con una frecuencia de 24 veces por segundo o mayor (figura 1-11).

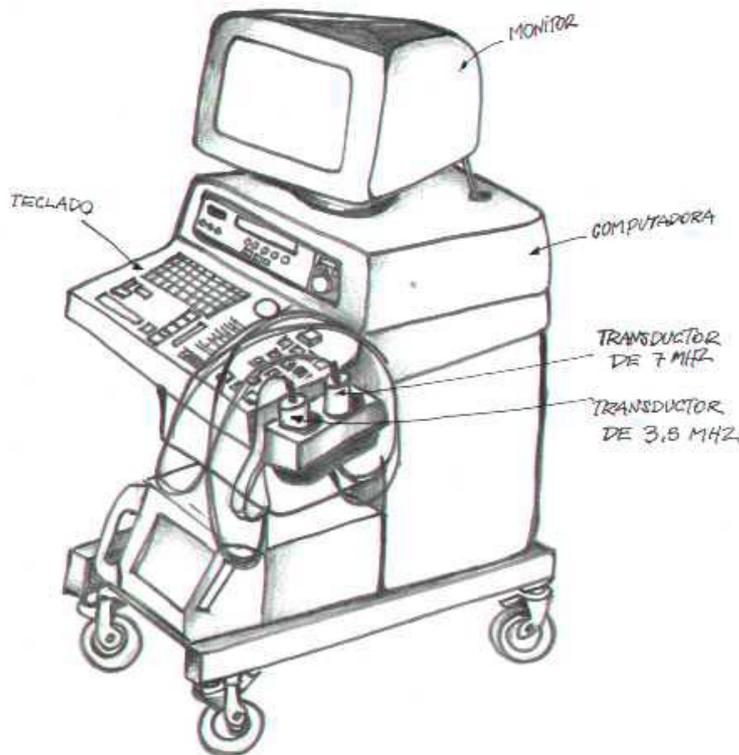


Figura 1-11: dibujo de un equipo de ecografía de tiempo real

Nueva tecnología: se siguen incorporando mejoras en los equipos y en sus aplicaciones. Nuevos materiales piezoeléctricos, mayor frecuencia de operación, imágenes volumétricas en tiempo real, uso de armónicos (mejoran la resolución espacial, mayor contraste de la imagen), aparición de la elastografía que puede describirse como una forma de palpación de alta tecnología

Medios de contraste en ultrasonidos: sustancias ecogénicas que se introducen en un vaso o en un sistema orgánico para inducir un aumento de la ecogenicidad, es decir de su capacidad para reflejar energía ultrasónica. En general se usan para mejorar la visualización del sistema circulatorio cuando se realizan estudios con Doppler. Hay en el mercado varias opciones como microburbujas de gas, burbujas de gas encapsuladas o líquidas que liberen microburbujas, emulsiones de pequeñas gotas de fluido

Algunos conceptos:

- Hay estudios más cortos y otros más largos. Como el bario y el gas interfieren en la transmisión del ultrasonido las ecografías deben hacerse antes de los estudios radiológicos que precisen bario y antes de las endoscopías por el gas

- En cuanto a la preparación para ecografías abdominales ayuno entre seis a ocho horas. Cuando la ecografía es pelviana se debe realizar con la vejiga urinaria llena, por lo que se debe recomendar no orinar y tomar un litro de agua una hora antes del examen.
- Posibles complicaciones: se usan cantidades muy pequeñas de energía mecánica. No se han apreciado efectos perjudiciales sobre el feto.
- Se precisa un buen contacto con la superficie de la piel para ello se usan geles.
- Hay que disponer de varios transductores de distintas frecuencias.
- Las imágenes transversales se orientan como si el ecografista estuviera mirando al paciente desde los pies, el lado derecho del paciente debe verse en el lado izquierdo del monitor.
- Las imágenes longitudinales se orientan como si el ecografista estuviera mirando al paciente de costado, la parte cefálica debe verse en el lado izquierdo del monitor.
- El uso de ecografías de tiempo real, hace necesario el conocimiento profundo de la anatomía y de la fisiopatología, por lo que su uso está limitado en muchos lugares al médico ya que el diagnóstico ecográfico se realiza durante la ecoscopia y no en imágenes fijas que luego deben ser informadas. No obstante hay lugares, como los Estados Unidos, en donde técnicos calificados para realizar ecografías obtienen cortes prefijados que luego son informados por el médico

TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTADA:

Usa rayos X. Fue inventado en el año 1972 por el ingeniero británico Godfrey Hounsfield, quien trabajaba en la empresa EMI. Junto con el físico norteamericano Alan Cormarck autor de los fundamentos matemáticos que condujeron a los modelos de reconstrucción de imágenes en TAC, introducen el uso clínico y a ambos se les concede en 1979 el premio Nobel de Medicina.

El trabajo de Hounsfield se basó en la investigación y transformación de datos. La presunción de partida era que la medición de los rayos X transmitidos a través del organismo permitía obtener información sobre los componentes de los tejidos. Utilizando detectores de rayos X fue posible recolectar múltiples datos cuya interpretación requería soluciones matemáticas con una computadora para realizar dichos cálculos. Esta información permitió obtener una nueva imagen bidimensional de una pequeña sección del cuerpo.

Un tubo gira alrededor del paciente emitiendo un haz muy fino de rayos X, como los tejidos del cuerpo se componen de diferentes elementos, estos al atravesar el cuerpo, disminuyen su intensidad a causa de la absorción o atenuación por los tejidos. Los rayos X restantes o fotones que atraviesan el cuerpo inciden sobre unos detectores o sensores de radiación en vez de hacerlo sobre una placa

radiográfica. La respuesta del detector es originar una señal eléctrica que es directamente proporcional al número de fotones que inciden sobre él, estas señales se pueden cuantificar por un convertidor analógico digital y se graban en una computadora, que convierte la información en una imagen sobre una pantalla formada por múltiples puntos (pixel) en una amplia gama de grises.

Generaciones de tomógrafos o escáneres: Los tomógrafos se fueron perfeccionando con el tiempo. Desde la primera generación en que el tubo giraba 180 grados emitiendo un haz muy fino de rayos X que eran recibidos por un solo detector demorando varios minutos para la elaboración del corte a los actuales multislide se han sucedido varias generaciones.

Como ejemplo se grafica un equipo de tercera generación un tubo gira alrededor del paciente emitiendo un haz de rayos X en abanico que son recogidos por 200 a 600 detectores que giran sincrónicamente con el tubo. El tiempo de corte es de 1 a 4 segundos (figura 1-12).

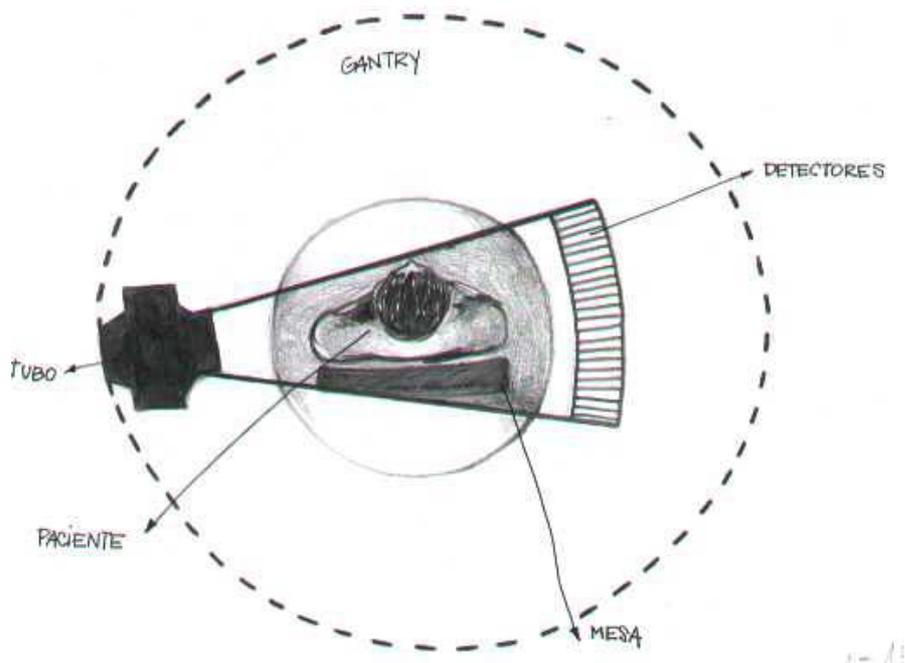


Figura 1-12: esquema de un tomógrafo computado de tercera generación.

Componentes de un tomógrafo o escáner: (figura 1-13)

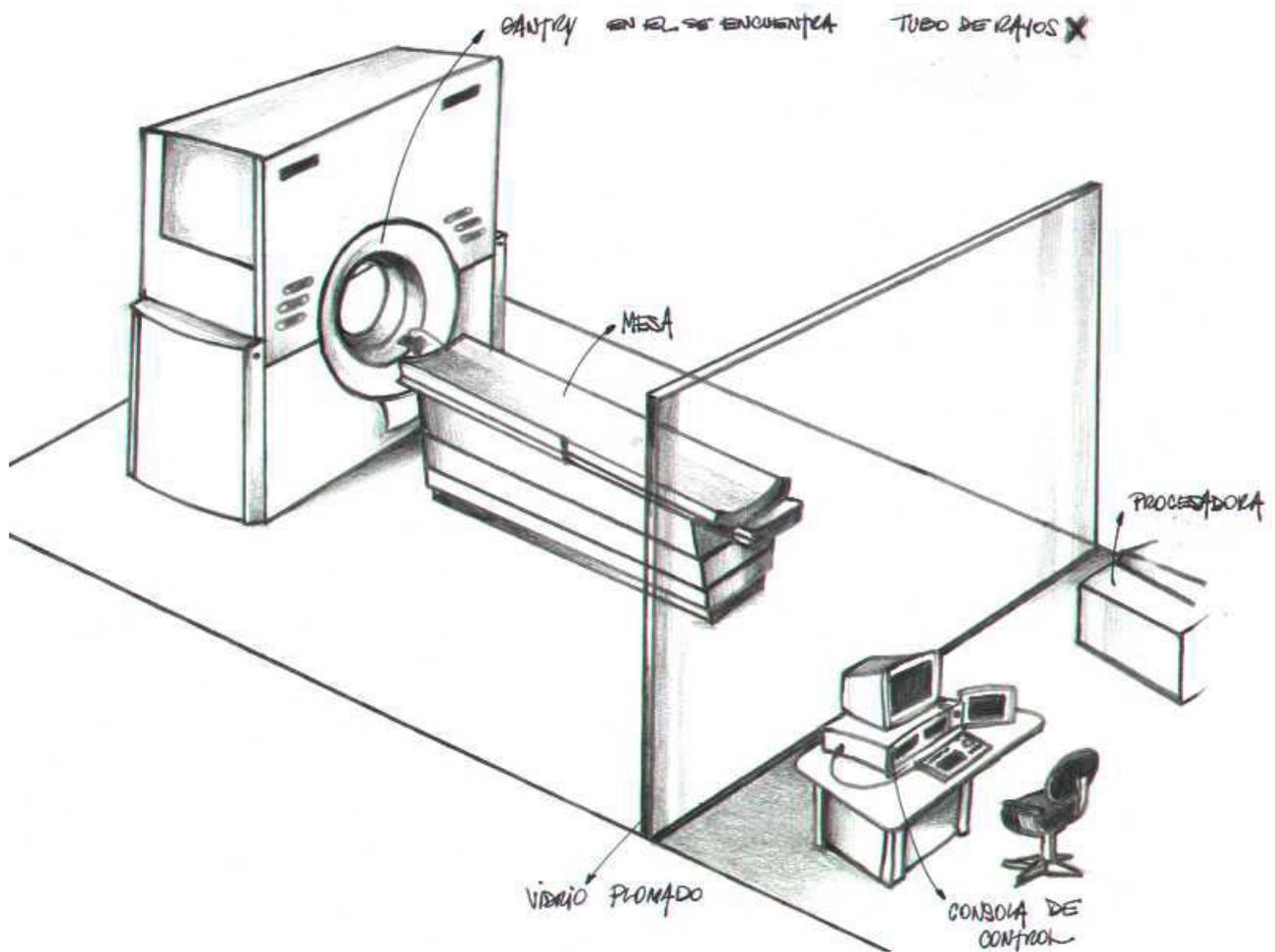


Figura 1-13: esquema de un tomógrafo.

- 1) Mesa: donde se coloca al paciente. Además de sostener al paciente en una posición cómoda, esta constituida con un material de bajo número atómico, como fibra de carbono, que no interfiere en la transmisión del haz de rayos X. Tiene la propiedad de desplazarse en sentido craneal o caudal hacia el Gantry llevando el punto anatómico seleccionado al plano exacto del corte.
- 2) El Gantry o garganta lugar donde el paciente es expuesto a la acción de los rayos X, presenta una apertura circular donde se pone la región a examinar. Es la unidad que contiene el tubo de rayos X, los detectores, el sistema de adquisición de datos y en los equipos modernos el generador de rayos X de alta frecuencia. En él está el paciente en el momento de hacer el corte, tiene cuadros de lectura de posición del paciente, señalización luminosa y se puede angular para facilitar la realización de los estudios (figura 1-14)

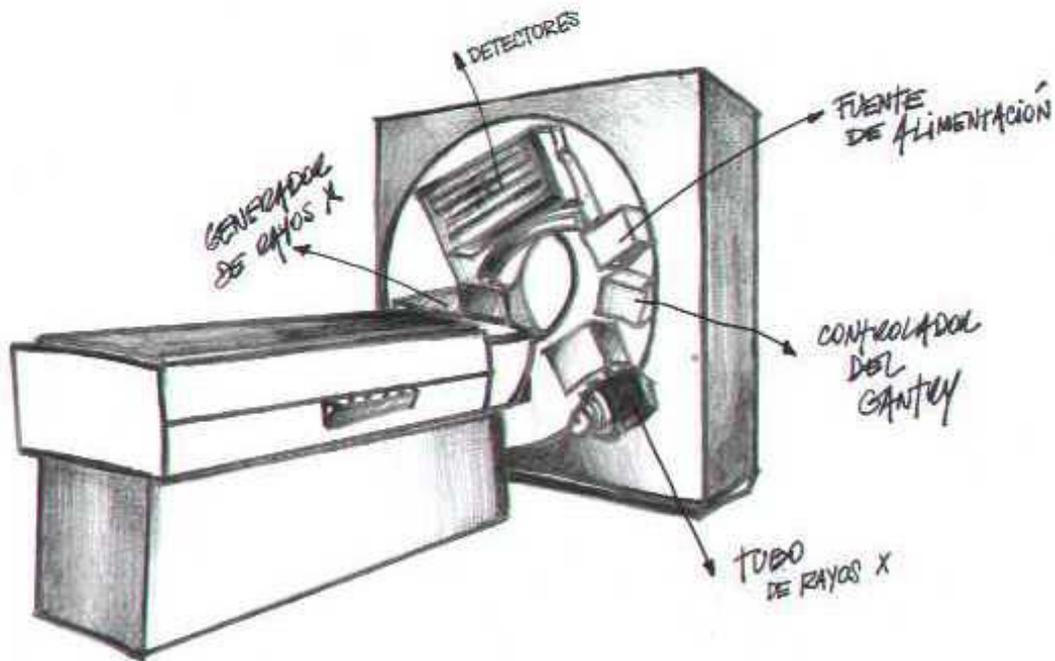


Figura 1-14: esquema del gantry de un tomógrafo

Tubo de rayos X: en la mayoría se usan rotores de alta velocidad para favorecer la disipación del calor.

Conjunto de detectores: los primeros tomógrafos tenían un solo detector, en los equipos de tercera generación se utilizan numerosos detectores. Hay dos grandes categorías. 1) Detectores de centelleo: los primeros estaban constituidos por un conjunto de tubo fotomultiplicador y cristal, eran de gran volumen por lo que fueron reemplazados por conjuntos cristal fotodiodos. El cristal utilizado en los primeros escáneres era el yoduro de sodio que fue rápidamente sustituido por germanato de bismuto y yoduro de cesio. En la actualidad el cristal preferido es el wolframato de calcio. 2) Detectores de gas, estos detectores están formados por una gran cámara metálica con separadores espaciados a intervalos de aproximadamente 1 milímetro, que dividen la cámara grande en cámaras más pequeñas. Cada una de estas pequeñas cámaras actúa como un detector de radiación independiente. El gas usado es un gas inerte con alto número atómico como el xenón o una mezcla de xenón y kriptón.

Colimadores: reducen la dosis que recibe el paciente mediante una restricción del tejido irradiado, y mejora el contraste por reducción de la radiación dispersa. En Tomografía computada a veces se usan dos colimadores, el primero a la salida del tubo llamado prepaciente, otro el colimador pospaciente restringe el campo de rayos X visto por la matriz de detectores.

- 3) Generador de rayos X todos los escáneres funcionan con alimentación trifásica o de alta frecuencia. Algunos modelos lo acoplan al gantry para ganar espacio.
- 4) La computadora u ordenador: la tomografía computada no sería posible sin un ordenador de gran capacidad. El tiempo que transcurre ente el final de un barrido y la obtención de la imagen se llama tiempo de reconstrucción, hoy en día los valores son de algunos segundos.
- 5) Consola de control: hay tomógrafos que poseen dos consolas, una para el técnico que dirige el funcionamiento del equipo y otra para el médico que consulta las imágenes reconstruidas y manipula su contraste, brillo, tamaño, puede efectuar mediciones para obtener un diagnóstico adecuado. La consola del operador contiene dispositivos de medida y control para facilitar la selección de los factores técnicos radiográficos (en general se trabaja con valores superiores a 100 kV, y una intensidad de 100 miliamperes), el grosor del corte (entre 1 y 10 milímetros), el movimiento mecánico del gantry y la camilla, las órdenes al ordenador para activar la reconstrucción y la transferencia de imágenes.
- 6) Almacenamiento de las imágenes: pueden almacenarse en discos o en cintas magnéticas. Para su ulterior visualización y archivo, las imágenes se suelen registrar en película mediante el empleo de una cámara láser.

En la sala del tomógrafo se han de mantener condiciones de humedad relativa inferior al 30% y temperatura por debajo de 20°C. Valores superiores elevan la posibilidad de averías.

Características de la imagen:

Matriz de la imagen: el formato de las imágenes se define mediante un conjunto de celdas a las que se asigna un número y que se visualiza con un cierto nivel de brillo en el monitor de video. El formato original consistía en una matriz de 80 x 80, para formar un total de 6.400 celdas de información. Los tomógrafos de tercera generación manejan matrices de 512 x 512, de lo que se obtienen 262.144 celdas de información, hay matrices mayores como por ejemplo de 1.024 x 1.024. Cada celda de información es un píxel (contracción de las palabras inglesas picture element o elemento de imagen).

El píxel es una representación bidimensional de un cierto volumen de tejido, que se conoce como vóxel (contracción de las palabras inglesas volumen element, o elemento de volumen), y se determina multiplicando el tamaño del píxel por el grosor de corte. Cuantos más pequeños son los

vóxels, mayor es la resolución espacial. El tamaño del vóxel está determinado por el tipo de matriz usada y por el grosor del corte (figura 1-15).

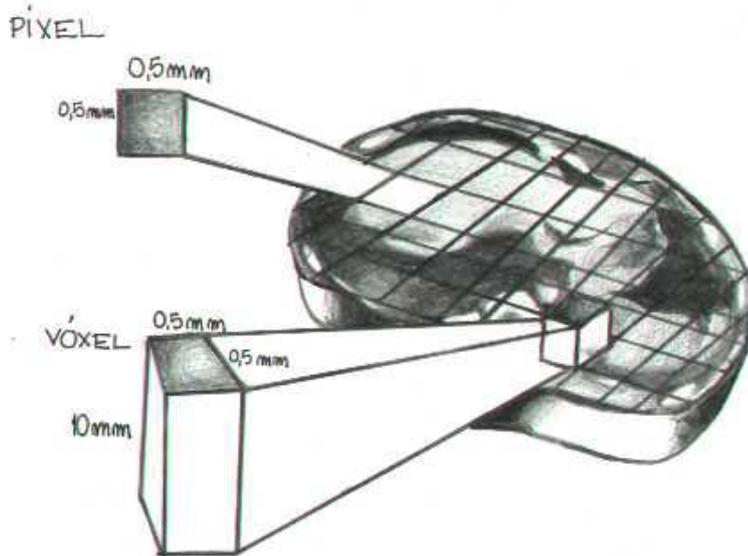


Figura 1-15: píxel y vóxel

Números de TC: El número de TC de un píxel está relacionado con el coeficiente de atenuación de rayos X del tejido contenido en el vóxel correspondiente. Un píxel se representa en el monitor como un nivel de brillo. El nivel de discriminación de densidades es muy grande, las densidades van del 0 que es la densidad del agua a + 1.000 que es la densidad del hueso cortical (color blanco) y a - 1.000 (color negro) que es la densidad del aire. Un número de TC igual a cero indica la presencia de agua. En los modernos tomógrafos el rango varía de - 1.000 a + 3.000

Estas densidades se expresan en una escala de grises que constituyen las unidades Hounsfield que son características no solo para cada tejido sino también para muchos procesos patológicos como exudados, quiste, tumores, etc.

Con esta presentación la diferencia de atenuación de varias decenas de unidades serían invisibles pues estarían representadas dentro de un mismo tono de gris. Como es imposible para el ojo humano distinguir más de 20 tonos de grises, se reducen los números de grises, para soslayar este inconveniente representando en el monitor únicamente cierto número de valores de toda la escala. Al número de unidades que se hacen visibles se la denomina amplitud de ventana y al valor medio de esta ventana media o nivel de ventana. Por ejemplo para visualizar el abdomen se usa una ventana con su centro en + 40 UH (nivel) con un rango de anchura de 400, en este caso el tomógrafo muestra todas las densidades entre -160 y + 240 (figura 1-16).

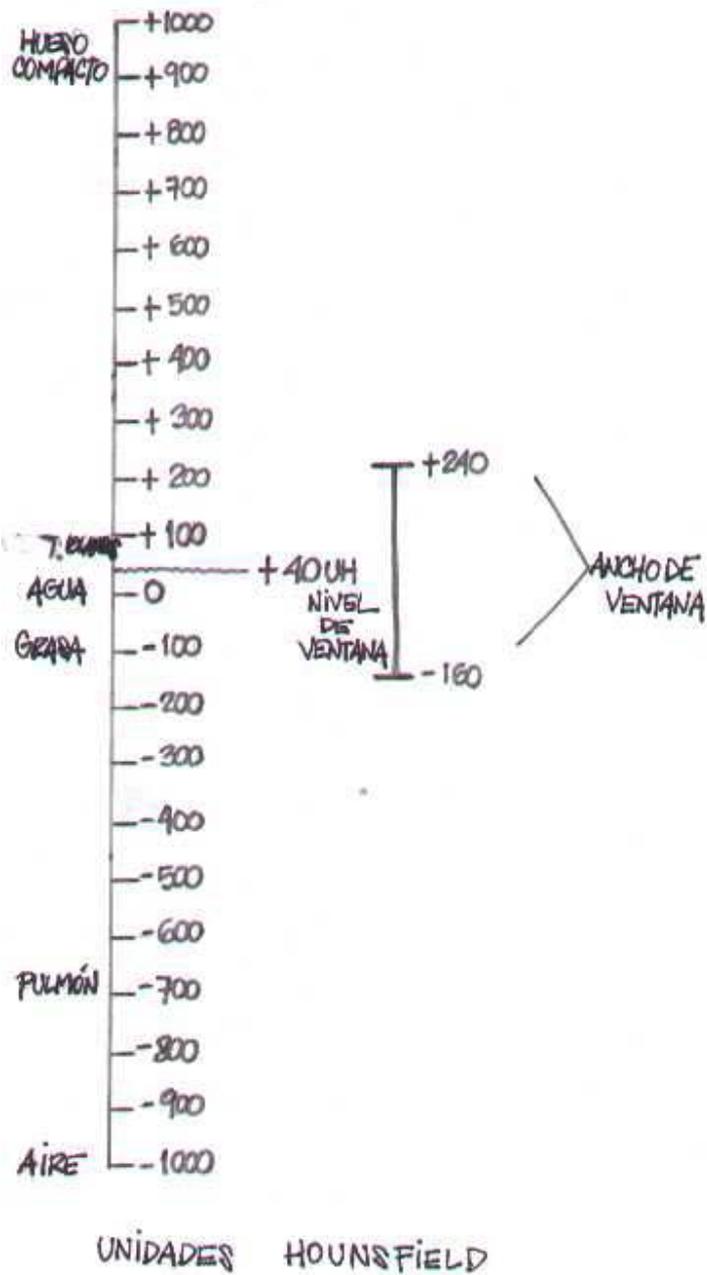


Figura 1-16: unidades Hounsfield, nivel de ventana, ancho de ventana

Hay que recordar que una de las mayores desventajas de la radiología convencional (placa o imagen radioscópica) es que puede diferenciar solo cuatro densidades fisiológicas (aire, grasa, agua, calcio) y una artificial (metálica). Además su capacidad queda disminuida por la superposición de estructuras ya que evalúa solo dos dimensiones.

El grosor de los cortes : depende de la colimación o anchura del haz de rayos X que va de 1 a 10 mm según el tipo de estudio que se quiera realizar. Un examen por TC comienza con una radiografía digital (topograma, pilot, scout view, nombres registrados por las distintas empresas que fabrican los tomógrafos) de la región anatómica que va a ser examinada. La imagen se obtiene haciendo avanzar la mesa de exploración, con el paciente, a través del haz de rayos X sin rotar el tubo ni los detectores. La imagen obtenida se usa para seleccionar la situación de los cortes que se muestran como líneas sobreimpuestas.

Reconstrucción de la imagen: las proyecciones tomadas por cada detector durante un barrido de TC se almacenan en la memoria de una computadora. La imagen se reconstruye a partir de estas proyecciones mediante un proceso matemático complejo que requiere la resolución de miles de ecuaciones simultáneas.

Medios de contraste: en TC se pueden usar de tres formas:

- Gastrointestinal: en forma oral o por enema para opacificar las asas intestinales y diferenciarlas de los tejidos vecinos. Se usan contrastes a base de bario o de yodo pero diluidos para que no se produzcan artefactos. Se puede usar en algunos casos agua o leche entera.
- Intravascular: se usan contrastes hidrosolubles iodados de eliminación renal para varios fines entre ellos, distinguir las estructuras vasculares normales de las anormales por ejemplo aneurismas, fistulas arteriovenosas. Captación del contraste por los tejidos. Caracterización de la vascularización de una masa, si refuerza o no, tipo de realce (central, periférico) etcétera. Opacificación del tracto urinario.
- Sistema Nervioso Central: aire o compuestos iodados (cisternografía, mielografía, ventriculografía). Desde el advenimiento de la resonancia prácticamente no se usan en esta aplicación.

RESONANCIA MAGNÉTICA:

Los equipos de resonancia nuclear magnética se basan en estudios que realizaron Felix Bloch y Edward Purcell, físicos norteamericanos ganadores del premio Nobel en 1952.

¿Cómo funciona un resonador? Los pasos elementales de un estudio de RM pueden sintetizarse en:

- 1) Se coloca a un paciente dentro del imán. Se toma la información de los núcleos de hidrógeno por ser el elemento más abundante en el cuerpo (aproximadamente un 60% de los átomos corporales son de hidrógeno y la mayor parte de ellos forman moléculas de agua) y es el que produce la mayor señal.

Los protones de los núcleos de hidrógeno que normalmente están alineados al azar, se alinean temporalmente en el campo magnético producido por el imán

2) Se le envía una onda de radiofrecuencia: que rompe la alineación

3) Se interrumpe la onda de radiofrecuencia: los protones liberados de esta influencia volverán a su posición inicial, se relajan y cuando se relajan resuenan liberando en este trabajo calor y ondas de resonancia

4) Se emite una señal: la resonancia emitida induce voltaje en la bobina produciendo señales de menor o mayor intensidad, según el tipo de tejido.

5) Se forma la imagen: el voltaje se cuantifica en valores numéricos (imagen digital o latente) y finalmente se forma una imagen en una escala de grises (imagen analógica o anatómica). El tremendo trabajo de cálculos matemáticos lo realizan las computadoras.

Equipos de RM: desde el punto de vista físico, una sala de RM se parece a una instalación de TC (figura 1-17).

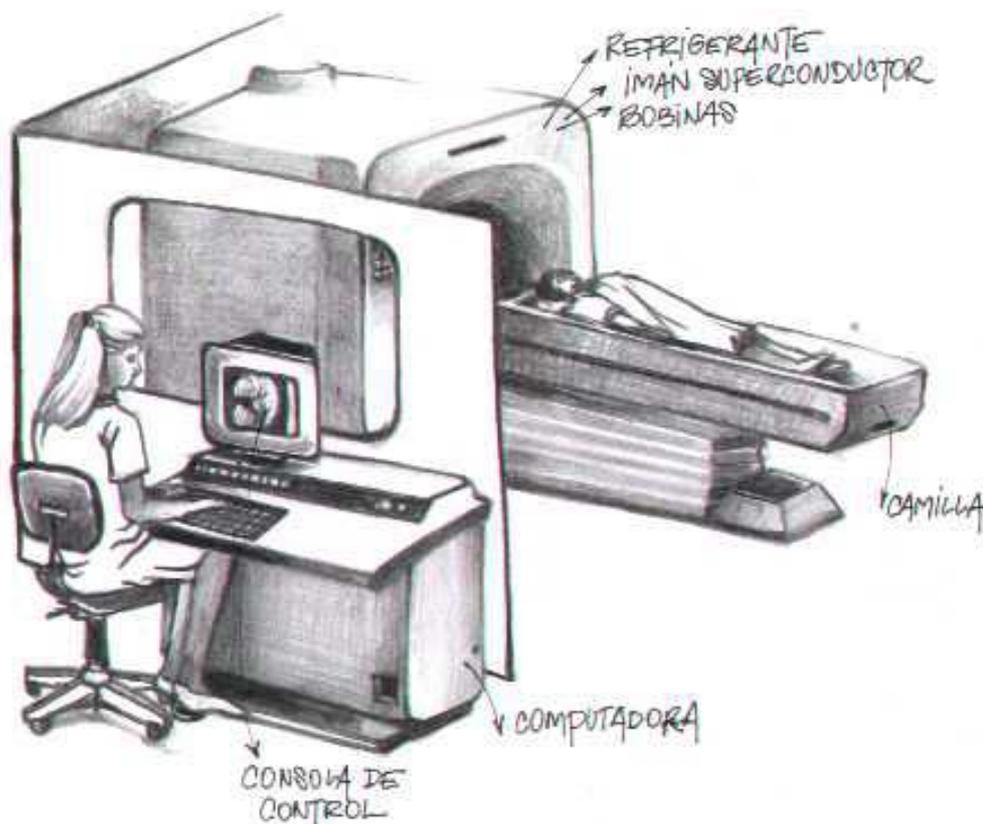


Figura 1-17: esquema de un resonador

Existe un gantry con una camilla movable para transportar y colocar al paciente. La consola, la computadora y los suministros de potencia suelen estar situados en salas separadas. Pero lo que parece ser un gantry de tomografía contiene un enorme imán, bobinas de compensación, bobinas de gradiente y bobinas transmisoras- receptoras de radiofrecuencia (figura 1-18).



Figura 1-18: esquema del gantry de un resonador

El espacio físico: Como el espacio está lleno de ondas de radio, para evitar las interferencias (que pueden ser lo suficientemente fuerte como para enmascarar las débiles señales procedentes del paciente), el sistema está blindado por una jaula de Faraday. Dado que no se usan rayos X no es necesario proteger la habitación con plomo u otro material para atenuar los rayos X. También se debe tener cuidado para asegurar que solo se usan materiales no magnéticos en la estructura y el acabado de la sala de examen.

El campo magnético que se extiende fuera de la abertura del paciente se conoce como campo magnético marginal que puede interferir en el funcionamiento apropiado de distintos aparatos como computadoras, monitores, marcapasos, intensificador de imágenes, relojes analógicos, tarjetas de crédito, disquetes, marcapasos.

Los imanes: el imán de RM tiene que ser lo suficientemente intenso para permitir obtener la imagen de resonancia. La intensidad del campo magnético se mide en Tesla o Gauss, siendo 1 Tesla igual a 10.000 Gauss. La mayoría de los imanes utilizados tienen intensidades de campo entre 0,5 y 1,5 Tesla (como comparación el campo magnético de la tierra está entre 0,3 y 0,7 Gauss). El campo magnético tiene que ser muy homogéneo. Los tipos de imanes adecuados para RM pueden clasificarse en tres grupos: permanentes, resistivos y superconductores.

1) Imanes permanentes: la ventaja es que siempre está magnetizado y no utiliza energía para funcionar. Sus desventajas son: la inestabilidad del campo magnético, su limitación de intensidad, hasta 0,3 Tesla, y su gran peso

2) Imanes resistivos: utilizando varias bobinas grandes, dispuestas concéntricamente, de forma que el campo magnético generado sea lo suficientemente uniforme. Pero las bobinas deben ser fabricadas con precisión y colocadas cuidadosamente para proporcionar la homogeneidad necesaria del campo. Los campos magnéticos de las bobinas hacen que se atraigan entre sí con gran fuerza, lo que exige montarlas en un bastidor rígido para reducir la distorsión mecánica. Consumen mucha energía. El alambre empleado en las bobinas es un buen conductor, pero no es un conductor perfecto. En consecuencia estos imanes tienen una resistencia pequeña, que produce una cantidad significativa de calor debida a la gran corriente eléctrica que atraviesa las bobinas por lo que debe ser refrigerado.

3) Imanes superconductivos: al principio de los años 60 se descubrió que ciertas aleaciones metálicas se comportan como conductores perfectos, es decir, no ofrecían resistencia al paso de una corriente eléctrica cuando se enfriaban a temperaturas muy bajas. Son los más utilizados. Para enfriar estos imanes se utilizan sustancias criogénicas (helio, nitrógeno). Sus ventajas son la mayor intensidad del campo magnético y la excelente homogeneidad. El imán superconductor contiene bobinas fabricadas con una aleación metálica superconductora, no existen problemas de disipación de calor, no se pierde energía eléctrica, no requieren enfriamiento de agua ni los grandes suministros de potencia que precisan los imanes restrictivos, pueden producir fuerzas de campo magnético de hasta 4 T, mientras que los restrictivos y los permanentes solo pueden originar campos de 0,3 T. La dificultad radica en mantener las bobinas magnéticas a las temperaturas muy bajas requeridas, de menos de 269 grados centígrados

Equipo con imán superconductor: el imán está dentro del gantry rodeado de los líquidos criogénicos en una estructura similar a un termo formado por varias cámaras. La más externa está llena de nitrógeno líquido, es decir de nitrógeno tan frío que se ha condensado a líquido, esta capa de nitrógeno actúa como aislante. En la cámara interna está el helio. Las bobinas superconductoras están suspendidas en el baño de helio. Estas cámaras criogénicas están separadas entre sí y del medio ambiente por cámaras de vacío. El coste de mantenimiento proviene del relleno de las cámaras de nitrógeno y de helio ya que se evaporan gradualmente.

Las bobinas: en RM son necesarias las bobinas de radiofrecuencia para enviar los pulsos de RF que exciten a los protones y recibir la señal resultante. Puede utilizarse una misma bobina o diferentes para transmitir el pulso de RF y recibir la señal. Se pueden usar bobinas fijas (en las paredes del túnel) o pequeñas bobinas de superficie para estudiar una región en particular (cerebro, columna, mamas). Se utilizan varios tipos:

Bobinas de volumen: estas rodean completamente la parte a estudiar. Es una parte permanente del equipo y rodea al paciente. Actúa como emisora para todos los tipos de examen. También recibe la señal cuando se exploran grandes zonas del cuerpo.

Bobinas de compensación: los campos magnéticos tienen inhomogeneidades. Para conseguir una mejor homogeneidad se realiza una serie de ajustes mecánicos y eléctricos, por un proceso de compensación.

Bobinas de gradiente: se utilizan para variar el campo magnético, al producir cambios electromagnéticos lineales adicionales, permitiendo seleccionar el corte y obtener la información espacial posible. Como existen tres dimensiones en el espacio, hay tres juegos de bobinas de gradiente. Como estas bobinas golpean contra sus sistemas de fijación, son las responsables del ruido, que se escucha dentro del imán durante una exploración de RM. Por lo tanto a diferencia de la TC el plano del barrido se puede determinar por medios electrónicos. El aparato de RM no contiene partes móviles y puede producir no solo imágenes transversales sino en cualquier plano.

Bobinas de superficie (antenas): se colocan directamente en el área de interés y tienen formas diferentes en función de la parte a examinar. Son bobinas receptoras, solamente de la señal que viene de los tejidos próximos a ellas, las estructuras profundas no pueden ser examinadas con estas bobinas. La bobina de cabeza, tipo casco, actúa como bobina receptora, siendo la bobina corporal la que transmite el

pulso de RF. Existen otras bobinas de superficie como la de mama, hombro, columna etcétera.

Tiempo de examen: La totalidad del examen puede durar unos 30 minutos y, durante este tiempo, el paciente debe permanecer casi inmóvil. Por eso es necesario sedar a los niños. Es importante usar tiempos lo más breves posibles para reducir la borrosidad por movimiento. Como cabe imaginar, las imágenes de mejor calidad suelen obtenerse de las extremidades o de la cabeza, ya que pueden sujetarse con facilidad y tienen poco movimiento natural

Los cortes anatómicos se logran en resonancia por estimulación selectiva del plano que se desea estudiar. Se pueden realizar cortes del cuerpo en todos los planos (transversos, coronales, sagitales, oblicuos) y el espesor de las rebanadas puede ser de milímetros o centímetros.

El resonador abierto es un equipo en forma de C, tiene dos ventajas: puede ser usado en pacientes claustrofóbicos y se puede usar en procedimientos intervencionistas. Las desventajas son: el campo magnético es más débil (0.1 a 0.3 T), y la resolución espacial es menor.

¿Porqué son difíciles de interpretar las imágenes de RM? Porque no dependen de un solo parámetro. Las imágenes de radiología y de Tomografía Computada miden la atenuación de los rayos X al atravesar un tejido. La ecografía mide las diferencias de impedancia acústica. La gammagrafía la concentración de radioisótopos en los tejidos. En cambio en la resonancia se evalúan varias variables por lo que son posible varias lecturas de un mismo tejido. Estas variables son el flujo, la densidad protónica, el tiempo de relajación T1 y el tiempo de relajación T2. Para valorar estos parámetros hay que tener en cuenta el tiempo de repetición, el tiempo de eco y la secuencia elegida. Por otra parte los principios de formación de imágenes por RMN conforman un cuerpo de conocimientos de física y matemáticas de mucha complejidad.

En resonancia se habla de intensidad de la señal que puede ser hiper, iso ó hipointensa. En forma convencional se ha establecido que en la escala de grises se asignen los blancos a las señales hiperintensas, los grises a las señales isointensas y los negros a las señales hipointensas.

Veamos que ocurre ahora con cada una de las variantes en la escala de grises:

Flujo: la sangre circulante debido a su velocidad de flujo, en la mayoría de los casos no induce señal de RM. Es hipointensa (negra) por un fenómeno conocido como vacío de flujo. Existen sin embargo técnicas especiales que hacen que aparezca hiperintensa (blanca), esta técnica se usa en la angiografía con RM. Luego el flujo puede ser blanco o negro según la secuencia empleada. Cuando el flujo se enlentece o se detiene la sangre estancada aparece hiperintensa en la mayoría de los casos

Densidad de hidrógeno libre o densidad protónica: a mayor cantidad de hidrógeno del tejido mayor señal. Las zonas anatómicas que contengan muy poco protones, como el aire y el hueso, inducirán señales de RM muy débiles y, por lo tanto, aparecerán hipointensas. El agua y otros líquidos, tienen una densidad protónica muy alta y deberían aparecer siempre hiperintensos en las imágenes de RM. Sin embargo, éste no es el caso ya que entran en juego las otras variables mencionadas y podrán aparecer también como hipointensos. Luego el agua puede ser blanca o negra según la secuencia empleada.

T1 y T2: Cuando el paciente está en el imán con sus núcleos alineados, le aplicamos un adecuado pulso de radiofrecuencia lograremos torcer los núcleos. Cuando interrumpimos los pulsos de radiofrecuencia, los núcleos volverán a su posición inicial, relajándose y generando ondas de resonancia. El tiempo de relajación longitudinal se llama T1 y depende de la relación entre el núcleo y el medio que lo rodea. El tiempo de relajación transversal se llama T2 y depende de la relación entre el núcleo y los núcleos vecinos.

Técnicas o secuencias de exploración: existen diversas secuencias de exploración utilizadas. Vamos a referirnos a la técnica de Spin Eco que permite explorar densidad protónica, T1 y T2.

En la técnica de Spin Eco se trabaja primero aplicando un pulso de 90 grados y luego un pulso de 180 grados, logrando luego el eco resonancia.

Se llama tiempo de eco (TE) al tiempo transcurrido entre el pulso de 90° y la aparición del Eco.

Se llama tiempo de repetición (TR) al tiempo completo de un ciclo hasta el comienzo del otro. Estos dos tiempos se miden en milisegundos o segundos.

Cuando los dos tiempos son cortos se habla de un Spin Eco corto que sirve para ponderar T1 del tejido explorado. TE (30 mseg) y TR (500 mseg)

Si los tiempos de eco y de repetición son largos hablamos de un Spin Eco largo que sirve para ponderar el T2 del tejido explorado. TE (90) y TR (1800).

Si el tiempo de eco es corto (30 mseg) y el tiempo de repetición es largo (1800 mseg) hablamos de un Spin Eco que pondera la densidad protónica.

Del juego o relación entre estas variables cada tejido emitirá una señal hiperintensa (blanca), isointensa (gris) o hipointensa (negra). La sangre circulante será siempre negra. El hueso cortical y el aire serán siempre negros. El agua será negra se predomina el T1, pero blanca se predomina T2.

La grasa será blanca si predomina T1 y casi blanca si predomina el T2.

¿Cómo nos podemos dar cuenta que una imagen pondera el T1 o el T2?: Una forma práctica es evaluando las características del líquido. Si el líquido se ve negro se trata de una imagen potenciada en T1 (figura 1-19). Si se ve líquido blanco se trata de una imagen potenciada en T2 (figura 1-20).

Otra forma de darnos cuenta es por el tiempo de repetición (TR) y por el tiempo de eco (TE).

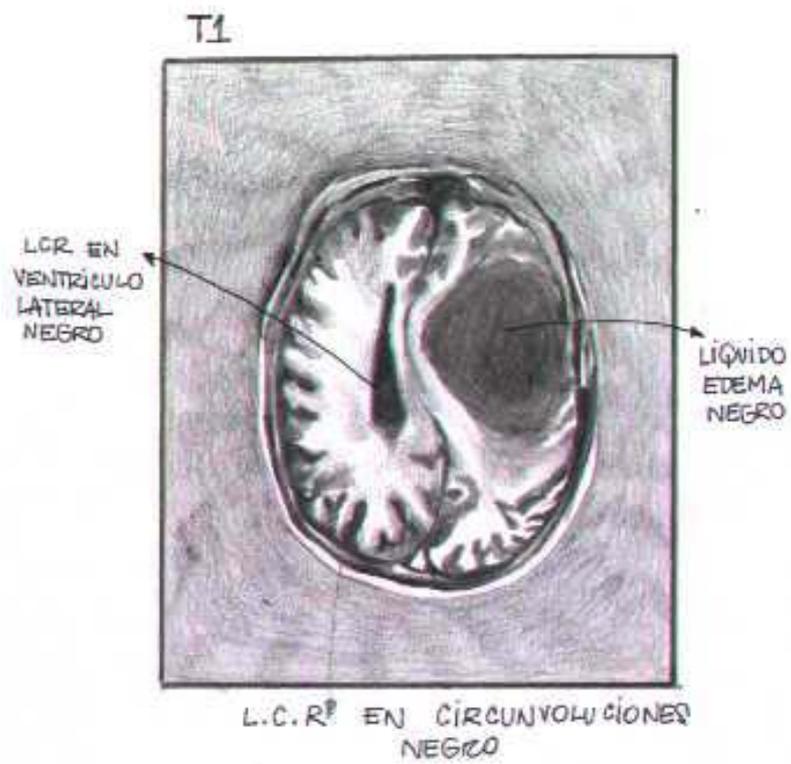


Figura 1-19: T1 líquido negro

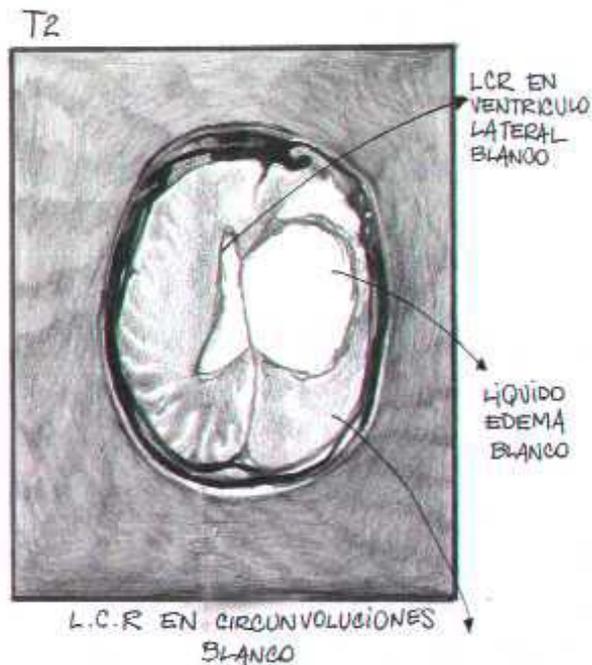


Figura 1- 23 T2 líquido blanco

La densidad protónica comparte características del T1 y del T2.

Cuando usamos otras secuencias por ejemplo secuencia de ángulo parcial o secuencia Fast spin eco las variables pueden modificarse.

Medios de contraste en resonancia magnética: en los primeros años de utilización clínica, se pensó que el contraste natural podría evitar el uso de medios de contraste. Pero pronto se vio que las diferencias de señal de entre los diversos tejidos podían ser mejoradas a través de diferentes medios de contraste.

Contrastes paramagnéticos: gadolinio DPTA (este último es un quelato), aumenta la intensidad de la señal acortando el tiempo de relajación T1. Tiene una alta hidrosolubilidad, se distribuye casi exclusivamente en el espacio extracelular y es filtrado por los glomérulos. Su vida media en el plasma con una tasa de filtración glomerular normal es de 90 minutos. No atraviesa la barrera hematoencefálica

Contrastes supramagnéticos: óxido de hierro superparamagnético disminuye la señal acortando el tiempo de relajación T2

Ventajas de la RM: excelente resolución de bajo contraste. No utiliza radiaciones ionizantes (la imagen se obtiene mediante campos magnéticos de radiofrecuencia). Imagen multiplanar directa (permite obtener planos transversales, coronales, sagitales y oblicuos, sin modificar la posición del

paciente). Sin artefactos debidos al aire o a los huesos. Medidas de flujo directas (el flujo de sangre puede ser visualizado y cuantificado)

Desventajas: la TAC es superior para evaluar anomalías calcificadas u óseas ya que en resonancia no producen señal. También se debe usar la TAC en hemorragias por la alta densidad del sangrado reciente. Es un estudio más caro y demora más tiempo. No se puede usar en pacientes que tengan contraindicaciones

Contraindicaciones y peligros potenciales: puede decirse con certeza razonable que no existen efectos perjudiciales.

Sin embargo los objetos ferromagnéticos están sujetos a fuerzas mecánicas que pueden producir su movimiento, algunos representan una contraindicación absoluta. Los más importantes y peligrosos objetos son los clips metálicos por aneurismas y los cuerpos extraños metálicos intraoculares. El principal peligro potencial que implican estos objetos es la hemorragia. La presencia de un marcapasos también representa una contraindicación absoluta ya que puede afectarse su funcionamiento. Otros objetos que pueden deteriorarse son: implantes cocleares, algunas válvulas protésicas cardíacas. No se puede realizar en pacientes claustrofóbicos.

Espectroscopia con resonancia magnética: se ha venido utilizando durante mucho tiempo, antes incluso de que se empleara para obtener imágenes. Se basa en el hecho de que sustancias situadas en un campo magnético, ocasiona cambios en la intensidad del campo dependiendo de su estructura y composición molecular, que puede distinguir la presencia y concentración relativa de numerosas moléculas o metabolitos, sin destrucción de la muestra. Se espera que en el futuro puedan combinarse la espectroscopia y la imagen. Esto permitirá obtener información en vivo acerca de la química y del metabolismo

ALGORITMO EN IMÁGENES:

Cada técnica tiene sus utilidades y para cada situación clínica habrá una técnica de imagen idónea para poner de manifiesto el proceso patológico que afecta a determinada región corporal. Dada la gran cantidad de los estudios de diagnóstico, hay que seleccionar cual de ellos elegimos. Por ejemplo una ecografía basta para el diagnóstico de litiasis vesicular. Un nódulo pulmonar visto en una placa de tórax es seguido por una tomografía la que nos informará sobre sus características y lesiones asociadas por ejemplo adenomegalias, y además permitirá una punción para averiguar su histología que es la que da el diagnóstico definitivo. Un cólico renal muchas veces sólo necesita una placa simple de árbol urinario y una ecografía. La resonancia es el método de elección para patología del tronco encefálico, cerebelo y la médula espinal. Si se necesita conocer la existencia de metástasis óseas la gammagrafía es el método que debe usarse.

El algoritmo son los pasos a seguir para llegar a un diagnóstico. Puede ser fácil de establecer como en los casos anteriores, o ser más complejos.

El uso de algoritmos permite diagnósticos más certeros, reducen la estadía del paciente en el hospital y disminuye los costos

El radiólogo puede elegir de acuerdo con el médico que atiende al paciente, la modalidad diagnóstica que mejor se adapte a la enfermedad en estudio, para seleccionar el menor número de estudios, empezar por aquellos que sean menos invasivos, que sean de menor costo y que puedan obtener un diagnóstico.

PROFESIONALES DEL DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES: Un especialista en Diagnóstico por Imágenes es un médico que terminada su carrera de medicina completa su formación en esa especialización a lo largo de tres o cuatro años. Su función básica es la interpretación de las imágenes con el fin de llegar a una conclusión diagnóstica.

El técnico radiólogo se capacita a lo largo de tres años a cuatro años. Su función básica es la comprensión y el manejo de todas las variables que se necesitan para la obtención de la mejor imagen posible. Puede especializarse en campos muy diversos como: tomografía computada, resonancia magnética, ultrasonografía, intervencionismo vascular, radioterapia, medicina nuclear, radioprotección.

Otros profesionales que intervienen son enfermeros, personal administrativo, personal de mantenimiento y limpieza. En grandes servicios físicos e ingenieros expertos en radiaciones.

CÓDIGO DE ÉTICA DEL TÉCNICO RADIÓLOGO (aprobado por el Congreso Argentino de T.R realizado en la ciudad de Mar del Plata en el año 1987)

1. El técnico radiólogo (T.R) debe conducirse de una manera acorde con la dignidad de su profesión.
2. El T.R debe brindarse con consideración a la dignidad humana, a su paciente sin tener en cuenta su sexo, raza, credo, atributos personales, status social o económico.
3. El T.R debe poner todo su esfuerzo para proteger a las personas de radiaciones innecesarias.
4. El T.R debe ejercitar y aceptar responsabilidades en la ejecución de sus servicios profesionales.
5. El T.R debe proteger la privacidad del paciente y mantener toda la información como estrictamente profesional
6. El T.R debe usar solamente los métodos de tecnología comprobados con bases científicas.
7. El T.R no debe diagnosticar, pero es su responsabilidad hacia el paciente de proveer al médico de toda la información relativa al diagnóstico radiológico.

8. El T.R debe ser responsable de denunciar toda conducta ilegal o contraria a la ética profesional a las autoridades correspondientes.
9. El T.R debe mejorar sus conocimientos profesionales participando en actividades profesionales o educativas y compartiendo los beneficios de su investigación con sus colegas y la comunidad.
10. El T.R debe proteger al público de la información indebida y malinterpretada.

CAPÍTULO 2.

RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA. CONDICIONES NECESARIAS PARA LA PRODUCCIÓN DE RAYOS X. MECANISMO DE PRODUCCIÓN DE RAYOS X. PROPIEDADES DE LOS RAYOS X. APLICACIONES DE LOS RAYOS X. EL TUBO DE RAYOS X. PRINCIPIO DEL FOCO LINEAL. EFECTO TALÓN. RENDIMIENTO DEL TUBO. FALLAS Y AGOTAMIENTO DEL TUBO.

RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA:

Los rayos X forman parte de la radiación electromagnética. Para explicar su naturaleza, una teoría física llamada ondulatoria propone el modelo de una onda o partícula que se mueve en un campo eléctrico y magnético. La radiación electromagnética se puede ordenar en un espectro que se extiende desde ondas de frecuencias muy elevadas (longitudes de onda pequeñas) hasta frecuencias muy bajas (longitudes de onda altas). La luz visible es sólo una pequeña parte del espectro electromagnético. Por orden decreciente de frecuencias (o creciente de longitudes de onda), el espectro electromagnético está compuesto por rayos gamma, rayos X duros y blandos, radiación ultravioleta, luz visible, rayos infrarrojos, microondas y ondas de radio. Los rayos gamma y los rayos X duros tienen una longitud de onda de entre 0,005 y 0,1 nanómetros (un nanómetro, o nm, es una millonésima de milímetro). Los rayos X blandos se solapan con la radiación ultravioleta en longitudes de onda próximas a los 50 nm. La región ultravioleta, a su vez, da paso a la luz visible, que va aproximadamente desde 400 hasta 800 nm. Los rayos infrarrojos se solapan con las frecuencias de radio de microondas, entre los 100.000 y 400.000 nm. Desde esta longitud de onda hasta unos 15.000 m, el espectro está ocupado por las diferentes ondas de radio; más allá de la zona de radio, el espectro entra en las bajas frecuencias, cuyas longitudes de onda llegan a medirse en decenas de miles de kilómetros (figura 2-1).

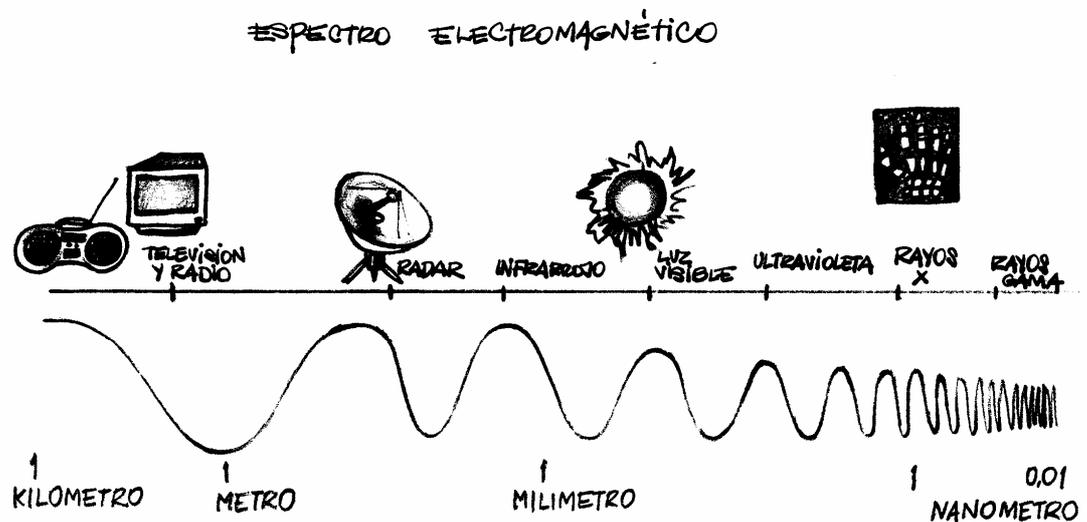


Figura 2-1: espectro electromagnético

No solamente los fotones o cuantos (es la cantidad mínima de cualquier tipo de radiación electromagnética que conserva sus propiedades) se diferencian por su longitud de onda sino también por su frecuencia (medida en Hertzios) y también por su energía (se expresa en una unidad llamada electrón voltio). Cabe resaltar que tanto la energía, como la longitud de onda y la frecuencia están relacionadas entre sí por una expresión matemática, así, si se conoce el valor de radiación en frecuencia pueden calcularse con facilidad los valores de longitud de onda y de energía.

Por ejemplo para los rayos X los valores del espectro electromagnético son: las longitudes de ondas que se asocian a este intervalo son de 50 a 0,01 nanómetros. La frecuencia de estos fotones, por su parte, está comprendida entre 10^{18} y 10^{21} hertzios. La energía de los fotones de rayos X oscila aproximadamente entre 1 Kilo electrón volt y 50 Megaelectrón volt.

Según su espectro son usados para diagnóstico (30 a 150 keV) o para la terapia de megavoltaje (50 Mev)

Propiedades: las ondas electromagnéticas no necesitan un medio material para propagarse. Así, estas ondas pueden atravesar el espacio interplanetario e interestelar y llegar a la Tierra desde el Sol y las estrellas. Independientemente de su frecuencia y/o longitud de onda, todas las ondas electromagnéticas se desplazan en el vacío a una velocidad igual a la de la luz de 300.000 km/s.

Todas las radiaciones del espectro electromagnético presentan las propiedades típicas del movimiento ondulatorio, como la difracción y la interferencia.

Teoría: el físico británico James Clerk Maxwell estableció la teoría de las ondas electromagnéticas en la década de 1860. Maxwell analizó matemáticamente la teoría de los campos electromagnéticos y afirmó que la luz visible era una onda electromagnética.

No obstante, a principios del siglo XX los físicos se dieron cuenta de que la teoría ondulatoria no explicaba todas las propiedades de la radiación. En 1900, el físico alemán Max Planck demostró que la emisión y absorción de radiación se produce en unidades finitas de energía denominadas 'cuantos'. En 1904, Albert Einstein consiguió explicar algunos resultados experimentales sorprendentes en relación con el efecto fotoeléctrico externo postulando que la radiación electromagnética puede comportarse como un chorro de partículas (en el año 1921 Einstein recibe el premio Nobel de física especialmente por el efecto fotoeléctrico).

Hay otros fenómenos de la interacción entre radiación y materia que sólo la teoría cuántica explica. Así, los físicos modernos se vieron obligados a reconocer que la radiación electromagnética se comporta unas veces como partículas y otras como ondas (teoría ondulatoria + teoría cuántica).

CONDICIONES NECESARIAS PARA LA PRODUCCIÓN DE RAYOS X.

Los rayos X se producen cuando electrones animados de elevada velocidad chocan contra un obstáculo en un medio al vacío. El proceso de formación de rayos X es muy ineficiente ya que gran parte de la energía de los electrones se pierde en forma de calor. Para su producción se necesitan los siguientes elementos (figura 2-2):

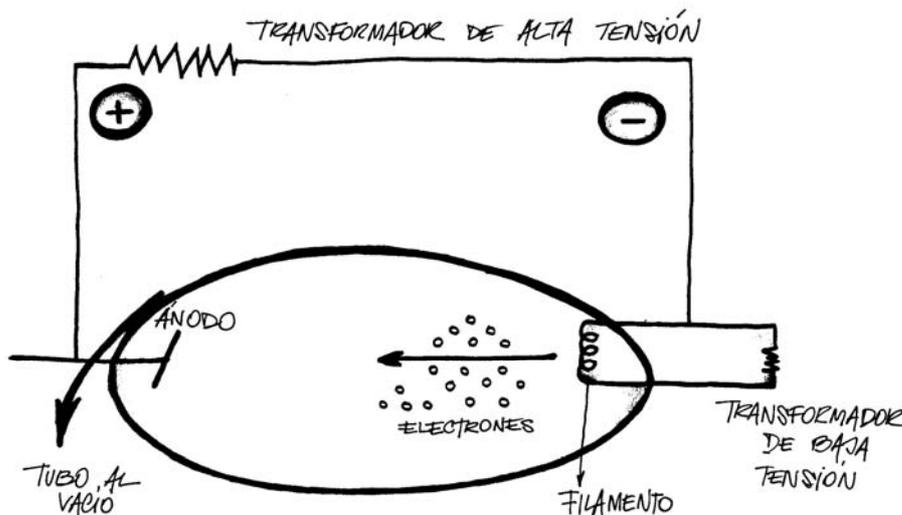


Figura 2-2: condiciones necesarias para la producción de rayos X.

1. Un filamento en el cátodo: de carga eléctrica negativa, que es la fuente productora de electrones, (el filamento, aunque de distintas características, es similar al de una bombilla de luz). Cuando se pone incandescente en el interior de un ambiente de vacío emite electrones, (es el efecto Edison o emisión termiónica). El número de electrones generados depende de la intensidad de la corriente que se expresa en miliamperios (el amperio mide el número de electrones que fluyen en un circuito eléctrico). A mayor intensidad mayor calentamiento y por lo tanto mayor número de electrones. El calentamiento del filamento se produce por un transformador de baja tensión. Como material de filamento se usa el tungsteno.
2. Un blanco o ánodo: de carga eléctrica positiva. Generalmente compuesto de tungsteno donde al chocar los electrones de gran la energía cinética se convierte esta energía en un 99% en calor y menos del 1% en rayos X.
3. Un tubo de vidrio : que contiene al cátodo y al ánodo al que se le ha efectuado vacío para que los electrones puedan ser acelerados sin la interferencia de átomos de gas
4. Un transformador de alta tensión: para la aceleración de electrones. Si se aplica entre el cátodo y el ánodo una diferencia de potencial los electrones de carga eléctrica negativa que han sido separados por calentamiento del filamento catódico se trasladan a alta velocidad al ánodo, (es el efecto Forest). El grado de aceleración de electrones depende del voltaje o tensión aplicada al tubo. El voltio mide el potencial eléctrico (diferencia de potencial). El watt o vatio mide la potencia eléctrica y es igual a 1 amperio de corriente que fluye entre dos puntos con una diferencia de potencial eléctrico de un voltio. La resistencia eléctrica se mide en ohmios

MECANISMO DE PRODUCCIÓN DE RAYOS X: cuando el haz de electrones provenientes del cátodo alcanzan el ánodo su energía cinética cambia a otras formas de energía. El 99% de esta energía se convierte en calor y solo el 1% producen rayos X. La producción de rayos X puede darse por los siguientes mecanismos:

1) Radiación de frenado: un electrón proveniente del cátodo al llegar al ánodo es desacelerado por el campo magnético positivo del núcleo de los átomos del material que forma el ánodo, que lo frena, reduce su velocidad y cambia su curso con lo cual la energía cinética disminuye dando por resultado producción de calor y un fotón de rayos X. La radiación de frenado produce rayos X de variadas energías y por lo tanto variadas longitudes de onda, por ejemplo si seleccionamos 80 kV (de diferencia de potencial), la radiación producida tendrá una energía comprendida entre 0 y 80 keV. En el campo de interés diagnóstico casi todos los rayos X están originados por frenado (figura 2-3).

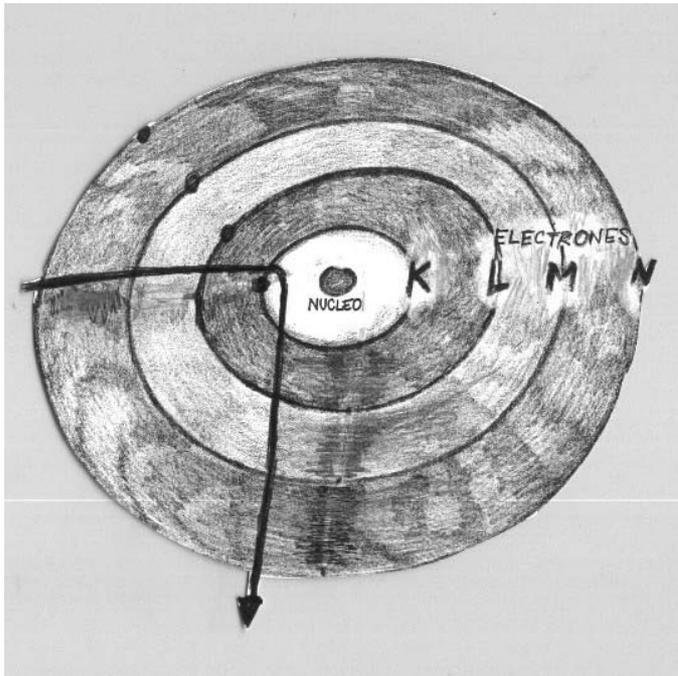


Figura 2-3: radiación de frenado: un electrón del cátodo al chocar contra el ánodo es frenado por un átomo de tungsteno se desvía, pierde energía y produce calor y un fotón de rayos X de frenado. Produce rayos X de variadas energías

2) Radiación característica: cuando el electrón del cátodo tiene la suficiente violencia para desplazar totalmente un electrón de una de las capas orbitales se produce el efecto fotoeléctrico (al que nos referiremos en interacción de los rayos X con la materia), con producción de un fotón fotoeléctrico y calor. Como un electrón fue “sacado” de una de las órbitas más próxima el núcleo, se produce una vacante electrónica por lo que es necesario un “reordenamiento electrónico” para volver a la estabilidad. Los electrones más externos (mayor energía cinética) deben pasar a órbitas internas (menor energía cinética) y por lo tanto deben ceder energía. Esa energía se manifestará con la emisión de un fotón rayos X característicos. Estos rayos X llamados característicos tienen una energía muy específica que es igual a la diferencia de las energías de ligadura del electrón desplazado con la del electrón que ocupó su lugar. Como esta energía de ligadura es distinta para cada elemento se denomina característica ya que depende del tipo de material con que está formado el ánodo.

La fuerza con que el electrón permanece unido al núcleo se llama energía de ligadura de un electrón, cuanto más cercano está el electrón al núcleo mayor será esta energía, las capas de electrones son denominadas desde el núcleo a la periferia con las letras: K, L, M, N, O y P. Luego los electrones del nivel K poseen energías de ligadura superiores a los del nivel L, a la vez que estos

tienen mayor energía de ligamiento que la capa M, y así sucesivamente. La mayor energía de ligamiento del tungsteno es de 69 keV, por lo tanto ninguno de los rayos producidos por este mecanismo supera los 69 kV. Luego la emisión de rayos X característicos se produce a energías muy específicas (figura 2-4).

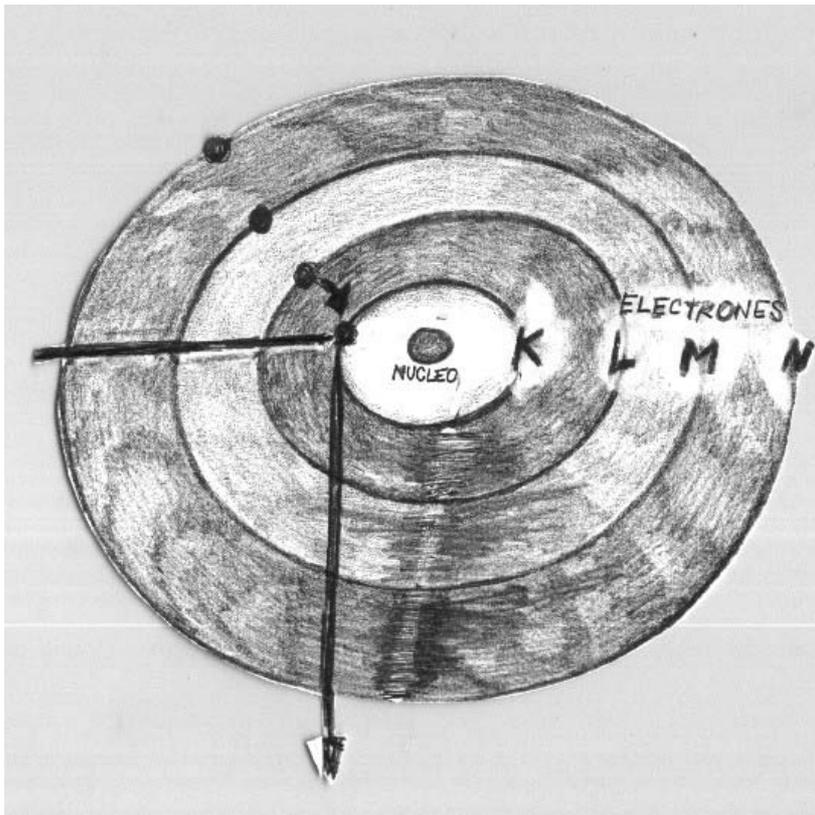


Figura 2-4: radiación característica: un electrón del cátodo al chocar contra el ánodo eyecta a un electrón, se produce un salto electrónico que produce calor y un fotón de rayos X característico. De energía muy específica que depende del material

Espectro de emisión de rayos X: como se mencionó los fotones de rayos X producidos por radiación de frenado; que es la que produce la mayor cantidad de radiación; no tienen todos la misma energía, sino que existe lo que se denomina un espectro continuo de energía. Si se grafican los rayos producidos por la radiación de frenado, se verá una línea continua desde un valor de energía de 0 al kilovoltaje que seleccionamos valor referido como kilovoltaje pico (kVp), ya que la radiación de frenado emergente del tubo de rayos consiste en múltiples longitudes de onda ya que poseen

distintas energías. Desde ahora, kV, sin ninguna otra indicación denotará el valor del kilovoltaje pico.

Los rayos X característicos en cambio se producen a energías determinadas, por lo que aparecen como líneas verticales, solo en valores específicos de energía (figura 2-5)

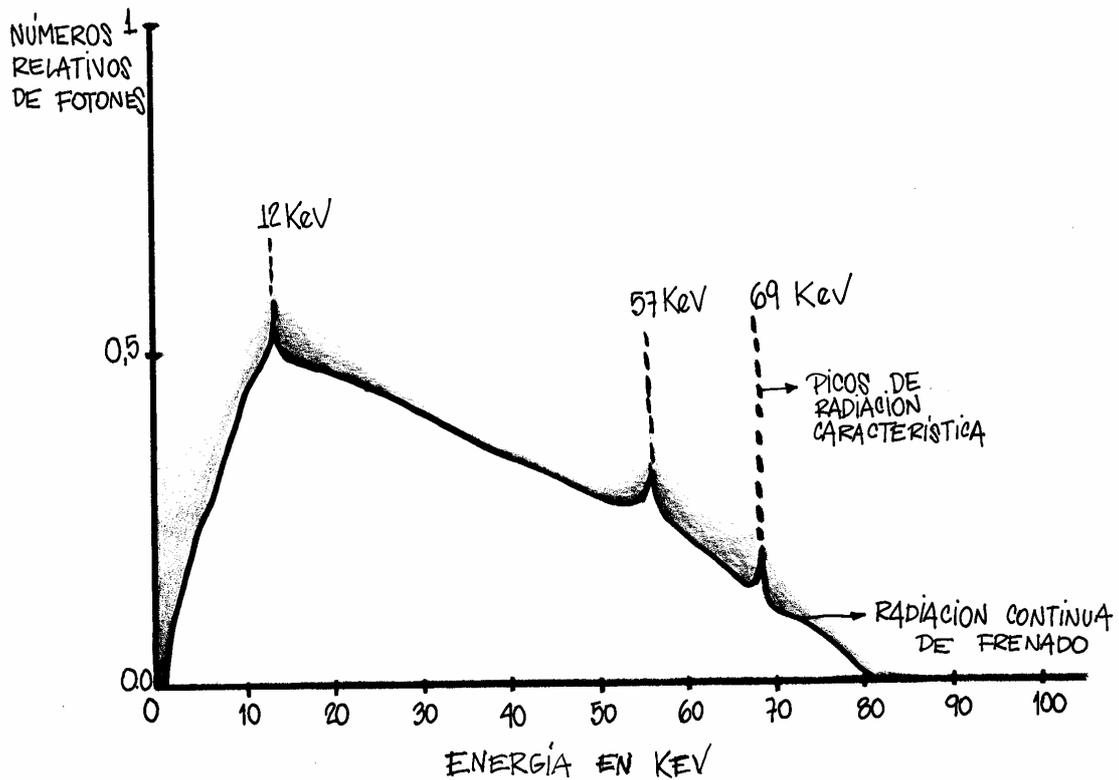


Figura 2-5: espectro de emisión: el gráfico corresponde al espectro de un ánodo de tungsteno a 80 kV. La radiación de frenado es la línea que va de 0 a 80, la radiación característica son los tres picos en 12, 57 y 69 keV

PROPIEDADES DE LOS RAYOS X: los rayos X son una forma invisible de energía radiante de una longitud de onda muy corta (miden nanómetros), que poseen las siguientes propiedades:

1. Poder de penetración: son capaces de penetrar la materia. Cuando un haz de rayos X incide sobre la materia (radiación incidente), parte de esta radiación es absorbida, parte es dispersada (radiación dispersa) y parte no se modifica y atraviesa la materia (radiación emergente o

remanente) . Dependiendo de la naturaleza atómica, la densidad, el espesor de la sustancia y la longitud de onda de los rayos X, unos cuerpos absorben más cantidad de radiación que otros. Se llama tejido radiotransparentes a aquellos que los rayos X atraviesan fácilmente, como el aire o la grasa, mientras los tejidos radiopacos son aquellos que absorben en mayor o menor medida los rayos X dejando pasar poca o ninguna radiación, como el agua y los huesos.

2. Efecto luminiscente: es la capacidad de que al incidir sobre ciertas sustancias como el platinocianuro de bario o el sulfuro de cinc, estas emitan luz. Esto es usado en las pantallas reforzadoras en radiología y en las pantallas fluorescentes en radioscopia.
3. Efecto fotográfico: es la capacidad de producir cambios en las emulsiones fotográficas, del mismo modo que lo hace la luz. De acuerdo a la radiotransparencia o radiopacidad de los tejidos interpuestos, la emulsión de la película, después de revelada y fijada producirá una imagen más negra o más blanca.
4. Efecto ionizante: es la capacidad de ionizar la materia. Si se trata de un gas, por ejemplo el aire, está constituido por moléculas que se mueven libremente en el espacio. Si dicho gas es eléctricamente neutro, será un aislante, no dejará pasar una corriente eléctrica. Si el gas es irradiado con rayos X, se hace conductor y deja pasar la corriente eléctrica. Es decir, el gas se ha ionizado. Esta propiedad se usa en radiología para medir la cantidad y la calidad de la radiación. Cuando se hacen pasar rayos X por una cámara de ionización se produce una corriente eléctrica proporcional a la energía del haz incidente.
5. Efecto biológico: son las consecuencias de la acción de una radiación ionizante sobre los tejidos vivos. Son los que nos obligan a usar protección. Estos efectos se usan en radioterapia (para el tratamiento de las enfermedades neoplásicas).
6. Efecto de difracción Los rayos X pueden al atravesar un cristal ser dispersados por él. Utilizando métodos de difracción de rayos X es posible identificar las sustancias cristalinas y determinar su estructura.

APLICACIONES DE LOS RAYOS X: se usan en la investigación científica, en la astronomía, en la industria, en la seguridad, en el arte, en la arqueología, en la medicina y en otras aplicaciones.

Investigación: el estudio de los rayos X ha desempeñado un papel primordial en la física teórica sobre todo en el desarrollo de la mecánica cuántica. Han permitido confirmar experimentalmente las teorías cristalográficas. Utilizando métodos de difracción de rayos X es posible identificar las sustancias cristalinas y no cristalinas siendo posible identificarlas y determinar el tamaño de partículas ultramicroscópicas. Los elementos químicos y sus isótopos pueden identificarse mediante espectroscopia de rayos X que determina las longitudes de onda de sus espectros de líneas características.

Astronomía: no solo las ondas del espectro de radio, la luz infrarroja, la luz visible y la luz ultravioleta, son utilizadas en la observación astronómica. Los rayos X, permiten la observación de objetos del espacio, revelando detalles no vistos con los otros métodos citados. El proyecto Chandra (apellido abreviado del premio Nobel de física en 1983), puso en órbita el telescopio de rayos X de la Nasa, en 1999, transportado en la bodega de la nave espacial Columbia.

Industria: como herramienta de investigación y para realizar numerosos procesos de prueba. Son muy útiles para examinar objetos, por ejemplo piezas metálicas sin destruirlos. Las imágenes de rayos X en placas fotográficas muestran la existencia de fallas, la desventaja es que el equipo es caro y voluminoso. Por ello en algunos casos se usan radioisótopos que emiten rayos gama de alta penetración que pueden albergarse en contenedores relativamente ligeros compactos y blindados. Para la gammagrafía industrial se suelen usar cobalto 60 y el cesio 137. Muchos productos industriales se inspeccionan en forma rutinaria con rayos X para que las unidades defectuosas puedan eliminarse en el lugar de producción. También se los utiliza en la identificación de gemas falsas.

Seguridad en los aeropuertos para detectar objetos peligrosos o de contrabando.

Arte: Los rayos X ultrablandos se emplean para determinar la autenticidad de obras de arte y para restaurar cuadros. Se puede detectar si por debajo de una pintura hay otra por la reutilización de la tela, si el pintor tuvo arrepentimientos en la realización de la pintura, correcciones o cambios que realizó en su obra. Pueden usarse asimismo para determinar la autenticidad de distintos objetos por ejemplo muebles al detectar clavos o tornillos o pinturas que no existían en la fecha pretendida.

Arqueología: estudio de momias por placas o por TAC (estimación de edad ósea, presencia de patología), estudio de vasijas de cerámica sin necesidad de romperlas (vista desde afuera las cerámicas no revelan mucho acerca de las técnicas usadas para fabricarlas, con el uso de la TAC es posible estudiar la calidad del barro, su manipulación, si fue hecha de una sola pieza o de varias ensambladas, si fue o no restaurada etcétera)

Medicina: en radiodiagnóstico y en radioterapia.

Medicina veterinaria: las indicaciones son similares a la medicina humana.

Odontología: fundamentalmente en diagnóstico

EL TUBO DE RAYOS X

Tiene como antecesores el tubo de Crookes de producción de rayos catódicos, y el tubo de Coolidge

El tubo de rayos X consta de una ampolla de vidrio resistente al calor donde se ha realizado un vacío, en el cual se encuentra el cátodo (electrodo negativo) y el ánodo (electrodo positivo). El tubo está cubierto por una calota de material aislante y blindado.

Ampolla de vidrio constituida por aleaciones de borosilicato, herméticamente cerrada al vacío; para que no haya interferencia de gas en el flujo de electrones; contenida en la calota. Su tamaño es de 30 a 50 centímetros de longitud y unos 20 centímetros de diámetro. Actualmente se están fabricando ampollas metálicas. La parte de la ampolla por donde salen los rayos X útiles (ventana) es más fina que el resto.

Cátodo es el electrodo negativo, esta compuesto por el filamento catódico. Es la fuente productora de electrones. Consiste en un filamento de tungsteno arrollado en espiral de 2 a 5 mm, de diámetro y de 1 a 2 cm de longitud. El tungsteno; también llamado wolframio; ha sido elegido por su alto punto de fusión (3.400 grados centígrados), su baja tendencia a vaporizarse y su maleabilidad. La corriente de filamento es de 10 voltios y de 3 a 5 amperios. Esta corriente permite el calentamiento para que por el efecto Edison emita electrones al ponerse en incandescencia. El circuito de calentamiento del filamento consta de un transformador de baja tensión. Cuando se produce la descarga de electrones la intensidad de la corriente se mide en miliamperios.

Los electrones emitidos por el filamento catódico son electrones negativos y por lo tanto se rechazan entre sí. Permanecen formando una nube alrededor del filamento y no saldrán disparados hacia el ánodo hasta tanto no se establezca una diferencia de potencial entre ambos electrodos que permitirá que los electrones sean violentamente empujados hacia el ánodo por el efecto Forest.

Para la concentración de los electrones se recurre a la copa de enfoque constituida por molibdeno que al tener carga eléctrica negativa rechaza los electrones, los agrupa y concentra en un estrecho haz de tal manera que focalizados inciden sobre una reducida superficie a nivel del ánodo. Dentro de esta copa van a estar los filamentos.

La diferencia de potencial usada la genera el transformador de alta tensión y se mide en kilovoltios, la velocidad del desplazamiento de los electrones será tanto mayor cuanto mayor es la diferencia de potencial entre el cátodo y el ánodo.

Usualmente hay dos filamentos de distinto tamaño lo que determina correspondientemente focos anódicos también de distinto tamaño. En cada disparo funciona uno solo de los filamentos que previamente seleccionamos. El filamento grueso se usa cuando se necesita alta intensidad de rayos X en un corto tiempo. El filamento fino se usa cuando queremos una buena resolución, el espesor es reducido y no hay problemas de movimiento por lo que es usado básicamente en las extremidades y en las mamas (figura 2-6).

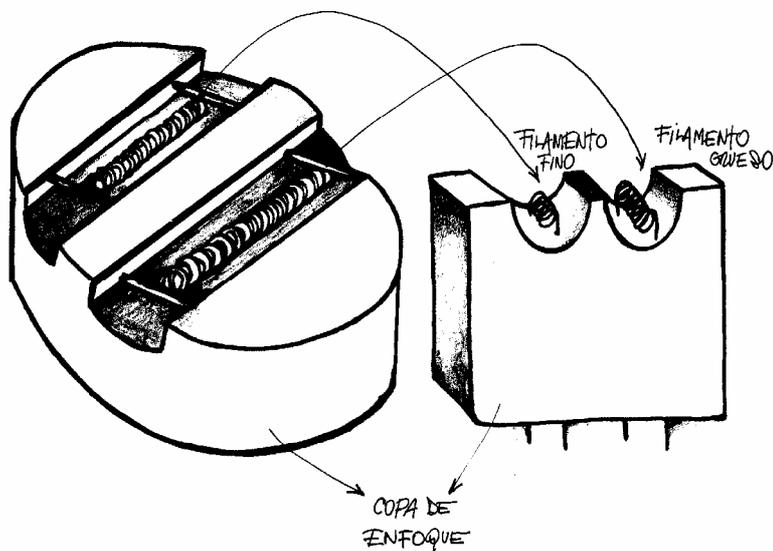


Figura 2-6: esquema de un cátodo

Anodo o electrodo positivo o blanco: hay dos tipos:

- Anodo fijo: (figura 2-7): el ánodo es la parte del tubo sobre el cual va a golpear el haz de electrones. Cuando el haz de electrones es desacelerado en el ánodo la energía cinética se transforma en energía calórica (99%) y el 1% en rayos X. Luego tiene que soportar grandes temperaturas.

Está constituido por un vástago de cobre en cuyo extremo se encuentra incrustada una placa delgada de tungsteno. El área o zona de la placa de tungsteno que es bombardeada por el haz de electrones se conoce como foco anódico, blanco o foco real. Cuanto más pequeño es el foco anódico mayor es la nitidez de la imagen radiológica, pero al mismo tiempo hay una acumulación mayor de calor en el ánodo. La plaqueta de tungsteno tiene aproximadamente 1 a 2 mm de espesor y más o menos 1 centímetro por lado. La plaqueta es más grande que el foco real.

Para la disipación del calor la plaqueta de tungsteno al calentarse transmite el calor al vástago de cobre; que tiene alto punto de fusión y es un excelente conductor del calor; y este al aceite de la calota y desde esta al aire de la sala. También puede conectarse a un sistema de radiador de agua.

Si hay dos filamentos catódicos generalmente hay dos focos anódicos también de distinto tamaño.

Si el ánodo fuera plano los electrones al chocar se proyectarían hacia el cátodo, es por eso para dirigir la radiación hacia el objeto que vamos a radiografiar el ánodo tiene una cierta angulación que hace que el haz se dirija en esa dirección. De esta forma los rayos X se proyectan como un cono cuyo vértice se encuentra en el ánodo y la base en el objeto que se va a radiografiar. La inclinación también es importante para la nitidez de la imagen, más adelante se desarrollara el principio del foco lineal.

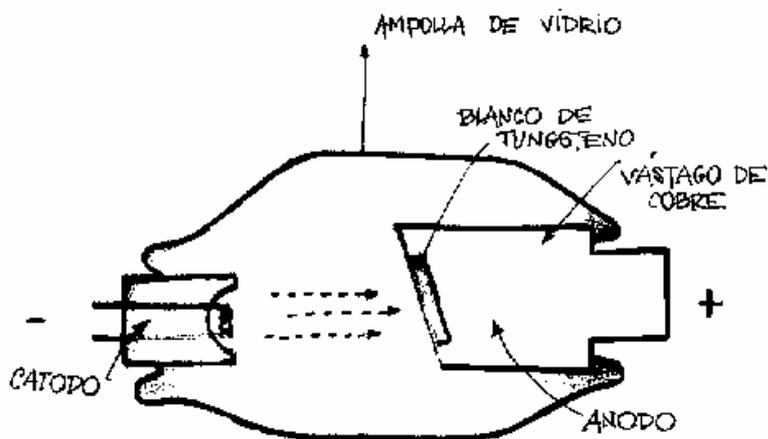


Figura 2-7: esquema ánodo fijo

Anodo giratorio: (figura 2-8)

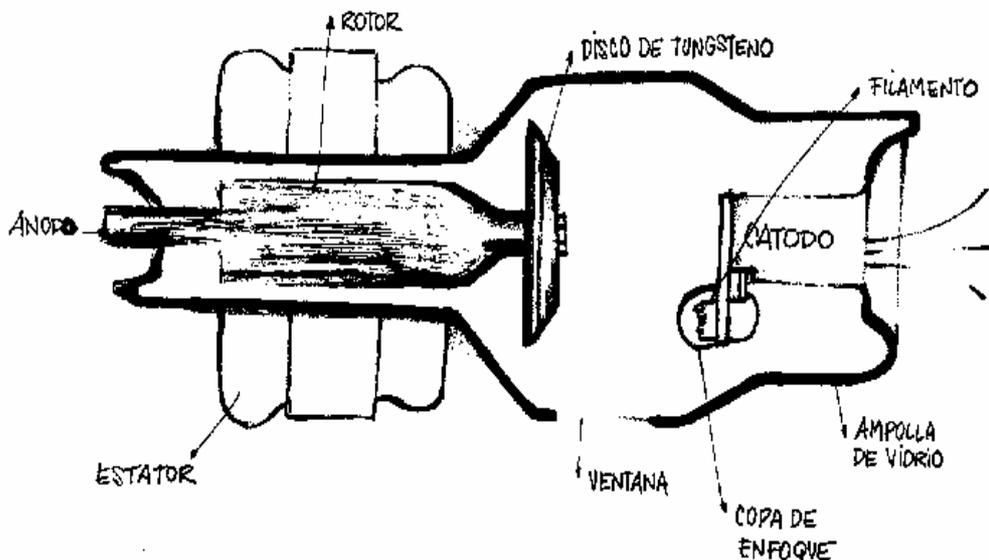


Figura 2-8: esquema ánodo giratorio

El problema de los tubos de ánodo fijo es que no soportan las altas temperaturas. Para solucionar este problema se diseñaron los tubos con ánodo rotatorio. El ánodo consiste en un disco de tungsteno (puede ser de combinaciones de tungsteno y renio) de unos 7 a 10 cm, con el borde inclinado en bisel con el fin de satisfacer el principio del foco lineal (figura 2-9).

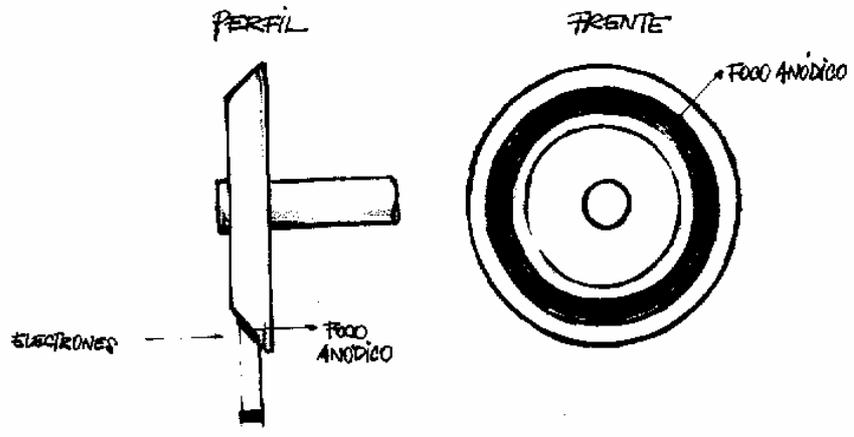


Figura 2-9: inclinación del ánodo

Los filamentos catódicos están colocados excéntricamente. Un inductor que se encuentra fuera del tubo hace girar, por medio de un rotor electromagnético el vástago, compuesto por molibdeno, en cuyo extremo está colocado el disco anódico que gira durante la exposición radiográfica y así va ofreciendo constantemente una nueva superficie de impacto al haz electrónico lo que explica que los tubos a ánodo giratorio soporten una carga 10 veces mayor que la misma área de un ánodo fijo. Las posibilidades de carga dependen también del número de revoluciones por minuto. Los tubos comunes a ánodo giratorio tienen 2.800 a 3000 revoluciones por minuto. Hay tubos de alta revolución de 8.500 revoluciones por minuto. Para disipar el calor el ánodo transfiere calor al vástago de molibdeno, de este al rotor y a la envoltura de cristal, esta al ser calentada transfiere el calor al aceite, de esta a la carcasa y desde esta, al aire de la sala.

La zona en la cual impacta el haz de electrones es aproximadamente 7 mm de altura por 2 mm de espesor.

Los tubos de ánodo giratorio suelen tener dos focos anódicos de distinto tamaño para cada uno de los dos filamentos catódicos. (Figura 2-10)

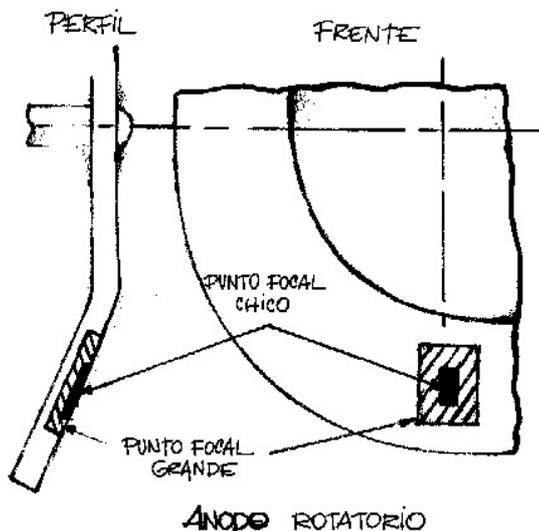


Figura 2-10: focos anódicos

Calota del tubo de rayos X (figura 2-11): dispositivo de material aislante blindado que deja una reducida abertura, la ventanilla para el paso del haz primario de rayos X. Está compuesta por:

- Carcaza o cubierta externa metálica es una funda metálica plomada
- Ventanilla del tubo: es una estrecha abertura situada en la cubierta externa metálica frente al ánodo. Solo el haz primario sale por la ventanilla del tubo. El haz útil constituye un cono de rayos cuyo vértice se encuentra en el ánodo y cuya base cubre la placa radiográfica. De todos los rayos que emite el foco, solo se utiliza una parte del mismo que es el que sale por la ventana. El resto es absorbido por el tubo o por la calota.
- Filtros: la ventanilla del tubo suele estar cubierta por una delgada capa de aluminio o de cobre que tiene por fin filtrar los rayos X blandos
- Aceite refinado: entre el tubo de vidrio y la cubierta metálica. Actúa como material refrigerante y aislante.
- Fuelle expansivo: para permitir la expansión y contracción del baño de aceite al tiempo que se calienta y enfría.
- Conectores de alta tensión: conectan al tubo con los cables de alta tensión. Las direcciones del cátodo y el ánodo suelen indicarse en la calota, el cátodo se simboliza con el signo (-) y el ánodo con el (+). Los cables de alta tensión están fabricados con una gruesa capa de material aislante y por una red metálica externa vinculada a tierra, son llamados cables de protección integral.
- Mecanismos de unión con la columna o con el seriógrafo

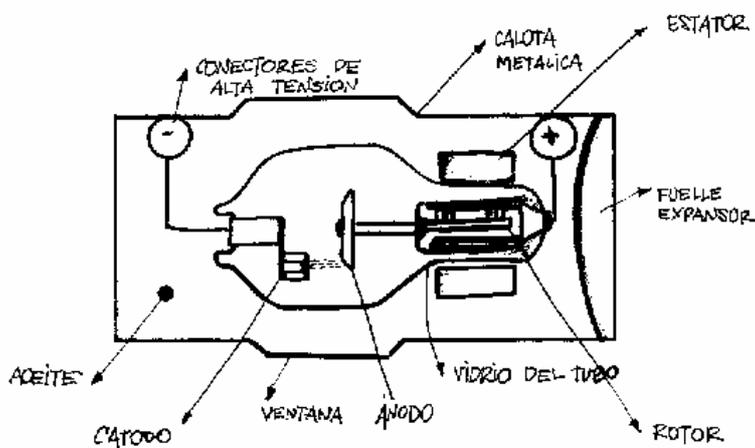


Figura 11: calota

La función de la calota es proveer:

- Mecanismos de enfriamiento: el calentamiento mayor del tubo se produce por el bombardeo electrónico del ánodo. Ya sabemos que un tubo de rayos X es un sistema sumamente imperfecto ya que más del 99% de la energía generada es calor. Los métodos de refrigeración son por conducción y por radiación. El enfriamiento puede lograrse con: aire, agua (método del agua circulante, método del termo sifón), aceite (es el mejor al mismo tiempo actúa como aislante).
- Protección integral contra alta tensión: revestimientos de material aislante. Todos los elementos del aparato están conectados a tierra.
- Protección contra exposición a las radiaciones: los rayos X que se originan en el foco anódico se proyectan en todas las direcciones. Los tubos están rodeados totalmente por la calota menos la ventanilla por donde sale el haz útil. No obstante existe cierta fuga de radiación que no debe superar los 100mR/h (26 mC/kg-h).
- Unión con las otras partes de un equipo de rayos X

Cabezal de rayos X: Si a la calota de rayos X se le suma el transformador de alta tensión se llama cabezal monobloque. Se usa en equipos pequeños, fácilmente transportables, pudiéndose llevar de una cama a la otra y también al domicilio del paciente. Generalmente son de 90 kV y 39 mA, los más modernos son de 100 kV y 100 mA.

PRINCIPIO DEL FOCO LINEAL: Cuanto menor sea el punto focal anódico o real mayor será la nitidez pero la capacidad de soportar calor disminuye. Para conseguir un área más grande para soportar calor y mantener un punto focal pequeño, el foco anódico está inclinado, de esta forma el foco que se proyecta sobre la película radiográfica, foco óptico o proyectado es más pequeño que el foco anódico o real, a esto se lo llama principio del foco lineal (figura 2-12).

Los ángulos que habitualmente se usan en el ánodo varían entre 10 a 20 grados. La mayoría de los tubos posee una angulación de 16 grados.

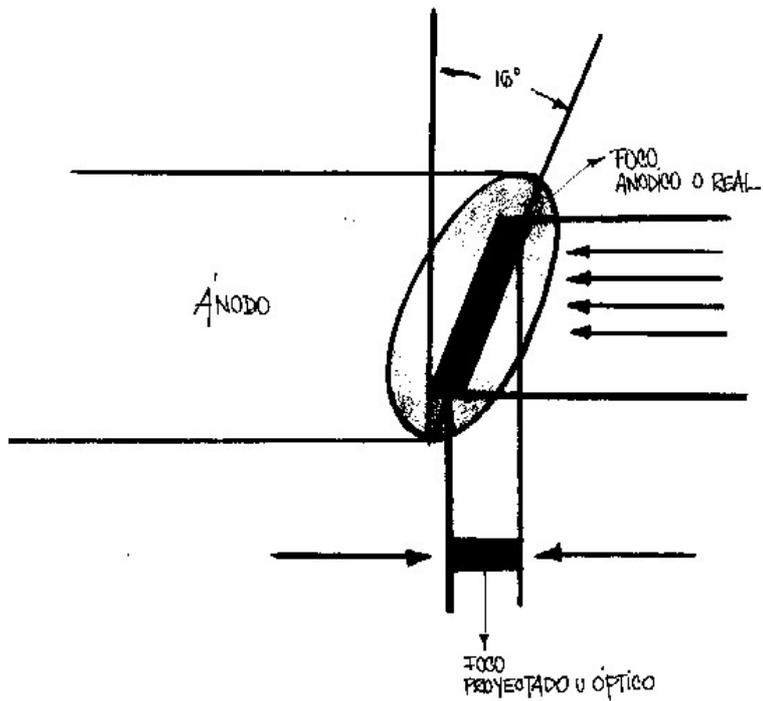


Figura 12: principio del foco lineal

EFECTO ANÓDICO O EFECTO TALÓN : es la variación de intensidad de los rayos X a lo largo del eje longitudinal del tubo. Del lado del ánodo la intensidad es menor ya que parte de los rayos X son absorbidos por este (autoabsorción) a nivel del bisel (talón). Por este motivo del lado del cátodo hay mayor cantidad de radiación (figura 2-13). Teniendo en cuenta este efecto a veces es conveniente colocar el extremo catódico del tubo del lado de mayor espesor

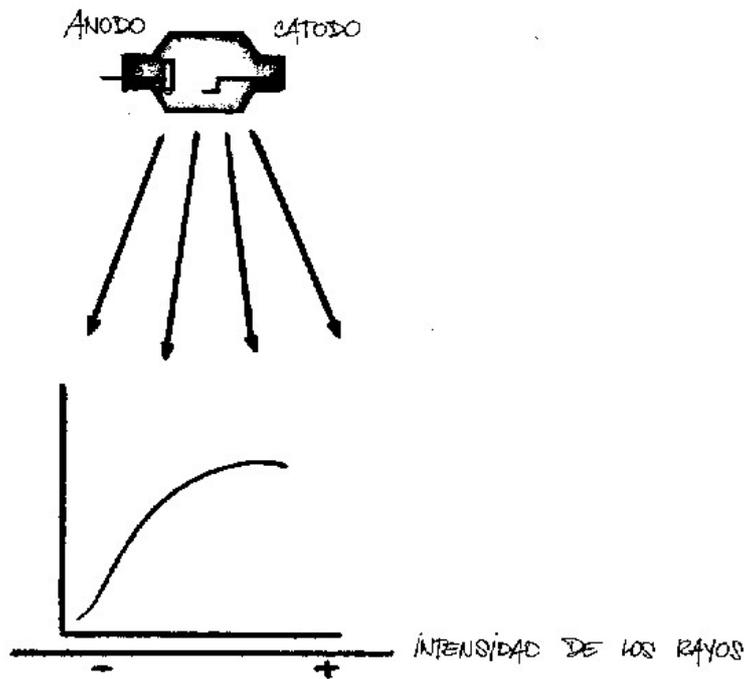


Figura 2-13 efecto anódico

El efecto talón aumenta al disminuir la distancia, por ejemplo si ponemos una placa grande de 45 x 43 centímetros a un metro de distancia del tubo la intensidad en el centro va a ser del 100%, hacia el cátodo un 108% y hacia el ánodo un 85%. Si la película la acercamos a medio metro la diferencia va a ser más grosera (figura 2-14).

En placas chicas va a tener poco efecto, a distancias mayores por ejemplo 1,80 metros el efecto talón no se produce

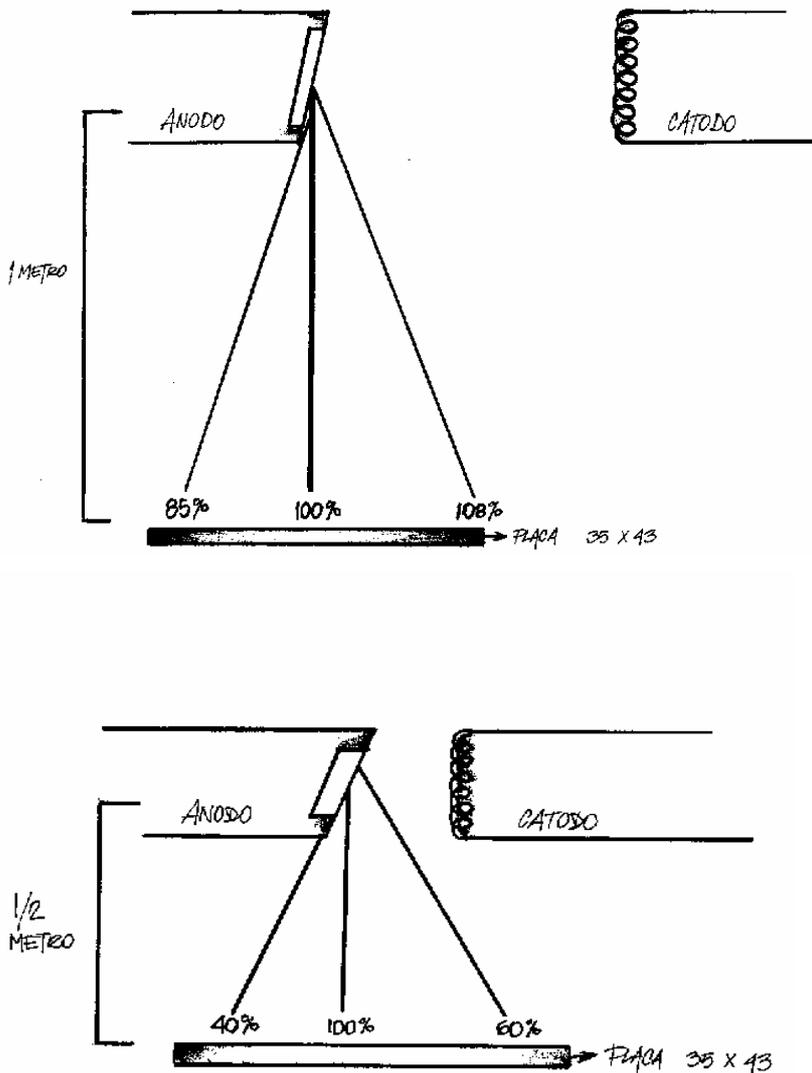


Figura 2-14: el efecto anódico aumenta al disminuir la distancia tubo película

Radiación extrafocal: los tubos de rayos X están diseñados de manera que los electrones que proyecta el cátodo interactúen con el blanco sólo en el punto focal. A pesar de ello hasta el 15% de estos electrones impacta fuera del punto focal sobre distintas áreas del ánodo, estos rayos se denominan extrafocales. Es un efecto no deseable que reduce el contraste de la imagen.

RENDIMIENTO DEL TUBO: el grado de calentamiento depende de:

- De la intensidad de la energía que es aportada al foco, cuanto mayor es la cantidad de electrones que se producen en el cátodo, por emisión termoiónica, y que al ser acelerados chocan contra el ánodo mayor es la cantidad de calor producido.
- De la tolerancia térmica del filamento, el filamento grueso soporta más calor que el fino.
- De la tolerancia térmica del ánodo la cual depende de: del material de que esta compuesto se ha elegido como material el tungsteno que tolera hasta 3.400° de temperatura y una carga de 200 vatios por mm^2 . Del tipo si es fijo o giratorio este último tolera más el calor. Tamaño del foco, cuanto mayor es el foco mayor la carga que tolera
- Del sistema de refrigeración del tubo, cuanto mayor la capacidad de disipación del calor a nivel del ánodo mayor la carga térmica que se tolera.
- Del tipo de generador usado, tolera mejor la alta frecuencia

Mapa de los tubos de rayos X Los equipos modernos están provistos de un sistema de seguridad integrado que no permite hacer una exposición cuando la técnica seleccionada pudiera superar las condiciones marcadas por la curvas de carga del tubo o nomogramas, y se bloquea, no produciendo emisión de rayos X.

Cada fabricante de equipos provee datos de:

- 1) Cual va a ser la cantidad máxima de calor que vamos a producir en un disparo, o sea cuantas unidades calóricas puede soportar el tubo en un solo disparo
- 2) Que cantidad de calor puede soportar cuando le hacemos muchos disparos en poco tiempo, por ejemplo angiografías.
- 3) Mucha radiación en mucho tiempo por ejemplo radioscopia.

En los aparatos antiguos que no tenían la posibilidad de bloquear había que tener en cuenta las curvas de carga debido al gran riesgo de sobrecarga del foco

Los aparatos modernos vienen provistos de una memoria según el tubo instalado, este dispositivo hace imposible activar el tubo de rayos X si es sobrecargado por mala selección de los factores técnicos (bloqueo). La elección del tubo depende del uso que requiera el prestador

Carga máxima admisible: es la carga máxima que puede soportar el tubo durante un determinado tiempo. Es el producto de la energía (medida en voltio) por la intensidad (medida en amperio). Este producto se llama watt o vatio. Si por lo tanto la carga máxima admisible de un tubo de ánodo fijo es de 60 kV y 100 mA durante 1 segundo se dirá que equivale a 6.000 watt o 6 Kilovatios.

Los límites de carga son provistos por los fabricantes del tubo, señalan la combinación de kV, mA y tiempo de exposición que puede emplearse sin cargar el tubo mAs allá de su tolerancia máxima. Las cartas pueden ser preparadas de distinta forma, en el ejemplo

colocamos el kV en la vertical, el tiempo de exposición en la horizontal y el mA en forma de curvas. Conociendo dos de los parámetros podemos encontrar el tercero (figura 2-15)

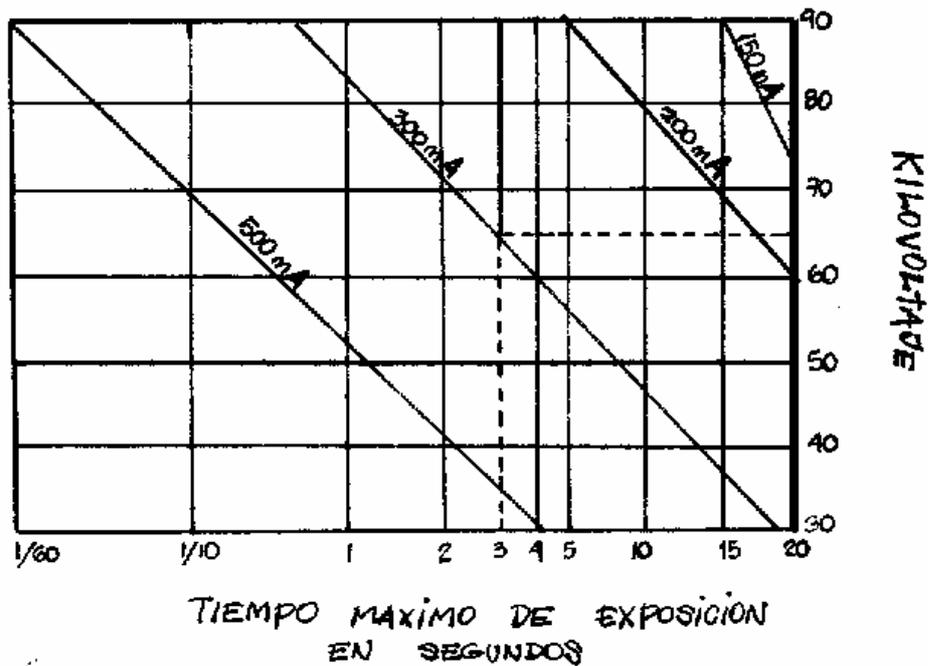


Figura 2-15 carga máxima admisible. Exposición con 300mA y 65 kV, el tiempo máximo es de 3 segundos.

En el esquema; que es arbitrario; se evalúa el filamento de 2 milímetros de un tubo de ánodo fijo, con generador monofásico de onda completa. Supongamos que queremos realizar una exposición con 300 mA y 65 kV y queremos determinar el máximo de tiempo permitido, vamos a la carta del tubo y buscamos 65 kV en el eje vertical y desde allí trazamos una horizontal hasta interceptar la línea curva del mA, desde este punto trazamos una perpendicular y tendremos el máximo tiempo de exposición en nuestro caso de 3 segundos.

Capacidad de sufrir calor el ánodo del tubo: depende de la capacidad de disipación de temperatura que tenga el ánodo. La cantidad de calor que se produce en un disparo depende

de dos factores: kV y mAs. Un tubo de rayos X no debe exceder de 3000 grados centígrados ya que el tungsteno del ánodo se funde aproximadamente a los 3.400 grados centígrados. El calor producido se mide en unidades calóricas (UC)

Una UC se define como el producto del kV por mA por el tiempo y por una constante que depende del tipo del generador (por ejemplo 1 para equipos monofásicos, 1,35 para trifásicos). Los tubos habituales soportan aproximadamente 300.000 UC (hay tubos de más o de menos unidades). Por ejemplo las unidades calóricas desarrolladas en un tubo con alimentación monofásica a 75 kV, 100 mA y 2 segundos es igual a:

$$75 \text{ kV} \times 100 \text{ mA} \times 2 \text{ seg} \times 1 \text{ constante} = 15.000 \text{ UC}$$

Curva de enfriamiento del ánodo: es la tasa en la cual el ánodo se enfría (figura 2-16).

En este ejemplo el ánodo tiene un máximo de 200.000 UC ya almacenadas, entonces, al fin de dos minutos el calor habrá disminuido a 120.000 UC, luego si lo queremos volver a usar podremos cargarlo nuevamente solo con 80.000 UC para alcanzar el máximo de 200.000

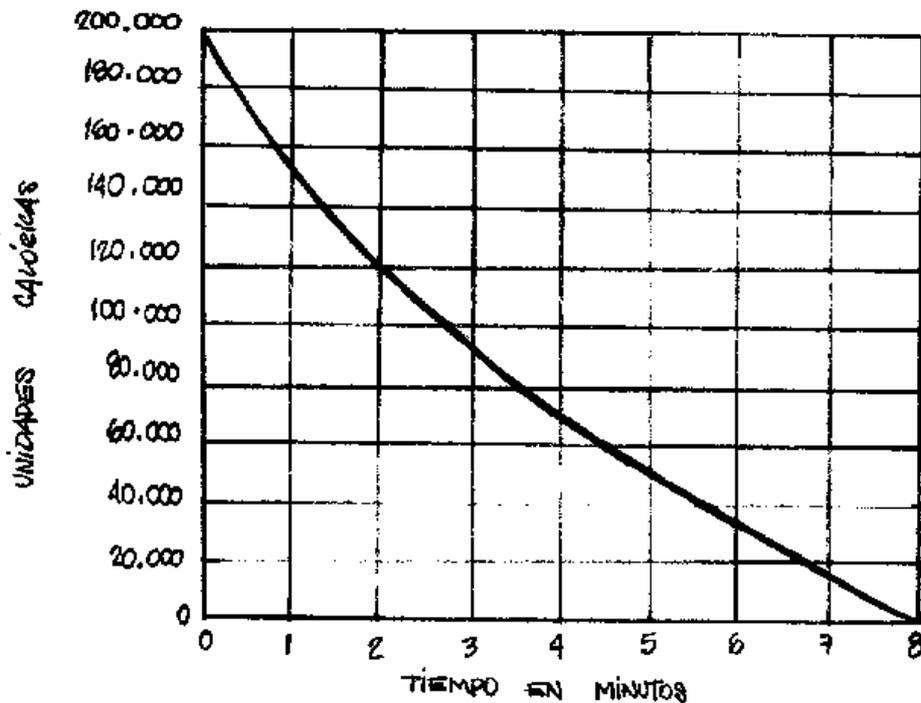


Figura 2-16 curva de enfriamiento del ánodo

FALLAS Y AGOTAMIENTO DEL TUBO: la mayor causa del fallo está relacionada con la enorme cantidad de calor producido por el tubo. Básicamente la vida del tubo se prolonga usando bajos factores técnicos de exposición. El uso de pantallas reforzadoras más rápidas y la tecnología digital ha dado al tubo una vida útil mucho más larga.

Cuando un tubo de rayos X comienza a envejecer, se dificulta la obtención de radiografías correctas lo que produce una salida disminuida y variable de la radiación. Esto se debe a que durante el uso prolongado del tubo, la vaporización del tungsteno dentro de la ampolla interfiere en el pasaje de los electrones del cátodo al ánodo. Los electrones se desvían de su camino y pierden energía al interactuar con el gas, y por lo tanto tienen menor energía cinética al llegar al ánodo.

También la vaporización del filamento hace que átomos de tungsteno recubran la envoltura de vidrio, lo que origina la filtración del haz de rayos X e interfiere en el flujo de electrones.

Se pueden producir variaciones súbitas e intermitentes en la intensidad de la corriente lo que puede originar chispas y el fallo del tubo por la formación de un arco eléctrico entre el ánodo o el cátodo y el vidrio que se ha metalizado.

Con el tiempo se reduce el grosor del filamento y puede terminar por romperse (al igual que ocurre con una bombilla de luz)

El calentamiento excesivo puede provocar picaduras o fisuras en el ánodo. Estas irregularidades superficiales dan lugar a una fuga de radiación variable.

El exceso de calor puede dañar las estructuras de soporte del ánodo, originando deformaciones y fricciones en el conjunto del rotor que en última instancia pueden ser causantes del fallo del tubo.

Esto también causa en los tubos de ánodo giratorio operaciones ruidosas. También pueden averiarse, la envoltura de cristal y la carcasa

CAPÍTULO 3

APARATOS DE RAYOS X. FILTROS. RESTRICTORES. RADIACIÓN SECUNDARIA MÉTODOS ANTIDIFUSORES.

APARATOS O EQUIPOS DE RAYOS X:

Los equipos usados para obtener radiografías se clasifican según el kilovoltaje (kV) y el miliamperaje (mA) que pueden producir. Normalmente funcionan a kilovoltajes comprendidos entre 25 y 150 kV y con intensidades de corriente del tubo de 10 a 1000 miliamperios.

Los equipos más habituales son:

90 kV/60 mA

100 kV/100 mA

125 kV/300 mA

125 kV/500 mA

150 kV/700 mA

Un mayor mA básico nos permite para un mismo miliamperio-segundo (mAs) final por lógica un menor tiempo de exposición y nos refiere la categoría del equipo.

A partir de un equipo de 300 mA no tendremos ningún impedimento en lo referente a radiografía convencional. Un equipo de 100/100 si bien es de cierta envergadura tiene sus limitaciones como por ejemplo un abdomen puede requerir 1 segundo o más de exposición. Los equipos de menor rendimiento básico son los equipos portátiles o rodantes

Un equipo de rayos X consta de cuatro partes fundamentales:

1. Tubo de rayos X
2. Soporte del tubo
3. Mesa radiológica
4. Generador de rayos X

TUBO DE RAYOS X: ya fue visto

SOPORTE DEL TUBO: el tubo de rayos X es pesado y necesita una sólida estructura que lo soporte, el soporte debe permitir un recorrido longitudinal, un recorrido transversal, un movimiento de variación de la altura (normalmente la altura del tubo puede variarse entre 40 y 250 centímetros encima de la mesa) y un giro alrededor de su eje. Cada uno de estos movimientos debe estar provisto de un freno de fijación. Pueden clasificarse en:

Columna piso: (figura 3-1) el tubo de rayos X va montado en una columna vertical que puede desplazarse sobre raíles en el suelo, a todo lo largo de la mesa.

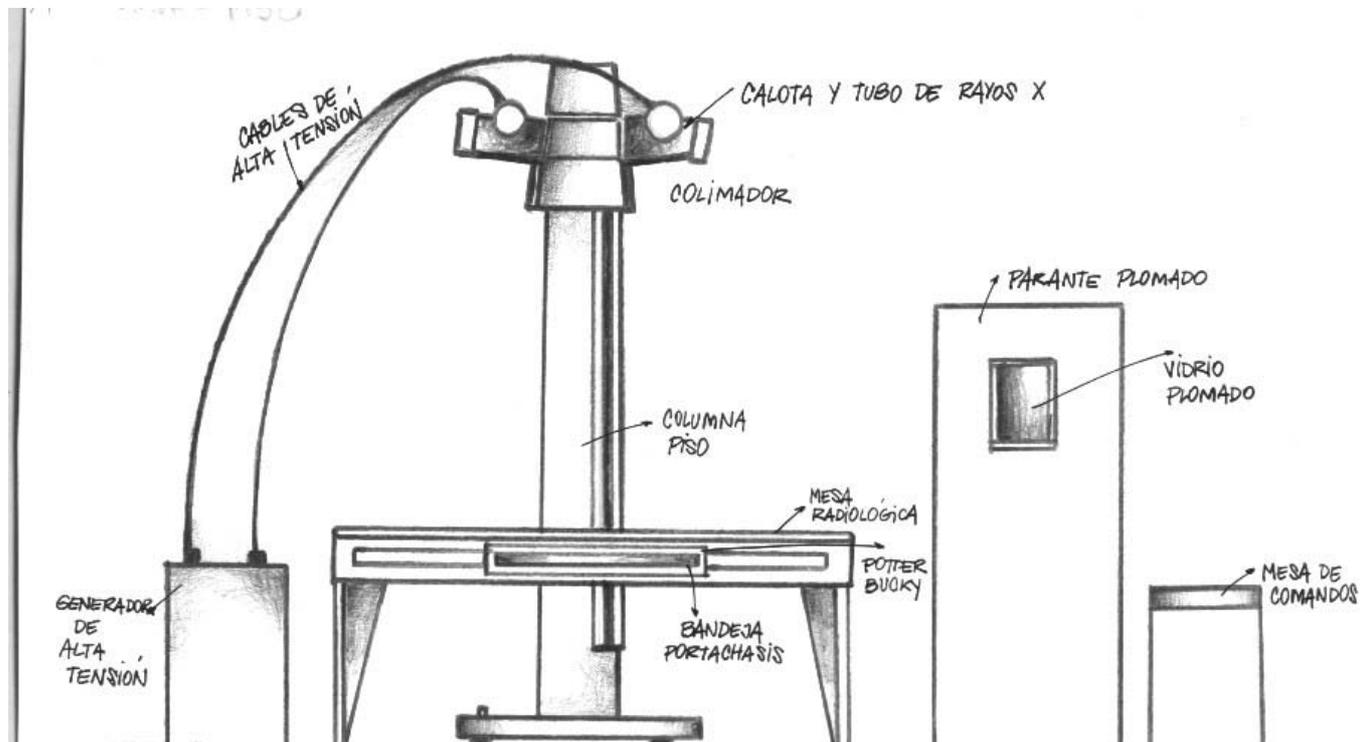


Figura 3-1 soporte columna piso

Columna piso- techo: (figura 3-2) posee una columna con rodillos en cada extremo, uno montado en el riel del techo y otro en el suelo. Se agrega generalmente un Potter Bucky mural fijo en la pared, para realizar placas con el paciente en posición de pie. Puede agregarse también un tomógrafo lineal.

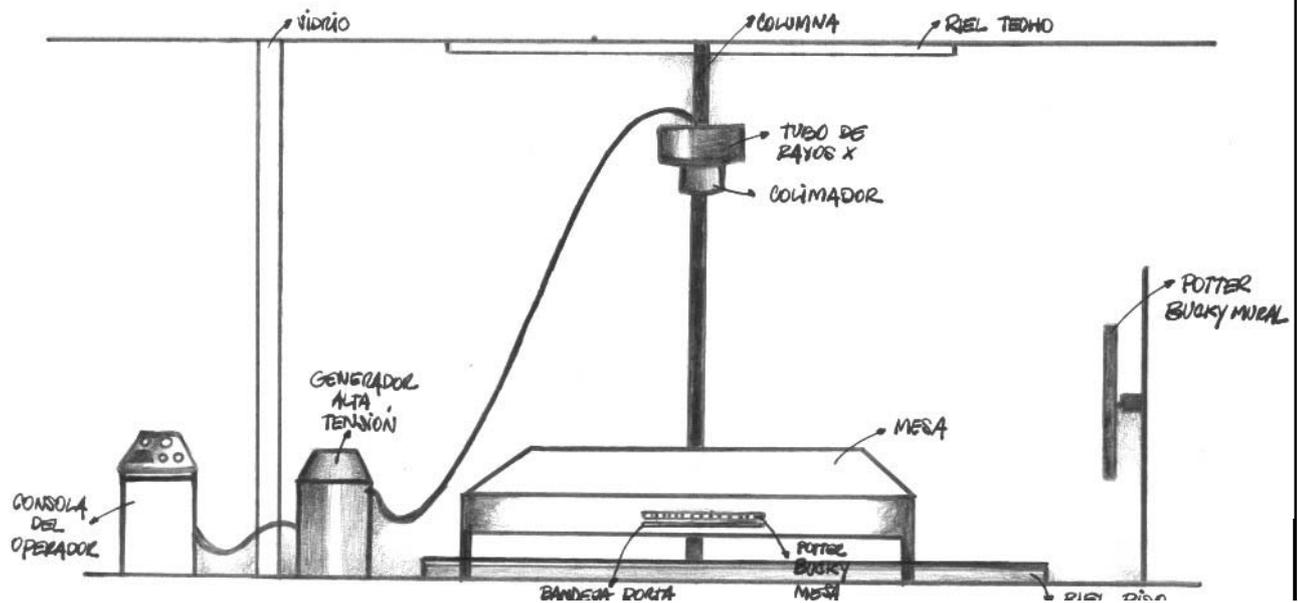


Figura 3-2 soporte columna piso-techo

Soporte de techo: (figura 3-3) consta de rieles montados en el techo directamente sobre la mesa radiográfica, permite completa libertad de acceso a la mesa por todos lados. Además de los rieles existen otros sistemas de suspensión del techo

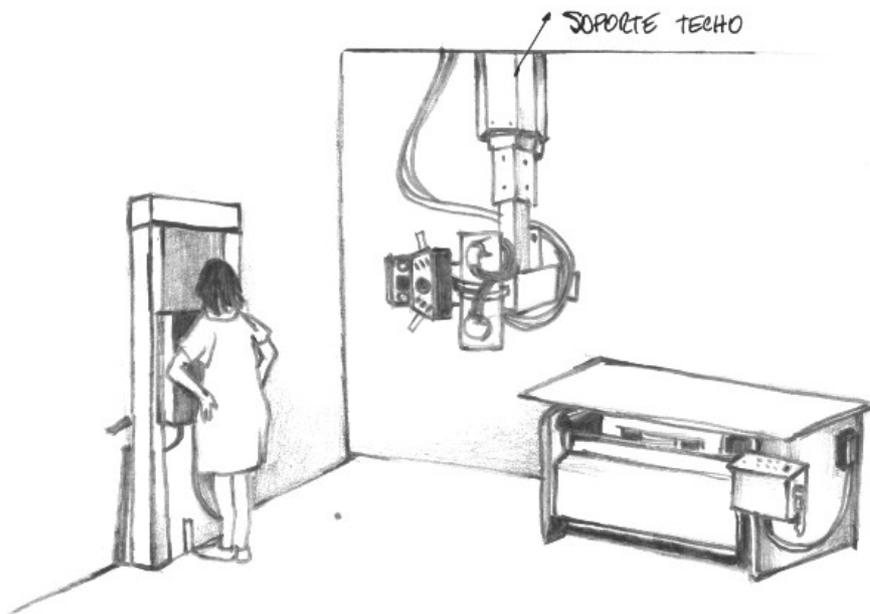


Figura 3-3 soporte de techo

Equipos portátiles y rodantes: (figura 3-4) permiten el traslado a la cama del paciente o a su domicilio.

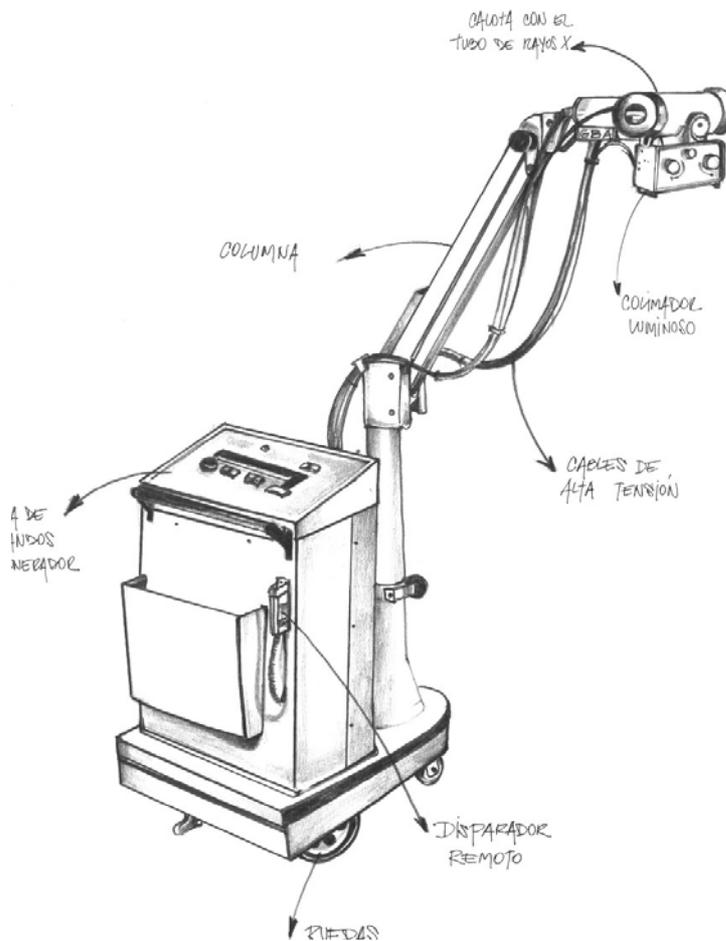


Figura 3-4 equipo portátil

Pedestal o mesa universal: (figura 3-5) combina una mesa fluoroscópica (con su tubo de rayos X por debajo y el intensificador de imágenes por arriba), un Potter-Bucky (bajo la mesa fluoroscópica) y una columna separada montada sobre rieles en el suelo que tiene un segundo tubo para hacer radiografías. Se le puede adicionar un Potter-Bucky mural

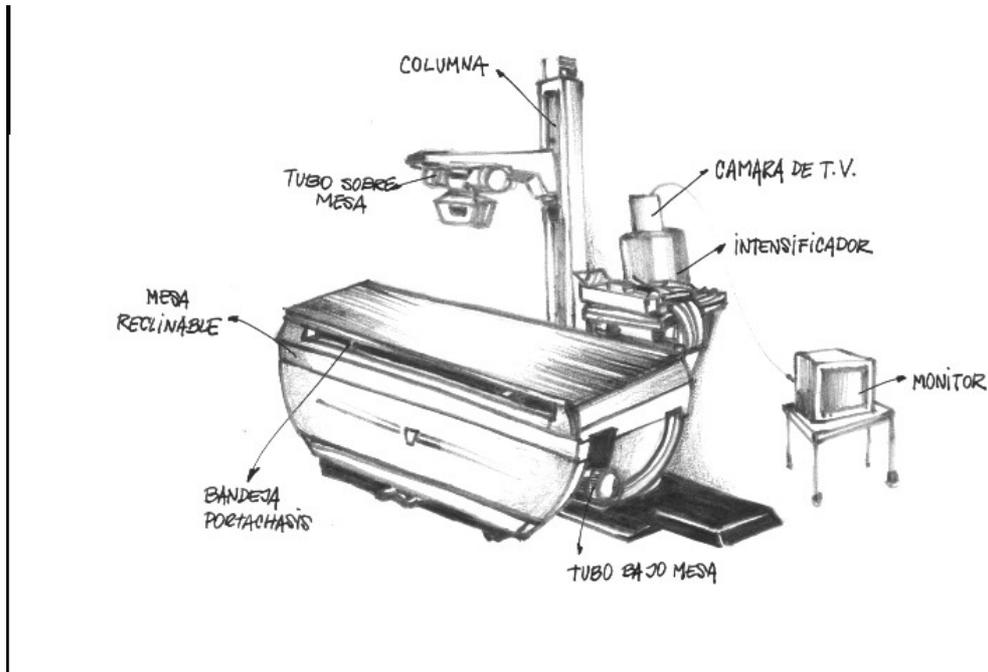


Figura 3-5 mesa universal equipo portátil

MESAS PARA RAYOS X: donde se ubica al paciente. Debe tener un grosor uniforme y ser lo más radiolúcida posible. Pueden ser fijas o con movimientos, estos pueden ser: vertical, horizontal, Trendelenburg (cabeza para abajo), cuando se usa esta última posición pueden necesitarse distintos accesorios para la fijación del paciente como hombreras, manoplas, faja de sujeción etcétera.

Las más modernas pueden tener ser de plano deslizante (o plano flotante) que permite desplazar al paciente sin que este efectúe movimientos tanto en sentido longitudinal como transversal. Hay algunas que permiten la rotación del paciente alrededor de su eje longitudinal que se consigue por un accesorio que se monta en la mesa y que se llama cuna.

Las mesas de fibra de carbono son lo suficientemente fuertes como para sostener sin problemas a pacientes de peso elevado. Actualmente las mesas vienen dotadas con una bandeja portachasis, y entre la mesa y el portachasis se ubica el Potter-Bucky o parrilla antidifusora.

GENERADOR DE RAYOS X: comprende distintas partes que en líneas generales los podemos dividir en dos partes separadas:

- Mesa de control o consola del operador o comando del equipo o tablero de controles, es la parte del equipo en el cual están los controles para determinar el kV, mA, tiempo de exposición, medidores auxiliares, conmutadores, etcétera.

- Transformador de alta tensión que además tiene el transformador de baja tensión y el sistema de rectificación de la corriente. Están contenidos en una caja metálica (negra y grande en los viejos equipos), sumergidos en un baño de aceite.

Consola del operador con el control de la consola del generador el técnico puede elegir los parámetros en forma manual o automática. Es la parte del equipo de rayos X más familiar para el técnico radiólogo.

Las consolas antiguas se manejan con perillas o botones. Las modernas tienen medidores digitales, íconos o pantallas táctiles. El pupitre de mando cuenta con todos los interruptores, conmutadores e instrumentos de medida que se precisan para manejar el aparato de rayos X. En general se dispone fuera de la sala de reconocimientos para proteger al personal operador contra los riesgos de la radiación. Si el pupitre de mando se coloca en la misma sala de estudios, el personal deberá colocarse detrás de un panel protector. Los controles básicos que se regulan en ella son:

1. Conexión de red y toma de tierra.
2. Control de encendido apagado
3. Disparador: para emitir rayos X de acuerdo a los factores de exposición que se eligieron, generalmente hay dos; uno fijo en la consola de mandos y otro móvil o remoto unido a un cable.
4. Perilla de ajuste de compensación de línea: la tensión de la línea eléctrica suministrada por las compañías de electricidad no es constante, tiene fluctuaciones, la estabilidad de la tensión es un requisito básico de la radiología por lo que es esencial eliminar las fluctuaciones de la red. Tal alteración en la tensión de entrada conduce a una variación en la salida de rayos X. Es por eso que existe el compensador de línea que mide la tensión que llega al equipo y puede ajustar esa tensión a 220 voltios. El control suele estar conectado con el autotransformador. Los aparatos modernos llevan incorporado un estabilizador automático.
5. Indicador de voltaje de la red (voltímetro)
6. Perilla selectora de miliamperaje y del foco: nos va a dar la cantidad de rayos que es proporcional a la corriente del tubo y el filamento catódico que se va a usar, valores por debajo de 100 mA usan el filamento fino, por encima de 100 mA el filamento catódico que va a funcionar es el grueso.
7. Indicador de miliamperaje y del foco, nos muestra cual es el mA elegido y con que foco vamos a trabajar.
8. Perilla selectora del tiempo: en fracciones de segundo, se usan los cronómetros de exposición: hacen que el tubo de rayos X emita estos rayos durante un tiempo determinado por el técnico radiólogo o por un control de exposición automática, cuando se usan conjuntamente con el miliamperaje permite obtener directamente el mAs. Existen varios tipos de cronómetros:

- Cronómetros mecánicos: actualmente solo se usan en algunas unidades portátiles y de odontología. Funciona como un reloj. Se escoge el tiempo de exposición girando una perilla que enrolla un resorte. Cuando se oprime el botón de exposición el resorte se suelta y desenrolla. El tiempo requerido para ello corresponde al tiempo de exposición.
 - Cronómetros sincrónicos: no pueden usarse en exposiciones seriadas, ya que es preciso reajustarlos después de cada exposición.
 - Cronómetros electrónicos: son los usados hoy en día, permiten seleccionar una amplia gama de intervalos de tiempo y tienen una precisión de 1 milisegundo
 - Cronómetro de mAs: vigila el producto de corriente por tiempo y da fin a la exposición cuando se alcanza el valor de miliamperios segundo deseado
9. Indicador de mA y del tiempo, hay equipos en que se selecciona directamente el valor miliampersegundo según el foco que elijamos
 10. Perilla selectora de kilovoltaje: selecciona la energía de los rayos X, específicamente el kilovoltaje aplicado al tubo determina su calidad (penetración). Algunas consolas tienen dos perillas, una cambia los valores de 10 en 10 (kilovoltaje grueso) y otra perilla cambia los valores de 1 en 1 (kilovoltaje fino) para proporcionar con exactitud el kilovoltaje requerido
 11. Indicador de kilovoltaje: marca cual es el kilovoltaje que seleccionamos
 12. Selectores de aparatos auxiliares: selector de tomógrafo lineal, selector de Potter Bucky, conmutador para realizar placas o radioscopia.
 13. Selector de tubo: son sistemas de conmutación de la alta tensión para poder alimentar 2 o más tubos (uno por vez) que pueden ser usados en distintos puestos de trabajo.
 14. Autotransformador: usado en los generadores de una o tres fases. Tiene por objeto suministrar energía eléctrica al primario del transformador de alta tensión del tubo de rayos X. Se conecta entre la red de alimentación de corriente alterna urbana y el primario del transformador de alta tensión que alimenta al tubo de rayos X. El autotransformador suministra una tensión exacta al circuito del filamento y al circuito de alta tensión del aparato de rayos X. Está diseñado tanto para aumentar la tensión como disminuirla. El autotransformador puede estar junto al transformador de alta tensión
 15. En algunos equipos controles de exposición automática: se trata de dispositivos que miden la cantidad de radiación que llega a la película y concluye automáticamente la exposición cuando ha llegado una cantidad suficiente de radiación para proporcionar la densidad óptica requerida. Se verán en factores técnicos de exposición.

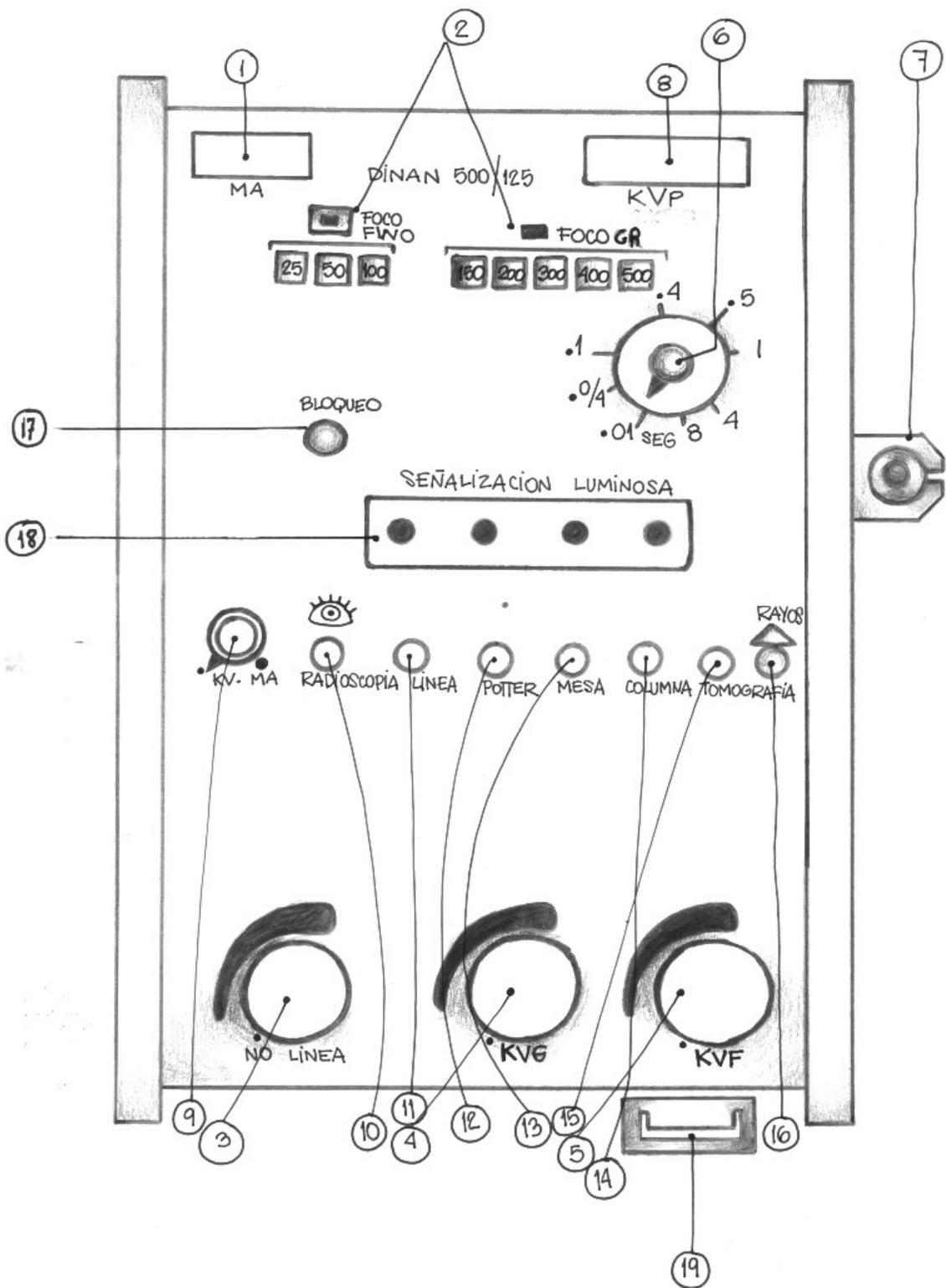


Figura 3-6: Esquema de un tablero de mandos

1. indicador del miliamperaje
2. llave selectora del miliamperaje, filamento fino (25, 50 o 100 mA.) Filamento grueso, (150, 200, 300, 400, 500 mA)
3. Llave selectora para la compensación de la tensión de alimentación.
4. Llave selectora de kV grueso (de 10 en 10)
5. Llave selectora de kilovoltaje fino (de 1 en 1)
6. Llave selectora para la variación de tiempos
7. Disparador remoto
8. Indicador del kilovoltaje
9. Perilla para la selección manual del kV y mA de radioscopia
10. Pulsador de mesa para la aplicación de radioscopia
11. Pulsador para visualizar en el indicador 8 la tensión de línea mientras lo mantenemos presionado
12. Pulsador para que funcione el Potter-Bucky en el disparo
13. Selección del puesto de mesa
14. Selección del puesto de columna
15. Selección del tomógrafo lineal.
16. Disparador de mesa de doble efecto. En su primer descanso inicia la secuencia de preparación y presionando a fondo efectúa el disparo de rayos X.
17. Visualización luminosa de bloqueo (mecanismo de protección para no excedernos en los valores)
18. Visualización luminosa del puesto de trabajo seleccionado
19. Llave de encendido- apagado

Transformador de alta y baja tensión, sistema de rectificación de la corriente: contenidos en una estructura separada de la consola, sumergidos en aceite, con fines de aislamiento y de disipación de calor.

Estas estructuras producen el alto voltaje, de manera predecible y definida, necesario para producir rayos X. Además provee un circuito separado de bajo voltaje para que el filamento del cátodo al calentarse emita electrones. Protegen del daño potencial por una sobrecarga, cuando los límites de carga calórica son alcanzados

Contiene tres partes principales: el transformador de alta tensión, el transformador del filamento, los rectificadores (figura 3-7).

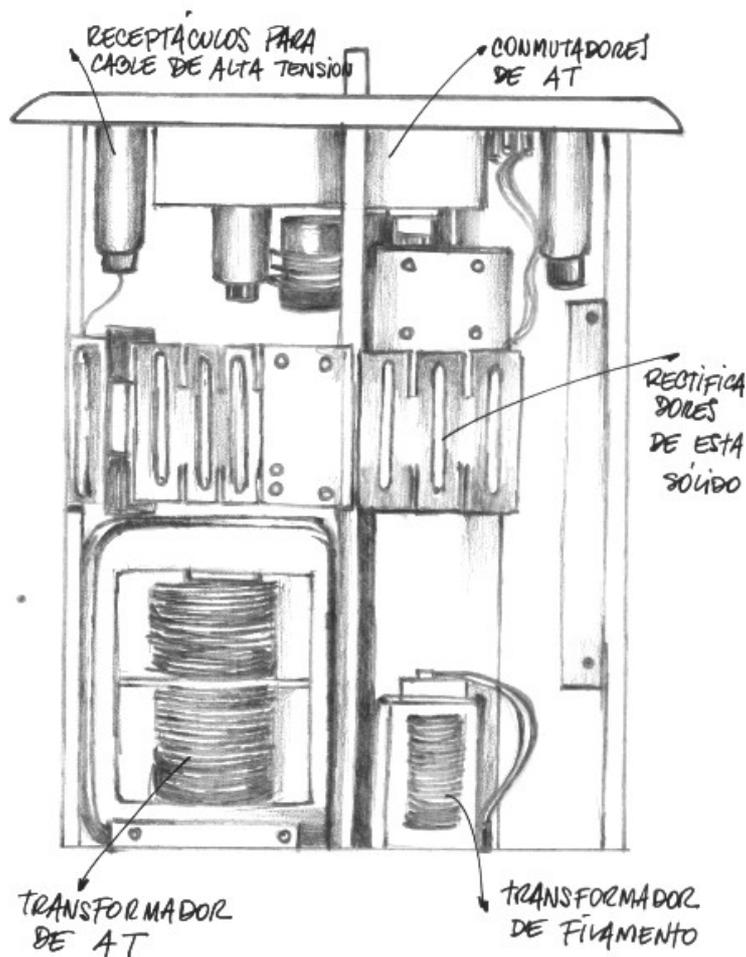


Figura 3-7 transformadores, rectificadores

Transformador de alta tensión: en el tubo de rayos X se necesita una alta tensión para acelerar los electrones, esto se hace por medio de un transformador de alta tensión. Es un transformador elevador, de manera que el voltaje secundario es mayor que el primario. Convierte la corriente alterna de 220 V (monofásica) o de 380 V (trifásica) en alto voltaje, entre 20 y 150 kV. El alto voltaje es producido por un proceso llamado inducción electromagnética que es un efecto que ocurre con campos magnéticos cambiantes y corriente eléctrica alternante.

Transformador de baja tensión: es un transformador de reducción que controla la corriente del filamento. Enciende y controla el grado de incandescencia. El voltaje es bajo solo de 4 a 12 voltios con una corriente de 3 a 5 amperios. Cuando un voltaje es aplicado al tubo, una corriente pasa a través del filamento mencionado, la resistencia eléctrica causa que el filamento se caliente y libere electrones por emisión termiónica. El número depende de la corriente del

filamento, la corriente del filamento (10A) es mucho mayor que la corriente del tubo (1 a 1.000 mA)

Rectificadores: para tratar de entender en que consiste la rectificación es necesario tener en cuenta los tipos de corriente eléctrica La corriente eléctrica puede ser suministrada:

En forma continua: es la de una pila o batería. La tensión a lo largo del tiempo es aproximadamente constante (a medida que se agota va disminuyendo) es la ideal pero no es fácil de producir (figura 3-8).

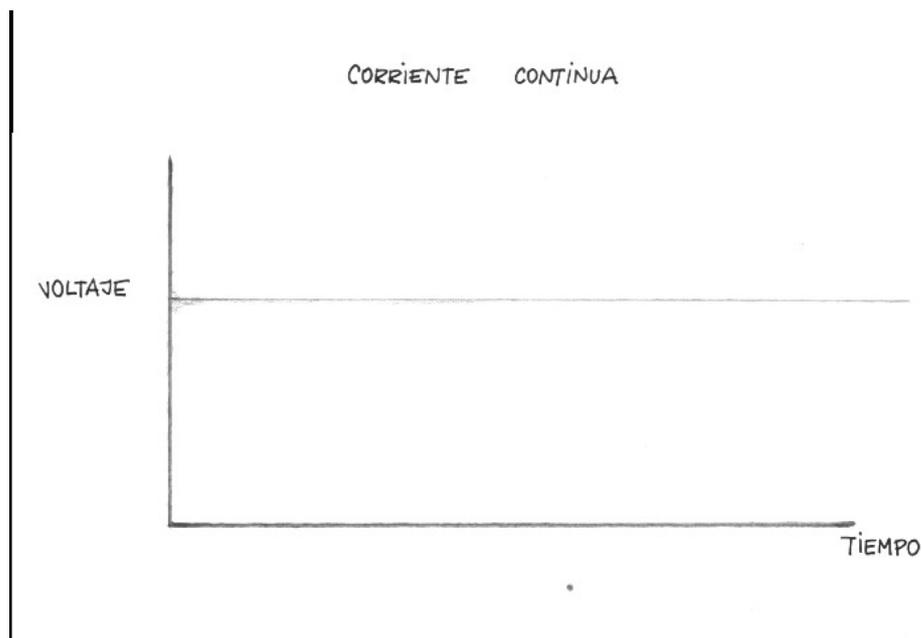


Figura 3-8 corriente continua

En forma alterna monofásica: de 220 voltios. La corriente alterna es más fácil de producir. La corriente aumenta hasta un pico, cae hasta cero, desciende hasta un pico negativo y sube otra vez hasta cero, tantas veces como su frecuencia. La frecuencia de la red es de 50 ciclos por segundos o hertzios, es decir que se hace alternativamente positiva o negativa 50 veces por minuto. Es la corriente que producen las compañías de electricidad (figura 3-9).

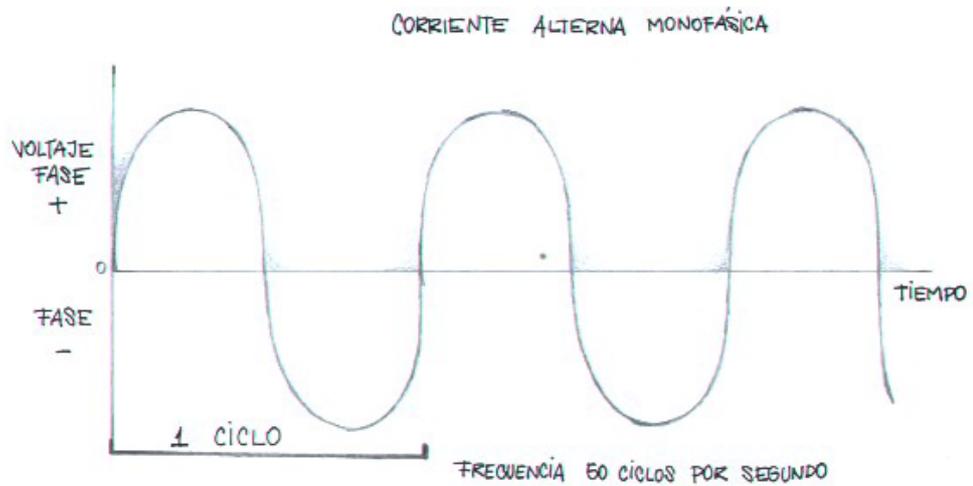


Figura 3-9 corriente alterna monofásica

En forma alterna trifásica: de 380, la tensión es casi constante. La corriente trifásica tiene tres fases con la misma frecuencia y amplitud pero corridas en el tiempo “desfasadas” (figura 3-10).

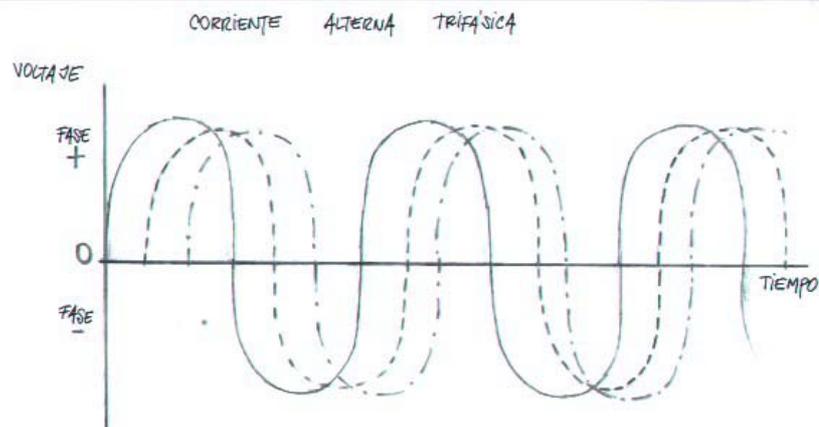


Figura 3-10 corriente alterna trifásica

La rectificación es la restricción operada sobre una corriente eléctrica para que circule en una determinada dirección. Esta rectificación se consigue mediante diodos (figura 3-11). Un diodo es un

dispositivo electrónico que contiene dos electrodos, una fuente de electrones (cátodo) y un blanco electrónico (ánodo), que permite a la corriente fluir solo en una dirección a pesar de los cambios de polaridad en el circuito eléctrico. En su origen eran válvulas de vacío (válvulas rectificadoras), hoy han sido sustituidos por rectificadores de estado sólido fabricados con silicio. Aseguran la correcta polaridad del ánodo y el cátodo independientemente de la polaridad de la onda, negativa en el cátodo, positiva en el ánodo, tanto durante la fase positiva de la onda como en la negativa. Puede haber triodos, tetrodos y pentodos, según tengan dos, tres, cuatro o cinco electrodos respectivamente.



Figura 3-11: diodos

Cuanto más nos acercamos a la corriente continua se obtienen múltiples ventajas. No se pierde tanta energía, disminuye el tiempo de exposición, mejora la cantidad y calidad de radiación. Los cables sufren menos carga y por lo tanto duran más, se puede cargar más intensamente el foco.

- Rectificación de la corriente alterna de media onda: (figura 3-12) impide la circulación de corriente alterna durante el ciclo negativo. Se logra colocando una válvula o diodo en el circuito que borra la parte negativa. Es el sistema más simple, se usa en los equipos pequeños (portátiles, odontológicos) Las tensiones de trabajo habituales son hasta 90 Kv. y corrientes de hasta 30 mA. La rectificación de media onda protege al tubo de los peligros de la inversión de la corriente que puede producirse con el mecanismo de autorrectificación que seguidamente se describirá.

También puede usarse el mismo tubo como rectificador, ya que en condiciones comunes un tubo de rayos X solo deja pasar la corriente en un sentido, del cátodo al ánodo. Esto significa que de las dos semiondas que integran un ciclo de corriente alterna solo puede pasar una de las dos semiondas. La otra semionda es bloqueada por el tubo mismo. Es decir que el tubo mismo hace de rectificador. Esto se llama autorrectificación de media onda, esto ocurre solamente durante la fase positiva cuando el ánodo está cargado positivamente, durante la fase negativa el

ánodo está cargado negativamente y la corriente no puede pasar del cátodo al ánodo. Este sistema de rectificación suele usarse en aparatos de bajo rendimiento.

La mayoría de los equipos no usan el mecanismo de la autorrectificación porque el tubo de rayos X no puede manejar los elevados niveles de potencia que son necesarios y cuando la energía es grande los electrones que chocan contra el ánodo vuelven al cátodo produciendo el deterioro del tubo.

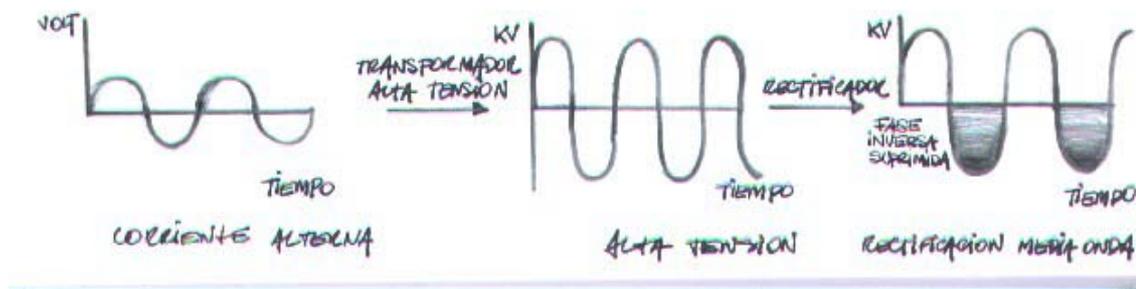


Figura 3-12: Rectificación de la corriente alterna de media onda

Rectificación de la corriente alterna de onda completa: (figura 3-13) con el método anterior perdemos la mitad de la energía, podemos resolverlo positivando la tensión negativa. La rectificación puede hacerse con cuatro válvulas, en que la rectificación de la corriente alterna será completa ya que con este sistema se aprovechan las dos semiondas o sea que el ciclo es completo. La semionda negativa resulta enderezada. Su principal ventaja es que reduce a la mitad el tiempo de exposición necesario para una determinada técnica. Es usada en equipos medianos de 100 kV, 150 mA Pero sigo teniendo “montañitas” o rizado, o sea que en algún momento baja a cero.

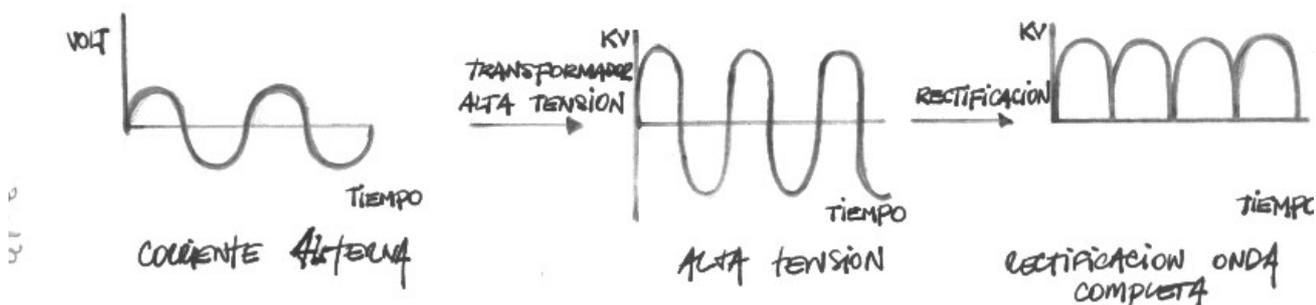


Figura 3-13: Rectificación de la corriente alterna de onda completa

Rectificación trifásica. Generador de tres fases (figura 3-14): usa tres líneas de entrada que son idénticas en frecuencia y voltaje pero difiere en la fase de la onda. La rectificación puede hacerse con seis válvulas consiguiendo circuitos de 6 pulsos. También se puede usar 12 válvulas consiguiendo circuitos de 12 pulsos. Al rectificar las ondas paso las negativas a positivas, disminuyendo el rizado. Se parece cada vez más a la corriente continua.

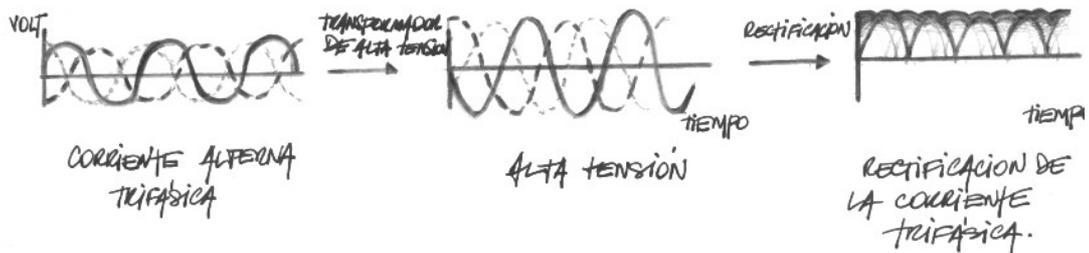


Figura 3-14: Rectificación de la corriente trifásica

Generador con rectificación de alta frecuencia: (figura 3-15) es el último avance en ingeniería. Elevan la frecuencia de la red (frecuencia es el número de pulsos en la unidad de tiempo) de 50 ciclos por segundo (hertzios), por medio dispositivos especiales hasta un valor comprendido entre 500 y 25.000 hertzios. La alta frecuencia no es silenciosa, a veces, se oye el sonido del transformador durante la exposición. Producen muy poco rizado. El transformador es chico. Esto implica que el transformador de alta frecuencia tendrá un tamaño mucho menor que los generadores comunes. Es actualmente el de elección. Pueden usarse líneas monofásicas o trifásicas. Son más compactos, menos costosos, obvia el autotransformador. Se obtienen tiempos de exposición más cortos, menor dosis para el paciente.

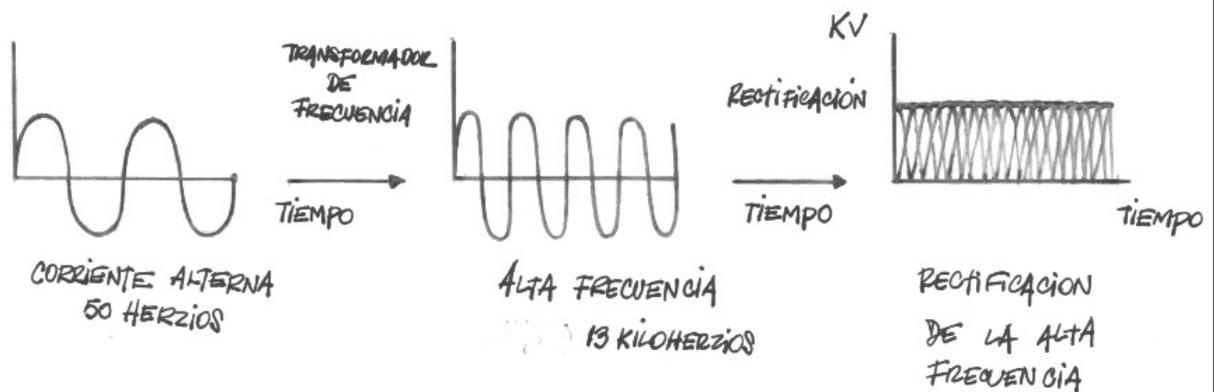


Figura 3-15: Rectificación de alta frecuencia

Generador de potencial constante: sería el más adecuado es más efectivo, produce voltajes superiores pero es muy grande, es más complejo, más pesado y más costoso por lo que no es práctico.

Aparatos de descarga de condensador: Algunas unidades utilizan un generador que funciona mediante la carga de un banco de rectificadores. Al apilar los rectificadores (en sentido eléctrico), la carga se almacena con un potencial eléctrico o tensión muy elevada. Durante la exposición se libera la carga. Pueden ser de gran valor cuando la red de alimentación eléctrica es mala. El condensador se carga hasta que se “llena” y entonces se tiene disponible la energía necesaria en forma completamente independiente de la red la energía requerida. Es necesario cierto tiempo de espera mientras se carga el condensador.

Rizado de la onda: (figura 3-16) es la variación de la onda desde cero a su valor máximo. Cuanto más se parezca a una línea recta menor es el rizado. Los aparatos con rectificación de la corriente alterna de media onda o de onda completa tienen un rizado del 100% ya que la tensión cae a 0, el trifásico de 6 pulsos es del 13 al 25%, el trifásico 12 pulsos es del 3 al 10%, el de alta frecuencia del 4 al 15 %. El de potencial constante menor del 2%.

Si el rizado es del 25% la alimentación que recibe el tubo nunca caerá por debajo del 75% de su valor máximo. Cuanto menor es el rizado mayores son las ventajas: tensión más constante, mejor cantidad y calidad de la radiación, menor dosis de radiación.

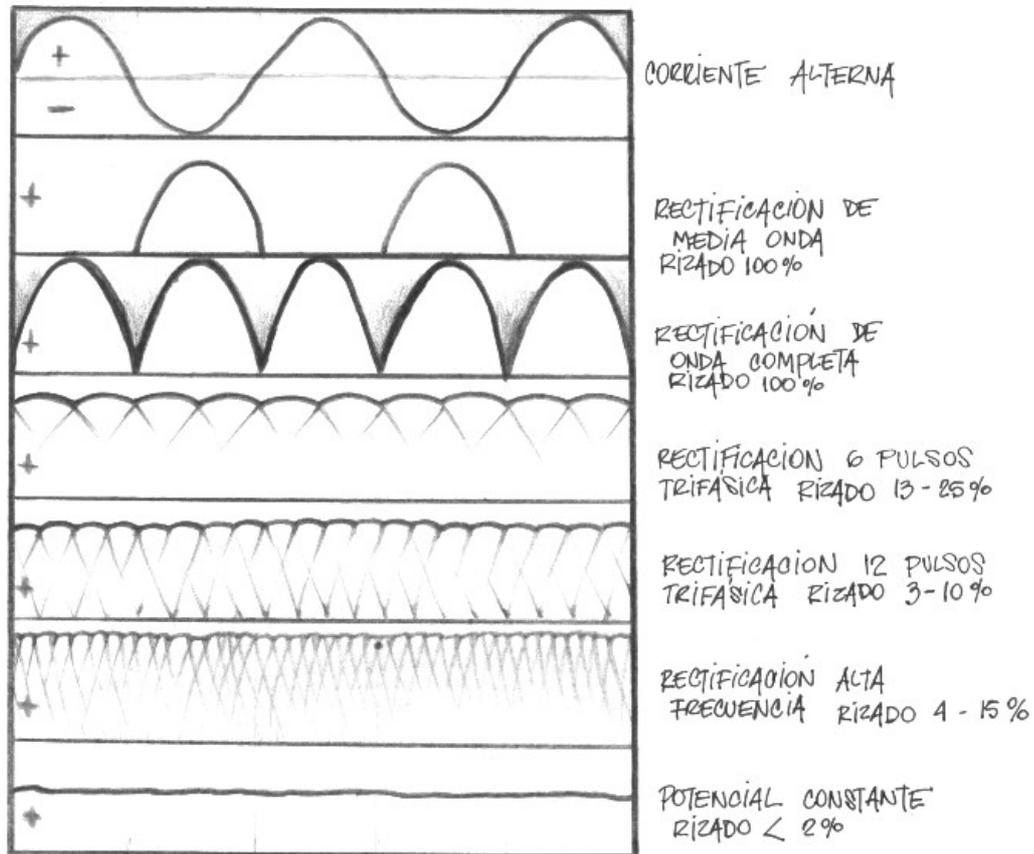


Figura 3-16: rizado de la onda

Cables de alta tensión: tiene de uno a tres conductores internos envainados, una cubierta aislante de goma, una capa de goma grafitada y una malla metálica (que se coloca a tierra) que da la protección en caso de perforación de la aislación. Existe una terminación externa de tejido de hilo o una cubierta plástica.

Conectores: Para efectuar la conexión entre elementos están provistos de conectores machos y hembras. Fabricados con diversos tipos de materiales aislantes como por ejemplo bakelita. Entre estos terminales y cables no deben quedar cámaras de aire por el peligro de la ionización.

Potencia nominal: los transformadores se identifican por su potencia nominal expresada en kilovatios. La potencia eléctrica se expresa en vatios (Watt) y es igual a la intensidad (amperios) por el potencial (voltios). Un equipo de rayos X puede necesitar entre 20 y 60 kilovatios (kilowatts) de

potencial eléctrico. Por ejemplo el rendimiento de un equipo de 90 kV/60 mA es de 5,4 kW. De un equipo 100/100 es de 10 kW. Los equipos 100 kV/500 mA, 125/500, rinden 50 kW.

FILTROS

Todo obstáculo a través del cual tiene que pasar la radiación en su recorrido desde el ánodo al objeto se denomina filtro. Tienden a homogenizar la radiación porque la radiación generada por la ampolla no es homogénea, aunque tiene una longitud de onda predominante de acuerdo al valor seleccionado. Su principal objetivo es eliminar los rayos blandos de baja energía que no llegan a la película. Esta suele influir negativamente en la calidad de la imagen radiográfica o si se trata de radioterapia suele afectar la piel del paciente sin beneficio para el tejido que se está irradiando. Los filtros absorben una cantidad determinada de rayos X que depende del número atómico del elemento con que están contruidos y de su espesor.

Esta filtración se expresa como espesor de una cierta sustancia que absorbería la misma cantidad de rayos X en condiciones equivalentes. Es así que hablamos de equivalentes en mm, de aluminio o de mm de cobre. Para rayos X generados entre 50 a 150 kV se usa el aluminio, entre 150 y 400 kV se usa el cobre y para radiación muy energética se usan milímetros de plomo. Se distingue (figura 3-17):

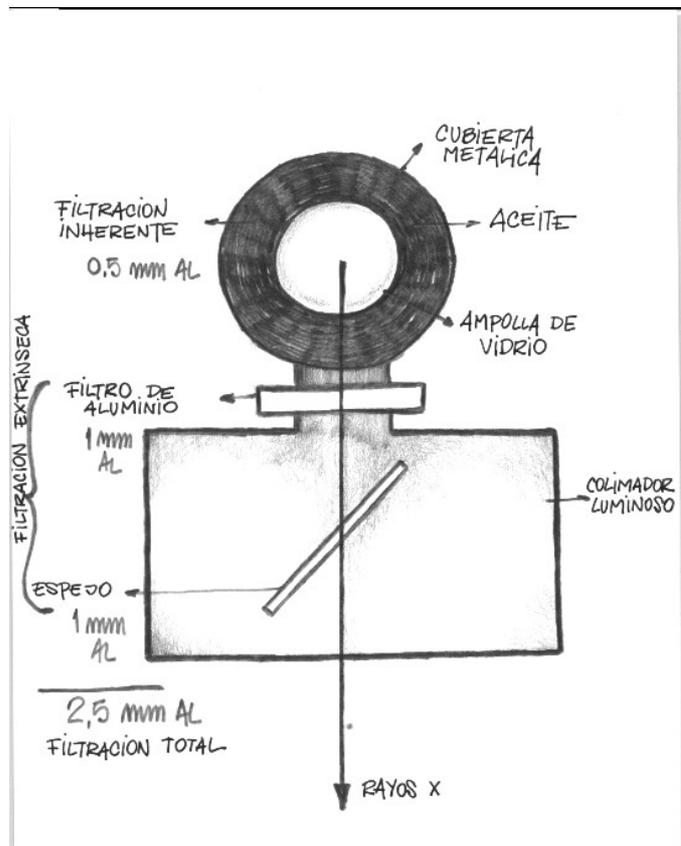


Figura 3-17: filtros

1. Filtración inherente del tubo, es decir la que se debe por ejemplo a la ampolla de vidrio, al aislamiento de aceite y a la ventanilla de la calota. Equivale a 0,5 mm de aluminio
2. Filtración extrínseca, constituida al colocar frente a la ventanilla del tubo un filtro que suele consistir en una fina placa de aluminio o cobre. Estos filtros que se agregan al tubo corresponden a la filtración extrínseca. Pueden ser de aluminio para energías bajas o de cobre para energías altas. En general es de 1 mm de aluminio.
Si se agrega un colimador luminoso el espejo que tiene que atravesar el haz de rayos agrega 1 mm de filtración.
3. Filtración total: es la suma de la extrínseca y de la inherente y se expresa en equivalentes de aluminio o de cobre. La filtración total es de 2,5 mm de aluminio

En la medida que se incremente la energía de la radiación se necesita un filtraje mayor, por ejemplo filtro de 2 milímetros de aluminio.

Al colocar un filtro en el camino del haz, los rayos X se atenúan sea cual sea su energía, su efecto es mayor en los rayos blandos, en virtud de ello el espectro de emisión de rayos X se desplaza hacia la banda de alta energía, lo que tiene como consecuencia la producción de un haz de mayor energía eficaz, poder de penetración y calidad.

Filtros de compensación se usan para modificar la distribución de la dosis cuando la anatomía lo requiere porque es irregular o sea que compensan las diferencias de radiopacidad del sujeto. Pueden ser: filtros en cuña, filtros en arco, filtro con escalones. Se usan por ejemplo en la técnica de alto kilovoltaje de tórax en donde el centro del filtro tiene menor espesor que la periferia por lo que los campos pulmonares recibirán menor cantidad de radiación y el mediastino, que es más denso, mayor cantidad. Otro ejemplo sería una cuña de aluminio más gruesa en su parte superior para igualar por ejemplo la dosis de radiación entre la columna cervical y dorsal alta si queremos incluirlas en una misma placa (figura 3-18).

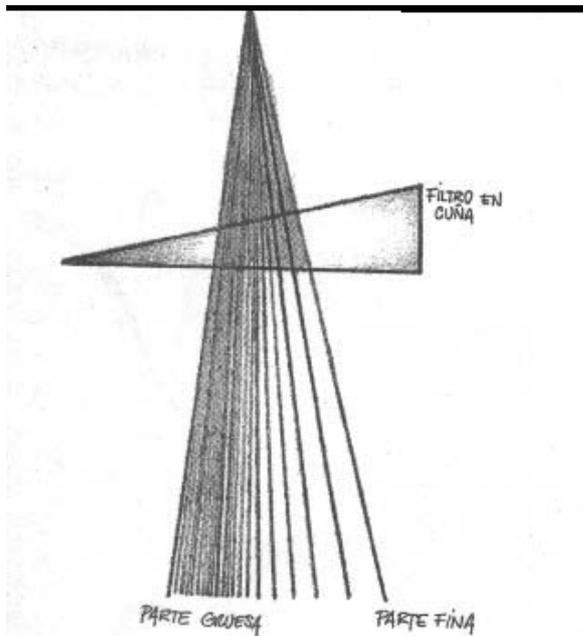


Figura 3-18: filtro de compensación.

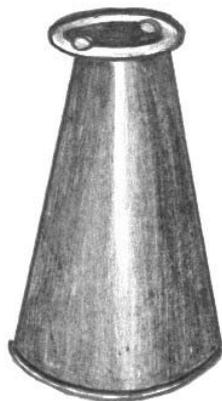
RESTRICTORES

Mecanismos encargados de regir la forma y el tamaño de los rayos X, su función comprende:

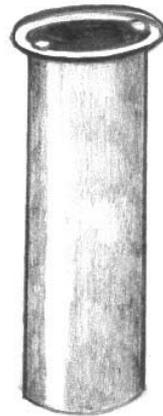
- 1) Reducir la radiación que recibe el paciente derivada de la restricción del volumen del tejido irradiado, incluyendo solo lo que interesa
- 2) Reducir la radiación secundaria ya que cuanto más reducimos el haz menor masa y por lo tanto habrá menor radiación secundaria
- 3) Reducir el efecto penumbra. Al restringir el haz mejora la nitidez al reducir la magnitud de a radiación dispersa que alcanza la película y que no contiene información útil

Hay tres tipos principales: diafragma, cilindros (y conos localizadores) y colimador.

1. Diafragma: es una plaqueta de plomo que posee un orificio central, limitando el cono de radiación. Se colocan después de la ventana del tubo. El inconveniente es que no se puede modificar el orificio, el haz al salir forma un pequeño cono de sombra.
2. Cilindros y conos localizadores: son conos o cilindros de plomo. Los inconvenientes son que siempre tienen la misma forma, producen cono de sombra, como la placa es cuadrada o rectangular hay parte de la placa que no se expone. Por su longitud pueden ser conos largos o cortos. Por su forma pueden ser: cilíndricos, cónicos, tubulares, rectangulares. No se usan en la actualidad (figura 3-19 y 3-20)



CONO



CILINDRO

Figura 3-19: cono, cilindro.

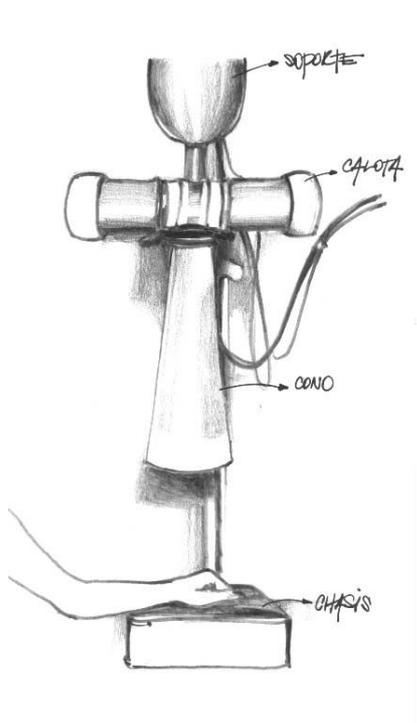


Figura 3-20: cono.

3. Colimador: es el dispositivo restrictor más usado. Es un sistema de compuertas de plomo, son dos para cada posición o sea 4 compuertas generalmente se trata de 4 láminas de plomo acopladas por pares, un par colocado cerca del tubo y otro alejado del mismo (figuras 3-21, 3-22).

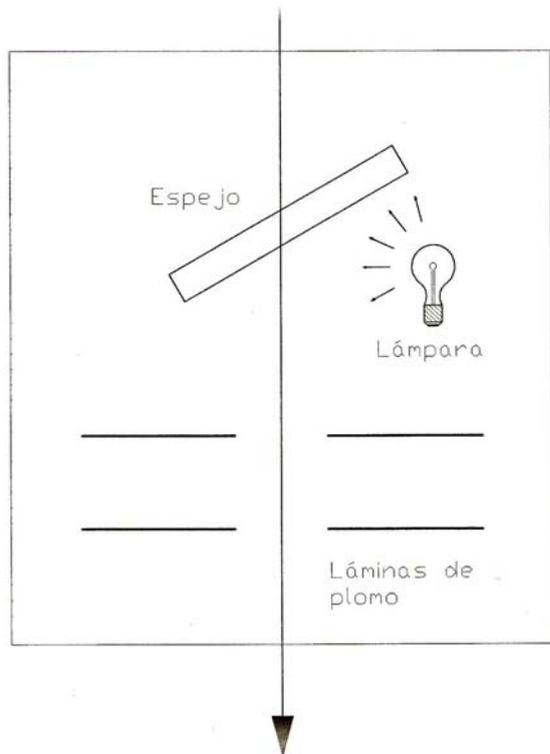


Figura 3-21: esquema de colimador luminoso.

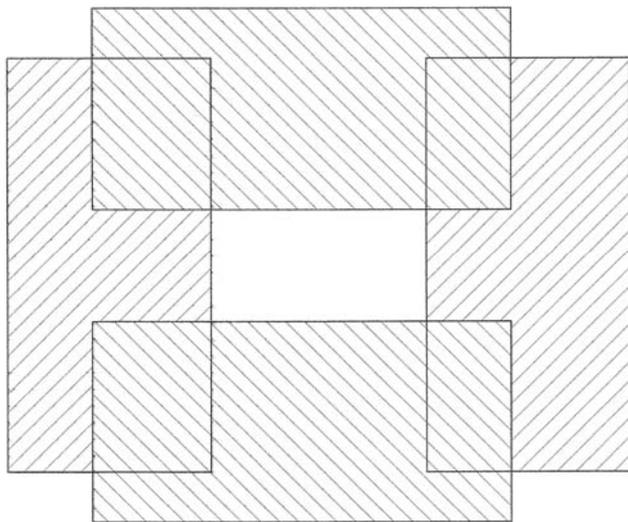


Figura 3-22: esquema compuertas de plomo

Una lamparilla emite un haz de luz que es reflejado por un espejo en la misma dirección del haz de rayos X (el tamaño del haz de luz es similar al haz de rayos X). Es el mejor de todos porque tiene la posibilidad de formar un cuadrado o rectángulo. No da penumbra. En la mayoría hay un centrador luminoso con dos líneas perpendiculares que se cruzan en el centro y que indican el punto de intersección del haz central con el objeto. Debe tenerse en cuenta que los rayos X atraviesan el espejo, de modo que éste actúa como un filtro más, cuyo valor (por ejemplo 1 milímetro de aluminio) hay que tener en cuenta. El campo puede restringirse manualmente por medio de perillas que abren o cierran las compuertas de plomo. Los más modernos son automáticos, cuando se inserta una película en la bandeja del Potter Bucky y se fija en sitio, hay detectores en la bandeja que identifican el tamaño y la alineación del chasis. Se transmite entonces una señal eléctrica al colimador que ajusta las compuertas de plomo al tamaño de la película usada (figura 3-23)

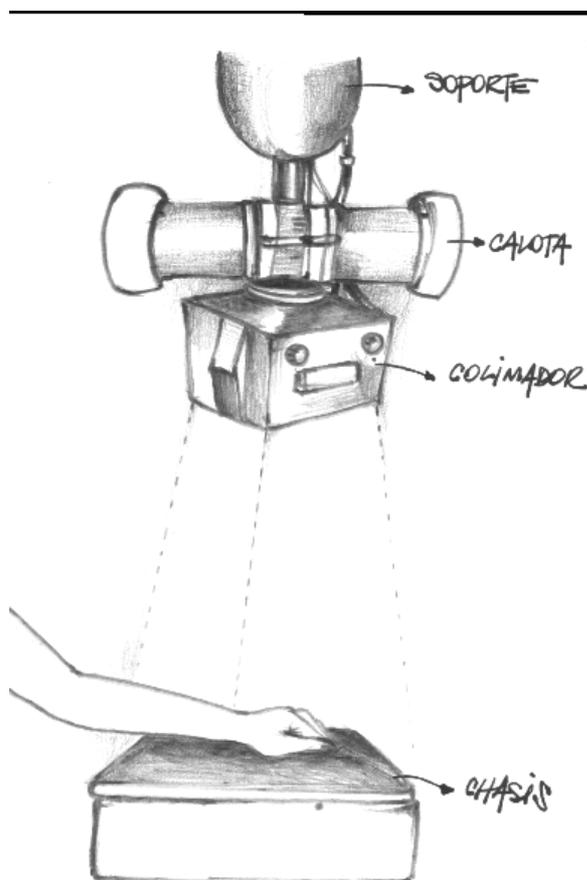


Figura 3-23: colimador luminoso adosado a la calota

RADIACIÓN SECUNDARIA MÉTODOS ANTIDIFUSORES.

Cuando un haz de rayos X choca contra un material se atenúa, esta atenuación es el resultado de dos cosas: la absorción por el efecto fotoeléctrico y la dispersión por el efecto Compton.

Cuando la radiación primaria, que son los rayos provenientes del tubo de rayos X, atraviesa un cuerpo sufre una serie de modificaciones (figura 3-24):

- 1, llega a la película: radiación emergente.
- 2, sufre absorción por el cuerpo atravesado.
- 3, parte se convierte en radiación secundaria o dispersa.

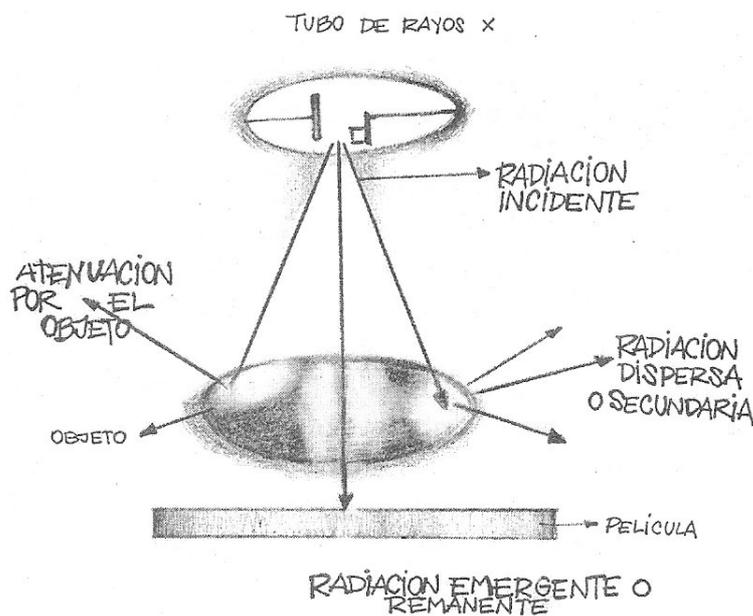


Figura 3-24: interacción con la materia

Radiación secundaria: Se conoce como radiación secundaria a la que emana del paciente cuando inciden sobre este la radiación primaria. Emana en todas las direcciones, su cantidad depende: del espesor del tejido atravesado, de la densidad del mismo, de la tensión de los rayos X usados. A menor kV, menor espesor y densidad del cuerpo atravesado, menor la cantidad de radiación secundaria o dispersa. Luego la radiación dispersa o secundaria es directamente proporcional a la tensión usada y al espesor y composición de la parte corporal examinada.

La radiación dispersa produce un velo que se superpone a la densidad producida por la radiación emergente, esta densidad suplementaria se conoce bajo la denominación de velo por radiación secundaria que deteriora la placa.

Los métodos antidifusores son sistemas destinados a bloquear la radiación secundaria o dispersa para evitar los efectos indeseables, ya que la nitidez y el contraste de una imagen radiológica dependen de numerosos factores, uno de los que más empeora su calidad está representado por este tipo de radiación.

Estos métodos son:

1. Dosis: usar la menor dosis de radiación posible para el objeto a radiografiar.
2. Filtros: ya se han mencionado
3. Restrictores: para restringir o estrechar el haz primario de rayos. Ya fueron vistos.
4. Compresión: para reducir el espesor y así el volumen del objeto atravesado. Es usada por medio de fajas compresoras que se adaptan a la mesa radiográfica para el abdomen, o por dispositivos especiales llamados compresores como por ejemplo en la mama. El mismo principio de reducción del espesor es usado entre las placas obtenidas de pie o acostadas, o entre el decúbito dorsal o ventral.
5. Abertura de aire o técnica del vacío de aire: separando el objeto de la película llega menos radiación dispersa a esta ya que una gran parte de la radiación secundaria pasa de largo a los lados de la película (figura 3-25 y 3-26). El inconveniente de aumentar la distancia objeto película es la mayor borrosidad geométrica que se produce. El método puede, pues, usarse solamente en forma eficiente junto con una gran distancia foco objeto o con un foco muy fino. Se usa con energías bajas, especialmente en la magnificación.

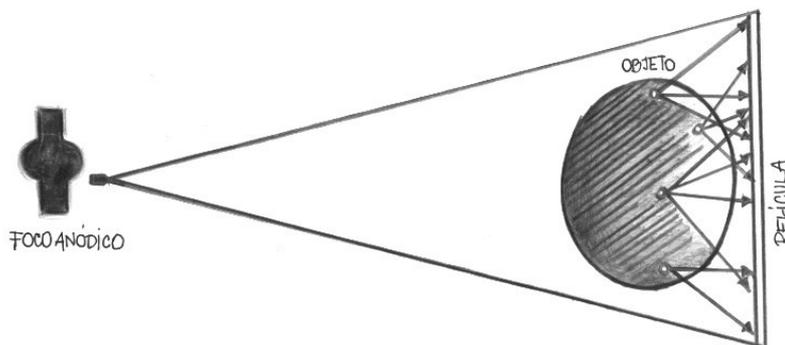


Figura 3-25: apertura de aire, objeto en contacto con la película

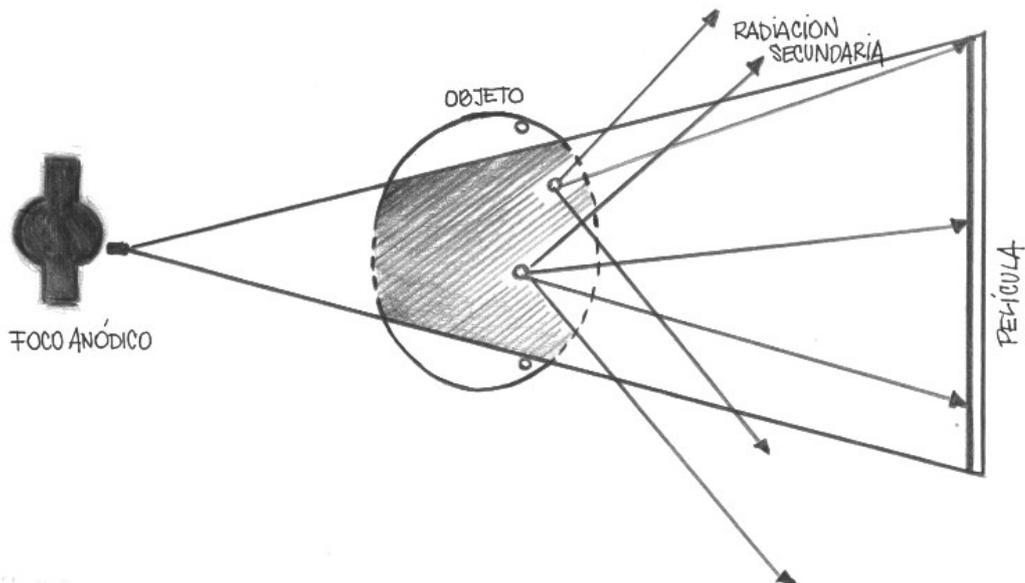


Figura 3-26: abertura de aire, objeto separado de la película

6. Láminas de plomo en la parte posterior del chasis: para evitar la radiación dispersa posterior que se produce una vez que los rayos X atraviesan el objeto por materiales tales como la mesa de rayos X o el piso.
7. Rejillas o parrillas antidifusoras: rejilla compuesta de un gran número de delgadas laminillas de plomo o delgas, dispuestas paralelamente y separadas entre sí a distancias iguales por tabiques transparentes de madera, aluminio o plástico. La radiación primaria que incide normal a los espacios entre las laminillas plomadas no es bloqueada por la grilla. La radiación secundaria de incidencia oblicua con respecto a las laminillas será absorbida por estas. Es lógico pensar que el uso de este accesorio exige un incremento de los valores de exposición ya que también absorben radiación primaria. Se coloca entre el paciente y la película. Las laminillas son muy finas ya que miden 0,05 mm o menos de espesor (figura 3-27).

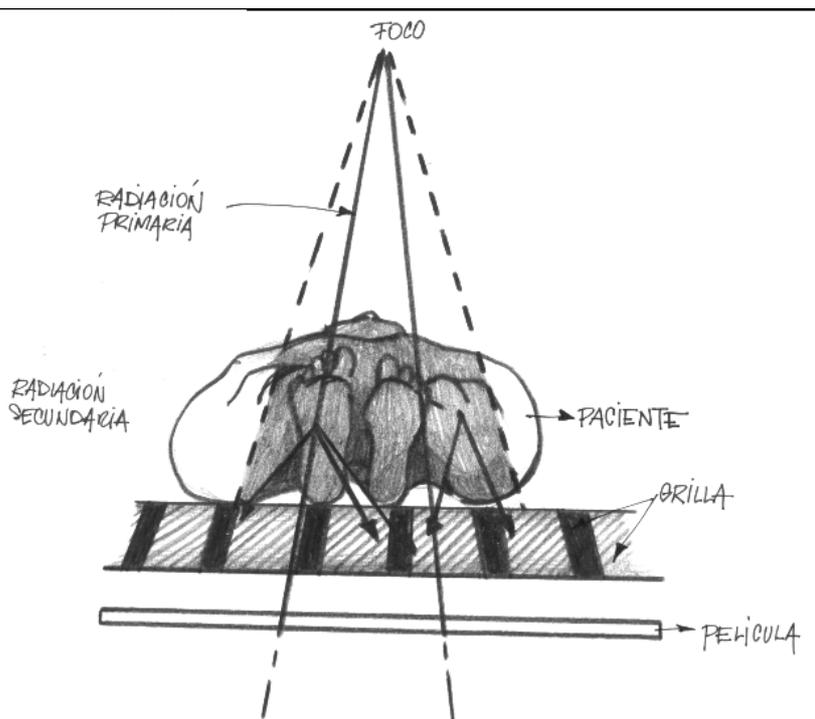


Figura 3-27: parrilla antidifusora

Su origen se debe a Hollis Potter quien inventó la parrilla formada por láminas paralelas de plomo de fino grosor, separadas por láminas de madera. El problema era que la grilla de plomo quedaba impresa también en la película radiográfica. Gustavo Bucky solucionó el problema al dotar a la parrilla de un movimiento simultáneo con la exposición radiográfica. Este invento los vinculó para siempre.

Cuando se habla de Potter-Bucky se menciona a una gran variedad de parrillas antidifusoras que tienen una característica común: ser móviles.

Los tipos de rejilla pueden ser:

1. Fijas: no se desplazan durante la exposición, se usan cuando el paciente no se puede movilizar, estas son fijas ya que carecen de movimiento y por lo tanto las delgas van a salir impresas en la película.
2. Desplazables o móviles: cuando se efectúa el disparo se mueve sincrónicamente por métodos electrónicos. Antiguamente había sistemas deslizamiento a resorte, con reloj, sistema catapulta, sistema de desplazamiento recíproco. El Potter Bucky tiene movimiento lateral hasta 3 cm de desplazamiento. Algunos que se llaman recíprocas se mueven en sentido longitudinal y transversal

3. Paralela: no convergen hacia el foco, no exigen mantener una determinada distancia foco rejilla (figura 3-28).

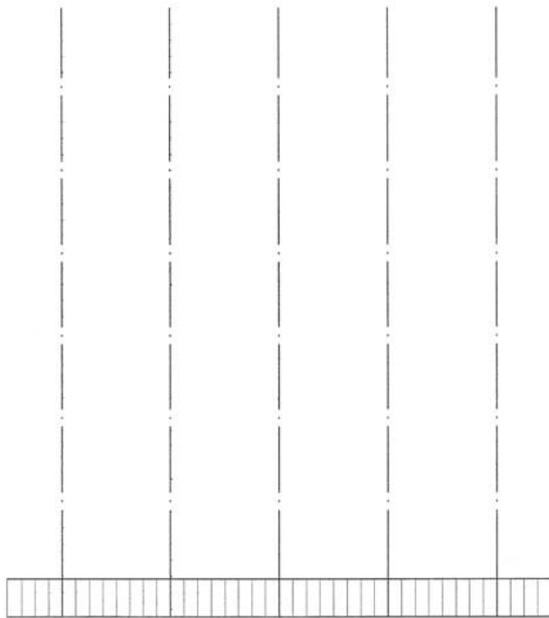
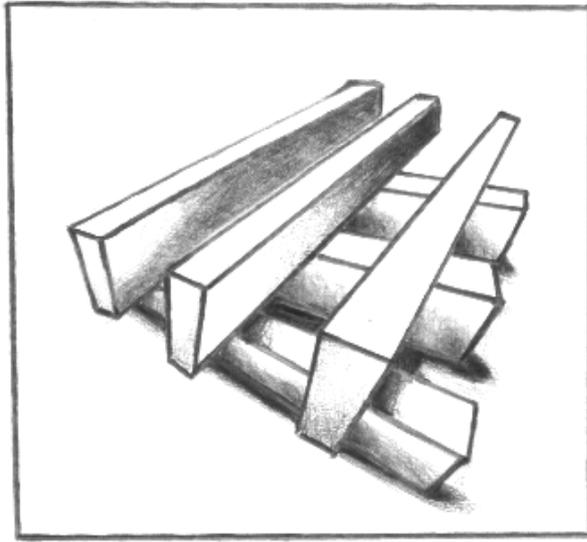


Figura 3-28: parrilla paralela

4. Cruzada: las laminillas están entrecruzadas entre sí en ángulo recto. No permiten la angulación del rayo central (figura 3- 29).



CRUZADA

Figura 3-29: parrilla cruzada

5. Focalizada: (figura 3- 30) las laminillas convergen hacia el foco anódico. La focalización de las parrillas tiene como fin de que los rayos que inciden paralelamente a las delgas no choquen contra ellas y si lo haga la radiación secundaria para que no alcance la película. Las delgas están anguladas para admitir fotones de rayos X que emanan desde un punto. Las rejillas presentan sus láminas inclinadas en dirección al foco al cual convergen a medida que se alejan del centro de la misma. Si se prolongan hacia arriba las direcciones de estas laminillas inclinadas estas líneas imaginarias se cortarían a una distancia determinada por encima de la rejilla. Es el foco de rejilla. La distancia entre el foco de rejilla y el centro de la rejilla se llama radio de rejilla.

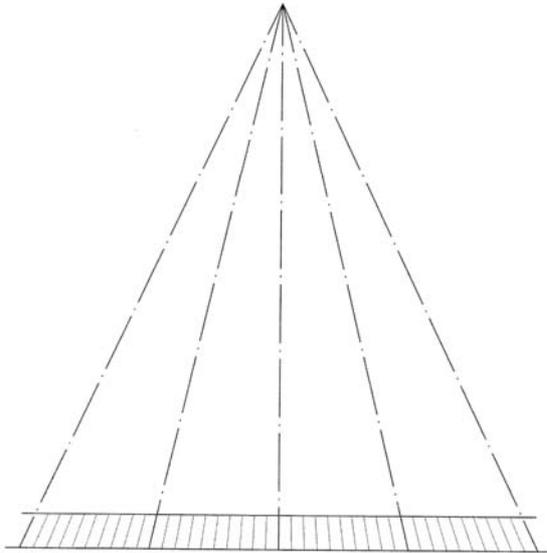


Figura 3-30: parrilla focalizada

La mayoría de las rejillas están orientadas para un foco situado a 90 cm, del centro de la rejilla. La distancia puede variarse más o menos el 25%. Cuanto mayor la relación de parrilla tanto más debe respetarse la distancia entre foco y rejilla y tanto menor la posibilidad de modificar esta. Por ejemplo en una parrilla de relación 5/1 que está enfocada a un metro tiene un rango de variación de la distancia entre 70 y 150 centímetros. En cambio una parrilla 16/1 enfocada también a un metro el rango será de 95 a 105 centímetros.

También tiene importancia la posición del foco con respecto al foco de la rejilla, el tubo debe estar centrado en el centro de la rejilla.

Hay varios parámetros a considerar en una parrilla:

1. Relación de parrilla: (figura 3- 31) es la relación entre la altura de las laminillas y el espacio que las separa. Por ejemplo si la altura de las laminillas es de 2 milímetros y la separación entre una laminilla y otra es de 0,25 la relación será: altura 2 / separación 0,25 = 8, luego la relación de parrilla en este ejemplo es 8/1 (el uno siempre se pone ya que es un número convencional).

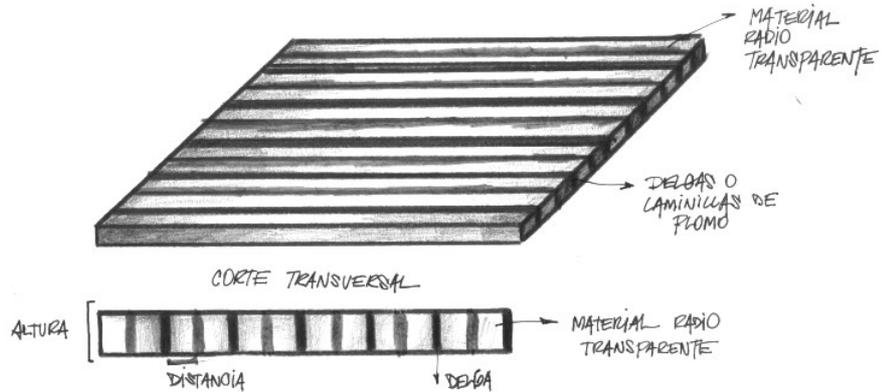


Figura 3-31: relación de parrilla

Cuanto más pequeña es la distancia y cuanto más altas son las delgas tanto más eficaz es la parrilla para suprimir la radiación secundaria (y la primaria). Los valores de relación más usados van de 4/1 a 16/1. (figura 3- 32)

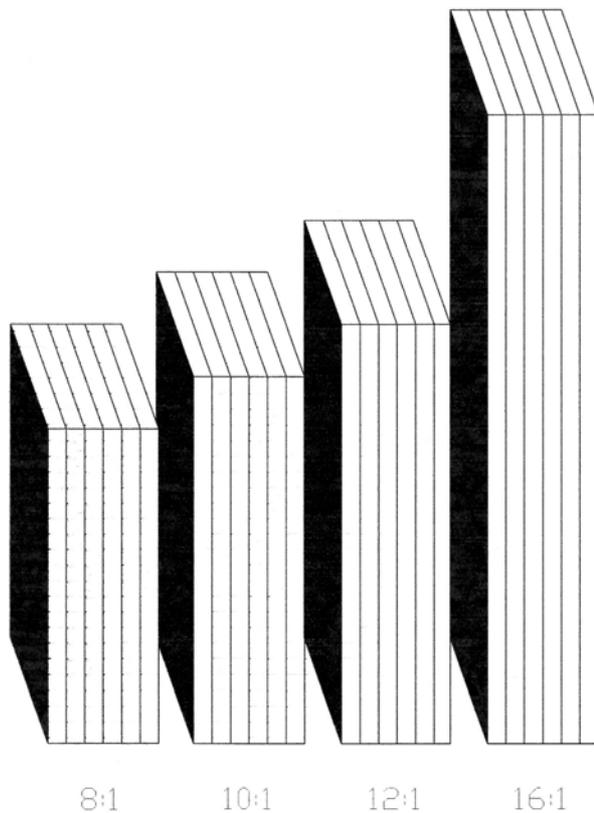


Figura 3-32: distintas relaciones de parrilla

2. Líneas por centímetros: la relación de parrilla no caracteriza completamente el rendimiento de una parrilla. Dos parrillas pueden tener la misma relación pero una puede tener las delgas más finas y por lo tanto tener más laminillas por centímetro. La cantidad de laminillas por centímetro es la inversa de la distancia desde el comienzo de una laminilla al comienzo de la siguiente. La cantidad de líneas es variable los más usadas son de 24 a 40 líneas por centímetro
3. Transmisión primaria: es la fracción de radiación primaria que llega a la grilla. La parrilla ideal es la que deja pasar por ella el 100% de la radiación primaria y elimina la secundaria. Nos da una medida en por ciento de la radiación primaria que esa parrilla deja pasar. Por ejemplo en una grilla 7/1, delga de 60 micras de espesor, espesor de los interespacios de 290 micras, el porcentaje de transmisión primaria es del 72,5%
4. La selectividad de una rejilla es la relación existente entre el porcentaje de radiación primaria y radiación secundaria dispersa transmitida. Cuanto mayor es la absorción de la radiación secundaria mayor la selectividad de una rejilla. Es similar a la anterior, la diferencia es que se hace una medición de toda la radiación que pasa por la parrilla.
5. Mejoramiento del contraste: Factor K: factor de mejoramiento del contraste. Nos va a dar la capacidad de la grilla para mejorar el contraste. Es la relación de contraste con grilla y sin grilla.
6. Factor de rejilla: el uso de rejilla significa una pérdida de radiación primaria y secundaria. Luego esta pérdida debe ser compensada por aumento del mAs o del kV. La relación entre valores de exposición con Potter-Bucky y sin él se conoce como factor de rejilla. Cuanto mayor la relación de rejilla mayor la proporción de radiación primaria y secundaria absorbida. 5/1 del 75%, 6/1 del 85%. 8/1 del 90%.
7. Contenido de plomo de la parrilla: es la cantidad de plomo que tiene por centímetro cuadrado, se expresa en miligramos por centímetro cuadrado. Teniendo una parrilla la misma relación puede tener diferencias una de otra por el contenido de plomo.

Artefactos: Pueden producirse varios, producen efecto de sombra ya que la radiación choca contra las laminillas. Los casos en que puede haber este efecto son:

Efecto troboscópico: cuando el tiempo de desplazamiento entre dos laminillas coincide justamente con la emisión pulsátil de la radiación las laminillas se proyectaran en la película como si el Potter-Bucky estuviera parado. Ocurre en aparatos de media onda.

Fuera de foco: en las parrillas focalizadas, si la parrilla es puesta a una distancia incorrecta los fotones centrales penetran pero los que están fuera del centro son frenados por la

parrilla, este fenómeno se conoce con el nombre de corte de parrilla manifestándose por la reducción de la densidad en los márgenes de la película.

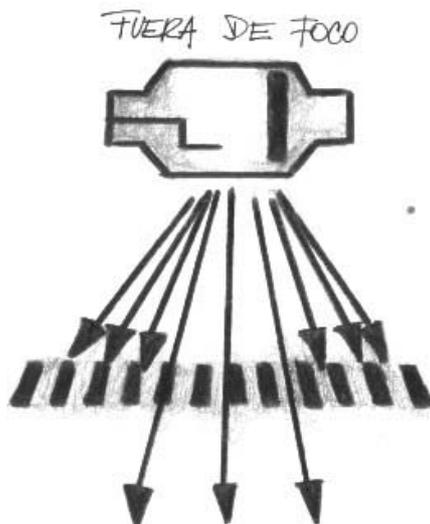
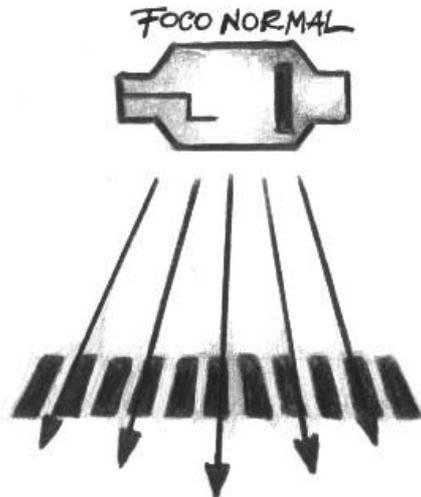


Figura 3-33: parrilla fuera de foco

Descentrado de la parrilla: la radiación que llega a la película se reduce en su totalidad. Este caso se da cuando el tubo no queda en el centro de la grilla sino que queda hacia uno de los lados. No es muy fácil de notarlo porque se produce una pérdida uniforme de la radiación lo que nos hace pensar en una placa blanda (figura 3-34)

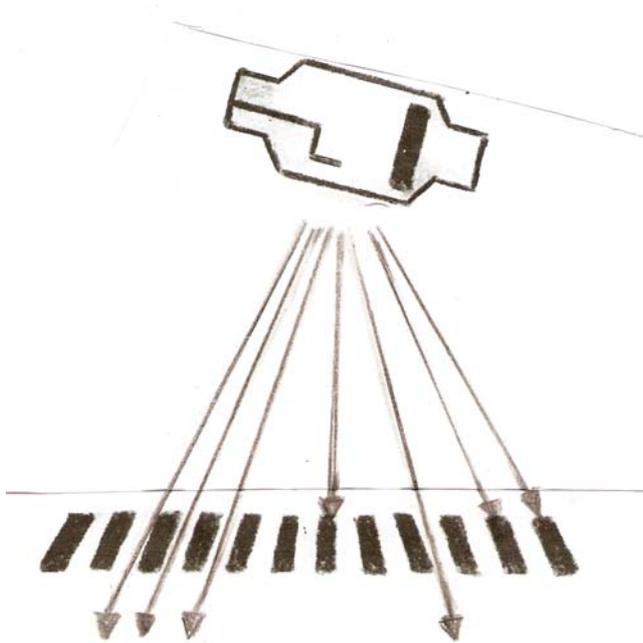


Figura 3-34: parrilla descentrada

Combinaciones: Pueden combinarse por ejemplo descentrado lateral y distancia focal equivocada, en la placa se va a ver un borde más oscuro y otro más claro

Parrilla invertida. Por eso todas las parrillas tienen un lado que mira al tubo (tube side), si en vez de ponerlas correctamente las ponemos invertidas las delgas van a estar también invertidas. El resultado en la placa va a ser en el centro exposición normal, los bordes transparentes.

CAPÍTULO 4

PRINCIPIOS Y LEYES RELACIONADOS CON LA FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA. DENSIDAD RADIOLÓGICA. CONTRASTE. NITIDEZ. BORROSIDAD. RECEPTORES DE IMÁGENES

PRINCIPIOS Y LEYES RELACIONADOS CON LA FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA

La imagen radiológica se forma gracias al poder de penetración de la materia de los rayos X. Estos al atravesar el organismo son atenuados de acuerdo a la composición y espesor de los distintos tejidos del organismo. Como los rayos X son invisibles, contamos con varios métodos para hacerlos visibles que se basan en otras dos propiedades de los rayos X: su poder de hacer luminiscentes algunas sustancias y su facultad de actuar sobre las emulsiones fotográficas (serán vistos más adelante en receptores de imágenes usados en radiología).

Factores que hacen a una perfecta representación radiográfica del objeto: entre ellos tenemos:

1. Superposición: en la trayectoria de los rayos X, no se encuentra solamente una parte de un objeto, sino que todos los rayos pasan a través de varias partes sucesivas, en cada una de las cuales se produce una cierta absorción. La representación radiográfica será entonces la suma de todas esas partes que el haz de rayos atraviesa. Toda proyección radiológica implica la suma y superposición sobre un solo plano de una serie de planos atravesados por el haz de rayos X.
2. Planigrafía: la radiografía es esencialmente una superposición de distintos tejidos en dos dimensiones, por ejemplo en una placa frente de tórax podremos ver un nódulo en la parte superior del pulmón derecho, pero no nos dice si está en el pulmón, en la pleura, en la pared costal, en la piel, en el camisolín o incluso fuera del paciente en algún punto entre el foco y la película, por ejemplo ser debido a una mancha del chasis o un tornillo suelto en el colimador. Para esa evaluación necesitamos la otra dimensión que es la proyección complementaria de perfil donde podremos decir que ese nódulo está ubicado anterior a la traquea, pero con el perfil solamente no podremos decir si es izquierdo o derecho.
3. Paralaje: las partes de un objeto que se encuentran en diferentes puntos a lo largo del mismo haz de rayos, serán superpuestas en la imagen radiográfica (figura 4-1).

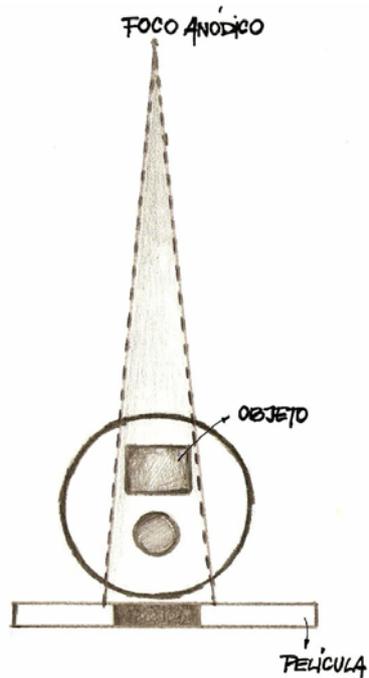


Figura 4-1: Toda proyección radiológica implica la suma y superposición sobre un solo plano de una serie de planos atravesados por el haz de rayos X.

Si desplazamos el foco de rayos X las estructuras se proyectaran separadamente (figura 4-2)

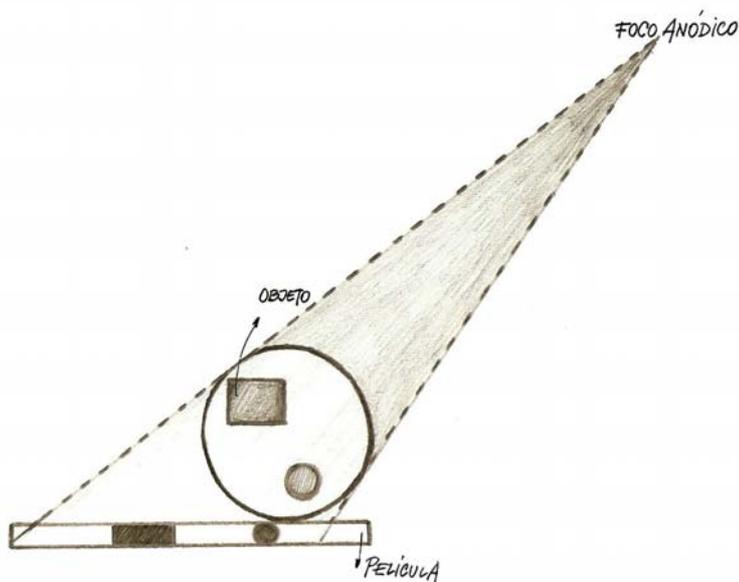


Figura 4-2: desplazamiento del foco.

El mismo resultado se obtiene dejando fijo el foco y desplazando el objeto (figura 4-3).

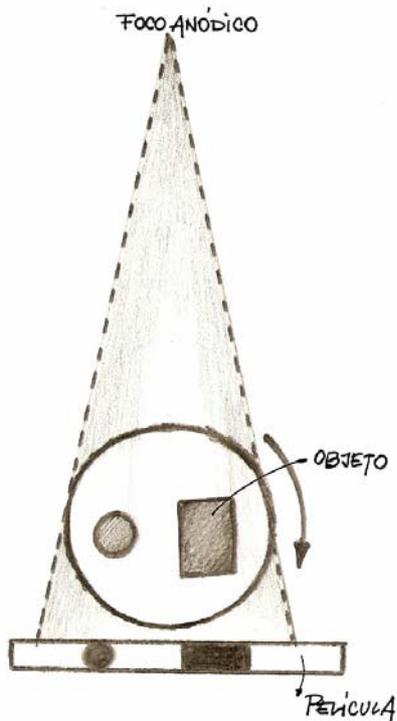


Figura 4-3: desplazamiento del objeto.

4. Efecto de canto: debido a la superposición es posible que un detalle determinado no sea visible cuando el detalle es delgado, pero si este detalle tiene sus dimensiones mayores en la misma dirección que el haz de rayos X (efecto de canto), podrá verse. Una superficie grande pero delgada como la pleura, la absorción de rayos X será generalmente tan pequeña que no se produce ningún contraste entre ella y lo que la rodea, es decir, que la membrana es invisible, excepto cuando esté paralela a la dirección de los rayos X, teniendo entonces una mayor absorción y apareciendo por lo tanto en la placa

Es por eso que en el frente de tórax, solo vemos la cisura menor ya que está en forma ortogonal a la dirección de los rayos X. De modo semejante una lámina de cartón puede aparecer como una línea solamente cuando está paralela a los rayos X durante una longitud suficiente. Cuando una imagen queda registrada por los rayos paralelos a ellos (es decir, de canto) se habla de una representación ortogonal o axil. Otros ejemplos son: la imagen en gemelo del bronquio, los dobleces de la ropa.

En el ejemplo si exponemos a los rayos X una lámina de cartón solo se formará la imagen cuando el haz de rayo esté “de canto” o sea perpendicular a la película (figura 4-4 y 4-4’)

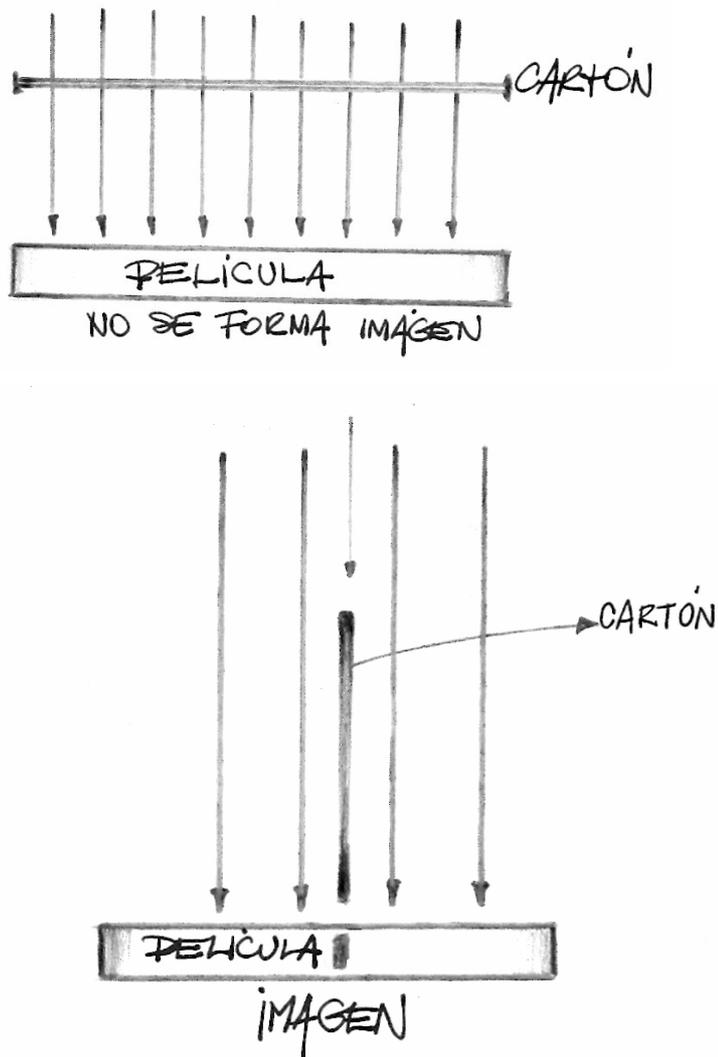


Figura 4-4: efecto de canto: En este ejemplo la lámina de cartón formará imagen cuando el haz de rayos esté “de canto” ofreciendo una longitud suficiente

5. Tamaño del foco anódico: ya fue visto en tubo de rayos X. A menor tamaño del foco mayor la nitidez, menor efecto de penumbra de la imagen radiográfica, pero menor la carga que soporta ya que la disipación del calor es menor
6. Ampliación: como los rayos X son producidos desde una fuente pequeña; el foco anódico; la imagen de un objeto situado en la trayectoria de los rayos se forma según las leyes de proyección central.

El grado de ampliación depende de:

- Distancia objeto- película: a menor distancia objeto- película menor es la ampliación (figura 4-5). La sombra que proyecta será chica y nítida. Por el contrario a mayor distancia la imagen será más grande y borrosa.

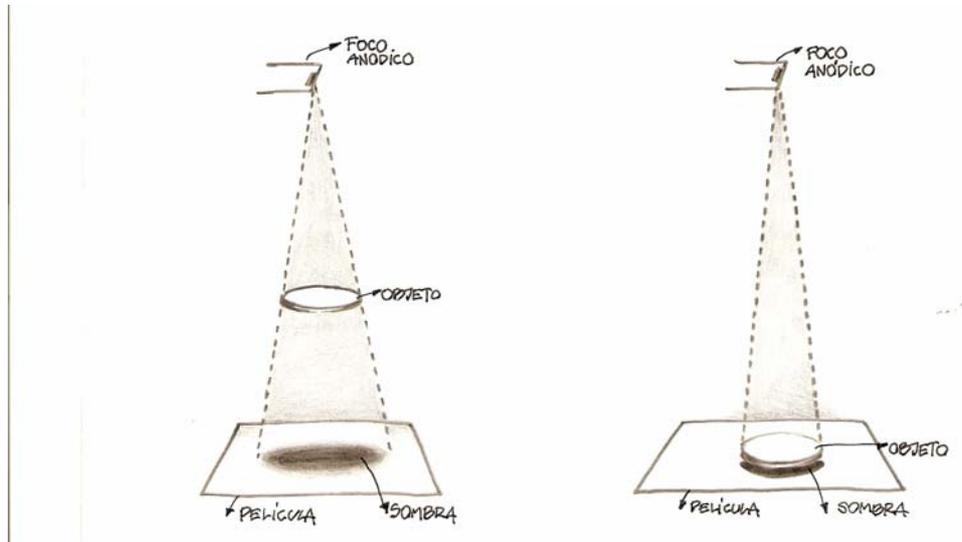


Figura 4-5: Distancia objeto película: a menor distancia objeto-película menor es la ampliación y mayor la nitidez

Distancia foco película: a menor distancia foco-película mayor es la ampliación, menor la nitidez (figura 4-6)

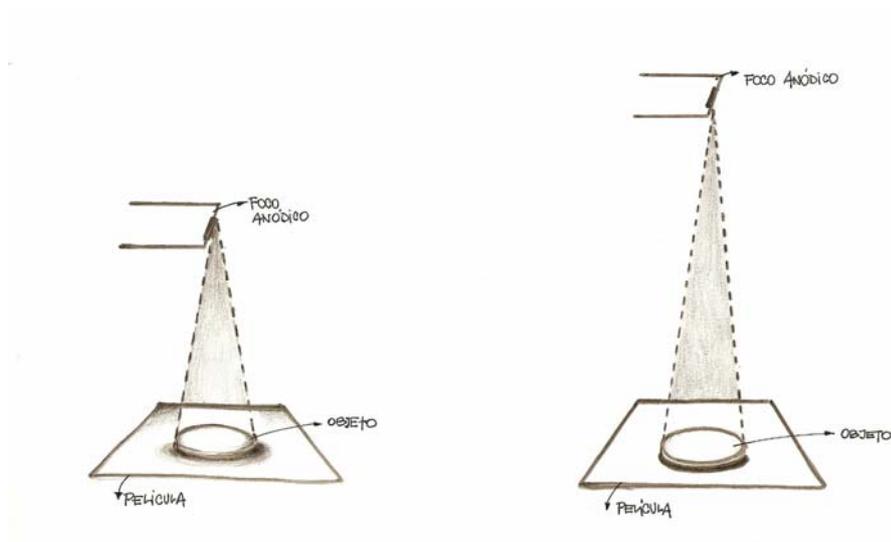


Figura 4-6: Distancia foco película: a menor distancia foco-película mayor es la ampliación, menor la nitidez

El efecto de ampliación lo podemos ver numerosas veces en la práctica por ejemplo en el tamaño del corazón en una placa posteroanterior de tórax en que la imagen cardíaca es pequeña y nítida (ya que el corazón esta cerca de la placa), mientras que en una placa anteroposterior de tórax la imagen cardíaca es más grande y menos nítida. Otro ejemplo son las órbitas que vistas en una incidencia posteroanterior de cráneo son chicas y nítidas mientras que en una placa anteroposterior de cráneo las órbitas son más grandes y menos nítidas (ya que las órbitas se alejan de la placa).

7) Distorsión: es la deformación o distorsión de la imagen radiográfica. Está causada por:

- La ampliación desigual de las diferentes partes de un objeto, como un objeto tiene espesor tendrá partes situadas a diferentes distancias de la película por lo que las partes más alejadas de la película serán ampliadas por lo que no hay una verdadera proporción de las partes entre sí.
- Por la dirección del haz de rayos X, si el eje mayor del cuerpo a proyectar es perpendicular al rayo central y paralelo al plano de la película la deformación será mínima. La proyección de los rayos debe ser lo más derecha posible. Cuando se proyecta en forma oblicua a la radiación el objeto tiende a deformarse alargándose en el sentido de la inclinación del haz. Se evita la deformación exagerada alineando el tubo con respecto al plano del objeto y de la película.

Cuando la distancia foco película es pequeña y la distancia objeto película es relativamente grande, la distorsión puede ser considerable.

En el ejemplo (figura 4-7) la esfera situada en el centro de la proyección del haz de rayos X dará la imagen de una esfera, pero si se encuentra por fuera del centro de proyección la imagen será la de una elipse.

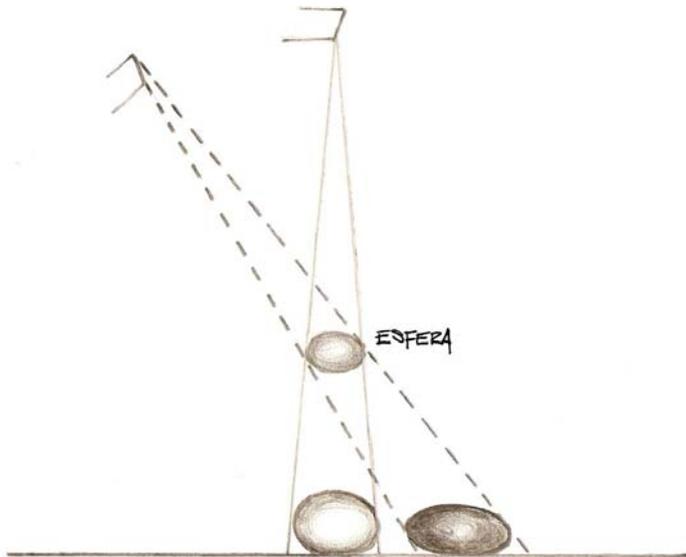


Figura 4-7: distorsión

Las deformaciones se producen también según la relación que guardan entre sí el centro geométrico del objeto presentado con el rayo central es decir conforme a la incidencia del rayo central, una bala por ejemplo (figura 4-8) puede proyectar una imagen muy distinta según como esté colocado su eje longitudinal mayor con respecto al rayo central. Si el eje mayor es paralelo al rayo central dará una sombra redondeada, si es oblicuo una imagen rectangular, solo cuando el eje es perpendicular el rayo central reproducirá la verdadera forma del objeto.

Cuando se proyecta radiográficamente una zona anatómica no todos sus elementos se encuentran en el eje longitudinal perpendicular el rayo central, de tal manera algunos son tomados en proyección ideal, otros son proyectados más o menos oblicuos de lo que resulta una deformación de su morfología normal.

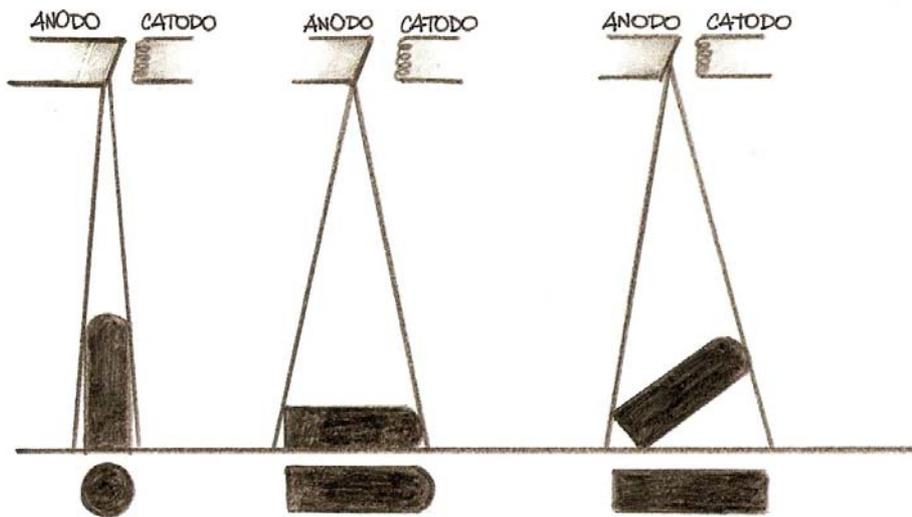


Figura 4-8: deformación

- 7) Ley del cuadrado de la distancia: el haz de rayos X que sale de la ventanilla del tubo puede considerarse como un cono cuyo vértice se encuentra en el ánodo. Cuanto más se aparte uno del foco tanto más débil es la radiación. Cuando la distancia al foco se duplica la intensidad de la radiación se hace 4 veces menor, o dicho de otro modo, la intensidad de la radiación disminuye en razón inversa al cuadrado de la distancia. Así una radiografía practicada a 2 metros exige un tiempo de exposición 4 veces mayor del correspondiente a una placa efectuada a 1 metro, a 3 metros el tiempo de exposición será 9 veces mayor y así sucesivamente (figura 4-9).

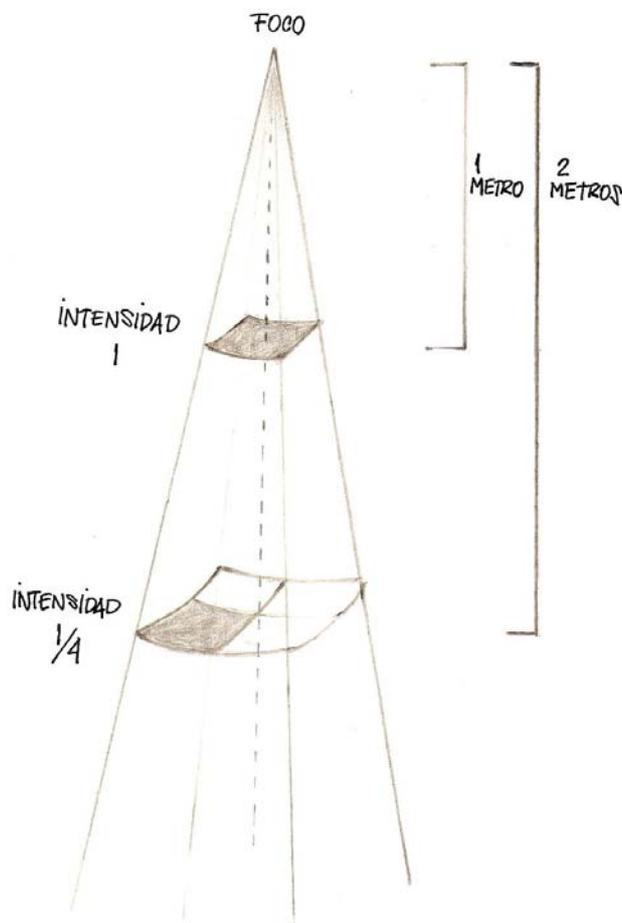


Figura 4-9: ley del cuadrado de la distancia

DENSIDAD RADIOLÓGICA

Se llama densidad radiológica al grado de ennegrecimiento de una película radiográfica como resultado de su exposición a los rayos Roentgen. Cuanto mayor es la cantidad de rayos X que llegue al film tanto mayor es el grado de ennegrecimiento. Donde hay aire llegan todos los rayos a la película por lo tanto los halógenos de plata se reducirán a plata metálica por lo que después del proceso de revelado y fijado se verá negro. El plomo no deja pasar los rayos, por lo que no llegan a la película, los halógenos no se convierten en plata metálica por lo que después del procesado de la

película se verá transparente. El hueso que deja pasar muy poca radiación por lo que se verá blanco.

La densidad o grado de ennegrecimiento de una película radiográfica será por lo tanto una medida de la cantidad de radiación absorbida, durante su pasaje a través del cuerpo. Esta absorción difiere según el espesor y densidad del cuerpo atravesado y da lugar a la formación de un cierto número de depósitos de plata que es reducida en el proceso de revelado a plata metálica, cuanto mayor es su concentración tanto mayor es el ennegrecimiento y se verá negra. Por el contrario si no llega a la placa la radiación no habrá plata metálica y de esta manera aparecerá blanca o transparente una vez revelada la película (figura 4-10).

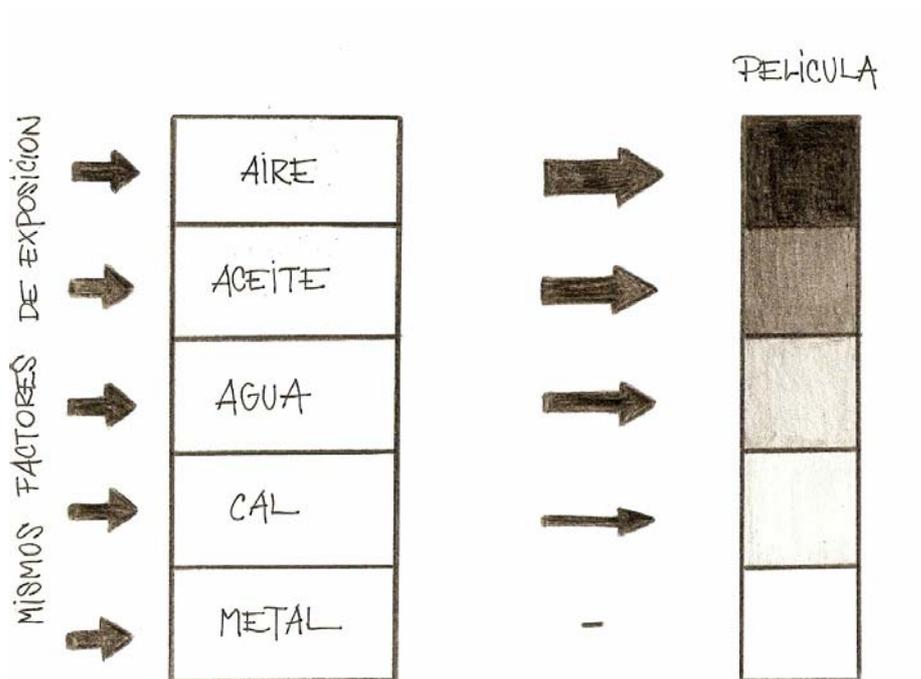


Figura 4-10: densidades radiológicas

En radiología son cinco las densidades (de mayor a menor):

1. Metálica: no es fisiológica, puede deberse a cuerpos extraños, marcas, elementos de osteosíntesis, tubos de traqueotomía etcétera; como así también a medios de contraste

radioopacos (bario, compuestos yodados). El plomo no deja pasar los rayos, por lo que no llega al receptor de imágenes radiación y se vera transparente o blanca intenso.

2. Cálcica: es la densidad de los huesos o de distintos tipos de calcificaciones como por ejemplo calcificación de los cartílagos tiroides, calcificación de las paredes de los vasos, etcétera. Es blanca menos intensa que la metálica ya que el hueso permite que algunos rayos lo atraviesen y lleguen así a la película
3. Hídrica: es la densidad de la mayor parte del organismo (recordemos que el 80 % está constituido por agua), corazón, vasos, hígado, bazo, vísceras huecas sin aire, músculos, cartilago no calcificado, etcétera. Es blanca grisácea a grisácea ya que gran parte de los rayos llegan a la película
4. Grasa: es la densidad del tejido adiposo, especial importancia tiene la ubicada en los distintos compartimentos del abdomen ya que nos permite distinguir diferentes estructuras anatómicas. Es grisácea a negra ya que la mayoría de los rayos X la atraviesan.
5. Aérea: pulmones, aire en estómago o en intestinos. Es negra porque deja pasar toda la radiación

La densidad puede ser medida por densitómetros que indican el flujo luminoso que pasa a través de una película. Se verá en película radiográfica

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA DENSIDAD RADIOLÓGICA: una gran cantidad de factores influyen sobre la densidad radiográfica. La mayoría de los factores que controlan o definen la densidad influyen también sobre el contraste.

Miliamper segundo: es el que más influye sobre la densidad radiológica ya que define la cantidad de rayos X. Se basa en la ley de Bunsen- Roscoe: la reacción de una emulsión fotográfica es igual al producto de la intensidad de la luz por el tiempo de exposición. La intensidad de la radiación esta directamente relacionada con la cantidad de rayos X producidos en el cátodo. El mAs es el producto del miliamperaje por la duración del tiempo de exposición en segundos. Cualquiera de los términos que integran el factor mAs pueden ser modificados manteniéndose el producto final. La relación entre mA y el tiempo es inversamente proporcional ya que si aumentamos los miliamperios necesarios para una determinada densidad radiológica debemos disminuir el tiempo de exposición.

kV: influye en la densidad aunque en forma más variable y menos constante. Recordar que el mAs determina la cantidad de radiación, mientras que el kV determina el poder de penetración o sea la calidad de los rayos X

Distancia foco película: es el otro factor más influyente sobre la densidad radiología. Recordar la ley del cuadrado de la distancia: la intensidad de la radiación disminuye en relación inversa al cuadrado de la distancia.

Espesor objeto (paciente) cuanto más grueso es el paciente más radiación se requiere para penetrar sus tejidos y alcanzar la película.

Composición de la zona a estudiar: en el tórax están los pulmones que contienen aire por lo que la radiación debe ser menor que en el abdomen en donde hay vísceras sólidas de densidad hídrica por lo que la radiación deberá ser mayor a pesar de que pueden tener el mismo espesor.

Efecto anódico o de talón: del lado del cátodo hay mayor intensidad de rayos X.

Tipo de receptor (película- pantallas reforzadoras): a mayor velocidad del receptor se necesita menor intensidad de radiación.

Restrictores: cuando se usan por ejemplo colimadores y parrillas antidifusoras disminuye la intensidad de la radiación ya que menor cantidad de radiación llegará a la película

Procesamiento de la película: a mayor temperatura o mayor tiempo de revelado más negra será la placa.

CONTRASTE

Examinando una radiografía se comprobará que está integrada por áreas oscuras y claras de distintas tonalidades, es decir por zonas de distinto grado de ennegrecimiento o densidad. Contraste es la diferencia visible entre densidades de zonas vecinas. Si en una radiografía hubiere una sola densidad no habrá contraste. En consecuencia para que haya contraste deben haber zonas de distintos grados de ennegrecimiento o densidades.

Cuando las diferencias de contraste son muy notorias, por ejemplo solo hay blanco y negro se dice que tiene alto contraste. Cuando las diferencias de contraste no son tan acentuadas ya que además del blanco y negro hay grises se dice que una radiografía es de bajo contraste

FACTORES QUE INFLUYEN SOBRE EL CONTRASTE: son varios:

Kilovoltaje: es el que más influye. El kV nos da la calidad de los rayos X es decir su longitud de onda o capacidad de penetración (el miliamperaje nos da la cantidad o intensidad de la radiación). Un haz de rayos X está compuesto por distintas longitudes de onda, en este haz predominan las longitudes correspondientes al kV aplicado al tubo. Si este es alto predominarían los rayos de corta longitud de onda es decir penetrantes. Los rayos X de bajo kV, tienen larga longitud de onda, son poco penetrante, produciendo una menor cantidad de radiación que llega a la película y por lo tanto un menor número de densidades de tonalidad diferente. Al aumentar el kV el contraste de la placa disminuye porque disminuye la absorción (efecto fotoeléctrico) y aumenta la dispersión (efecto Compton)

Radiación secundaria: es el mayor enemigo del contraste, por lo tanto lo que hay que limitarla todo lo posible.

Espesor y densidad del objeto: cuando un haz de rayos X atraviesa un cuerpo su intensidad se reduce como consecuencia de la absorción que sufre el haz primario a nivel de la parte atravesada. Esta absorción es directamente proporcional al espesor y peso atómico del cuerpo atravesado. Cuando un haz de radiación primaria atraviesa los tejidos un cierto porcentaje de radiaciones son absorbidas por los mismos, lo que queda del haz de radiaciones primarias una vez atravesado los tejidos y haber sufrido las consecuencias de la absorción constituye la radiación remanente. Además debe recordarse que solo una mínima proporción de la radiación primaria es efectivamente utilizada en una exposición radiográfica ya que la mayor parte de la radiación es absorbida o convertida en radiación secundaria, por ejemplo en una radiografía de tórax solamente el 5% de la radiación emergente es la que impresiona la película. Los tejidos inorgánicos causan generalmente una elevada absorción, ocurre lo contrario con los tejidos orgánicos.

Absorción por un cuerpo de composición homogénea: depende fundamentalmente del espesor que puede ser uniforme o no uniforme.

Absorción por cuerpos de composición no homogénea: los distintos espesores determinan distintos grados de absorción y de esta manera distintas densidades en la placa. Es que cada elemento anatómico absorbe una determinada cantidad de radiación primaria en relación directa al espesor y peso atómico del elemento anatómico. La absorción selectiva por parte de cada uno de los elementos integrantes de una parte anatómica determina en la radiografía distintas densidades. En todos los casos debe usarse el kV suficiente como para asegurar la adecuada penetración de la parte.

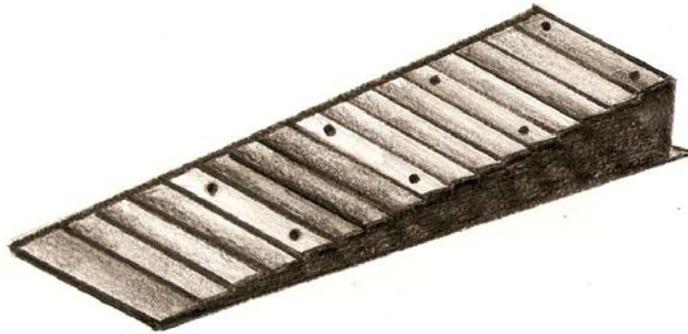
mAs: influye en forma más variada y menos constante ya que no influye en la calidad sino en la cantidad de la radiación.

Contraste de la película radiográfica - pantallas reforzadoras: hay películas y pantallas producidas para obtener alto contraste y otras buscan obtener un bajo contraste. Tienen un contraste inherente. También depende de si la emulsión es simple o doble, del contenido de halógenos de plata, morfología de los granos, sensibilidad espectral y otros.

Procesamiento de la película: para un contraste óptimo se ha de realizar un revelado correcto. Un tiempo de revelación demasiado breve no permite que la película desarrolle el grado de contraste inherente a su emulsión mientras que un revelado demasiado prolongado determina velo que deteriora naturalmente la imagen.

ESCALA DE CONTRASTE: la escala de contraste de una imagen radiológica es determinada por el número de las distintas densidades. Es el intervalo de densidades ópticas comprendida entre la parte más blanca y la más negra de la placa. Cuanto mayor el número de distintas densidades mayor el número de detalles que se diferenciarán.

El efecto del kV se puede ilustrar con una cuña de aluminio con peldaños de espesor creciente es decir con un penetrómetro (figura 4-11).



PENETRÓMETRO

Figura 4-11: penetrómetro

El contraste de escala corta es con rayos de larga longitud de onda es decir de bajo kV o sea poco penetrantes, se produce una menor cantidad de radiación que llega a la película y por lo tanto un menor número de densidades de tonalidad diferente.

El contraste de escala larga es con rayos X de corta longitud de onda es decir de alto Kv. o sea muy penetrantes, se produce una mayor cantidad de radiación que llega a la película y por lo tanto un número de densidades de tonalidad distinta. A medida que aumenta el kV la gama de contraste es mayor (figura 4-12).

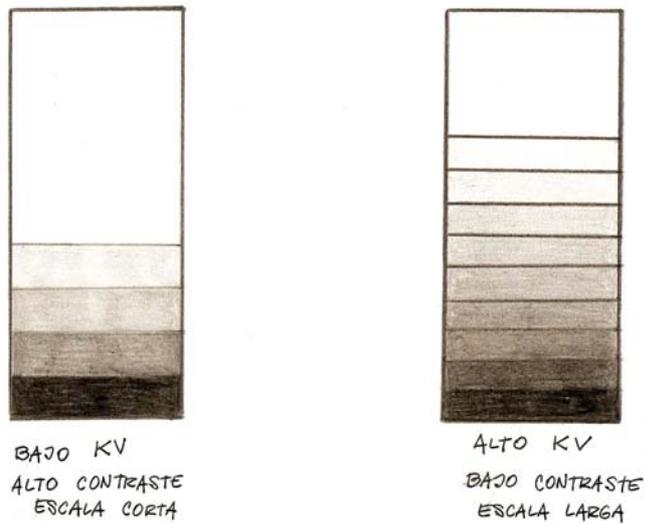


Figura 4-12: escala de contraste

Un ejemplo gráfico es la cara del mismo perro, uno dibujado en blanco y negro y otro con grises (figura 4-13).

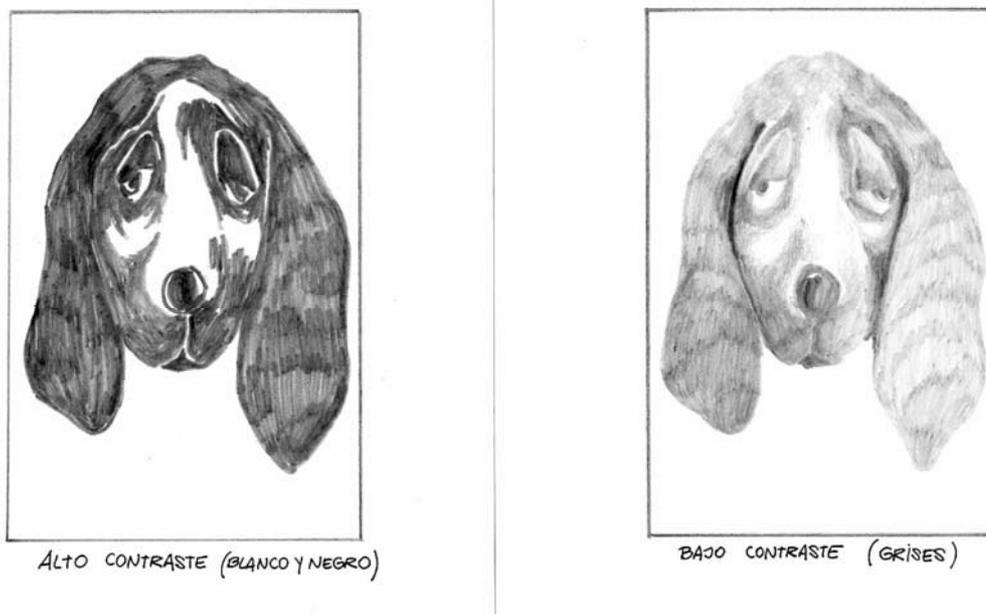


Figura 4-13: alto y bajo contraste

LATITUD DE EXPOSICIÓN: la variación o desviación posible de los factores de exposición sin perjudicar el valor diagnóstico de una radiografía constituye la latitud de exposición, depende

fundamentalmente del kV usado, cuanto más larga la escala de contraste mayor la latitud. Así si se usa un kV bajo es decir la escala de contraste es corta y por lo tanto el número de distintas densidades es reducido la latitud es pequeña. En cambio con kV alto es decir cuando la escala de contraste es larga y por lo tanto el número de distintas densidades es elevado la latitud de exposición es grande y por lo tanto el margen de error admisible, es mayor.

VARIACIÓN DE LOS COEFICIENTES DE ABSORCIÓN EN RELACIÓN AL KILOVOLTAJE:

Cuanto menor es el kilovoltaje empleado, mayor es la diferencia de absorción y por lo tanto, de contraste entre las tres densidades básicas del organismo (hueso, agua, grasa). Al contrario el aumentar el kilovoltaje los coeficientes de atenuación tienden a igualarse, con lo que disminuyen los contrastes y se homogeniza la imagen radiológica.

La figura (figura 4-16) muestra como la máxima discriminación entre los coeficientes de absorción de las distintas sustancias del organismo se produce a bajos kilovoltajes (mayor contraste), mientras que a altos kilovoltajes se produce una unificación de los coeficientes de absorción, lo que resultaría una homogeneización de la imagen radiológica con pérdida del contraste. El uso de bajos kV es útil en el estudio de los tejidos blandos como por ejemplo la mama.

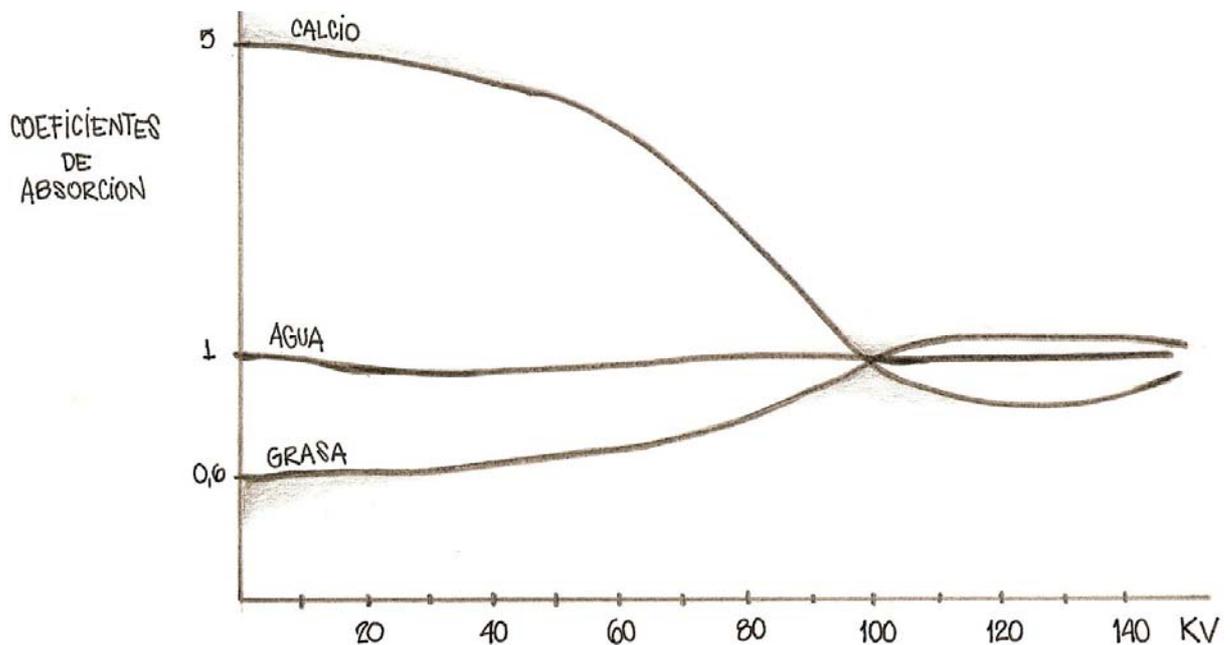


Figura 4-14: variaciones de los coeficientes de absorción en relación con el kilovoltajes

CAPA HEMIRREDUCTORA: interesa aquel espesor absorbente que disminuye el número de fotones a la mitad. A ese espesor se lo llama capa hemirreductora. Sirve para expresar la capacidad

de penetración de la radiación o calidad. Es el espesor de material absorbente necesario para reducir la intensidad de un haz a la mitad de su valor inicial. Como normalmente no se puede medir la filtración por medios directos suele recurrirse a una medida de la capa hemirreductora. Esta puede ser medida, por ejemplo para 30 kV es de 0,3 mm de aluminio, para 70 kV es de 2,1 mm aluminio, para 80 es de 2,3 milímetros de aluminio.

Es por lo tanto una característica del haz de rayos. Su valor se determina experimentalmente. Indica el poder de penetración del haz de rayos X que depende fundamentalmente del kV usado (figura 4-15). Para fines diagnósticos la radiación muy raramente se caracteriza por la CHR.

Recordemos que en filtros vimos que los aparatos de rayos X diagnósticos tienen que tener una filtración mínima equivalente a 2,5 milímetros de aluminio, para eliminar la radiación blanda.

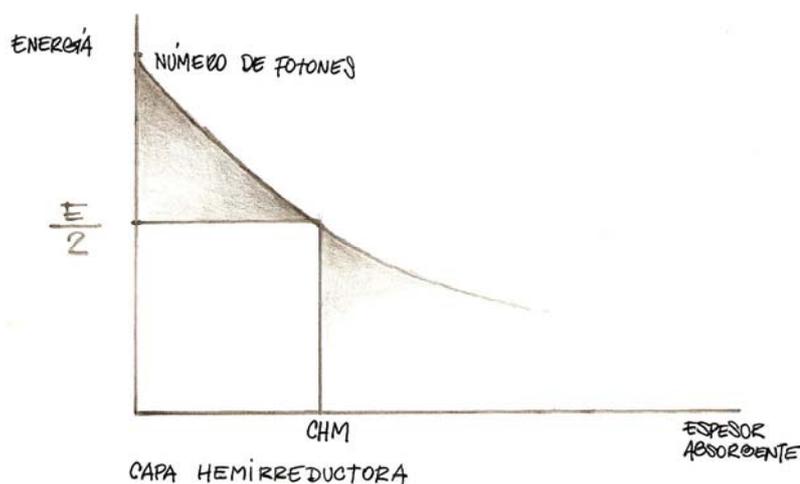


Figura 4-15: capa hemirreductora

NITIDEZ DE LA IMAGEN RADIOGRÁFICA

Nitidez o definición radiológica significa la clara percepción del contorno de un elemento anatómico proyectado. Cuando hay nitidez, el contorno presenta neta diferencia entre las densidades adyacentes.

La nitidez puede medirse por ejemplo en pares de líneas que podemos distinguir en un milímetro, por ejemplo 20 pares de líneas por milímetro en la combinación película sola, 10 pares de líneas por milímetro en la combinación película pantalla normal, 5 pares de líneas por milímetro en la

combinación película pantalla rápida, 2,5 pares en la combinación intensificador de imagen cadena de TV, 1 par de línea en equipos de TC y RM, 0,1 par de línea en gamma cámara.

El concepto de función de transferencia de modulación es también útil cuando se comparan las propiedades de contraste y resolución de métodos de imagen.

La falta de nitidez constituye la BORROSIDAD O PENUMBRA que puede estar determinada por distintos factores:

1. Borrosidad geométrica: las causas que la producen ya las hemos visto en principios y leyes relacionadas con la formación de la imagen, se debe a:

Tamaño del foco anódico: ya fue visto en tubo de rayos X. A menor tamaño del foco mayor la nitidez de la imagen radiográfica (figura 4-16). En la medida que se reduce esta superficie disminuye el efecto de penumbra y aumenta la nitidez. El haz de rayos que se origina a nivel de este foco es divergente y como tal determina en el contorno del objeto radiografiado una zona de penumbra. El ancho de la penumbra depende del tamaño del foco, cuanto más pequeño este menor la penumbra y por lo tanto mayor la nitidez del borde. Luego con un foco pequeño se logran imágenes con bordes con un mínimo de penumbra y por lo tanto muy nítidos pero cuanto más pequeño el foco menor la carga que soporta lo que obliga a usar tiempos de exposición más prolongados. Si la carga aplicada es grande la superficie del foco es mayor dando lugar a mayor efecto de penumbra y a pérdida de la nitidez pero mayor disipación del calor.

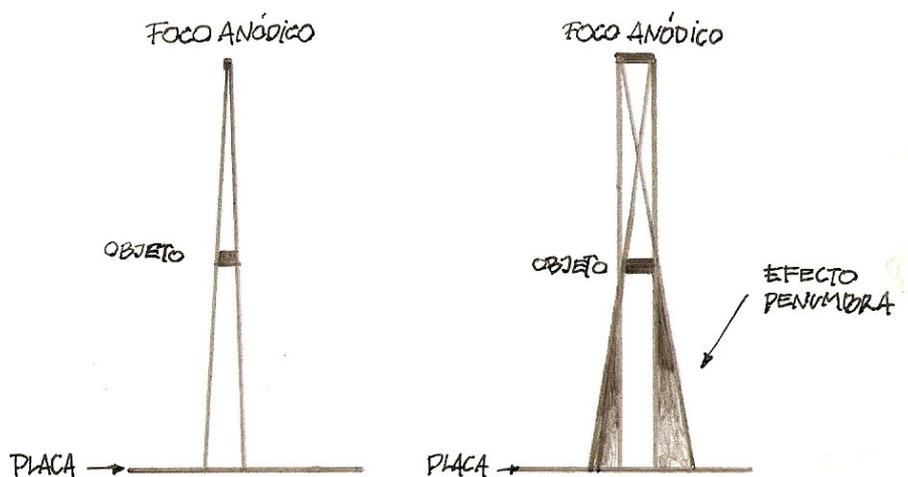


Figura 4-16: variaciones tamaño del foco anódico

Distancia objeto película: cuanto más cerca del film se encuentra el objeto menor borrosidad, luego el objeto a radiografiar debe estar lo más cerca del film (figura 4-5). Cuando magnificamos la pérdida de nitidez se compensa usando foco fino y al haber mayor espacio ocupado por aire entre el objeto y la película menor será la radiación secundaria que llega a esta. Una imagen ampliada la podemos lograr también acercando el tubo al objeto.

Distancia foco film: cuanto mayor es la distancia entre el foco y el film menor la borrosidad geométrica y mayor la nitidez (figura 4-6). Pero este aumento de la distancia foco film necesita una mayor cantidad de rayos X ya que la intensidad de los mismos disminuye con el cuadrado de la distancia.

Posición del tubo: el tamaño del foco proyectado o foco eficaz varía a lo largo del eje longitudinal del tubo según el ángulo con el cual es proyectado desde el ánodo. Esto lo vimos en efecto anódico o efecto talón.

Borrosidad por distorsión: deformación de la imagen radiológica causada por la dirección del haz de rayos X. Se evita la deformación exagerada alineando adecuadamente el tubo con respecto al plano del objeto y de la película radiográfica.

Otros factores: por ejemplo el contacto entre pantallas reforzadoras y película: la falta de un perfecto contacto entre la película y las dos pantallas reforzadoras causa borrosidad geométrica. Cuando hay distancia entre la película y la pantalla reforzadora la luz fluorescente causada por los cristales de la pantalla se difunden excesivamente y causa borrosidad geométrica.

2. Borrosidad cinética: cuando el objeto que se radiografía se mueve durante la exposición. Pueden ser movimientos voluntarios o involuntarios. Ejemplos de movimientos involuntarios son el peristaltismo, el latido cardíaco, también pueden ser patológicos como temblores, convulsiones. Los movimientos involuntarios (en nuestro caso es mejor denominarlos como controlables por el paciente) como movimientos respiratorios, llanto o movimientos articulares deben ser evitados. Para disminuirlos tenemos:
 - Inmovilización: banda de compresión, sacos de arena, bandas adhesivas, distintos tipos de arnés para pediatría. Si es el personal de radiología el que debe efectuar la inmovilización, usar las medidas de radioprotección (delantal, guantes plomados, colimación del haz etc.)
 - Tiempos de exposición cortos.
 - Colaboración del paciente: debe ponerse en una posición cómoda, explicarle que necesitamos que no se mueva, en que consiste la apnea inspiratoria, a veces una

demostración exagerada por parte del técnico es la que proporciona los mejores resultados, y mucha paciencia.

3. Borrosidad por el material empleado: a veces se denomina ruido o granulado radiográfico. Son componentes de la imagen que no contienen información útil. Puede compararse con la “nieve” de los aparatos de televisión. Puede ser producido por varias causas:

Película radiográfica empleada: por el grano de la película debido a la distribución y estructura de la emulsión, es un componente inherente a la placa, las películas radiográficas actuales de grano muy fino difícilmente afectan la definición.

Pantallas reforzadoras: producen borramiento de acuerdo a tamaño de los cristales fluorescentes y del espesor de la capa. Cuanto menor es la velocidad (menor espesor de la capa y menor número de cristales) de la pantalla reforzadora menor la borrosidad que causa. También pueden producir borrosidad la capa reflectora y el efecto de cruzamiento (crossover).

El ruido cuántico depende de varios factores como: calidad de la radiación, velocidad de la película, absorción de la pantalla, difusión de luz. También lo ocasionan el amplificador de imágenes así como los circuitos eléctricos de los equipos

- 4) Borrosidad total: la falta total de nitidez resulta de la suma de todos los factores enumerados: tamaño del foco, distancia foco film, distancia objeto film, posición del tubo, del movimiento del objeto, de la pantalla reforzadora, del contacto de la película. Muchas veces no la podemos evitar y cuando lo queremos hacer reduciendo la influencia de una clase de borrosidad se aumenta con frecuencia la de la otra, por lo que trataremos de encontrar el mejor medio posible.

La situación más común es evitar el movimiento del paciente, para ese caso usaremos las pantallas más rápidas que tengamos, colocamos el tubo cercano al paciente para disminuir la cantidad de radiación y usar el menor tiempo de exposición.

Es verdad que una pantalla rápida causa mayor borrosidad al igual que la disminución de la distancia foco objeto, pero son menos molestas que la borrosidad cinética que resultaría del empleo de pantallas lentas y una distancia normal foco objeto

RECEPTORES DE IMÁGENES USADOS EN RADIOLOGÍA

Son sistemas que pueden detectar y guardar una imagen radiológica, comprenden:

1. Conjunto película radiográfica- pantallas reforzadoras, se verán en ítems aparte
2. Radiografía digital: Se divide en dos categorías: radiografía computada o radiografía con pantallas de almacenamiento de fósforo y radiografía digital directa

Radiografía computada o radiografía con pantallas de almacenamiento de fósforo: introducidas a principio de la década del 80, para obtener radiografías en un sistema computarizado digital. Es conocida comercialmente como radiografía computada. Al igual que

el sistema convencional usa un portachasis o cassette conteniendo una pantalla revestida con fósforo, la diferencia radica en que estas pantallas responden a la irradiación almacenando cargas eléctricas en un patrón que se corresponde a la absorción de los rayos X. Este patrón es luego leído por un aparato láser de scanning que causa calentamiento localizado del fósforo que luego es convertido en luz visible (luminiscencia retardada) la que es convertida en corriente eléctrica por un tubo fotomultiplicador, y es digitalizada y guardada como una imagen digital en una computadora.

Radiografía digital de lectura directa: es la captura electrónica directa de la imagen radiológica, sin necesidad de un chasis de almacenamiento de fósforo, ni de lector láser, ni digitalización de la imagen. Estos detectores convierten la imagen radiográfica en una señal eléctrica que puede ser digitalizada. Elimina los cassettes, tiene mejor resolución espacial y menor ruido que el sistema anterior. El formato digital tiene ventajas: pueden archivarse en discos magnéticos u ópticos, es posible la comunicación mediante la red telefónica o vía satélite, se puede manipular la imagen por ejemplo cambiar el contraste, la escala de grises, el tamaño, efectuar mediciones, medir la intensidad de los pixeles etcétera.

3. Pantalla fluoroscópica: se verá en ítem aparte

CAPÍTULO 5

PELÍCULA RADIOGRÁFICA, PANTALLAS REFORZADORAS. CUARTO OSCURO.

PROCESAMIENTO DE LA PELÍCULA

PELÍCULA RADIOGRÁFICA.

Es básicamente una emulsión de sales de plata similar a una fotografía pero adecuada al uso radiológico. Está compuesta por varias capas (figura 5-1):

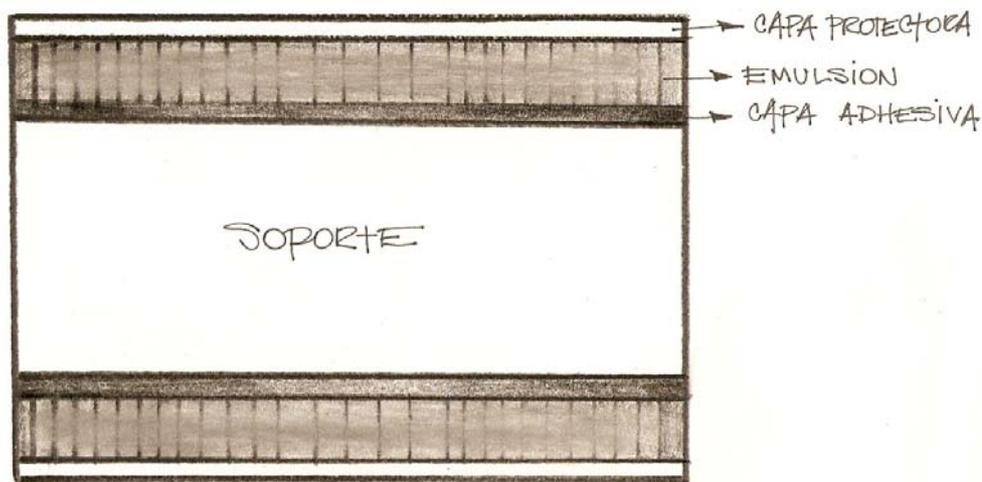


Figura 5-1 película radiográfica

1. Soporte o base: es una lámina flexible y tenaz a la rotura. La base sirve de soporte de la emulsión, debe cumplir los siguientes requisitos: debe ser transparente a los rayos X y a la luz, debe tener consistencia y flexibilidad, debe tener cuerpo y no romperse, debe tener estabilidad o sea que el material no debe ser alterado en su forma y tamaño ni por el tiempo ni por la acción del revelador y del fijador. Las bases originariamente eran de vidrio, después se empezó a usar el nitrato de celulosa, su inconveniente era que era muy inflamable, luego se usó el acetato o triacetato de celulosa ininflamable (safety film). Cuando comenzó la automatización del revelado se sustituyó por el poliéster. Como son transparentes, habitualmente se les da un tinte

con colorante generalmente azul o verde, para fatigar menos la vista del observador. El espesor es de 0,18 mm.

2. Sustrato adhesivo: adhiere la emulsión a la base.

3. Emulsión fotosensible: haluros de plata suspendidas en una matriz de gelatina. Los haluros de plata son compuestos químicos de plata y halógenos: el bromuro de plata, yoduro de plata, cloruro de plata. Están uniformemente distribuidos en la capa de gelatina bajo la forma de pequeños cristales de plata cuyos tamaños varían de 0,5 a 1,4 micrones. A mayor tamaño del cristal mayor fotosensibilidad pero se pierde definición. Los cristales eran redondos. En la actualidad son triangulares, al tener mayor superficie necesitan menos plata, a pesar de lo cual producen la misma densidad óptica por unidad de exposición ya que además son más regulares, aplanados y distribuidos en forma más uniforme.

La gelatina: se obtiene a partir del hueso y la piel de animales de matadero. Se usa porque tiene la gran ventaja de ser estable y a permitir una buena dispersión evitando que se produzcan grumos. Permite una distribución uniforme de los halógenos.

Los cristales de bromuro de plata son ionizados por la energía de los fotones, a mayor dosis de radiación mayor número de iones de plata. La variable densidad de los iones de plata crean una imagen latente en la emulsión, solo se hacen visibles después del tratamiento con el líquido revelador. Cuando la película se revela, se precipita plata metálica negra a partir de aquellos cristales que contenían iones de plata. Los cristales de plata no ionizados permanecen inalterables e invisibles. De esta forma la imagen visible en la película radiográfica está relacionada con los diversos grados de ennegrecimiento ocasionados por la diversa densidad de los microscópicos gránulos de plata metálica negra. Las áreas más negras han sido sometidas a mayor dosis de radiación. El espesor de esta capa es de 5 micras.

4. Capa protectora: de gelatina endurecida. Contiene agregados como agente antivelo (bromuro de potasio para evitar la formación de velo químico por la humedad), agente antiestático, antisépticos (para impedir el proceso de putrefacción de la gelatina por microorganismos), sensibilizador cromático.

Las películas más modernas tienen otra capa llamada anti-crossover que evita el entrecruzamiento de los fotones de luz entre las dos pantallas reforzadoras, aislando las dos emulsiones, absorbiendo la mayor parte de la luz de cruzamiento. Se añade un tinte fotoabsorbente.

Se presentan en sus distintos tamaños en cajas de cartón que contiene 100 unidades, están contenidas, además, en una envoltura de estaño que las protege de la humedad y de la luz. Antes venían envueltas con una hoja de papel amarillo o negro para protegerlas de la electricidad estática y de los roces, hoy el agregado de un agente antiestático en la emulsión las hace innecesarias. Los tamaños más usuales son: 13x18, 18x24, 24x30, 30x40, 35x35, 35x43 centímetros. Estampada en las cajas de las películas viene una fecha orientativa del límite de tiempo durante el que mantiene sus características fotográficas dentro de una buena calidad

DENSIDAD FOTOGRÁFICA: cuando la emulsión de la película se expone a la acción directa de los rayos X, o indirectamente a través de las pantallas reforzadoras; las partículas de bromuro de plata absorben energía. Cuando se revela los granos de bromuro de plata impresionados se reducen a placa metálica, en cantidad proporcional a la cantidad de luz que han recibido durante la exposición. La placa es opaca y cuando está uniformemente distribuida da la sensación de ser negra. El negro en la imagen es mayor en las zonas donde se ha depositado más cantidad de plata, es decir en las que han recibido mayor cantidad de luz. El blanco en la imagen está dado por las zonas que no han recibido luz. Hablando fotográficamente, una película de rayos X es un negativo.

El mayor o menor grado de negro de la película está definida por la densidad fotográfica que es el logaritmo decimal entre la intensidad de la luz incidente en la película y la cantidad de luz que la atraviesa.

$$\text{Densidad fotográfica} = \log_{10} x \frac{\text{Luz incidente}}{\text{Luz transmitida}}$$

Como comentario es de hacer notar que cuando se evalúa una fotografía sobre papel, la densidad fotográfica será igual al logaritmo decimal de la intensidad de la luz incidente sobre la intensidad de la luz reflejada

Sensitometría: es la rama de la fotografía que, a través de un proceso de revelado, relaciona de forma precisa las condiciones de exposición de una película con los resultados obtenidos. Como se puede deducir de esta definición, la sensitometría relaciona todos los aspectos de la exposición, revelado y ennegrecimiento. Si en un proceso fotográfico fijamos minuciosamente dos de las tres disciplinas que la sensitometría relaciona (exposición, revelado, ennegrecimiento), los resultados obtenidos nos darán una veraz información sobre la restante. Así, por ejemplo, si tenemos varias

exposiciones idénticas hechas con cuñas sensitométricas y las procesamos en distintas procesadoras, las medidas de los ennegrecimientos obtenidos nos permitirán conocer las diferencias de los estados del revelador.

Para medir la densidad fotográfica existen en el mercado una gran variedad de densitómetros que indican el flujo luminoso que pasa a través de la película. Estos instrumentos permiten una lectura directa del valor de la densidad. La forma de hacerlo es sacar una radiografía a una cuña sensitométrica de escalones de aluminio o de acrílico, que tiene un intervalo constante entre peldaño y peldaño. Esta cuña; también se llama penetrómetro, que ya fue mencionado. Luego se revela la película y se miden las densidades con un densitómetro. Los valores obtenidos se representan en un gráfico y se obtiene una curva llamada característica.

Las densidades en radiología van del 0,2 (transparente) al 3 (negro).

No empieza en el cero debido a que las películas tienen un velo de base debido a varias causas (constitución de las distintas capas, pigmentos para dar base azul o verde a la película, envejecimiento de la película, temperatura en que se conservó la película...).

Por ejemplo cuando la plata depositada en una emulsión deja pasar un décimo de la luz incidente la relación de luz incidente y luz transmitida será de 10 a 1 y como el logaritmo de 10 es 1 se dirá que la densidad es igual a uno. Otro ejemplo es: si deja pasar el 1% de la luz incidente la densidad es igual a 2.

Curva característica: de una determinada película muestra la relación entre la densidad de la misma y el tiempo de exposición. Además de curva característica recibe el nombre de curva H-D en recuerdo de Hurter y Driffield que fueron los primeros en describirla. La densidad se ubica en la ordenada y va de 0 a 3,4, la exposición se expresa en logaritmo y se ubica en el eje de las abscisas (figura 5-2).

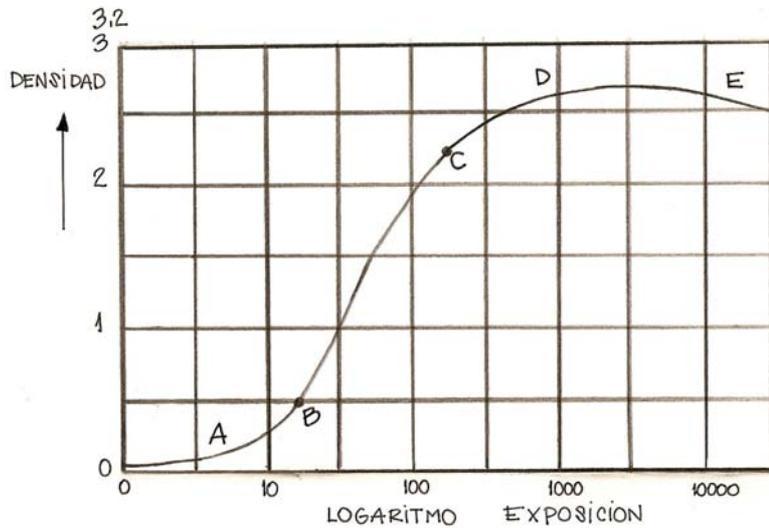


Figura 5-2 curva característica.

La curva de una emulsión fotográfica expuesta a la luz muestra que no parte del 0 sino de 0,2 (A) por el velo de base. Llega a un determinado valor (B) en que se hace recta, hasta otro determinado valor (C) en que deja de ser recta. Llega a un punto máximo (D) que se continúa hasta un punto (E) donde por más que se aumente la exposición la densidad no aumenta.

La parte de la curva que va del punto A al B se conoce con el nombre de pie, la parte recta de la curva que va del punto B al C se conoce como gradación o gamma. La parte que va del punto C al D se conoce como lomo.

La gradación de la película o gamma de la misma da el contraste de la misma. Una película con fuerte pendiente en gamma es rica en contrastes. Mientras que otra con baja pendiente es pobre en contrastes. Las partes no lineales de cada extremo de la curva (pie y cresta), son menos adecuadas para fines radiográficos.

Ejemplo de dos películas 1 y 2 (figura 5-3)

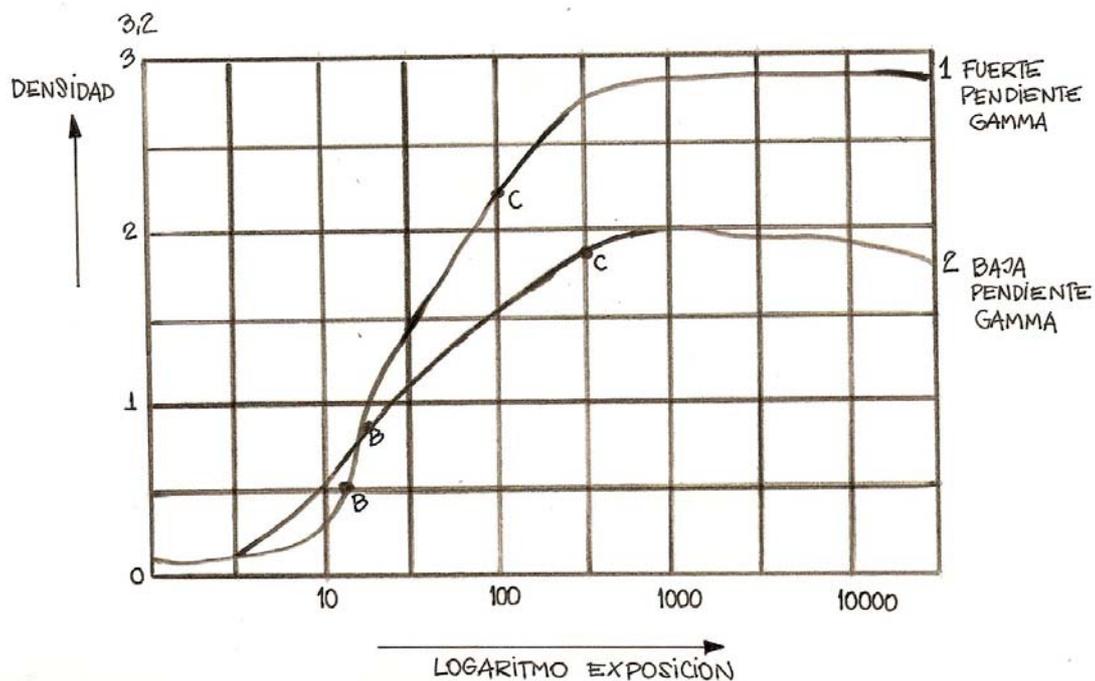


Figura 5-3 curva característica, comparación de dos películas.

1 película con fuerte pendiente mucho contraste (blanco y negro)

2 película con baja pendiente poco contraste (mayor cantidad de grises)

La sensibilidad de la película puede expresarse como la inversa de la exposición, o sea mayor será la sensibilidad de la emulsión cuanto menor sea la exposición necesaria dependiendo del tipo de emulsión (espesor, constitución de los granos de plata). Las emulsiones más gruesas son más sensibles, pero al mismo tiempo su gradación es menor.

La calidad de la película depende de su gradación y de su sensibilidad.

Las películas pueden ser:

1) Películas para usar sin pantalla: la capa de emulsión es más gruesa. Prácticamente no se usan en el diagnóstico médico. El ejemplo actual son las radiografías dentales. Es la que tiene más nitidez ya el uso de cualquier tipo de pantallas produce borrosidad. El inconveniente es la mayor dosis de radiación ya que la película es expuesta exclusivamente por la acción fotográfica de los rayos X. La película se presenta en sobres individuales estancos a la luz que se rompen luego de la exposición para extraer el film y proceder a su revelado.

2) Película monocapa: tiene una sola emulsión. Se usan en mamografía y en sistemas de multiformato para ecografía, tomografía, resonancia. La película debe ser colocada en el chasis con la emulsión, cara de tonalidad mate, en contacto con la pantalla reforzadora. La cara que no tiene

emulsión es brillante. La definición es mayor que en las películas bicapa pero la dosis de radiación que se necesita es mayor.

3) Películas bicapa: tienen doble emulsión que ofrece un grado de ennegrecimiento total doble que con una sola capa permitiendo una disminución del tiempo de exposición. La película puede ser puesta de cualquier lado dentro del chasis. Son las que se usan generalmente en radiología.

4) Películas y emulsiones asimétricas o Películas duales: se usan especialmente en el tórax. Tienen dos emulsiones distintas en cada capa una para la pantalla anterior y otra para la pantalla posterior, por lo que debe colocarse la película en el chasis del lado correcto (hay una marca de posicionamiento). La combinación de pantalla y emulsión frontal forma un sistema más lento, mientras que el conjunto pantalla y película posterior son más rápidas. Se obtiene así una imagen equilibrada que muestra bien tanto al mediastino como a los campos pulmonares. Los nombres comerciales de estos productos son Kodak Insight y Curix Opthos. Las dos capas están separadas por una capa llamada anti-crossover aislando las dos emulsiones. Cada emulsión actúa solo con su propia pantalla, la emulsión de la cara anterior debe estar en contacto con la pantalla anterior (la que mira al tubo, tube side screen) Permite la combinación de dos imágenes en una sola radiografía. Se usa principalmente en el tórax, la imagen resultante es muy parecida a la obtenida con técnica de alto kilovoltaje viéndose los campos pulmonares con buena resolución junto a una buena visualización de los tejidos más densos como el mediastino. Otra ventaja es tolerar la sobrexposición más del 50%.

5) Las películas pueden ser de alto o bajo contraste: las de alto contraste que producen una imagen en blanco y negro. Película de bajo contraste en que la imagen es gris. El contraste es inversamente proporcional a su latitud de exposición. La película de alto contraste tiene una emulsión con gránulos más pequeños y de dimensión relativamente uniforme. Las películas de bajo contraste tendrán un grano mucho mayor y de diferentes tamaños. El uso de amplias latitudes reduce al mínimo las repeticiones y la exposición a la radiación que recibe el paciente.

6) Películas sensibles a la emisión de luz azul por las pantallas reforzadoras, o sensibles a la luz verde. Las películas radiográficas que responden a la luz azul deben usarse con pantallas reforzadoras que emiten luz azul. Si se usan pantallas que emiten en el verde debe usarse películas sensibles a la luz verde, estas últimas necesitan menor cantidad de plata ya que los granos de plata son tubulares, lo que permite mayor superficie sensible.

7) Películas ortocromáticas, pancromáticas, infrarroja: la más usada es en radiología es la ortocromática que es sensible a todos los colores menos al rojo, por lo que en el cuarto oscuro podemos trabajar con la luz de ese color ya que al no ser sensible no la velará. Las películas pancromáticas usadas ampliamente en fotografía son sensibles a todo el espectro de la luz visible

por lo que se velan con la luz roja, se procesan en oscuridad (figura 5-4). La película infrarroja responde tanto a la luz visible como a la parte infrarroja invisible del espectro.

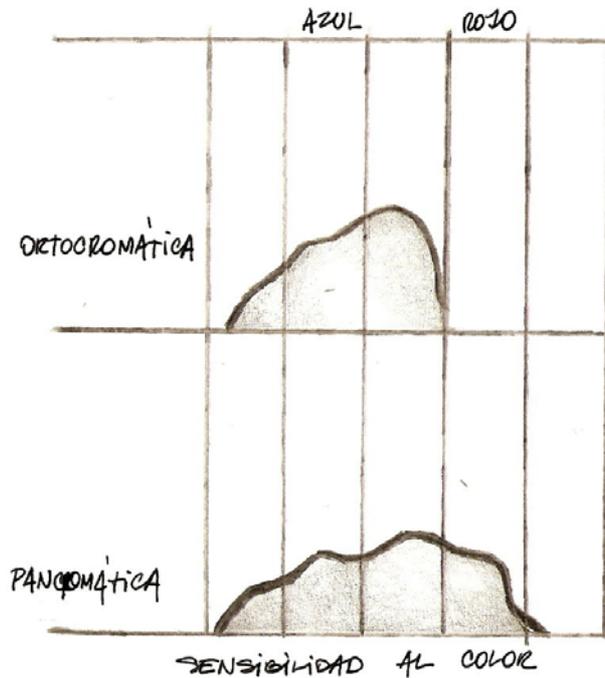


Figura 5-4: película orto y pancromática.

- 8) Película para cámara multiformato: es una película para fotografiar la imagen de un monitor. La imagen de TC, ecografía, RM pasa a un monitor de video. La película para imagen en video solo tiene una emulsión que además es relativamente fina. Se llama multiformato porque permite grabar varias imágenes en una misma placa. La cámara de multiformato tiene cuatro controles básicos: brillo, contraste, tiempo de exposición, polaridad (permuta imagen negativa a positiva y viceversa).
- 9) Película para impresoras láser: hay dos variedades:

Láser húmeda: es una película sensible al rojo por lo que debe manipularse en oscuridad, con una sola capa de emulsión. Para imágenes digitales. La intensidad del haz láser es directamente proporcional a la intensidad de la señal de imagen. La calidad es muy buena. Pueden usarse muchos formatos

Láser seca: no requieren productos químicos “húmedos”, utiliza la tecnología de impresión térmica

12) Película o papel para impresión térmica directa: la formación de imágenes se realiza por aumento de la temperatura (termosensibles) por lo que pueden manipularse a la luz del día ya que no son sensibles a esta

13) Película para cine: viene en forma de rollos, generalmente se usa la de 35 mm. Para su visualización se requiere un proyector de cine. Generalmente se revelan en un tambor cerrado por tiempo y temperatura sin inspección visual. Hay procesadoras especiales para este tipo de película

12) Película para cámaras de 70 o de 100 o de 105 mm: son similares a la de cine, al ser mayores pueden observarse directamente en el negatoscopio. Se revelan en la procesadora automática.

Conservación de la película: la película está sujeta a variar con el tiempo sus características iniciales hasta transformarla en no apta para su uso. Hay pérdida de sensibilidad, variaciones de contraste, aumenta el velo químico, aumenta la fragilidad, se forman descargas electrostáticas.

La temperatura y la humedad son los dos factores más importantes que regular la conservación del producto fotográfico en el tiempo. La temperatura debe ser de 18 a 20 grados y la humedad del 45% (higrómetro).

Las cajas deben ser puestas en forma vertical y en ningún caso horizontal, una sobre otra, ya que la emulsión es muy sensible a la acción mecánica.

CHASIS: tienen por objetivo proteger la placa radiográfica de la luz (cuarto oscuro en miniatura), los actuales, además, tienen en su interior pantallas reforzadoras. De metal o de plástico. No tienen uso actual los chasis de cartón usados sin pantalla cuyo fin era proteger la película radiográfica de la luz. En la parte posterior existe un fieltro para mantener las pantallas con una presión uniforme y una delgada lámina de plomo cuya finalidad es absorber las radiaciones secundarias (retrodispersión de los rayos). Es por eso que se debe usar su cara anterior mirando el tubo de rayos. Son numerosos los modelos. Hay distintos formatos correspondientes a los distintos tamaños de películas. Pueden tener una abertura para la identificación por luz de la placa. La mayoría son planos pero puede haber curvos (para hueco poplíteo, pantomografía de maxilar).

Resumiendo un chasis está integrado por las siguientes partes (figura 5-5):

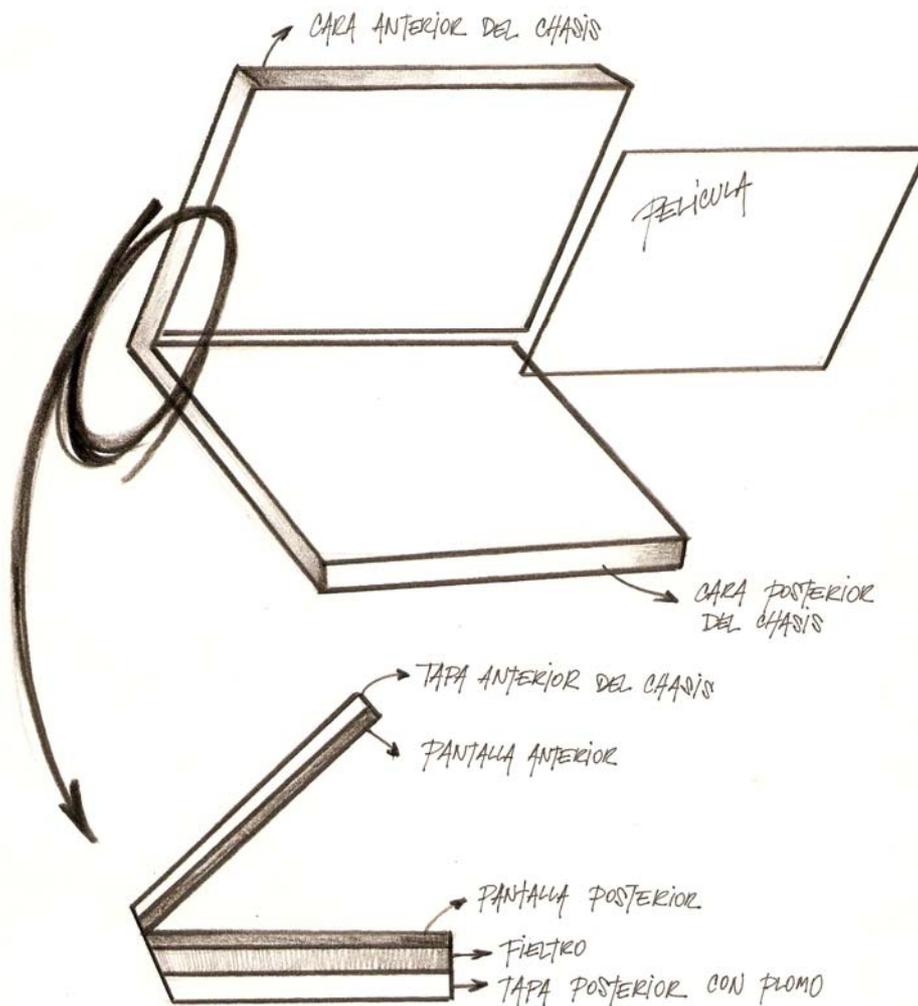


Figura 5-5: chasis radiográfico.

PANTALLAS REFORZADORAS se basan en el fenómeno de luminiscencia:

Luminiscencia: emisión de luz no causada por combustión y que por lo tanto tiene lugar a temperaturas menores. La luminiscencia es distinta a la incandescencia que es la producción de luz por materiales calentados. Cuando determinados materiales absorben energía de distintas clases, parte de esta energía puede ser emitida en forma de luz.

Fosforescencia: es un fenómeno por el cual una sustancia se pone luminiscente y permanece así aún después de haber actuado el estímulo (por ejemplo los números luminosos de relojes, juguetes para chicos)

Fluorescencia: es cuando el fenómeno de luminiscencia desaparece después de haber actuado el estímulo.

Este fenómeno es usado en radiología:

Para obtener una imagen que pueda ser observada directamente: fluoroscopia.

Para aumentar el rendimiento fotográfico de las películas.

La acción luminiscente de las pantallas reforzadoras la podemos comprobar abriendo un chasis sin película y efectuando un disparo sobre este, por ejemplo con una técnica para mano con 40 kV y 4 mAs, con la sala lo más a oscura posible, y veremos la producción de luz mientras dure el disparo (figura 5-6)

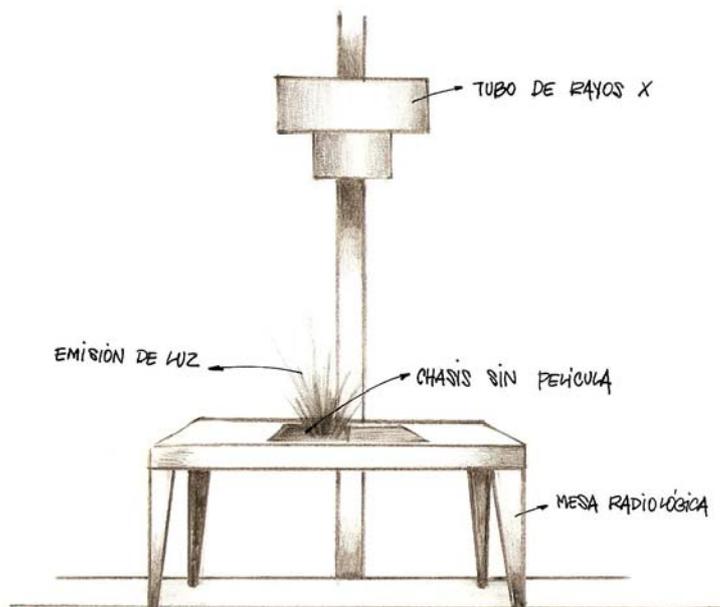


Figura 5-6: fluorescencia

El proceso de luminiscencia es básicamente uno en el cual un número relativamente pequeño de fotones de alta energía (fotones de rayos X) es convertido en un gran número de fotones de energía menor (fotones luz). El ennegrecimiento de la película radiográfica se produce solo en un 3 a 5% por acción directa de los rayos X y en un 95 a 97% por la acción luminiscente de las pantallas reforzadoras.

Con las pantallas reforzadoras se disminuye el tiempo de exposición, el kilovoltaje y se disminuyen los movimientos. La economía de dosis hace aceptable la pérdida de definición que invariablemente ocasiona su uso.

Una pantalla reforzadora esta constituida por (figura 5-7):

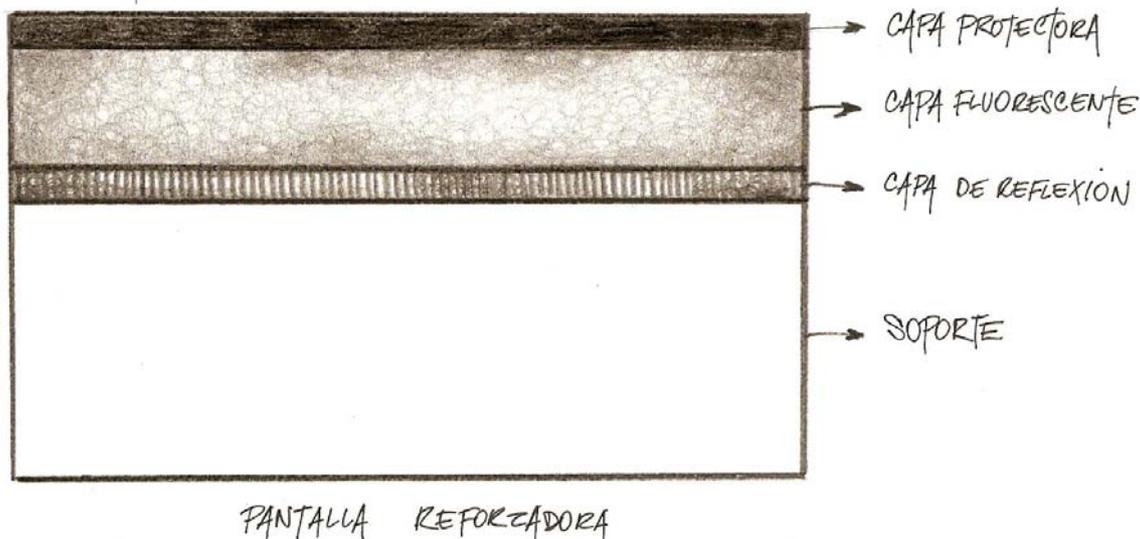


Figura 5-7: pantalla reforzadora.

Soporte: hoja de cartón o de poliéster.

Capa de fluorescencia: cristales de tungstato de calcio. Otros materiales más modernos comprenden las tierras raras como fluorocloruro de bario, gadolinio y lantano, oxibromuro de lantano.

Capa protectora: , delgada y resistente

Capa de reflexión : de dióxido de titanio, tiene acción reflectante e intensifica el efecto luminoso de la capa fluorescente.

FACTOR DE REFORZAMIENTO: es la relación existente entre la energía de exposición con y sin pantalla para lograr un mismo ennegrecimiento de la película radiográfica. Determina el grado de acortamiento del tiempo de exposición cuando se pasa de una radiografía sin pantalla reforzadora a la misma con pantalla. Dicho de otra manera es la relación entre el tiempo de exposición necesario para obtener un determinado ennegrecimiento sobre una película expuesta sin pantalla y el tiempo necesario para obtener el mismo ennegrecimiento sobre una película expuesta con las pantallas en estudio Este factor también define la velocidad de una pantalla.

El grado de intensificación, depende de varios factores.

- Del tamaño de los cristales y del espesor de la capa fluorescente. A mayor tamaño y espesor mayor poder de intensificación pero menor será la nitidez (figuras 5-8 y 5-9).

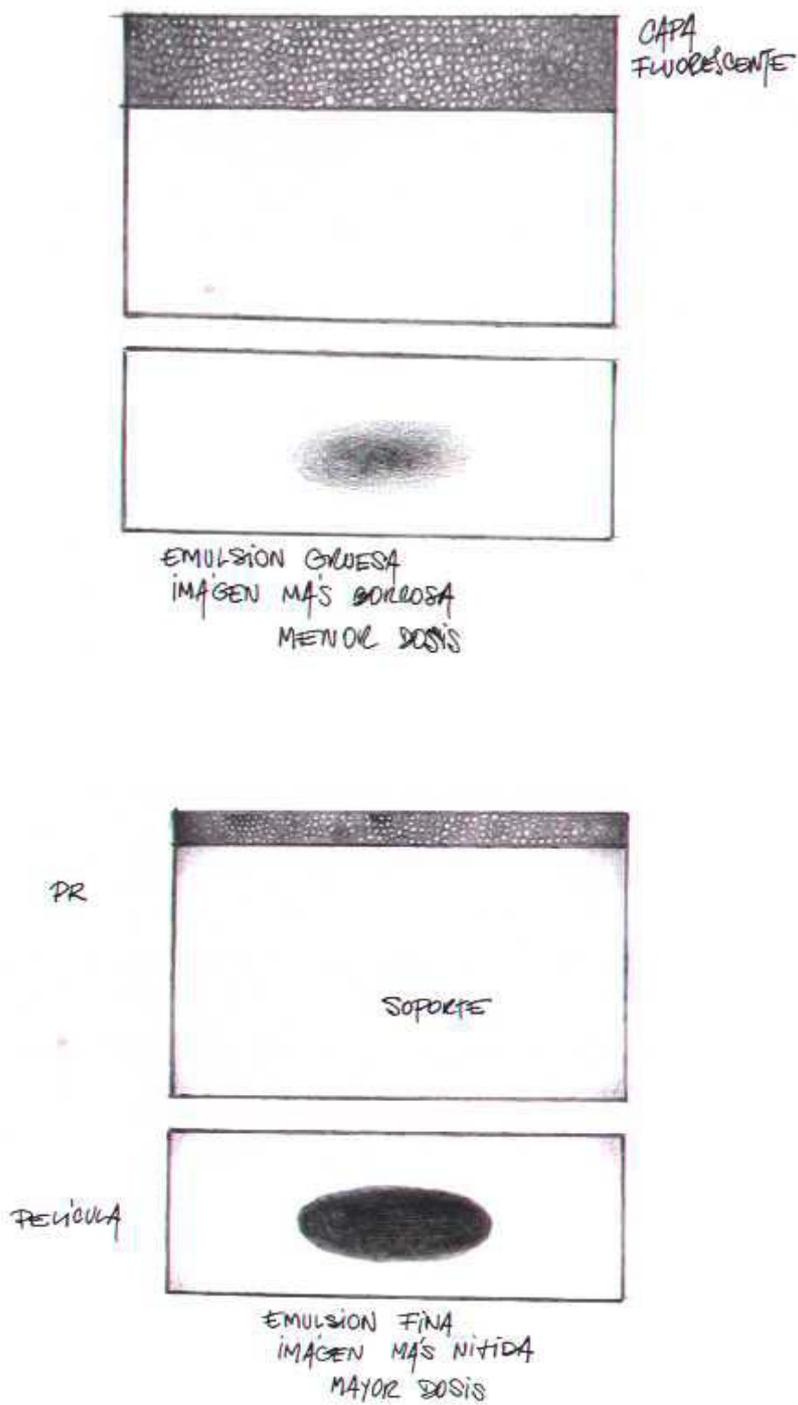


Figura 5-8, 5-9: grado de intensificación.

- Del tipo de sustancia fluorescente usado, por ejemplo la sal metálica del sulfato de bario y

plomo tiene menor acción de intensificación que los cristales de tungstato de calcio.

- Del kV usado. El valor de intensificación de una pantalla aumenta con el aumento del kilovoltaje, por ejemplo el factor de intensificación con 40 Kv es de 20 mientras que con 80 es de 40.

Algunas pantallas emiten luz azul (las antiguas de tungstato calcico y algunas pantallas de tierras raras de emisión azul) y otras emiten luz verde (pantallas de tierras raras de emisión verde compuestas por ejemplo de oxisulfuro de gadolinio-terbio). En correspondencia, hay películas que son especialmente sensibles a la luz azul o a la verde

CLASIFICACIÓN DE LAS PANTALLAS REFORZADORAS. Se clasifican según su velocidad es decir, según su valor de intensificación.

Las antiguas pantallas de tungstato de calcio se dividían en:

De alta velocidad o rápidas: tienen mayor índice de intensificación. Los cristales son grandes y la capa gruesa. Permiten disminuir considerablemente el tiempo de exposición.

Índice de intensificación 100. Pero la nitidez es menor.

Normales, universales o medianas: nitidez y contraste buenos, exposición moderada. Índice de intensificación 50.

Lenta, de baja velocidad o alta definición. Gran definición de los detalles. Requiere mayor exposición. Índice de intensificación 35.

Para las pantallas modernas de tierras raras se dividen de acuerdo a su velocidad en

Velocidad de 100, es la velocidad de una pantalla vieja de tungstato de calcio, el valor fue asignado arbitrariamente.

Velocidad de 200, requiere la mitad de la dosis de una pantalla de 100

Velocidad de 400, requiere la mitad de la dosis de una pantalla de 200

Velocidad de 600, requiere menos dosis aún.

Las pantallas son dos: una anterior que mira al tubo y la otra posterior que es más gruesa para compensar la absorción que sufren los rayos X, así la luminosidad de la pantalla posterior resulta igual a la anterior. Se pegan con un medio adhesivo sintético. La razón de usarse dos pantallas es que son más eficientes en la de producción de la imagen, la dificultad es que lo hace a expensas de la nitidez.

En mamografía donde la nitidez es muy importante se usa una sola pantalla.

Las pantallas de efecto gradual, tienen un factor de refuerzo variable para radiografiar objetos con espesores distintos. Son usadas para radiografías de gran tamaño (espinografía) como la totalidad de la columna o de un miembro.

Hay tablas para calcular el valor del mAs correspondiente a un determinado tipo de pantalla reforzadora.

El contacto película pantalla debe ser íntimo, una separación de solo 0,1 mm, determina falta de nitidez. Para testearla se usa un tejido de alambre de mallas finas, se toma una radiografía con la malla metálica dentro del chasis se revela la película y se observa si la trama es visible con nitidez, en caso contrario se procederá a reparar el chasis o de lo contrario se cambiará.

La luminiscencia residual ocurre cuando las pantallas reforzadoras tienen impurezas presentan luminiscencia después de haber cesado es su acción los rayos X. El test lo realizamos exponiendo un chasis radiográfico, le ponemos una película adentro y esperamos 15 minutos, la procesamos y si no aparece imagen alguna no hay luminiscencia residual.

Cuidado de las pantallas reforzadoras: hay que conservarlas limpias y libre de impurezas. Deben revisarse en forma regular. Si se encuentran impurezas deben eliminarse con un cepillo antiestático.

La limpieza puede hacerse con algunos de estos líquidos: limpiador de pantalla comercial, agua tibia y un jabón suave o neutro, nunca con alcohol porque puede afectar la capa protectora

Las pantallas deben limpiarse una vez por mes. Para limpiarlas se humedece un trapo de algodón limpio con los líquidos anteriormente descriptos y se frota en forma transversal. Luego se pasa un trapo seco y se pone el chasis de canto, como un libro abierto, para que se seque bien antes de volver a cargarlo. Se debe registrar en un fichero, la fecha de limpieza

Los chasis (cargados o sin placa) deben ser mantenidos cerrados, así se evita el daño directo y el polvo en las pantallas reforzadoras.

EL CUARTO OSCURO

Lugar donde se cargan y descargan las películas en los chasis y se procesan las películas expuestas. No es oscuro sino que esta iluminado con una luz de seguridad de color rojo que no vela las películas pudiendo trabajar con mayor comodidad.

La parte seca es el lugar de carga y descarga de los chasis. Se dispondrá de una mesa suficientemente amplia, estantes y compartimentos para colocar chasis y cajas de películas.

La parte húmeda es en la que se llevan a cabo los procesos de revelación, fijación y lavado de las películas expuestas. Todos estos procesos se cumplen en tanques de baquelita, plástico, acero inoxidable, mampostería.

Actualmente las procesadoras automáticas reemplazan a la parte húmeda y las más modernas evitan el cuarto oscuro ya que todo el procedimiento se lleva a cabo en un ambiente iluminado.

La disposición y capacidad de las subdivisiones varían:

Instalación de un cuarto oscuro: lo ideal es que el mismo se encuentre equidistante es decir a la misma distancia de las salas del servicio. No debe olvidarse que el material es fotosensible y por

lo tanto no deben llegar radiaciones por lo que se debe tener en cuenta la disposición de los equipos de radiología.

Tamaño del cuarto oscuro: En lo posible debe ser amplio y cómodo

Paredes del cuarto oscuro: debe ser un lugar agradable no necesariamente debe estar pintado de negro, pueden ser colores suaves, los tonos deben ser mates. No poner azulejos

Piso: debe ser de cerámica opaca o baldosas de cuarzo. No se deben poner ladrillos calcáreos.

Acceso: Hay varios tipos: sistema laberinto, puerta giratoria, puertas paralelas (las puertas pueden abrirse automáticamente por un sistema fotoeléctrico). Pueden tener compuertas para el pasaje de los chasis expuesto y los vírgenes (figura 5-10).

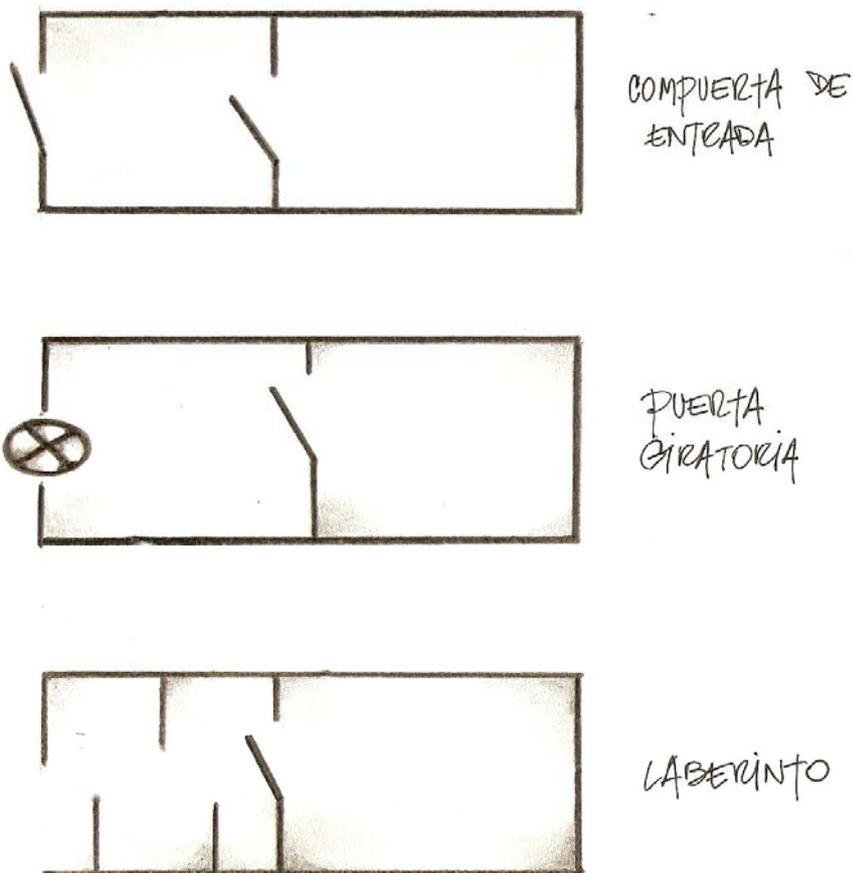


Figura 5-10 accesos al cuarto oscuro

Control de temperatura La temperatura ideal es de 22 grados centígrados

Ventilación del cuarto oscuro: es muy importante que tenga buena ventilación porque hay compuestos tóxicos. Debe tener un extractor de aire. 60% de humedad

Iluminación:

Luz blanca para realizar cómodamente todas las tareas que no estén destinadas al procesamiento de la película, como por ejemplo tareas de mantenimiento, deben proscribirse los tubos fluorescentes para la iluminación clara en el cuarto oscuro, a causa de la luz residual que frecuentemente emiten cuando se apagan.

Luz de seguridad: debe permitir cumplir con comodidad todas las tareas concernientes al procesamiento de las películas y al mismo tiempo no provocar un velo en las mismas. Se usarán lámparas eléctricas para cuarto oscuro de 15 a 25 Wats. Es importante que haya una luz roja sobre la puerta de entrada para indicar si se está trabajando o no o en su defecto otra forma de indicación.

CARGA Y DESCARGA DEL CHASIS: la película radiográfica es un material sensible por lo que debe ser manejada con cuidado para que no se deteriore. Las cajas de películas se abrirán, naturalmente, en el cuarto oscuro bajo la protección de una iluminación de seguridad, se extraerá una sola película por el borde superior y de inmediato se cargará el chasis correspondiente al tamaño de la película. Hay que tener en cuenta el tipo de película usada ya que por ejemplo si es monocapa como la mamográfica la cara que contiene la emulsión debe mirar a la única pantalla reforzadora, en las placas duales deberá corresponderse cada emulsión a su pantalla.

La película expuesta es fijada por pinzas metálicas a un bastidor y es sumergida en el líquido revelador o es puesta directamente en la bandeja de entrada de la procesadora automática.

PROCESAMIENTO DE LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA

El procesamiento de la película radiográfica comprende la carga y descarga del chasis, el revelado, lavado intermedio, fijado, lavado terminal, secado. Una vez cumplidos estos pasos la película podrá ser vista e interpretada.

PROCESADO MANUAL DE LA PELÍCULA Se describirá el procesamiento manual en primer lugar que salvo excepciones no es el usado en la actualidad. Para este tipo de procesamiento existen dos secciones:

Parte seca: un mueble de madera cubierta por algún protector plástico donde se puedan cargar y descargar los chasis y en el que se ubican las cajas con las placas vírgenes. Esta mesada debe estar completamente despejada y no poner o colocar materiales de la sección húmeda como marcos tensores

Sección húmeda: pileta de revelador, pileta de lavado intermedio, pileta del fijador, pileta del lavado final. Las piletas pueden ser de fibra de vidrio, cemento, acero inoxidable. El recipiente debe tener como mínimo 50 cm. de profundidad y 38 cm de ancho. El nivel del revelador debe estar a un cm por encima del borde de la placa (figura 5- 11)

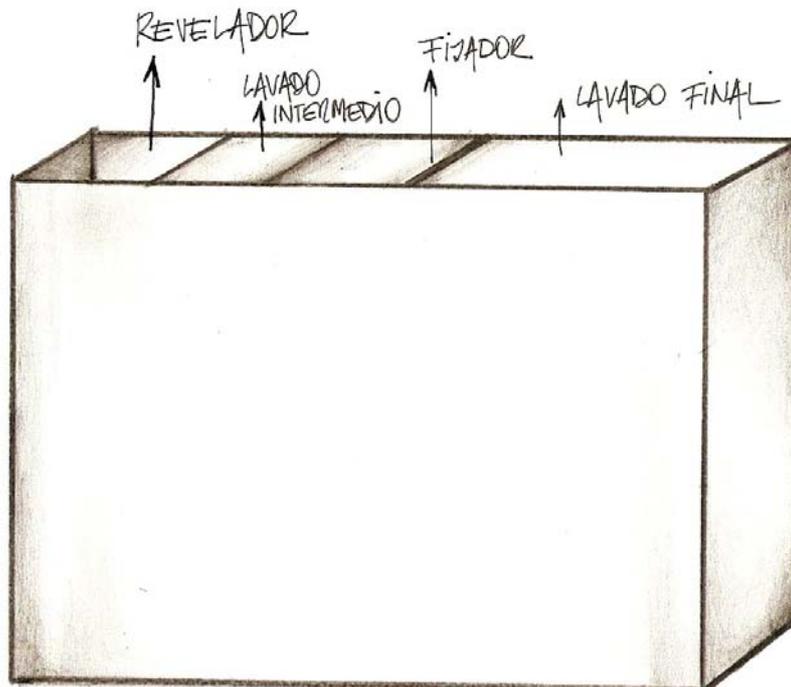


Figura 5-11 procesado manual

Bastidores: marcos de metal rígido. Suelen ser de acero inoxidable. Se usan cuando el revelado se efectúa en forma manual. De distintos tamaños acorde a las diferentes medidas de placas

REVELADO:

Es el proceso por el cual la imagen latente que se formó durante la exposición radiográfica se transforma en imagen visible. Procedimiento por el que se consiguen imágenes sobre superficies sensibilizadas por medio de la acción fotoquímica de la luz o de otras formas de energía radiante. Se basa en las propiedades fotosensibles de los cristales de haluros de plata, compuestos químicos de plata y halógenos (bromuro, cloruro y yoduro). Cuando la película radiográfica se expone a la luz, los cristales de haluros de plata suspendidos en la emulsión experimentan cambios químicos para formar lo que se conoce como imagen latente de la película. Al procesar esta con una sustancia química llamada revelador, se forman partículas de plata en las zonas expuestas a la luz. Cuanto más intensa sea la exposición mayor número de partículas se crearan. Después del revelado la plata sobrante se elimina en la fijación.

Bajo la acción de los rayos X los cristales de bromuro de plata se transforman en una imagen latente. El blanco representa la no utilización de los cristales, el negro el completo uso del mismo. Cuando los rayos X inciden sobre los granos de plata se liberan electrones, la energía cinética de

estos hace que se desplacen. La mayoría se congregan en partículas de sensibilización de carga eléctrica negativa, como los iones de plata tienen carga eléctrica positiva emigran hacia las partículas y se acumulan allí como plata atómica que cuando se reduce en el proceso del revelado se convierte en plata metálica que es negra. Los cristales no irradiados son eliminados luego en el proceso de fijado, el proceso de revelación reduce los halógenos de plata en plata metálica.

El revelador está compuesto por:

1. Sustancias reveladoras: la composición exacta de un revelador es un secreto celosamente guardado por los fabricantes y protegido por el derecho de patente

Metol (elón) actúa especialmente durante la primera mitad del revelado. Pone en evidencia las zonas más débilmente expuestas. Bajo contraste. Poco afectado por la temperatura.

Hidroquinona: droga madre, es la que hace el revelado lento con base profunda. Sin ella el revelado no tiene profundidad. Alto contraste. Inestable, por debajo de los 15° no actúa. Revela poco las partes poco expuestas

Fenidona: reemplaza al metol en el revelado automático.

Bronzocatequina actúa rápidamente pero se agota también más rápidamente

2. Sustancia conservadora:

Sulfito de sodio: prolonga la vida útil del revelador al evitar una oxidación demasiado rápida de los agentes reveladores (durante el proceso de revelación se producen productos de oxidación que deterioran el revelador).

3. Agente frenador:

Bromuro de potasio: es el freno del revelador, impide la revelación del bromuro de plata no expuesto impidiendo la formación de velo.

4. Agente antivelo:

Benzotriazol: retarda la formación de velo químico.

5. Agente activador:

Carbonato de sodio. Alcaliniza el medio, acelera la acción de los agentes reveladores, neutraliza los ácidos, ablanda la gelatina.

6. Agua destilada o común: excipiente donde se diluye la solución de droga concentrada

Cuando el revelador es de buena calidad el tono que debe tener es amarillento cristalino. Cuando está deteriorado o es de baja calidad es de tono marrón.

Tiempo de revelación: depende:

- Características químicas del revelador ya que existen reveladores más o menos rápidos.

- Del grado de actividad del revelador en relación directa al uso a que ha sido sometido. A medida que se usa un revelador su actividad va disminuyendo en proporción directa a la cantidad de placas reveladas. Es que se va acumulando el bromuro soluble resultado de las reacciones químicas entre el agente revelador y las sales de bromuro de plata. Se acumulan también los productos de oxidación tanto por oxidación del agente revelador como la que produce el aire al nivel de la superficie del líquido de revelación. Además el revelador va disminuyendo su alcalinidad por la formación de sustancias ácidas. Se comprueba así que a medida que aumenta el número de películas reveladas debe prolongarse el tiempo de revelación.
- De la temperatura: la temperatura óptima es de 20° (16 a 24°). A 20 grados el revelado de una placa tarda entre 2 a 3 minutos, a mayor temperatura menor tiempo de revelado pero no conviene exceder los 24 grados centígrados ya que aparece velo químico y puede fundirse la gelatina y desprenderse la emulsión. Es útil el termómetro de inmersión para controlar la temperatura. Existen distintos métodos para calentar el revelador, el más usado es el calentador de inmersión, otro tipo; por ejemplo; es el baño de agua caliente.
- Grado de sensibilidad y espesor de la emulsión de la película.

Métodos de renovación del revelador: hay dos métodos para reponer un revelador agotado o para mantener su capacidad reveladora

- Método del reemplazo: que puede ser total o parcial agregando revelador nuevo pero en este último caso se restablece solo parcialmente la actividad del revelador por lo que el tiempo de revelación deberá ir prolongándose.
- Método de regeneración por relleno: el relleno es similar en su composición a la del revelador solo que no contiene la sustancia frenadora (bromuro de potasio).

Métodos de revelación:

- Revelación por inspección: se va inspeccionando el proceso de revelado a medida que va desarrollándose, bajo el control de la luz de seguridad. La ventaja de este método es que pueden corregirse los errores de exposición, sacando antes o después la película según esté sobreexpuesta o infraexpuesta.
- Revelación tiempo - temperatura: la película se coloca dentro del revelador y se saca a los 5 minutos, si la temperatura es de 20°. Si la temperatura es de 18° a los 6 minutos. No pueden corregirse los errores de exposición, ya que no se inspecciona durante el revelado.

LAVADO INTERMEDIO

Cuando se saca la película del revelador hay que dejarla escurrir bien para arrastrar la menor cantidad posible de revelador.

El objetivo del lavado intermedio es disminuir el arrastre de los productos del revelador y disminuir su alcalinidad. Como el revelador es alcalino y el líquido fijador ácido, si no realizamos lavado intermedio el fijador se desgastará rápidamente. El agua debe estar circulando continuamente. Las placas antes de pasarlas al fijador deben lavarse bien por lo menos 20 segundos. Si no es posible esto, (cuando no hay circulación del agua) se hace el baño ácido o baño de parada. Con tal fin se usa una solución de ácido acético o ácido cítrico al 10% que neutraliza rápidamente la alcalinidad del revelador residual

La temperatura del lavado intermedio es ambiental.

FIJADO: procedimiento químico mediante el cual se estabilizan las imágenes visibles en la radiografía. Los objetivos son:

- Disolver y remover el bromuro de plata no expuesto a los rayos X y por lo tanto no revelado.
- Convertir la imagen latente en permanente
- Endurecer la gelatina.

Composición:

1. Fijador o clarificante: antes de la fijación la placa tiene un aspecto lechoso debido a la retención de sales de plata no expuestas. Hiposulfito de sodio. Tiosulfato de amonio o de sodio. Disuelve los cristales de bromuro de plata no expuestos dejando solo los depósitos de plata metálica en las zonas expuestas a los rayos X. Clarifica la imagen y se torna transparente.

2. Acidificante: ácido acético. Detiene el proceso de revelación por neutralización de la alcalinidad del líquido revelador. Termina de fijar la placa. A este ácido también se lo reemplaza con el cloruro de amonio o sal amoniacal

3. Conservador: sulfito de sodio (metabisulfito de sodio). Evita la descomposición por oxidación del agente fijador. Es el que impide que se produzca oxidación de las sustancias adheridas a la plata

4. Endurecedor: potasio aluminico o cloruro de amonio. Endurece la emulsión de gelatina y evita así su ulterior deterioro.

5. Agua destilada o común: excipiente donde se diluye la solución de droga concentrada

El tiempo de fijación depende de:

- La temperatura del fijador: cuanto más elevada la temperatura menor es el tiempo de fijación las temperaturas más adecuadas para la fijación están entre 16 y 24 grados centígrados

- De la naturaleza y grado de actividad del fijador (agotamiento)
- Del espesor de la emulsión.

En general en 10 minutos se considera fijada. Se va reemplazando la cantidad usada. La placa en fijador debe estar el doble del tiempo que estuvo en revelador.

La plata puede ser recuperada del fijador usado por diferentes métodos. El más usado es el baño electrolítico. El ion plata se va hacia el cátodo. La plata que se produce es extremadamente pura.

LAVADO TERMINAL

Tiene por finalidad eliminar los compuestos argénticos que hubieran quedado en la placa. Una vez fijada la película radiográfica queda retenida en la emulsión distintas sales que han ido formándose durante el proceso de revelación y fijación. Estos productos deben ser removidos de la placa de lo contrario la placa presentara luego una coloración amarillenta por la formación de sulfito de plata. Se debe hacer con agua corriente que puede estar fría, tibia o caliente, si el agua está a 20 grados el tiempo de lavado es de 20 minutos.

SECADO

Generalmente es muy útil cuando la placa sale del lavado final dejarla escurrir porque tiene gruesas gotas de agua adheridas a la placa que si se las secura rápidamente puede manchar las placas. Hay varios métodos de secado:

- Método de exposición al aire: los bastidores con las placas se colocan en percheros que están colocados por encima del tanque lavador o en un lugar bien ventilado y exento de polvo.
- Secadores: dispositivos especiales con un ventilador y una resistencia, es decir, provee una corriente de aire caliente. El secador debe estar hecho de madera si es posible así los ácidos no la corroen
- Detergente o alcohol de 70^a 90° que reducen la tensión superficial del agua y de esta manera drenan rápidamente el agua de la superficie de la película

La temperatura no debe ser muy elevada. En 30 minutos se secan.

El total del procesamiento manual de la película es de aproximadamente 1 hora y nueve minutos:

3 minutos revelador

6 minutos lavado intermedio y fijación

30 minutos lavado final

30 minutos de secado

Tipos de reveladores y fijadores y su preparación: en el comercio existen diferentes tipos de preparados:

- Preparados líquidos en forma concentrada, los distintos compuestos tanto para el revelador como para el fijador vienen en bidones plásticos para preparar por ejemplo 20 o 40 litros de

revelador o de fijador. Los bidones vienen marcados por letras A; B y C por ejemplo.

Generalmente carecen de la especificación de sus componentes. Se recomienda seguir fielmente las instrucciones de preparación incluidas en los envases, en donde el orden de mezcla, la dilución y la agitación recomendada están situadas de antemano. No es recomendable usar “su propio sistema”, si discrepa del indicado en los folletos. Las fórmulas precisas son difíciles de conseguir ya que los fabricantes las guardan como secretos.

- Preparados en polvo que se disuelven en agua a 35°. Las drogas en polvo conviene prepararlas 24 horas antes. En general son de menor calidad
- Sustancias químicas sueltas, si bien es más económico es más engorroso su uso.

EQUIPOS DE IDENTIFICACIÓN DE LA PELÍCULA: la identificación con números o letras plomadas han sido sustituidos en muchos centros de radiodiagnóstico por sistemas de identificación basados en un golpe de luz en una parte no expuesta de la placa. Para este mecanismo el chasis deberá tener una ventana de plomo para que la película permanezca virgen cuando realizamos la radiografía.

Hay dos sistemas:

- Identificadora de cuarto oscuro: se coloca el borde no expuesto de la placa en la identificadora, se coloca el papel con los datos del paciente y se da un golpe de luz.
- Identificadora de cuarto claro: es un sistema más práctico y más costoso. Se coloca la esquina de la placa en la identificadora, y se acciona un mecanismo que abre la ventana y se graba fotográficamente los datos del paciente que hemos volcado en una tarjeta y la hemos introducido en una ranura para ese fin. Quedan impresas también datos que proporciona la propia cámara como el año, mes, día hora.

Fracaso del revelado y fijado y sus distintas causas _____

- Placa blanda: contrastes blancos y negros pobres en la película, puede deberse a fijador viejo y vencido, a una exposición insuficiente, revelador agotado, demasiado frío el revelador
- Placa dura: contrastes blancos y negros exagerados: demasiada técnica o exposición sobreexpuesta, exceso de revelado, demasiada temperatura del revelador.

Errores que se cometen en el lavado terminal:

- Lavado insuficiente: tiempo después de un lavado insuficiente aparecen en la placa depósitos de hiposulfito de sodio
- El nivel del agua no cubre totalmente el borde superior de la placa. En tal caso, en la parte superior de la placa queda una mancha con nivel ya que persistió fijador.
- Distancia insuficiente entre las películas: en este caso las placas pueden quedar rayadas.

- Lavado terminal demasiado prolongado o se usa agua a temperatura demasiado elevada: la gelatina se ablanda y puede desprenderse.

PROCESADORAS AUTOMÁTICAS

Con la aparición en 1956 del equipo de revelado automático basado en transporte por rodillos, la eficacia de los servicios de radiología aumentó considerablemente. El tiempo entre la exposición y la disponibilidad de la placa se acortó a pocos minutos. La necesidad de personal que trabajara en el cuarto oscuro se redujo proporcionalmente. Es un método de revelado, fijado y secado de las películas expuestas en forma automática y en un tiempo sumamente corto. El procesado automático dura minutos, para ello se utilizan máquinas que conducen la película por medio de rodillos por el revelador, fijador, lavado y secado. La película entra por un extremo y sale por el otro totalmente seca y lista para ser vista.

La procesadora automática comienza con una bandeja de alimentación, en donde se coloca la placa en el cuarto oscuro. En este punto los rodillos de entrada enganchan la película y comienza su recorrido, desde estos rodillos avanza a través del revelado, fijado y secado para depositarse finalmente en la bandeja de recepción.

La temperatura del revelador es de 35 grados centígrados (los líquidos y las películas son distintas a los que se usan en el procesado manual). Está controlada por un termostato.

La agitación se produce por un sistema de circulación que bombea continuamente los líquidos.

El agua no se renueva sino que circula constantemente.

La tasa de renovación del fijador y del revelador se calcula por cada 35 cm de recorrido. Para el revelador son de 65 ml y de 100 ml para el fijador.

No existe el lavado intermedio

El sistema de secado está compuesto por un ventilador, los conductos de ventilación, los tubos de secado. Este sistema elimina todo rastro de humedad llegando la película seca a la bandeja de recepción

Desde el punto de vista mecánico existen dos tipos de procesadoras:

- Sistema de inmersión (figura 5-12): rodillos de arriba hacia abajo. Las placas entran de modo vertical. Permite un mayor número de películas procesadas y en menor tiempo. Son más caras.

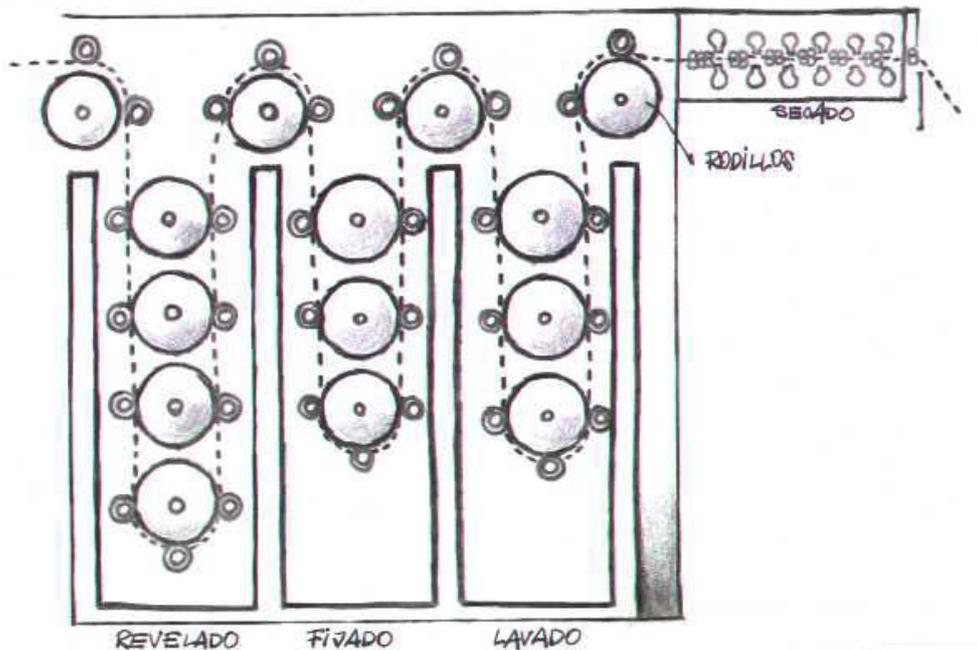


Figura 5-12: procesadora automática sistema de inmersión.

- Sistema por cámara de presión (figura 5-13): tiene rodillos pero las placas permanentemente hacen un recorrido horizontal. Más lentas, menos costosas. En una placa de 35 por 43 centímetros cuando el borde que introducimos en la bandeja de entrada está por empezar el secado el otro borde todavía se está revelando

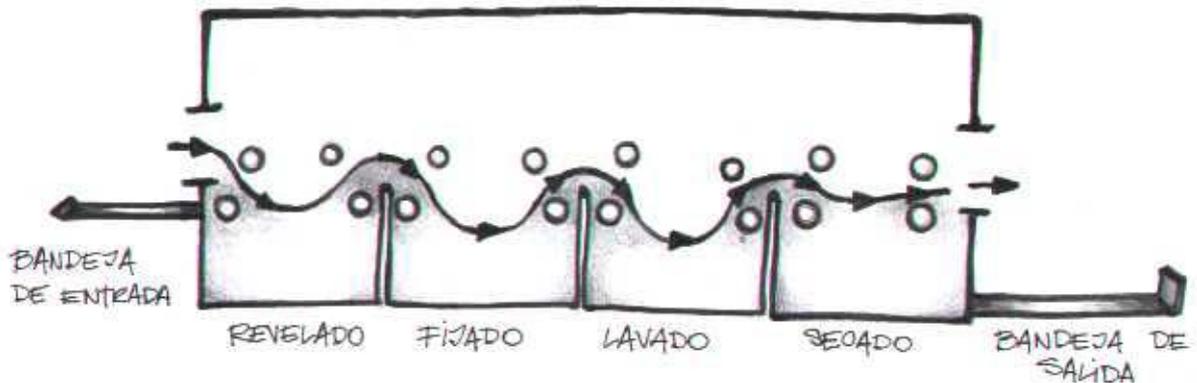


Figura 5-13: procesadora automática sistema por cámara de presión

La maquina tiene sensores que detecta el paso de la película y su superficie. Cuando esto ocurre, acciona unos sistemas de medida que añaden la cantidad precisa de revelador. Un dispositivo economizador de agua y energía, conectado también al detector de paso de película, cuida de que cesen los consumos en los períodos de inactividad. También cesa el arrastre en estos períodos, disminuyendo con ellos desgastes innecesarios

Los productos químicos son semejantes al procesado manual salvo algunos compuestos como un componente endurecedor y una sustancia que reemplaza a la hidroquinona y se llama Fenidon, que da muy buenos contrastes y matices. Además las drogas están más concentradas para acortar el tiempo de revelación.

La técnica deben ser precisas puesto que no se pueden corregir

La ventaja es el tiempo, no hay deterioro de la ropa y todas las placas tienen un mismo nivel y densidad.

La capacidad del revelado puede ser de 60, 50, 100 o más películas por hora. El tiempo es variable de 4 minutos a 90 segundos.

Las procesadoras deben comprarse según la cantidad de películas que procese por día, es obvio que un servicio que procese 100 películas por día necesitará una procesadora más chica y económica que un servicio que procese 600. Hay varios parámetros a tener en cuenta:

- Tiempo de tratamiento: es el transcurrido entre la introducción de una película y su salida totalmente seca
- Capacidad de una procesadora: es el número de películas que puede tratar en una hora, lógicamente depende del formato y por ello suele referirse a un formato medio que normalmente es el de 24 por 30 cm, introducido por su lado ancho.
- Tiempo de introducción: es el transcurrido entre la introducción de una película y la siguiente, tras una pequeña pausa que está señalizada por la máquina.

En las películas mamográficas se usa el revelado extendido que duplica el tiempo de revelado lo que produce mayor contraste y menor dosis de radiación.

La limpieza de la procesadora es parte obligatoria de las tareas de mantenimiento

Artefactos: El procesado automático puede provocar artificios en las placas: marcas de los rodillos porque la procesadora se paró con la placa adentro o se tiró de la placa, placa húmeda por problemas en el sistema de secado o por el fijador vencido por falta de una correcta reintegración, placas manchadas en general ocurre cuando se limpia la máquina, la inadecuada fijación resulta en un manchado de la placa después de un tiempo de su procesamiento, manchas oscuras causadas por espuma o burbujas de aire en el fijador.

Una placa subexpuesta (blanda) puede ser ocasionada por el procesado automático. Las causas pueden ser: baja temperatura del revelador (si bien la temperatura está controlada en forma automática esto puede ocurrir por calibración inadecuada, malfunción del termostato o del calentador, problemas en la alimentación), tiempo de revelación inadecuado según el tipo de película que usemos, preparación deficiente del revelador, revelador no apropiado para el tipo de

película, revelador muy diluido, poca reintegración del revelador, revelador contaminado por mezcla con el fijador o por oxidación por envejecimiento.

La subexposición de las placas por causa de la procesadora automática es un error frecuente que lleva a aumentar la cantidad de radiación para su compensación. Para subsanar este problema se recomienda realizar periódicamente un control de calidad con un densitómetro

REVELADO CON LUZ NATURAL: permite el tratamiento total de la película en un solo aparato y a la luz del día. Con esta procesadora se coloca el chasis con la película expuesta en un de las ranuras del equipo. La película es extraída automáticamente del chasis y enviada al revelador automático. El chasis se recarga automáticamente antes de ser devuelta para el siguiente uso. Un microprocesador controla todos estos mecanismos.

PROCESAMIENTO DE PELÍCULA PARA IMPRESORAS LÁSER: en películas vimos que hay dos variedades:

Láser húmeda: la película una vez expuesta sigue un camino de procesamiento convencional pasando por el líquido revelador y fijador

Láser seca: el procesado se realiza sin líquidos usando película o papel termosensible. La sensibilidad térmica debe ser tomada en cuenta ya que la película dejada en un ambiente de calor como por ejemplo sobre un calefactor, o a la exposición solar directa la ennegrece.

CAPÍTULO 6

FLUOROSCOPIA. ANGIOGRAFÍA. TÉCNICAS RADIOLÓGICAS ESPECIALIZADAS.

EXAMEN FLUOROSCÓPICO O RADIOSCÓPICO

La fluoroscopia o radioscopia es usada para visualizar la dinámica de los procesos fisiológicos mientras estos ocurren.

Es el examen efectuado de tal manera que expuesto el paciente a la acción de los rayos Roentgen, su imagen se proyecta en una pantalla que contiene una sustancia fluorescente, permitiendo apreciar los movimientos, obteniendo imágenes dinámicas. Presentan luminiscencia (vista en pantallas reforzadoras) cuando son incididas por los rayos X.

Una pantalla fluoroscópica antigua estaba básicamente formada por:

1. Un soporte que puede ser de distintas sustancias (cartulina, madera, plástico etc.) sobre la que se dispone una capa de sustancia fluorescente.
2. Sustancia fluorescente: tiene la propiedad de emitir fotones luminosos, cuando es excitada por rayos X. La sustancia fluorescente puede ser el platinocianuro de bario, el silicato de zinc, el sulfato de calcio o cadmio y el sulfuro de zinc.
3. Capa reflectante: entre la base y la capa de cristales fluorescentes suele disponerse otra de ácido o carbonato de magnesio cuya finalidad es aumentar el brillo de la imagen ya que refleja la luz fluorescente.
4. Capa protectora de acetato de celulosa.
5. Vidrio plomado con el fin de absorber los rayos X y evitar que el observador esté expuesto a un exceso de radiaciones.

Estas antiguas pantallas fluoroscópicas estaban colocadas en un soporte y acoplada al tubo con movimientos solidarios. El radiólogo posicionaba la pantalla entre él y el paciente (figura 6-1).



Figura 6-1: antigua pantalla fluoroscópica

Producían una imagen borrosa y los exámenes se realizaban en un ambiente oscuro que necesitaba una adaptación del ojo del observador de unos 10 minutos. La luminosidad era escasa, la dosis de radiación era alta no solamente para el paciente sino también para el observador.

En todos aquellos lugares de la pantalla en que incidían los rayos esta se iluminaba según la atenuación producida por los distintos tejidos, a la inversa de la placa radiográfica el aire se veía blanco y el hueso negro (imagen en positivo, fotográficamente hablando).

Con la fluoroscopia la información se pierde a menos que guardemos las imágenes por medio de placas radiográficas. Al comenzar la radiología los pacientes eran estudiados por placas o por fluoroscopia. En esos tiempos ambos métodos competían. Más adelante se complementaron y se vincularon ambos métodos, como no podía ser de otra manera.

Dispositivos seriadores: en la tercera década del siglo pasado, surgieron los seriógrafos, que permiten sacar placas de las imágenes que vemos en radioscopia. Estos combinan el estudio dinámico con la radiografía, de manera que cuando la imagen merece ser graficada se conmuta el seriógrafo a radiografía, obteniéndose imágenes en serie o seriadas para practicar tomas radiográficas. En el esquema (figura 6-2) en el primer dibujo el médico está realizando una fluoroscopia sin intensificador de imagen del abdomen del paciente, la placa está ubicado en un

receptáculo protegida de los rayos X, cuando desea sacar una radiografía conmuta la radioscopia por radiografía, se corta la radioscopia, la placa se coloca enfrente de la pantalla fluoroscópica (segundo dibujo), se efectúa el disparo quedando la placa expuesta y esta vuelve al receptáculo plomado para que no se siga exponiendo y si se desea se vuelve a efectuar radioscopia.

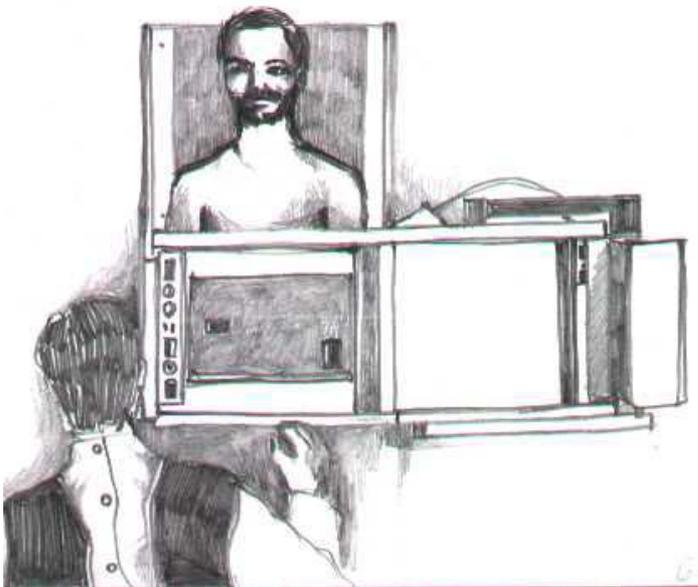
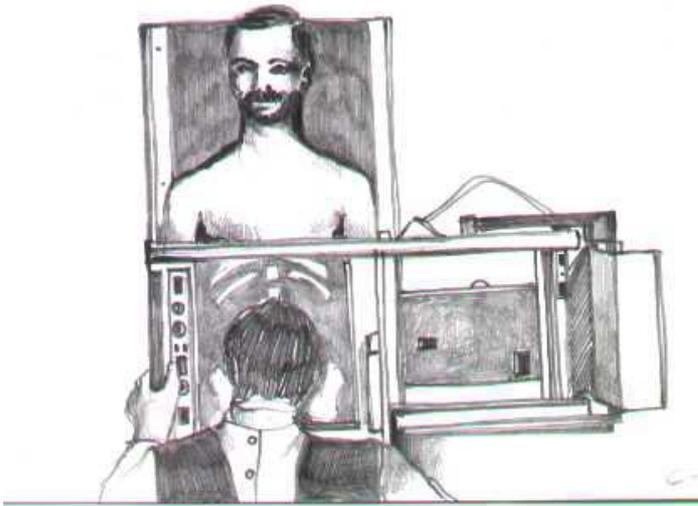


Figura 6-2: fluoroscopia: seriador

Según la construcción del dispositivo es posible practicar tomas radiográficas panorámicas (se expone toda la placa) o permitir exposiciones parciales en una sola película por ejemplo dos tomas

verticales o cuatro tomas horizontales. El tamaño de películas que se pueden usar es variado en general películas de 18 x 24, 24 x 30 y 35 x 35 cm.

La técnica fluoroscópica precisa será determinada según la experiencia del radiólogo en forma manual o automática mediante los sistemas de control del brillo automático, control de exposición automática o control de ganancia automático. Los valores de kV y mA utilizados son como máximo 100 kV y 2 a 5 mA.

Usos de la fluoroscopia:

Exámenes que requieren la visualización y funcionamiento de un órgano, como por ejemplo:

Aparato digestivo: tránsito esofágico, seriada esofagogastroduodenal, tránsito de intestino delgado, colon por enema. colangiografía retrograda endoscópica (se canula la vía biliar por la ampolla de Vater).

Aparato circulatorio: angiografía es al estudio de los vasos, arteriografía si se estudia una arteria, flebografía si se estudia una vena.

Aparato urinario: cistografía (cuando se estudia la vejiga), cistouretrografía (cuando se estudia la uretra y la vejiga), pielografía ascendente (cuando se estudia el uréter, pelvis y los cálices de un riñón por una sonda colocada durante una cistoscopia en el meato ureteral) pielografía directa (cuando se realiza punción percutánea del riñón).

Aparato genital: histerosalpingografía en la mujer, deferentografía en el hombre.

Otros : dacrocistografía (estudio de la vía lagrimal), fistulografía (estudio de trayectos fistuosos), sialografía (estudio de las glándulas salivales), colocación de sondas o catéteres, estudio de la dinámica de la respiración, estudio de niveles hidroaéreos etcétera.

Usos en cirugía: se verán luego

La radioscopia también se usa para la colocación del paciente para encontrar la posición más adecuada para realizar radiografías por ejemplo la posición de Schüller para ver mastoides, la posición de Chaussée para ver oído medio, la posición de Stenvers para ver el conducto auditivo interno

INTENSIFICADOR DE IMAGEN: Con la llegada del intensificador de imágenes en el año 1953 se mejoró en forma sustancial la visión y la resolución de la imagen fluoroscópica.

La aparición del intensificador de imágenes supuso un gran cambio ya que la definición mejora de 3000 a 5000 veces por efecto del campo eléctrico y la reducción del tamaño. También hubo una considerable reducción de la dosis en radioscopia, al menos de un 80%, tanto para el paciente como para el radiólogo. No era necesario trabajar a oscuras ni adaptar el ojo, ya que la luminosidad es varios miles de veces mayor que la de una imagen fluoroscópica convencional.

La borrosidad es menor o sea que se logra mejor nitidez del detalle. Se pueden adaptar al intensificador de imágenes diversos tipos de registros.

El intensificador de imagen se localiza opuesto al tubo de rayos X. Su función principal es interceptar los fotones de rayos X y convertirlos en fotones luminosos y amplificar la intensidad de la señal de luz.

La función que realiza puede ser descripta brevemente como sigue: los fotones de rayos X son convertidos en fotones luminosos, por su propiedad de luminiscencia. Estos fotones luminosos son convertidos en fotoelectrones en el fotocátodo. Los fotoelectrones son acelerados en un campo magnético producido por una diferencia de potencial y concentrados, pasan por la pantalla de salida donde se produce una imagen más luminosa y nítida.

El intensificador está compuesto por (figura 6-3):

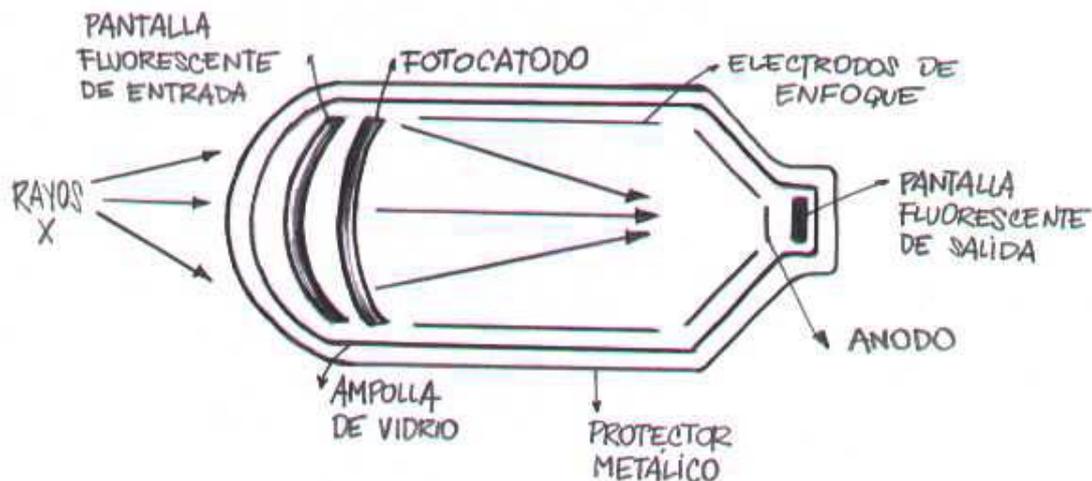


Figura 6-3: intensificador de imágenes

Protector metálico: cilíndrico, protege a la ampolla, tamaño es variable dependiendo del uso que se le dé.

Una ampolla de vidrio: en la que se ha efectuado un vacío lo más cercano a lo absoluto

Pantalla fluorescente receptora o de entrada: compuesta de fósforo similar a una pantalla fluoroscópica convencional, la sustancia fluorescente usada en la actualidad está compuesta de tierras raras, esta pantalla convierte los rayos X en rayos luminosos, tiene curvatura esférica

Pantalla fotoeléctrica o fotocátodo: está compuesto de una sustancia que emite electrones al recibir fotones luminosos, esta emisión electrónica es proporcional a la intensidad de la luz.

Está formado por una aleación de cesio y antimonio. De esta forma la imagen luminosa formada en la pantalla fluoroscópica del intensificador se convierte merced al fotocátodo en una imagen electrónica.

Electrodos de enfoque y placa anódica: los electrones que emergen del fotocátodo son enfocados y acelerados por electrodos y concentrados en el ánodo de la pantalla de salida. Produce la focalización de la imagen electrónica. Los electrones son concentrados electrostáticamente y acelerados en el interior de la ampolla por una diferencia de potencial de unos 20 a 25 kV, dirigiéndose en apretado haz a la pantalla fluoroscópica de salida. Esta aceleración aumenta la energía cinética de los electrones de forma considerable de modo que al hacer impacto en la pantalla de salida producen una mayor energía luminosa. Los electrones emitidos por la superficie del tubo intensificador deben ser enfocados como si fueran rayos de luz. Los dispositivos encargados de este control reciben el nombre de lentes electrostáticas y están dispuestos a lo largo del intensificador de imágenes. Los electrodos de enfoque son muy sensibles a los campos eléctricos y magnéticos externos, que pueden causar distorsión de la imagen.

Pantalla fluoroscópica de salida: la imagen electrónica es enfocada hacia la pantalla de fósforo de salida, donde son acelerados los electrones, con lo que se aumenta aún más su brillantez. Se produce una imagen fluoroscópica mucho más pequeña, invertida, mucho más luminosa y nítida que de la pantalla de entrada.

Factor de intensificación: es la relación entre la luminosidad de la pantalla de salida y la pantalla de entrada, se expresa en candelas (la candela es la unidad para medir una fuente luminosa) por metro cuadrado.

Ganancia de brillo: es el nivel de iluminación de la pantalla de salida comparada con la pantalla de entrada. La ganancia de brillo de los intensificadores de imagen es de 5.000 a 20.000 y disminuye con la utilización y la edad del tubo

Ganancia de brillo = ganancia de reducción x Ganancia de flujo.

La ganancia de reducción es el cociente entre el cuadrado del diámetro del fósforo de entrada y el cuadrado del diámetro del fósforo de salida. El tamaño del fósforo de salida suele estar normatizado y varía entre 2,5 y 5 cm. Las dimensiones del fósforo de entrada asilan entre 10 y 35 cm y se utilizan para señalar los distintos tipos de tubos intensificadores de imágenes

Número de fotones de luz en salida

Ganancia de flujo = -----

Número de fotones de rayos X de entrada

Factor de conversión es igual a la iluminación del fósforo de salida medida en candelas por metro cuadrado sobre la tasa de exposición de entrada en miliroengens por segundo.

$$\text{Factor de conversión} = \frac{\text{Iluminación del fósforo de salida medida en candelas por metro cuadrado}}{\text{Tasa de exposición de entrada medida en miliroengens por segundo}}$$

Los intensificadores de imagen poseen factores de conversión comprendidos entre 50 y 300. Lo cual corresponde a ganancias de brillo de 5.000 a 30.000, respectivamente

La distancia mínima a que debe estar situada la pantalla fluoroscópica del tubo debe ser de 35 cm

Campos del intensificador. Tamaño de la imagen reproducida: cuanto mayor sea la pantalla fluoroscópica de entrada, más grande será por lo tanto el tubo intensificador (y mayor su precio), la imagen será más chica y abarca una mayor parte de la zona examinada. Por el contrario cuanto menos centímetros tenga la pantalla de entrada la imagen será más ampliada y abarca una zona más pequeña de la parte examinada.

Las dimensiones normalizadas más frecuentes del diámetro de la pantalla fluoroscópica de entrada son de 4,6 y 9 pulgadas o lo que es lo mismo de 12, 15 y 23 centímetros.

Los tubos modernos permiten cambiar la zona a usarse de la pantalla fluoroscópica para obtener imágenes más o menos ampliada.

El cambio de campos dentro del tubo intensificador se logra cambiando la tensión electrostática de enfoque de los electrodos lo que produce un cambio en la convergencia y subsiguiente divergencia del haz electrónico de modo que en la pantalla de salida que produce una imagen electrónicamente ampliada. La mayoría de los intensificadores son multicampos, pueden ser de dos campos 23/15 centímetros o 15/12 centímetros por ejemplo. También pueden ser tricampo por ejemplo 23/15/10. Cuando usamos un intensificador de dos campos por ejemplo 15/23 y seleccionamos el campo de 23 cm, los fotoelectrones que se producen en el fósforo de entrada son acelerados al fósforo de salida abarcando una zona amplia de la parte examinada, si se cambia a campo de 15 cm se aumenta el potencial de las lentes electrostáticas lo que hace que el punto focal de los electrones se separe del fósforo de salida, en consecuencia sólo los fotoelectrones de la parte central de 15 cm de diámetro del fósforo de entrada inciden en el de salida, la imagen será más ampliada y el campo examinado se reduce (figura 6-4).

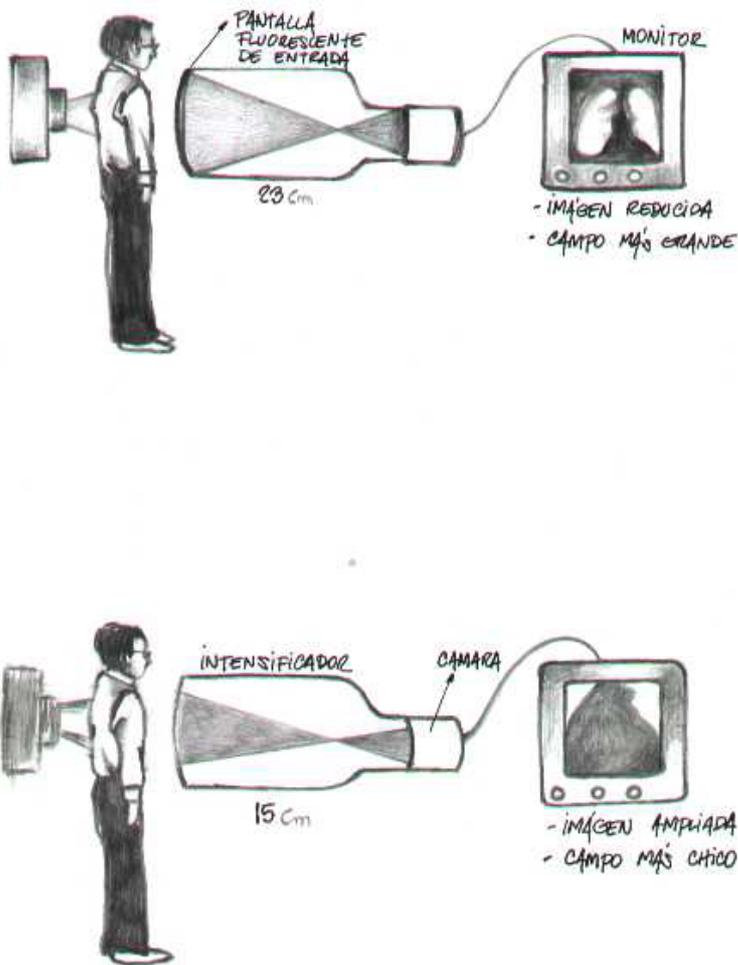


Figura 6-4: comparación entre campo de 9 pulgadas (23 cm.) y campo de 6 pulgadas (15 cm.)

La elección de los campos del intensificador depende en gran medida del uso que se le dé por ejemplo si se usa en un arco en C para fines traumatológicos por ejemplo reducción o fijación de fracturas un intensificador de 4 y 6 pulgadas (12 y 15 centímetros) puede ser suficiente. En cambio para exámenes del tracto gastrointestinal, exámenes cardiológicos en los que necesitamos incluir todo el corazón o abarcar el antebrazo completo tendremos que pensar en un intensificador de 9 (23 cm) o más pulgadas.

Sistema de visualización de la imagen: En los primeros tiempos la imagen del intensificador de imagen era vista por medio de un sistema óptico de lentes y espejos, que ampliaba la imagen y la mostraba en su posición verdadera. Uno de los problemas era que solo podía ser vista por una persona a la vez y se debía cambiar de posición cuando se movía la pantalla.

RADIOSCOPIA CON CIRCUITO CERRADO DE TV: la llegada de la televisión permitió la visualización en un monitor lo que mejoró la calidad de la imagen. Un circuito cerrado de televisión consiste en una videocámara ;que es usada para visualizar la imagen producida en el intensificador de imágenes; convirtiendo la imagen en una señal de voltaje. Esta es enviada por un cable coaxial al monitor de TV. En este la señal de voltaje es amplificada y transformada en imagen en la pantalla del monitor. El monitor consiste en una cámara de vacío con una pantalla de fósforo y un sistema de enfoque y deflexión del haz de electrones.

Las primeras cámaras eran un tubo llamado Ortición, luego aparecieron las cámara con tubo Vidición (aprovecha la fotoconductividad del selenio) y la cámara con tubo Plumbición (utiliza plomo en lugar de selenio). Las modernas están fabricadas con una placa fotocaptora de estado sólido CCD (Charge Coupled Device), esta última es más pequeña, requiere menos poder y tiene mayor duración.

La televisión permite graduar a voluntad la intensidad luminosa y el contraste con valores muy bajos de intensidad y energía de los rayos X. El beneficio es menor irradiación sobre el paciente y sobre el observador, produce excelentes detalles.

Al agregar la cadena de televisión al intensificador de imagen se introduce otra causa que puede afectar el resultado final de la imagen. Se debe insistir de un modo terminante en que no se ha de buscar una imagen nítida acudiendo al recurso de aumentar los valores de miliamperios o kilovoltaje, sino procurar un ajuste óptimo de la cadena de formación de la imagen radioscópica (rayos X, pantalla fluoroscópica, imagen electrónica emitida en el fotocátodo, imagen luminosa en la pantalla de salida, señal de video, conversión en imagen en el monitor de televisión) para reducir la dosis de radiación al nivel más bajo compatible con una buena imagen.

El intensificador de imagen puede acoplarse directamente a una cámara de televisión y conectarse a un monitor o unirse a un dispositivo conocido como distribuidor de imágenes para permitir el uso de una cámara de cine y/o una cámara de 100 mm o a otros sistemas de registro de la imagen

REGISTRO DE LA IMAGEN:

La imagen radioscópica ya vimos que puede ser registrada por el seriador lo que permite obtener placas radiográficas durante la fluoroscopia.

En vez cambiar manualmente las placas, lo que demora un determinado tiempo, en estudios donde se necesita una rápida sucesión de registro de la imagen por ejemplo arteriografías se desarrollaron distintos sistemas llamados cambiadores de placas, permite más rapidez ya que no hay que cambiar de chasis luego de la exposición. Incluye un depósito de suministro de películas y un depósito de las mismas, que permite practicar tomas radiográficas en rápida sucesión. Hay varios tipos:

Dispositivos manuales: es un cajón con divisiones plomadas que permite la colocación de varios chasis que son sacados manualmente sin mover el cajón cada vez que se realiza un disparo. Una vez tomada la primera radiografía se retira el primer chasis y se expone el segundo, el cual se saca y queda el tercero para ser expuesto.

Dispositivos mecánicos: hay varios modelos, por ejemplo uno de los dispositivos consiste en un cambiador sin chasis, las películas vírgenes se colocan en un reservorio, por medio de un mecanismo cada película es transportada al campo de exposición, aquí la película se desliza entre dos pantallas reforzadoras. Una vez expuesta la película es transportada hasta otro reservorio de placas para revelar y una película virgen ocupa su lugar en el campo de exposición

Distribuidor de imágenes: (figura 6-5) distribuye la luz que viene del intensificador de imágenes para que puedan ser vistas en el monitor de televisión, filmar las imágenes, registrarla en una cámara de 70 o de 105 milímetros, grabar en cinta de videotape o conectarla a un sistema digital. Incluye un espejo parcialmente plateado que dirige una porción del haz a la videocámara y el resto al sistema de registro.

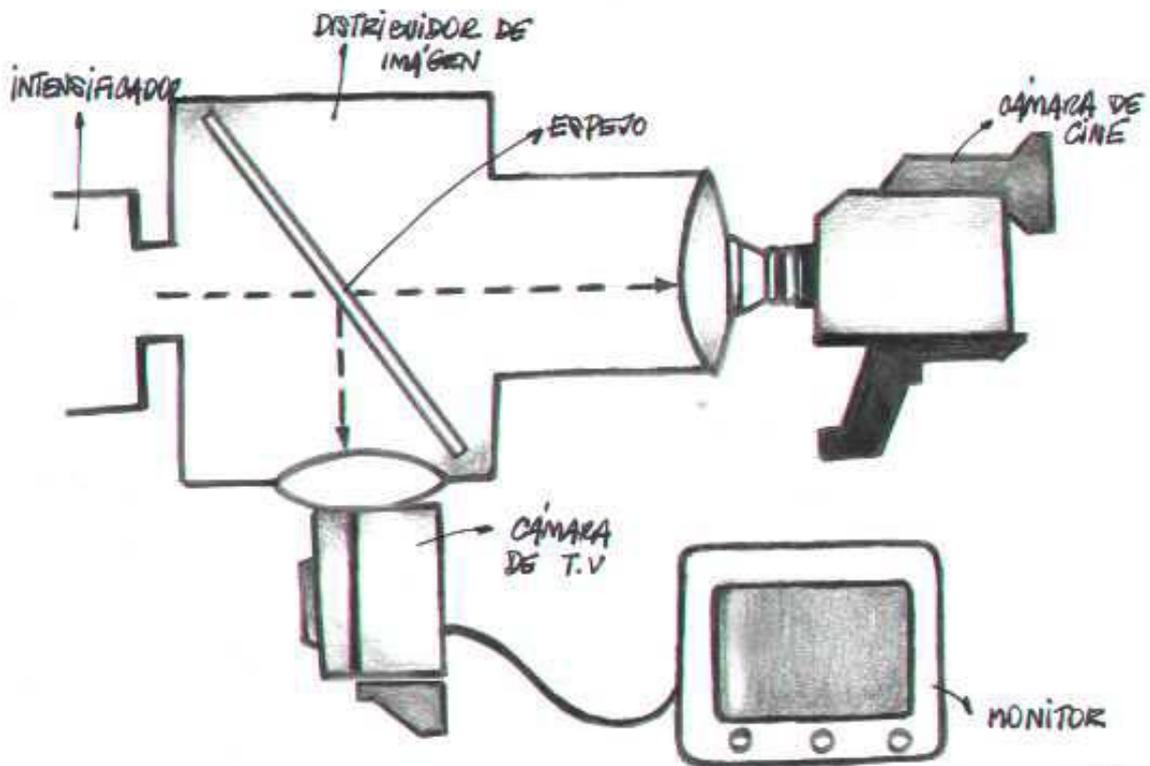


Figura 6-5: distribuidor de imágenes.

Cámara de 70 o de 100 o de 105 milímetros: son montadas en el distribuidor de imagen y sirven para registrar imágenes rápidamente, permite obtener hasta 12 imágenes por segundo.

Cámara de cine, cinerradiografía, roentgencinematografía: registro cinematográfico de las imágenes. Los estudios se graban en una cámara de cine con película especial. Esta técnica produjo un desarrollo muy grande a las técnicas hemodinámicas. Cuando la secuencia de imágenes sobrepasa las 24 por segundo ya se puede hablar de cinerradiografía. Una cámara de cine adquiere las imágenes en películas de 35 milímetros. Con este fin se adapta una cámara cinematográfica a uno de los canales del distribuidor. Para la visualización de la película se han construido proyectores especiales en los que la velocidad puede variar, en ellos es posible el paro de la imagen y la proyección invertida, que facilitan un mejor estudio de la película. El cine se diferencia de la cámara de 70 mm en que el film es más chico (35 mm), el rollo es más largo (120 m), y la cámara es capaz de obtener 90 cuadros por segundo.

Registrador de cinta videotape: la señal de video se conecta en paralelo del monitor a una grabador que por medios electromagnéticos graba la imagen en una cinta. Esta cinta se puede reproducir toda las veces que querramos. Los grabadores con cinta de video son similares a los que usamos en casa. La resolución es menor que con la película de cine

Sistemas de conversión en imagen digital: también puede usarse métodos de digitalización de la imagen que se pueden guardar en la memoria de la computadora, la imagen puede ser procesada variando el brillo, el tamaño, la escala de grises, refuerzo del borde, sustracción en tiempo real, toma de medidas, imagen de mapeo, memoria de imágenes (en la radioscopia convencional una vez terminada la emisión de rayos X desaparece la imagen, en el sistema digital la imagen es guardada en la memoria de la computadora y puede verse cuando se quiera sin necesidad de emitir rayos X). Pueden ser pasadas a un sistema de registro de papel sin necesidad de un cuarto oscuro por lo que se aceleran los tiempos ya que no necesita un procesado químico (video printer).

COMPONENTES DE UN EQUIPO DE RADIOSCOPIA: son los mismos que los de un equipo de radiología, se mencionaran algunas características:

Generador de rayos X: En general el mismo generador permite obtener radiografías o realizar exámenes radioscópicos. Puede agregarse un control automático de brillo (ABC en inglés que es un acrónimo de Automatic Brightness Control), actúa manteniendo el brillo en un nivel constante a pesar de que cambiemos la parte del organismo, de diferente espesor y atenuación, que estamos

visualizando, esto es debido a un ajuste automático del Kvp y del mA

Pueden producir radioscopia continua o radioscopia pulsada según el generador que compremos. Los más modernos son generadores de alta frecuencia. Uno de los inconvenientes durante la fluoroscopia es la emisión continua de rayos X, lo que produce mayor radiación para el paciente y el personal, se somete al tubo a una carga excesiva. Para evitar estos inconvenientes se ha creado la técnica cinematográfica pulsatoria en que la emisión de rayos X ya no se produce en forma constante sino interrumpida periódicamente. La radiación se emite como si dijéramos en forma de fogonazos. Con esta técnica, la exposición ya no depende de la velocidad en que se filma sino de la coincidencia de la radiación en el momento en que el obturador de la cámara está abierto. Es un sistema más caro.

Tubo de rayos X: Para el uso en angiografía o procedimientos de intervencionismo es aconsejable ánodos giratorios de más de 10.000 revoluciones por minuto, pueden necesitarse sistemas especiales de enfriamiento del tubo, el cátodo en algunos equipos que permiten grabación de cine o radioscopia pulsada, debe ser capaz de producir exposiciones muy cortas.

Colimador: ya los hemos visto. En los equipos modernos además de las hojas rectangulares se agrega un colimador redondo(iris) que confina el haz de rayos al campo visual, esto puede hacerse por comandos manuales o automáticamente. En algunos equipos sobre todo los usados para angiografía o intervencionismo se agregan filtros ecualizadores o filtros del borde que son parcialmente radiolúcidos y sirven para reducir el brillo de las regiones cerca del borde del paciente y así igualar la luz en la video cámara y mejorar la operación del sistema de control automático del brillo (ABC)

Compresores: particularmente para el examen del tubo digestivo se usan mecanismos de compresión generalmente en forma de conos, que pueden adosarse al seriador sirven también de localizador

Filtros: para atenuar los rayos X de baja energía que son absorbidos por el paciente y no llegan a la película deteriorando la imagen. Filtro de aluminio de 2,3 a 3 milímetros, puede ser de cobre sobre todo en equipos de alto rendimiento

Mesa del equipo: deben tener la fuerza necesaria para soportar pacientes pesados y al mismo tiempo presentar mínima atenuación de los rayos. Las actuales de fibra de carbón cumplen ambos requisitos. Las mesas fluoroscópicas basculan y se pueden clasificar según su grado de inclinación, por ejemplo una mesa 90/30 puede poner el paciente de pie o dar un Trendelenburg de 30 grados. Pueden colocarse sobre todo para estudios largos un colchón y almohada de espuma de goma.

Parrilla antidifusora: en general se usa de relación 6:1 a 10:1.

Intensificador de imágenes, circuito cerrado de TV, distribuidor de imágenes, registro de la imagen: fueron vistos en el párrafo anterior

CONFIGURACIÓN DE LOS EQUIPOS DE FLUOROSCOPIA: hay distintos modelos para distintas aplicaciones:

Tubo de rayos debajo de la mesa: (figura 6-5) es la forma más común. El tubo de rayos y el colimador están montados debajo de la mesa con el intensificador montado encima de la tabla en un sistema que puede ser movido sobre el paciente. La tabla generalmente permite inclinaciones. El sistema de registro de la imagen generalmente es un seriador de placas. Pueden tener un Potter Bucky adosado para tomar radiografías por una columna porta tubo accesoria (pedestal o mesa universal).

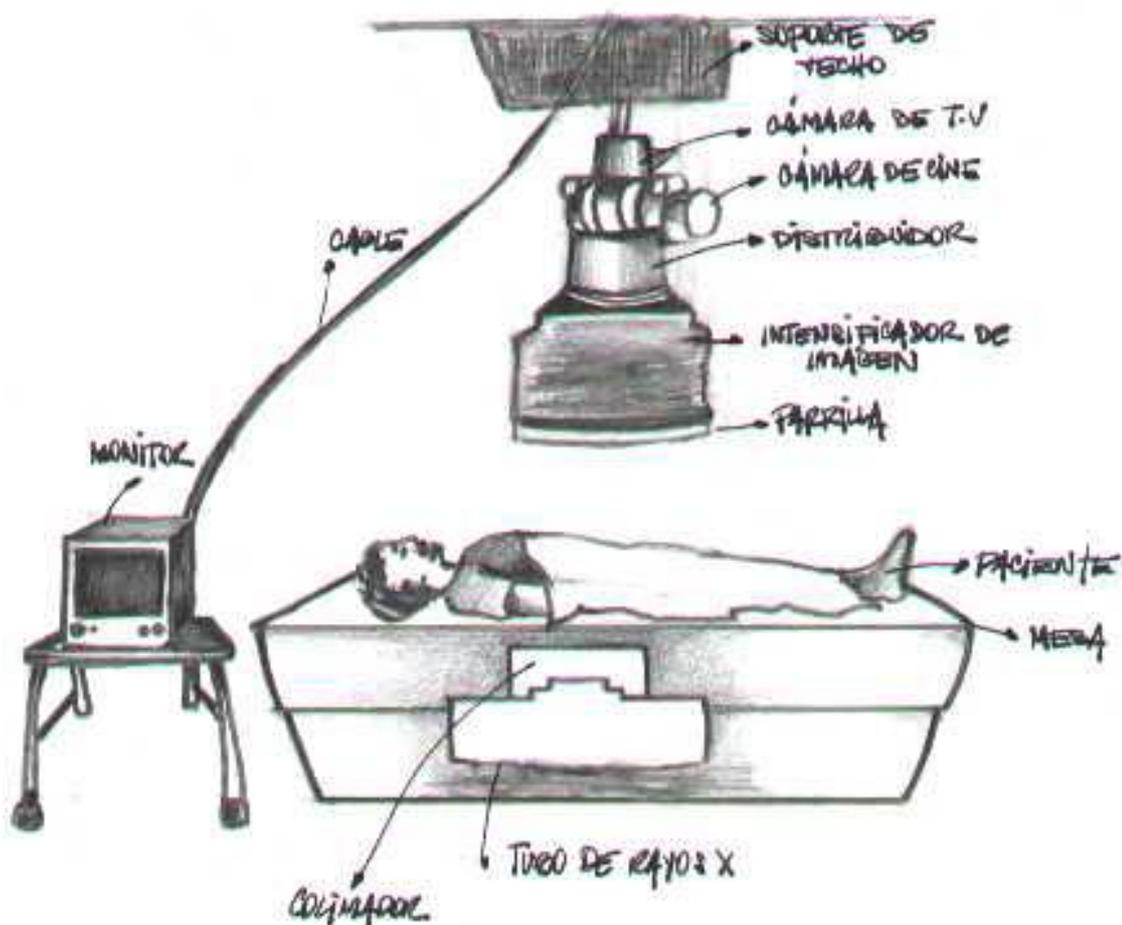


Figura 6-5: tubo bajo mesa.

Tubo por encima de la mesa con el intensificador debajo: es más cómodo el acceso del paciente, resulta más práctico para procedimientos intervencionistas, se pueden tomar radiografías con el mismo tubo de rayos X más un Bucky incorporado a la mesa, pueden realizarse tomografías lineales. Su desventaja es el aumento de la radiación para el personal. Algunos de estos equipos son accionados por control remoto, que a continuación veremos.

Radioscopia con control remoto o teleradiografía: el radiólogo no está al lado del paciente sino en una cabina independiente donde sigue el examen por medio de un monitor y controla los movimientos de la mesa y el seriador por medio de servomecanismos. En algunos equipos se ha mecanizado la rotación del paciente a lo largo de su eje longitudinal. Las ventajas de este tipo de equipos es que el personal queda a salvo de la radiación, el trabajo se realiza con menos fatiga ya que no hay que mover constantemente la pantalla, los seriadores etcétera. Esta disposición facilita el acceso del enfermo a la mesa de exploración. Pero no siempre es posible estar alejado del paciente pues estudios como la histerosalpingografía exige la presencia del radiólogo en la proximidad del paciente. Por esta razón los equipos pueden llevar sus mandos duplicados, unos cerca del aparato y otros en la cabina de control remoto.

Las desventajas son el escaso contacto con el paciente y la disposición del tubo de rayos X. En los equipos convencionales el tubo está situado detrás o debajo de la mesa. En los telecomandados está por delante o encima de la mesa y el intensificador y circuito de televisión detrás o debajo lo que aumenta la cantidad de radiación cuando el radiólogo tiene que estar cerca del equipo durante la exploración ya que la radiación dispersa no está tan controlada como en las instalaciones clásicas.

Arco en C: es un equipo de radioscopia en forma de C, en uno de los extremos se coloca el tubo y en el otro el intensificador, hay varios tipos:

Arco en C fijo: puede estar fijado al techo a la pared o al piso. Permiten la angulación del tubo de rayos y del sistema de intensificación en todas las direcciones. Pueden incorporarse mesas flotantes que permiten mover fácilmente al paciente.

Sistema de fluoroscopia con doble arco en C: para procedimientos hemodinámicos o de intervencionismo. Usando dos cadenas de fluoroscopia es posible la vista frontal y lateral del paciente sin cambiarlo de posición y sin tener que efectuar dos inyecciones de contraste.

Arco en C móvil, para radioscopia en quirófano (figura 6-6). Consta de un arco en C con el tubo en un extremo del arco y el intensificador en el otro. El panel de control con los monitores en general está separado y se mueven independientemente. Este equipo permite

la realización de fluoroscopia en la sala de cirugía y la obtención de imágenes. Este equipo es móvil por lo que puede trasladarse a los distintos quirófanos. Pueden ser de ánodo fijo o de ánodo rotatorio. La configuración del brazo en C permite el movimiento del tubo en distintas posiciones sin tener que mover al paciente el cual casi siempre está bajo los efectos de una anestesia general. Los equipos modernos son digitales con todas las ventajas que esta modalidad acarrea

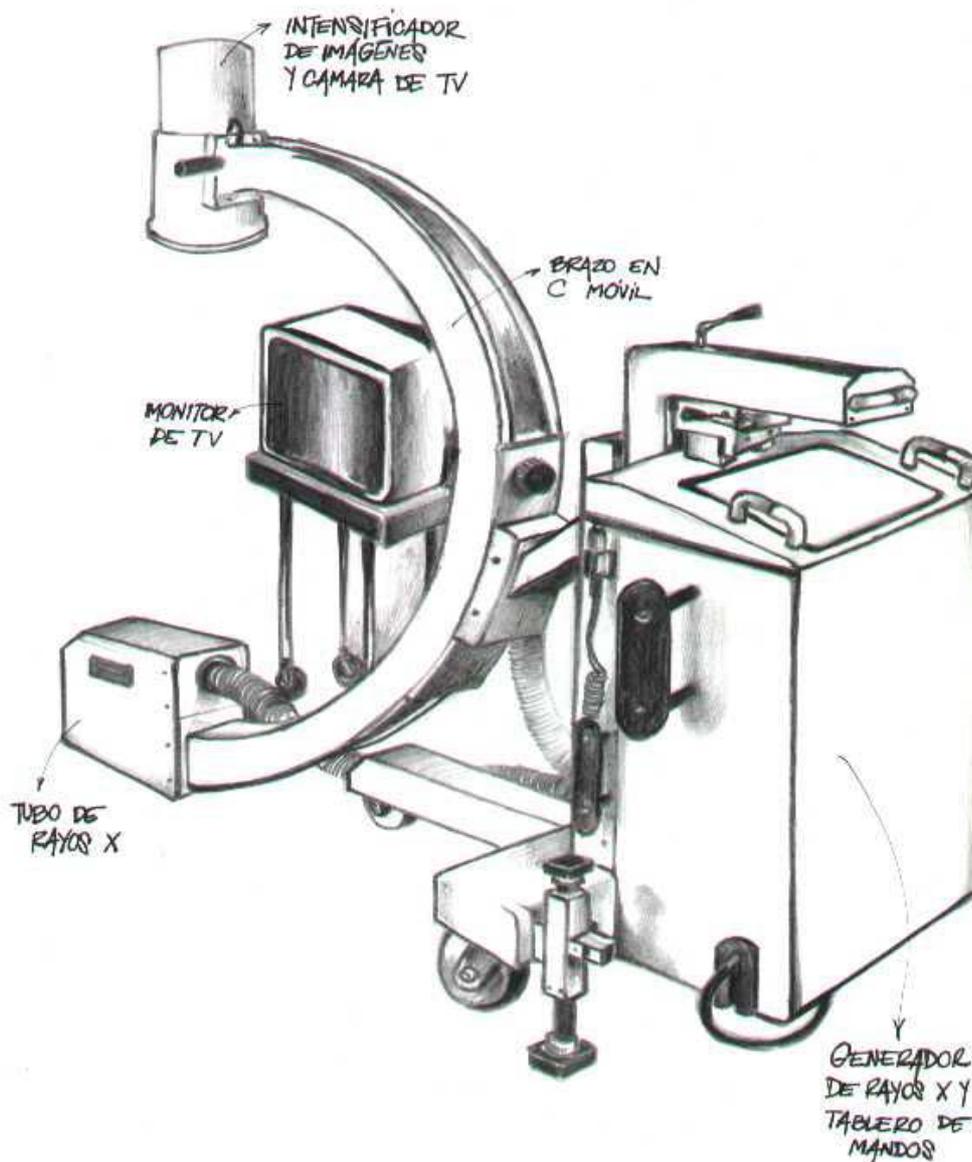


Figura 6-6: arco C móvil para radioscopia en quirófano

Las prestaciones que se pueden realizar son:

Cirugía ortopédica y traumatológica: reducción y tratamiento de fracturas, colocación de distintos materiales de osteosíntesis, colocación de prótesis, búsqueda de cuerpos extraño, biopsias óseas.

Cirugía abdominal y pelviana: colangiografía intraoperatoria (en la que el cirujano contrasta la vía biliar por medio de un fino catéter), colocación de endoprótesis para tratar aneurismas de la aorta, realización de pielografía ascendente (el urólogo durante una cistoscopia introduce un catéter en el uréter y contrasta el sistema colector del riñón): litotomía percutánea, litotricia extracorpórea (para eliminar cálculos en el aparato urinario), nefrostomía percutánea (colocación de un catéter en la vía urinaria)

Cirugía del tórax: colocación de marcapasos endocavitario de uno o más electrodos (en los casos en que el corazón no es capaz de producir un adecuado ritmo cardíaco), técnicas de ablación por radiofrecuencia (en arritmias), tratamientos intraluminales de aneurismas torácicos, colocación de bombas de infusión, biopsia de corazón.

Neurocirugía: técnicas intraluminales (aneurismas, malformaciones arteriovenosas, tumores), cirugía transesfenoidal de la silla turca, técnicas de neuromodulación, fijación de columna, cirugía de hernias discales

Cirugía vascular periférica: técnicas de by pass, endoarteriectomía, dilatación de estenosis, procedimientos trombolíticos y fibrinolíticos

ANGIOGRAFÍA

La angiografía es el estudio de los vasos sanguíneos, según el tipo de vaso estudiado se divide en arteriografía (estudio de las arterias), flebografía (estudio de las venas) y linfografía (estudio de los linfáticos), este último método poco usado en la actualidad. Su difusión comienza con la técnica ideada por Sven Igor Seldinger en 1953. Anteriormente se realizaban técnicas diagnósticas en la que se pinchaba directamente el vaso que se quería contrastar como por ejemplo la aortografía por punción.

No solamente este método permite contrastar los vasos para hacer diagnóstico sino también para realizar procedimientos terapéuticos intervencionistas como la angioplastia (para dilatar la luz del vaso usando un balón que se infla), la trombolisis (para tratar de disolver coágulos), la embolización (para producir una oclusión vascular), colocación de prótesis endoluminales (stent), biopsias de las paredes.

La técnica de Seldinger consiste básicamente en punzar la arteria femoral por debajo del pliegue de la ingle con una aguja, una vez que estamos seguros que la aguja está dentro de la arteria (emana sangre arterial), se introduce una guía metálica, se retira la aguja y se enhebra un catéter en la guía hasta que avance dentro del vaso, luego se retira la guía metálica y por el catéter se introduce el medio de contraste en el vaso que queremos contrastar. Hay muchas formas de catéteres dependiendo del vaso elegido. Este procedimiento también puede realizarse en una vena.

La sala de angiografía debe ser un ambiente limpio y estéril

El equipo de angiografía suele ser más grande, flexible y costoso que el requerido en radiología convencional puede usarse un sistema en arco en C, o un equipo con dos tubos de rayos con montaje en el techo provisto de monitores e intensificador de imágenes con una cadena de televisión. El generador debe ser trifásico o de alta frecuencia, la radioscopia puede ser continua o pulsada. La mesa debe permitir una gran variedad de movimientos, inclinación, plano flotante para permitir movimientos por pasos.

Los receptores de imágenes pueden ser una cámara de cine(en cinefluorografía se graba la imagen en una película para su ulterior reproducción, generalmente el formato es de 35 milímetros), registro en cinta de videotape o técnicas de fluoroscopia digital.

También pueden usarse los cambiadores automáticos de placas, que han perdido vigencia frente a los métodos anteriormente citados.

RADIOLOGÍA INTERVENCIONISTA. En el pasado la radiología era usada principalmente para la detección y diagnóstico de las lesiones o enfermedades. Actualmente las imágenes también forman parte de la terapéutica asistiendo a distintos procedimientos terapéuticos localizando la lesión, guiando la intervención, controlando los resultados y evaluando el resultado final. Esta nueva aplicación ha sido el motor para el desarrollo de nueva tecnología como el resonador abierto y los transductores intraluminales para biopsias ecográficas endoscópicas.

La podemos definir como aquellos procedimientos instrumentales diagnósticos o terapéuticos que son guiados en su realización por las imágenes. Mediante esta técnica se obtienen biopsias de los tejidos para su estudio microscópico, se realizan diversos procedimientos terapéuticos, como el drenaje percutáneo de líquidos, inyección en zonas patológicas de distintas sustancias (fibrinolíticos, material trombosante, quimioterapia regional.), extracción de cálculos, dilatación y colocación de stent (son prótesis de metal que al salir del catéter se expanden permitiendo la dilatación de una estenosis o el tapizamiento de una zona patológica como por ejemplo un aneurisma aórtico), etcétera

Contraindicaciones: si se piensa que la lesión es de origen vascular. Si se sospecha un quiste

hidatídico (posibilidad de reacción alérgica y/o de diseminación de la enfermedad), trastornos de la coagulación, en pacientes que no colaboran o con tos continua o con temblores etcétera. Los métodos más usados son la ecografía y la TAC. En tomografía la biopsia o la punción con aguja se realiza colocando al paciente en la camilla del tomógrafo, en el decúbito que facilite el acceso más cercano al nódulo o masa a estudiar. Una vez realizados los cortes y localizada la lesión se marca su proyección en la piel y se mide la profundidad de la misma así como el mejor ángulo de incidencia de la aguja para llegar al sitio elegido, eludiendo estructuras que pueden traer complicaciones como los grandes vasos.

Se efectúan varias punciones de la masa a fin de conseguir una cantidad suficiente de material. Es importante evitar las zonas de cavitación o necrosis dentro de la masa en las que suelen no encontrarse elementos útiles para el diagnóstico. Es importante la presencia de un patólogo durante el procedimiento, a fin de asegurar que las muestras sean diagnósticas. Las agujas a usar pueden ser finas o gruesas. Cuanto más finas son las agujas menor es la incidencia de complicaciones pero el material recogido es menor. Las desventajas de la punción con agujas finas es que se ven células o colgajos de células por lo que el diagnóstico es citológico, no son muy confiables para el diagnóstico de los linfomas o lesiones benignas. Cuanto más gruesa es la aguja mayor cantidad de material se obtiene y puede obtenerse un fragmento de tejido que permite un estudio microscópico más completo.

TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS ESPECIALIZADAS

Hay varios métodos radiográficos, algunos en desuso que se emplean (empleaban) para determinados fines.

QUIMOGRAFÍA: no se usa más. Era un procedimiento con el cual se registraban los movimientos de determinados órganos particularmente el corazón, el pedículo vascular y el diafragma. La grilla o la película radiográfica sufrían un desplazamiento uniforme durante la exposición radiológica. El trazado quimográfico estaba compuesto de una serie de picos o dientes.

ESTEROERADIOGRAFÍA, RADIOGRAFÍAS ESTEREOSCÓPICAS: pertenece al pasado. Una radiografía común solo tiene dos dimensiones, carece de profundidad. La reproducción de la tercera dimensión solo es posible si se toman dos radiografías, una para cada ojo. Se usaban dispositivos especiales para la observación estereoscópica, que tenía dos espejos, el observador miraba por el aparato, las imágenes resultaban así fusionadas para el observador en una sola dando la correspondiente sensación de profundidad.

RADIOGRAFÍA AMPLIADA: según las leyes de proyección un objeto aumenta de tamaño cuanto mayor es la distancia objeto film, pero a mayor distancia foco film menor será la nitidez y por lo tanto habrá mayor penumbra. A su vez el tamaño del foco define también el tamaño y la nitidez del

objeto proyectado, a menor tamaño del foco mayor nitidez. Luego si queremos sacar radiografías ampliadas aumentamos la distancia y usamos el foco fino para obtener imágenes ampliadas y nítidas.

La técnica de la radiografía ampliada consiste en colocar el objeto en la mitad de la distancia objeto film, esto da una ampliación de 2. Usar un foco fino de 0,3 mm o menor.

El contraste también mejora ya que al alejar el objeto del film gran parte de la radiación secundaria no llega a la película por el efecto de la abertura de aire. Para alejar el objeto se coloca algún dispositivo elevador sobre la mesa radiográfica como un cajón de plástico, una almohada o una plancha de telgopor.

El problema radica que los focos finos toleran menos carga por lo que para compensar este factor se exigirán tiempos de exposición más largos lo que aumenta la posibilidad de borrosidad cinética. Es usada en huesos principalmente de las extremidades, en fracturas nasales, fracturas de órbita, etcétera y en la mama. Muestra estructuras finas como trabéculas óseas, microcalcificaciones, etcétera. En otras partes del organismo como por ejemplo el abdomen no se puede usar el foco fino debido a la gran carga calórica que se necesitaría.

TELERRADIOGRAFÍA: tele = lejos. La distancia es de 1,80 a 2 metros. Se usa para obtener una imagen del tórax similar al del paciente. Los rayos X se hacen casi paralelos. La ampliación y la distorsión se reducen en tal grado que son despreciables. El problema son las mayores dosis que se necesitan. (ley del cuadrado de la distancia).

TOMOGRAFÍA: permite poner en un plano el órgano que se va a examinar, los tejidos que están por arriba o por abajo no se verán nítidos sino borrosos. Prácticamente ha perdido vigencia con la aparición de la TAC y la RMN. Estos equipos se llaman planígrafos o tomógrafos. Se distinguen varios modelos:

Tomografía unidimensional o lineal: toda proyección radiológica implica la suma y superposición sobre un solo plano de una serie de planos atravesados por el haz de rayos X.

El principio de la tomografía lineal es hacer borrosas todas las estructuras situadas por delante y por detrás es decir fuera del plano que interesa identificar, ello se consigue mediante un movimiento coordinado de tubo y película con respecto al objeto de tal manera que solo el plano seleccionado aparece claramente. El movimiento coordinado del tubo y de la película se consigue colocando ambos elementos en los extremos de una palanca. Ambos se desplazan simultánea y sincrónicamente en el sentido contrario (figura 6-7). Si el foco del tubo es desplazado de F1 a F2 mientras que el film es desplazado simultáneamente y sincrónicamente en sentido contrario de H1 a H2 el punto P (plano seleccionado) y todo otro punto situado en el plano X Y será proyectado sobre el film sin borrosidad. Los puntos que se proyectan fuera de

ese plano se proyectarán durante el movimiento siempre en lugares diferentes del film y por lo tanto serán borrosos.

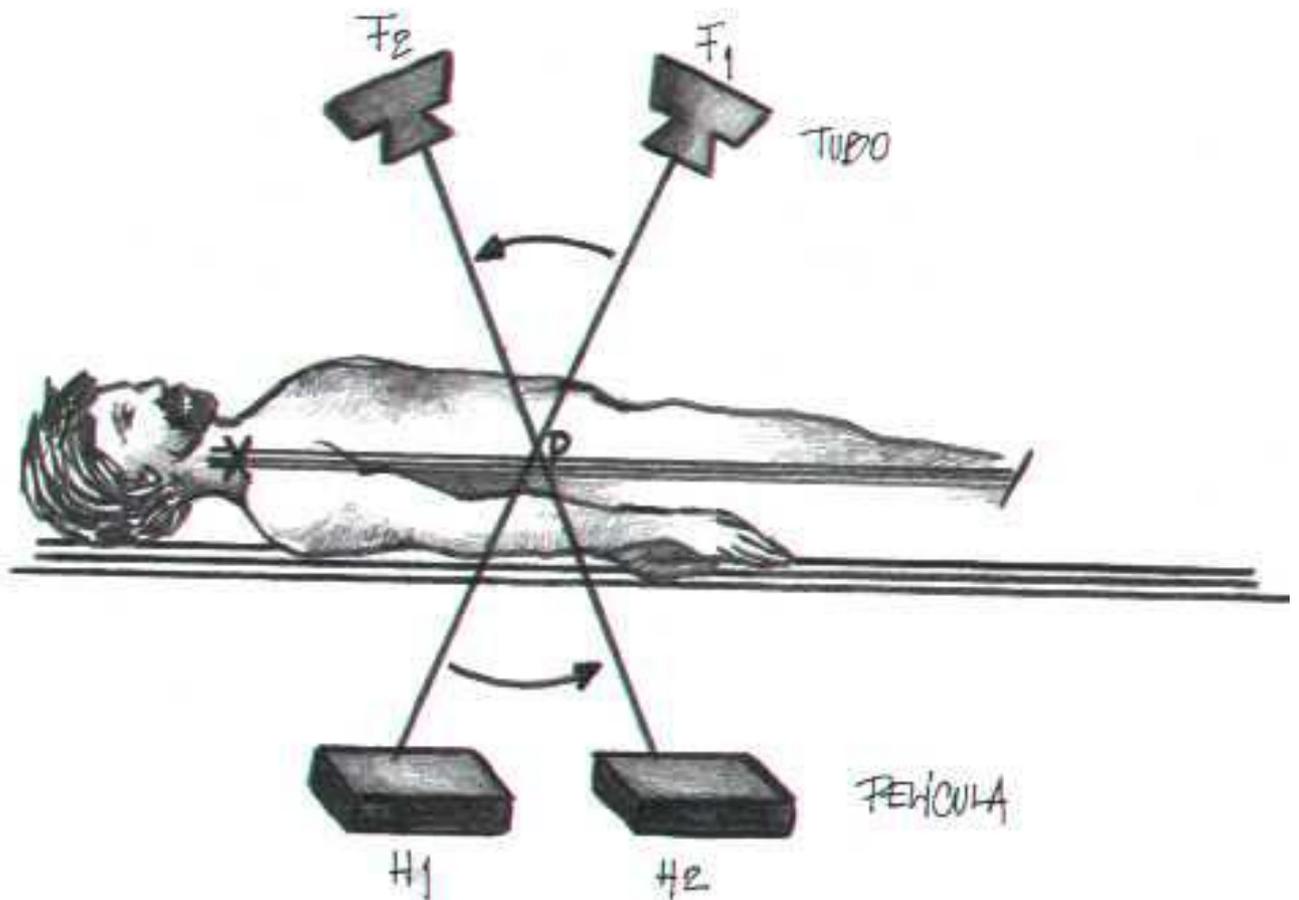


Figura 6-7: tomografía lineal

La altura del plano se selecciona moviendo el eje de rotación. La altura de este plano será seleccionada en el tomógrafo con ayuda de una escala en centímetros esta escala da la distancia entre el eje de rotación y la mesa en que se encuentra el paciente. Si la tomografía ha sido tomada a 10 centímetros, con el paciente en decúbito dorsal, esto significa que el plano está a 10 centímetros de la espalda del paciente

El espesor del plano de proyección depende de:

De la amplitud o distancia de la excursión: si se considera amplitud de excursión a la distancia entre dos posiciones extremas del desplazamiento del tubo. El ángulo de excursión es el formado por

el rayo central en sus dos posiciones extremas. Conservando la misma distancia foco film cuanto mayor sea la amplitud de la excursión del tubo es decir cuanto mayor sea el ángulo formado por las dos posiciones extremas del tubo tanto menor será el espesor del plano de proyección. Cuando el ángulo de excursión es muy pequeño por ejemplo de 6 a 8° se habla de zonografía.

De la distancia foco film: cuanto menor la distancia foco film menor el espesor del corte tomográfico cualquiera que sea la amplitud de la excursión.

Para seleccionar el espesor fijamos el plano de rotación que en general puede ser variado de 0,5 a 25 cm. El espesor mínimo de cada corte es de 5 milímetros.

Tomografía multidimensional o politómica: en la tomografía unidimensional los elementos anatómicos situados paralelamente al plano del eje de proyección no son borrados completamente, si el movimiento de desplazamiento del tubo y película se hace en forma multidimensional los elementos que no pertenecen al plano de proyección sufrirán un borramiento mucho mayor.

Hay tres trayectorias principales: elíptica, circular, hipocicloidal. El espesor mínimo es de 1 mm.

Tomografía transversal: permite reproducir capas anatómicas perpendiculares al eje longitudinal del cuerpo. Tanto el paciente como la placa giran durante la exposición 360° alrededor de su eje perpendicular.

Ortopantomografía: es el método tomográfico que continúa vigente. Se realiza para superficies curvas como por ejemplo el maxilar. El fundamento del método es la rotación del tubo y de la película que se ubica en un chasis en sentidos opuestos.

Componentes de un tomógrafo lineal: un tomógrafo lineal está compuesto de (figura 6-8):

Tractor tomográfico: es el encargado mediante un sistema de apoyo al suelo de transmitir una velocidad constante que permite el desplazamiento de la columna porta tubo

Lanza de acople: está provista de accesorios que se encargan de darle un movimiento de traslación al Potter Bucky de acuerdo al desplazamiento de la columna porta tubo. Esta lanza permite regular la distancia que el tubo de rayos tendrá respecto al plano de corte tomográfico.

Torre tomográfica es la encargada de determinar el ángulo que describirá el tubo de rayos.

Asimismo permite regular la altura del corte tomográfico sobre el cuerpo del paciente. El rango de profundidad del corte tomográfico va desde 0 a 25 centímetros

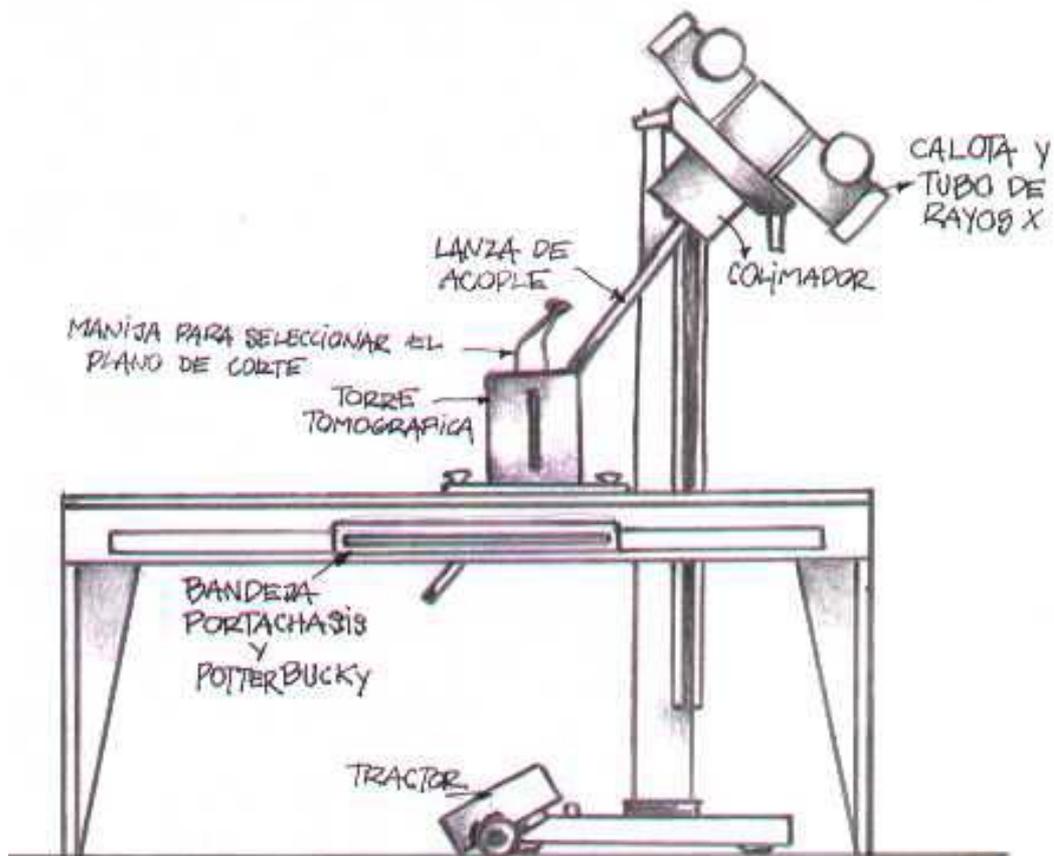


Figura 6-8: componentes de un tomógrafo lineal

TÉCNICA DE ALTO KILOVOLTAJE: es la que emplea más de 100 kV los mejores resultados se logran con 120 a 150 kV. Requiere tubo y generador de alto rendimiento por lo que no puede usarse con equipos pequeños o medianos. Al elevar el kV, es posible disminuir el factor mAs y por lo tanto el tiempo de exposición. La disminución del mAs permite usar focos más finos. Se pueden usar pantallas reforzadoras de grano más fino. Hay menor carga del tubo y por lo tanto menor desgaste ya que disminuye el mAs.

Al elevar el kV y por lo tanto la penetración de los rayos X hay menor absorción de radiación a nivel de la piel. La diferencia de espesores de densidad o de peso atómico de un objeto radiografiado se uniformizan con el uso de alto kV ya que se alarga la escala de contrastes, en cambio con kV convencional las grandes diferencias de espesor son bruscas (ver en variación de los coeficientes de absorción en relación al kilovoltaje).

El uso de kV elevados determina una mayor cantidad de radiación secundaria razón por la cual debe emplearse rejillas antidifusoras

Una de las indicaciones más difundidas es en el tórax, con esta técnica los contrastes entre las costillas y el tejido pulmonar son menores, las costillas se hacen más transparentes, los vértices y zona periférica del pulmón donde hay superposición de músculos son más uniformemente penetrados por esta técnica. El mediastino se hace mas transparente. La imagen obtenida es parecida a la que se logra con el uso de películas y pantallas asimétricas o duales.

La desventaja del alto kilovoltaje es el menor contraste entre las distintas estructuras anatómicas lo cual es importante por ejemplo en las placas de huesos, mama, visualización de calcificaciones etcétera.

RADIOGRAFÍA POR CONTACTO: pueden proyectarse en forma diferenciada y nítida los elementos anatómicos que se encuentran cerca de la película. El método se usa para lograr una proyección más nítida y menos distorsionada de elementos anatómicos que se colocan cerca del film. Si deseamos radiografiar la rótula esta se coloca en íntimo contacto con el chasis y el tubo de rayos X directamente en contacto con la piel del hueso poplíteo.

FOTOFUOROSCOPIA: es un procedimiento que consiste en fotografiar la imagen radiológica proyectada en una pantalla fluoroscópica. El dispositivo está integrado por una pantalla fluoroscópica y una cámara fotográfica. La cámara empleada para trasladar la imagen de la pantalla puede ser un objetivo de lentes o puede ser un dispositivo en espejo (figura 6-9).

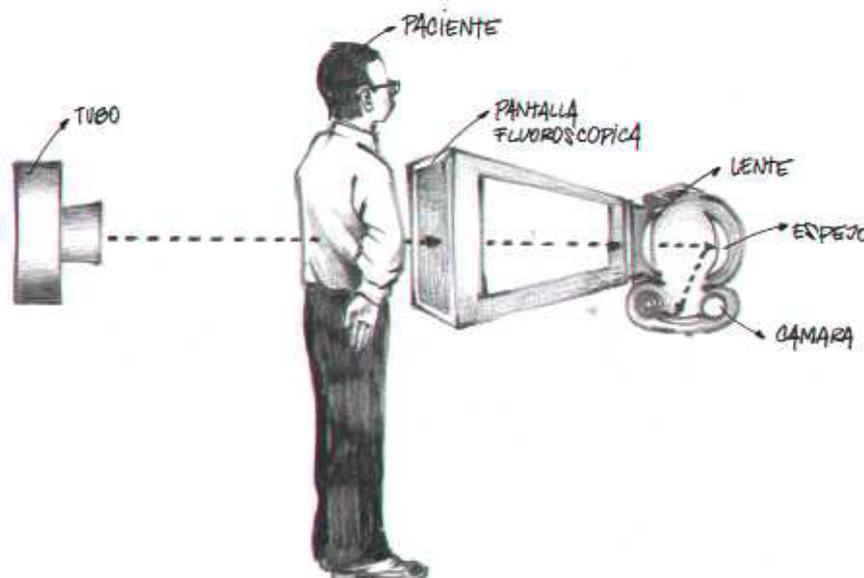


Figura 6-9: fotofluoroscopia (Abreugrafia)

Este equipo tiene la ventaja de presentar una imagen en formato más chico. Los formatos más difundidos son 70, 100 y 105 milímetros. Tiene la ventaja de permitir un registro rápido y a menor costo de gran número de sujetos pero la nitidez es menor y la carga radiante del paciente es mayor que la de una radiografía convencional.

Los aparatos suelen utilizar una célula fotoeléctrica para la selección automática de la técnica radiográfica a emplear en cada paciente. El ajuste de la altura que debe tener el tórax del paciente con la pantalla puede realizarse por medio de una plataforma ascensor.

En nuestro país se la conoce también como Abreugrafía.

Puede usarse un rollo de película que se revelará una vez terminada la tarea o se puede usar un recipiente contenedor de películas de una sola emulsión en tamaño de 100x100 mm. que va despidiendo las películas sincrónicamente con el disparo, otro recipiente las va recibiendo en la parte inferior del aparato.

Es muy útil para grandes grupos de pacientes por la agilidad de su manejo. Se usa principalmente para la detección precoz de enfermedades de tórax en exámenes de un sector de la población: cuarteles, minas, fábricas, colegios etcétera. Las instalaciones suelen ser fijas o constituyendo unidades móviles, a bordo de un camión, que se sitúa junto al lugar en que se ha de hacer la exploración.

EQUIPO DE ANGIOGRAFÍA POR SUSTRACCIÓN DIGITAL: Ziedses des Plantes inventó en 1934 un método de sustracción de imágenes. Se basa en que las radiografías obtenidas, después de la introducción de un medio de contraste, puede mejorarse la apariencia del contraste quitando las sombras del hueso que existen en las radiografías. Para ello se obtiene un negativo de la radiografía sin contraste que se superpone a la radiografía que contiene el contraste. Como en un negativo las estructuras óseas son negras, se neutralizan las estructuras óseas visibles en la segunda radiografía cuando una luz es transmitida a través de las placas superpuestas.

Con los equipos de sustracción digital la sustracción manual se hace de forma automática. Para que exista el proceso sustractivo tiene que estar almacenada en la memoria una imagen obtenida de la misma región que luego se va a explorar conocida con el nombre de máscara, en otra memoria se va a almacenar la imagen contrastada. El resultado es la visualización selectiva y mejorada de los vasos, el resto de las estructuras por ejemplo el hueso están sustraídas y por lo tanto no se ven en la imagen.

MEDICIÓN DE MIEMBROS: en los niños cuando la longitud de los miembros es menor que las medidas habituales de placas las haremos en estas. El problema radica cuando debido a su longitud no pueden ser contenidos en estas placas. Podemos usar la técnica que describiremos después o hacer lo que se llama una radiografía partida. Para esta técnica acostamos al paciente colimamos el

haz y lo centramos a nivel de las caderas, con esta colimación y centrado se expone el tercio proximal de la película, luego centramos a nivel de las rodillas con el haz colimado, cambiamos los factores de exposición y exponemos el tercio medio de la película, luego corremos la película a nivel de los talones centramos, variamos la dosis, colimamos y hacemos la última exposición. Se puede agregar un reticulado o una regla de medición. De esta manera una placa 35X 43 cms queda expuesta en tres franjas.

RADIOGRAFÍA DE GRAN TAMAÑO, ESPINOGRAFÍA: se usan especialmente para radiografía total de la columna o de toda una extremidad. Para homogeneizar la densidad de la película con diferencias de espesor se usan pantallas de refuerzo gradual que proporcionan una intensificación progresiva a lo largo de toda su longitud. El espesor de la pantalla reforzadora es decreciente de modo que si realizamos una placa de columna total la columna lumbar se ubica en la zona de la pantalla con mayor espesor. El conjunto de pedestal, estativo y Potter Bucky de 30 por 90 centímetros se conoce como espinógrafo. El sistema posee un reticulado especial para realizar mediciones.

XERORADIOGRAFÍA: (del griego xeros = seco) es un procedimiento de registro de la imagen usando una superficie fotoconductiva de selenio en una placa de aluminio. Esta placa está dentro de un chasis que lo protege de la luz ambiental. El chasis es abierto dentro de un aparato especial y una carga electrostática es cargada en la superficie del selenio en la oscuridad. Esta placa cargada se expone a los rayos X. El fotoconductor de selenio se descarga en cantidades correspondientes y directamente proporcionales a la radiación remanente que queda después de pasar las partes anatómicas del paciente. Esta radiación remanente produce una carga electrostática que dibuja la parte anatómica examinada. Para hacer visible este patrón de carga electrostática la placa es procesada en una cámara cerrada en la cual un polvo de plástico azul muy fino (toner) se espolvorea sobre la superficie, con lo que la imagen queda reflejada. La imagen es entonces pasada desde la placa a un papel, donde queda ya una imagen permanente. Prácticamente está en desuso por la elevada dosis de radiación, lo complejo del manejo y su elevado precio además de la aparición de otras formas de diagnóstico. Su aplicación principal era en el estudio de la mama: xeromamografía.

MAMOGRAFÍA: la radiografía de tejidos blandos como la mama presenta dificultades para obtener imágenes de buena calidad. La mama es un órgano con tejidos que poseen números atómicos similares y densidades también similares. Por lo que se requiere una técnica de kV baja, entre 24 a 40 kV. Algunas modificaciones en los tubos han hecho de la mamografía un instrumento diagnóstico muy preciso y esencial. Estos componentes son:

Anodo de molibdeno: aprovecha los fotones de baja energía. También puede usarse el rodio cuyo espectro de emisión de los rayos X es similar al molibdeno. El molibdeno emite rayos X

característicos de 18 y 20 keV, el rodio de 23 keV. La radiación característica es en mamografía el 40% del total de la intensidad de los rayos X producidos. El otro 60% es por radiación de frenado.

Punto focal: el menor tamaño del punto focal es importante por la mayor demanda de resolución espacial que se necesita en una mamografía. Una buena combinación es de 0,4/ 0,1 milímetros.

Tubo de berilio: la mayoría de los tubos de mamografía usan tubos de berilio ya que el cristal utilizado en los otros tubos de rayos absorbe demasiados fotones de baja energía

Filtro de molibdeno o berilio: si usamos un filtro de aluminio se pueden eliminar muchos fotones de baja energía que son útiles, los otros fotones generados se absorben por un filtro también de molibdeno que absorbe tanto los fotones de alta energía como los de muy baja energía, permitiendo que los fotones más válidos (aquellos que producen el mejor contraste entre las estructuras) pasen a la misma.

Parrilla antidifusora: el mejoramiento del contraste justifica el aumento de la dosis de radiación. El uso de una parrilla de relación 4/1 duplica la dosis de una mamografía obtenida sin parrilla

Efecto talón: como el lado del cátodo tiene mayor intensidad de radiación, el cátodo es puesto en la parte que corresponde a la pared torácica. Algunos fabricantes inclinan el tubo para reducir más el tamaño eficaz del punto focal

Compresión de la mama: es vital para realizar una mamografía. Sujeta la mama y evita artefactos por movimientos. Separa los tejidos disminuyendo la superposición de las distintas estructuras anatómicas. Al ser un órgano piriforme uniformiza su grosor y su densidad. Al adelgazarse el tejido hay menor radiación secundaria lo que mejora el contraste y se reduce la dosis de radiación

Conjunto película pantalla: en la actualidad se usa una película monocapa (una sola emulsión) con una pantalla reforzadora. La película debe ser puesta de forma tal que la emulsión se enfrente a la pantalla.

Chasis: como el aluminio presenta fuerte absorción a 30 kV no deben usarse los chasis de ese material. Se emplean chasis de plástico o de fibra de carbono.

Los factores de exposición pueden ser ajustados en forma manual o en forma automática por fotocronómetros

Diferencias entre un tubo de radiología y un tubo de mamografía

	Tubo de radiología	Tubo de mamografía
Kilovoltaje pico	40- 120	25- 40
Material del ánodo	Tungsteno	Molibdeno o Rodio
Ventana	Vidrio	Berilio
Filtro	Aluminio	Molibdeno o Rodio

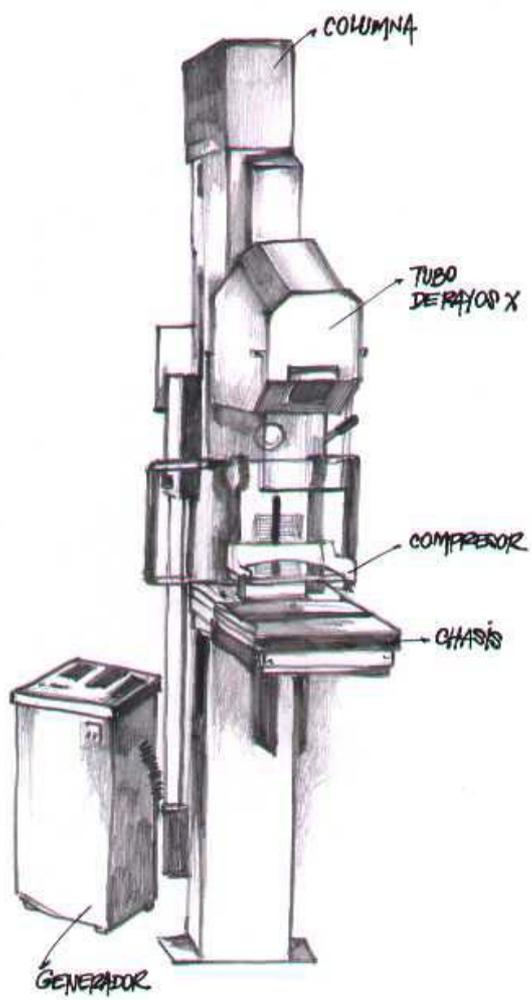


Figura 6-10: esquema de un mamógrafo

CAPÍTULO 7

NEGATOSCOPIO. GARANTÍA Y CONTROL DE CALIDAD. FACTORES TÉCNICOS DE EXPOSICIÓN. ALGUNOS PRINCIPIOS RADIOGRÁFICOS. TECNICAS ANALÓGICAS Y DIGITALES. RADIOLOGÍA SANITARIA

NEGATOSCOPIO: La película radiográfica es vista por transiluminancia. La luminancia es una medida de la intensidad de luz percibida por el observador. La unidad es el nit. Un nit es igual a una candela por metro cuadrado de superficie aparente. Un negatoscopio típico tiene una luminancia de 3.000 nit, aunque puede variar desde 1.500 a 7.000 nit..

Una de las razones por lo que se prefieren las radiografías en vez de papel es que en este último aún las tintas más negras reflejan algo de la luz ambiental. Además la habilidad de ver directamente a una fuente brillante en regiones de baja densidad óptica es mayor que en una imagen impresa.

GARANTÍA Y CONTROL DE CALIDAD:

La garantía de calidad está relacionada con las personas. Implica un seguimiento de los pacientes desde que viene a pedir un turno hasta que obtiene el resultado diagnóstico. Se consigue con el control del tiempo de atención del paciente, tiempo de realización de radiografías, revisión por otro radiólogo de los informes, etcétera

El control de calidad es un programa de evaluación del equipamiento y las técnicas de revelado. Este control va en busca de posibles defectos y de sus causas, con el fin de reducir al mínimo la necesidad de repeticiones de los exámenes y por ende de la dosis de radiación tanto para los pacientes como para el personal. Se trata de asegurar la producción de imágenes radiográficas de buena calidad

Es un esfuerzo de equipo en los centros pequeños entre el médico y el técnico radiólogo con conocimiento en control de calidad, y con el instrumental mínimo para realizar los controles.

En los grandes centros un físico médico o un ingeniero experto en radiología son los que tienen a cargo este control

Las tareas a realizar pueden ser diarias, semanales, mensuales o anuales. Hay varios elementos en un programa de control de calidad:

Evaluación del tamaño del punto focal: hay varios mecanismos como por ejemplo la cámara de hendidura. Debe evaluarse una vez al año y siempre que se sustituya el tubo de rayos.

Evaluación de la precisión del kilovoltaje: hay varios métodos para evaluarlo: cámaras iónicas filtradas, diodos de tensión, osciloscopios. La medida de prueba debe estar coincidir con el kV real.

Control del tiempo de exposición: el tiempo de exposición puede controlarse desde el disco giratorio, o por fotocronómetros o basados en el tiempo de adquisición de radiación por un conjunto de cámara iónica o de fotodiodo.

Linearidad de exposición: muchas combinaciones de mA y tiempo de exposición producen un mismo valor mAs. La linearidad de exposición consiste en la capacidad de un equipo radiográfico de producir una salida de radiación constante con múltiples combinaciones de mA y tiempo. Se determina mediante un dosímetro de exposición

Reproducibilidad de exposición: cuando se eligen factores adecuados de exposición, se debe obtener la misma calidad de película cuando los volvemos a usar. Para evaluar la reproducibilidad se utiliza un dosímetro de precisión.

Evaluación de la calidad del haz (filtro hemirreductor) o medida de la filtración: los aparatos de rayos X tienen que tener una filtración mínima equivalente a 2,5 milímetros de aluminio. Como normalmente no se puede medir la filtración por medios directos suele recurrirse a una medida que es la capa hemirreductora. Esta puede ser medida, por ejemplo para 30 kV es de 0,3 mm de aluminio, para 70 kV es de 2,1 mm Al.

Evaluación de la colimación: en radioprotección es esencial que el campo de rayos X coincida con el campo luminoso del colimador para no irradiar regiones que estén por fuera del campo de interés. Hay numerosas técnicas, durante las pruebas los defectos de alineación no deben superar en más a o en menos el 2% del valor de la distancia foco- película

Control de la tasa de exposición las medidas deben realizarse con un dosímetro de radiación. Los valores se citarán en el capítulo de radioprotección

Control de las pantallas intensificadoras: las pantallas deben limpiarse periódicamente, debe verificarse el contacto pantalla- película por medio de radiografía de una malla de cobre, un contacto defectuoso produce borrosidad.

Control de los aparatos protectores: delantales, guantes, deben someterse a radioscopia o a radiografía en busca de posibles defectos. Si se detectan fisuras, orificios o desgarros deben ser cambiados. Estos suelen tener una fecha de vencimiento

Negatoscopio: debe realizarse un análisis fotométrico midiendo la intensidad luminosa. Lavarlo periódicamente.

Limpieza del cuarto oscuro: tarea diaria, un cuarto oscuro limpio reduce la presencia de

artefactos en las películas. No se debe beber ni comer. Para limpiar las mesas, estantes y la bandeja de entrada de la procesadora se usará una toalla húmeda y limpia.

Velo del cuarto oscuro: asegura que las lámparas de seguridad y otras fuentes luminosas situadas dentro y fuera del cuarto oscuro no velen las películas radiográficas

Limpieza de la procesadora: limpieza de los rodillos como así también los depósitos de líquido. Control de la temperatura, control de las velocidades de rellenado del revelador y del fijador

Control de la calidad del equipo de revelado: el procesamiento óptimo es definido como el nivel de procesamiento que produce las condiciones de contraste y sensibilidad especificadas por el fabricante de la película. Se verifica exponiendo una placa con un penetrómetro que se revela. Luego se miden las densidades ópticas de cada uno de los escalones de la banda sensitométrica y se compara con las especificaciones predefinidas.

Inspección de conjunto del equipamiento: control visual para garantizar que la carcasa, pedestal, Potter Bucky, camilla, tablero de mando, enchufes, botiquín de emergencias, tubo de oxígeno etcétera funcionen del modo adecuado.

Imágenes de fantasmas: un fantoma de rayos X es un sujeto artificial que contiene una variedad de detalles de interés radiológico. Puede ser un recipiente de agua, un cráneo seco, o más sofisticados, por ejemplo alambres metálicos de espesores decrecientes y con distintas separaciones encapsulados en plástico. Los alambres gruesos y muy separados entre sí serán visibles incluso en condiciones de visibilidad pobres, si también pueden ser vistas las líneas delgadas y no muy separadas entre sí la perceptibilidad de los detalles será alta. Hay otros contruidos en plexiglás que contienen fibras, grupos de manchas y calcio. Las imágenes de fantasmas se realizan para garantizar niveles óptimos de densidad de película, contraste, uniformidad y calidad de la imagen del equipo de rayos X y del equipo de revelado. El fantoma se coloca como si fuera la zona a radiografiar, se expone la película y se revela como cualquier placa. Con un densitómetro se determinarán las densidades, se evalúa la imagen del fantoma, para ello se determina por ejemplo el número de fibras, grupos de manchas y masas visibles en la imagen del fantoma.

Análisis de retención de fijador en la película: con el objeto de determinar la calidad del archivo de películas. Se mide la cantidad residual de fijador en la película procesada. Una radiografía incorrectamente fijada o lavada se vuelve amarilla con el tiempo y se estropea la imagen.

Comprobación de la compresión: en mamografía. Se realiza con el fin de asegurar que el sistema de compresión suministre una compresión adecuada y que no permita aplicar una compresión excesiva. Para verificarlo se coloca una esponja en el soporte del chasis. Bajo el dispositivo de compresión se coloca una balanza de baño plana, se hace funcionar el compresor hasta detenerlo

momento en el cual se anotará el valor de compresión tanto en forma automática como manual. La compresión nunca debe superar los 18 kilogramos.

Evaluación de artefactos: un artefacto se define como toda densidad que no ha sido causada por la interposición de la estructura anatómica de interés en el haz de rayos. Por lo tanto son indeseables, pueden dificultar el diagnóstico. Se pueden dividir en:

Artefactos de exposición: relacionados con la toma de la imagen. Sus causas son múltiples: correspondencia inadecuada entre película y pantalla, un mal contacto entre ambas, incorrecta colocación de la rejilla, colocación defectuosa del paciente, el movimiento de éste, aplicación de factores técnicos inadecuados, mal posicionamiento de la rejilla antidifusora, incorrecta apnea inspiratoria, colocar películas monocapa en chasis con doble pantalla intensificadora. presencia de cadenas, aros, anillos, gafas y otros objetos.

Artefactos por manipulación y almacenamiento: las fugas de luz producen velo, cuando las luces de seguridad poseen filtros inapropiados o son demasiado brillantes puede también aparecer velo. Marcas por el roce ocasiona arañazos y semilunas por presión. Huellas dactilares, aparecen como consecuencia de la grasa de la yema de los dedos pulgar e índice, la película debe manipularse tomándola por los bordes. Cuerpos extraños como polvo, pedacitos de papel etcétera dejan sus huellas en la película.

Artefactos por el revelado, fijado y lavado: ya se han mencionado

Marcas estáticas: por descargas eléctricas producidas sobre la superficie de la película, con acumulación de electrones en la emulsión. El artefacto más característico debido a la corriente estática tiene forma de árbol. Conviene almacenar las películas en posición vertical para que no se produzcan marcas estáticas por efectos de la presión

Análisis de repetición: Es un procedimiento usado para determinar el número y la causa de las repeticiones de placas. Sirve para hallar formas de mejorar la eficacia, reducir los costos, limitar la exposición innecesaria al paciente. Las películas repetidas se clasifican en varias categorías como colocación defectuosa, movimiento del paciente, película sin exponer, estática, etcétera.

La tasa de películas repetidas se calcula según la siguiente fórmula: número de películas repetidas sobre el número total de películas por 100. La tasa global de repeticiones debe ser menor del 5%

FACTORES TÉCNICOS DE EXPOSICIÓN

Para obtener una radiografía de buena calidad es necesario aplicar al tubo de rayos X una cierta tensión (kV) y una determinada intensidad de corriente (mA) durante un cierto tiempo. Habíamos dicho que el kV nos da la calidad de los rayos X es decir su longitud de onda o capacidad de penetración y el miliamperaje nos da la cantidad o intensidad de la radiación. Podemos intentar recordar suponiendo que somos artilleros que con el mA seleccionamos el número de misiles y con el kV seleccionamos el alcance que van a tener.

INTENSIDAD DE LA RADIACIÓN: MILIAMPERAJE

El miliamper segundo es el producto de la intensidad y el tiempo. El miliamper, submúltiplo del amper, es la unidad de intensidad de la corriente eléctrica. A mayor miliamperaje, mayor temperatura del filamento del cátodo, a mayor temperatura aumenta la cantidad de electrones y por ende aumenta la cantidad de Rayos X. Al regular el mA regulamos la emisión termoiónica.

La reducción del miliamperaje produce disminución de la radiación. El tiempo de exposición produce similares efectos: al aumentar el tiempo aumenta la cantidad de radiación y viceversa. En la práctica se vinculan ambas magnitudes y se habla de miliamper-segundo. El tiempo se mide en segundos (1), décimas de segundo(0,1), centésimas (0,01), milésimas (0,0001). Algunos equipos miden fracciones de segundo: ¼ de segundo, 1/5 de segundo, 1/8 de segundo, 1/12 de segundo, 1/15 de segundo etcétera.

En muchos equipos no puede separarse la selección de mA y del tiempo de exposición, ya que permiten solo la selección del factor conjunto mAs.

El mAs determina la cantidad de radiación y no el poder de penetración de los rayos X que depende exclusivamente del factor kV.

Cualquiera de los términos que integran el factor mA pueden ser modificados manteniéndose el producto mAs. La relación miliamper- tiempo dice que los miliamperios necesarios para una determinada densidad radiológica son inversamente proporcionales al tiempo de exposición

Se pueden modificar los dos términos del factor mAs manteniendo igual al producto. Ej. :

MA.	Tiempo de exposición en segundos	mAs
5	20	100
10	10	100
20	5	100
25	4	100
50	2	100
100	1	100
200	0,5	100

ENERGÍA DE LA RADIACIÓN: KILOVOLTAJE

El kilovoltaje es la unidad utilizada para expresar la energía de radiación. Depende de la diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo. De esta diferencia depende la calidad de la radiación esto es de su mayor o menor energía. El tiempo no influye sobre la energía de la radiación de manera tal que los kilovoltios seleccionados para una determinada exposición radiográfica son independientes del tiempo.

De todos los factores que influyen sobre el contraste es el más importante. Según su longitud de onda influye directamente sobre la calidad de la radiación.

Recordemos que un haz de rayos X está compuesto por distintas longitudes de onda (policromáticos es decir tienen un valor mínimo un valor máximo), en este haz predominan las longitudes correspondientes al kV aplicado al tubo. Con kilovoltajes altos se obtienen rayos de longitud de onda más corta y mayor penetración. Con kilovoltajes bajos se obtienen rayos de longitud de onda más larga y menor penetración.

Quiere decir que con kilovoltajes muy bajos puede haber falta de penetración y entonces sería inútil tratar de compensar dicha falta aumentando el mAs porque este factor no puede equilibrar la diferencia de absorción, ya que es función del kilovoltaje y sólo se puede compensar empleando rayos de longitud de onda más corta, es decir penetrantes y eso se logra aumentando el kilovoltaje. A la inversa con kilovoltajes muy altos puede haber exceso de penetración por lo que habrá que disminuirlos.

Los altos kilovoltajes producen mayor cantidad de radiación secundaria

Solo los cambios de 5 kV tienen efecto objetivo sobre la placa lo que resulta particularmente apreciable con menos de 55 kV, por encima de los 55 kV el impacto es menor.

Una modificación del kV necesita una correlativa modificación del mAs. Hay tablas que señalan los factores de multiplicación del mAs correspondiente a cambios de kV.

SELECCIÓN DE LOS PARÁMETROS los factores de exposición deben ser elegidos cuidadosamente para producir un óptimo registro que lleve al diagnóstico exacto. Los principales factores técnicos de exposición son el kilovoltaje, el miliamperaje, el tiempo de exposición, la distancia entre el ánodo y el receptor de imagen, el tipo de parrilla antidifusora, tipo de película y pantalla, biotipo del paciente.

Es la mayor tarea del técnico radiólogo y la más difícil de aprender. Si bien existen guías o gráficas que están escritas a modo de tablas es necesario la creatividad individual; dictada por la experiencia

y el conocimiento; para seleccionar el parámetro adecuado ya que un paciente no es igual a otro como tampoco un equipo resulta igual a otro

Cuando se compra un equipo de rayos vienen con tablas de exposición, que deben ser tomadas como base.

En la radiografía pediátrica, la prioridad será baja dosis y menor tiempo de exposición.

Las pruebas deben realizarse con la misma temperatura del revelador, igual pantalla, igual película, paciente del mismo biotipo, sino se tendrán que modificar los factores de exposición.

Relación Kv.- mAs: una regla simple aunque no completamente exacta (es exacta entre los 60 y los 80 kV) dice que un aumento de 10 kV requiere un producto mAs 50% menor y a la inversa una disminución de 10 kV requiere un 50% de aumento del producto mAs.

A los efectos de simplificar las técnicas se aconseja tratar de modificar un solo factor. Por ejemplo se puede usar un mAs, una distancia y un factor Potter Bucky constantes, compensando los cambios con el kV.

Para evitar los movimientos o el cambio en la posición es aconsejable seleccionar los factores de exposición antes de posicionar al paciente.

Es aconsejable tener escritas y a la vista los factores óptimos para cada equipo.

Técnicas de nuestro servicio: a modo de ejemplo estas técnicas son aptas para un equipo de

125/500. Generador de alta frecuencia. Parrilla 12/1. No usamos parrilla en las extremidades y en menores de 3 años. Conjunto película -pantalla: emisión de luz verde, velocidad 400. No usamos película sin pantalla. Uso permanente del colimador luminoso. Procesado automático de la película, nuestro cuarto oscuro no tiene parte húmeda ya que contamos con dos procesadoras.

La distancia foco-película es de 1 metro salvo para el tórax que lo realizamos a 1,80 metro y algunas técnicas particulares como por ejemplo silla turca.

Se considera un sujeto normal a un hombre de 1,70 metros de altura, 70 kilos de peso y bien proporcionado.

Extremidades: No usamos Potter-Bucky para las extremidades hasta la raíz del miembro (hombro y cadera), la distancia foco film es de 1 metro, usamos el foco fino de 100 mA

Dedos, mano: frente 4 mAs / 40 Kv. Perfil: agregamos 5 kV

Muñeca, antebrazo: frente 6 mAs/ 50 kV. Perfil: agregamos 5 kV

Codo, húmero: frente 8 mAs /52 kV. Perfil: agregamos 5 kV

Antepié: 4mAs/40 kV. Perfil: agregamos 5 kV

Retropié y tobillo: 6 mAs/ 50 kV. perfil igual valores

Pierna: 6 mAs/52 kV. perfil igual

Rodilla 10 mAs/52 kV. perfil igual.

Fémur: 10 mAs/ 62 kV perfil igual

Para las extremidades y en general para toda la radiología ósea es aconsejable usar pantallas más lentas que darán mayor nitidez lo que compensa la mayor cantidad de dosis que necesitamos para obtener la radiografía.

Cráneo, columna, tórax, abdomen, hombro, caderas usamos Potter-Bucky, la distancia es de 1 metro salvo para tórax en que la distancia es de 1,80 metros. Se usa foco grueso por ejemplo el de 300.

Hombro: 15 mAs. 70 kV

Columna cervical: 15 mAs/75 kV

Columna dorsal: 25 mAs/ 85 kV

Columna lumbar: 60 mAs/90 kV

Caderas. Pelvis: 80 mAs/ 65 kV

Abdomen: 40 mAs/80 kV

Tórax: 8mAs/85 kV.

En los niños:

Recién nacidos a 1 año el 25% de la dosis.

1 a 3 años el 50% de la dosis.

4 a 6 años el 75% de la dosis.

6 a 9 años el 80% de la dosis

Distancia foco film. Cuando se modifica la distancia foco film también hay que variar proporcionalmente, el valor mAs. Recordar la ley del cuadrado de la distancia. Para eso ya existen tablas que indican las modificaciones que deben realizarse. Es decir, que si se duplica la distancia, la densidad disminuye cuatro veces, y si se reduce la distancia a la mitad, la densidad aumenta cuatro veces. Como regla podemos decir que el producto mAs es mayor para distancias mayores.

Factor Potter Bucky. Cuando se use será necesario multiplicar el producto mAs de la toma estándar con un factor Potter Bucky determinado ya que este impide la llegada de una cierta proporción de radiación primaria y secundaria. Este valor no es fijo ya que varía entre 2 a 7 según el tipo de Potter Bucky usado. El kilovoltaje también debe ser aumentado entre 10 y 40 kV. Como regla podemos decir que cuanto mayor sea la relación de la parrilla mayor será el mAs necesario.

Cambio de la técnica radiográfica según la relación de rejilla

<u>Relación de rejilla</u>	<u>Aumento del mAs</u>	<u>Aumento del kV</u>
Sin rejilla	1x	0
5/1	2x	5 a 10

8/1	4x	10 a 15
12/1	5x	20 a 25
16/1	6x	30 a 40

Factor pantalla reforzadora deben bajarse los valores según la rapidez de las mismas. Como regla podemos decir que una mayor velocidad de una pantalla implica menor producto mAs

Factor paciente: los valores de exposición se refieren a espesores medios o normales de las regiones. Cuando el espesor varía hay que incrementar el mAs algo menos del 20% por cada cm de aumento, lo mismo vale para disminuir el mAs cuando el espesor es menor. Por ejemplo para una rodilla frente el espesor normal es de 12 cm, necesita 60 mAs. Para una rodilla de 10 cms de espesor ese valor de mAs 60 debe ser multiplicado por 0,61 (hay tablas de espesores normales, de aumento de espesor y de disminución) lo que da un valor de 37 mAs.

Elección del tamaño del foco: generalmente los tubos tienen dos tamaños de foco por ejemplo 0,6/1 milímetro. En la consola de mando se identifican como grande o pequeño o foco fino y foco grueso. Recordar que el foco fino da más resolución pero tiene menor capacidad para soportar el calor por lo que se usa en la práctica en radiografía de las extremidades.

Filtración: ya hemos hablado de la filtración del haz de rayos. Por lo general se usan con el valor mínimo permitido. Si se utiliza un filtrado superior debe aumentarse los factores de exposición según diagramas

Tipo de generador: nos va a variar la técnica. Por ejemplo en un equipo de rectificación de onda completa la técnica para un abdomen es de 75 kV, 40 mAs. Para un equipo de alta frecuencia es de 70 kV, 24 mAs

Otros factores: por ejemplo el yeso, si la fractura es reciente hay que aumentar entre 6 a 10 Kv. o duplicar el producto mAs. Si el yeso está seco bastará aumentar 5 Kv. o aumentar el mAs un 25%. También hay que tener en cuenta que cuando se trate de radiografías de huesos que han sido mantenidos en reposo durante mucho tiempo, tienen una menor proporción de calcio, por lo que los factores deberán ser disminuidos. Si el paciente tiene mucho líquido en el pulmón (derrame pleural) o en el abdomen (ascitis), los factores deberán ser aumentados. Si una placa de abdomen es sacada de pie (posición erecta), en decúbito dorsal (boca arriba) o en decúbito ventral (boca abajo) los factores son distintos ya que disminuye el espesor abdominal por compresión. Los tubos de cada equipo no rinden siempre lo mismo fundamentalmente por el deterioro del tiempo, por eso una técnica que es óptima en uno de ellos resultará sub o sobrepuesta en otro. Estos son solo ejemplos de las muchas variantes que debe manejar el radiólogo

EXPOSICIÓN RADIOGRÁFICA AUTOMÁTICA: fotodensitómetros, sistemas que permiten lograr una perfecta calidad radiográfica, se trata de dispositivos que miden la cantidad de radiación

que llega a la película y concluye automáticamente la exposición cuando ha llegado una cantidad suficiente de radiación para proporcionar la densidad óptica requerida, funcionan por dos concepciones diferentes:

Cámara de ionización: contiene una cierta cantidad de gas. Cuando se expone al paciente a la acción de los rayos X la cámara interpuesta entre el paciente y la película recibe una determinada cantidad de radiación que ioniza el gas contenido en su interior. En estas condiciones va a permitir el pasaje de corriente eléctrica que abrirá el circuito interrumpiendo la exposición. Es obvio que si el paciente es delgado la interrupción se producirá antes que si el paciente es obeso porque este último el absorber mayor cantidad de radiación, provocará, consecuentemente, menor ionización en la cámara.

Célula fotoeléctrica (tubo fotomultiplicador): actúa de la siguiente forma: la radiación incide sobre una sustancia fotosensible la que va a generar una determinada cantidad de corriente que será recogida por un condensador o capacitor. Cuando se colme la capacidad del condensador se provocará una descarga eléctrica que abrirá el circuito, cuando se ha alcanzado la carga apropiada, finaliza la exposición.

ALGUNOS PRINCIPIOS RADIOGRÁFICOS.

MARCACIÓN DE LA PELÍCULA

Antes de la toma radiográfica: según convención se marca la derecha arriba del chasis cuando la toma es de frente u oblicua, y abarca zonas que guardan simetría (cráneo, columna, abdomen, pelvis). Lo mismo haremos cuando se toman juntos órganos pares por ejemplo manos, pies, rodillas, etcétera. Si en cambio tomamos una sola mano deberemos indicar con una D o una I si es derecha o izquierda.

Para la marcación antes de la toma radiográfica usamos letras de plomo, o números plomados según lo que queramos identificar: nombre o apellido, institución, el número de orden del paciente, las cifras de su documento de identidad etcétera.

Las letras y los números se colocarán de modo que se lean normalmente cuando las miremos en el negatoscopio es decir arriba y a la izquierda de la placa que será la derecha del paciente ya que las placas las vemos como si el paciente nos estuviera mirando de frente por lo que nuestra izquierda se enfrenta a la derecha del paciente, tanto si las radiografías son hechas en proyección anteroposterior (rayo mirando al paciente) o en posteroanterior en la que habrá de ponerse las marcas como si se miraran a través de un espejo.

El método de fijación universal es la tela adhesiva.

Después de la toma radiográfica: podemos identificar la película por un golpe de luz o con los modernos aparatos de identificación en los que los chasis presentan una ventana para donde se

trasladan de un papel a la placa por un golpe de luz los datos de la institución y del paciente. Como la lectura de esos datos una vez impresos en la placa variará según el método de obtención (decúbito ventral, decúbito dorsal) se recomienda marcar la derecha en zonas que guardan simetría, o la derecha de órganos pares aunque sea con una moneda ya que con esa mínima marcación nos desentendemos de una serie de conflictos por no saber cual es el lado derecho de la región que estamos viendo.

Esta dificultad de las identificadoras y sumado al hecho de que los datos del paciente y la fecha de realización deben ser vistos colocando las placas en el negastocopio y que no siempre son fácilmente visibles, hacen que en algunos servicios se prefiera la colocación de las viejas etiquetas adhesivas.

PRESENTACIÓN DE LA PARTE A RADIOGRAFIAR: es evidente que la parte del cuerpo a radiografiar debe estar debidamente descubierta. En una radiografía no deben aparecer botones, broches, aros, cadenas, horquillas, trenzas de pelo etcétera. Hay que recordar que un pliegue de una camiseta o de un pantalón pueden formar sombras que se proyectarán en la película debido al efecto de canto. En el caso que la parte a radiografiar sea el tórax o el abdomen se deberá proveer de un camisolín amplio en tela fina o mejor aún de papel descartable.

POSICIONAMIENTO: un conocimiento de las marcas anatómicas es importante. La película debe ser un poco más grande que la región a radiografiar. Las técnicas radiográficas varían según la zona a exponer. .

RELACIÓN CON EL PACIENTE: debemos recordar que el paciente se encuentra en un ambiente extraño. El examen debe realizarse seriamente. La conversación debe restringirse al examen que se realizará pero no tanto que se limite solamente a dar órdenes. No dejar desatendido al paciente en el cuarto de examen más tiempo que el indispensable.

CADENA DE LA IMAGEN: una interpretación radiográfica es la culminación de un proceso que involucra un gran número de pasos (figura 7-1)

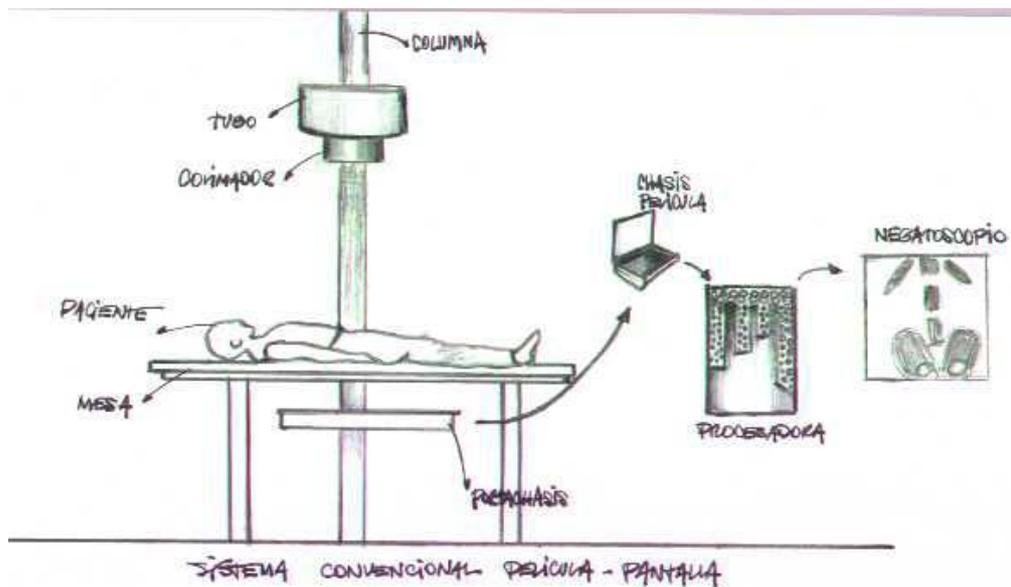


Figura 7-1: cadena de la imagen

Fuente de rayos X: el tubo produce rayos x influenciado principalmente por el kV y el mAs seleccionado

Paciente: diferencias de atenuación de los rayos X a través de las distintas estructuras corporales. Se produce atenuación de los rayos X por absorción o por dispersión

Receptor de imagen (en este caso sistema película pantalla reforzadora)

Procesamiento: convierte la imagen latente en imagen visible

Negatoscopio

Observador: a través de la vista la imagen llega al cerebro del radiólogo que la interpreta acorde a sus conocimientos y emite su opinión en forma de informe para el médico a cargo del paciente.

En el caso de la radiología digital la cadena de imagen sería (figura 7-2): el tubo de rayos X, paciente, receptor de imagen (en este caso detectores), computadora, monitor, observador.

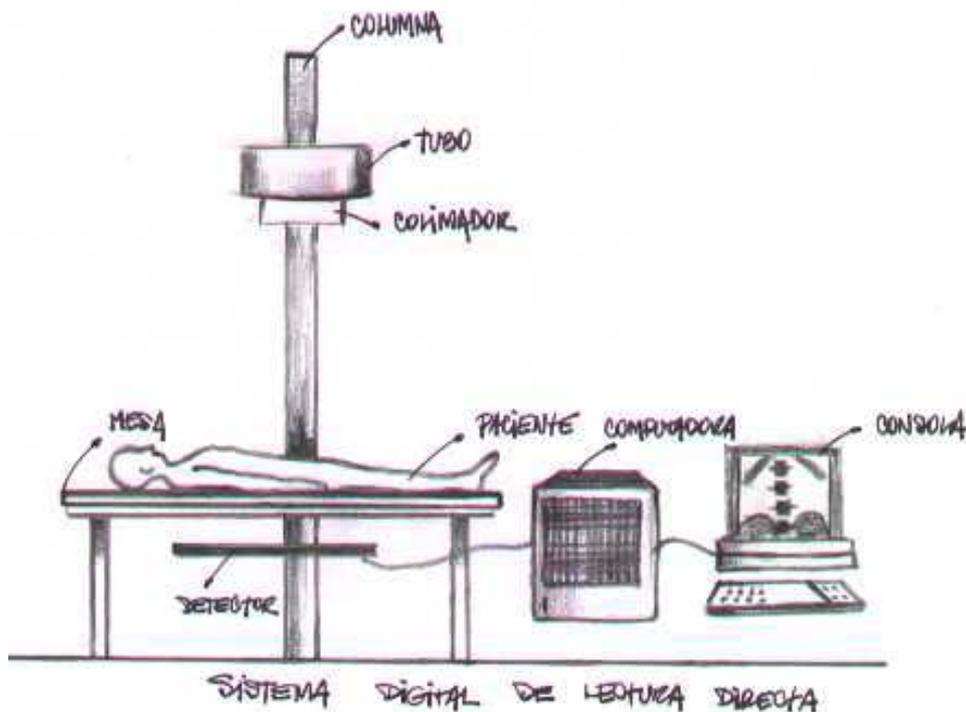


Figura 7-2: cadena de la imagen digital

TÉCNICAS ANALÓGICAS, TÉCNICAS DIGITALES:

Técnicas analógicas: la imagen radiográfica final se crea directamente sobre un medio detector, es decir, el medio puede ser una película radiográfica o una pantalla fluorescente. Tanto la película como la pantalla son detectores analógicos de rayos X lo que significa que su respuesta, a un constante y continuo incremento en la dosis de radiación, es también constante y continua, en la misma proporción. La película radiográfica responde con ennegrecimiento, la pantalla fluorescente emitiendo luz visible.

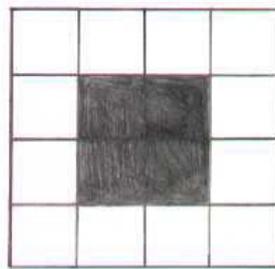
La imagen de una radiografía es analógica porque es una representación análoga a una estructura. Todas las técnicas y modalidades radiológicas son analógicas en el punto de partida de la imagen. La intensidad de luz en una pantalla fluorescente, la corriente eléctrica inducida por los rayos X en el detector del tomógrafo, por el eco en el transductor ultrasónico o por el magnetismo en la bobina receptora son todas ellas técnicas analógicas, de respuesta continua

Técnica digital: en una imagen digital la imagen es transformada en dígitos (valores numéricos) por una computadora. Se compone de una matriz digital, esto es, de filas y columnas de números. Cada una de las celdas formadas por las filas y columnas constituye un píxel. Cada píxel puede representar la intensidad de eco en una imagen ultrasónica, la atenuación de los rayos X en una

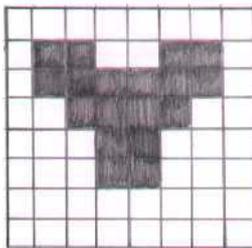
imagen de TAC o de radiología digital, la magnetización de un tejido en una imagen de RMN, o la intensidad de la luz en una pantalla fluoroscópica. Un píxel es el elemento más pequeño de una imagen digital. Cuanto más chica es la matriz hay menor cantidad de píxels y la resolución espacial del objeto representado es mala, por el contrario cuando el número de píxels aumenta el objeto se reproduce con mejor definición (figura 7-3), esquemas que muestran como mejora la resolución al aumentar el número de píxels). Casi todos los sistemas ofrecen tamaños de matrices de 512 x 512 y 1.024 x 1.024.



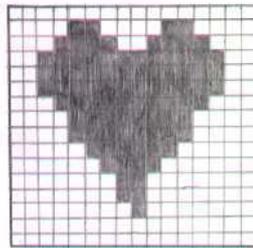
OBJETO



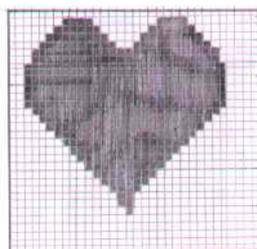
MATRIZ 4 x 4



MATRIZ 8 x 8



MATRIZ 16 x 16



MATRIZ 32 x 32

Figura 7-3: esquemas que muestran como mejora la resolución al aumentar el número de pixels.

Placas de imagen digital: la imagen radiológica en película fotográfica se genera mediante iluminación con luz procedente de las pantallas de refuerzo y, en menor grado, por el efecto directo de fotones de rayos X. En las placas de imagen digital, la información se almacena en forma de electrones excitados en placas de fósforo que contienen sustancias inorgánicas complejas. Así, después de pasar la radiación a través del cuerpo, la información radiológica se almacena temporalmente en la placa en proporción inversa a la dosis de radiación absorbida. Para leer esta información, se utiliza un haz láser, que libera la energía atrapada en la placa en forma de emisión de luz. El haz de láser barre la imagen línea por línea hasta que toda la superficie ha sido leída. Después de la estimulación por el láser, la información almacenada se convierte en luz emitida, que luego se convierte en imagen electrónica mediante un tubo fotomultiplicador. La placa puede reutilizarse miles de veces. La señal electrónica se amplifica, digitaliza y transfiere a un procesador de imágenes. Esta unidad tiene una función doble: primeramente, calcula el nivel medio de gris de la imagen, así como el rango entre la región más luminosa y oscura de la misma, en segundo lugar, utiliza, esa información para calcular la imagen óptima que debe transmitirse a una impresora láser. La información digital puede ser transmitida a un Sistema de Archivo y comunicación de Imágenes (PACS acrónimo de Picture Archiving and Comunicatios System) que utilizando monitores de alta resolución permite la eliminación de las películas fotográficas.

El uso de imágenes digitales presenta una serie de ventajas:

Hay un incremento en la sensibilidad a los cuantos de rayos X, que puede ser utilizada para aumentar la calidad de la imagen o para reducir la dosis de radiación.

Se reducen notablemente las exposiciones erróneas, ya que casi todas pueden ser recuperadas por el procesador de imágenes

La imagen digital puede ser transmitida, manipulada y presentada de muy diversas maneras

El cálculo de una imagen es complejo y las ecuaciones se resuelven mediante distintas técnicas matemáticas, se pueden hacer reconstrucciones de cualquier plano (2 dimensiones) o volumen (3 dimensiones)

Resolución: el parámetro más importante de la calidad de la imagen es la resolución. A menudo se utiliza el numero de pares de líneas por milímetro que puede reconocer el ojo, esta definición es válida para las imágenes analógicas.

Las imágenes digitales no pueden contener, obviamente, detalles menores que un píxel

Manipulación de la imagen: la imagen digital, es inferior a la de la película radiográfica en cuanto a resolución espacial. Esto se compensa gracias a la naturaleza y posibilidades de la tecnología digital. La resolución en contraste es superior, lo que constituye una ventaja cuando las posibilidades del ojo humano para observar distintos grados de grises pueden mejorarse por la capacidad de desplazar la escala de contrastes, por ejemplo en un monitor.

Es posible realizar ciertas manipulaciones en la imagen digital, con objeto de mejorar su contenido informativo tales como cambiar el blanco y negro o magnificar detalles. Uniformizan el rango de contraste sobre toda la imagen, suavizar irregularidades en estructuras homogéneas, pueden realizarse medidas radiológicas

La imagen obtenida en los procedimientos digitales difiere de la manejada en fluoroscopia y radiografías convencionales. En las técnicas convencionales los rayos X forman la imagen directamente en el receptor. En cambio, cuando se usan técnicas digitales, los rayos X definen una imagen electrónica en el detector de radiación, que es manipulada por una computadora, almacenada temporalmente en memoria y presentada a modo de una matriz de intensidades, donde cada punto de la matriz posee un rango dinámico de valores.

El avance de la tecnología informática ha acelerado su utilización en medicina. Y sus aplicaciones, es posible la representación en tres o cuatro dimensiones, la creación de imágenes desde distintos aparatos, la creación de realidad virtual, el transporte de imágenes desde sitios remotos, la búsqueda de información desde la misma computadora en que estamos visualizando la imagen, y otras ventajas más que hace que esta tecnología sea el método más usado en un futuro próximo.

La adquisición y la visualización de las imágenes por el sistema digital es el futuro de la radiología. Sus ventajas sobre el sistema clásico película-pantalla reforzadora son: aumento del rango dinámico, mejora en la resolución del contraste, muy pocas repeticiones, reducción del tamaño de los archivos de placas (las placas pueden perderse, dañarse, necesitan mucho espacio, en contraste las imágenes electrónicas pueden ser almacenadas a bajo precio, recuperadas rápidamente y puede ser vista por múltiples usuarios en diferentes lugares), transporte electrónico de imágenes entre distintos puntos, reducción del ruido, uso de algoritmos para el diagnóstico, posibilidad de mediciones, cambios de tamaño, realce de los bordes etcétera.

Las desventajas son el costo, el cambio de la cultura médica ante técnicas nuevas, la menor resolución espacial especialmente en mamografía y en la radiología del esqueleto.

La radiografía digital progresivamente reemplazará a la analógica (película- pantalla)

Aunque la modalidad digital es usada en TC, ecografía, RMN, la mayoría de las prácticas radiológicas son realizadas con pantallas convencionales. La radiología computada irá reemplazando. Una de las ventajas es poder cambiar la ventana y el nivel permitiendo la

observación de tejidos y estructuras diferentes como huesos, tejidos blandos en placas del esqueleto, o pulmones o mediastino en placas de tórax.

Los equipos pueden cambiarse parcialmente por medio de las pantallas de fósforo y posteriormente transformar la sala de radiología para digitalización directa. Se eliminan los chasis con todas las ventajas que eso significa, por ejemplo en la realización de placas con equipos portátiles al lado de la cama del paciente

Puede incorporarse un sistema de información radiológica que contenga textos, gamuts, búsqueda de información radiológica, reportes radiológicos.

El médico radiólogo puede no estar en el Servicio. Procedimientos radiológicos como angiografía, intervencionismo, estudios con bario, exámenes con inyección de medio de contraste intravenoso requieren la presencia del médico, pero la mayoría de los estudios no

El reconocimiento por las computadoras de la voz humana reduce sustancialmente el tiempo de espera desde la interpretación de la imagen a la llegada del informe al médico que solicitó la placa

Ventajas:

La computación permite manipular la imagen obtenida de manera que es posible oscurecerla o aclararla evitando muchas repeticiones por errores técnicos comunes

Se pueden agrandar las lesiones, medir su tamaño

Se examinan mejor las estructuras óseas o blandas

Emplean dosis de radiación significativamente menor

La computación permite archivar grandes cantidades de Rx en muy poco espacio

Evita pérdidas y la información está rápidamente disponible para comparar con estudios nuevos

Las imágenes pueden ser enviadas a otras salas del hospital mediante redes de comunicación

Limitaciones

No ha alcanzado una definición fotográfica y anatómica tan perfecta como la radiología convencional

La posibilidad de enviar las imágenes y ser vistas e interpretadas a kilómetros de distancia plantea problemas laborales, económicos y legales como el cobro de honorarios, reducción del personal, jurisdicción en caso de juicios, etcétera que serán resueltos con el tiempo ya que la teleradiología está aquí y llegó para quedarse.

RADIOLOGÍA SANITARIA:

Si bien han pasado más de 100 años del descubrimiento de los rayos X solamente un tercio de la humanidad tiene un fácil acceso al diagnóstico por imágenes, incluso a su nivel más simple.

La disponibilidad de servicios radiológicos se considera normal en la vida de los países industrializados donde a la población se le realiza una media de 0,3 a 1 estudios

radiológicos por año. En tales países, se dispone de los sistemas de imágenes más sofisticados y existe un equipo radiológico por cada 1.500 a 10.000 habitantes, un médico radiólogo cada 10.000 a 30.000 y un técnico por cada 2.000 a 5.000.

Sin embargo globalmente la radiología es un lujo, esto puede significar que en los países en desarrollo exista un aparato de rayos X cada 50.000 a 1.000.000 de personas, un médico radiólogo cada 100.000 a 200.000 y un técnico por cada 50.000 a 200.000. En esas circunstancias el número de estudios radiológicos puede ser menor de 0.01 a 0.1 por habitante

La distribución de los equipos radiológicos, es también diferente: en los países industrializados, los servicios básicos están ampliamente distribuidos y son accesibles, sin embargo en los países en desarrollo la disposición de los equipos radiológicos y su conocimiento sólo es posible en los escasos grandes centros.

Para remediar este problema la Organización Mundial de la Salud creó el Sistema Radiológico Básico que consiste en un equipo de rayos X que consiste en un brazo largo en forma de signo de interrogación que lleva un tubo de rayos X y el receptor del chasis en el extremo opuesto, este brazo está montado sobre una columna vertical fija de tal forma que puede moverse de arriba a abajo y rotar para permitir diferentes angulaciones (figura 7-4).

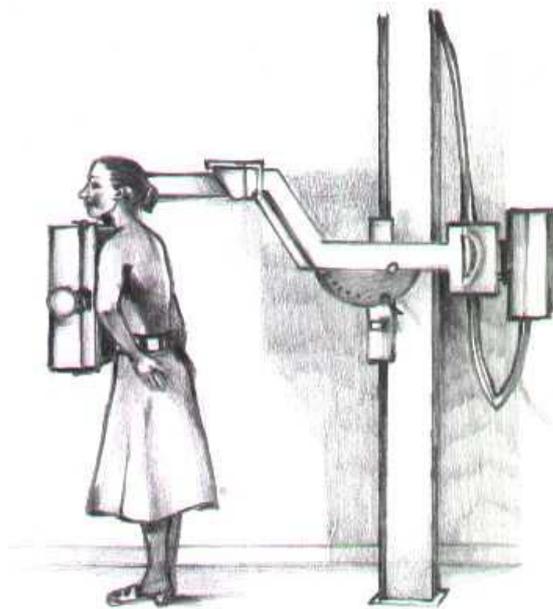


Figura 7-4: equipo radiológico básico

El equipo pesa aproximadamente 300 kg, y puede montarse a una pared o directamente en el suelo. Permite realizar placas con el paciente de pie, sentado o acostado, en este último caso basta con una mesa de tablero radiolúcido.

El diagnóstico por imágenes es caro y la selección y compra de equipos debe hacerse según el lugar que nos hallemos, cuantas veces se necesitará cada técnica, quien producirá la imagen y quien la interpretará, fuera de los grandes centros un equipo de radiología convencional y un ecógrafo nos permitirá solucionar la mayoría de las dudas diagnósticas.

CAPITULO 8

INTERACCIÓN ENTRE RAYOS X Y MATERIA. RADIOPROTECCIÓN. MEDIOS DE CONTRASTE

INTERACCIÓN ENTRE RAYOS X Y MATERIA: es lo que sucede cuando un medio material se interpone en el paso de una radiación. En la interacción con la materia si el haz de rayos X se absorbe totalmente la absorción es fotoeléctrica. Cuando la absorción es parcial se conoce como interacción Compton. En ambos casos se libera un electrón secundario, ya sea un fotoelectrón o un electrón Compton con suficiente energía para recorrer una larga distancia, conforme atraviesa el material, el electrón secundario puede tener la energía suficiente como para arrancar electrones adicionales. Así, como resultado de la interacción de un fotón de rayos X se liberan varios electrones adicionales. En la interacción con la materia conviene considerar a los rayos X como fotones de energía.

Se consideran cuatro mecanismos de interacción entre radiación y materia:

Dispersión coherente o no modificada: esta interacción ocurre con muy baja energía (menor a 10 KeV) no hay ionización ni hay pérdida de energía. Un fotón de baja energía interactúa con un electrón de una órbita superficial cambia de dirección pero no entrega energía, ni cambia su longitud de onda ni la frecuencia ni la energía.

Efecto fotoeléctrico: ya lo vimos en radiación característica. Cuando un fotón de rayos X tiene suficiente energía golpea a un electrón de una de las órbitas. Este fotón trae una energía determinada que se la transfiere totalmente al electrón, y el electrón se la lleva llamándose fotoelectrón. Ahí se produce la ionización primaria. El electrón que salió choca produciendo ionizaciones hasta que se quede sin energía. El fotoelectrón que salió dejó una vacante en la órbita. Entonces como el átomo está inestable se produce un reordenamiento electrónico. Los electrones van completando las órbitas de afuera hacia adentro. Los electrones para pasar de nivel ceden energía y esa energía produce radiación X característica.

Los rayos X producidos tienen una energía muy específica que es igual a la diferencia de las energías de ligadura del electrón desplazado con la del electrón que ocupó su lugar.

Esta interacción predomina cuando se usa baja energía o si la materia es de alto peso atómico como por ejemplo plomo

Efecto Compton: en este caso el fotón incidente choca contra un electrón de las órbitas exteriores, la transferencia de energía del fotón al electrón se realiza parcialmente produciéndose un electrón Compton que seguirá producción de ionizaciones secundarias hasta que agote su energía. Además del electrón Compton va a haber un fotón disperso de energía menor. El efecto Compton

predomina con fotones de alta energía con materiales de bajo peso atómico como los tejidos y el aire.

Formación de pares iónicos: se observa especialmente cuando se irradian elementos de masa atómica elevada con rayos X de muy alta energía. Cuando un fotón de alta energía penetra en la capa electrónica cercana al núcleo puede crear un par de electrones. La formación de pares no se produce en el rango de radiación utilizado en Radiología diagnóstica. El fotón incidente puede chocar contra el núcleo, en este caso lo que se produce es una interacción con el núcleo, produciéndose un electrón negativo y un positrón positivo. La energía tiene que ser mayor que 1 Mev (un millón de electrón volt). Si la energía es suficiente puede generar núcleos inestables.

Conclusiones: Esta producción está en función de la energía. La producción de pares iónicos no contribuye sustancialmente en los valores usados en radiodiagnóstico. La interacción fotoeléctrica es un proceso importante en los estudios diagnóstico en donde se usan medios de contraste por el alto número atómico. Es también importante en la mamografía porque ayuda en ampliar las sutiles diferencias en la absorción. La interacción Compton es la predominante en el rango de la energía del radiodiagnóstico

Estos tres efectos se dan juntos, dependen de la energía que se use y tendremos la proporción

Energía del fotón keV	Efecto fotoeléctrico	Efecto Compton
10 keV	95%	5%
20 keV	70%	30%
26 keV	50%	50%
100 keV	1%	99%
Más de 100 keV		Casi exclusivamente
1.000 keV		Empiezan a formarse pares iónicos.
Más de 5 meV		Formación de pares

PELIGRO DE LAS RADIACIONES

Si bien no podemos olerla, verla, sentirla o degustarla no significa que no pueda producir daño, la falta de estos estímulos hace que extrememos las precauciones.

Los efectos de la radiación en los seres humanos resultan de interacciones atómicas en forma de ionizaciones que puede inducir cambios moleculares que puede producir funcionamiento inapropiado, daño celular o incluso la muerte. La radiobiología es el estudio de los efectos de la radiación ionizante en los tejidos biológicos. Recordemos que las radiaciones ionizantes se producen en radiología (radiodiagnóstico y radioterapia) y con los isótopos radiactivos

(gammagrafía, terapia radiante), los ultrasonidos y la resonancia usadas en el diagnóstico no son ionizantes.

Recordemos que una diferencia entre los rayos X y los isótopos radiactivos consiste en que los rayos X son producidos por aparatos externos y que solo emiten mientras están conectados, por lo que no ofrecen peligro alguno de radiación cuando están desconectados. Tras el disparo de un aparato de rayos X se puede entrar a la sala con toda tranquilidad. La emisión de rayos X es esencialmente igual a la de la luz producida al encender y apagar una lámpara eléctrica, con la única diferencia de la mayor energía de radiación de los rayos X (recordar el espectro de la radiación electromagnética), luego al terminar el disparo no hay radiación residual y no contamina objetos ni personas.

Los tejidos tienen distintos grados de radiosensibilidad. Los tejidos con células inmaduras y de rápido crecimiento son los más radiosensibles como el tejido linfóide, el tejido mieloide (células sanguíneas y sus precursores), las gónadas (testículos y ovarios) Hay otros tejidos que son menos radiosensibles; tienen una radiosensibilidad intermedia; como el hueso, piel, tracto gastrointestinal, hígado, tiroides, y por último hay tejidos que son muy poco radiosensibles llamados también radiorresistentes como el músculo y el tejido nervioso (cerebro y médula espinal).

Estos conceptos fueron enunciados a principios del siglo pasado por dos científicos franceses Bergonie y Tribondeau que propusieron una teoría que lleva sus nombres, básicamente afirma que la radiosensibilidad de los tejidos varía según:

Las células madre son radiosensibles. Cuanto más madura es una célula, mejor resiste la radiación.

Los órganos y tejidos más jóvenes son los de mayor radiosensibilidad

Cuando la tasa de actividad metabólica es elevada, también lo es la radiosensibilidad.

Al aumentar la tasa de proliferación celular y la tasa de crecimiento de los tejidos, también lo hace la radiosensibilidad

UNIDADES USADAS EN RADIOLOGÍA

Cuando se quiere cuantificar un fenómeno, hay que establecer patrones o unidades a los que referirse. En radiología se usa un sistema de unidades basado en el sistema internacional que reemplazaron a otras unidades dosimétricas tradicionales por la que aún coexisten los dos sistemas, por lo que se referirán ambos.

EXPOSICIÓN: las radiaciones X o gamma interaccionan con la materia con liberación de electrones. Estos electrones o cargas eléctricas producen ionizaciones secundarias en la materia, de

allí el nombre de radiaciones ionizantes. La unidad de exposición es la unidad de carga sobre la unidad de masa y será el culombio/kilo (C/kg)

La unidad del sistema antiguo era el Roentgen (R). Un R es la exposición de radiación X o gamma, que en el aire contenido en 1 cm^3 (en condiciones normales de presión y temperatura) produce electrones que crean iones que transportan una unidad electrostática de carga eléctrica de cada signo

La equivalencia entre ambas unidades es:

$$1 \text{ culombio/kilo} = 3.876 \text{ R}$$

$$1 \text{ Roentgen} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ culombio/kilo}$$

Tasa de exposición: expresa y mide la exposición en relación con el tiempo

La unidad es el C/kg segundo. En el sistema antiguo el R/s.

DOSIS ABSORBIDA: es la energía depositada por la radiación en un medio o tejido determinado.

La unidad es el Gray (Gy) que es a la energía por unidad de masa de materia que haya absorbido radiación. 1 gray equivale a 1 Joule de radiación absorbida por kilogramo de material. Para cualquier medio y cualquier tipo de radiación.

La unidad antigua era el Rad: (radiation absorbed dose), que equivale a 100 ergios por gramo de materia.

La equivalencia entre ambas unidades es:

$$1 \text{ Gray} = 100 \text{ rad.}$$

$$1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy, lo que es igual a } 1 \text{ cGy (centigray).}$$

Recordemos que el gray es la unidad de dosis absorbida es una unidad conveniente para expresar la absorción de energía, pero no considera el efecto biológico de la radiación en particular. Por ejemplo 10 ratas en un biotero (cabaña de animales de igual peso y pelaje) se irradian los ojos para producir cataratas, se producen cataratas con estas dosis para igual efecto biológico: Rayos X 5 Gy. Neutrones 3 Gy. Radiación gamma 1 Gy.

Tendrá que usar una medida que los compare y es la efectividad biológica relativa. La EBR se refiere a que hay distintos tipos de radiaciones que causan el mismo efecto biológico pero con distinta intensidad. Este efecto compara la respuesta de una dosis específica absorbida con una dosis absorbida standard.

EFFECTIVIDAD BIOLÓGICA RELATIVA (EBR): el Gy es una unidad conveniente para expresar la absorción de energía, pero no considera el efecto biológico de la radiación en particular.

A igualdad de dosis absorbida los efectos biológicos van a ser diferentes según se trate de un tipo de radiación u otra. La explicación es la siguiente: las radiaciones ionizantes

entregan su energía al medio produciendo pares iónicos. Es sabido que la radiación alfa tiene un recorrido muy corto, dejando en ese tramo los iones concentrados. En cambio los fotones de rayos X tienen un recorrido mucho mayor, produciéndose pares iónicos más espaciados. Aunque la cantidad de ionizaciones producidas por ambos tipos de radiaciones es la misma, la distribución no lo es, y por ende, el daño biológico varía. Así la eficacia de distintos tipos de radiaciones es diferente según el efecto que se considere a pesar de entregar la misma energía. Esa eficacia se expresa mediante una relación que se denomina efectividad biológica relativa (EBR) y es la relación existente entre la dosis de radiación patrón (X o gamma de 250 kV) y la dosis de absorción de la radiación en estudio para producir el mismo efecto biológico

La lesión biológica causada por una radiación depende de la exposición, de la dosis que ha absorbido el tejido y de un factor de calidad de la radiación absorbida, que considera la relación entre dos radiaciones, tomando una de ellas como la unidad, y que producen el mismo efecto biológico. Como radiación de referencia (EBR= 1) se toma la radiación X.

Dosis de radiación patrón necesaria para producir un efecto dado

$$EBR = \frac{\text{Dosis de radiación patrón necesaria para producir un efecto dado}}{\text{Dosis de radiación en estudio necesaria para producir el mismo efecto}}$$

Dosis de radiación en estudio necesaria para producir el mismo efecto

Por ejemplo la radiación en estudio es la alfa, la dosis alfa es de 5 Gy, la dosis de radiación patrón es de 50 Gy, luego

$$EBR = \frac{50 \text{ Gy}}{5 \text{ Gy}} = 10$$

La EBR de la radiación alfa es igual a 10. Significa que la radiación alfa es 10 veces más efectiva que la radiación patrón (X o gamma) para producir el mismo efecto biológico.

A efectos de normalizar la EBR se establecen algunos valores medios llamados factores de calidad; factor Quality (FQ); que tiene en cuenta la eficiencia media. El FQ me van a indicar, para cada radiación, cuanto más efectiva es que la otra. Hay que destacar que para cada caso en particular hay que determinar el EBR respectivo

Por convención la radiación patrón es la radiación de rayos X que posee un valor de 1

Algunos valores son los siguientes:

rayos X, beta y gamma, FQ = 1

neutrones, protones: FQ = 10

partículas alfa: FQ = 20

DOSIS EQUIVALENTE: es la obtenida al multiplicar la dosis absorbida por el factor de cualidad. La unidad actual es el Sievert (Sv).

1 Sievert = 1 gray x 1 para rayos X

En el sistema antiguo la unidad era el Rem: (Roentgen equivalent man)

1 rem = 1 rad x 1 (rayos X)

la equivalencia entre ambas unidades es:

1 Sv = 100 rem

1 rem = 0,01 Sievert

El Sievert es la unidad de dosis equivalente. La dosis equivalente tiene en cuenta no solo la dosis absorbida, sino también el tipo de radiación.

En las dosis que se usan en diagnóstico radiológico, y sin gran error tiene valor la siguiente equivalencia: 1 Roentgen es igual a 1 Rad y es igual a 1 Rem. Con las medidas actuales 1 gray es igual a 1 Sievert.

Hay otras unidades que se citarán brevemente:

Transferencia lineal de energía: es una medida de la velocidad a la que se transfiere la energía desde la radiación al tejido. Se mide en unidades de keV de energía transferida por micrómetro de recorrido en el tejido blando. El valor para rayos X de interés diagnóstico es de 3 keV por micrómetro

Describe la propiedad de un tipo de radiación, o sea la velocidad con la que se deposita en la materia a medida que las partículas formadas cargadas se mueven con ella. Se determina generalmente en agua y está relacionada con el número de pares iónicos formados por milímetro de recorrido en agua.

Kerma (Kinetic Energy Released in Matter): energía cinética liberada en la materia. Se incluye solo la energía entregada como fotón excluyendo cualquier otra energía transferida de otras partículas cargadas. La unidad de kerma es el Gray, un gray de kerma es equivalente a 1 joule de energía transferida a partículas cargadas por kilogramo del medio. Es aproximadamente igual a la dosis absorbida en el aire para las energías del diagnóstico por rayos X.

Dosis de entrada en piel: es una medida de la dosis de radiación absorbida por la piel donde entra la radiación.

EFFECTOS ADVERSOS DE LAS RADIACIONES:

La radiación usada en radiodiagnóstico es potencialmente peligrosa. Actualmente los efectos adversos (en radiodiagnóstico) son extremadamente raros.

La radiobiología es el estudio de la acción de las radiaciones ionizantes sobre la materia viva. Los fenómenos que se manifiestan en el cuerpo humano como patología de las radiaciones ionizantes son consecuencia de alteraciones fisicoquímicas provocadas por la absorción de energía radiante por parte del tejido con el que interactúa. Como respuesta a esa energía entregada aparecen los efectos biológicos. La respuesta biológica dependerá de diversos factores como: dosis, tiempo de exposición, tipo de radiación, el área expuesta y, las características biológicas de la misma.

Los efectos que pueden producir las radiaciones pueden ser clasificados en dos grandes categorías:

Efectos estocásticos: son los efectos en que la probabilidad de ocurrencia aumenta con la exposición. Son efectos probabilísticos como la inducción a neoplasias, acortamiento de vida, mutaciones genéticas

Efectos no estocásticos o determinísticos: tienen un umbral de radiación, debajo del cual el efecto no se observa. Por encima del umbral la probabilidad de que el efecto ocurra es virtualmente del 100%. La severidad de los efectos se incrementan con el aumento de la dosis. Un ejemplo es la respuesta cutánea tal como eritema, depilación, descamación, cataratas, daño hematopoyético, fibrosis. El umbral para determinados efectos se mide en Gray para eritema el umbral es de 2 a 3 Gray, para azoospermia permanente de 6 Gray, para cataratas de 2 Gray, para plaquetopenia (disminución de las plaquetas sanguíneas) de 0,25 Gray.

El personal del Hospital en el curso de un normal trabajo recibe solo una pequeña cantidad de radiación principalmente dispersa, no primaria, por lo que no se producen efectos determinísticos. Con los efectos estocásticos como no tienen un umbral conocido, implica que la más pequeña cantidad de radiación puede incrementar la posibilidad de inducción de un efecto de este tipo, como no hay niveles determinados, la postura conservadora es asumir que la radiación es potencialmente peligrosa. Por eso debemos trabajar con la cantidad más baja de radiación como sea posible.

La radiación de fondo es la que recibimos cada año en forma “natural”, esta proviene de la tierra, del espacio, de organismos vivientes (como el carbón 14). Hay radiaciones naturales (cósmicas, ambientales), y artificiales (exámenes radiológicos, televisión, letreros luminosos, pruebas atómicas). La radiación natural o de fondo es de 3 a 6 mSv por año.

Fenómenos de la acción de la radiación sobre la célula:

Radiolisis del agua: la absorción de energía por una molécula de agua provoca la salida de un electrón y la formación de un anión positivo. Este ion será captado por otra molécula de agua y se formará otro ion negativo. Estos dos iones son inestables y se rompen formando otros iones y radicales libres.

La radiolisis del agua tendría como consecuencia la formación de radicales libres que son de vida media muy corta y altamente reactivos tendiendo a combinarse inmediatamente pudiendo resultar la formación de agua o la formación de peróxido de hidrógeno o agua oxigenada, compuesto este de alto poder oxidante y por lo tanto podría causar daño a nivel de mitocondrias o también combinarse estos radicales libres con macromoléculas biológicas

Acción directa de la radiación: actúa sobre el núcleo que contiene el material genético específicamente sobre el ácido desoxiribonucleico (ADN). El ADN participa en la reproducción celular. Dirige y coordina todas las funciones celulares y es el responsable de la transmisión hereditaria de los caracteres genéticos.

Mutaciones genéticas: las mutaciones se refieren a cambios en la información genética del ADN. Según los genetistas en cada generación surge un cierto número de mutaciones espontáneas que pueden alterarse por distintos factores como virus, agentes químicos y físicos y estas mutaciones inducidas también pueden transmitirse a generaciones futuras. Si la célula es somática, las consecuencias van a ser solamente para el individuo, pero si se trata de una célula germinal (óvulos y espermatozoides) las consecuencias son para generaciones futuras.

Efectos biológicos de la radiación: son las consecuencias de la acción de una radiación ionizante sobre los tejidos vivos. La radiación transfiere energía a las moléculas de las células de los tejidos. Como resultado de esta interacción las funciones de la célula pueden deteriorarse en forma temporal o permanentemente y ocasionar incluso la muerte de las mismas. La gravedad de la lesión depende del tipo de radiación, de la dosis absorbida, de la velocidad de absorción y de la sensibilidad del tejido frente a la radiación. Los efectos biológicos de una misma forma de radiación varían de forma considerable según el tiempo de exposición. Los efectos que aparecen tras una irradiación rápida se deben a la muerte de las células. Una exposición prolongada se tolera mejor, si la cantidad es suficiente puede causar trastornos graves, la recuperación será lenta e incluso imposible. La radiación aguda nunca se ven con las técnicas de radiología diagnóstica. La muerte es la respuesta más grave por supuesto, nunca se ha descrito muerte en el rango diagnóstico. En los primeros tiempos de la radiología algunos precursores murieron por efectos diferidos, pero la dosis de entonces sea extraordinariamente alta.

Las dosis umbrales son un tema muy controvertido

Trastornos graves: una cantidad de radiación superior a 40 Gy produce un deterioro severo del sistema vascular que desemboca en edema cerebral, trastornos neurológicos y coma profundo. El individuo muere en las 48 horas siguientes. Cuando el organismo absorbe entre 10 y 40 Gy de radiación, los trastornos vasculares son menos serios, pero se produce la pérdida de fluidos y

electrolitos que pasan a los espacios interceulares y al tracto gastrointestinal. El individuo muere en los diez días siguientes a consecuencia del desequilibrio osmótico, del deterioro de la médula ósea y la infección terminal. Si la cantidad absorbida oscila entre 1,5 y 10 Gy, se destruye la médula ósea provocando infección y hemorragia. El individuo puede morir cuatro o cinco semanas después de la exposición. Los efectos de estas radiaciones poco intensas son los que pueden tratarse de forma eficaz.

La radiación de zonas concretas del cuerpo produce daños locales, se lesionan los vasos sanguíneos de las zonas expuestas alterando las funciones, cantidades más elevadas desembocan en necrosis.

Lesiones genéticas: malformaciones o muerte en el feto. A nivel gonadal, mutaciones

Efectos retardados: las consecuencias menos graves de la radiación ionizante se manifiestan en muchos órganos en concreto la médula ósea, riñones, pulmones y el cristalino de los ojos debido al deterioro de los vasos sanguíneos. Como consecuencias secundarias aparecen cambios degenerativos. El efecto retardado más importante es el aumento en la incidencia de cánceres (pulmón, tiroides, mama, leucemia). El aumento estadístico de estos cánceres es significativo en poblaciones expuestas a cantidades de radiación relativamente altas (más de 1 Gy). No se ha demostrado que haya malformaciones en los hijos de personas ocupadas en tareas radiológicas durante muchos años.

La dosis letal medida es la que produce la muerte del 50% de la población en 30 días. Para los seres humanos es de 40 Gy.

La dosis máxima permisible: es la dosis máxima de radiación que no produce efectos de radiación significativos.

Exposición profesional:

La dosis máxima permisible para los radiólogos es de 50 miliSieverts (5 rem) por año para irradiación corporal total.

El límite anual para el caso de exposición parcial del organismo para cualquier órgano o tejido excepto el cristalino es de 500 mS (50 rem). Para el cristalino es de 300 mS (30 rem)

Los que pueden alcanzar más fácilmente los límites profesionales son los angiografistas o quienes realizan procedimientos de diagnóstico y de intervencionismo guiados por fluoroscopia.

Para las mujeres con capacidad de procrear, la dosis en el abdomen no debe superar los 13 mS (1,3 rem) en un trimestre. Para las mujeres gestantes la dosis no debe superar los 10 mS (1rem) desde el diagnóstico del embarazo hasta el final de la gestación.

El propósito de estos límites de dosis ocupacionales es mantener la radiación a bajos niveles, basados en los siguientes objetivos:

Prevenir los efectos determinísticos por debajo de los niveles de umbral.

Limitar los riesgos de los efectos estocásticos a un nivel razonable, en relación con necesidades sociales, factores económicos y beneficios

Exposición de la población: Para las personas de la población que no desempeñan tareas profesionales y que no están afectadas a radiaciones la dosis máxima permisible es de 5 miliSieverts (0,5 rem) por año.

El límite anual para el caso de exposición parcial del organismo para cualquier órgano o tejido excepto el cristalino es de 50 mS (5 rem). Para el cristalino es de 30 mS (3 rem)

En las pacientes embarazadas deberán evitarse las radiaciones. En caso de ser necesarias deben limitarse las placas el mínimo posible. Solamente una mínima fracción de estudios radiológicos necesitan dosis superiores a 1 cGy, por lo que en la práctica el riesgo de injuria fetal en diagnóstico radiológico es extremadamente pequeño. Si los resultados de un estudio no afecta el manejo de la paciente no debe ser realizado.

Si una paciente estuviera embarazada sin conocimiento de esta o del personal de radiología, se ha de aplicar el siguiente procedimiento:

Determinar la dosis fetal (o embrionaria) por un físico en radiaciones, según el tipo de estudio realizado (no es lo mismo que se le haya realizado un seno paranasal que un colon por enema), factores de exposición usados, tipo de pantallas. Determinar la edad gestacional por el médico.

Con el conocimiento de la dosis fetal y la edad de la gestación se evalúan las posibilidades de daño fetal. Las dosis que pueden hacer recomendar un aborto varían de 50 a 150 mGy según la edad gestacional. Por encima de los 250 mGy de dosis fetal hay riesgo de daños que pueden decidir un aborto. El feto es más sensible a la radiación durante el periodo de organogénesis, aproximadamente hasta las 15 semanas, la dosis umbral es de 40 cGy.

Las dosis recibidas en distintos estudios radiológicos son menores, por ejemplo:

Tórax frente son de 0,15 mGy.

Radiografía de columna cervical frente 0,95 mGy

Radiografía de pelvis 2 mGy

Colon por enema 10 mGy

Histerosalpingografía 10 mGy

Tomografía de abdomen 30 mGy

La dosis mamaria total usando parrilla antidifusora y las dos proyecciones estándares es de 2,4 mGy.

Es recomendable que en los lugares en que se usan radiaciones ionizantes halla carteles con advertencias para mujeres en edad fértil, por ejemplo “si usted cree que puede estar embarazada por favor comuníquelo al personal de radiología” (figura 8-1).



MUJER: ATENCION

Si usted está, o piensa que puede estar embarazada, comuníquelo antes de ser atendida y sometida a examen radiológico.

**PROVINCIA DE BUENOS AIRES
MINISTERIO DE SALUD
Radiofísica Sanitaria**

figura 8-1: cartel de advertencia

RADIOPROTECCIÓN En 1966 se introdujo el concepto de ALARA (acrónimo de as low as reasonably achievable) para su empleo en radiología, que significa reducir las radiaciones a lo más bajo que se pueda obtener razonablemente. Este concepto se basa en una serie de dogmas elementales: la exposición a la radiación debe tener un beneficio concreto. Todas las exposiciones deben ser mínimas, en la medida de lo razonable. Las dosis recibidas no superarán por persona los límites previstos.

En nuestro país la actividad está regulada por la ley nacional 17.557. esta ley contiene todos los requisitos y condiciones que deben reunir las instalaciones, los aparatos, operadores. Habla de un responsable de la instalación (director), responsable de uso medico (médico radiólogo). También habla del servicio de dosimetría por el personal que trabaja con radiaciones.

PROTECCIÓN DEL PERSONAL:

Radiación primaria: el haz primario nunca debe apuntar al radiólogo ni a la cabina de control.

No se debe exponer ninguna parte del cuerpo a la radiación primaria. En caso que se necesite sujetar al paciente (niños, personas discapacitadas) el personal radiológico no deberían ser los que sujetan a estos pacientes. Se utilizarán dispositivos de sujeción mecánicos, se pedirá a un amigo o pariente del paciente para que se encargue de sujetarlo durante el examen. De no ser posible usar guardapolvo y guantes plomados

Delantales plomados: pueden tener 0,25 o 0,50 mm de plomo. Normalmente de vinilo impregnado de plomo. El porcentaje de atenuación de rayos X por ejemplo a 75 kV es del 88% para un

guardapolvo plomado de 0,25 mm y del 99% para el de 0,50 mm. Deben renovarse con periodicidad ya que el uso produce fisuras y rasgamiento de la goma. Hay delantales plomados para mujeres embarazadas que tienen mayor espesor de plomo sobre la región del embarazo. Pueden usarse combinaciones de plomo, bario y tungsteno, (figura 8-2). El escudo tiroidal protege a la tiroides y a la médula ósea del esternón.

Guantes también de vinilo impregnado de plomo.

El uso de anteojos protectores está indicado en los que realizan fluoroscopia en procedimientos angiointervencionistas



Figura 8-2: delantal y guantes plomados

Tubo centrado: el rayo central debe caer en el centro de la película o de la pantalla fluoroscópica.

Las barreras protectoras para la radiación primaria como por ejemplo la que debe haber detrás de un estativo o de un Bucky mural puede ser de 0,7 milímetros de plomo o equivalentes por ejemplo 7 centímetros de ladrillo o 4,5 centímetros de cemento.

Radiación secundaria.

Limitar el haz de rayos X con localizadores y diafragmas al área anatómica de interés

Delantal plomado

Biombos, paredes o parantes cubiertos, son siempre menos gruesas que las barreras de protección del haz primario, ya que las cabinas de control reciben radiación dispersa o secundaria.

Generalmente se necesitan menos de 0,4 milímetros de plomo o equivalentes: 2,5 milímetros de

acero, 4,8 mm de vidrio, 12 mm de yeso, 53 mm de madera.. Durante la radiografía el técnico se mantendrá dentro de la cabina de control y nunca dirigirá el haz primario hacia ella

Distancia del tubo durante el disparo. La radiación varía inversamente con el cuadrado de la distancia.

Como ejemplo vemos en la (figura 8- 3), un dibujo de una cabina de control de mampostería, y en la (figura 8- 4) un parante o biombo de vidrio.

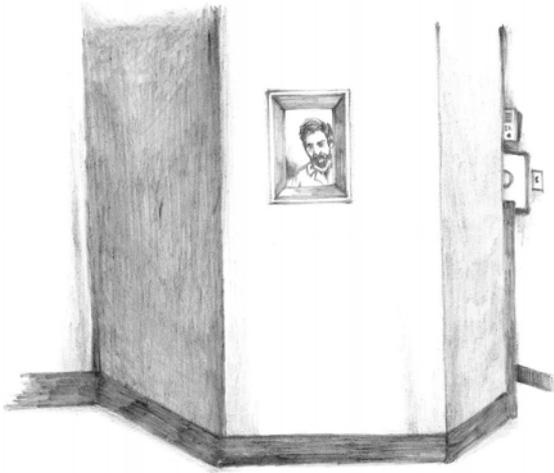


Figura 8-3: cabina de control de mampostería



Figura 8-4: biombo de vidrio

Durante la radiografía con equipos rodantes, el técnico llevará un delantal protector, se mantendrá a una distancia máxima de la fuente. El cable disparador debe tener por lo menos 1,80 metros de largo

La radiación de fuga del tubo de rayos X que es la emitida desde la carcasa del tubo que no corresponden al haz primario, debe ser inferior a 100mR/h (26 mC/kg-h)

Durante los estudios de fluoroscopia usará delantal plomado, escudo tiroidal y cortina que cubra la radiación entre el tubo y el paciente.

PROTECCIÓN DEL PACIENTE:

No realizar exámenes innecesarios, lamentablemente eso depende del médico que atendió el paciente por lo que poco puede hacer el técnico ante un pedido de examen

Lo que sí puede hacer el técnico es tratar de no repetir las placas. Se ha estimado que la frecuencia de repeticiones es del 4 al 10%. En su mayoría son causadas por una mala colocación del paciente y el uso de factores de exposición inadecuados. Técnica impecable para evitar la repetición de exámenes. Actualmente los detectores de imágenes digitales reducen las repeticiones por subexposición o por sobreexposición

Examen fluoroscópico.

No usar en lo posible más de 2 mA y nunca más de 4 mA. El kV mantenerlo alrededor de 60 a 70.

Diafragma para reducir el campo de observación.

La distancia mínima en radioscopia entre foco y piel del paciente será de 35 cm.

Filtración de los rayos blandos: puede ser propia del tubo (paredes, ventana) o adicional que es un filtro que debe ser equivalente a una capa de aluminio de 2 a 3 mm de espesor.

Tiempo del examen fluoroscópico, cronómetro acumulativo, debe escucharse una señal auditiva que indique que han transcurrido 5 minutos con el haz fluoroscópico encendido. Este dispositivo ha sido diseñado de manera que se garantice que el radiólogo es consciente del tiempo de radiación. este “reloj de radioscopia” tiene por fin solo la emisión de una señal auditiva cuando transcurre el tiempo de radioscopia predeterminado. Proporciona una información muy imprecisa sobre la radiación emitida ya que no tiene en cuenta los factores de exposición empleados, ni el tamaño del campo irradiado.

Los modernos fluoroscópicos pueden realizar fluoroscopia pulsada en donde los rayos X son emitidos en una serie de cortos pulsos. Al reducir la tasa de radiación disminuye la dosis. Pero la

reducción uno esperaría que fuera del 50%, pero esto no es así ya que al disminuir la dosis aumenta el ruido por lo que debe aumentarse el miliamperaje por lo que la dosis se reduce solamente en un 30%. Otro rasgo de los modernos equipos es la última imagen retenida y congelada en el monitor después que terminó la exposición, reduce la dosis ya que permite planear el siguiente movimiento sin radiación adicional. Lo mismo vale para el mapeo de ruta otra innovación de estos equipos. En pacientes delgados y especialmente en los niños, puede removerse el Potter-Bucky a fin de disminuir la dosis de radiación. Los equipos deben tener la capacidad de una fácil remoción de la misma

Tener en cuenta que la magnificación aumenta la dosis del paciente ya sea por magnificación geométrica (alejando el intensificador o acercando el tubo) o por el cambio de campo del intensificador

La reciente popularidad de los procedimientos intervencionistas prolongados ha hecho reaparecer fenómenos estocásticos en la piel del paciente como eritema, depilación e incluso necrosis dérmica

Examen radiográfico.

Disminuir la dosis al mínimo. En lo posible usar kV altos y mAs bajos, ya que la cantidad de la dosis está relacionada con esta última.

Colimación correcta del haz. Tanto en colimación manual como automática es de buen criterio ver en la imagen los bordes de los colimadores

Uso de protectores plomados siempre que no oculten áreas de interés en niños y adolescentes por ejemplo protección gonadal en placas de pelvis o caderas especialmente en niños que requieran controles periódicos (enfermedad de Perthes por ejemplo) de las mamas en niñas con escoliosis que deben realizarse reiterados estudios. Estos protectores pueden ser comprados o hechos manualmente en el servicio de radiología.

CONTROL DE LAS MEDIDAS DE PRECAUCIÓN: son varios los procedimientos que se usan para el control de la radiación:

Inspección visual: del estado de conservación en que se encuentran los aparatos de rayos X y elementos auxiliares

Control médico del personal: examen clínico, anemia, leucopenia, trombocitopenia

Detección de radiación: existen varios tipos de dispositivos detectores de radiación. Unos son ambientales (se usan para medir exposiciones de los ambientes donde puede haber radiaciones) y otros son individuales para uso personal

Dispositivo de película: Detección fotográfica (se usan películas pequeñas en chasis que llevan las personas), lo veremos más adelante.

Cámara de ionización: está formada esencialmente por un recipiente cerrado que contiene un gas y dos electrodos con potenciales eléctricos diferentes. Las partículas o radiaciones ionizantes que entran en la cámara ionizan el gas, los iones producidos se desplazan hacia el electrodo de signo contrario (los iones de carga negativa se desplazan hacia el electrodo positivo y viceversa), con lo que se crea una corriente que puede amplificarse y medirse a través de un altavoz o un contador mecánico o electrónico.

Contador Geiger-Müller: trabaja a diferencia de potencial mayores que la cámara de ionización. Solo indica el número de fotones que llegan a él independientemente de la energía que estos ceden al medio.

Detectores de trazas: hay varios tipos: emulsiones nucleares, cámara de niebla, cámara de burbujas, cámara de destello.

Detectores de centelleo: Se basa en la ionización producida por partículas en determinados sólidos y líquidos conocidos como materiales centelleantes. La ionización produce destellos de luz. Se coloca el material de centelleo delante de un tubo fotomultiplicador que se convierten en pulsos electrónicos que pueden amplificarse y registrarse. Como material de centelleo se usan distintas sustancias como sulfuro de cinc, yoduro de sodio. Es la base de la gammacámara y se emplea también en detectores de TC. El proceso de centelleo tiene lugar cuando se emite un haz luminoso debido a la absorción de la radiación ionizante. La intensidad de la luz emitida depende de la cantidad de energía absorbida por el cristal. Muchos tipos de líquidos, gases y sólidos responden a las radiaciones ionizantes mediante centelleo, los materiales más utilizados son los cristales inorgánicos: yoduro de sodio activado con talio o yoduro de cesio activado con talio. El número de electrones producidos por un detector de centelleo es directamente proporcional a la intensidad de la luz incidente

Lapicera dosimétrica (cámara de ionización de bolsillo): bastante costosa y se daña con facilidad pero permite leer en forma instantánea la dosis recibida en mR.

Dosimetría termoluminiscente: los materiales sensibles son el fluoruro de litio y el fluoruro de calcio. Estos compuestos expuestos a la radiación absorben energía y la almacena en forma de electrones excitados. Cuando se calientan emiten luz visible. La intensidad de esa luz es proporcional a la dosis de radiación recibida.

Dosimetría radiofotoluminiscente: hay materiales que normalmente no tienen propiedades de fluorescencia pero que al ser irradiado y expuestos a la radiación ultravioleta emiten luz de color naranja proporcional a la dosis recibida. Estos compuestos son el fosfato de plata y el fosfato de litio

Dosimetría personal: el método más difundido en el monitoreo personal es la película radiográfica (dosimetría de película). El oscurecimiento de una placa fotográfica debida a la acción de las radiaciones es el único reconocido en algunos países como prueba de la exposición a las radiaciones,

ya que guardada durante largo tiempo conserva la información. Consta esencialmente de una película radiosensible y un chasis que la contiene. La película tiene dos emulsiones de diferentes sensibilidades, para lograr un amplio margen de medición de dosis absorbida. Los chasis están provistos de filtros metálicos de cobre, plomo y aluminio que se colocan simétricamente en la parte anterior y posterior del mismo. También tiene una ventana abierta (figura 8-5).

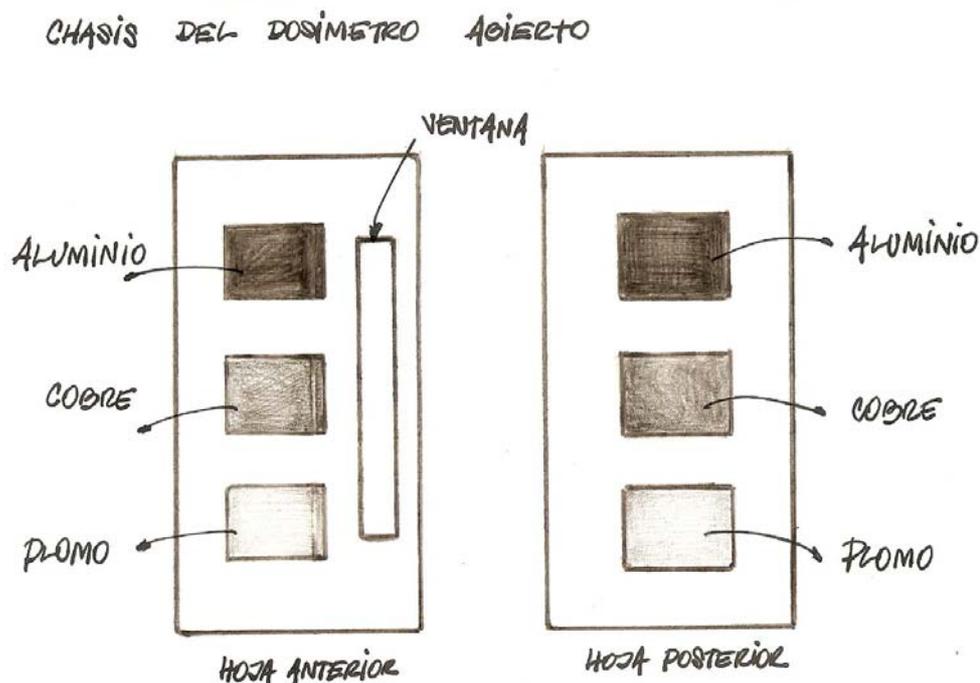


Figura 8-5 dosímetro

Cuando la radiación atraviesa la emulsión se liberan electrones que forman una imagen latente, una vez revelado la zona que ha sido expuesta a radiaciones aparecerá más oscura. El velado del film está relacionado con la exposición a la cual estuvo sometido. Este velado se expresa cuantitativamente por la densidad óptica. La densidad es medida por densitómetros graficándose las dosis de exposición en función de su densidad óptica para distintos filtros. Conserva la información por años y sirve como prueba médico-legal.

Recomendaciones para el uso del dosímetro personal:

1. Colocar el dosímetro en la parte central del pecho o en una de las solapas del guardapolvo. Esto es aceptable cuando se hacen placas radiográficas. Cuando se realizan exámenes fluoroscópicos hay controversia unos dicen que hay que colocar el dosímetro bajo el delantal y no sobre este, otros dicen que debe ir colgado al cuello. Casi todos los programas de control de radiación recomiendan que se lleve el monitor a la altura del cuello cuando se realiza fluoroscopia. Algunos propugnan el uso de dos

monitores: uno en el cuello para evaluar la radiación sin protección, otro debajo del guardapolvo. En los que realizan procedimientos angiográficos o intervencionistas que son los que permanecen más expuestos se sugiere el uso de anillos o pulseras dosimétricas. Por supuesto estas dosis van a ser mayores que las que se registran con el dosímetro bajo del guardapolvo.

2. Llevar consigo el dosímetro durante todo el tiempo de permanencia en el lugar de trabajo aunque se haya dispuesto no trabajar con radiaciones.
3. Al retirarse del lugar de trabajo, guardar el dosímetro alejado de toda fuente de radiaciones.
4. El dosímetro debe preservarse del calor y/o la humedad para no alterar la información almacenada en él.

MEDIOS DE CONTRASTE

Para hacer visible un órgano o una parte del cuerpo, que por naturaleza no presenta diferencias de densidad con respecto al tejido circundante, deberá aportarse a ese órgano una sustancia que posea una distinta densidad. Los medios de contraste pueden ser radiolúcidos o negativos o radiopacos o positivos.

RADIOLÚCIDOS O NEGATIVOS: tienen densidad aérea que al tener una densidad menor absorben menos los rayos X. Los más usados son aire, nitrógeno y oxígeno. Según donde se introduzcan el estudio se denomina: pneumoartrografía, pneumoventriculografía, pneumopelvigrafía, pneumoperitoneo, retroneumoperitoneo, pneumotórax

RADIOPACOS O POSITIVOS: sustancias con elevado número atómico que absorben los rayos X. Son principalmente compuestos de bario y de yodo cuyos números atómicos son 56 y 53 respectivamente.

BARIO: estudio del tubo digestivo. Se usa como sulfato de bario. Las partículas de sulfato de bario son prácticamente insolubles, con un tamaño de 0,1 a 0,3 milímetros. Se le agregan aditivos como pectina, sorbitol, agar agar, carboximetilcelulosa que determinan la estabilidad, adhesión y la viscosidad de la suspensión. Está disponible en dos formas: una, como polvo que se mezcla con agua antes de su uso, otra, como suspensión lista para su uso. Los preparados se dividen además en aquellos para uso oral (seriada esófagogastroduodenal, tránsito de intestino delgado, colon por ingesta) y aquellos para uso rectal (colon por enema simple, colon por enema con técnica de doble contraste). La ingestión oral de sulfato de bario puede seguirse de estreñimiento, que es posible tratar con líquidos y laxantes. El bario está contraindicado cuando se sospecha perforación del intestino ya que el bario en el peritoneo puede añadir riesgo de contaminación (aunque esto es controversial ya que el contenido visceral es más contaminante), hay un riesgo de desarrollar adherencias secundarias por producción de granulomas. En este caso se usan contrastes hidrosolubles que nunca alcanzan la densidad del bario.

YODO: se divide de acuerdo a su preparación en:

Uso oral: ácido iopanoico, yopodato sódico. Se usaba en la colecistografía oral. El contraste se absorbe en el intestino y es conducido al hígado, allí es conjugado con el ácido glucurónico que aumenta su solubilidad. El contraste conjugado, se excreta hacia los canalículos biliares. Cuando el conducto hepático y el cístico son permeables, el contraste entra en la vesícula donde se concentra produciendo su opacificación.

Liposolubles: lipiodol. Linfografía, poco usada en la actualidad el contraste se inyecta directamente en un vaso linfático disecado, normalmente en forma simultánea en ambos pies, el contraste se retiene solo en aquellos ganglios que reciben linfa de los vasos linfáticos inyectados. Mielografía se realiza una punción lumbar y se inyecta en el espacio subaracnoideo, en las pocas mielografías que se hacen en la actualidad se prefieren los contrastes hidrosolubles no iónicos

Hidrosolubles: los medios de contraste hidrosolubles derivan de ácidos aromáticos triyodados, en los cuales un anillo bencénico es sustituido en 3 posiciones con átomos de yodo, los cuales son responsables de la absorción de los rayos X y por ende del contraste radiológico. Pueden ser:

De eliminación hepática: meglumina yoglucamato. Se usaba en la colangiografía endovenosa. Inyectado por vía endovenosa se transportan en la sangre ligados a la albúmina. Este complejo contraste proteína no se elimina por la orina, se excreta en el hígado por los canalículos biliares y de allí a los conductos hepáticos y al colédoco.

De eliminación renal: una vez inyectado el medio de contraste viaja unido a una albúmina plasmática y se distribuye en el espacio vascular y extravascular, cuando llega al riñón es eliminado por filtración glomerular, no se excreta ni se reabsorbe en los túbulos. Se usa en el urograma excretor y en la casi totalidad de las indicaciones actuales de medios de contraste: dacriocistografía, fistulografía, colangiografía retrograda, angiografía, histerosalpingografía, cistografía, TAC....

CONTRASTES IODADOS HIDROSOLUBLES DE ELIMINACIÓN RENAL: La etapa moderna de los medios de contraste hidrosolubles comienza en la década del cincuenta con la aparición de un producto cuya base es un anillo bencénico con tres átomos de yodo (triyodados) en los carbonos 2, 4, 6. Son compuestos orgánicos ya que poseen nitrógeno. Se dividen en:

Triyodados iónicos monoméricos

Triyodados iónicos diméricos

Triyodados no iónicos monoméricos

Triyodados no iónicos diméricos

Triyodados iónicos monoméricos: son monómeros de benceno ya que poseen un anillo de ácido bencénico, triyodados por tener tres carbonos sustituidos con tres átomos de yodo, iónicos porque en solución se disocian en dos partículas: un anión y un catión. Se presentan en forma de sales orgánicas combinadas con sodio o metilglucamina. Según sea el radical variable llevan sus distintos nombres: Diatrizoato, Amidotrizoato, Diacetamido o Ioxitalamato. Algunos nombres comerciales son: diatrizoato sódico (Hypaque), diatrizoato de sodio y meglumina (Plenigraf), amidotrizoato de sodio y meglumina (Urovisona), diacetamido de sodio y meglumina (Angiografina), ioxitalamato de sodio y meglumina (Telebrix). (algunas fórmulas en la figura 8-6)

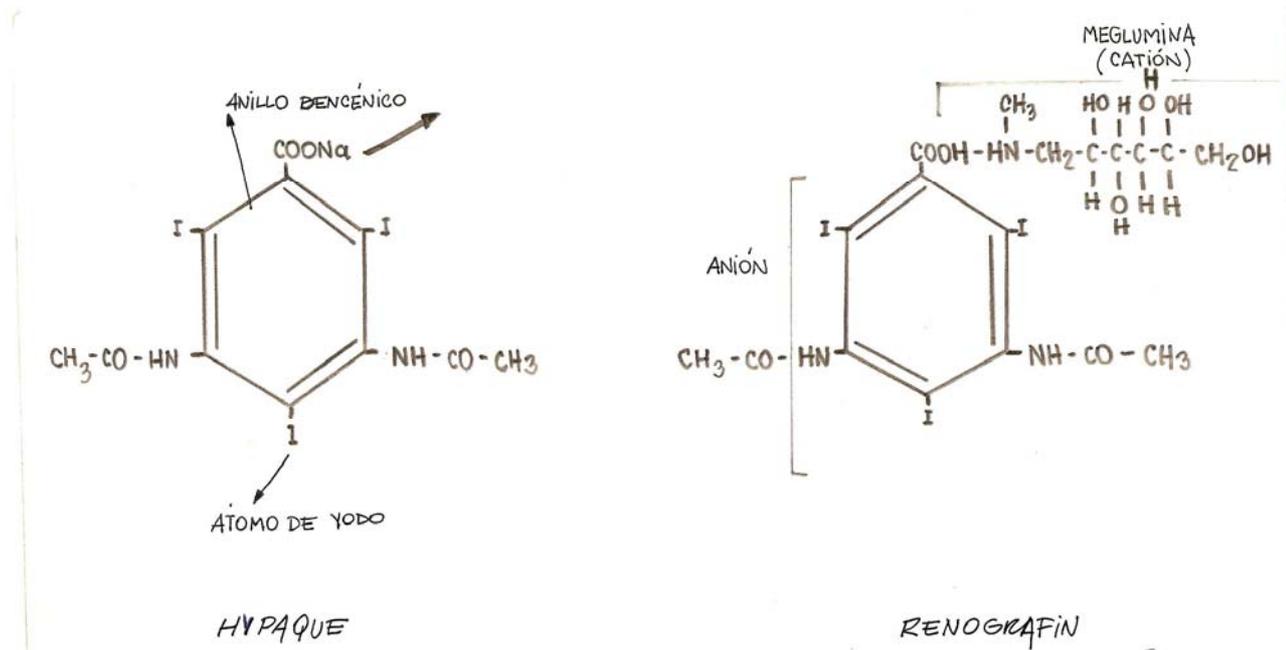


Figura 8-6 triyodados iónicos monoméricos

Se disocian en dos partículas (un catión; que no tiene función excepto como solubilizante; y un anión; que acarrea al yodo y por lo tanto es radiopaco;). Poseen una relación número de átomos de yodo (3), número de partículas en solución (2), igual a 1,5. Este número es índice de la apacidad de contraste de los productos pues solo el yodo es el que da la radiopacidad. Poseen una osmolaridad variable entre 1500 y 2000 miliosmoles por kilo de agua, con una viscosidad de 2,5 a 4,5 cP. Si se los compara con los valores de la sangre (300 mOsm/kg por litro y 3,8 cP) se los considera hiperosmolares (cinco a seis veces superior a la plasmática).

La cantidad de yodo a administrar es de 300 a 400 mg/ml. La concentración de yodo varía según las distintas marcas. No es lo mismo inyectar 100 cc al 50%, 60% o 76%. Como regla práctica podemos dividir por dos la concentración que figura en la marca de fábrica. Un contraste al 76% contiene unos 38 gramos de yodo en 100 cc ($76:2=38$). Un contraste al 50% contiene 25 gramos de yodo en 100 cc ($50:2=25$).

Triyodados iónicos diméricos: se llaman dímeros ya que se unen dos anillos benzenicos.

Iónico (en solución se disocia en un anión que contiene 6 átomos de yodo y un catión). Dan un anión que contiene el doble de yodo. Su ejemplo es el ácido ioxáglico (Hexabrix) que se presenta en forma de sal sódica y metilglucaminada (figura 8-7). Su osmolaridad es de 600 mOsm/l.

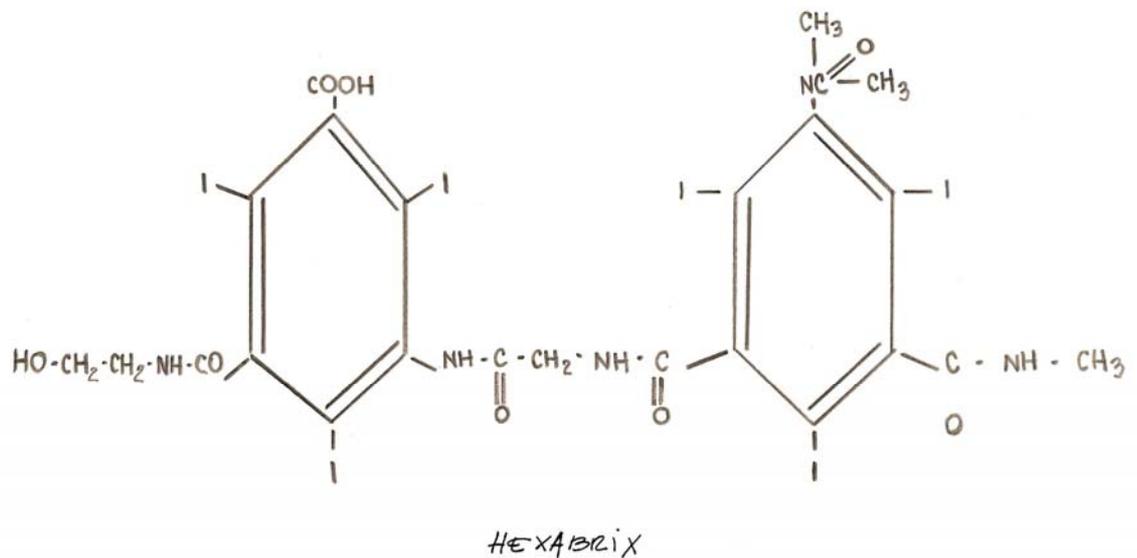


Figura 8-7 triyodado iónico dimérico

Triyodados no iónicos monoméricos: son no iónicos ya que el reemplazo del grupo carboxilo por otro amídico en el núcleo bencénico se forma un compuesto hidrosoluble, el cual sin embargo no se disocia en el medio acuoso. El medio de contraste entra en la solución como una partícula eléctricamente neutra. tienen una menor presión osmótica y por lo tanto una mejor tolerancia, en comparación con los compuestos iónicos. Además tienen baja neurotoxicidad, lo cual es útil para su uso en mielografías. Mientras menor sea la osmolaridad del medio empleado, mejor tolerado será el compuesto. La osmolaridad es de 600 mOsm/l. Son el Ioxexol, el Iopamidol (Iopamiron) y el Iopromide (figura 8- 8). Posee una sola partícula por molécula.

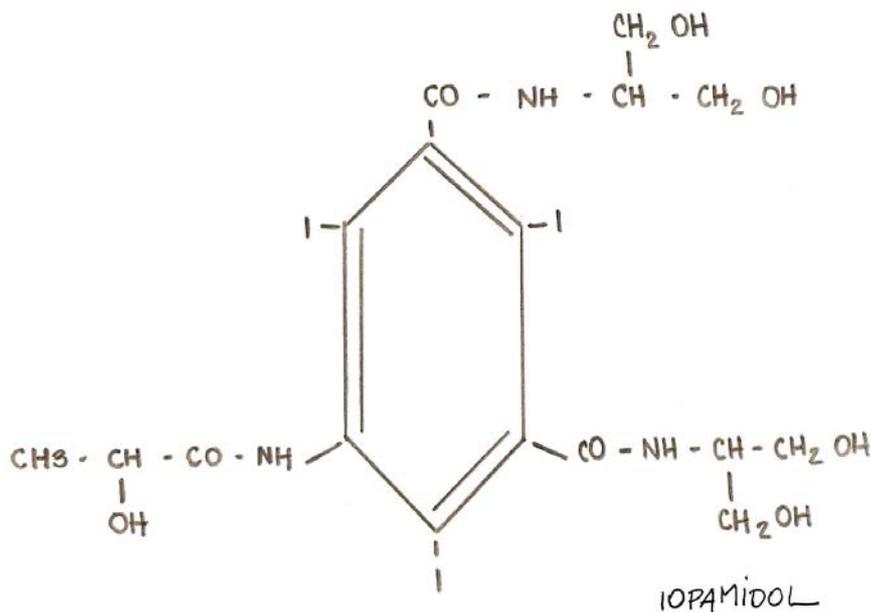


Figura 8-8 triyodado iónico dimérico

Triyodados no iónicos diméricos: son dímeros (unión de dos anillos bencénicos), no iónicos ya que no se disocian en un medio acuoso. Tienen una relación de 6 (6/1). Su osmolaridad es de 300 mOsm/l. Son el iodixanol (Visipaque) y el iotrolan (Isovit).

Osmolaridad y concepto de relación: los contrastes triyodados iónicos monoméricos son altamente hipertónicos comparados con la sangre. La sangre tiene una osmolaridad de 300 miliosmoles por litro de agua y estos contrastes tienen una osmolaridad de 1.500 a 2.000 mOsm/l.

La osmolaridad es proporcional al número de partículas en una solución. La relación teórica de un contraste se calcula como el número de átomos de yodo por volumen dividido por el número de partículas (iones o moléculas de contraste) por volumen. El contraste triyodado iónico monomérico tiene una relación 1,5 porque tiene 3 átomos de yodo en los dos iones que se producen (3/2). Un triyodado monomérico no iónico que no se disocia en agua tiene 3 átomos de yodo por molécula hidrosoluble y por lo tanto una relación 3 (3/1).

El contraste triyodado iónico dimérico en solución se disocia en un anión que contiene 6 átomos de yodo y un catión, por lo que su relación es igual a 3 (6/2). Un contraste triyodados no iónico dimérico tienen una relación de 6 (6/1) ya que no se disocia en agua y tiene 6 átomos de yodo por molécula.

Cuanto menor la osmolaridad y mayor la relación dan menos molestias tales como: dolor en el sitio de la inyección, sensación de calor, menos cambios en el sistema cardio-circulatorio y

menos daño endotelial. Aún no hay pruebas claras de menor frecuencia de reacciones mortales. Los cuatro grupos de contraste estudiados se eliminan prácticamente en su totalidad por filtración glomerular, una mínima proporción son reabsorbidos o excretados por los túbulos. De este modo los contrastes pueden usarse para determinar la tasa de filtración glomerular. La vida media en el plasma es de una hora y media a dos horas. Una pequeña cantidad menor del 1,5% se elimina por la vía biliar.

En relación con dosis equivalentes de yodo, los contrastes de relación 1,5 provocan una mayor diuresis osmótica que los de relación 3 y 6.

La estructura química de los dímeros es tóxica al contacto con la médula espinal por lo que está contraindicado su uso por vía intratecal, no así la de los monómeros no iónicos.

Los contrastes no iónicos nos enfrenta a dilema, pues son más caros. Si por política sanitaria en la asignación de los recursos en salud, y la política de comercialización de los laboratorios no se pueden usar en todos los pacientes deberían indicarse en los pacientes con riesgo elevado para las reacciones adversas.

REACCIONES ADVERSAS AL MEDIO DE CONTRASTE YODADO: El único efecto deseable de un medio de contraste es que atenúe la radiación, todos los demás efectos en el organismo son indeseables, sin tener en cuenta si causan o no síntomas clínicos. Cuando estos efectos ocasionan cambios objetivables analíticamente o síntomas clínicos, se juzgan como efectos adversos. El 94% de las reacciones severas o mortales ocurren dentro de los 20 minutos posteriores a la inyección y de estas más del 60% se desarrollan dentro de los primeros 5 minutos. Severas reacciones pueden ocurrir en pacientes premedicados y con el uso de contrastes no iónicos, por lo que debe mantenerse la alerta ante cada inyección, con material para intubación disponible y demás elementos terapéuticos. Se pueden dividir en leves, moderadas y graves

LEVES: La casi totalidad de las reacciones adversas son leves y no necesitan de la administración de drogas. Sólo la presencia del médico que tranquilice y de confort al paciente. Las mismas se caracterizan por sensación de calor, gusto metálico en la boca, prurito, estornudos, náuseas.

La extravasación del medio de contraste en el sitio de la punción generalmente produce dolor, si se extravasa gran cantidad como en el caso de la técnica de bolo dinámico, además de dolor, puede originar espasmo venoso, hematoma, flebitis, lesión de un nervio regional.

MODERADAS: son las que requieren tratamiento pero no ponen en peligro la vida. Vómitos, enrojecimiento de cara y tronco, urticaria, broncoespasmo leve.

GRAVES: requieren tratamiento, ponen en peligro la vida. Si ocurre algún tipo de reacción adversa a los medios de contraste, debe quedar asentada y documentada el tipo de reacción sufrida y el

tratamiento instituido. Se aconseja una historia clínica corta, clara y fácil de confeccionar, que debería formar parte de la caja de emergencia.

Urticaria generalizada: está indicada la administración de antihistamínicos:

difenhidramina 50 mg por vía endovenosa, hidrocortisona 500 mg EV.

Shock: se diferencian dos formas de colapso cardiocirculatorio:

Hipotensión arterial más taquicardia: estamos en presencia de una reacción anafilactoide: En el tratamiento de estas reacciones tenemos:

Elevar miembros: De esta manera aumentamos la volemia, por retorno del volumen sanguíneo de miembros inferiores.

Oxígeno: debe ser provisto a cualquier paciente con dificultad respiratoria, para mejorar la oxigenación tisular.

Reemplazo de líquidos: es la terapia más importante en los pacientes que desarrollan hipotensión severa, líquidos por vía parenteral para reponer volumen. Solución fisiológica a chorro, repitiendo varias unidades hasta que se estabilice la tensión.

Si al tomar el pulso, encontramos una arritmia que no tenía previo a la inyección se debe solicitar urgente ayuda a cardiólogos o terapeutas, su tratamiento puede ser complejo y se necesita interpretación de electrocardiograma.

Medicamentos: difenhidramina 50 mg por vía endovenosa. Hidrocortisona 500 mg EV.

Adrenalina (1/1000) 0,3 ml subcutáneos, repetir si no hay mejora. Puede ser necesaria la intubación.

Hipotensión arterial más bradicardia: se debe a una reacción vagal por estímulo del sistema nervioso autónomo, caracterizado por el descenso de la tensión arterial, con bradicardia (40 a 60 pulsaciones por minuto). Se resuelve rápidamente inyectando 0,5 a 1 mg de atropina IV

Edema de glotis: intubar si es necesario. Difenhidramina 50 mg por vía endovenosa. Hidrocortisona 500 mg EV. Adrenalina (1/1000) 0,3 ml subcutáneos, repetir si no hay mejora. Cuando es severo habrá que realizar cricotiroideotomía o traqueotomía.

Broncoespasmo grave: aminofilina endovenosa. Adrenalina. Acido epsilon aminocaproico.

Eventualmente si el cuadro no se resuelve rápidamente, será necesario intubar el paciente.

Inhalantes antagonistas beta por ejemplo metoprotrenol también es de utilidad

Convulsiones: Diazepam IV 5-10 mg,

Insuficiencia renal: puede provocarse insuficiencia renal aguda. Generalmente es breve y autolimitada. El hallazgo radiológico es el nefrograma persistente (contraste retenido en los riñones)

visible 24 a 48 horas después de la administración del medio de contraste. A veces puede necesitarse de diálisis que generalmente es temporaria. Esta nefropatía se observa principalmente en pacientes con insuficiencia renal previa o deshidratados

INCIDENCIA existe una gran diversidad en las publicaciones sobre la incidencia de reacciones adversas, las cifras publicadas varían entre:

1 en 2.000 a 1 en 7.500 para las graves

1 en 40.000 a 1 en 100.000 para las mortales

MECANISMO DE ACCIÓN DE LAS REACCIONES ALÉRGICAS

Todos estos productos tienen un número apreciable de incidencias de reacciones adversas aunque en su mayoría sin riesgo de daño irreversible o muerte. Según su mecanismo pueden ser clasificadas en:

Reacciones anafilactoideas. Sin inmunoglobulinas específicas, por acción histamínica y de los sistemas activadores de contacto. Independientes de la dosis y concentración administrada. Se trataría de reacciones anafilactoideas o sea similares a las alérgicas, porque no existe una inmunoglobulina específica (IgE) como factor desencadenante de una reacción alérgica. No se producen por reacción antígeno- anticuerpo, sino por diversos mecanismos que actúan directamente sobre las células blanco (mastocitos por ejemplo) que dan por resultado, reacciones similares a las anafilácticas. Se produce activación del complemento, liberación de sustancias vasoactivas, estimulación del sistema nervioso central. Se incluyen la urticaria, edema, asma, rinitis, shock anafiláctico

Cuando se inyecta por vía endovenosa el contraste puede activar mastocitos en los pulmones con liberación de histamina y otras sustancias vasoactivas. Es una de las explicaciones de la mayor frecuencia de reacciones adversas que siguen a la inyección intravenosa y no de la inyección intraarterial del contraste

Reacciones quimiotóxicas. Están en relación con la estructura química. Dependen de la dosis, de la concentración y de la velocidad de inyección. Dependen también del número de partículas (osmolaridad). Arritmias cardíacas, náuseas, vómitos, reacciones vagales, convulsiones, insuficiencia renal.

PACIENTES DE RIESGO

El grupo de alto riesgo lo conforman aquellos pacientes que han tenido una reacción previa a medios de contraste iodados, los pacientes asmáticos y los pacientes alérgicos.

Hay otro grupo de pacientes que presentan una mayor susceptibilidad: pacientes con enfermedad cardíaca severa, con mieloma, drepanocitemia, policitemia, feocromocitoma, insuficiencia renal, personas muy jóvenes o muy ancianas.

Con la anamnesis surgirá la conveniencia o no de la realización del estudio radiológico solicitado evitando el mismo si el cuadro clínico hace suponer un riesgo considerable En los pacientes de riesgo una tomografía sin contraste, ecografía, gammagrafía, o resonancia magnética puede resolver el diagnóstico en forma más segura para el paciente.

CONSENTIMIENTO ESCRITO

El consentimiento informado debe otorgar la suficiente información para que el paciente pueda tomar una determinación. El consentimiento informado es un derecho de los pacientes y un deber del Médico, ya que el paciente es un ser racional que tiene derecho a conocer los riesgos a que se expone, el paciente puede negarse a realizar el examen si conoce el riesgo del mismo (principio de autonomía), el paciente tiene derecho a elegir libremente lo que cree que le conviene, el médico no debe decidir por los demás, asumiendo una actitud paternalista. El obtener el consentimiento informado es una práctica integral de la práctica médica, no hacerlo constituye negligencia. El paciente tiene derecho de retirar el consentimiento a voluntad, y si durante el procedimiento el paciente decide suspenderlo, se suspende tan rápido como sea posible.

Los pasos a seguir para obtener el consentimiento escrito en nuestro Servicio por ejemplo para la realización de un urograma excretor son los siguientes:

A todo paciente (o familiar en determinados casos, por ejemplos pacientes internados o en niños) que debe realizarse el estudio anteriormente citado, la secretaria del Servicio lo interroga sobre los factores de riesgo (especialmente antecedentes de alergia severa, asma o reacción previa al yodo). Si tiene antecedentes es remitido al médico el cual indicará la conveniencia o no de realizar el estudio. Si no tiene antecedentes se le da el siguiente formulario impreso para que lo firme:

AUTORIZACIÓN PARA REALIZAR PRÁCTICA

Fecha.....

Nombre y apellido.....

Fecha de nacimiento.....

Autorizo al Doctoro en su ausencia al Doctor

..... a practicar sobre mi persona, sobre mi familiar, persona a mi cargo (por ser menor, o por no tener conciencia del acto) la siguiente prácticaurograma.....
...excretor.....

Dejo constancia que el procedimiento diagnóstico y/o terapéutico y sus posibles complicaciones me han sido explicadas en términos claros y que fue comprendida correctamente por mi.

Asimismo se me han explicado las posibles complicaciones del acto en si y de la práctica en especial, autorizando a su vez a realizar los necesarios procedimientos debido a los hallazgos que

surgirán en el transcurso de la misma, como así también cualquier otra medida necesaria para el logro del fin propuesto.

Médico.....

Paciente o responsable.....

La mayoría de los pacientes firman la autorización, si han tenido preguntas la secretaria las ha ido respondiendo mientras el paciente leía la hoja de autorización. No obstante hay pacientes que no quieren o dudan en firmar, en este caso se le da a leer la siguiente hoja impresa:

Su médico le ha indicado un examen con rayos X que requiere inyección de un medio de contraste en su sistema circulatorio. El estudio que se va a realizar se llama urograma excretor, que es un estudio radiológico utilizado para visualizar los riñones, la vía excretora y la vejiga. Usted debe prepararse el día anterior al examen con una dieta especial y purgante. Estas instrucciones se le entregarán en un papel impreso.

El día del estudio se le inyecta el contraste que contiene yodo por una vena del brazo.

Normalmente el medio de contraste es muy seguro. En algunas personas pueden producir síntomas secundarios como calor, gusto metálico en la boca, náuseas, hipotensión o colapso. En la mayoría de las personas, estos síntomas desaparecen sin medicación alguna a los pocos segundos.

Si el paciente no está conforme o persisten sus dudas, la secretaria le informa al Médico Radiólogo, quien conversará con éste para resolver finalmente la utilidad o no del estudio.

PREMEDICACIÓN.

Las reacciones adversas a los medios de contrastes se intentó contrarrestarlas o disminuirlas administrando medicación anticipada que disminuyera el número y la gravedad de las reacciones. El mecanismo de acción de estos fármacos en la disminución de las reacciones adversas no es bien conocido, no hay acuerdo unánime entre los autores, existen distintos esquemas de premedicación. Una premedicación recomendada es la siguiente: metilprednisona 32 mg, ó 16 beta metilprednisona, 40 mg, en dos dosis a las 18 y 6 horas previas al contraste o en tres dosis, 24, 12 y 2 horas antes de la inyección. Difenhidramina 50 mg, por vía oral administrada 1 hora antes del estudio.

En aquellas ocasiones que por la urgencia del caso no podría esperarse 18 o 24 horas para la administración de corticoides, se han propuesto medicaciones alternas, sobre todo cuando se trate de pacientes de riesgo se recomienda lo siguiente: hidrocortisona 500 mg, y difenhidramina 50 mg, por vía endovenosa, ambas 1 hora antes de inyectar el contraste. Se aconseja la premedicación sistemática y discriminada, según el riesgo previsible, adjuntando normas orientadoras, que deberán adaptarse según el caso y según el estado de necesidad. Posiblemente la combinación de premedicación con corticoides y el uso de contrastes no iónicos representen la alternativa más segura.

TEST DE ALERGIA

Al no haber una inmunoglobulina E, las pruebas de testificación carecen de valor diagnóstico inmunológico y se convierten en tratamiento fútil que genera un gasto inútil. Tampoco hay ninguna reacción ni in vivo ni in vitro que puede prevenir este tipo de reacciones por medio de contraste. Cuando se usaban los test había reacciones mortales en pacientes con test previo negativo, y por el contrario, algunos pacientes que reaccionaron positivamente con el test, no lo hicieron posteriormente con la inyección del contraste.

Queda claro que las reacciones adversas a los medios de contraste radiológicos no son alérgicas, por lo tanto, no existe ningún test alérgico útil en su detección.

Las pruebas de sensibilidad hechas en el consultorio del alergista son inútiles y peligrosas. Inútiles porque las reacciones adversas son imprevisibles y no se vinculan con fenómenos alérgicos. Peligrosas porque puede desencadenarse durante la prueba misma una reacción adversa, en segundo término debe considerarse que de existir un mecanismo alérgico, teóricamente puede actuar como sensibilizante y generar la reacción en el momento del examen.

Existe consenso universal que considera a nivel científico que no existen métodos de diagnóstico y predicción aptos para impedir las manifestaciones indeseables, que podrían producirse con el uso de medios de contraste iodados, considerando las pruebas mucosas, intravenosas y cutáneas de nula utilidad.

ASPECTOS DE LA RESPONSABILIDAD DEL MÉDICO RADIÓLOGO:

El médico radiólogo debe determinar la metodología a seguir y el uso de los distintos fármacos, eso es de su exclusiva responsabilidad, que es personal y de ninguna manera delegable en sus ayudantes. Al efectuar un acto médico, éste es exclusivo de él, es importante remarcarlo, pues la delegación de funciones puede ocasionar hechos que involucren al médico radiólogo. Tampoco puede delegar por orden del superior jerárquico ya que en este caso no puede invocarse la obediencia debida puesto que es exclusivo del acto médico de quien lo realiza. También conviene recordar que el radiólogo es el responsable de las normas de seguridad a cumplir por el personal a

su cargo y, de la seguridad de las instalaciones. El hecho de cometer errores por precariedad de medios no justifica el error, más aún, lo agrava.

En el uso de iodados es de su particular incumbencia el tener los elementos adecuados necesarios para cubrir las eventuales reacciones. Será juzgado no por el devenir de las reacciones o accidentes sino por la manera como se conduce producido el hecho y los elementos que ha dispuesto para esa eventualidad.

BIBLIOGRAFÍA

LIBROS:

- Petterson H. Libro NICER del Centenario 1895 – 1995. Compendio General de Radiología. Tomo I. España. 1995.
- Van Der Plaats. Técnica de la Radiología Médica. Segunda edición Española. 1972. España.
- Katz Douglas.S, Math Kevin.R, Groskin Stuart.A, Radiology Secrets. Hanley Belfus Philadelphia. 1997.
- Bushong Stewart. Manual de Radiología para técnicos. Física, Biología y protección radiológica. Sexta edición. 1999. Harcourt. España.
- Jacobi Charles A, Paris Don Q. Manual de Tecnología Radiológica. Tercera edición. 1976. El Ateneo. Buenos Aires
- Curry Thomas S, Dowdey James E, Murry Robert G. Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology. Third Edition. Lea and Febiger. 1984. United States of America.
- Mosca- Mosca - Brausser. Técnica Radiológica - Editorial López Libreros. Edición 1978. Buenos Aires
- Meschan Isadore. Técnica radiológica. Segunda edición. Panamericana. 1982. Argentina
- Pedrosa César. Diagnóstico por imagen. Tratado de Radiología clínica. Tomo 1; 1-75. Interamericana. 1992. España.
- Gayarre Gil Miguel, Delgado Macías María T, Martinez Morillo Manuel, Oton Sánchez Claudio. Manual de Radiología Clínica. España 1994 Mosby, Doyma Libros
- Selman Joshep. The Fundamentals of X-ray and Radium Physics. Charles Thomas Publisher. Sixth edition, third printing. 1979. United States of America
- Arias C F, Svarka J, Kuszpel M, La Pasta A, Mac Micking A, Montuega C, Giménez J C. Radiofísica Sanitaria. Curso básico para médicos, odontólogos, ingenieros y técnicos. Buenos Aires. 1994
- Huda Walter. Slone Richard. Review of Radiologic Physics. Lippincott Williams and Wilkins. 1995. USA.
- Bloom Williams L, Hollenbach John L, Morgan James A. Medical Radiographic Technic. Charles Thomas Publisher. Third edition, fifth printing. 1979. United States of America
- Rodríguez Ballester J. Díaz Gloria. Eleta Francisco: temas de cátedra Radiológica. Notas sobre radiodiagnóstico y radioterapia. Parte I. Buenos Aires. EUDEBA 1986

Eleta Francisco A, Velán Osvaldo, San Román José L, Blejman Oscar, Rasumoff Alejandro J, Bais Horacio M, García Mónaco Ricardo, Secco Roberto A, Ducrey Daniel. Diagnostico por Imágenes en Medicina. Cabeza y cuello. Capítulo I. Primera edición 1996

Rojas M G. Fundamentos de la Técnica Radiográfica. 1986. Ancora. España

Whitehouse G H. Worthington BS. Técnicas de Radiología Diagnóstica. Doyma. 1987. España.

CAPÍTULO 1

Méndez Elizalde Enrique. ¿Quién fue William Conrad Röntgen?. Revista Argentina de Radiología. 1995;59:217-220

Louge Pedro E. El diablo anda suelto. Editorial. Revista Argentina de Radiología. 1995;59.

Stordeur Leopoldo. La Radiología en la República Argentina. Revista Argentina de Radiología. 1995;59:223-228

Kotzur J M. W C Röntgen: a new type of Ray. Radiology 1994; 193:329-332

Evens Ronald G. Rontgen Retrospective one hundred of a Revolutionary Technology. Focal Spot. 1996; volume 26, number 3, 4-11.

Holm H, Kristensen J, Rasmussen S, Pedersen J, Hancke S, Jensen F, Gammelgaard J, Smith E. Ultrasonografía abdominal. Exploración estática y dinámica. Editorial Doyma. 1982. España.

Cafici D, Margulis D. Doppler en obstetricia. 1997. Buenos Aires.

Trujillo Montoya Betty. Atlas básico de Tomografía Axial Computadorizada. Química Schering Colombiana S.A. 1990.

PQ 5000 Computed Tomography. Picker. 1995. U.S.A

Lee J, Sagel R, Stanley S, Heiken J. Body TC. Correlación RM. Capítulos 1 y 2 . Tercera edición. Marbán. 1999. España.

Schild H. IRM hecha fácil (..bueno, casi). Schering. 1992. España.

San Román JL, López GL. Introducción a la Resonancia Magnética. Laboratorio Temis Lostaló.

Philips. Basics Principles of MR Imaging.

Michaux Rubén. Bases físicas de la formación de imágenes por resonancia magnética.

Revista Argentina de Radiología 2000; 64:279-294

Eleta Francisco. Protocolización o sistematización del Diagnóstico por Imágenes.

Radiodiagnóstico y Radioterapia. Año 2, n°2; 1982:21-24

CAPÍTULO 2

La industria y el reino animal. Nuevas alternativas radiológicas. r.x. Año 2- N° 5. 2000.

Reiner Bruce, Siegel Eliot, French Karen, Dentry Robert, Mazan Wayne, Maroney Michael. Use of Computer Radiography in the Study of an Historic Painting. RadioGraphics 2001; 21:1033-1045

Cruz Juan Carlos, Migliaro Oscar, Suarez Leandro. Radiología de una momia andina. Revista Argentina de radiología. 1988; Tomo LII :209.215

Jansen R, Koens HFW, Neeft CW,Stoker JS. CT in the Archaeologic Study of Ancient Greeks Ceramics. RadioGraphics 2001;21:315-321

Jansen Moel J, Poulus Martin, Venema Henk, Stoker Jaap. High Resolution Spiral CT of Egyptian Scarabs. RadioGraphics 2002; 22: 63-66

Hoffman Heidi. Torres William. Ernst Randy. Paleoradiology: Advanced CT in the Evaluation of nine Egyptian Mummies. RadioGraphics 2002; 22:377-385

Garland Melissa R, Lawer Leo P, Whitaker Brent R, Walkerland D, Corl Frank M, Fishman Elliot K. Modern Applications In Veterinary Medicine. RadioGraphics 2002; 22: 55-62

McCough Cynthia H. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X- ray Production. RadioGraphics 1997; 17: 967-984

Zink Frank E. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X- ray Tubes. RadioGraphics 1997; 17: 1259-1268

CAPÍTULO 3

Siebert Anthony J. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X- Ray Generators. RadioGraphics 1997; 17: 1533-1557

Una aportación fundamental a la técnica radiológica. Generadores de alta frecuencia Polyphos. Siemens. Alemania.

Nickoloff Edward L, Berman Howard L. Factors Affecting X- ray Spectra. RadioGraphics 1993;13:1337-1348

Ritenour Rusell. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Physics Overview of Screen-film Radiography. RadioGraphics 1996;16:903-916

Siemens. La técnica moderna en la medicina. Alemania.

Angus Wiliam M. A Commentary on the Development of Diagnostic Imaging Technology. RadioGraphics 1989; 9: 1225-1244

CAPÍTULO 4

DeSalvo Francisco. Clases de Radiofísica I y II, Carrera de Técnico Radiólogo. Instituto Riviere de Bahía Blanca

Schueler Beth A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Clinical Applications of Basic X-ray Physics Principles. RadioGraphics 1998; 18:731-744

Vyborny Carl J. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X- Imagen Quality and the Clinical Radiographics Examination. RadioGraphics 1997; 17: 479-498

CAPÍTULO 5

Burgess A, Hicken P. Comparative performance of X-Ray Intensifying Screens. Radiology 1982;143:551-556

Haus Arthur G, Cullinan John E. Screen film Processing Systems for Medical Radiography: A Historical Review. RadioGraphics 1989; 9:1203-1224

Kitts EL. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Physics and Chemistry of film and Processing. RadioGraphics 1996;16: 1467-1479

Gray Joel E. How Good (or bad) is film Processing? Radiology 1992;185:13-14

Smith Carolyn K, Rotschild Peter A, Bassett Lawrence W, Gold Richard H, Moler Charles. Mammographic Film- Processor Temperature, Development Time, and Chemistry: effect on dose, contrast and noise. AJR 1988;152: 35-40

Sprawls Perry, Kitts Lee. Optimum Processing of Mammographic Film. RadioGraphics 1996;16:349-354

Agfa. La experiencia cuenta. Buenos Aires. Argentina.

Kodak: M 35 and M 35A X OMAT Processors. Setember 1992.

Gray JE. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X- Technical Aspects of Screen- Film Radiography, Film Processing and Quality Control . RadioGraphics 1997; 17: 177-187

Swensen Stephen J, Gray Joel E, Brown Larry R, Aughenbaugh Gregory L, Harms Gordon H, Stears John. A New Asymmetric Screen-film Combination for conventional Radiography: evaluation in 50 Patients. AJR 1993; 160:483-486

Louge Pedro. Autoevaluación, Exposición radiográfica y revelado. Revista Argentina de Radiología. Tomo LII. N° 3-4. 1988.208 y 216

Suleiman Orhan H, Showalter Charles K Gross Richard, Bunge Ralph E. Radiographics Film Fog in the Darkroom. Radiology 1984;151:237-238

Suleiman Orhan H, Conway Burton J, Reuter Fred G, Slayton Robert J. Automatic Film Processing: Analysis of 9 Years of Observations. Radiology 1992;185:25-28

Gahleitner Andre, Kreuzer Soren, Schick Susanne, Nowotny Robert, Bretensher Martin, Solak Peter, Czerny Christian, Lang Thomas, Imhof Herwig. Dry versus Conventional Laser Imagers: Film Properties and Image Quality. Radiology 1999; 210:871-875

Reiner Bruce, Siegel Eliot, French Karen, Dentry Robert, Mazan Wayne, Maroney Michael. Use of Computer Radiography in the Study of an Historic Painting. RadioGraphics 2001; 21:1033-1045

CAPÍTULO 6

Krohmer Jack S. Radiography and fluoroscopy, 1920 to the Present. RadioGraphics 1989; 9:1129-1153

Schueler Beth A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. General Overview of fluoroscopic Imaging. . RadioGraphics 2000; 20: 1115-1126

Wang J. Blackburn. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X ray Image Intensifiers for Fluoroscopy. RadioGraphics 2000; 20:1471-1477

Geise Richard A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Fluoroscopy: Recording of Fluoroscopic Images and Automatic Exposure Control. RadioGraphics 2001; 21: 227-236

Pooley RA, McKinney JM, Miller DA. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Digital Fluoroscopy. RadioGraphics 2001; 21:1033-1045

Van Lysel MS. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Fluoroscopy: Optical Coupling and the Video system. RadioGraphics 2000; 20:1769-1786

Philips BV300 Series: Nederland 2000

Méndez Elizalde Enrique. Radiología Intervencionista. Origen y desarrollo. Revista Argentina de Radiología, Tomo LI; N°2 1987:73-77

Meaney Thomas. Invasive Radiology. RadioGraphics 1989; 9: 1181-1188

Kopans Daniel. La mama en Imagen. Segunda edición. Marbán. 1998. España.

CAPÍTULO 7

Haus Arthur. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Measures of Screen- film Performance. RadioGraphics 1996;16: 1165- 1181

Hendee Williams R. The perception of visual information. RadioGraphics 1987; 7: 1213-1219

Hendee William R. Realizing the True Potential of Medical Imaging. Radiology 1998;209:604-605

Williamson Byrn . The Society for Computer Applications in Radiology. The electronic Transformation of Radiology. Radiology 1998;209:606-608

Rothenberg LN, Nath R, Price RP. The American Association of Physicist in Medicine: a

perspective on the new millenium. Radiology 1998;209:600-603

Groth DS, Bernatz SN, Fetterly KA, Hangiandreou NJ Cathode ray tube Quality Control and Acceptance Testing Program: Inicial Results for Clinical PACS Displays. RadioGraphics 2001; 21:719-732

Seeley George W, McNeill Kevin, Dallas William J. Displays in radiology: Past, present and future. RadioGraphics 1987; 7: 1261-1266

ADC. Agfa. CD ROM. 2000. Implus International.

Lee Charles. Telradiology. Radiology 1996; 201:15-17

Petterson Holger. Radiografia digital imparte beneficios claros. Diagnostic Imaging America Latina. Junio 1997; 21-26.

CAPÍTULO 8

Busbberg J. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X- Ray Interactions. RadioGraphics 1998; 18:457-468

McKetty MH. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. X- Ray attenuation. RadioGraphics 1998; 18:151-163

Parry RA, Glaze SA, Archer BR. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Typical Patient Radiation Doses in Diagnostic Radiology. RadioGraphics 1999; 19:1289-1302

Brateman Libby. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Radiation safety Considerations for Radiology Personnel. RadioGraphics 1999; 19:1037-1055

Canevaro L V, Carlos MT, Birges JC, Koch HA. Investigación sobre niveles de dosis en exámenes con fluoroscopia gastrointestinal como parte de un programa de control de calidad. Rev. Arg: Radiol. 1994;58; 291-295

Slovis Thomas. The ALARA Concepts in Pediatric CT: Myth or Reality?. Radiology 2002; 223:5- 6.

Shope Thomas B. Radiation-induced Skin Injuries from Fluoroscopy. RadioGraphics 1996;16:1195-1199

Mahadevappa Mahesh. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents. Fluoroscopy: Patient Radation Exposure Issues. RadioGraphics 2001; 21:521-534

Huda Walter. Radiation Dosimetry in Diagnostic Radiology. AJR 1997;169:1487-1488

Rogers Lee F. Serious Business Radiation Safety and Radiation Protection AJR 2001; 177:1

Bais Horacio. Los medios de contraste iodados. Laboratorios Temis-Lastaló.

Asociación Argentina de Alergia e Inmunología Clínica. Sociedad Argentina de Radiología. Reacciones adversas a los medios de contraste radiológicos Criterios y conductas. Méndez de Elizalde y colaboradores: ¿Cómo usarlos?. Estudio de reacciones indeseadas, su prevención y tratamiento. Revista Argentina de Radiología. 61:189, 1997.

González Villaveirán. Historia y características de los medios de contraste hidrosolubles. Revista Argentina de Radiología. Tomo LI, N° 3, 167-176. 1987.

Rieu Juan, Cambero Virginia. Actualización de la prevención de las reacciones adversas a los medios de contraste yodados. Revista Argentina de Radiología. Tomo LI, N° 4, 282- 287. 1987

Daniel Berrutti. Estudios previos a la utilización de medios de contraste iodados, en los Hospitales dependientes de la Secretaría de Salud del Gobierno de la Ciudad de Buenos Aires. 12 de julio 1998.

Katzberg Richard. Urography into the 21 st Century: New Contrast Media, Renal Handling, Imaging Characteristics, and Nefrotixity. Radiology 1997; 204:297- 312.

Hopper K et al. The Effect of informed consent on the level of anxiety in patients given IV contrast material. AJR 1994; 162:531-535.

Berlin Leonard. Malpractice Issues in Radiology. Informed Consent. AJR: 169,15-18, July 1997

Lasser E et al. Pretreatment with corticosteroids to prevent Adverse reactions to Nonionic contrast Media. AJR 1994; 162:523-526