
CONCEPTOS TOMOGRAFIA

Temas de consulta:

1. Cuáles son las desventajas de las imágenes radiografía convencional (4 desventajas mínimo).
2. Buscar 3 EQUIPOS DE TOMOGRAFIA comerciales y:
 - 2.1 Especificaciones técnicas
 - 2.2 Principales aplicaciones
 - 2.3 Costo FOB
3. Diferentes tipos de detectores empleados en Tomografía computarizada.
4. Generaciones de Tomógrafos que han existido hasta la fecha
5. Principio de las placas radiográficas convencionales
6. Principio de los intensificadores de Imagen.
7. Principio de las Imágenes Polaroid.

Desarrollo

1. Cuáles son las desventajas de las imágenes radiografía convencional (4 desventajas mínimo).

Desventajas generales:

Presenta superposición de estructuras en la película radiográfica y hace que muchas veces sea imposible distinguir con detalle estructuras que tienen densidades similares. Aunque pueden realizarse varias proyecciones y se tienen en cuenta los problemas del agrandamiento de imagen por la proyectividad, el borrado de siluetas en estructuras que están al mismo nivel es evidente.

La imposibilidad de diferenciar entre un objeto de un espesor x , y coeficiente de atenuación 2μ y un objeto de espesor $2x$ y un coeficiente de atenuación μ .

Desventajas específicas:

- ☞ No se puede discriminar distintas densidades dentro del agua
- ☞ No es manipulable, sino estática.
- ☞ Representa en dos dimensiones algo que tiene 3 dimensiones.

- ☞ No puede representar simultáneamente e independientemente distintos órganos y estructuras.
- ☞ La resolución de contraste es baja, tiene cuatro densidades. Y no hay posibilidad de una valoración cuantitativa (densimetría).
- ☞ La imagen es proyectiva, lo que dificulta su interpretación en muchos casos.
- ☞ No se puede reducir la dosis de radiación al paciente, en parte porque el detector es menos sensible y sobre todo porque no se elimina la repetición de exploraciones gracias a que no existe un ordenador capaz de recuperar información válida cuando las condiciones de realización no hayan sido las correctas.
- ☞ No facilita mucho la gestión de información, al no utilizar medios informáticos para almacenar las imágenes y no permitiendo su transmisión electrónica a cualquier punto del hospital donde exista una estación de visualización.

2. Buscar 3 EQUIPOS DE TOMOGRAFIA comerciales y:

- 2.1 Especificaciones técnicas
- 2.2 Principales aplicaciones
- 2.3 Costo FOB

Toshiba Xpress/GX : Tomógrafo



- ☞ Computado Helicoidal (espiralado), de Alta Resolución con Imágenes de excelente calidad.
- ☞ Cubre una región anatómica completa en pocos segundos, con la versatilidad del modo helicoidal en sus variantes simple y múltiple, multidireccional, zoom, oblicuo y la combinación de todas estas opciones.
- ☞ El mismo es de diseño compacto y ergonómico que se adapta a todo tipo de pacientes, incluyendo aquellos de hasta 150 kg.

La **TOMOGRAFÍA COMPUTADA HELICOIDAL** se ha constituido en el método de diagnóstico elegido en la actualidad para definir con precisión las situaciones médicas complejas, y obtener toda la información necesaria para determinar la terapéutica apropiada, incluyendo la planificación quirúrgica y la extensión de los procesos mórbidos.

Son múltiples las ventajas de la **TOMOGRAFÍA COMPUTADA HELICOIDAL (espiralada)** en comparación con el examen tomográfico convencional:

1) Extraordinaria velocidad, que permita cubrir extensas regiones anatómicas en tiempos reducidos (segundos), aún en pacientes que no cooperan, evitando numerosas anestias generales, fundamentalmente en los niños.

2) Capacidad de "capturar" el contraste durante el pico de opacificación, permitiendo obtener excelentes imágenes en ANGIOGRAFÍAS COMPUTADAS (carotídeas, renales, etc.).

3) Obtención volumétrica de datos, que agrega a las imágenes axiales convencionales las RECONSTRUCCIONES TRIDIMENSIONALES (3D), de primordial importancia para planificar cirugías.

4) Posibilidad de lograr VISIÓN ENDOSCÓPOCA NO INVASIVA (endoscopía virtual) en órganos huecos como el colon, traquea, vejiga, etc.

5) Potenciación diagnóstica en los exámenes abdominales con bomba inyectora, que posibilita la realización de la T.A.C. ABDOMINAL ESPIRALADA BIFÁSICA (arterial/venosa), indicada en la determinación de las lesiones nodulares de los órganos sólidos del abdomen (hígado, riñón y páncreas), ya que las lesiones hipervascularizadas se determinan con más facilidad en la fase arterial, mientras que las hipovascularizadas se detectan mejor en la fase venosa, donde el parénquima normal circundante tiene alta tinción. Todas estas ventajas aumentan de manera notable la precisión en el método diagnóstico y permiten detectar las lesiones más pequeñas.

TOMÓGRAFO AXIAL COMPUTADO HELICOIDAL

Marca **TOSHIBA**, modelo **X VISION / GX**,

Integrado por garganta de exploración (**GANTRY**), mesa/camilla paciente, consola, transformador de sistema y dos tubos de Rayos X. Además, va acompañado de una estación de trabajo (Whorth Station) marca SILICOM GRAPHICS.

FUNCIONES:

☞ Tubo de Rayos X con rotación 360°

☞ Reconstrucción de Imágenes en 6 seg.

☞ SCAN TIME 1 seg.

☞ Número Máximo de SCAN Programables 100

☞ Reconstrucciones de Imágenes totales y parciales

- ☞ SCAN Dinámico Multis Slice en 8 posiciones
- ☞ Tomografía computada helicoidal de cuerpo entero con post-procesamiento de volumen 3 D. MPR. MIP.
- ☞ Equipado con bomba de inyección de sustancia de contraste.

MODULOS:

- ☞ Traumatología y Ortopedia: huesos, articulaciones y columna vertebral.
- ☞ Vascular - Angio TCH: de encéfalo, cuello y vasos de cuerpo en general.
- ☞ Torax: Incluye TCH de alta resolución, de parénquima pulmonar,
- ☞ Endoscopía virtual (laringe, tráquea y bronquios)
- ☞ Abdomen General y Uritomografía: Con estudios de endoscopía alta y baja.
- ☞ Dental Scan
- ☞ Función Biopsia guiada bajo pantalla

LightSpeed ¹⁶



*16 cortes por rotación
Basado en el paciente
Aplicaciones en tiempo real*

Cuando lo invisible se vuelve visible

LightSpeed ¹⁶ es el único escáner actual que ofrece adquisición simultánea de cortes de 16 x 0,625 mm en un tiempo mínimo, para diagnósticos y para exámenes preoperatorios y postoperatorios. Gracias al compromiso de continuidad de GE, puede actualizar LightSpeed Plus a LightSpeed Ultra y 16, si es necesario.

Adquisición	Tubo
Detector de matriz II HiLight	Performix
>21.888 celdas de detector de alta densidad	Marco de cerámica metalizada
	Capacidad de almacenamiento térmico: 6,3 MHU

Reconstrucción de la imagen	Geometría compacta
Algoritmos de cortes múltiples exclusivos	
Tiempo de reconstrucción: 0,5 seg	

Detector de matriz HiLight



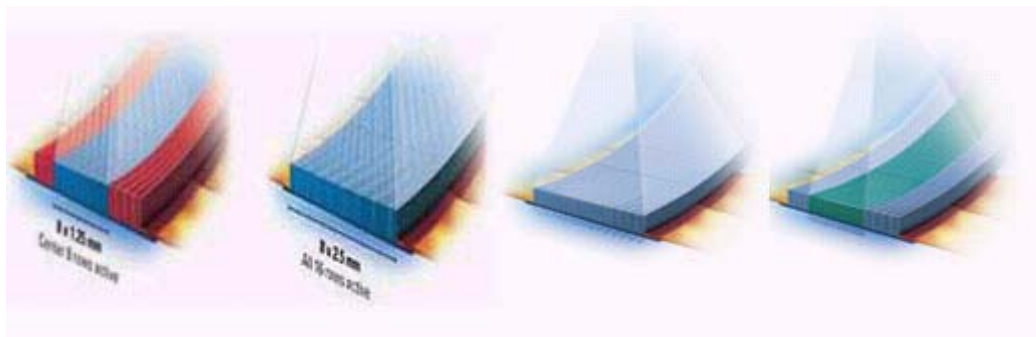
El detector de matriz actual incorpora tecnología vanguardista en detectores para una adquisición de imágenes 3D óptima, ofreciendo imágenes de alta resolución (espesor de corte reducido a 0,625 mm) y cobertura amplia.

Basado en la tecnología de cerámica policristalina que ofrece una eficacia de absorción del 99%, el detector de matriz HiLight garantiza una respuesta de rendimiento alta en condiciones de señal baja, como las que se producen al usar protocolos de dosis baja en regiones del paciente de atenuación alta.

El detector de matriz HiLight está formado por 16 filas con más de 900 celdas por fila para sistemas de 4 y 8 cortes. Cada celda tiene unas dimensiones de 1 mm x 1,25 mm, y con LightSpeed¹⁶, ofrecemos 16 filas de 0,625 mm. El espesor de la imagen se selecciona al cambiar la colimación, la configuración del detector y el algoritmo de reconstrucción. Mientras que el haz de rayos X se colima desde las dos filas centrales a las 16 filas del detector, el sistema de adquisición de datos selecciona los elementos que se vayan a adquirir con una tecnología de conmutación exclusiva.

Detectores:

Detector de matriz LightSpeed¹⁶



- 16 x 0,625 mm - 35 mm cobertura máxima por segundo
- 16 x 1,25 mm - 70 mm cobertura máxima por segundo
- 8 x 2,5 mm - 33,5 mm cobertura máxima por segundo
- 8 x 1,25 mm - 67 mm cobertura máxima por segundo

Mesa y estativo LightSpeed



Características estándar

- Inicio en la sala
- Inclínación remota del estativo
- Luces de respiración
- Fijaciones ergonómicas

Énfasis en la asistencia al paciente, no en la técnica

Una sencilla luz de respiración ayuda al ***paciente a seguir las instrucciones*** y permite que el equipo se concentre más en el paciente y menos en la técnica.

Inicio en la sala

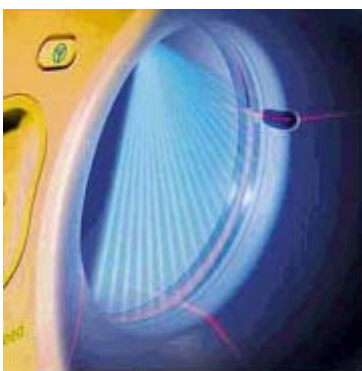
Diseñado para ***su uso por parte de un único especialista***, le concede tiempo para que dé instrucciones finales o se ocupe de las fijaciones. Por ejemplo, puede empezar por inyectar el contraste IV y configurar el retraso de exploración desde el estativo.

Posee las ventajas siguientes:

Permite que el especialista palpe la zona en la que inyectará el contraste y salga de la sala sin prisa. Con ello, ***se mejora la comunicación con el paciente, a la par que la productividad.***

Exámenes cómodos y sin contratiempos tanto para el paciente, como para el equipo.

Equilibrio de la dosis



Programa de optimización de la dosis
Menos radiación
Mejores imágenes

Hay una serie de factores que influyen en la dosis de radiación y la calidad de imagen en un examen de CT específico. Algunos de estos factores están incorporados al sistema de CT, y el usuario puede seleccionar otros, no con objeto de alcanzar una dosis de radiación determinada, sino de obtener un conjunto de imágenes de utilidad diagnóstica.

Con la **función Optidose** (programa de optimización de dosis) en la línea LightSpeed y HiSpeed QX/i, puede intentar obtener una optimización de dosis eficaz.

3. Diferentes tipos de detectores empleados en Tomografía Computarizada.

DETECTORES BASADOS EN LA IONIZACIÓN DE GASES

Consisten en una cámara cilíndrica de material aislante que actúa como cátodo y un colector que actúa como ánodo. Se rellena de un gas noble. Sobre el ánodo y el cátodo se aplica una diferencia de potencial y se mide la partícula o radiación en la cámara al ionizarse el gas. Los iones positivos irán al ánodo y los negativos al cátodo.

Características:

- Discriminan energías
- La respuesta es distinta según la tensión. Discrimina energías negativas
- Cualquier partícula da la misma respuesta.
- Miden la radiactividad de la contaminación ambiental, pero no para estudios de función α tiene dos protones y dos neutrones.
- Tiene el mayor poder de ionización, luego β y γ .

- 1- Al aumentar el voltaje aumenta la corriente. Es proporcional.
- 2- Al Aumentar más el voltaje, La fuerza de atracción de los iones es tal que recoge todos los iones producidos independientemente del volumen. Evita la recombinación de iones. Trabajan los detectores de ionización. (Cámaras de ionización 30-50 voltios).
- 3- Aumenta el voltaje. La fuerza de atracción de electrones aumenta Adquieren más velocidad y en su camino producen ionizaciones secundarias al chocar con otros átomos del gas. Según el voltaje hay más o menos fuerza. (Contadores proporcionales).

- 4- Tienen a unirse. Se igualan las 3 radiaciones. Hay un factor de multiplicación: número de pares de iones secundarios que se producen.
- 5- Dan la misma respuesta. El voltaje es tan grande que las respuestas de las tres radiaciones es igual (1000-1200 V). El factor de multiplicación es 10^{10} . Se amplifica mucho la respuesta. Trabajan aquí los GEIGER.
- 6- Tienen tal velocidad que chocan contra paredes del cátodo y rompen el detector.

DETECTORES DE CENTELLEO

Son los más utilizados. ¿Ciertas sustancias sólidas o líquidas al invadir? Una radiación sobre ellos excita a los electrones de la capa inferior a la capa superior. Al volver a la capa inferior suelta la energía en forma de luz que puede transformarse en impulso eléctrico.

- El más sencillo es el cristal de centelleo único con colimador. Da unos números; cuenta radiactividad después de introducir un producto con radiactividad en el órgano a medir.
- Dos o más detectores. Dan conteo y pueden detectar la variación de la actividad en el órgano a analizar. Ej. Función renal. Se hacen estudios funcionales. Se hace una curva actividad – tiempo.

Antes el detector de orificios múltiples era fijo. Ahora el detector se mueve en dirección x-y, y-x y vuelve. Se desplaza un punto y da una imagen. El detector se llama gammagrafo móvil. La desventaja es que es muy lento, para que recorra un órgano, por ejemplo, el hígado, tarda 20-30 minutos.

Actualmente los detectores estacionarios son de gran tamaño (40-50 cm). Se ve el órgano de una sola vez. Se tarda ahora 1-1,5 minutos. Tiene muchos fotomultiplicadores para el cristal que es muy grande.

Sustancias:

- Laboratorio: líquidas. Terpenos
- Medio nuclear: sólidas. Yoduro de sodio activado con talio:
 - Es luminiscente
 - El yodo tiene un número atómico alto (53) con mucha posibilidad de que las partículas choquen; es altamente excitable.
 - Alta densidad; mayor probabilidad de choque
 - Activado con talio: impurezas con número atómico de 82. No produce luminiscencia pero al sacar electrones pueden excitar electrones del yodo. Es una fuente interna de ionización.

- La luz es capaz de atravesar el cristal transparente para su propia luz. Es capaz de transmitir la luz que produce.

Desventajas:

- Caro, "muy mucho".
- Es hidrocópico. En contacto con medio ambiente capta agua, amarillea y no transmite su propia luz.
- Es frágil. Deben envolverse en sustancia que les proteja.

Una vez producida la luz debe medirse. Es proporcional a la radiación que entra: a mayor radiación mayor excitación y más luminiscencia. La luz se recoge sobre fotocátodo luminosos.

Hay un fotomultiplicador unido al detector que amplifica esa luz: transforma impulsos luminosos en impulsos eléctricos. El fotocátodo tiene una sustancia con peso molecular alto. La luz arranca electrones. Se tienen una serie de electrones contrapareados (10-12) donde se aplica diferencia de potencial para que los electrones que produzcan ionizaciones secundarias se multipliquen. Se amplifica la señal eléctrica para poderse medir. Se recoge por el ánodo. La amplificación es de 10^9 - 10^{12} según el número de electrodos. La respuesta es proporcional a la energía de la radiación.

Son sistemas de cristales con distintos tamaños. Según como estén colocados la respuesta es distinta. Si se detectan lejos del paciente disminuye la radiación de modo que las medidas se hacen lo más cerca posible (inverso al cuadrado de la distancia).

- In vitro se coloca la muestra sobre el detector. Se detecta la mitad. Da más diámetro y menos grosor.
- In vivo poco diámetro y gran grosor.
- ideal: en muestras líquidas se introduce.

Se puede modificar la trayectoria de la luz. Las de radiación γ no se pueden modificar. Se hace por absorción o dispersión por los colimadores. Están constituidos por plomo. También están los cristales de centelleo. El colimador se coloca delante del cristal para eliminar la radiación que no interese y modificar la dirección de la radiación.

Colimador de un orificio:

- Campo plano. a determinadas alturas la radiactividad es igual en cada plano. Ve todo el órgano en su conjunto en órganos relativamente grandes. El campo de visión depende de:
 - El ángulo sólido. Según se abre o se cierra se abre o se cierra el campo de visión.

- La distancia.
- La altura a la que se coloca el colimador.
- Tamaño del órgano.

La máxima actividad se da cuando está pegado. Al aumentar el tamaño del órgano debe aumentar la altura a la que se pone el aparato.

- De paredes paralelas. Para ver partes pequeñas del órgano, como un nódulo en el tiroides. Distinguen zonas con distinta actividad dentro del órgano (mayor resolución). Se usan en estudios funcionales pero tienen poco uso.

Colimadores con orificios múltiples: Se tiene corte de detector de gran tamaño (gamma cámara). Hay una placa de plomo con múltiples canales.

- De orificios paralelos. Sólo entra la radiación perpendicular al cristal. Elimina el resto de la radiación. El tamaño de la imagen es igual al del órgano. Debe utilizarse lo más próximo a la fuente de radiación. La sensibilidad es menor. Si se separa pueden entrar las radiaciones de un solo punto por dos entradas, o más al aumentar la distancia. Disminuye la resolución de modo que se detecta con menor nitidez. La sensibilidad no varía demasiado.
- Divergentes. Cuando el tamaño de la imagen es menor que el tamaño del colimador. Aumenta el ángulo sólido y disminuye el tamaño de la imagen sobre el cristal.
- Convergente. Para órganos pequeños. Con cristales grandes. Interesa que el órgano de imágenes mayores.
- Pinhole. De agujero único. Se basa en el principio de la cámara fotográfica. La imagen es invertida. El tamaño depende de la distancia: si la distancia a colimador es igual a la del orificio del colimador al paciente el tamaño. Al acercar el colimador al objeto aumenta el tamaño. Se usa para objetos muy pequeños.

Cristales de escintilación: cámaras de ionización de gas Xenón.

Los detectores de Xenón sólo se usan en los equipos de rotación - rotación (3ª generación), aunque éstos también pueden llevar de escintilación. Los de 4ª generación (rotación - fijos) deben llevar de escintilación.

4. Generaciones de Tomógrafos que han existido hasta la fecha

En la primera generación de escaners, cada proyección se crea cuando una fuente de rayos X dirige un rayo X al objeto y se recibe su energía en el detector del otro lado del objeto, véase la figura 3. El detector crea un brillo que es proporcional a la absorción del material en el objeto a lo largo de la línea entre el detector y su fuente.

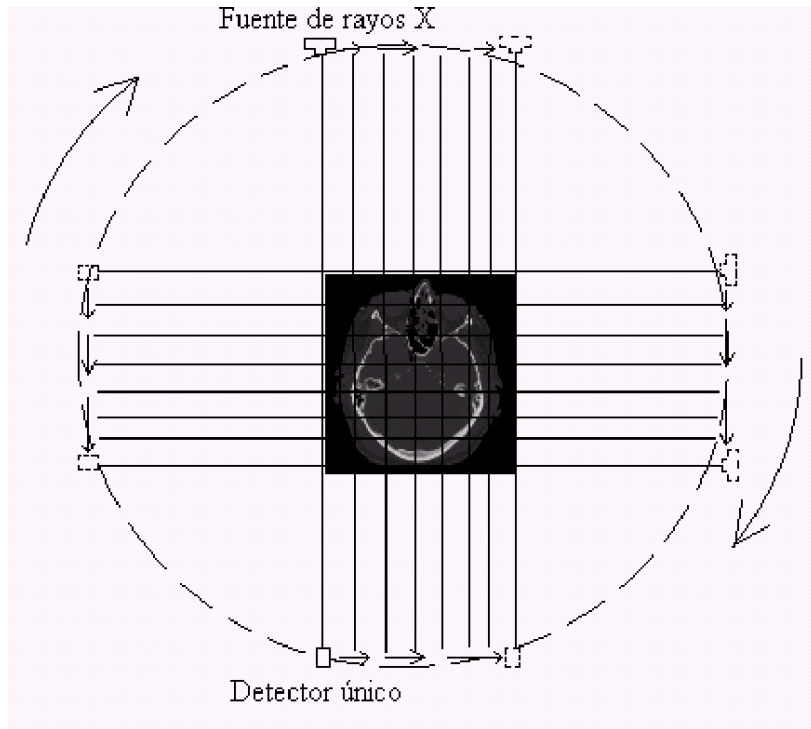


Figura 3. 1ª generación escáner TC (Rayos paralelos, movimiento - giro).

La fuente y el detector de rayos X son parte de una estructura circular que rodea al objeto en el plano de la sección transversal deseada. Después de la adquisición de la primera imagen de proyección, se gira ligeramente (1°) la estructura alrededor del objeto y se adquiere otra imagen de proyección. Este proceso se realiza 180° alrededor del objeto. Así, se han adquirido 180 imágenes.

Mientras que cada imagen de proyección tiene poco valor por sí misma, cuando se combinan se obtiene la imagen del corte transversal. El proceso rota sólo 180° alrededor del objeto, y no 360° . Dadas las propiedades sintéticas del sistema, la proyección tomada en 0° es idéntica a la tomada en 180° , justo invertida. Las adquisiciones entre 180° y 360° únicamente imitarían a las adquiridas entre 0° y 180° , no aportando nueva información.

La primera generación de escaners utiliza fuentes y detectores paralelos para crear imágenes de proyección. En las que el tiempo

necesario para tomar una imagen varía entre 4.5 minutos y 5.5 minutos.

La segunda generación de escaners, rayos en abanico, se basa en el principio de la primera, mover - girar, con algunas diferencias. La proyección de rayos en abanico utiliza una fuente de rayos X única para iluminar una línea de detectores (mayor número que en el caso anterior), como se muestra en la figura 4. Los rayos son divergentes en lugar de ser paralelos.

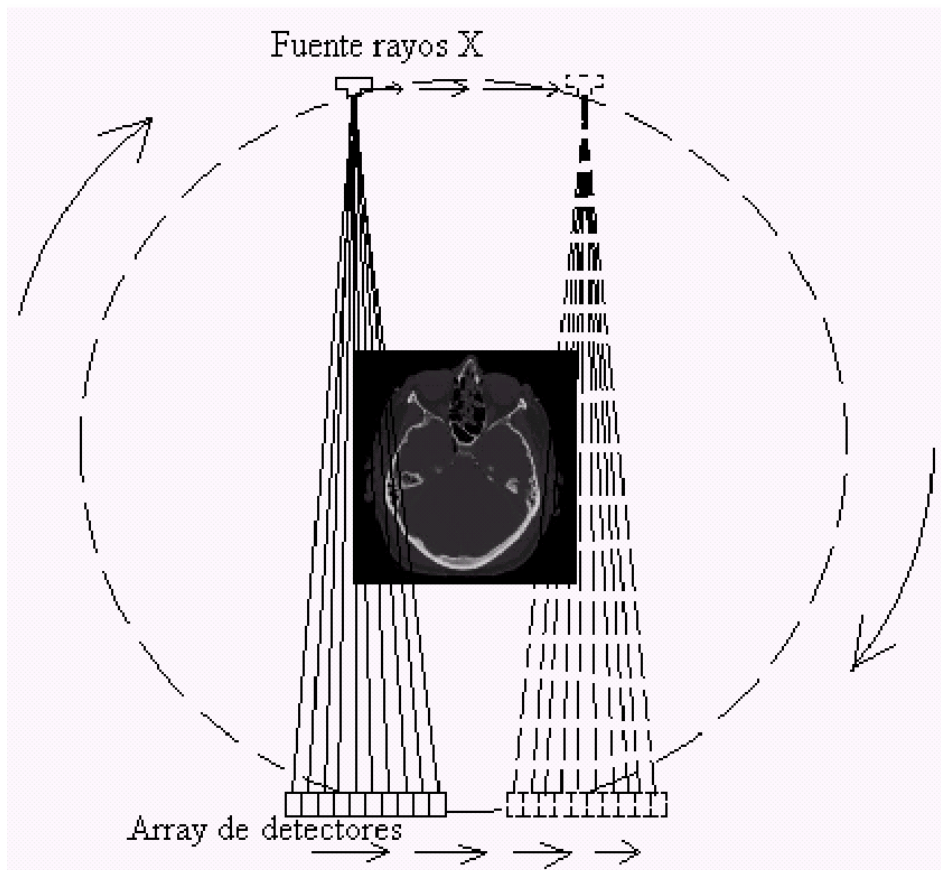


Figura 4. 2ª generación escáner TC producen al mismo tiempo (como en la tercera (Rayos en abanico, movimiento - giro).

El funcionamiento es el siguiente, en primer lugar, se lanzan los rayos, se gira el tubo de rayos X y el conjunto de detectores con un incremento grande (con respecto a los escaners de la primera generación). El proceso se repite para cubrir 180°. Los incrementos en los giros y el mayor número de detectores hacen que el tiempo de escaneo varíe entre 20 segundos y 3.5 minutos. En general, el tiempo es inversamente proporcional al número de detectores.

La tercera generación de escaners se basa en el uso de una geometría de rayos en abanico, que gira continuamente alrededor del paciente 360°.

Los detectores ahora no forman una línea recta, sino que siguen una trayectoria curva, y forman un arco de 30° a 40° con el tubo de rayos X.

Cuando el tubo de rayos X y los detectores giran, se toman las imágenes de proyecciones. Se toma una vista por cada punto fijo del tubo y cada detector. Véase la figura 5. En este caso se toman imágenes de los 360°, no de 180° como en los casos anteriores. La toma de datos en esta generación es más rápida que la de las generaciones anteriores, generalmente unos pocos segundos.

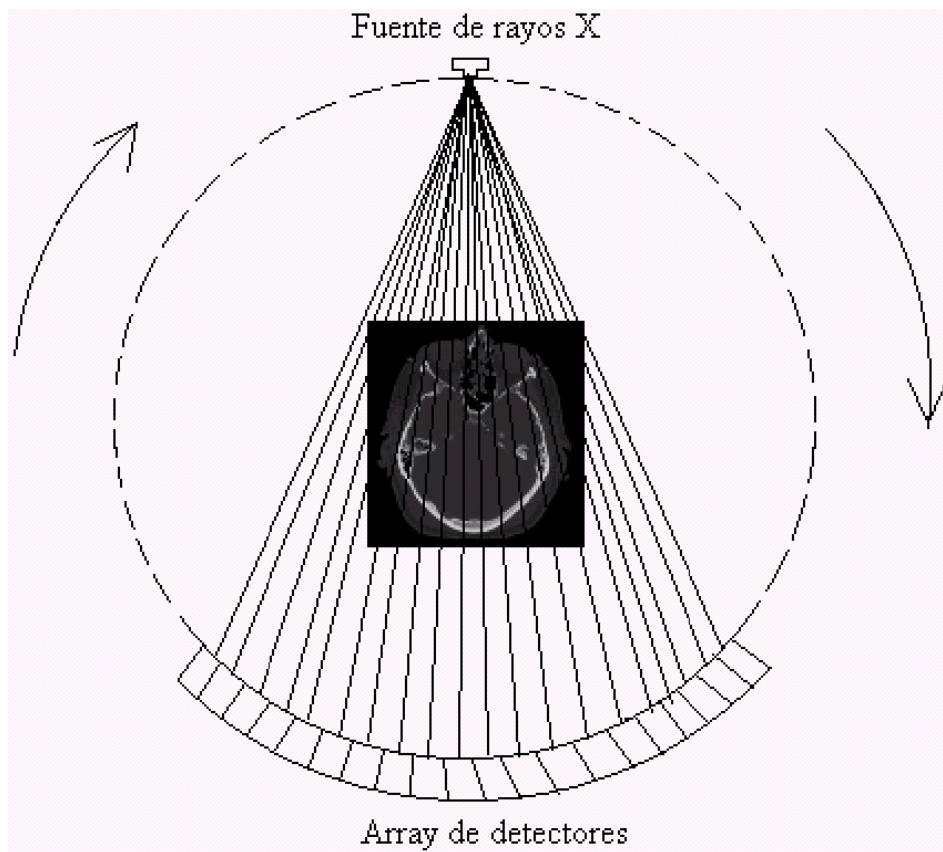


Figura 5. 3ª generación escáner TC (Rayos en abanico, sólo giro).

La cuarta generación de escaners, tiene dos tipos de geometría, un tubo o fuente de rayos en abanico con un número de detectores fijo dispuestos en forma de anillo, y un tubo de rayos fuera del anillo de detectores. Tipos que pasamos a comentar:

En la primera geometría, el tubo de rayos X está fijo en una posición. Los rayos describen un gran abanico. El tubo se mueve de punto a punto en el círculo, los rayos chocan con un detector de punto a

punto. Los rayos no se producen al mismo tiempo (como en la tercera generación), sino secuencialmente, cuando el tubo se mueve de punto a punto durante su recorrido circular. Los tiempos de escaneo son muy cortos y varían entre escaners, dependiendo del fabricante. El camino seguido por el tubo de rayos X es circular. Véase la figura 6.

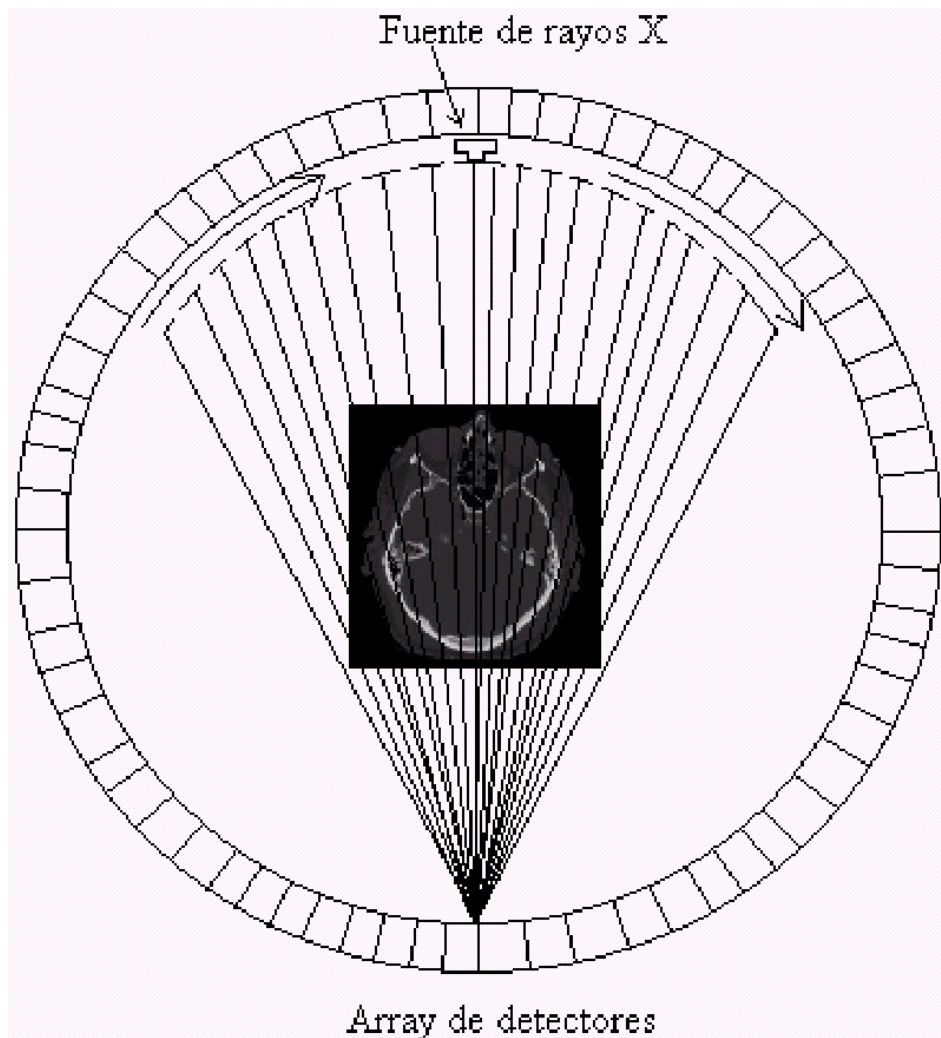


Figura 6. 4ª generación escáner TC (Rayos en abanico, detector circular).

En la segunda geometría, el tubo de rayos X gira fuera del anillo. Cuando gira, el anillo se inclina de forma que el rayo choque con un arreglo de detectores situado lo más alejado posible del tubo de rayos X, mientras que los detectores más cercanos al tubo están fuera del alcance de los rayos. Véase la figura 7.

Los escaners de primera y segunda generación están obsoletos y actualmente no están disponibles comercialmente.

Cada vez los clínicos precisan mayor resolución en las imágenes y menor tiempo en su obtención. Esto hace que día a día los productores de escaners mejoren sus productos y ofrezcan mayores prestaciones.

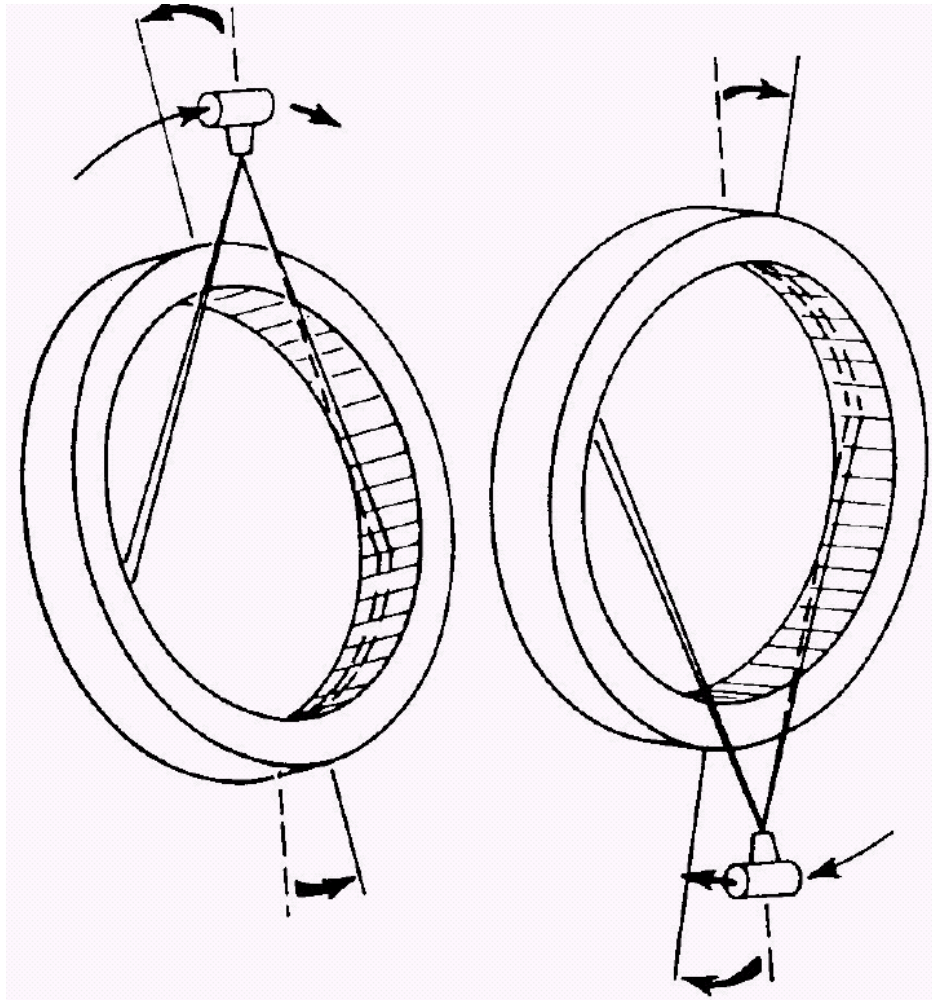
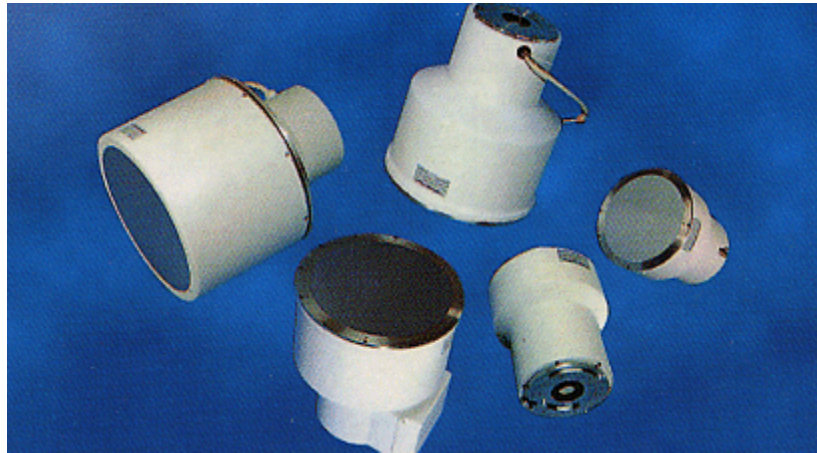


Figura 7. Fuente de rayos X fuera del anillo.

5. PRINCIPIO DE LAS PLACAS RADIOGRÁFICAS CONVENCIONALES

La placa Radiográfica tiene una emulsión de plata por ambos lados para disminuir la dosis de RX porque se suman las imágenes ópticas. El *Chasis* es el lugar donde se meten las placas. La imagen final no se produce directamente por los RX. Estos, al entrar en el chasis chocan contra una *lámina fluorescente*, dando una luz fluorescente que impresiona la lámina. Se disminuye así la dosis de radiación del paciente unas 10-20 veces menos. Se llaman *pantallas intensificadoras*.

6. Principio de los intensificadores de Imagen.



TUBO INTENSIFICADOR:

Es un dispositivo electrónico de unos 50 cm de largo que recibe el haz de radiación remanente y lo transforma en luz visible e intensifica esta imagen.

Entre el fotocátodo y el ánodo se mantiene una diferencia de potencial de 25.000 V para que los electrones emitidos por el fotocátodo se aceleren en dirección al ánodo.

Principio de funcionamiento de cada una de las partes que lo constituyen

TUBO DE VIDRIO: Proporciona dureza y se le hace el vacío.

CARCASA METÁLICA: Lo protege ante posibles roturas.

ELEMENTO FOSFORESCENTE DE ENTRADA: Formado de Yoduro de cesio. Es donde chocan los Rayos X y se convierten en fotones de luz visible (igual que las pantallas intensificadoras).

FOTOCÁTODO: Está pegado al elemento fosforescente de entrada. Es una capa metálica, normalmente de cesio y de antimonio los cuales al recibir la luz la transforman en electrones. Esto se denomina fotoemisión

El número de electrones emitidos por el fotocátodo es directamente proporcional a la cantidad de luz que incide en él. Por lo tanto, el número de electrones es proporcional a la cantidad de rayos X incidentes.

ELEMENTO FOSFORESCENTE DE SALIDA: Formada de por cristales de sulfuro Cadmio y Cinc. Al chocar los electrones es el que produce la luz. Si queremos que esta imagen de luz sea precisa, los electrones deben de seguir un camino determinado desde el fotocátodo hasta el elemento fosforescente de salida.

Cada fotoelectrón que llega al elemento fosforescente de salida produce al chocar con él, unas 75 veces más fotones de luz de los que fueron necesarios para crearlo. El cociente entre el número de fotones de luz que se produce en el elemento fosforescente de salida y el número de fotoelectrones que se producen en el elemento fosforescente de entrada se denomina: **Ganancia de flujo**

LENTES ELECTROSTÁTICAS: Están en toda la longitud del tubo intensificador de imagen para que los electrones emitidos por la superficie del tubo intensificador sean enfocados igual que los rayos de luz

Los electrones llegan al elemento fosforescente de salida con energía cinética alta y contienen la imagen del elemento fosforescente de entrada en forma reducida. Unos 3 cm de diámetro

GANANCIA DE BRILLO:

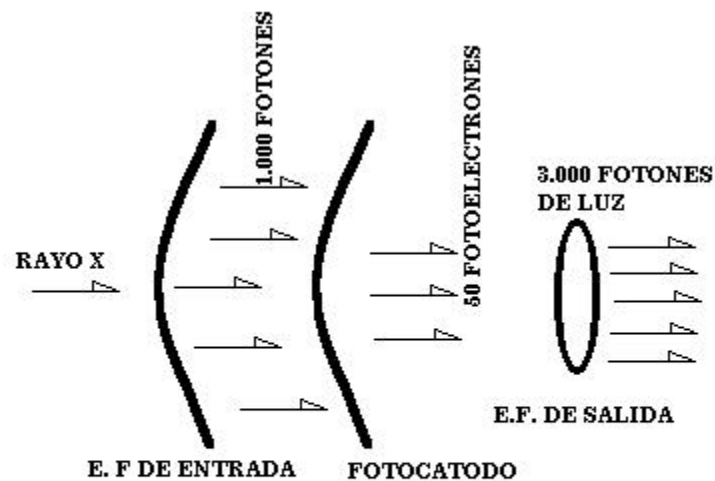
El aumento de iluminación de la imagen se debe al incremento de fotones de luz producidos en el elemento fosforescente de salida, comparado con el número de fotoelectrones del elemento

fosforescente de entrada, y a la reducción de la imagen entre el elemento fosforescente de entrada y el de salida. La capacidad del tubo intensificador para aumentar el brillo se llama **ganancia de brillo** y es el producto de la **ganancia de reducción** por la **ganancia de flujo**.

$$\text{ganancia de brillo} = \text{ganancia de reducción} * \text{ganancia de flujo}$$

GANANCIA DE REDUCCION:

Es el cociente entre el cuadrado del diámetro del elemento fosforescente de entrada y el cuadrado del diámetro del elemento fosforescente de salida. El tamaño del elemento fosforescente de salida es bastante estándar y varía entre 2.5 y 5 cm. El tamaño del elemento fosforescente de entrada oscila entre 10 y 35 cm y se utiliza para identificar los tubos intensificadores de imagen.



7. Principio de las Imágenes Polaroid.



Bibliografía

MOMPIN, Jose. Introducción a la Bioingeniería. Editorial. Marcombo. Serie Mundo Electrónico.

Katz, Douglas. Secretos de la Radiología. Editorial McGraw-Hill.

www.santafe.gov.ar/msyma/tomog.htm

www.investigacionesmedicas.com/serv_tomografia_computada.asp

<http://www.drcisneros.com/html/tomografia.html>

http://itzamna.uam.mx/vera/IMIV/tac/index_archivos/v3_document.htm

http://www.google.com.co/search?q=cache:9RjrO_P15n4J:https://dac.escet.urjc.es/personal/jahernandez/charla_V_46_65.pdf+tipos+de+detectores+tac&hl=es&ie=UTF-8

<http://www.smf.mx/boletin/Oct-95/ray-med.html>

<http://www.bioingenieros.com/bio-maquinas/tomografia/index.htm?generaciones.htm&1>
http://www.medspain.com/ant/n11_abr00/intensificador.htm

http://www.datex-ohmeda.es/aula-bioingenieria/numero5/Tecnologia_Llorente.htm
http://www.med.umich.edu/1libr/aha/aha_ct_spa.htm
<http://ciberhabitat.com/hospital/tac/origenes.htm>
<http://www.lafacu.com/apuntes/medicina/radio/default.htm>