

EQUIPOS DE TOMOGRAFIA COMPUTERIZADA (TAC) (Antonia de la Cerda Romero)

0. INTRODUCCIÓN

Los escáneres en general usan en su diseño distintos elementos, que han ido evolucionando a lo largo del tiempo. Los elementos que más han evolucionado son:

- El gantry, ha aumentado su tamaño.
- El tubo de RX, ha aumentado su tamaño y potencia.
- Los detectores, han aumentado en número, eficacia y rendimiento.
- El ordenador, ha aumentado su potencia, lo cual de más posibilidades de mejorar sus tareas.
- Almacén de información, se ha aumentado la capacidad de almacenaje.

1. ELEMENTOS QUE FORMAN LA UNIDAD DE TAC

Los elementos o sistemas que forman la unidad TAC podemos sintetizarlos en tres grandes sistemas, que a su vez poseerán otros elementos o subsistemas y son los siguientes:

1. Sistema de recogida de datos: Gantry
2. Sistema de procesamiento de datos y de reconstrucción de la imagen: el ordenador
3. Sistema de visualización y archivo: la consola de control

1.1. Sistema de recolección de datos: Grúa o Gantry

El sistema de recogida de datos, también llamado conjunto-grúa, está compuesto por el generador de alta tensión, el tubo de rayos X, los detectores, los sistemas de adquisición de datos (DAS), los colimadores y por todas las partes mecánicas necesaria para que funcionen los elementos anteriores.

Se llama gantry al cuerpo vertical de la unidad que presenta un orificio central, en el que se introduce la camilla de exploración con el enfermo, con aproximadamente 70cm de ancho.

El gantry está constituido por un conjunto de elementos controlados desde la consola del operador y que en el transcurso de la prueba transmite datos para el análisis y producción de la imagen TC.

Otros nombres que también recibe el gantry son: carcasa, garganta y estativo. Interiormente el Gantry tiene un anillo giratorio que contiene el tubo de rayos X y los detectores para la producción y detección de la radiación.

El Gantry posee una serie de controles con los que se realiza el centraje y posicionamiento del paciente y otros para angular el conjunto tubo-detectores, de tal forma que el Gantry se puede inclinar, para adaptarse a la angulación de la parte corporal bajo estudio. El eje vertical del gantry puede inclinarse $\pm 30^\circ$, para adoptar diversas incidencias sobre el enfermo, según la exploración que ha de realizarse. Ciertas regiones anatómicas, como la cabeza y la columna, requieren muchas veces inclinación de la carcasa para obtener una imagen transversal exacta. Si la inclinación es hacia delante hablamos de inclinación cefálica de -30° como máximo. Si la parte superior del gantry se inclina hacia detrás es la angulación caudal que será de hasta $+30^\circ$.

Con el fin de colocar al paciente se conecta una luz en el gantry para indicar la zona del cuerpo barrida; esa luz se utiliza no sólo para la localización de los cortes individuales, sino también con el fin de colocar al paciente para realizar el estudio de una región corporal completa, por ejemplo, el tórax o el abdomen, para ello, el técnico emplea puntos de referencia externos, como la escotadura yugular, la apófisis xifoides o la sínfisis púbica.

El gantry es una de las partes más importantes del equipo y se encuentra en la sala de exploración. Contiene los siguientes elementos:

- a) Tubo de rayos X
- b) La matriz de detectores
- c) El generador de alta tensión
- d) Sistema de adquisición de datos (DAS)
- e) Los colimadores
- f) Elementos mecánicos

Todos estos subsistemas se controlan desde la consola y envían datos al ordenador para analizar y generar la imagen.

1.1.1. Tubo de rayos X

El tubo de rayos X es el dispositivo técnico capaz de producir la radiación ionizante mediante una fuente artificial de alimentación de tipo eléctrico.

Los tubos de RX de los equipos de TC son muy similares a los tubos de radiología convencional, aunque poseen condiciones especiales que han ido variando técnicamente en el tiempo (generaciones)

❖ Elementos del tubo de rayos X

Los rayos X se originan al colisionar electrones acelerados (con mucha energía cinética) con la materia. Para ello, el tubo de rayos X está formado por los siguientes elementos básicos:

- Una fente de electrones: filamento, que se encuentra en el cátodo.

- Un lugar de choque: blanco, o zona metálica donde se produce la interacción de los electrones, que se localiza en el ánodo. El ánodo es de tipo giratorio, con un punto focal pequeño y un sistema potente de disipación del calor (refrigeración)

Estos componentes del tubo se encuentran dentro de una envoltura de cristal, que es una especie de ampolla de vidrio. Es relativamente grande, de 30 a 50 cm de longitud y 20 cm diámetro. En la ampolla de vidrio está el vacío para evitar obstáculos que frenen los electrones.

❖ **Requisitos del tubo**

El tubo de rayos X es similar a los empleados en radiología convencional, pero está diseñado para soportar y disipar el exceso de calor generado durante la TC.

El tubo de RX para un equipo de TC debe cumplir una serie de exigencias especiales. Debe ser tan potente como para ser capaz de emitir un haz de radiación de alta energía entre 125-150 Kv. Y además estará construido con los materiales necesarios para que el haz sea monoenergético y que todos los fotones que lo compongan tengan la misma longitud de onda. Este tipo de haz es imprescindible para que la reconstrucción de la imagen sea lo más exacta posible. Por eso el tubo, al igual que el de tubo de la radiología convencional, debe tener filtros de aluminio en la salida del tubo (ventanilla) para así suprimir los fotones de RX de baja energía, dejando pasar solo los fotones más energéticos con una longitud de onda parecida. De todas formas nunca se consigue que el haz sea monoenergético. La mayoría de los tubos empleados en la actualidad proyectan un haz en abanico desde un ánodo giratorio y con un foco muy pequeño.

Aunque algunos equipos trabajan con intensidad de corriente baja (menor de 100mA), la mayoría de los aparatos hoy necesitan una corriente mayor (de casi 1000mA). Debido a esto el ánodo debe tener una alta capacidad calorífica de al menos 500.000 unidades térmicas (el TAC helicoidal hasta dos millones de unidades térmicas o caloríficas) utilizándose por tanto ánodos rotatorios con rotores de alta velocidad (16.000 rpm) El tamaño del foco en TC no suele ser importante en la mayoría de los equipos (ya que la imagen no se forma igual que en la radiología convencional). No obstante los equipos de TC de gran resolución tienen focos muy pequeños.

La alimentación del tubo de rayos se realiza de forma distinta según el tipo de aparatos y así:

- En los equipos de traslación-rotación (1ª y 2ª generación), el generador recibe energía durante la traslación, utilizando corriente de 50 mA
- En los equipos que sólo rotan (sin traslación: 3ª y 4ª generación) se trabaja de dos formas: con un haz de RX continuo o pulsante
 - **Haz de RX continuo**: La intensidad con la que se trabaja va de 100 a 400 mA
 - **Haz de RX pulsátil**: La intensidad va a estar en valores de casi 1000mA. En un equipo de 3ª generación se emiten 300 ó más pulsos durante el movimiento circular necesario para obtener un corte tomográfico, durando cada pulso 2 ó 3 msg)

Los TC que trabajan con radiación pulsante tienen una serie de ventajas:

1. Al obtenerse mayor cantidad de radiación en menor tiempo, disminuye el tiempo de exploración.
2. Se reconstruye la imagen más rápidamente y con el software adecuado esta reconstrucción puede llegar a ser instantánea.
3. Los focos pueden ser más pequeños, ya que no tiene que soportar altas tensiones durante tiempos muy largos y pueden ser refrigerados en los intervalos entre pulsos. Además al ser más pequeños pueden ser colimados más exactamente con lo que el paciente recibe menos dosis de radiación.
4. Se puede recalibrar continuamente el sistema electrónico de emisión y de medición de RX entre los pulsos, con lo que se obtiene un mayor control y un rendimiento máximo de la emisión de RX.

Matriz de detectores

Los detectores miden la energía depositada en ellos después de ser impactados por los fotones de Rx que han atravesado el cuerpo del paciente. Esta energía la transforman en corriente eléctrica que llegará al ordenador y será cuantificada por un sistema electrónico.

Los primeros equipos utilizaban un solo detector y los modernos emplean más de 2.400 detectores. Los detectores pueden ser de tres tipos, según han ido apareciendo cronológicamente en las distintas generaciones:

- ↔ **Detector de Cristal de Centelleo** (primeras generaciones)
- ↔ **Detector de gas o de cámara de ionización** (3ª generación)
- ↔ **Detectores sólidos o detectores semiconductores** (en los equipos de 3ª generación en adelante y en TAC helicoidal)

Los más utilizados han sido los detectores de gas Xenón, hasta llegar al TC helicoidal que incorpora los últimos detectores que son los semiconductores o detectores sólidos.

Características de los detectores

- ♣ **Coste.** La mayoría de los detectores tienen un elevado coste de fabricación, debido a esto los precios de los últimos TC se encarecen por el elevado número de detectores que incorporan. El detector de cristal es más caro que el de gas, debido a los componentes electrónicos que posee, pero tienen una señal eléctrica más fuerte y, por tanto, no hay tanta necesidad de amplificarla posteriormente como ocurre con los de gas.
- ♣ **Eficiencia o eficacia.** Es el rendimiento que posee o capacidad para captar fotones de Rx. Se mide en %. La eficacia del detector para captar fotones debería ser del 100%, es decir, que todo fotón que saliera del tubo de Rx debería ser detectado.

- ♣ **Estabilidad.** Se llama estabilidad a la capacidad del detector para estar ajustado en todos los momentos en que deba medir.
- ♣ **Conformidad.** Es el tiempo que tarda en recibir, transformar y distribuir una señal o información hasta aparecer en el monitor. En la mayoría de los detectores actuales este proceso es casi instantáneo de forma que tras efectuar el corte la imagen aparece inmediatamente en el monitor.

Transformación

Los detectores básicamente pueden transformar los RX que reciben de dos formas diferentes:

1. Transformación en luz: unos detectores convierten primero los RX en ENERGÍA LUMINOSA y luego en ENERGÍA ELÉCTRICA.
2. Transformación en electricidad: otros detectores transforman directamente los RX en CORRIENTE ELÉCTRICA.

Tipos de detectores

1. DETECTORES DE CENTELLEO

Están compuestos por dos partes, la primera es el **crystal de centelleo** y la segunda, el **tubo fotomultiplicador**. En los equipos de TAC más antiguos, el **CRISTAL DE CENTELLEO** era de Yoduro de sodio y luego se sustituyó rápidamente por los de Germanato de Bismuto. Los que se usan en la actualidad son cristales de Yoduro de Cesio, de Tungstato de Calcio y de Wolframato de Calcio ($W O_4 Ca$).

Su funcionamiento es el siguiente: cuando un fotón de RX incide en el cristal, su energía queda absorbida por los electrones de las órbitas de los átomos del cristal y pasan a una capa más externa y más energética. Estos electrones excitados vuelven a su posición inicial emitiendo el exceso de energía que había tomado del fotón de RX en forma de LUZ VISIBLE. Por tanto el cristal de centelleo actúa como un transductor que convierte la energía de los RX incidentes en destellos de luz visible. Lo más importante es que la intensidad del destello es proporcional a la energía de la radiación X que incide en el cristal.

Junto al cristal de centelleo se encuentra íntimamente acoplado el **TUBO FOTOMULTIPLICADOR**, que es un tubo de vacío que presenta en el extremo situado junto al cristal de centelleo el llamado **fotocátodo**, que es una placa metálica recubierta de un metal alcalino que tiene la propiedad de emitir electrones cuando sobre él incide un fotón. Es en resumen un segundo transductor que convierte la energía luminosa en emisión de electrones.

A continuación hay una serie de electrodos llamados **dínodos**, situados de tal forma a lo largo del tubo que cuando llegan electrones originan una emisión de electrones adicionales. Es decir, cuando sobre el primero incide un electrón, este emitirá dos, que inciden en el segundo y emite cuatro y así sucesivamente, de esta forma, el impulso inicial se ve reforzado en intensidad de modo que por cada electrón remitido por el fotocátodo se recogen miles de electrones a la salida del fotomultiplicador. El resultado final es la amplificación de la señal

La parte del tubo fotomultiplicador más alejada del cristal de centelleo es el **fotoánodo** que es una placa metálica, y por ella sale el total de electrones generados.

La amplitud de cada impulso eléctrico medido a la salida del tubo fotomultiplicador sigue siendo proporcional a la energía y al número de electrones iniciales emitidos por el fotocátodo y a su vez estos lo son de la luz visible incidente, que también lo era de la energía de la radiación X incidente en el cristal, existiendo, por tanto, una proporcionalidad entre la energía de la radiación incidente y la amplitud de los impulsos eléctricos de salida, lo que es importante para poder identificar la radiación incidente. Este impulso eléctrico de salida puede ser ampliado electrónicamente y ser conducido al sistema de procesamiento de datos y de reconstrucción de la imagen del TC.

Estos detectores tenían el inconveniente de que eran bastante grandes y cada tubo fotomultiplicador necesitaba una alimentación independiente con un sistema eléctrico de cableado complejo. Por esta razón, en la actualidad han sido sustituidos por los conjuntos de cristal-fotodiodos (más pequeños y económicos que los tubos fotomultiplicadores y de igual eficiencia).

El número de detectores varía de un equipo a otro, pero las cifras habituales son de entre 1 y 8 detectores por centímetro (en los detectores con matriz lineal) o de 1-5 detectores por grado (en los detectores con matriz angular). La concentración de detectores es una característica importante de los equipos de TAC y afecta a la **RESOLUCIÓN ESPACIAL** obtenida.

Eficacia de los detectores de centelleo

Los detectores de centelleo tienen una **eficacia intrínseca** (relacionada con la incidencia de fotones de RX en su cara sensible) muy elevada, el 90% de los rayos X que alcanzan a los detectores son absorbidos y contribuyen a la señal eléctrica de salida, pero tienen el inconveniente de que no es posible colocar los detectores tan próximos entre sí como sería deseable, y el espacio entre detectores puede ocupar el 50% del área total a la que llega el haz de RX. Así la **eficacia extrínseca** relacionada con la colocación de los detectores es del 50%. Por lo tanto, la **eficacia total** (que se calcula multiplicando la eficacia intrínseca por la eficacia extrínseca) es de alrededor del 45%; y esto significa que aproximadamente un 55% de la radiación generada contribuye a elevar la dosis que recibe el paciente sin contribuir a la formación de la imagen, es decir que el 55% de la los RX generados se pierden.

2. DETECTORES DE GAS

Los detectores de gas son dispositivos o receptores de la Rx, en forma de celda o cámara de ionización, que transforma la energía radiante que le llega en una emisión de electrones.

Consisten en una gran cámara metálica con separadores espaciales situados a intervalos de aproximadamente 1mm. Estos separadores llamados **baffles** o paredes son como las tiras de una rejilla y dividen la cámara grande (o cámara mayor) en muchas pequeñas. Cada cámara pequeña será un detector de radiación y cada uno funciona por separado.

El conjunto de detectores está sellado herméticamente y se llena bajo presión

con un gas inerte (gas noble) de número atómico elevado (Xenón ($Z= 54$), o una mezcla de Xenón-Kriptón a una presión de 8-10 atmósferas, que aumenta la eficiencia)

Cada detector de gas funciona como una cámara de ionización, es decir, se trata de una recinto cerrado lleno de gas Xenón, donde se encuentran 2 electrodos entre los cuales se aplica una tensión eléctrica que generalmente es de 1000 voltios. Como el gas que llena el detector es un buen aislante, en condiciones normales no se produce corriente eléctrica entre los dos electrodos. Pero si incide la radiación X sobre el gas, provocará la ionización de éste y cambia la diferencia de potencial inicial que existía entre ambos electrodos

La ionización del gas da lugar a partículas cargadas (e^- y Xe^+) y debido al campo eléctrico existente en la cámara las cargas liberadas de cada signo se pondrán en movimiento hacia el electrodo de signo contrario (los electrones hacia el ánodo y los cationes Xe^+ hacia el cátodo, de esta forma se origina en el detector, corrientes o impulsos eléctricos que pueden ser medidos exteriormente. Esta señal se amplifica y se conduce a los módulos de identificación y registro.

Evidentemente, la intensidad de esa corriente eléctrica es proporcional a la ionización del gas, que a su vez sigue siendo proporcional a la radiación X que incidió en el detector. Por lo tanto, la intensidad de la corriente eléctrica será proporcional a la radiación X que la ha provocado. Los conjuntos de detectores de gas se construyen con densidades de hasta 15 detectores por centímetro o grado.

Eficacia de los detectores de gas

La **eficacia intrínseca** de detección de un conjunto de detectores de este tipo solo es del 50% en su cara sensible, pero como puede reducirse mucho la distancia entre detectores, es muy poco lo que queda sin usar del área frontal del detector, siendo su **eficacia extrínseca** del 90%.

Por lo tanto, la **eficacia total** de detección del conjunto es del 45% igual que la eficacia total de los detectores del centelleo.

Así, a igualdad de las demás características, la dosis de radiación que recibe el paciente es la misma aproximadamente con ambos tipos de detectores.

Los detectores de gas son más económicos que los detectores de centelleo, pero su señal es más débil, con lo que se necesitará mayor ampliación de dicha señal.

3. DETECTORES SEMICONDUCTORES

Son una modificación del detector de centelleo y a igual que ellos, el cristal traduce la energía de los RX en luz visible.

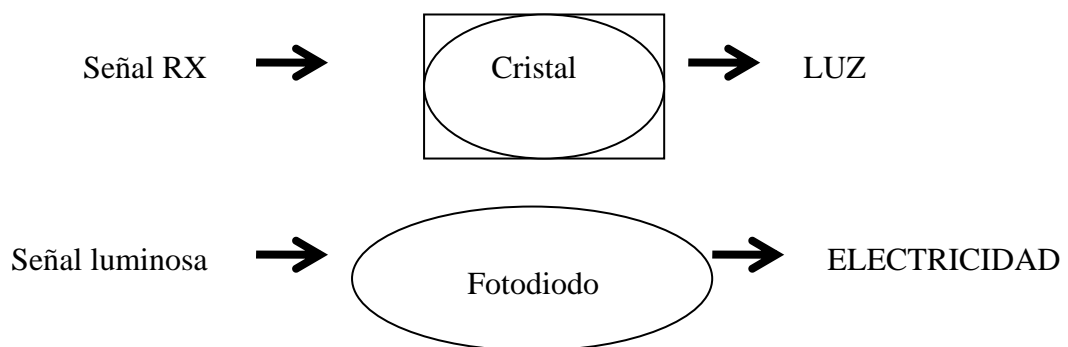
Esta tecnología, varía sólo con el detector de centelleo, en que NO lleva tubo multiplicador, sino un FOTODIODO, cuyas capacidades se fundamenta en la tecnología de los semiconductores de Silicio. Y a todo el conjunto se le denomina detector de semiconductores o de escintilación.

El cristal de centelleo está compuesto de Wolframato de calcio o de Yoduro de Cesio

Los fotodiodos son dispositivos electrónicos que transforman la luz que incide en ellos en corriente eléctrica que fluye en un circuito externo

Cuando los Rayos X chocan con el cristal de centelleo, se emite luz cuya intensidad es directamente proporcional a la energía de los fotones incidentes. Esta luz visible será recogida por los llamados **fotodiodos** (el tubo fotomultiplicador ha sido sustituido por el conjunto de fotodiodos) que traduce la luz visible en una señal eléctrica proporcional a la radiación X que incidió en el cristal.

El fotodiodo se comporta como un generador de corriente, que forma un conjunto con el cristal en forma de pastilla (conjunto cristal-fotodiodo), a la que se le añade un amplificador de la corriente eléctrica.



Las ventajas de estos detectores son:

- Los fotodiodos son más pequeños, lo que hace menos notorio el gantry
- Son más económicos
- Los elementos eléctricos son menos complejos que cuando se emplean tubos fotomultiplicadores.
- No requieren suministro de potencia
- Son muy estable (más que los tubos fotomultiplicadores)
- Su eficacia y eficiencia es muy parecida a la de los detectores de gas

1.1.3. Sistema de adquisición de datos (DAS)

Conforme se completa cada barrido, el *sistema de adquisición de datos (DAS)* convierte las señales procedentes de los detectores en datos digitales y las transmite al ordenador.

Para la reconstrucción de la imagen es necesario que el ordenador reciba múltiples señales después de explorar al paciente en diferentes ángulos.

El ordenador es capaz de integrar la información enviada por el DAS y reconstruir las imágenes de forma casi instantánea.

1.1.4. Generador de alta tensión

Es aquel útil de tipo eléctrico que alimenta al tubo de RX.

En cuanto a sus características técnicas, todos los equipos de TAC son trifásicos, ello permite utilizar tubos de RX con ánodos giratorios de alta velocidad y proporcionan los picos de potencia característicos de los sistemas de RX pulsantes.

Para reducir el tamaño de sus equipos, algunos fabricantes colocan el generador en la grúa e incluso en la rueda giratoria de la grúa, por lo que no es necesario incluir un sistema que enrolle o desenrolle el cable de alimentación.

1.1.5. Colimadores

Son aquellos medios técnicos que se emplean para diafragmar el haz de radiación X. En general, en la TAC es necesario utilizar la colimación por las mismas razones por las que se usa en radiología convencional, que son dos:

- Para disminuir la dosis que recibe el paciente al disminuir el área de tejido irradiado. Con esto controlamos el grosor del corte; es decir, la longitud del voxel. La mayoría de los escáneres actuales realizan cortes de 1 a 10mm.
- Y, para mejorar el contraste de la imagen al disminuir la radiación dispersa.

En radiología convencional existe un único colimador montado en la carcasa del tubo de RX, en el equipo de TAC suele haber 2 colimadores.

- **COLIMADOR PREPACIENTE**

Suele estar colocado en la carcasa del tubo o cerca de ella y sirve para limitar la zona del paciente a la que llega el haz útil. Por lo tanto, determina:

- El grosor del corte, que puede ir desde secciones de 1mm hasta de 10mm
- La dosis que recibe el paciente

Este colimador está formado por varias láminas, para conseguir un haz de RX casi paralelo. Dando a un haz muy fino de grosor y en forma de abanico. Si este colimador está mal ajustado será responsable de la mayor parte de la dosis innecesaria que recibe un paciente durante la exploración de TAC.

- **COLIMADOR PREDETECTOR O POSTPACIENTE**

Se coloca en la matriz de detectores, de tal forma que siempre habrá el mismo número de colimadores que de detectores, ya que cada detector tiene asignado su colimador y su alineamiento debe ser muy preciso para poder obtener una imagen de calidad.

Este colimador restringe el haz de rayos que alcanza al detector, aumentando la nitidez de la imagen. Este colimador reduce la radiación dispersa que incide en el detector y si está correctamente ajustado con el colimador prepaciente ayuda a definir el grosor de la sección examinada.

1.2. Camilla

Es la mesa de exploración donde se posiciona al paciente y que nos permite mediante su movilidad automática realizar los barridos necesarios en cada estudio. Este dispositivo automático está conectado al ordenador y al gantry y está diseñado para *indexarse* (cambiar de posición) después de cada barrido, de acuerdo con el programa utilizado.

En términos generales se podría decir que la camilla es una de las partes más importante del equipo de TAC, posee un cabezal y es móvil. La indexación debe ser exacta y fiable, sobre todo cuando se emplean cortes finos (1 ó 2 mm) a través del área de interés.

Debe estar fabricada con un material de número atómico bajo para que no interfiera en la transmisión del haz de rayos X. Las mesas de TC se fabrican de madera y las más modernas están fabricadas con fibras de carbono, que tiene un número atómico muy pequeño y permite obtener láminas finas y a la vez muy resistentes.

La camilla debe ser cómoda, debe sostener durante un tiempo de exploración más corto o más largo al paciente según el tipo de estudio, impidiendo su movilidad.

Todas las mesas de TC tienen un límite en cuanto al peso máximo del paciente, que varía entre 136 y 272 Kg dependiendo del fabricante. La superación del límite de peso puede causar una indexación inexacta, dañar el motor de la mesa o incluso romper la mesa con riesgo de lesiones serias para el paciente.

La camilla debe moverse mediante un motor suave y preciso que permita colocar al paciente exactamente en la posición deseada. Si la posición no es exacta, se corre el riesgo de irradiar dos veces el mismo tejido (repetición de barridos no necesarios); o incluso perder la exposición de otro (ausencia de barrido). La camilla debe poder colocarse automáticamente para un nuevo corte una vez terminado el anterior, evitando así que el operador tenga que entrar a colocarla al acabar cada barrido. De esta forma se reduce el tiempo de examen de cada paciente. La mayoría pueden ser programadas para moverse hacia dentro o hacia fuera del gantry en función del protocolo del examen y las características del paciente.

Es posible conectar varios dispositivos a la mesa para distintos usos. En los exámenes de cabeza se emplea un dispositivo o soporte especial. El soporte cefálico ayuda a mantener inmóvil la cabeza y, gracias a que se extiende fuera de la mesa, minimiza el artefacto o la atenuación en barridos cerebrales. También se puede emplear con el fin de colocar al paciente para las imágenes coronales directas.

Todas las camillas llevan incorporadas en un sitio visible una regleta de mandos con las siguientes opciones (esta regleta, también está incluida en la consola del médico):

- Luz de centraje
- Movimientos de desplazamiento de la camilla hacia detrás y hacia delante
- Regular los movimientos de angulación del gantry hacia la posición de angulación cefálica (+) y hacia la posición de angulación caudal (-)
- Mecanismos para elevar y descender la mesa. Se consigue así hacerla

- coincidir con el agujero del gantry
- Botón de puesta a cero del nivel de corte. Sirve para tener siempre una perfecta referencia del plano que estamos estudiando y el nivel en que empezamos el topograma o **scout-view**.

1.3. Elementos mecánicos

Los elementos mecánicos son todos aquellos que sirven de soporte de todos los elementos anteriores: cables, mecanismos de arranque y de frenado de los movimientos del bloque tubo-detectores, etc.

1.4. Sistema de procesamiento de los datos y de reconstrucción de la imagen: El Ordenador

El ordenador es el soporte técnico de gran potencia (rapidez) necesario para llevar a cabo las operaciones de procesamiento de datos y de reconstrucción de la imagen de scanner.

Los primeros ordenadores de TC tenían que realizar los procesos de uno en uno, por lo que el tiempo de reconstrucción de las imágenes oscilaba entre 15 segundos y hasta varios minutos, dependiendo del nivel del programa instalado. Las máquinas actuales son capaces de hacer el barrido del paciente, recoger los datos, reconstruir la imagen, archivarla e iniciar el barrido siguiente en alrededor de 2 a 5 segundos.

Para el equipo de TAC, se requiere un ordenador muy potente, ya que dependiendo del formato de la imagen suele ser necesario resolver simultáneamente hasta 30.000 ecuaciones matemáticas. Su precio supone aproximadamente 1/3 del coste del TAC completo.

Los ordenadores antiguos requerían una estancia con unas condiciones ambientales especiales (Temperaturas inferiores a 20º y de humedad inferiores al 30%) El ordenador utilizado está formado por microprocesadores y la memoria primaria. Estos componentes determinan el tiempo que transcurre desde que se termina la adquisición de datos hasta que la imagen aparece en la pantalla, es decir, el "tiempo de reconstrucción de la imagen", que puede oscilar desde 30 segundos a 1 segundo. Esto es importante, ya que la eficacia de una exploración está muy influida por el tiempo de reconstrucción, sobre todo si es un estudio que comprende muchas secciones. En los equipos modernos el cálculo de los datos para la reconstrucción de la imagen se realiza durante el tiempo de medida, o que se denomina imagen en tiempo real.

En otros escáneres se utiliza una matriz de microprocesadores para la reconstrucción de la imagen, que acelera notablemente la aparición de la misma en el monitor, gracias al trabajo en paralelo de los microprocesadores. De esta forma cada imagen se reconstruye en menos de 1 segundo.

El ordenador es un módulo que está compuesto en general por tres unidades, cuyas funciones están claramente diferenciadas. Éstas son:

1. Unidad de control del sistema (CPU). El control del sistema o CPU tiene a su cargo el funcionamiento total del equipo. Su configuración es similar a la de cualquier sistema microprocesado con su software y hardware asociados.
2. Unidad de reconstrucción rápida (FRU). Es la encargada de realizar los procedimientos necesarios para la reconstrucción de la imagen a partir de los datos recolectados por el sistema de detección.
3. Unidad de almacenamiento de datos e imágenes. Está generalmente compuesto por uno o más discos magnéticos donde se realiza el almacenamiento no sólo de las imágenes reconstruidas y de los datos primarios, sino también del software de aplicación del tomógrafo.

1.5. Sistema de visualización: Consola de control

Es aquel subsistema de los equipos TAC responsable de integrar los demás subsistemas con la finalidad de visualizar una imagen adecuada respecto al estudio, y un almacenaje digital.

La consola de control tiene una doble misión: programar la exploración que se va a realizar y seleccionar los datos requeridos para la obtención de la imagen.

Para programar la exploración, la unidades de TC tiene estandarizadas la técnicas de exploración más habituales, pero se puede variar cualquier dato técnico para adaptarla a una exploración individualizada (forma manual).

Por otro lado una vez realizado el corte, podemos seleccionar los datos necesarios de la imagen que queremos obtener (ventana, matriz,...)

Las imágenes visualizadas en la pantalla se pasan automáticamente a una cámara multiformato, donde se imprime la placa en condiciones prefijadas de tamaño y secuencia. Asimismo, se guardará en disco duro la imagen obtenida.

Muchos equipos de TAC están provistos de 2 consolas, una para el técnico que maneja el equipo y otra para el médico. Aunque no todos los equipos poseen ambas consolas, si se encuentran ya en la mayoría y suelen estar conectadas entre sí.

- La consola del operador tiene controles y medidores para seleccionar la técnica apropiada, permite controlar el movimiento del gantry y la camilla, administración de contraste, y permite la reconstrucción y la transferencia de la imagen.
- La consola del médico recibe la imagen enviada desde la consola del operador. El médico mediante programas de imágenes, puede manipular la imagen obtenida en el estudio para de esa forma obtener un diagnóstico adecuado.

1.5.1. Consola del técnico

La consola del operador es el punto desde el que el técnico controla el escáner. Las primeras unidades se dirigían mediante órdenes, lo que exigía un diálogo entre el técnico y el ordenador. Esto se conseguía tecleando las órdenes necesarias en el teclado. Para iniciar cualquier programa se introducían las órdenes pertinentes en la secuencia apropiada para que el ordenador realizase el barrido.

Al progresar la tecnología informática, los escáneres se dirigen por menú; el ordenador presenta un menú o conjunto de opciones, en el que el técnico radiólogo puede elegir la opción apropiada. El ordenador ejecuta a continuación el programa correcto. Los modelos avanzados cuentan con menús interactivos, pantallas táctiles o teclados con TRACKBALL (Mouse fijo) para programación de cortes y otras utilidades sin tener que teclear la selección, de esta forma se pueden seleccionar los siguientes parámetros de trabajo:

- a) Parámetros de técnica:
 - Intensidad (mA)
 - Tensión de pico (Kv)
 - Tiempo de corte o de barrido, que es el tiempo necesario para obtener un barrido (varía entre 1 a 5 segundos)
- b) Grosor del corte: suele ser entre 1 y 10mm, si bien algunos equipos permiten grosores de hasta 0,5mm para exámenes de alta resolución. La selección del grosor del corte va seguido de un ajuste automático del colimador.
- c) Administración de contraste
- d) Control de los movimientos de la camilla, adecuándolos al estudio en cuestión. Con el control de la regleta de mandos de la camilla se logra programar el sistema de cortes; que, puede ser:
 - De cortes contiguos
 - De cortes intermitentes
 - De cortes específicos en la tomografía espiral

Antes de comenzar un estudio, el técnico debe introducir la información sobre el paciente, por lo que algunas funciones siguen requiriendo un teclado. De modo habitual, el primer programa seleccionando es el de exploración, que permite al técnico planear la secuencia de barridos axiales.

También podemos seleccionar los datos necesarios para la imagen diagnóstica que pretendemos obtener. Por ejemplo:

- a) La ventana de valores de atenuación. Estos valores en términos generales se dividen en:
 - Valores altos: dan una imagen blanca (Ej. Hueso)
 - Valores bajos: dan una imagen negra (Ej. Aire)
 - Valores intermedios: da una imagen con tono de grises con un número máximo de 20 (el ojo humano no distingue más)
- b) La matriz de representación que hay que emplear
- c) La posible ampliación (zoom) del tamaño de la imagen
- d) La señalización de datos de interés (medidas, flechas que indiquen localizaciones, ángulos, etc.). Esto lo podemos hacer mientras se está realizando el corte

- e) La reconstrucción de cortes coronales o sagitales a partir de los axiales, lo que permite una mejor visualización de estructuras longitudinales en sentido vertical (columna, grandes vasos, tráquea, etc.)
- f) La reconstrucción tridimensional de estructuras óseas (cráneo, tórax, pelvis). Esto tiene interés en neurocirugía, ortopedia y traumatología.

Generalmente la consola del operador tiene 2 **monitores**:

- **Monitor de protocolos de estudio.** Nos permite introducir todos los datos del paciente y del examen o de la exploración que se va a realizar (identificación del hospital, nombre y nº del paciente, edad, sexo, nº de examen, técnica, posición de la camilla...)
- **Monitor de visualización de imágenes.** Nos permite ver la imagen resultante antes de enviarla a la consola del médico o al dispositivo de almacén permanente, que nos permite obtener copias posteriormente.

1.5.2. Consola del médico

Aunque los equipos más pequeños y económicos solo tienen una consola (técnico), si se quiere utilizar el equipo al 100% de las posibilidades es mejor que exista otra consola para el médico, que sirve para ver los resultados y elaborar informes sin interferir en las operaciones del escáner. Esta consola normalmente se encuentra en otra sala diferente (sala de informes)

Esta consola permite al médico recuperar cualquier imagen, visualizarla y manipularla para obtener la máxima información diagnóstica. Esta manipulación incluye:

1. Ajuste de brillo y contraste
2. Ampliación de la imagen
3. Visualización de la zona (detalles) de interés
4. Técnicas de sustracción de parte de la imagen
5. Se pueden utilizar paquetes de ordenador específicos para TAC que permiten:
 - Reconstruir las imágenes en distintos planos (oblicuos, coronales y sagitales)
 - Calcular valores de los números de TAC (atenuación/píxel) de cualquier zona y sobre cualquier eje
 - Calcular las medias y desviaciones estándar de los valores TAC de la región a examinar
 - Realizar análisis de planos y volúmenes.

2. SISTEMA DE ALMACENAMIENTO DE DATOS

Son todos aquellos procedimientos que guardan la información obtenida tras un estudio con scanner.

El disco principal del ordenador sólo permite el almacenamiento a corto plazo de

las imágenes; los exámenes completados deben ser archivados, o copiados, en un dispositivo de almacenamiento a largo plazo, de forma que sea posible recuperarlos si se considera necesario.

Existen dos criterios de clasificación o formas de guardar la imagen:

1. **Punto de vista del tiempo:** se archivan de dos formas:
 - Temporal: en el disco duro del propio ordenador, pero sólo durante un tiempo para poderlo hacer operativo, y por ello es necesario borrarlo.
 - Permanente, se pueden hacer de distintas formas: En un sistema PAC, en discos CD o sistemas similares, en películas que se archivan.

2. **Punto de vista del medio:**
 - Digital: en forma de memorias masivas: disco duro, CD u otros. Normalmente se guarda el estudio completo.
 - No digital: en forma de imagen sobre película; en tal caso, la información existente solo contiene una parte de los registros obtenidos por el ordenador.

La imagen gráfica obtenida tras un estudio en el monitor de la consola del técnico se puede reproducir en cualquier momento con cámaras reveladoras láser (impresoras láser) o con cámaras multiformato en películas radiográficas (el coste de la cámara láser es más elevado que el de la cámara multiformato), de forma que en un mismo film se pueden incluir hasta 12 imágenes. A esta imagen gráfica se denomina **película de TAC**.

Las cámaras más habituales utilizan películas de formato grande (35x43) en las que se graban varias imágenes en una sola hoja. El tipo de película es la llamada monocapa (tiene emulsión solo en un lado), como las utilizadas en las fotocopias, ecografías o en otras técnicas digitales como la angiografía digitalizada. Esta es la forma habitual por la que se reproduce la imagen que se añade al informe diagnóstico que elabora el radiólogo tras el estudio. Este documento radiográfico que se entrega es una información que solo contiene una parte de los registros obtenidos por el ordenador, por eso hace falta archivar el estudio completo de forma permanente en cintas magnéticas o en discos ópticos (de mayor capacidad).

Esta información, así archivada puede ser reintroducida en la memoria del ordenador en cualquier momento para poder volver a ver la imagen en el monitor. Esta operación se realiza con las siguientes finalidades:

- Una vez reintroducido los datos, la imagen puede ser manipulada como antes, permitiendo así la obtención de imágenes adicionales que completen el estudio, sin una nueva exposición del paciente a la radiación.
- Con fines docentes
- Con fines de investigación

El eslabón débil de la cadena de alimentación es el monitor de televisión del que se extrae la fotografía. Para obtener una imagen de buena calidad es preciso tener monitores de alta resolución.

3. DISTRIBUCIÓN DEL EQUIPO DE TAC EN EL SERVICIO DE RADIOLOGÍA

Las unidades de TAC de las primeras generaciones se disponían en 4 salas: Sala de exploración, sala del ordenador, sala de mandos y sala de análisis e interpretación de resultados.

En los TAC actuales de giro continuo, esta distribución por salas se reduce a 3 y en la mayoría de los casos a 2, que serían:

- La sala de exploración
- La sala de control (o de mandos)

3.1. Sala de exploración

Es la sala donde se realiza el estudio y donde permanece el paciente durante toda la exploración. Es la más grande de todas, ya que los elementos incluidos en ella son de gran tamaño.

Como en esta sala permanecerá el paciente durante todo el tiempo que dure la exploración (en casos de intervencionismo con TAC puede ser de una hora o más) es conveniente que el diseño, la distribución y la colocación de los elementos, así como los colores de las paredes y techos estén pensados para ofrecer la mejor sensación de tranquilidad y confianza para el paciente.

Desde la sala de control debe poder visualizarse la sala de exploración para prevenir cualquier problema con la mayor brevedad posible. Esto se consigue con una mampara de cristal plomado que se encuentra separando ambas salas y permite la observación directa a través de ella.

En algunas unidades existen además cámaras de circuito cerrado que están estratégicamente colocadas enfocando los sitios más inaccesibles.

Los elementos que encontraremos en esta sala son:

- El gantry con el bloque tubo-detectores y el sistema mecánico que lo mueve. Tiene un indicador numérico que muestra la angulación que le podemos dar a los cortes. Dentro del gantry también están los filtros y colimadores del haz de RX, así como los sistemas de refrigeración.
- La camilla que contiene un sistema transportador para desplazar al paciente hacia el plano deseado. Esta mesa baja para acoger al paciente y luego sube hasta que coincide con la altura del centro del gantry.
- El generador puede estar colocado en esta sala o en la sala del ordenador. A veces está incluido dentro del propio gantry, que evita la complejidad del cableado.

3.2. Sala de control o sala de mandos

Es la sala donde se encuentra el personal técnico que va a realizar la exploración. Se encuentra comunicada con la anterior no solo visualmente (ventana de vidrio plomado) sino que también existe un interfono que permite hablar con el paciente.

Debe poseer un sistema de control térmico que evite un exceso de temperaturas que pueden dañar el ordenador. Desde la consola de control, el técnico controla todos los procesos del TAC, tanto los elementos de la sala de exploración (Gantry y camilla), como los programas de archivo y trabajo incluidos en el ordenador que permiten obtener las imágenes, almacenarlas, manipularlas y realizar todas las operaciones de tratamiento de las imágenes obtenidas.

Actualmente se compone de los siguientes elementos:

1. Consola de control o pupitre de mandos, que es el accesorio fundamental de esta sala. Y a su vez, posee lo siguiente:
 - ◆ Monitores de TV (son generalmente 2): uno de diálogo con el ordenador, en el que se introducen los datos necesarios de la exploración y otro en el que van apareciendo las imágenes que se van obteniendo.
 - ◆ Una regleta de funciones y programas establecidos, con la que se tiene acceso a una serie de programas estándar de las exploraciones más usadas en cada equipo, así como los controles utilizados casi continuamente a lo largo de las secciones de trabajo.
 - ◆ Potenciómetros: es la unidad de selección del centro o nivel de ventana y de la amplitud de la misma.
 - ◆ Pulsador de disparo de la exposición
 - ◆ Pulsador de emergencia, que una vez activado produce el bloqueo total del equipo. Se usa para los casos raros en que es necesario, por las condiciones del paciente o por requerimientos técnicos, una interrupción de todas las operaciones mecánicas del explorador. Normalmente suele haber otro situado en la sala de exploración.
2. Ordenador, con los últimos avances informáticos no necesita condiciones especiales de humedad y temperatura. Posee además, una gran capacidad de archivo, con una reducción de tamaño, lo que permite que se acople en cualquier rincón de esta sala.
3. Unidades de archivo y almacenamiento.
4. Cámaras reveladoras (o impresoras láser)

4. BIBLIOGRAFÍA

- Stewart C. Bushong.(1993). *Manual de radiología para Técnicos*. 1ª Edición. Ed. Mosby
- Juan R Zaragoza. (1992) *Física e instrumentación médica* Ed. Salvat
- José Luis Iturbe.(2001) *Fundamentos de radioquímica*. Universidad de México