
Tomografía axial computarizada

1.- Introducción histórica

Con frecuencia se describe la introducción de la tomografía computarizada (TC) como el mayor avance en el diagnóstico médico por la imagen desde el descubrimiento de los rayos X por Röntgen. El tipo de imágenes que brinda ha modificado profundamente los procedimientos de diagnóstico y de seguimiento de las situaciones patológicas. En cierto modo, la novedad de la técnica está asociada al hecho de que la tomografía computarizada fue la primera, y muy precoz, aplicación de los procedimientos digitales al campo de la radiología médica.

Godfrey Hounsfield, ingeniero británico que trabajaba para la compañía EMI, fue quien abordó con éxito el diseño y construcción del primer equipo de tomografía computarizada viable para el uso clínico. Comenzó en 1967, a partir de la idea básica de que las medidas de transmisión de rayos X efectuadas en todas las posibles direcciones alrededor de un cuerpo contienen toda la información acerca de las estructuras internas de dicho cuerpo. A partir de simulaciones de ordenador, chequeadas con montajes experimentales, inicialmente basados en la emisión de radiación de baja “intensidad” por fuentes radiactivas, pudo comprobar la viabilidad del proyecto.

Hounsfield concebía una sección del objeto a analizar como un conjunto de cubos tridimensionales, o “voxels”, cada uno con un coeficiente de atenuación característico. El problema de la reconstrucción de la imagen, en términos de dichos coeficientes de atenuación, podía formularse como la resolución de un conjunto, sin duda muy grande, de ecuaciones lineales. El programa encargado de la resolución necesitaba varias horas para reconstruir una imagen.

La TC viene a mejorar dos de los problemas más importantes que se presentan con la Radiología Convencional:

1. En la radiología convencional es posible diferenciar entre 4 niveles de densidad radiológica en las imágenes obtenidas (aire, agua, grasa y calcio). En la TC es posible obtener una gama de 2.000 densidades diferentes de grises que, aun cuando se presenten agrupadas para su adaptación a la visión humana, permiten una cuantificación de densidad en sus diferentes elementos.

2. En la radiología convencional se obtiene una imagen de un objeto con tres ejes en el espacio real sobre una película radiográfica de dos dimensiones o ejes. Ello supone la superposición de los elementos anatómicos que se han radiografiado. En la TC se consigue obtener una imagen espacial de los tres ejes, eliminando, en gran parte, la superposición de las estructuras radiografiadas.

2.- El equipo en tomografía computarizada

Básicamente el equipo de TC está compuesto por tres partes o sistemas:

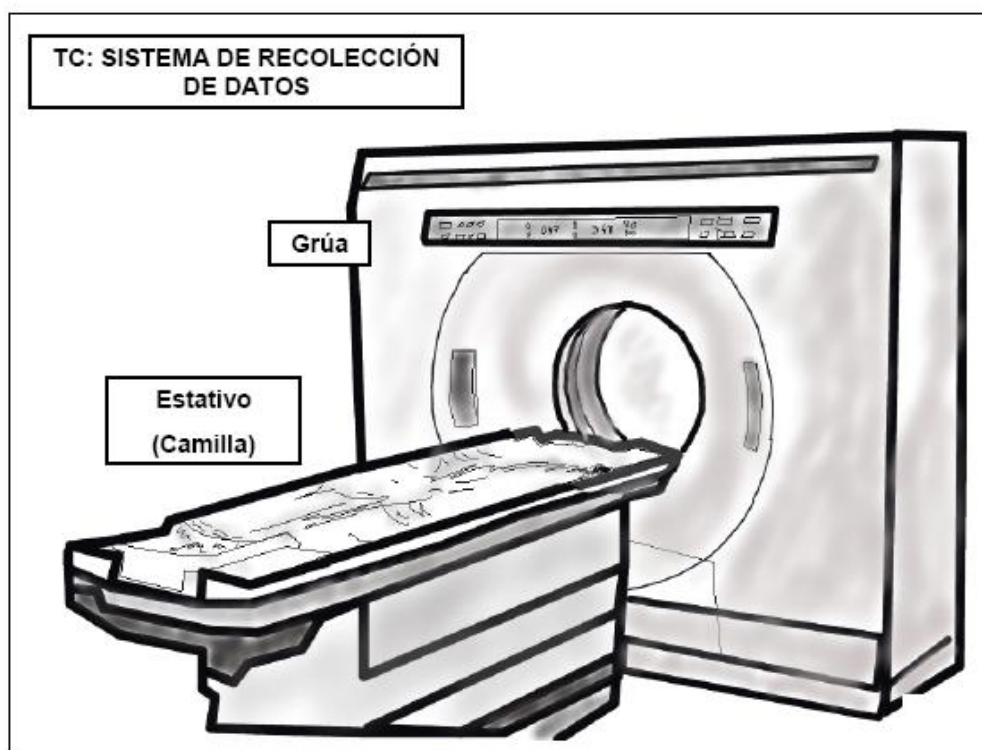
- a) Sistema de Recolección de Datos.
- b) Sistema de Procesado de Datos.
- c) Sistema de Presentación y Almacenamiento de datos.

a) Sistema de Recolección de Datos

Lo constituyen los elementos que exploran al paciente para la recogida de datos. Son los siguientes:

a.1) Generador de alta tensión: similar a los utilizados en radiología convencional (superiores a 100 kV). Todos los equipos son trifásicos, ya que permiten utilizar rotores de tubos de rayos X de alta velocidad y proporcionar picos de potencia característicos de los sistemas de radiación pulsantes. Los valores normales de corriente están comprendidos entre 20-50 mA si el haz de rayos es continuo, y llegan hasta varios cientos de mA si el haz es pulsátil.

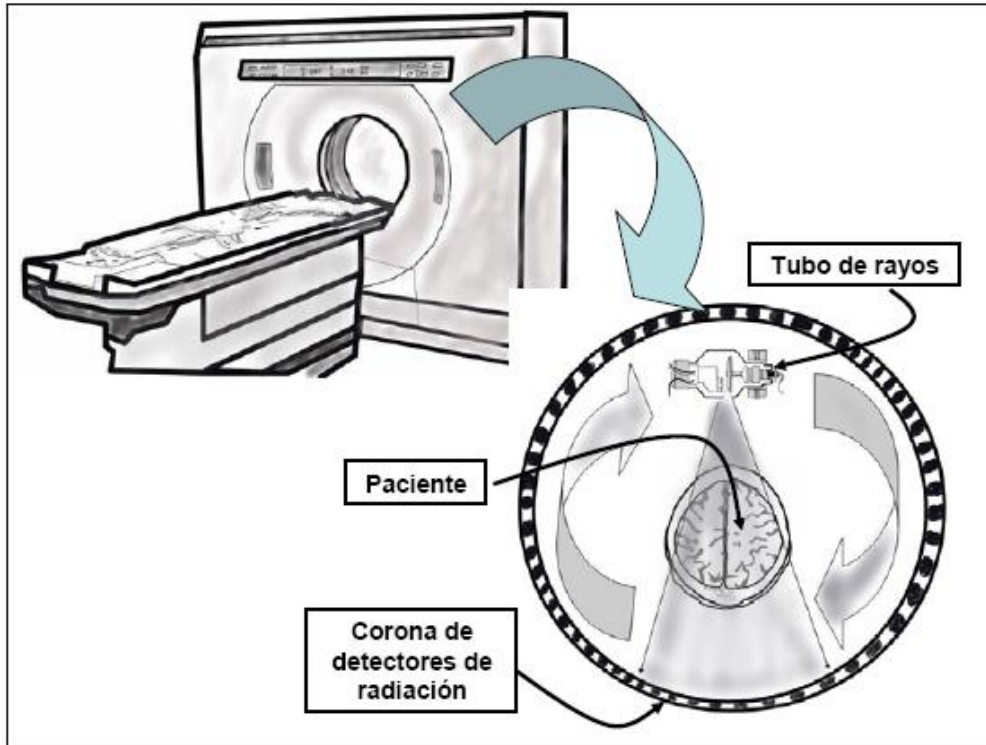
a.2) Estativo: es la mesa o camilla donde se posiciona al paciente y los dispositivos que permiten el movimiento del tubo, detectores y mesa. La camilla es una de las partes más importantes del equipo de TC. Además de posicionar al paciente cómodamente y de mantenerlo fijo sin movimientos, debe ser fabricada de un material de Z bajo para que no interfiera con el haz de rayos X. Las más modernas son de fibra de carbono, se mueven con un motor suave y preciso que evita el riesgo de irradiar dos veces un mismo tejido y perder la exposición del tejido adyacente. Su mayor dificultad está en que debe poder ubicar al paciente automáticamente para cada nuevo barrido o corte, con las distancias precisas (con sólo milímetros de diferencia) y reduciendo el tiempo de examen de cada paciente.



a.3) Tubo de rayos X: genera la radiación ionizante necesaria y es comparable a un tubo de radiodiagnóstico general. La experiencia demuestra que la causa principal de averías en un equipo de TC y la limitación más importante para la frecuencia de exámenes secuenciales radica en el tubo de rayos X. El tamaño del punto focal no suele

ser demasiado importante, ya que los TC no se basan en los principios de la imagen geométrica directa como en radiología convencional, aunque los tubos de TC diseñados para conseguir una elevada resolución espacial tienen un punto focal muy pequeño.

a.4) Detectores de radiación: transforman la radiación X en señales digitales legibles por el ordenador. Generalmente están distribuidos en forma circular (corona) alrededor del hueco de la grúa en donde se coloca al paciente.



Actualmente hay dos tipos de detectores de radiación para TC. Unos se basan en la capacidad de algunas sustancias de emitir luz cuando sobre ellas incide la radiación ionizante, en forma proporcional a la cantidad de radiación recibida (*detectores de centelleo*). Esta luz se transforma posteriormente en electrones (energía eléctrica) al recogerse en un tubo multiplicador. La corriente generada es proporcional a la radiación atenuada que recibe el detector, y por lo tanto variará según las distintas estructuras atravesadas por el haz de radiación. El número de detectores de un equipo varía de 1-8 por cm, o 1-5 por grado. El 90 % de los rayos X que alcanzan al detector son absorbidos y constituyen la señal de salida. La eficacia total del receptor es del 45 %, por lo que aproximadamente el 55 % de la radiación generada produce la irradiación del paciente sin contribuir a la formación de la imagen.

Otro tipo de detectores son los *detectores de gas*, que consisten en una cámara metálica con separadores a distancias de 1 mm, que son como las tiras de una rejilla que dividen la cámara grande en muchas cámaras más pequeñas. Cada cámara funciona como un detector por separado. La eficacia intrínseca de un conjunto de detectores de este tipo es también del 45 %, igual que la de los detectores de centelleo. Así, pues, la dosis de radiación que recibe el paciente es aproximadamente igual para los aparatos con estos tipos de detectores.

La señal, obtenida a través de los detectores de radiación (centelleo o gas), se puede representar en forma gráfica y se denomina *señal analógica*. Sin embargo se precisa de un convertidor de señales que transforme los valores obtenidos de una curva (analógicos) a números (*señal digital*), que serán con los que el ordenador puede trabajar.

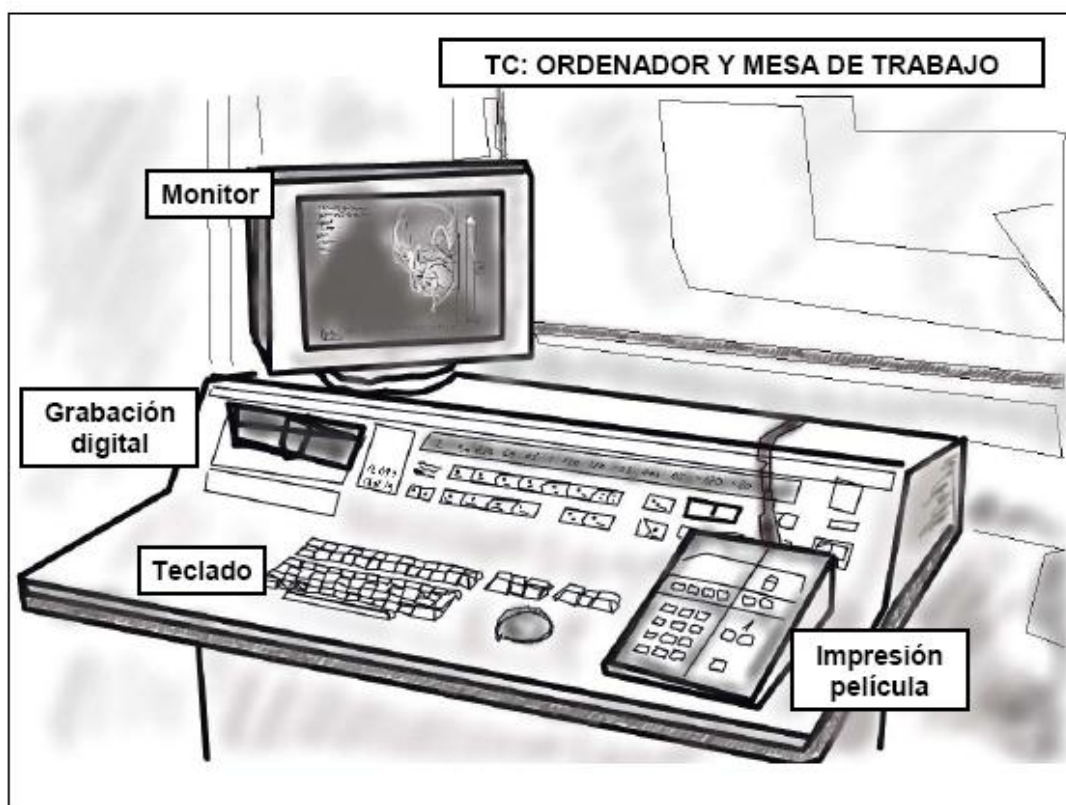
Tanto el tubo de rayos X como la corona de detectores de la radiación se encuentran en el interior de la grúa, o gantry como habitualmente se la denomina. Para que el ordenador efectúe la reconstrucción de las imágenes necesita recibir un número determinado de señales y que son el resultado de la exploración del paciente en diferentes ángulos, que se consiguen gracias a las rotaciones y traslaciones del sistema

b) Sistema de procesamiento de datos

Lo constituye fundamentalmente el ordenador y los elementos que el operador utiliza para comunicarse con él.

b.1) El ordenador: a partir de las señales recogidas por los detectores y que son transformados a señales digitales, realiza los cálculos matemáticos para reconstruir la imagen; guardándolos en su memoria para permitir la visualización, modificación y almacenamiento posteriores.

En los primeros ensayos clínicos de Hounsfield en 1971, se tardaban unos 80 minutos en la reconstrucción de cada imagen. Actualmente en los ordenadores modernos se obtienen en pocos segundos. Lo realizará en función de la matriz y del volumen de corte que se seleccionen y que veremos más tarde. En la actualidad y dependiendo del formato de la imagen, puede ser necesario resolver simultáneamente 30.000 ecuaciones para reconstruir una imagen radiológica, por lo que se requiere un ordenador extraordinariamente potente en estos equipos.



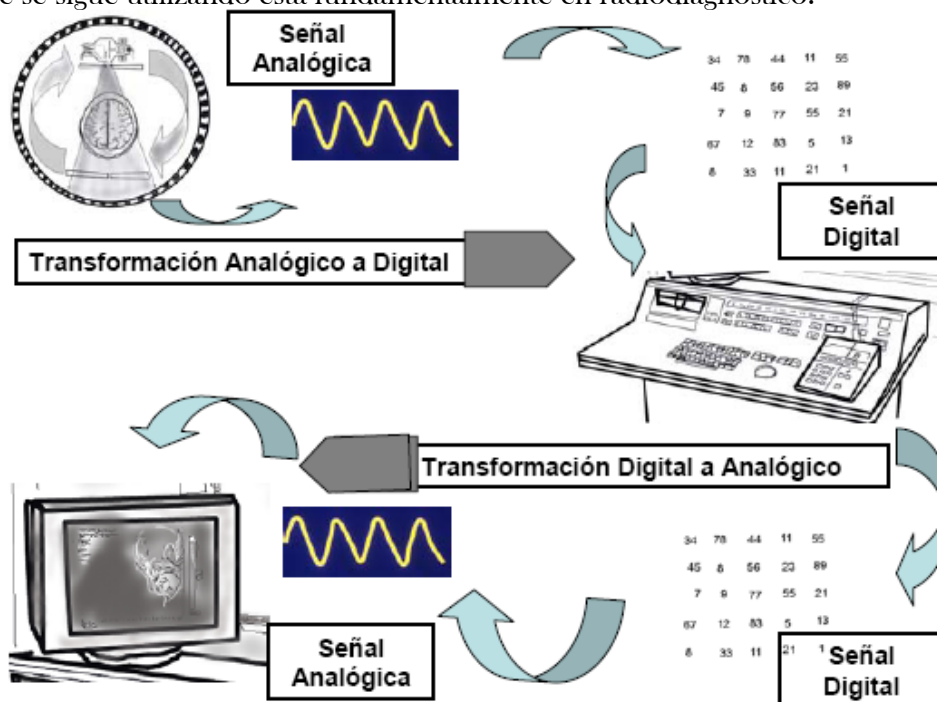
c) Sistemas de presentación y almacenamiento de datos

c.1) Mesa de trabajo: contiene el teclado y medios de diálogo con el ordenador; la pantalla de visualización de las imágenes reconstruidas, y los medios de fotografía o grabado de la imagen presentada en los monitores de televisión. Algunos aparatos presentan dos consolas y pantallas diferentes: una para el técnico que permite la realización y control de la exploración que se está realizando; y, otra para el médico que estudia, trabaja, o modifica la imagen obtenida previamente.

Los datos digitales del ordenador se tienen que volver a convertir en señales analógicas (señales eléctricas) aptas para ser visualizadas en un monitor de televisión. Así pues, en el sistema se necesita un Convertidor de señales Analógico a Digital, para convertir las señales eléctricas que cuantifican los detectores de radiación en el gantry en números que pueda manejar el ordenador para resolver las transformaciones y ecuaciones matemáticas correspondientes. Pero, además, una vez que el ordenador ha efectuado todo su trabajo, se precisa de un Convertidor de señales Digital a Analógico para volver a transformar los resultados del ordenador en señales eléctricas que puedan visualizarse en el monitor de televisión con su escala de ennegrecimiento característico.

La representación de los distintos valores de atenuación (absorción) dependerá del tipo de presentación de la imagen radiológica:

- En la pantalla de televisión será en blanco y negro, al igual que en la imagen radiológica; cuanto mayor sea el valor de atenuación tanto más blanca será la imagen (hueso), y cuanto menor es el valor de atenuación, tanto más oscura será la imagen (aire)
- En la pantalla de televisión en color, se elige un color arbitrario para cada valor de atenuación obtenido. Sin embargo, por el momento, aunque la imagen radiológica en color es perfectamente posible tras la manipulación digital de la imagen, ésta no aporta ninguna ventaja adicional a la imagen clásica en escala de grises, razón por la que se sigue utilizando ésta fundamentalmente en radiodiagnóstico.



c.2) Discos ópticos, laser, magnéticos o cinta: en ellos se graban las imágenes que se desean para su archivo y posterior visualización en cualquier formato de almacenamiento digital. También se pueden impresionar películas radiográficas con un tratamiento que simula el revelado y manipulaciones de radiología convencional.

3.- Características de la técnica. Atenuación

La formación de los contrastes y de la imagen en TC, al igual que en la placa radiográfica convencional, está en función del coeficiente de atenuación de los rayos X del objeto explorado.

En TC se suele hablar de un concepto ampliamente aceptado: *coeficiente lineal de atenuación*. Es importante conocer este concepto porque será la base de las diferencias de contraste que caracterizan la imagen en TC.

La radiación producida por un tubo que emite un haz fino de rayos X con una energía constante y determinada, va a permanecer prácticamente constante al atravesar el aire; pero, al atravesar un objeto, una parte de esa energía va a ser absorbida al producirse los choques de los fotones X con los átomos de ese objeto (efecto fotoeléctrico).

Esta absorción de la energía, es lo que se denomina *atenuación*. La posibilidad de ser más o menos absorbida, y por tanto *atenuada*, dependerá de:

1. El numero atómico de esa sustancia: que corresponde al número de protones ó electrones de los átomos que forman esa sustancia
2. El espesor del objeto: trayecto que ha de recorrer la radiación para atravesarlo.
3. La densidad del objeto: peso de la sustancia por unidad de volumen

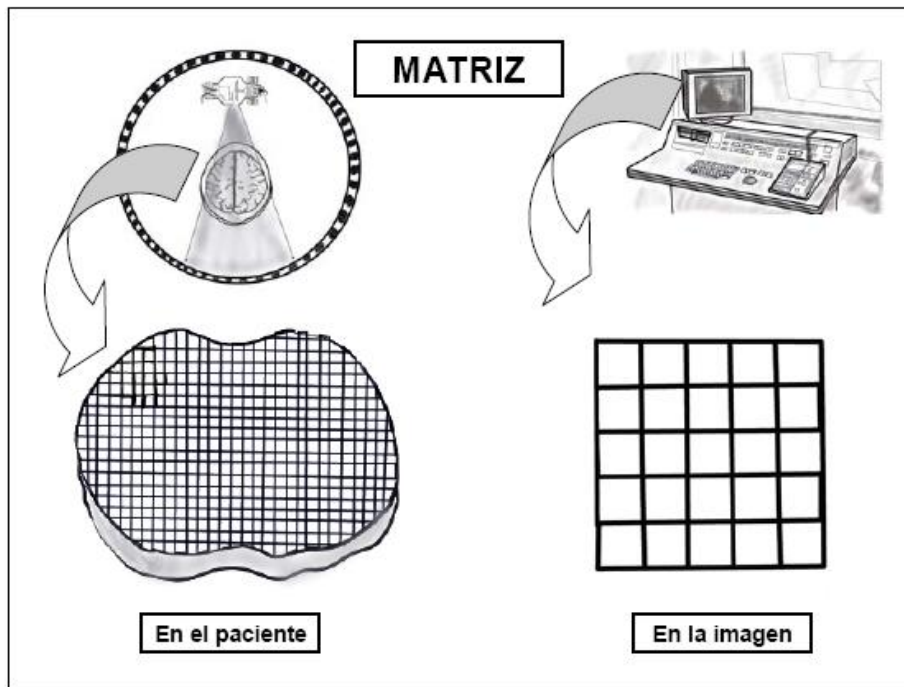
En la práctica, la absorción por efecto fotoeléctrico de la radiología convencional viene a ser superponible a la atenuación por efecto fotoeléctrico en tomografía computarizada, produciéndose sólo una modificación semántica de dichos conceptos. En la radiología convencional la radiación absorbida es la que producirá mayor o menor ennegrecimiento de la película radiográfica según su absorción, obteniéndose así la imagen radiológica. En la TC, esta radiación incide sobre los detectores de radiación que lo transformarán en señal eléctrica que una vez convertida en digital es válida para su utilización por el ordenador. En términos prácticos, absorción

4.- Matriz, Píxel y Vóxel

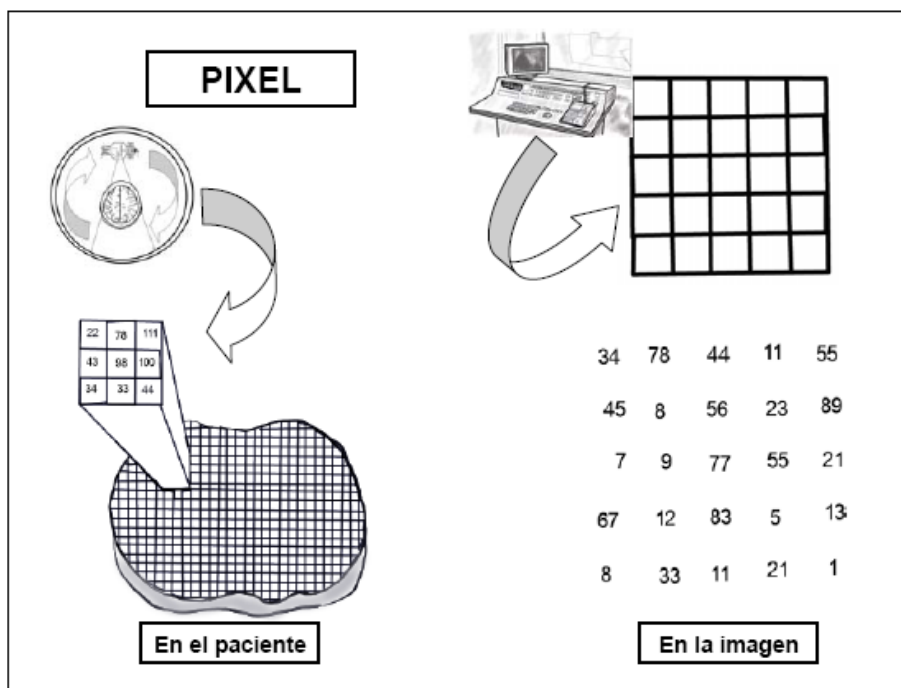
Para la reconstrucción de las imágenes, tanto la imagen del monitor como la del paciente se divide en cuadrículas, utilizándose para ello un sistema de abscisas y ordenadas. Cuanto mayor sea el número de éstas, tendremos una imagen dividida en mayor número de cuadrículas. Al conjunto se le denomina matriz. Matriz, por tanto, es la imagen general formada por todo el conjunto de cuadrículas que compone la imagen. En la TC se comenzó, en el formato original que utilizó Hounsfield, con matrices de 80 cuadrículas por 80 cuadrículas (80 x 80), y actualmente se trabaja con matrices de 160 x 160 hasta 512 x 512.

Así, para establecer una correspondencia entre el paciente y la imagen radiológica obtenida, es necesario dividir a ambos, de una forma proporcional en cuadrículas (Fig. 10.5). El conjunto de todas las cuadrículas en el monitor de televisión del TC se denomina Matriz.

Por ejemplo, con una matriz de 160, existirán $160 \times 160 = 25.600$ cuadrículas o elementos cuadrados. Con una matriz de 512, el número de elementos será de 262.144 ($512 \times 512 = 262.144$).

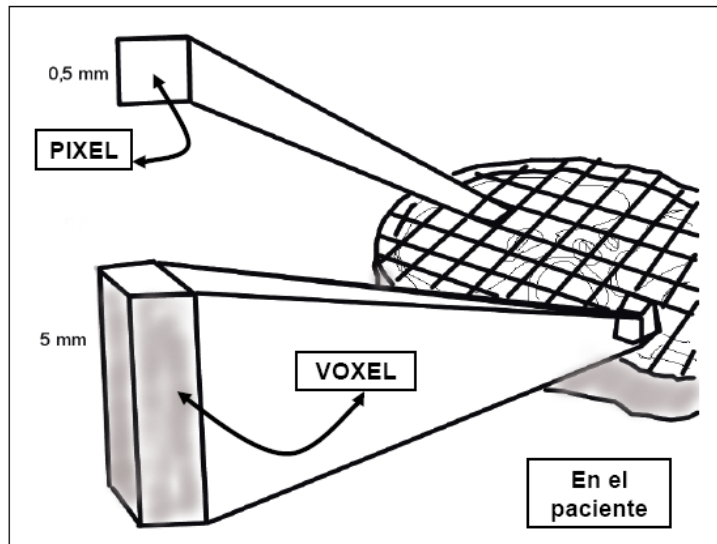


Cada uno de estos pequeños cuadraditos o elementos que componen la Matriz, reciben el nombre de píxel (picture element): elemento de representación o de dibujo, siendo su tamaño para todos igual, y proporcional al número de matriz empleado. Es decir, cada imagen radiológica de un paciente visualizada en el monitor, en su conjunto constituye la matriz, y a su vez está formada por pequeños trocitos de la imagen. Cada uno de esos trocitos es un píxel, y cada píxel corresponde a una porción del paciente al que se le ha realizado la imagen topográfica.

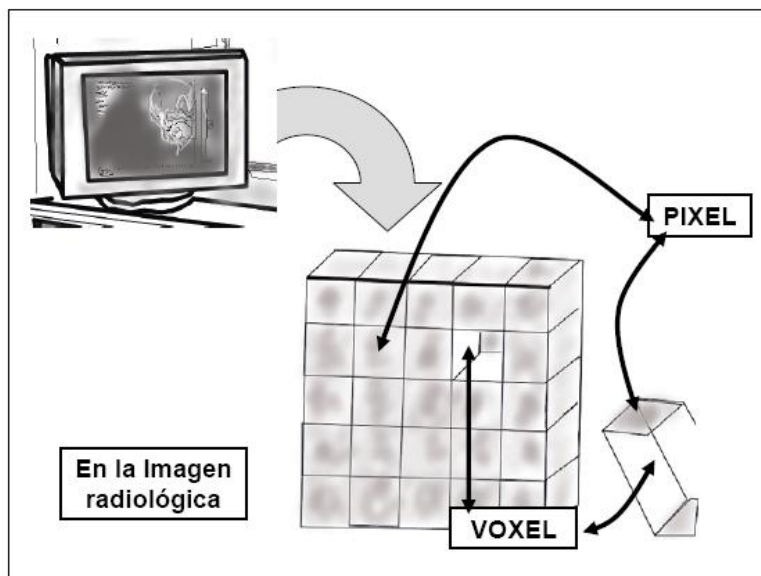


Sin embargo, hasta ahora se ha considerado al objeto radiografiado como si fuese plano, con dos dimensiones en el espacio exclusivamente. Pero el paciente tiene un espesor o volumen y para tabajar en TC habrá que determinar un espesor del corte que

se quiere estudiar. Así, los cortes realizados por la TC tienen una anchura determinada, luego la matriz que está compuesta de píxeles, también debe ser expresada con un sistema de ejes tridimensional, en el que cada elemento será un tetraedro, y al que se le denomina vóxel (volumen element) o elemento de volumen. Desgraciadamente no es posible una representación tridimensional en el monitor de televisión de la TC, y no se puede representar independientemente este concepto de vóxel .



Por ello, en la representación bidimensional de la pantalla de televisión de la TC, la cara que presenta el vóxel al observador que la mira coincide con el píxel; pero el píxel tiene un valor de atenuación que tiene en cuenta al grosor del mismo (vóxel), aunque no se vea en la pantalla de televisión. En otras palabras, cuando uno observa una imagen de TC en el monitor sólo ve la representación radiológica del paciente cortadito en pequeños fragmentos que son los píxeles. Sin embargo, el grado de ennegrecimiento de cada uno de esos píxeles no es más que la media aritmética de la absorción fotoeléctrica realizado por el volumen o cubito de tejido del paciente. Técnicamente, el píxel que visualizamos corresponde a la representación bidimensional del vóxel.



5.- Valor de atenuación

La formación de los contrastes en la imagen de TC viene determinada por los gradientes de absorción o atenuación de una sustancia u objeto explorado con los rayos X de la TC. Por tanto, el valor que se obtiene en cada píxel se le denomina valor de atenuación y se representa por un número entero. Cada cuadrícula o celda de información, píxel, tiene un número de TC o atenuación que se denomina unidad Hounsfield. La escala de valores posible es generalmente de -1000 para el aire a +1000 para el hueso, eligiéndose el valor numérico 0 para el agua. Esta escala es arbitraria y puede variar según el tipo de aparato.

La escala de valores de atenuación corresponde a la escala de densidades de la película radiográfica. Como es imposible que el ojo humano distinga más de 16-20 tonos diferentes de grises, para la representación de la imagen en la pantalla de televisión se dividen los 2000 tonos o valores posibles en 16 bloques de grises diferentes (cada uno de ellos representaría a un conjunto de 125 valores consecutivos de atenuación). Con esta representación, resulta que decenas de unidades de atenuación diferentes serían invisibles en la imagen presentada, ya que se les asigna arbitrariamente una misma escala de gris, o en su caso, de color determinado. Para minimizar este inconveniente, se representa en el monitor de TV únicamente un valor determinado del número de valores de toda la escalas de atenuación posible. Al número de unidades de atenuación que se hacen visibles intencionadamente en la pantalla de TV, se les denomina *amplitud de ventana*, o simplemente *ventana* (y al valor medio de esta ventana, se le denomina *media* o *nivel de ventana*).

Cuanto mayor sea la ventana mayor será el contraste de la imagen, pues existirá un tono de gris por pocas unidades de la escala; cuanto menor sea la Ventana disminuirá el contraste, pues muchas unidades estarán dentro de un mismo tono de gris o color. Al elevar la media desaparecerán las imágenes de poco valor de atenuación pues irán quedando en la zona invisible inferior de la escala; cuanto más baja sea la media, se podrá apreciar estructuras de menor valor de atenuación. La utilización correcta de la ventana se aprende con la experiencia, pues suele variar para cada caso, siendo muy diferente según la estructura del órgano a explorar, existiendo protocolos previamente establecidos para su utilización en diferentes órganos.

El estudio en TC comienza con la selección del número de cortes a realizar, el grosor de dichos cortes y la selección del nivel de ventana que habitualmente suelen estar protocolizados en todas las unidades de TC.

6.- Evolución de la TC

Cuanto mayor es el número de barridos exploratorios que efectúa el sistema, mayor será el número de datos que se enviará al ordenador y por tanto una mejor fidelidad se obtendrá en la imagen respecto de la anatomía o patología real del paciente.

En la práctica, el número de traslaciones o barridos está limitado por el tiempo de exploración y por la dosis de radiación que se precisa dar al paciente. Cuanto más rápida

es la exploración, menos posibilidad de movimientos del paciente y menos dosis de radiación recibe. Se necesita un compromiso entre la cantidad de datos necesarios para reconstruir una imagen de calidad y la dosis de radiación necesaria para obtenerla.

Bajo estas premisas se han desarrollado varias generaciones de TC con la finalidad de ganar velocidad sin perder calidad de imagen.

En la primera generación el sistema de exploración consistía en un fino haz de radiación y un sólo detector; los barridos por lo tanto eran de gran recorrido y los tiempo de exploración sobrepasaban los 4 minutos. Ello imposibilitaba la exploración de los órganos intraabdominales y torácicos que se veían borrosos por sus movimientos, siendo exclusivamente aptos para el estudio del cerebro.

En la segunda generación se adopta un número mayor de detectores (30 o más) con lo cual los movimientos de traslación se acortan, consiguiéndose tiempos de 18 segundos, con los que se obtienen buenos resultados en la exploración de todo el cuerpo.

La tercera generación presenta una corona circular de detectores fijos con los que se suprimen los movimientos de traslación del tubo y es sólo el tubo de rayos X el que rota. Así se consiguen tiempos de hasta 4 segundos.

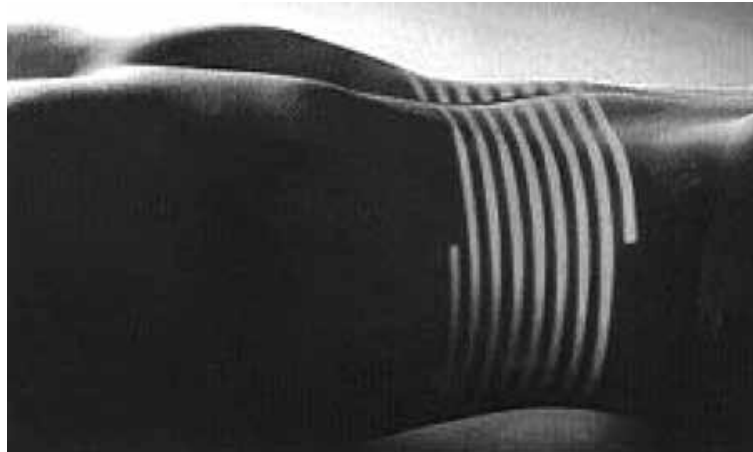
La tomografía helicoidal: uno de los desarrollos más relevantes a comienzos de los años noventa del pasado siglo fue la introducción de los equipos helicoidales. Se caracterizan porque en ellos la adquisición de datos no se lleva a cabo sección a sección, de forma separada, sino que tiene lugar de modo continuo a lo largo de todo el volumen analizado. Desde un punto de vista tecnológico, los tomógrafos axiales (no helicoidales) están limitados por el hecho de que la conexión del tubo de rayos X a la fuente de alta tensión sólo permite un giro de 360°. Al finalizarlo, el tubo debe frenar antes de iniciar otra vuelta en sentido contrario. Ese momento se aprovecha para avanzar la camilla del paciente en una determinada longitud y también para al menos iniciar el análisis de los datos recogidos hasta ese momento.

Con este procedimiento, se obtienen imágenes de secciones separadas. Evidentemente es importante evitar el movimiento del paciente, y de sus estructuras internas, durante cada giro de 360°. Pero también lo es evitar ese movimiento entre cortes sucesivos si se quieren obtener imágenes multiplanares consistentes, y mucho más si se pretenden obtener reconstrucciones tridimensionales. La TC convencional (no helicoidal) está muy limitada en estos aspectos.

En los equipos de tipo helicoidal (también llamado espiral) el modo de funcionamiento cambia radicalmente y se pueden llevar a cabo adquisiciones volumétricas en tiempos mucho más cortos, haciendo con ello posible la obtención de imágenes libres de artefactos de movimiento y la reconstrucción en cualquier plano de corte.

La TC helicoidal se basa en la tecnología de rotación continua. La tecnología de rotación continua (slip-ring) permite el giro sin interrupciones de todo el estativo, donde se alojan el tubo de rayos X, el generador de alta tensión y los detectores en su caso. La

conexión entre el generador y la fuente de potencia tiene lugar mediante un eficiente sistema de escobillas sobre un anillo metálico, sin cables que interfieran en el movimiento. Si se hace que la camilla avance simultáneamente a una cierta velocidad preprogramada, se obtiene un barrido del haz que va describiendo sobre el paciente una hélice de paso conocido. Unida esta tecnología a la rapidez de los nuevos ordenadores para el análisis de los datos, se dispone de equipos cuya principal ventaja es una reducción radical del tiempo de barrido de volúmenes relevantes desde el punto de vista clínico, como son el tórax completo o el abdomen. Una diferencia importante es que ahora no se obtienen datos de rodajas individuales sino datos continuos del volumen rastreado.



La figura se muestra un esquema del recorrido que el haz de rayos X hace sobre la superficie del cuerpo del paciente durante un barrido helicoidal.

Evidentemente el barrido continuo reduce de manera considerable el tiempo de exploración, a la vez que permite una utilización más eficiente del sistema generador de rayos X. A cambio de ello, como puede observarse, los datos recogidos en una revolución completa no corresponden exactamente a ninguna sección axial completa, sino que la sección se va desplazando de manera continua con el movimiento, también continuo, de la camilla. Aunque esto complicará el algoritmo de cálculo, las ventajas son tan grandes que en la actualidad no se fabrican ya, para la clínica normal, más que equipos helicoidales.

