

TEMA 9
TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA
Miguel Alcaraz Baños

Objetivos generales

1. Describir las partes de un equipo de tomografía Computerizada (TC).
2. Determinar los factores que modifican la atenuación de los tejidos en TC.
3. Explicar los conceptos de Matriz y su influencia en la imagen radiológica obtenida en TC.
4. Explicar los conceptos de Pixel y Voxel, así como su relación con la absorción/atenuación en TC.
5. Enumerar las ventajas y las limitaciones de la TC.
6. Exponer la importancia del espesor del corte seleccionado en la obtención de la imagen en TC.
7. Explicar los diferentes niveles de ventana que se pueden emplear en TC.
8. Relacionar la calidad de la imagen con la resolución espacial, resolución de bajo contraste, linealidad y ruido del sistema.
9. Enumerar los tipos de artefactos más frecuentes que pueden aparecer en TC

Tema 9

TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA

Miguel Alcaraz Baños

9.1. INTRODUCCIÓN

El primer aparato de Tomografía Computarizada (TC) con eficacia clínica lo realizó Godfrey **HOUNSFIELD**, en Inglaterra durante 1967. Hounsfield trabajaba como ingeniero en la compañía británica EMI Ltd., compañía discográfica que descubrió a los Beatles. El primer prototipo de TC se instaló en el hospital Atkinson Morley's en colaboración con el Dr. Ambrose en 1971. En 1974, Ledley en la Universidad de Georgetown instaló el primer TC de cuerpo entero. Desde entonces ya existen varias "generaciones" de aparatos de TC.

En la actualidad se considera de incalculable valor en el diagnóstico médico. Su desarrollo en la práctica médica se considera de una importancia equivalente a la invención del transformador de Snook, al tubo de rayos X de cátodo caliente de Coolidge, la rejilla antidifusora de Potter-Bucky, y al tubo intensificador de imágenes, No ha habido en los pasados treinta años un invento que haya revolucionado tanto los equipos de rayos X; sobretodo considerando que la Resonancia Magnética y la Ecografía, siendo igualmente importantes, no se basan en equipos productores de radiación ionizante. Hoy día, existen unos diez fabricantes diferentes de TC y cada equipo tiene un coste aproximado que oscila entre los 250.000 Y 800.000 € según las características del mismo.

9.2. EL EQUIPO EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

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

1. Sistema de Recolección de Datos. Esta compuesto a su vez de:

- 1.1. Generador de alta tensión
- 1.2. Estativo
- 1.3. Tubo de rayos X
- 1.4. Detectores de radiación.

2. Sistema de Procesado de Datos.

- 2.1. El ordenador

3. Sistema de Presentación y Almacenamiento de datos. Básicamente formado por :

- 3.1. Mesa de trabajo
- 3.2. Discos Laser, magnéticos o cinta

9.2.1. Sistema de Recolección de Datos

Lo constituyen los elementos que exploran al paciente para la recogida de datos (Fig.9.1). Son los siguientes:

1.1. 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.

1.2. 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.

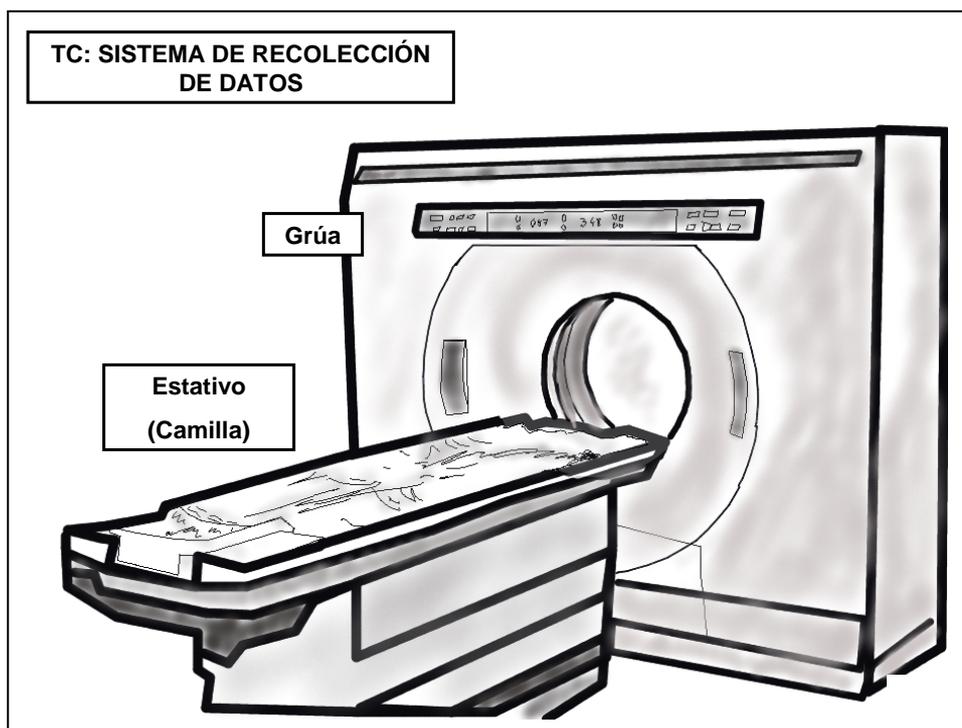


Fig.9.1. Sistema de recolección de datos

1.3. Tubo de rayos X : genera la radiación ionizante necesaria y es comparable a un tubo de radiodiagnóstico general. La capacidad calorífica del ánodo debe ser superior a 500.000 UH, y en los tubos especialmente diseñados para TC puede llegar a los 2.000.000 UH. Para disipar mejor el calor se utilizan rotores de alta velocidad. 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.

1.4. 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 (Fig.9.2).

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 varía 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.

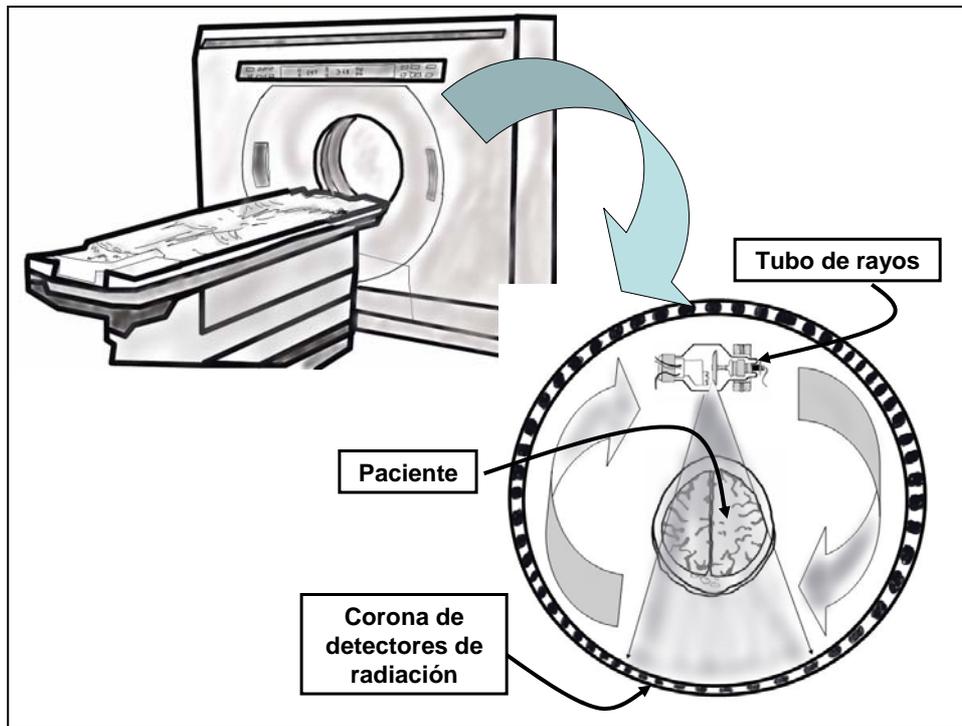


Fig.9.2. Corona de detectores en el interior de la grúa o Gantry.

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

9.2.2. Sistema de Procesado de Datos.

Lo constituye fundamentalmente el ordenador y los elementos que el operador utiliza para comunicarse con él (Fig.9.3):

2.1. 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 selecciones 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.

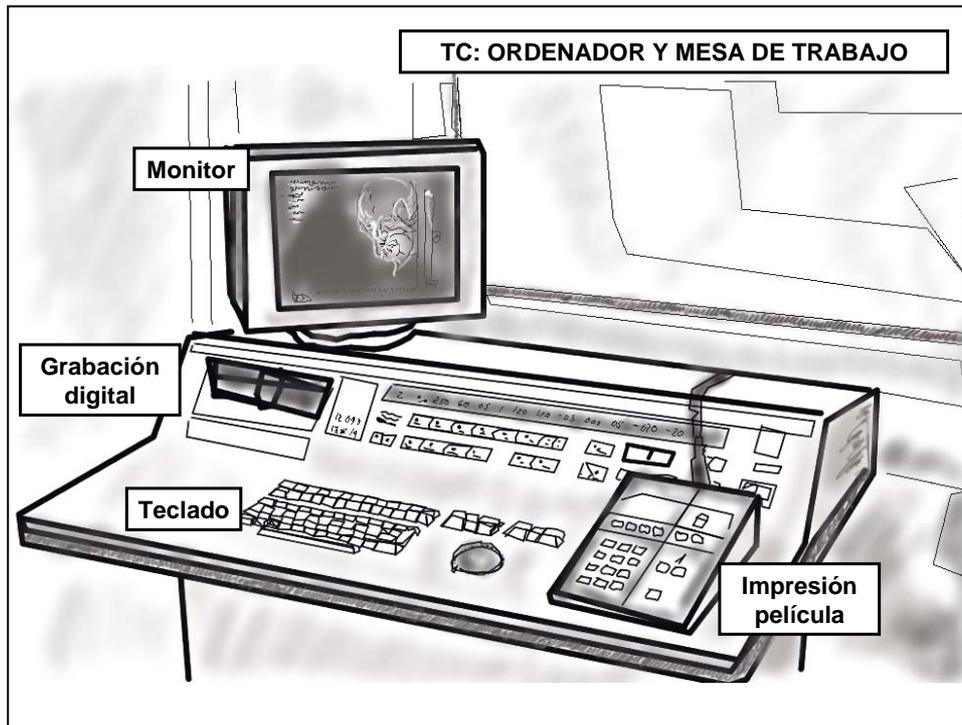


Fig.9.3. Sistema de procesamiento de datos.

El precio del ordenador puede suponer la tercera parte del coste total del equipo, aunque su precio se reduce cada vez más como consecuencia del progreso de la informática. El tiempo de procesamiento del cálculo matemático necesario para la presentación de una imagen radiológica en la pantalla corresponde al tiempo de reconstrucción, y en estos momentos se encuentra aproximadamente en 1 segundo.

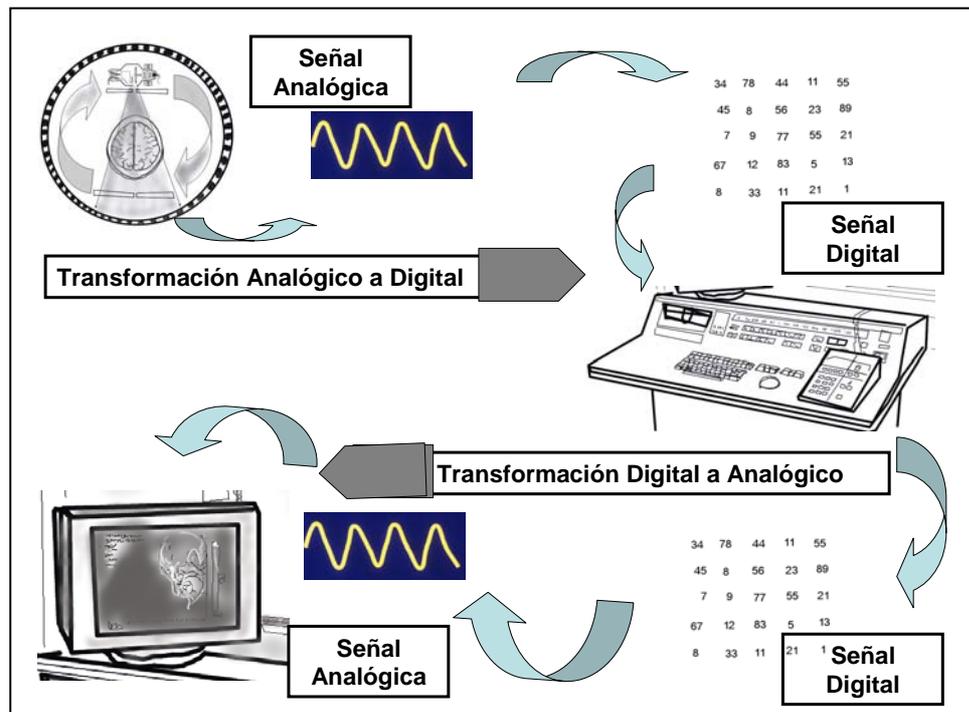
9.2.3. Sistema de Presentación y Almacenamiento de datos.

3.1. 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 (Fig. 9.4).

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.



Mediante un puntero digital, tapiz óptico o ratón se puede obtener y representar numéricamente cada v
Fig.9.4. Modificaciones Analógico-Digital-Analógico que se precisa realizar en TC.

3.2. 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.

9.3. CARACTERÍSTICAS DE LA IMAGEN EN LA TC

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, aún 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.

9.3.1. EVOLUCION 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.

Actualmente la TC helicoidal, tras la evolución del estativo y la eliminación de los cables electricos al trabajar con señales de radiofrecuencia permite un estudio que no esta basado en disparos múltiples sino en una exposición continua que permite la realización de los estudios más rápidos y una reconstrucción en todos los ejes del espacio tras la reconstrucción de la imagen correspondiente.

Los diseños futuros, actualmente en desarrollo, prometen una mejora de la calidad de imagen con una menor dosis de radiación. En algunos, es diferente el movimiento del tubo de rayos X, la matriz de detectores o se modifican ambos. En otros modelos también se mueve al paciente. Se han desarrollado modelos mucho más rápidos que permiten la TC dinámica. En algunos casos se consigue y se esta desarrollando la imagen tridimensional del órgano o tejido explorado.

9.3.2. CARACTERISTICAS DE LA TÉCNICA. ATENUACIÓN.

La formación de los contrastes y de la imagen en TC, al igual que en la placa radiográfica convencional, esta 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 ATENUACION**. 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 **ATENUACION**. La posibilidad de ser más o menos absorbida, y por tanto ATENUADA, dependerá de:

1. **EL NUMERO ATOMICO** 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 y atenuación son conceptos idénticos a la hora de interpretar la densidad de la imagen radiológica.

9.4. MATRIZ, PIXEL Y VOXEL.

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 ($512 \times 512 = 262.144$).

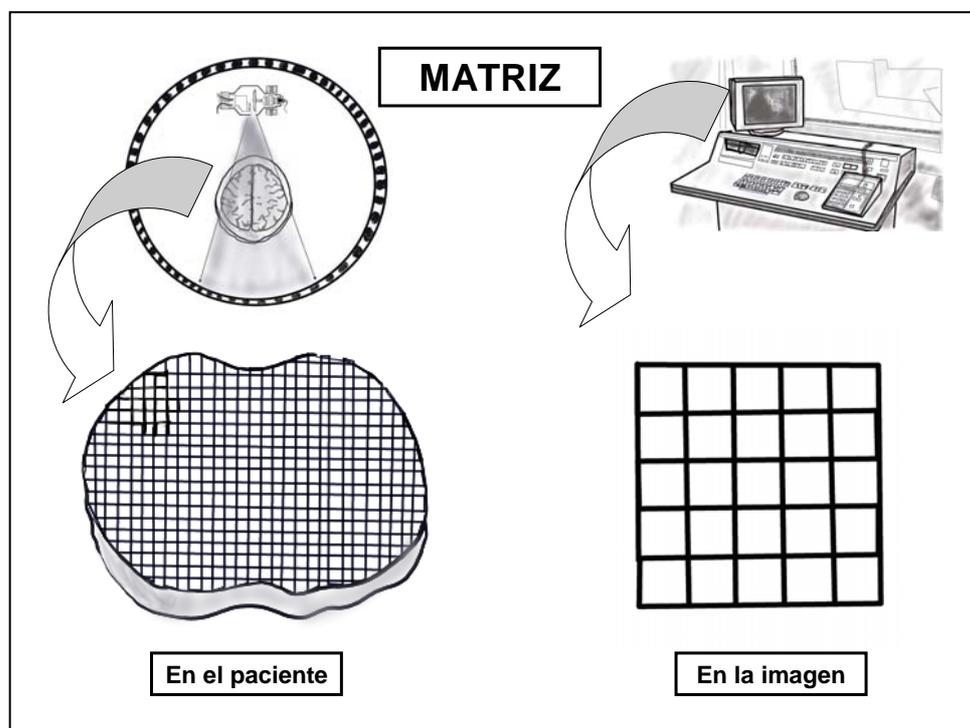


Fig.9.5. La Matriz en Tomografía Computarizada.

Cada uno de estos pequeños cuadraditos o elementos que componen la Matriz, reciben el nombre de **PIXEL (PICTURE ELEMENT)**: es decir, elemento de representación o de dibujo, siendo su tamaño para todos igual, y proporcional al número de matriz empleado (Fig. 9.6). Es decir, cada imagen radiológica de un paciente visualizada en el monitor, en su conjunto constituye la matriz, y a su vez esta formada por pequeños trocitos de la imagen. Cada uno de esos trocitos es un pixel, y cada pixel corresponde a una porción del paciente al que se le ha realizado la imagen topográfica

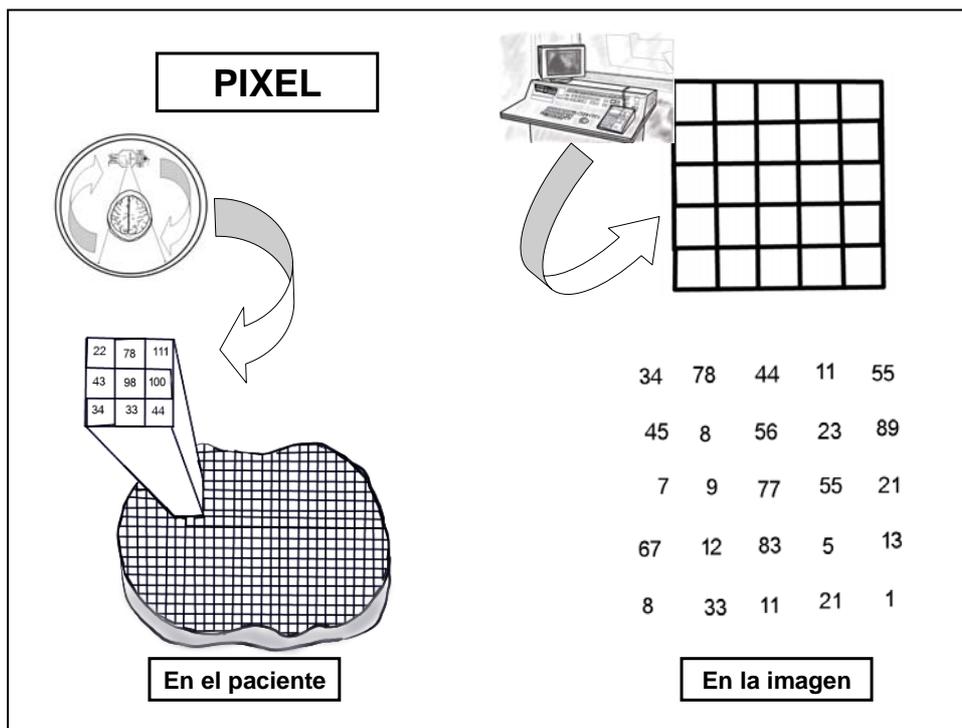


Fig.9.6. La Matriz y el Pixel en TC.

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 trabajar 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 esta 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 **VOXEL (VOLUMEN ELEMENT)** o elemento de volumen ((Fig. 10.7). Desgraciadamente no es posible una representación tridimensional en el monitor de televisión de la TC, y no se puede representar independientemente este concepto de Voxel .

Por ello, en la representación bidimensional de la pantalla de televisión de la TC, la cara que presenta el VOXEL al observador que la mira coincide con el PIXEL; pero el pixel tiene un valor de atenuación que tiene en cuenta al grosor del mismo (voxel), aunque no se vea en la pantalla de televisión (Fig. 9.8). 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 pixel que visualizamos corresponde a la representación bidimensional del voxel.

En la práctica, el tamaño de la matriz y la forma de solucionar el problema entre Pixel/Voxel suponen las dos limitaciones más importantes en la utilización de la TC, ya que afectan a la obtención de la imagen radiológica. El detalle que se consigue en la exploración con TC viene determinado por el **número de la MATRIZ** que define el tamaño y número del PIXELES de la imagen, y por el **grosor del corte** que seleccionamos para realizar el estudio.

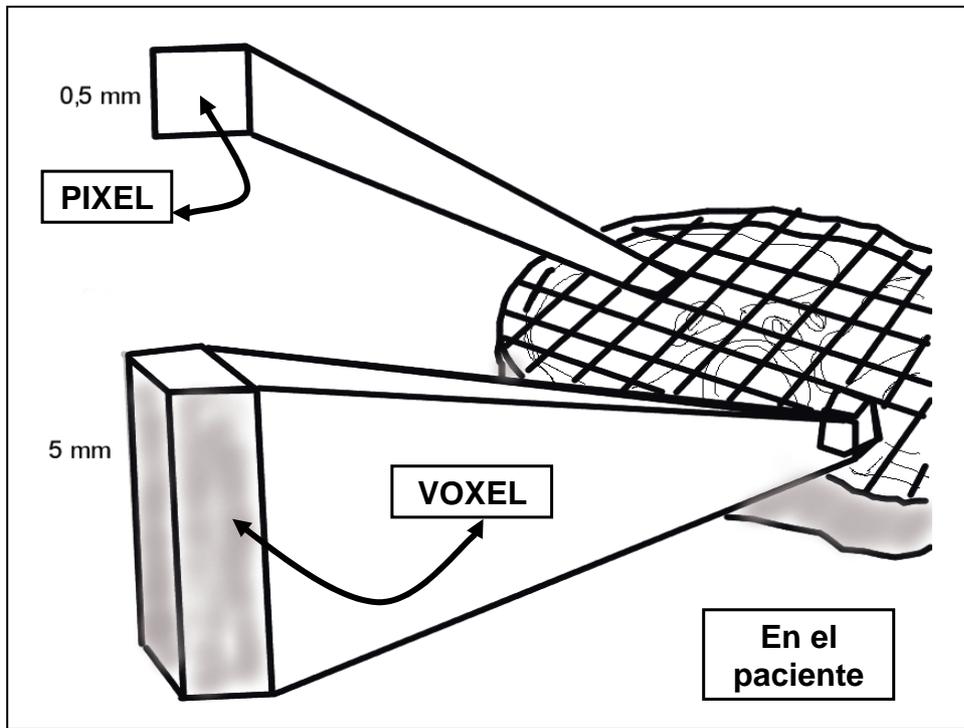


Fig.9.7. Relación entre Pixel y Voxel.

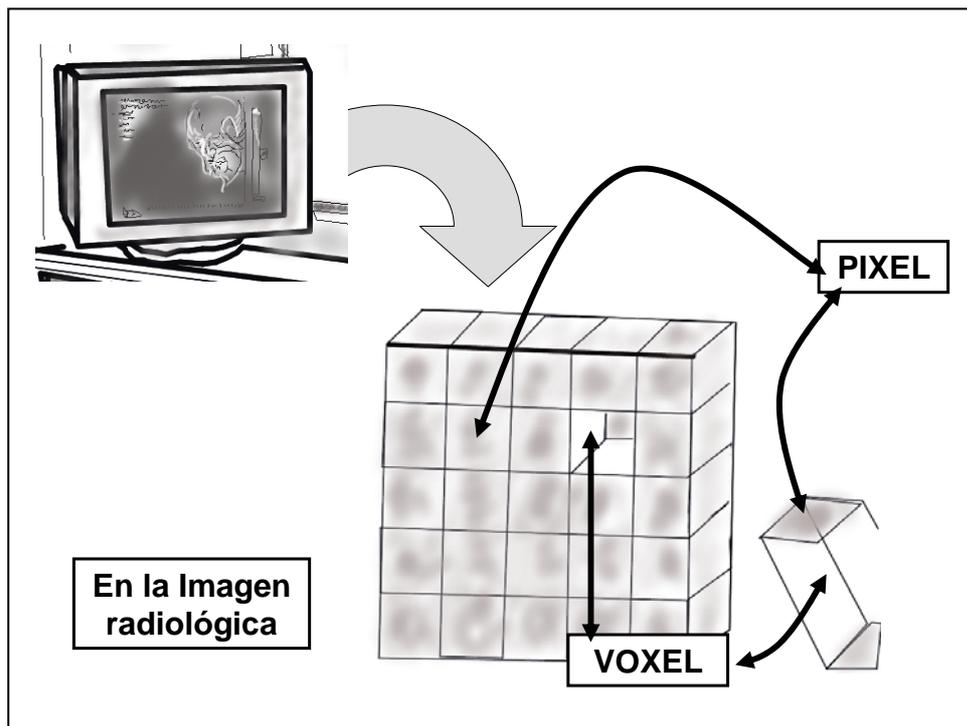


Fig.9.8. El Pixel es la representación bidimensional del Voxel.

La imagen radiológica obtenida puede variar significativamente en función de la matriz con la que pueda trabajar la TC. En la Figura 9.9 se puede ver la dependencia de la imagen con la matriz del monitor. Si se realiza una TC de un anillo de metal y se visualiza con una TC que tiene una matriz muy pequeña (Fig.9.9.a), éste anillo podría ser completamente cuadrado y sin cavidad interna, ya que todo su volumen ha quedado incluido en un único pixel, y su representación corresponde a la media aritmética de su atenuación, sin otra posibilidad de visualización. Con un TC

de matriz mayor, el mismo anillo podría ser redondeado y con cavidad interna pero con superficie irregular y estriada con paredes anchas (Fig.9.9.b). Con una matriz mucho mayor (Fig.9.9.c.), la imagen puede parecerse extraordinariamente a la imagen real del anillo estudiado.

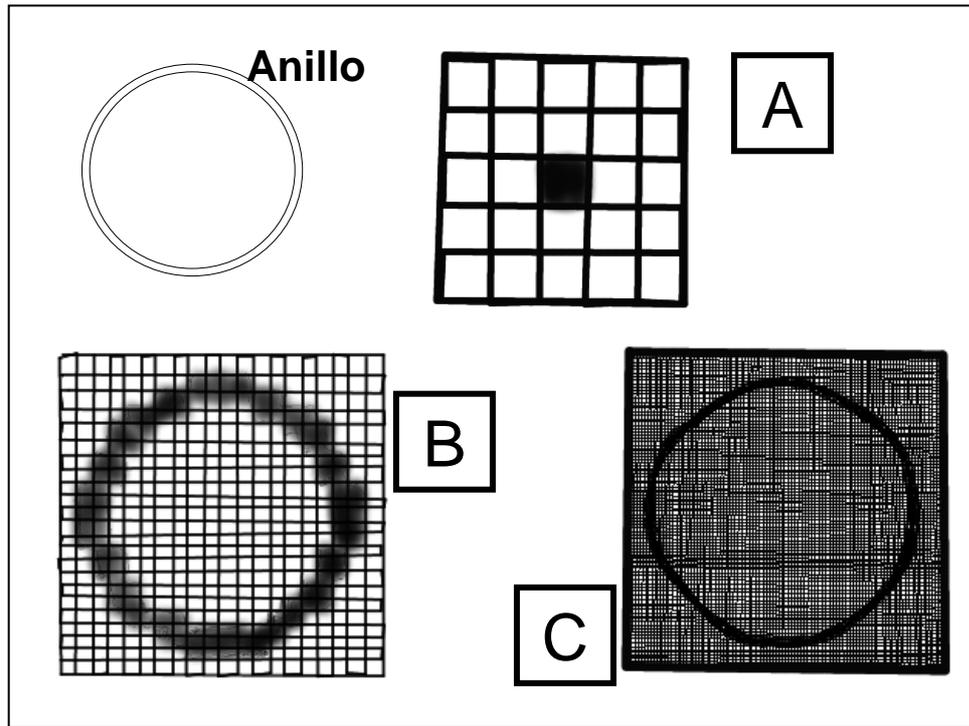


Fig.9.9. Alteraciones de la imagen en función de la matriz utilizada: a)matriz pequeña;b)matriz grande;c) matriz muy grande (alta resolución).

Pero además hay otro factor importante para valorar la imagen radiológica de la TC: el espesor del corte. Si se realiza un corte sobre un objeto como se observa en la Fig. 9.10. la representación de la atenuación fotoeléctrica producirá una absorción que viene representada por la media aritmética de la atenuación en dichos volúmenes. Pero si se modifica el espesor del corte, nosotros seguiremos viendo la media aritmética de los elementos que esten incluidos en ese corte, pero ésta puede variar enormemente. Así, en la Fig.9.10, dos elementos de diferente contenido pueden presentar una absorción o atenuación diferente (gris o negro). Sin embargo, si se modifica el espesor del corte (Fig.9.11) podemos encontrar grandes diferencias en la representación de un mismo objeto, en función del tamaño del corte que seleccionemos (podrá ser blanco, gris o negro respectivamente)

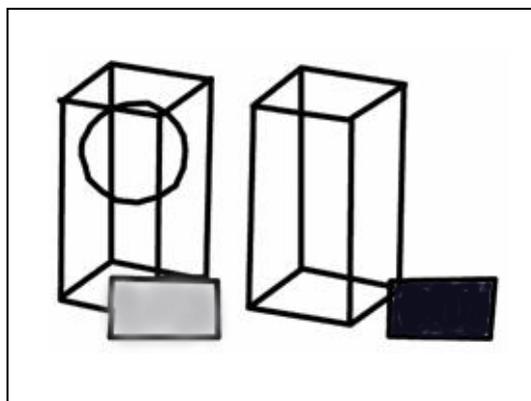


Fig.9.10. Variación de la imagen según el contenido y el espesor del corte.

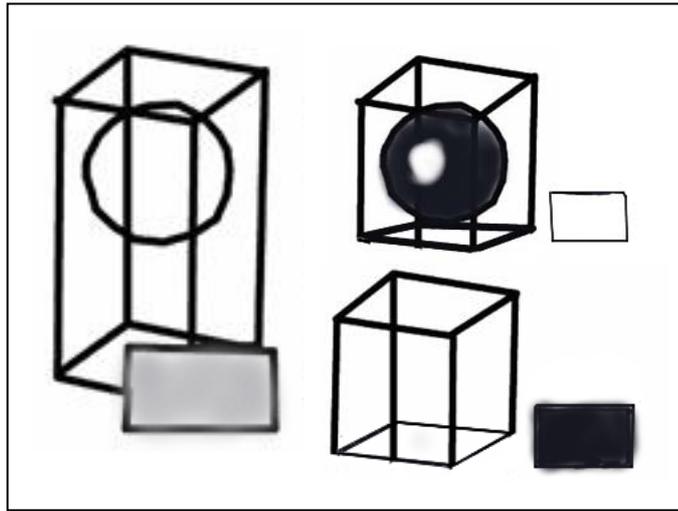


Fig.9.11. Alteraciones de la imagen de un mismo objeto en función del corte seleccionado.

Además, no sólo se afecta la atenuación obtenida, sino incluso la forma y la representación de los objetos, órganos y estructuras incluidas en el corte tomográfico. En la Fig. 9.12, podemos observar como varía las paredes de una pelota, en función del grosor del corte realizado. Evidentemente cuanto mayor sea la matriz, mayor el número de píxeles, menor el espesor del corte y mayor el número de cortes que se realicen en un paciente tanto mejor será la imagen obtenida y el estudio realizado. El inconveniente mayor lo supone el tiempo necesario para realizar el estudio y la dosis de radiación administrada al paciente.

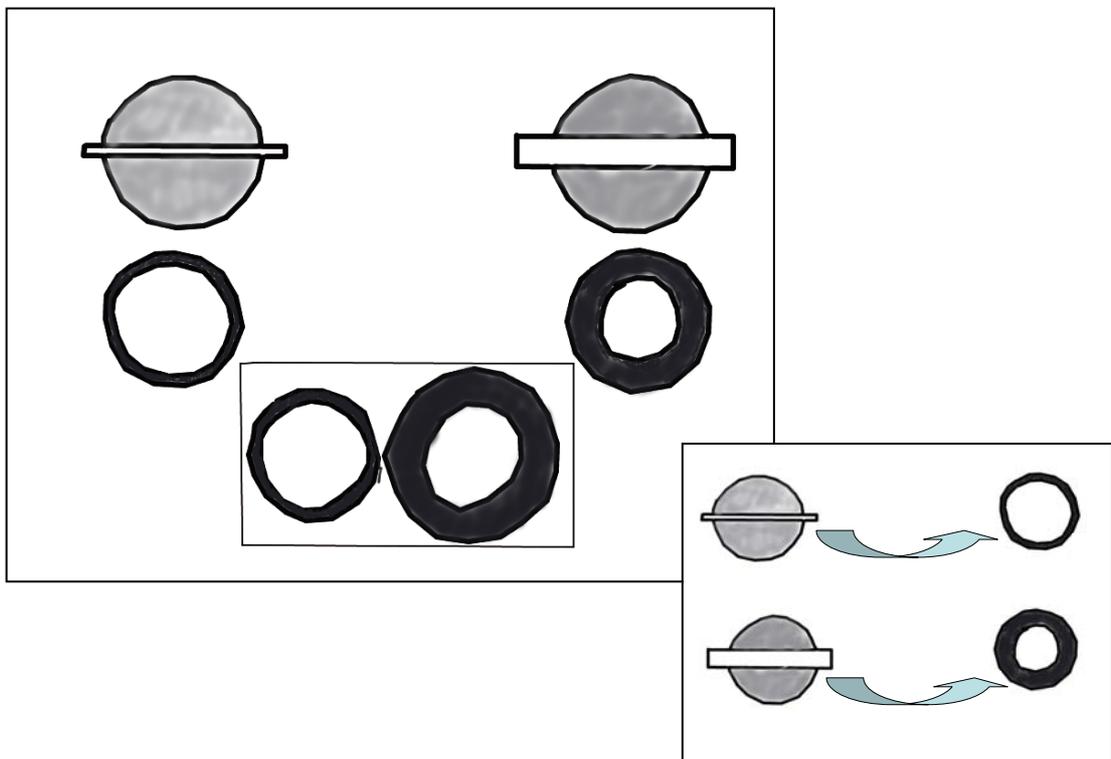


Fig.9.12. Alteraciones de la imagen obtenida en función del espesor del corte seleccionado.

En la práctica el pixel es de 1-1'5 mm de lado y el espesor varía entre 4-13 mm. Con la reducción del tamaño del pixel no sólo se gana en resolución de la imagen, sino que representando cada uno de ellos, el resumen o promedio de los valores de atenuación de un volumen dado, hace la imagen tenga una mejor coincidencia con la realidad. El límite de tamaño del PIXEL viene dado por una serie de factores físicos, mecánicos y por la complejidad del cálculo.

9.5. VALOR DE ATENUACION

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 PIXEL se le denomina **VALOR DE ATENUACION** y se representa por un número entero. Cada cuadrícula o celda de información, Pixel, 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 (Fig. 9.13).

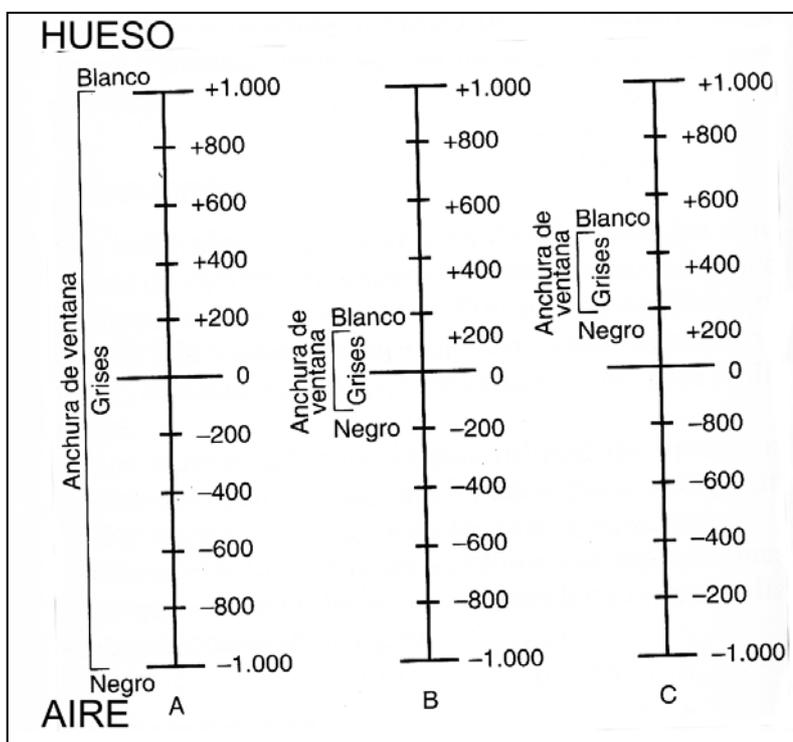


Fig.9.13. Amplitud de ventana: a) Nivel de ventana 0, amplitud de ventana 2000 Unidades Hounsfield; b) Nivel de ventana 0, amplitud de 200 Unidades Hounsfield; c) ventana para hueso.

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 (Fig.9.14). Evidentemente si en la planificación del estudio una lesión queda fuera de los planos y cortes realizados, es imposible que aparezca en la imagen radiológica y por tanto se hace imposible su diagnóstico con esta técnica; por lo que el conocimiento de estas características resulta imprescindible para valorar las imágenes obtenidas en TC.

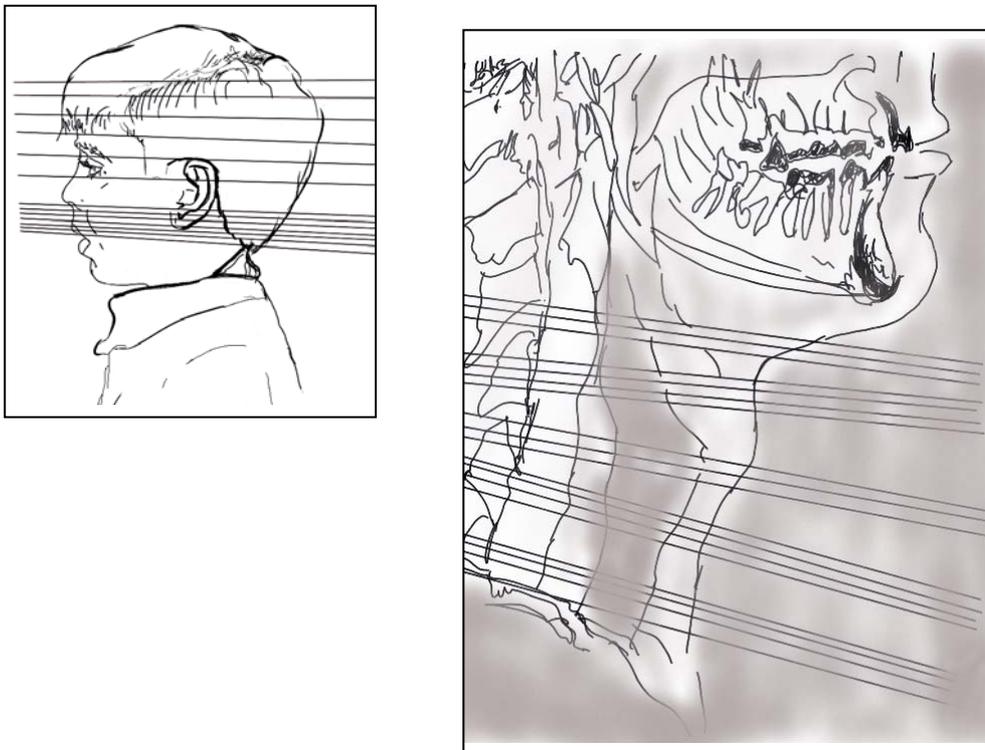


Fig.9.14. Planimetría. Selección del número, grosor e inclinación de los cortes para realizar el estudio en cada paciente..

En definitiva, los diferentes tejidos de interés médico se encuentran representados en la Fig.9.15, y que aparecen con una escala de grises proporcional a la absorción realizada (atenuación) de la radiación que han producido sobre el haz de rayos X. Si con el lápiz óptico o ratón informático se toca cualquier pixel de la matriz del monitor de televisión. Aparecerá el valor numérico o Unidad Hounsfield de ese pixel concreto. Ello supone una ayuda muy valiosa para la identificación del tejido al que corresponde e incluso a la patología subyacente en ese lugar.

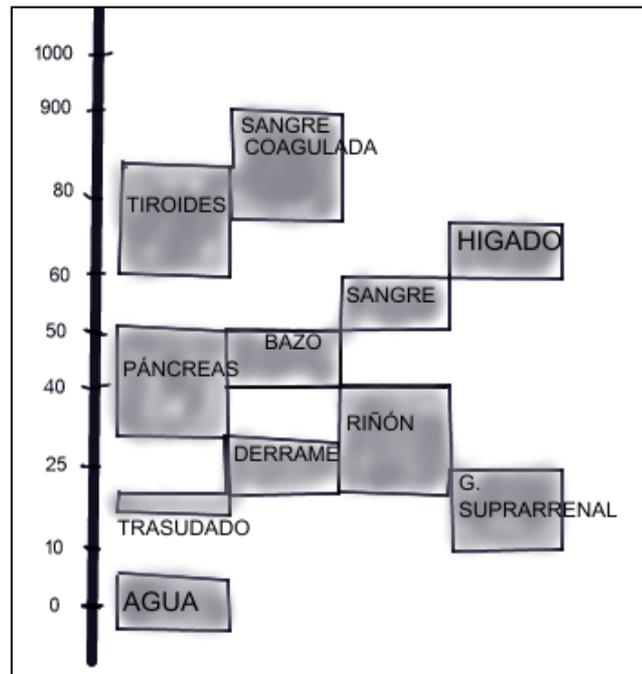


Fig.9.15. Densidades de órganos parenquimatosos y de fluidos orgánicos.

9.6. CALIDAD DE LA IMAGEN

La calidad de la imagen en TC viene determinada por unas características, a los que generalmente se les puede asignar un valor numérico, dado que en TC los píxeles tienen valores discretos o numéricos. Dichas características que determinan la Calidad de Imagen en la TC son: **Resolución espacial, resolución de bajo contraste, ruido y linealidad.**

9.6.1. RESOLUCIÓN ESPACIAL

Cuando se obtiene una imagen de dos estructuras que presentan una interfase muy nítida entre ellas (blanco/negro), la imagen reconstruida por la TC será algo borrosa en el punto de cambio. El grado de borrosidad proporciona una medida de la resolución espacial de alto contraste del sistema. Como la imagen en su punto de cambio es una representación visual de los valores numéricos de los píxeles correspondientes, se pueden analizar su valor numérico en torno a la zona de cambio para obtener una medida cuantitativa de su resolución espacial. En realidad el valor numérico no cambiará bruscamente sino que lo hará en forma gradual de números Hounsfield. Esta transición en sus valores numéricos indica una mala resolución espacial.

Cuanto mayor sea el tamaño del píxel y menor el contraste del sujeto, peor será la resolución espacial. De igual forma el tamaño de los detectores, el diseño de los colimadores que aumentan la radiación dispersa afectan a la resolución espacial, ya que también disminuyen el contraste del sistema.

9.6.2. RESOLUCION DE BAJO CONTRASTE

La capacidad de distinguir un tejido con una determinada composición de otro de composición similar, independientemente del tamaño y de su forma, recibe el nombre de Resolución de bajo contraste. Los equipos de TC son insuperables en este aspecto.

Como se ha visto, el coeficiente de atenuación de energía depende de la energía del fotón, del número atómico del tejido irradiado y de la densidad de la parte corporal explorada. Todo ello le concede una unidad Hounsfield en cada píxel, con un valor numérico que es fácilmente diferenciable del valor numérico aportado por las estructuras de los tejidos vecinos. La escala de grises por unidades independientes del TC permite al equipo distinguir mejor estructuras similares y de composición parecida.

Esta resolución de bajo contraste esta limitada por el tamaño y la uniformidad del objeto y también por el ruido del sistema.

9.6.3. RUIDO DEL SISTEMA

Si se realiza un barrido de un medio perfectamente homogéneo, como es un fantoma o maniquí de agua, el valor de cada uno de los píxeles de esa imagen debería ser cero. Pero esto no ocurre, porque la resolución de bajo contraste no es perfecta. Por tanto, la media de todos los valores de todos los píxeles será cero, pero algunos darán valores superiores y otros inferiores a cero. Esta variación de los numeros en torno al cero es el Ruido del sistema. Si todos los píxeles presentaran el mismo valor, el ruido del sistema sería cero.

El ruido se define como la desviación estándar porcentual de los píxeles obtenidos al realizar un barrido de un recipiente de agua. El ruido del sistema depende de distintos factores:

- Tensión de pico y filtración
- Tamaño del pixel
- Grosor de la sección
- Eficacia de los detectores
- Dosis que recibe el paciente.

En un mismo aparato, el valor del número de TC puede variar de un día para otro e incluso de una hora a otra. En último extremo, es la dosis que recibe el paciente, o el número de rayos X que utiliza el detector para producir la imagen la que condiciona el ruido del sistema.

9.6.4. LINEALIDAD

Es muy importante realizar calibraciones periódicas para comprobar que el agua sigue siendo representada por el cero y los restantes materiales por sus números correspondientes de TC. Se recomienda una calibración diaria mediante la utilización de fantomas.

La falta de linealidad indica que el equipo funciona mal o esta desalineado. Si la desviación es pequeña los valores numéricos de TC no serán precisos, pero el efecto sobre la imagen puede ser muy pequeño. No obstante, esta pequeña desviación puede afectar al análisis cuantitativo del tejido mediante los valores de atenuación de los píxeles en TC.

9.7. ARTEFACTOS

Se llama así a todos los componentes del contenido o la forma de la imagen que no corresponden a lo esperado en un sistema de TC supuestamente ideal.

Se pueden clasificar atendiendo a la causa que los ha provocado, en dos tipos diferentes:

9.7.1. Artefactos de origen cinético

a) Por movimiento del paciente: es el más frecuente de los artefactos producidos y sólo se puede evitar con una adecuada información al paciente de la técnica que se le va a aplicar y las consecuencias que conlleva su movimiento. Por otro lado, si se trata de niños o personas que no pueden evitar el movimiento, sólo queda la posibilidad de la sedación con fármacos o la inmovilización mediante dispositivos adecuados.

b) Por fuera de campo (F.O.V., field of view): no se trata de un artefacto de origen cinético propiamente dicho, se incluye en este apartado por similitud. Se trata de un defecto en la medición por no encontrarse todo el objeto dentro del abanico de radiación, es decir, parte del paciente no queda dentro del campo de medición de los detectores o del campo de irradiación. Esto puede suceder por un mal posicionamiento del paciente en la mesa de exploración o por ser éste demasiado grueso para ser cubierto totalmente por el haz. Se puede resolver mediante un posicionamiento correcto, mediante la ampliación del diámetro de exploración o campo de visión), algunos sistemas modernos incluyen material informatizado para hacerlo, o utilizando el zoom de imagen para analizar aquellas zonas de interés.

c) Por movimientos del sistema: si se producen artefactos por vibración del sistema tubo-detectores o mesa de exploración sólo pueden ser debidos a avería de dichos componentes, de modo que será la casa instaladora la competente para solucionarlos.

9.7.2. Artefactos de origen técnico

a) Por aliasing: se produce cuando en la secuencia de corte un detector pasa de medir un fotón extraordinariamente atenuado, por ejemplo, por un objeto metálico o de alto Z, a medir un fotón de atenuación normal o baja, por ejemplo, un asa intestinal o *pulmón*. Este cambio brusco del nivel energético que el detector debe medir ocasiona un retardo en el tiempo de reacción del detector y como consecuencia se produce un **falso halo** de atenuación en torno al componente de alta densidad. Se puede disminuir o eliminar este artefacto situando el elemento perturbador lo más centrado posible en el campo de medición o aumentando el número de proyecciones por corte.

b) Por falta de linealidad, es decir, la medición obtenida por algún detector, o por todos, no es proporcional en una secuencia creciente de espesores del objeto. Se produce entonces una imagen heterogénea, si el error es de todos los detectores; o bien una secuencia de anillos parciales o rayas si el error es de un sólo detector. Aún siendo una avería del sistema de detectores se puede, en parte, subsanar reduciendo el espesor del corte mediante colimación.

c) Por falta de estabilidad: se produce cuando falla la sensibilidad de un detector o grupo de ellos. Aparecen en la imagen unos anillos concéntricos o rayas, dependiendo del sistema de reconstrucción de imagen. Sólo se puede solucionar el problema mediante la calibración de los detectores. Algunos sistemas de TC incluyen procedimientos de autocalibración que pueden ser usados tantas veces como sea necesario.

BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA.

GONZÁLEZ RICO, J., DELABAT, R, y MUÑOZ, C.(1996). *Tecnología Radiológica*. Paraninfo, Madrid

BUSHONG, S. (1998).- **Manual de radiología para técnicos. Física, Biología y Protección Radiológica** (6ªed.). Harcourt & Brace, Madrid .

HOFER,M (2001).- **Manual práctico de TC. Introducción a la TC.** (3ªed). Médica Panamericana, Madrid.