



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**APLICACIÓN DE LA IMAGENOLOGÍA
EN PATOLOGÍA**

T E S I N A

**Que para obtener el Título de
CIRUJANA DENTISTA**

Presenta:

CLAUDIA AGUILAR HERNÁNDEZ

DIRECTOR:

C.D. DANIEL QUEZADA RIVERA

ASESORA:

DRA. ROSA ELVA LEYVA HUERTA

MÉXICO, D.F.,

MARZO 2004.

A large, stylized handwritten signature in black ink is located in the bottom right corner of the page, overlapping the date.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Índice

	Página
1. Radiología	14
a) Definición.	14
b) Descripción y funcionamiento.	14
c) Indicaciones.	19
d) Interpretación.	20
2. Angiografía	23
a) Definición.	23
b) Descripción y funcionamiento.	23
c) Indicaciones.	29
d) Interpretación.	30
3. Tomografía Axial Computarizada	31
a) Definición.	31
b) Descripción y funcionamiento.	31
c) Indicaciones.	40
d) Interpretación.	42
4. Ultrasonidos	45
a) Definición.	45
b) Descripción y funcionamiento.	45
c) Indicaciones.	53
d) Interpretación.	54

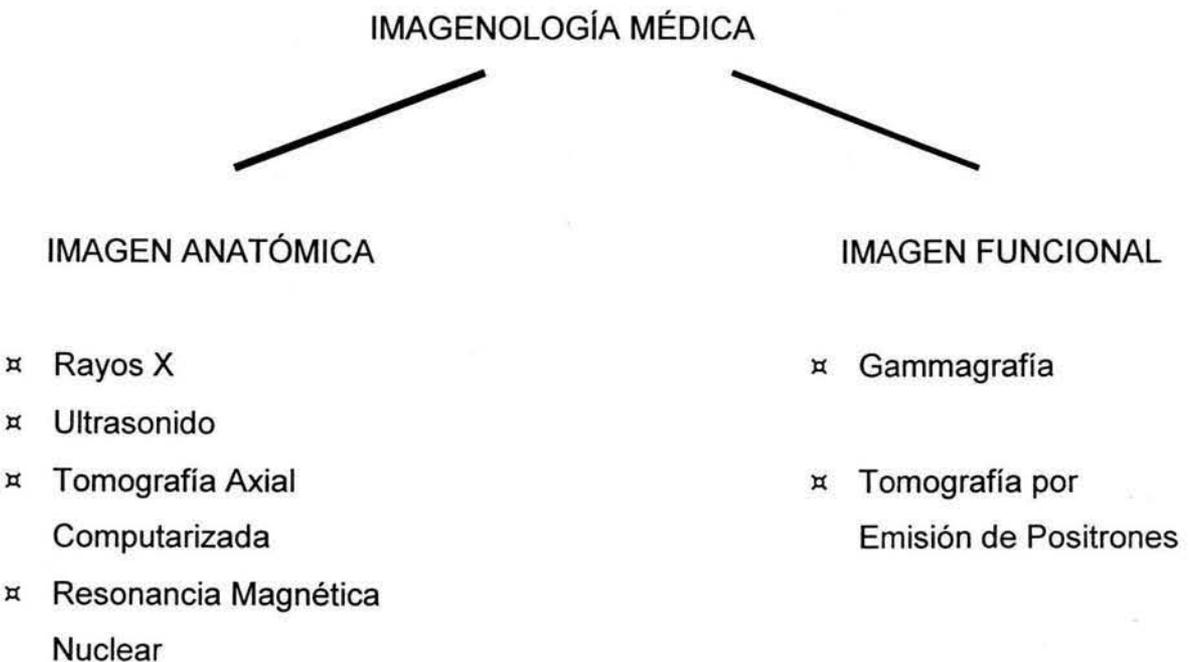
	Página
5. Resonancia Magnética Nuclear	56
a) Definición.	56
b) Descripción y funcionamiento.	56
c) Indicaciones.	64
d) Interpretación.	65
6. Gammagrafía	70
a) Definición.	70
b) Descripción y funcionamiento.	70
c) Indicaciones.	76
d) Interpretación.	77
7. Tomografía por Emisión de Positrones	79
a) Definición.	79
b) Descripción y funcionamiento.	79
c) Indicaciones.	83
d) Interpretación.	84
8. Reconstrucción Tridimensional.	86
a) Definición.	86
b) Descripción y funcionamiento.	86
c) Indicaciones.	92
d) Interpretación.	95

Introducción

La disección del cadáver ha permitido conocer la anatomía normal y distinguirla de la patológica. La obtención de imágenes en medicina permite la valoración anatómica del sujeto vivo.

La información que proporciona cualquier imagen puede ser clasificada en información estructural (imagen anatómica) o información funcional (imagen funcional). La primera implica mostrar, un corte anatómico particular; la segunda pretende, reflejar el funcionamiento de una región anatómica determinada, caracterizándolo además. (Valdés, 1995)

Tipos de Imágenes y ejemplos:



Todas estas imágenes son obtenidas mediante radiación, la cual se puede definir podemos definir como: "El proceso de emisión de energía atómica y su transmisión a través del espacio".

La energía se transmite en el espacio en dos formas: como partículas y en forma de onda. Las partículas pueden ser consideradas como pequeños paquetes de materia que viajan a una determinada velocidad (menor en

relación con la velocidad de la luz); la energía cinética de estas partículas se expresa matemáticamente, en esta fórmula:

$$E = \frac{1}{2} mv^2$$

Donde:

- E.- es la energía cinética
- m.- es la masa de la partícula y
- v.- es su velocidad.

Maxwell desarrolló una teoría matemática para describir a las ondas electromagnéticas, es decir, a la energía que se propaga en forma de onda y viaja a la velocidad de la luz, el origen físico de estas ondas es que las cargas eléctricas cuyas componentes son perpendiculares entre sí, una característica de este tipo de ondas es que no requieren de un medio para propagarse; algunos ejemplos de este tipo de radiación son: luz visible, luz infrarroja, luz ultravioleta, rayos X y rayos, entre otras.

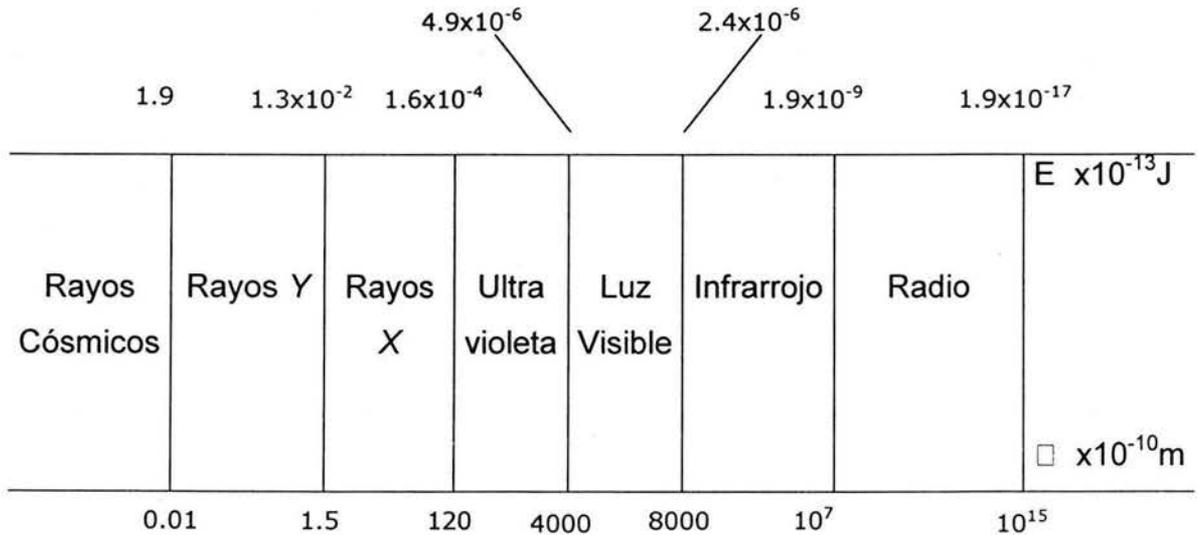
En este tipo de radiación existen dos parámetros característicos que son la longitud de onda (λ) y la frecuencia (ν), cuya relación es inversa, esto es:

$$\lambda \propto \frac{1}{\nu}$$

Donde la constante de proporcionalidad es precisamente la velocidad de la luz ($c = 3 \times 10^8$ m/s), de esta manera tenemos que:

$$c = \lambda \cdot \nu$$

El siguiente cuadro se muestra el espectro electromagnético, según su longitud de onda y cantidad de energía.



Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética de origen orbital cuya longitud de onda se encuentra entre $1.5 \times 10^{-10} \text{ m}$ y $120 \times 10^{-10} \text{ m}$. Esta radiación es generada en dos formas diferentes: a) Rayos X de frenado y b) Rayos X característico.

El 8 de noviembre de 1895, Wilhelm Conrad Roentgen, profesor de Física Teórica en Wurzburg (Baviera), descubría una radiación desconocida capaz de atravesar la materia e impresionar una placa fotográfica, la denominó **rayos X**.



W. C. Roentgen (1845-1923): inventor de los Rayos X, premio Nobel 1901

El 22 de noviembre obtuvo la primera imagen radiográfica, la de la mano de su esposa. De este modo nació la radiografía, método de evaluación anatómica *in vivo*.

Su descubrimiento le fue recompensado en 1901 con el Premio Nobel.



(Cavezain, 1993).

Primera placa radiográfica: La mano de Bertha Roentgen

Con el paso del tiempo se fueron descubriendo nuevos métodos para la obtención de imágenes, uno de ellos es la **angiografía** en la que se utilizan los *Rayos X* y un material de contraste para la obtención de imágenes, que por medio de un catéter, se introduce una sonda, que lleva el material de contraste y se toma una serie de *Rayos X* para obtener las imágenes secuenciales.

Continuando con la búsqueda de algo nuevo para poder mejorar los estudios de imagenología, se realizan intentos mediante ondas, es decir, **ultrasonidos**, también llamado sonografía (ecografía).

Los primeros intentos para localizar objetos sumergidos con ultrasonido datan de la época del Titanic en 1912. Langevin y colaboradores trataron de emplear el ultrasonido durante la Primera Guerra Mundial. En 1914 reportaron la construcción de un generador de ultrasonido que utilizaba el efecto piezoeléctrico recíproco. El desarrollo de esta tecnología condujo a los

primeros sistemas de SONAR (*Sound Navigation and Ranging*) y a las primeras aplicaciones a nivel industrial, como los detectores de fisuras en piezas de metal fundido.

La primera aplicación del ultrasonido en el campo médico data de 1937, año en que Dussik visualizó los ventrículos cerebrales.

El mayor estímulo que recibió el diagnóstico por ultrasonido se debió a la Segunda Guerra Mundial, época en la que se perfeccionaron las tecnologías de radar y del sonar.

En 1952, el grupo del doctor Douglass Howry y el ingeniero John T. Wild publicó sus primeros resultados sobre la obtención de una imagen bidimensional mediante el empleo de ultrasonido. El transductor se montaba en una guía circular dentro de un tanque, y se sentaba el paciente sumergido hasta el cuello en el centro del tanque, mientras el transductor emitía haces ultrasónicos radiales.

En Dinamarca, la doctora Inge Edler de Lund fue pionera en la cardiografía por ultrasonido o ecocardiografía. En 1953, en colaboración con el Doctor Hellmuth Hertz, encontró que los movimientos cardiacos podían ser registrados por ultrasonido. Esta investigación condujo al desarrollo de la visualización en modo TM ("Time Motion"), o movimiento en el tiempo. En conjunto con el registro del electrocardiograma, esta técnica constituye una gran herramienta diagnóstica en cardiología.

En 1958 Greenwood y Baum obtuvieron la primera imagen bidimensional del ojo. Por su parte, el doctor Lan Donald de Glasgow, fue el primero en aplicar el ultrasonido en el campo de la ginecoobstetricia.

En 1962, William L. Wright diseñó en la Universidad de Colorado, Estados Unidos, el primer sistema de rastreo de imágenes por contacto directo, el cual más tarde fuera desarrollado comercialmente por Picker Corp.

Tal vez la contribución clínica más importante se debe al ingeniero John T. Wild, quien demostró que el ultrasonido era capaz de diferenciar entre tejido normal, tumores benignos y tumores malignos de cáncer.

Posteriormente se presenta la **gammagrafía** mediante el prototipo de un rastreador lineal fue presentado en 1951 por B. Cassen, la primera cámara de centelleo de un solo cristal (monocristal) fue descrita por H.O. Anger en 1958 y en 1960 M.A. Bender desarrolló la primera cámara de centelleo de varios cristales (policristal). (Valdés, 1995)

Paralelamente al descubrimiento del ultrasonido, durante 1917 J. Radón, un matemático austriaco, quien trabajaba con la teoría de la gravitación, demostró que objetos bidimensionales y tridimensionales pueden ser reproducidos conociendo un conjunto infinito de sus proyecciones (vistas). No hay duda de que su trabajo científico fundamentó la existencia del primer tomógrafo 55 años después.

La tomografía nació de los estudios decisivos del Francés Bocage y el italiano Vallerona (1922) precedidos por los de Mayer (1914) y Baese (1915). (Cavezain, 1993)

1961 W. Oldendorf, científico que por primera vez utilizó una fuente de radiación a partir de un radioisótopo (yodo) y un cristal de centelleo (de sodio) acoplado a una fotomultiplicadora para explorar (en forma de rastreador) estructuras biológicas y obtener sus proyecciones. Le tomaba una hora un rastreo.

1963 A. Cormack, físico en la Universidad de Tufts donde logró desarrollar un sistema de rastreo lineal, del tipo tubo de rayos X - cristal de centelleo. Por falta de financiamiento no pudo perfeccionarlo para aplicarlo clínicamente.

1967 G. Hounsfield, ingeniero de sonido en EMI LTD (Inglaterra) desarrolló el primer sistema de rastreo de segunda generación junto con un primer algoritmo computacional para la reconstrucción de imagen, clínicamente aplicable a rastreo del cerebro, que le valdría la distinción Mc Robert Award.

Por su invento en 1979 le confirieron el premio Nobel en Medicina. A Godfred Hounsfield, se le considera el autor principal de la **TAC**.

1973 G Hounsfield, instala por parte EMI LTD- División Médica, el primer sistema **TAC** para el cerebro en la Clínica Mayor en Estados Unidos.

1975 México compra un primer tomógrafo EMI para instalarlo en el Instituto Nacional de Neurología.

1992 En México se logra instalar 100 tomógrafos en todo el país, se cubre una densidad aproximada de población de 1'000,000 de habitantes.

Desde entonces y hasta la actualidad, se han introducido muchos cambios, encaminados casi todos ellos a acortar el tiempo de barrido y la mejora de la calidad de imagen, tal y como podemos apreciar entre las diversas generaciones de aparatos de T.C.:

1ª Generación:

El tubo de RX y un detector en posiciones opuestas recorren una zona determinada, realizando los cálculos de atenuación correspondientes a esa zona, rotan ambos y recorren otra zona sobre el mismo eje realizando los cálculos de esta zona y repiten el proceso hasta conseguir los cálculos correspondientes a un ángulo de 180° sobre el mismo eje.

Los tiempos de barrido por corte eran de 4 a 5 minutos.

2ª Generación:

Treinta detectores opuestos al tubo de Rx, reducen el número de rotaciones de 180° a 6 por cada barrido, lo que a su vez reduce el tiempo total del barrido entre 20 y 60 segundos.

3ª Generación:

Un conjunto de detectores, junto con el tubo de Rx opuesto a ellos describen un giro de 360° , con lo que se reduce el barrido a tiempos inferiores a 3 segundos.

4ª Generación:

El tubo rota por el interior de una corona de detectores fijos que recogen y envían los datos para su cálculo. Aunque así no se desajusta con facilidad la posición de los detectores, el tiempo de barrido viene a ser igual que el de la generación anterior.
(Cadime.com.ar)

5ª Generación:

El objetivo es no tener partes mecánicas en movimiento, es decir, el uso de múltiples fuentes de radiación, se logran tiempos de rastreo por debajo del segundo sin ningún movimiento mecánico, Hoy en día sólo existen dos tomógrafos, fabricados en 1992 por Picker, que utilizan esta tecnología para rastreos del corazón. (Valdés, 1995)

La aparición del escáner marca una etapa decisiva en los medios de investigación radiográfica al introducir el ordenador en estas técnicas. Se trataba de una técnica revolucionaria que asociaba un principio físico conocido (el de la atenuación del haz de rayos X cuando atraviesa un objeto conocido) con un principio de astrofísico (la reconstrucción de la imagen por visualizaciones angulares múltiples).

El registro de la imagen ya no depende de una superficie fotográfica sensible de características necesariamente limitadas, sino de una serie de detectores (cámaras de ionización) que, por la transformación de un mensaje fotónico en equivalentes eléctricos permite, a través del análisis y ampliaciones electrónicas, multiplicar la sensibilidad densitométrica del conjunto alrededor de unas 200 veces respecto al sistema convencional.

La *computerized axial tomography* (TC) había nacido. En un principio su difusión fue neurorradiológica (*brain scanner*). Rápidamente esta técnica se adaptaría a la exploración del conjunto del cuerpo obteniendo los espectaculares resultados que todos conocemos.

La TC vio extender su campo de aplicación a medida que mejoraba la difusión y perfeccionamiento de los aparatos y programas informáticos.

Mediante las propiedades magnéticas del núcleo, que fueron constatadas ya en 1920 por Pauli y demostradas en 1922 por Stern y Guerlach. Bloch y Purcell desarrollaron una teoría de la que surgieron técnicas de análisis químico con RM (**resonancia magnética**) de estructuras moleculares y sus interacciones; gracias a ello obtuvieron el Premio Nobel de 1946.

En 1971, R. Damadian, anunció sus posibilidades.

En 1973 P. C. Lauterbur realizó las primeras imágenes.

El 28 de mayo de 1979, Hawkes obtuvo la imagen de una cabeza.

La RM determinó una nueva etapa. La obtención de imágenes ya no depende de una fuente exógena de Rayos X, sino que el paciente se convierte en su propio emisor.

La RMN es un método de análisis físico químico:

Nuclear: Interesa al protón, partícula elemental del núcleo atómico de carga positiva

Magnética: Utiliza las propiedades magnéticas del protón o *spin*,

Resonancia: Por las propiedades magnéticas, los protones sometidos a ciertas ondas de radiofrecuencia absorben energía (pasando de un nivel energético a otro) y la emiten al volver a su nivel inicial (fenómeno de resonancia).

La imagen médica obtenida con la RM es el resultado de contraste entre 2 compuestos de un órgano, ligado a su diferencia de resonancia (de hecho, a su diferencia en contenido de agua). (Cavezain 1993)

En 1968 D. Kuhl, en la Universidad de Pennsylvania, construyó el Primer Sistema de Rastreo para Imágenes de Radionúclidos. Probablemente a Kuhl se le considere como el autor principal de la técnica de Tomografía de emisión de positrones. (*Positron Emission Tomography*, PET). (Valdés, 1995)

En el decenio de 1970 Ter-Pogossian y colaboradores construyeron un modelo de detectores de radiaciones gamma dispuestos en forma axial (24

detectores de centelleo), montados en un armazón axial hexagonal - similar, sin los tubos de rayos X, a los detectores de la disposición para TC, a continuación se colocó en el centro del hexágono (o en el centro del círculo para fines prácticos) una muestra conteniendo ^{64}Cu , cuyos potentes fotones de 511 keV pudieron registrarse al mismo tiempo en detectores opuestos (Radiology 1975; 114:89-98).

El resultado fue el desarrollo de lo que ahora se denomina tomografía por emisión de positrones (TEP), la cual proporciona imágenes de mayor nitidez incluso en menor tiempo que la centelleografía con cámara. Esto se debe a que la colimación se produce de manera automática por la energía considerable y el viaje en sentidos opuestos y con mínima atenuación de los dos fotones a la vez. (santin, 2001).

La utilización de la tomografía computada helicoidal o espiral en la práctica clínica es a partir de 1989, es decir, el renacimiento de la tomografía en la década de los 90's.

La reconstrucción tridimensional es posible gracias a la informática y permite reconstruir en relieve la anatomía de superficie (ósea y cutánea), a partir de cortes de escáner (y pronto de RM) seriados.

Tiene aplicación sobre todo en traumatología y en las malformaciones. Proporciona un documento didáctico incomparable que permite una simulación operatoria con total seguridad.

En el estudio odontoestomatológico, la digitalización de la imagen encuentra su aplicación en los sistemas de conversiónseudocolor (Prof. L. Daudibertières, Dr. G. Etienne), en radioscopia dentaria (Pr. G. Bouchier) y en radiovisuografía (Dr. F. Mouyen). (cavezien, 1993)

Este método es probablemente, el más actualizado y que proporciona mejores datos para el estudio y diagnóstico de patologías, ya que nos permiten ver la imagen en los 3 planos (axial-sagital-coronal).

Radiología

a) *Definición*

Es el estudio de las radiaciones ionizantes en sus aplicaciones al diagnóstico y tratamiento de enfermedades por medio de los rayos X. Estos rayos son radiaciones de tipo electromagnético en los que se basa el estudio de origen orbital, cuya longitud de onda se encuentra entre 1.5×10^{-10} y 120×10^{-10} y es generada en 2 formas diferentes: Rayos X de Frenado y Rayos X Característicos. (Valdés, 1995)

b) *Descripción y Funcionamiento*

Las imágenes radiológicas se forman como resultado de la interacción entre la fuente de radiación y un sistema detector de fotones. La interacción de los fotones con el paciente, ya sea por la absorción de éstos o por su dispersión produce un patrón de distribución de los fotones emitidos sobre el material de detección.

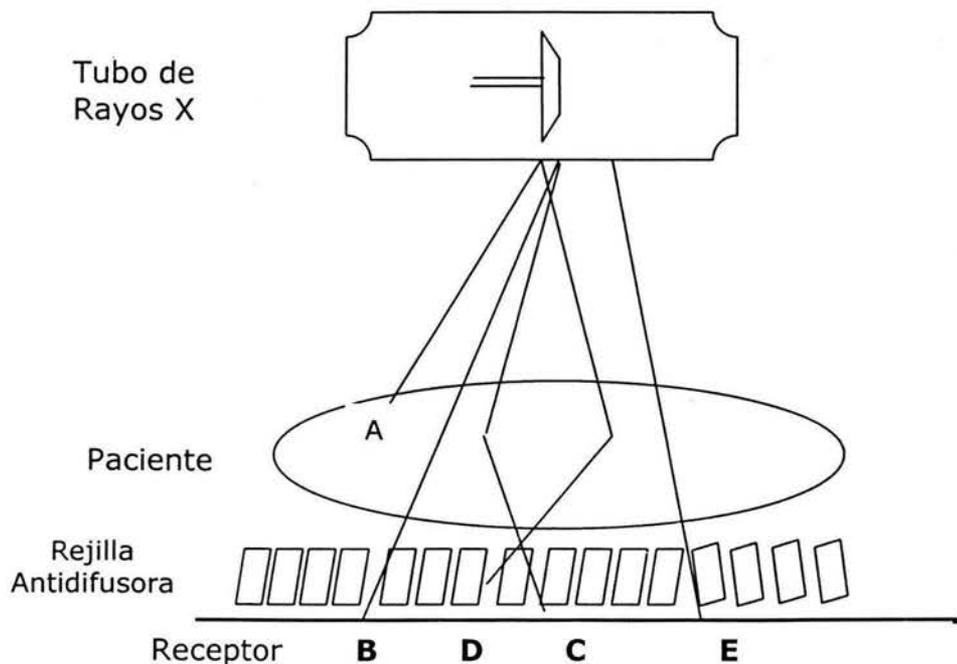
Ésta nos da una imagen plana del objeto a estudiar, que en su mayoría nos ayuda a la visualización de los tejidos duros.

Los fotones registrados pueden ser, tanto fotones primarios, que pasaron a través del paciente sin interactuar, como los fotones secundarios, que resultan de la interacción del paciente con la radiación. Estos últimos no producen información útil, pero interfieren con el proceso de información de la imagen. Los fotones primarios proporcionan una medida de probabilidad de que un fotón pase a través de un paciente sin interactuar, y esta información es un reflejo de las características de los tejidos atravesados por la radiación. La imagen es una proyección de las propiedades de atenuación de los tejidos.

Los fotones emitidos por el tubo de rayos X, entran dentro del paciente, estos fotones pueden pasar sin interactuar con los tejidos, pueden absorberse o pueden ser dispersos por el cuerpo del paciente. Los fotones primarios registrados por el sistema receptor, forman la imagen mientras que los fotones dispersos, pero no absorbidos contribuyen a la información de una imagen de fondo, que degrada la imagen de interés. En buena medida, los fotones dispersos pueden eliminarse por medio de dispositivos, tales como rejillas o espacios de aire que absorben la radiación dispersa.

El tubo de rayos X es el elemento fundamental en toda instalación radiológica. Este elemento está constituido de un cátodo con un filamento caliente y un ánodo hecho de metal refractario y pesado. Estos electrodos se mantienen en un sistema al vacío dentro de un tubo de vidrio, los elementos son arrancados del filamento por el potencial positivo del ánodo y chocan con éste con una fuerza proporcional al potencial. Existe una pieza metálica que sirve para dirigir al flujo de electrones sobre la superficie específica del ánodo.

Sistema de radiología convencional

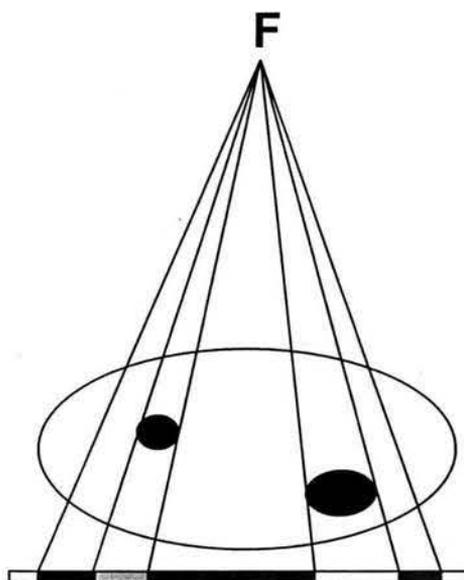


Sistema de radiografía convencional.

*B y E son fotones que han atravesado al paciente sin interactuar;
C y D son fotones dispersos, D ha sido absorbido por la rejilla antidifusora;
A ha sido absorbido por el paciente*

El choque de los electrones produce la aparición de la radiación X primaria, que se dirige del cátodo hacia todas las direcciones. Sólo se empleará la parte de la radiación que se dirige hacia la ventana óptica del tubo. El resto de la radiación no es inútil, sino que disminuye la calidad de imagen, de tal manera que el tubo se encuentra dentro de una envoltura opaca a los Rayos X y tiene una ventana de salida para la radiación primaria útil. (Cavezian, 1993)

Densidades de absorción



Modulación del haz cónico de rayos X por estructuras de diferente concentración de mineral.

La tensión eléctrica se traduce en una radiación más o menos penetrante. Esta radiación podrá alcanzar capas profundas y revelar estructuras de las partes más opacas del cuerpo. La cantidad de radiación es proporcional al producto del tiempo de irradiación, por el número de electrones que bombardean al ánodo. El mismo resultado se puede obtener con una radiación de alta energía en un tiempo corto o en un tiempo largo con menos energía.

Algunos equipos portátiles emplean tubos con ánodo fijo, en éstos la energía se conduce hacia la masa del ánodo y posteriormente se transfiere al ambiente, que en este caso es una cámara con un baño de aceite que vaya

al tubo, el ánodo debe soportar altas temperaturas y tener un número atómico elevado, ya que la intensidad de la radiación es proporcional al número atómico del metal.

Para poder repartir el calor en una masa mayor, se emplea un disco giratorio, tubos con ánodo giratorio, el ánodo está constituido de un disco de tungsteno puro o molibdeno recubierto de tungsteno. El disco está unido a un eje, de material refractario, molibdeno que se encarga de dar movimiento a todo el sistema.

Todos los tubos están aislados del exterior para proteger a los pacientes y a los usuarios del sistema de las radiaciones emitidas en todas direcciones, como de las altas tensiones empleadas en el tubo.

La radiación se propaga normalmente en línea recta y produce zonas de sombra más o menos densa, dependiendo de la opacidad de las distintas partes del cuerpo que se interponen al paso del haz. La calidad de la imagen depende del tamaño de la fuente de radiación y de las distancias de los objetos con respecto a esa fuente de radiación. En caso que el órgano de interés tenga una intensidad óptica similar al ambiente, es posible inducir medios de contraste o sustancias opacificadoras, como sucede con el Bario para resaltar el tracto gastrointestinal. Se puede efectuar el proceso inverso para hacer que un órgano aparezca más transparente, al insuflarse con gas ligero.

La radiografía emplea las propiedades fotoquímicas de los rayos X que producen impresiones sobre las películas fotográficas. El conjunto de intensidades de radiación transmitidas (en función inversa de las absorbidas por el cuerpo) tienen una acción sobre la emulsión fotográfica y se forma una imagen latente, que se podrá visualizar después del revelado, éste procedimiento tiene la ventaja de proporcionar un documento sobre el cual se pueden establecer diagnóstico y comparaciones.

Los factores más importantes para la obtención de imágenes son el kilovoltaje aplicado y el producto de corriente por unidad de tiempo (mAs).

El oscurecimiento de una película debe tomar en cuenta el kilovoltaje en el tubo (penetración expresada en kV), la cantidad de electricidad que atraviesa el tubo (dada en mAs) y la distancia entre la ventana óptica y la película. La dosis de exposición se calcula como:

$$D = k V^4 \times \text{mAs} / d^2$$

Las radiaciones secundarias generalmente producen un deterioro en la calidad de la imagen final: "un velado general", la desaparición de detalles e imágenes grises con poco contraste. Estos problemas en la imagen pueden llevar a errores en el diagnóstico, y de ahí se desprende la importancia del control de estas fuentes de radiación. Las radiaciones secundarias tienen un origen triple: La difusión simple, la difusión Compton y la Fluorescencia.

Existe la radiografía digital que emplea un haz de rayos X que junto con el receptor, hace un barrido lineal a lo largo de la zona en estudio. El receptor es una tira de oxisulfuro de gadolino, a lo que se acopla un arreglo lineal de 1024 fotodiodos.

En un sistema de radiografía digital, el tubo de rayos X y el receptor están controlados por una computadora y la imagen resultante se almacena y se procesa en una computadora digital. El despliegue de la imagen se hace por medio de un monitor de televisión, que forma parte de una consola de visualización y de procesamiento de imágenes. Este tipo de consola se utiliza también en los sistemas de RMN y TAC, la imagen digital puede grabarse en discos o cintas magnéticas y se puede emplear un sistema de impresión en placa radiográfica si se desea una copia.

Las ventajas de este sistema son:

- El control de las características de la imagen que se caracterizan en el sistema del Despliegue, permite que se altere la presentación del rango completo de niveles de intensidad, de tal manera que se pueda mejorar el contraste de una zona de interés.
- La reducción de la dosis de radiación aplicada, es una ventaja importante. Se puede ajustar la dosis al nivel de ruido requerido de la imagen. Se

pueden ejecutar reducciones suplementarias al emplear el espectro de rayos X que proporcione la menor dosis para la relación señal ruido determinada y al aplicar algoritmos de realce de contraste en caso de que exista alguna degradación en la imagen.

- La sustracción de las dos imágenes permite la eliminación de estructuras del fondo de las imágenes que opacan las regiones de interés.
- Todas las imágenes digitales pueden almacenarse en un banco de datos que ocupan menos espacio que el archivo radiográfico convencional. Este banco permite el seguimiento de un paciente a largo plazo, así como obtención de imágenes antiguas para efectuar comparaciones de una imagen con un diagnóstico tentativo, con otra que responda a las características típicas de la patología o del padecimiento que se desea establecer. Este tipo de sistema se denomina "sistema de almacenamiento y de comunicación de imágenes", se pueden asociar a sistemas de información Radiológica RIS o sistemas de información hospitalaria HIS. En las versiones más avanzadas las imágenes pueden enviarse por una vía de una red digital de alta velocidad del punto donde se estén generando o donde se estén analizando, al punto donde se necesita ver. En el mismo archivo de las imágenes puede incluirse el informe oral del radiólogo, junto con otro tipo de información. (Valdés, 1995)

c) *Indicaciones*

En la radiografía se puede reconocer: naturaleza o etiología, malformación o agenesia, inflamación, si las lesiones o cambios son congénitos o adquiridos y si son recientes o antiguos. A menudo también pueden en cuanto a naturaleza, identificar su nosología: tuberculosis pulmonar y artritis reumatoide son dos ejemplos.

Permiten conocer la diseminación o extensión de un proceso. En algunos casos revelan cual será su evolución y por ende cuál es el pronóstico.

En ciertos casos la información que se obtiene por radiografía basta para establecer y guiar un tratamiento. Uno de sus usos más comunes, es en el caso de fracturas, en las cuales podemos añadir las fracturas patológicas.

Así, de la misma manera podemos mencionar las calcificaciones y cuerpos extraños, masa abdominales anormales, aire intraluminal en distribución anormal, aire extraluminal, obstrucción intestinal, lipomas, úlcera intestinal, o simplemente cualquier patrón de obstrucción.

En la llamada, radiografía por sustracción que consiste en la formación de una imagen gemela, la última imagen se puede sustraer lo que permite la visualización de las estructuras arteriales o venosas, sin las confusas y superpuestas sombras del hueso y tejidos blandos. Este procedimiento evita la caterización del vaso analizado.

d) Interpretaciones

Como ya sabemos la región orgánica que se explora sufre absorción parcial o total, según la densidad del tejido que atraviesa. La radiografía obtenida presentará ennegrecimiento mayor o menor de acuerdo con la densidad del órgano u órganos por los cuales pasó, por medio de estas tonalidades, se obtiene la lectura radiológica.

En la interpretación radiológica se distinguen cinco densidades, de menos a más, de la siguiente forma:

1. Densidad de aire (gas), como en el pulmón, tráquea, colón, etc.
2. Densidad de grasa, como en órbitas, grasa subcutánea, etc.
3. Densidad de tejidos blandos, como en corazón, vasos, bazo, etc.
4. Densidad ósea, o de calcio, como en el esqueleto.
5. Densidad metálica, como marcadores, sustancias yodatadas o bario (usadas como medio de contraste).

El efecto de estas densidades sobre la placa radiográfica se presenta de la siguiente manera:

DENSIDAD	EFFECTOS SOBRE LA PLACA
<ul style="list-style-type: none"> • Aire • Grasa • Agua • Calcio • Metal 	<ul style="list-style-type: none"> • Negro • Gris • Gris pálido, a menudo blanco • Prácticamente blanco • Blanco absoluto

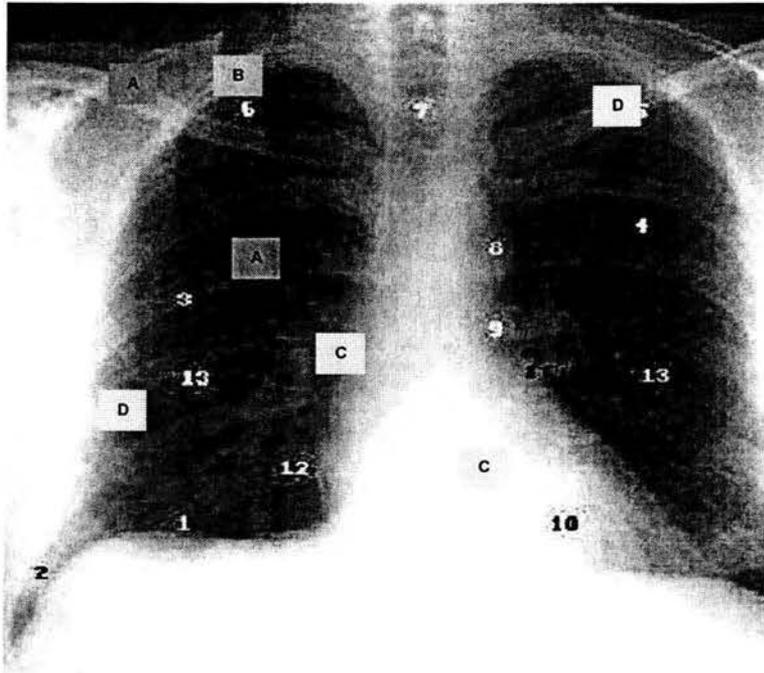
Las formas circunscritas por esas densidades permiten reconocer estructuras anatómicas y órganos normales o patológicos.

Si quien lee una placa posee suficientes conocimientos acerca de anatomía y anatomía patológica, la interpretación será mucho mejor. Sin embargo si se añade la información clínica de historia natural de las enfermedades y su anatomía patológica, podrá mejora los resultados considerablemente.

En una radiografía de tórax se identifican las cuatro primeras densidades:

1. Aérea; pulmones; el aire le ayuda para que se torne radiolúcido, por lo tanto, más visible.
2. Grasa.
3. Corazón, vasos, etc.
4. Huesos o calcio

Imagen de una Radiografía de Tórax.



- | | | |
|--|------------------------------------|---|
| 1.- Diafragma | 8.- Botón del callado aórtico | A.- Aire |
| 2.- Seno costofrénico | 9.- Arco de la arteria pulmonar | B.- Grasa |
| 3.- Arco posterior de las costillas | 10.- Ventrículo cardiaco izquierdo | C.- Tejidos Blandos (órganos, vasos, sangre, líquido cefaloraquídeo, orina, agua. |
| 4.- Homoplato | 11.- Hilio pulmonar | D.- Hueso, calcio |
| 5.- Clavícula | 12.- Aurícula cardiaca derecha | E.- Metálico |
| 6.- Arco anterior de la primera costilla | 13.- Playas pulmonares | |
| 7.- Tráquea | | |

En la radiografía por sustracción digital, se pueden diferenciar los órganos internos y vísceras, tornándolas más o menos radiopacas mediante algún método artificial. Esto se puede hacer mediante inyección de una sustancia que torne un órgano más radiolúcido en más radiopaco, esta inyección, contiene elementos de alto número atómico, como el yodo o el bario.

Angiografía

(Arteriografía)

a) *Definición*

A la Angiografía, también se le denomina Arteriografía, y es una imagen de los vasos sanguíneos por rayos X para evaluar diversas condiciones vasculares, como el aneurisma (distensión de un vaso sanguíneo), la estenosis (estrechamiento de un vaso sanguíneo) o los bloqueos. (methodishealth.com-spanish)

b) *Descripción y Funcionamiento*

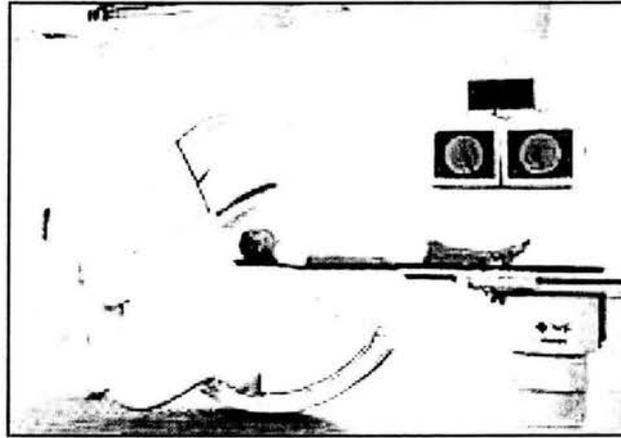
El concepto básico de la angiografía, es utilizar una dosis suficiente de material de contraste en el lugar correcto y con la rapidez suficiente para que dicho contraste sea capaz de opacificar los vasos sanguíneos y las cavidades del corazón, el método de Seldinger es el más común para observar cómo se practica un angiograma. Se introduce una aguja en el vaso (ya sea la arteria o la vena femoral) y se mete dentro de la aguja una sonda flexible hasta el vaso sanguíneo. Se quita la aguja y se pone un catéter alrededor de la sonda que sirve de guía sobre el vaso sanguíneo correspondiente. El catéter y la sonda que lo guía se encuentran de este modo en la posición correcta. Se quita la guía y se inyecta rápidamente medio de contraste a través del catéter.

Hay 2 fases en una investigación angiográfica. a) Se toma una serie de radiografías en el área general acabando de inyectar el medio de contraste.

b) Después se practica un cateterismo selectivo de uno o más vasos especiales.

Continuando con el material de contraste hacia el drenaje venoso del tejido u órgano que lo contiene y se podrá ver más del órgano que se está estudiando. Este estudio se hace de diferentes maneras: radiografías convencionales utilizando un cambiador de películas que tenga una secuencia rápida, o bien practicando una cinerradiografía (especialmente

para el estudio de las coronarias y del corazón) o utilizando un videotape. Se debe recordar que el uso de un medio de contraste soluble en agua nos mostrará "gratis" un pielograma, ya que este contraste es eliminado por los riñones. (Grifits, 1982).



La angiografía se realiza de la siguiente manera:

Para obtener una imagen de un vaso sanguíneo por rayos X es necesario tener acceso por vía intravenosa (IV) para poder inyectar un colorante de contraste en el sistema circulatorio del cuerpo. Este colorante de contraste hace que los vasos sanguíneos aparezcan opacos en la imagen de rayos X. Esto le permite al médico visualizar mejor la estructura del vaso o de los vasos que se están examinando.

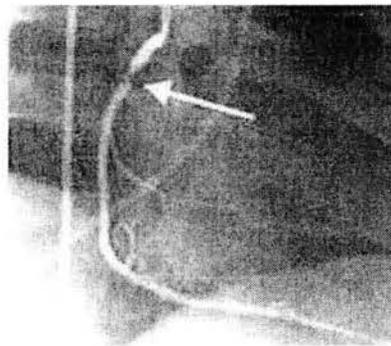
El examen se realiza en la sala de radiología o en el laboratorio de diagnósticos cardiacos. Antes del procedimiento se le suministra al paciente un sedante para relajarlo, pero éste permanece despierto en una camilla para seguir las instrucciones durante el examen.

Muchas arterias pueden ser examinadas mediante una arteriografía, incluyendo los sistemas arteriales de las piernas, los riñones, el cerebro y el corazón.

Aunque cada hospital puede tener protocolos específicos, normalmente el procedimiento de una Arteriografía sigue este proceso:

1. El paciente se coloca en la mesa de rayos X.

2. Se introduce una vía intravenosa en una vena del brazo del paciente.
3. Se conecta al paciente a un monitor de EKG (electrocardiograma), que registra la actividad eléctrica del corazón y monitorea el corazón durante el procedimiento utilizando unos pequeños parches adhesivos con electrodos.
4. Se realiza una pequeña incisión en el brazo o en la ingle, en la cual se introduce un pequeño catéter.
5. El catéter se ensarta en la vena o arteria deseada.
6. Se administra una inyección con una solución de contraste.
En ocasiones, se siente sofoco después de inyectar el medio de contraste, y el paciente se puede sentir incómodo, ya que debe permanecer quieto durante un periodo prolongado.
7. Cuando el catéter está en su lugar, se toma una serie de rayos X.
8. Se retira el catéter y se aplica presión sobre la zona para impedir que la arteria sangre.
9. El paciente permanece acostado en la cama en una sala de recuperación durante varias horas después del procedimiento.
10. Una vez en casa, el paciente debe observar la incisión para ver si tiene hemorragia, dolor inusual, hinchazón o cualquier cambio anormal de color o de temperatura en el brazo o la pierna donde se realizó la punción. Es normal tener una pequeña magulladura. Es posible que al paciente se le aconseje no realizar actividades agotadoras durante al menos 12 horas, y no tomar un baño o ducha con agua caliente. (www.methodisthealth.com)



En la actualidad existen "variaciones", por decirlo así, de la angiografía, ya que ésta se ha unido a otros métodos de DX para mejorar su calidad de imagen, servicio y tiempo.

A continuación mencionaremos una de estas variaciones con una síntesis de su descripción.

Angiografía por Sustracción Digital

La radiografía digital, bajo la forma de angiografía por sustracción digital (ASD), en este método la imagen es producida de forma convencional en un sistema de intensificador de imagen-televisión, la señal de video (analógica) así obtenida se envía al sistema digital propiamente dicho y se digitaliza punto por punto de la imagen. Estas señales digitales se encuentran entonces disponibles para la elaboración de la angiografía por sustracción, la cual tiene las siguientes ventajas sobre otros métodos corrientes de sustracción:

- Ofrece una imagen instantánea y la posibilidad de la integración o suma de imágenes.
- Permite un almacenamiento y procesado de señales totalmente reproducibles y de exactitud predecibles.

El sistema de SD incluye tanta capacidad de memoria en forma de memoria de trabajo, que se pueden almacenar 2 imágenes, o sea, una imagen de máscara (o sin contraste) y una imagen de replección (con contraste); mediante la sustracción de estos 2 juegos de datos entre sí, resulta como diferencia (en el caso ideal) la imagen vascular deseada o imagen de sustracción, el grado de confiabilidad de la ASD es elevado pues este estudio muestra una imagen nítida de los distintos vasos que es comprensible de forma aceptable, aunque pueden existir falsas imágenes al igual que con los otros métodos conocidos. (www.diariomedico.com, edición noticia)

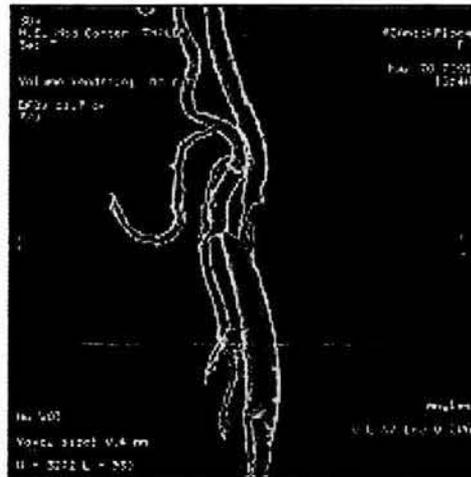
Angiografía Rotacional.

Angiografía Rotacional.

Su principal novedad es que ofrece a gran velocidad vistas intraarteriales en tres dimensiones desde todas las perspectivas.

Se trata de la angionavegación, un sistema que a través de la reconstrucción tridimensional de la circulación cerebral o coronaria y de su metabolismo permite una mayor precisión a la hora de tomar decisiones terapéuticas. El método se aplica por medio de una cámara angiográfica que rota alrededor del paciente a alta velocidad (200° a 40° por segundo), obteniendo un arteriograma de gran calidad desde todos los ángulos. La información es procesada por un sistema informático que la convierte en tridimensional.

La angiografía rotacional ofrece una definición de la anatomía que antes no se había visto, ya que su precisión otorga la confianza de poder hacer intervenciones que antes no se podían realizar porque ahora es posible visualizar lo que está pasando.



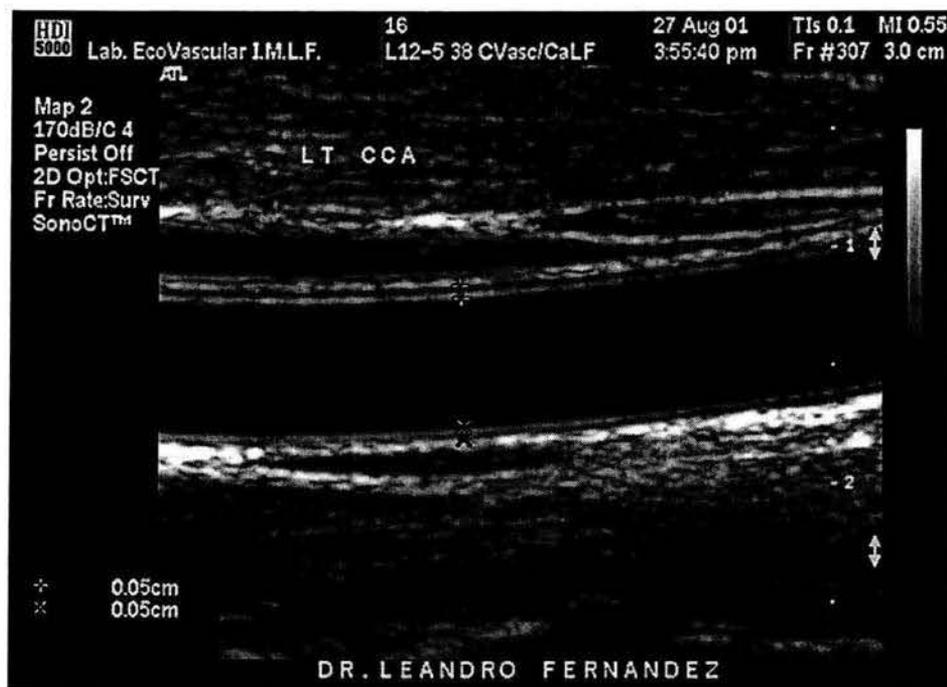
Como ventajas, los especialistas han destacado la mayor precisión e información, menor invasión y más seguridad al aplicar una terapia vascular eficaz. (www.methodisthealth)

Angiografía por Resonancia Magnética (ARM)

Esta angiografía se da mediante la detección selectiva del flujo de protones. Existen dos métodos a punto:

⇒ *Método del Tiempo de Vuelo (TDV).*

Utiliza una técnica de gradiente de ecos en la que se eliminan las señales de los tejidos estáticos por medio de <<saturación>> a partir de una serie rápida repetida de gradientes de ecos (TR muy cortos). El flujo de sangre en el corte no se satura y origina una señal. El inconveniente de este procedimiento consiste en que quedan suprimidas las señales del flujo sanguíneo en el mismo plano del corte.



⇒ *Método de Contraste de Fase.*

Empieza la codificación de fase en tres direcciones. Se puede detectar un protón que se haya movido entre el momento de la codificación y de la muestra de la señal al tener una codificación de fase diferente a la zona estática circulante. Mediante la corrección de las intensidades de gradiente se consigue distinguir entre el flujo rápido y lento, y obtener así arteriografías y venografías por separado. Este método de contraste de fase permite detectar el flujo en todas las direcciones, pero el tiempo de recolección de datos es largo. (Fleckenstein, 2002).

c) *Indicaciones*

La angiografía nos permite diagnosticar aneurismas, ateromas y estenosis; para encontrar neoplasias primarias o secundarias de hígado, páncreas, riñones, suprarrenales y estructuras retroperitoneales.

La Arteriografía renal es útil para localizar ateroma, estenosis o hiperplasia fibromuscular en los vasos renales, es la sospecha de ateroma y arteriosclerosis en las piernas. En la angiografía pulmonar se ven con toda claridad las arterias y las venas pulmonares y las cavidades cardiacas. La angiografía pulmonar se utiliza para diagnosticar malformaciones arteriovenosas totales o parciales, anomalías venosas recurrentes y fístula arteriovenosa.



La angiografía del corazón se practica para investigar enfermedades congénitas del corazón, como tetralogía de Fallot, transposición de los grandes vasos, atresia tricuspídea, tronco arterioso común y coartación, y para investigar las comunicaciones entre el lado izquierdo y el lado derecho, como comunicación interauricular, comunicación interventricular y

persistencia del conducto arterioso. También se utiliza para el estudio de las cardiopatías congénitas y adquiridas - estenosis aórtica (supra y subvalvular), insuficiencia aórtica, estenosis pulmonar, estenosis o regurgitación mitral y enfermedad de la válvula tricúspide. La angiografía cardiaca es también útil para la investigación del mixoma de la aurícula izquierda y para confirmar la rotura de la cuerda tendinosa. (Griffiths, 1982)

Con la unión de la angiografía con otros métodos de diagnóstico. Tan sofisticados como la RM, sustracción digital, rotacional, etc. Se han mejorado la calidad de las imágenes, así como el tiempo para realizar el examen.

d) Interpretación

Se inyecta un producto de contraste yodado o cualquier otro por cateterismo, que son los que consiguen la opacidad (radiolucidez) de las arterias, venas, canalículos y/o canales que se deseen observar o analizar, ocupara el mismo principio radiográfico pero al aparecer la imagen se invertirán las tonalidades.

Esto quiere decir, que si en la radiografía, el aire se presenta radiolúcido (negro) y el hueso radiopaco (blanco). Si se practica un angiograma se puede ver al revés, es decir, que el hueso se vuelve radiolúcido (negro) y el aire radiopaco (blanco). Esta opacificación se lleva acabo gracias a los medio de contraste, como es el yodo o el bario.



Tomografía Axial Computarizada

TAC o TC (español)

CT o CAT (inglés)

En 1972, el Dr. Godfrey Hounsfield describe y pone en práctica la Tomografía Axial Computarizada. Su teoría se fundamenta en el coeficiente de atenuación que experimenta el haz de rayos X al atravesar la materia.

Su nombre se deriva de

T: Tomografía. *Tomos* = corte; *Grafos* = escritura, imagen, gráfico.

Tomografía = imagen de un corte. "Corte tomográfico" es redundancia.

A: Axial = Relativo al eje. Podría referirse al eje corporal humano pero también podríamos referirnos al eje de rotación del aparato, o al punto central donde coincide el rayo central durante la exposición, que a su vez coincide con el centro de la zona de estudio.

C: Computarizada = mediante sistemas informáticos.

a) *Definición.*

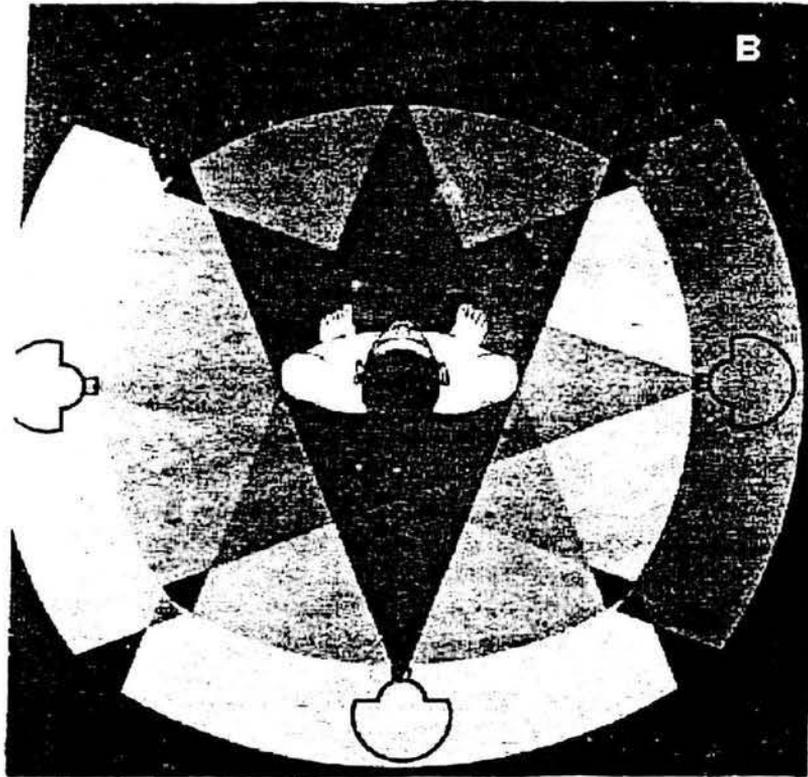
La Tomografía Axial Computarizada (TC) es un procedimiento de diagnóstico por imagen que utiliza una combinación de rayos X y tecnología computarizada para obtener imágenes de cortes transversales (a menudo denominadas "rebanadas"), tanto horizontales como verticales, del cuerpo. Un escáner TC muestra imágenes detalladas de cualquier parte del cuerpo, incluyendo los huesos, los músculos, la grasa y los órganos. El escáner de la TC es más detallado que los rayos X.

Este procedimiento radiológico hace la distinción de los tejidos blandos y duros, transformando en imágenes el análisis físico-matemático de las estructuras y sus densidades. En Francia se le denomina "Densitometría Radiológica".

b) *Descripción y Funcionamiento.*

En la TC el haz de rayos X se mueve en círculo alrededor del cuerpo. Esto permite tener muchas vistas diferentes del mismo órgano o estructura y proporciona muchos más detalles.

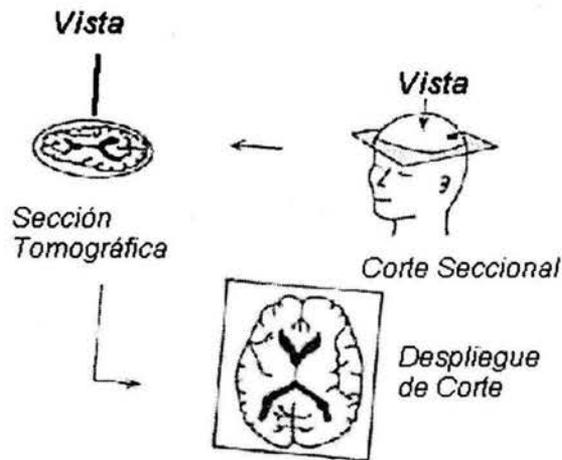
Procedimiento Radiológico



Tomografía computarizada. B, mecanismo de corte por haces en abanico que parten de tubos de rayos X que se desplazan en arco en sentido opuesto a detectores que analizan las densidades atravesadas en el segmento "barrido" por el corte.

Esta diferenciación se obtiene mediante barridos (rastreos) en forma de corte axial del cuerpo humano. La TC usa tubos de rayos X que producen haces en "abanico" que son analizados por detectores opuestos a los tubos que giran alrededor de la persona que se explora y en planos o "cortes" (tomogramas) sucesivos predeterminados, ya sea de cabeza, cuello, tronco o extremidades; por ello al principio recibió el nombre de tomografía axial.

Forma de visualizar una tomografía



Existen inclusive algunas tablas con valores matemáticos; sin embargo, baste adelantar que los imagenólogos pueden indicar o elegir de dos a seis tejidos entre los que se desea la separación en imagen para calcular mejor la secuencia de los pulsos o indicar en un solo tejido la dirección de tono en el que se sospecha que se manifestará la patología.

Para el análisis físico-matemático de la densidad diferente de los tejidos que van exponiéndose, la computación logró hacer esta distinción, y poniendo el agua como 0 se representan en un cinescopio diferencias calificadas entre -500 y +500 (unidades Hounsfield, denominadas así en honor del inventor) con el tomógrafo axil computarizado de la primera generación.

En la actualidad la distinción va de -1,000 a +1,000 (nuevas unidades Hounsfield). Algunos equipos permiten analizar hasta +3000, lo que proporciona una alta definición.

La información de los rayos X es enviada a una computadora que interpreta los datos de los rayos X y los presenta en forma bidimensional en un monitor. Aunque se toman muchas imágenes durante una TC en muchos casos el paciente recibe menos exposición a la radiación que con una sola radiografía estándar. La calidad de la imagen digital depende de varios factores como el

haz de rayos X, los detectores, el número y la velocidad de los cálculos, los algoritmos que se utilicen en la reconstrucción de las imágenes, etc.

Cada corte tomográfico de la TC es como una "rebanada" más o menos delgada. La pantalla del monitor se divide en un número de celdillas (Pixel) con un volumen (voxel) determinado por el grosor de la "rebanada".

Lo que necesitamos para la TC es lo siguiente:

1.-Generador y Tubo de rayos X, similares a los del sistema convencional

Tomografía convencional, también llamada planigrafía: Durante el disparo de rayos X, el tubo se mueve de manera uniforme hacia un lado, mientras que el chasis se mueve a la misma velocidad en sentido contrario. Con eso se consigue que el rayo central solamente coincida durante todo su trayecto en un punto, en el que se produce la intersección de todas las líneas representativas de este rayo central. Este será el centro de la imagen y saldrá nítido todo lo que se encuentre

en el mismo plano. Por eso la tomografía lineal se llama también planigrafía.

2.-Detectores

3.-Sistema informático

a).- para cálculos (números TC o unidades Hounsfield)

b).- para conversión en pixel de las distintas intensidades del blanco al negro.

4.-Sistemas mecánicos para movimientos de barrido, centrales y alineaciones.

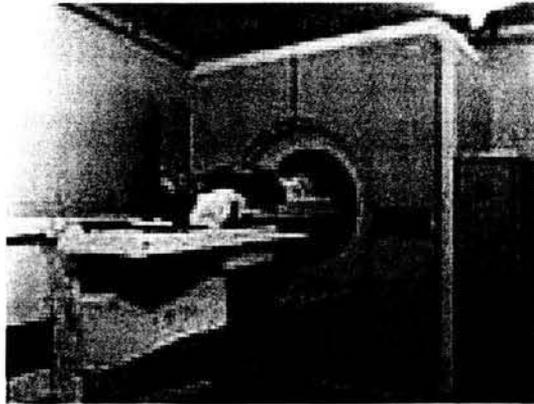
5.-Mesa de exploración móvil, para escanogramas, centrales, etc.

Descripción del aparato:

El conjunto de tubo y detectores que se encuentran opuestos entre sí, y los sistemas electromecánicos de giro, así como los tubos de refrigeración y las mangueras del cableado, etc. se hallan envueltos por una cascada cuyo centro está hueco y se denomina *gantry*. La mesa es telecomandada, y se

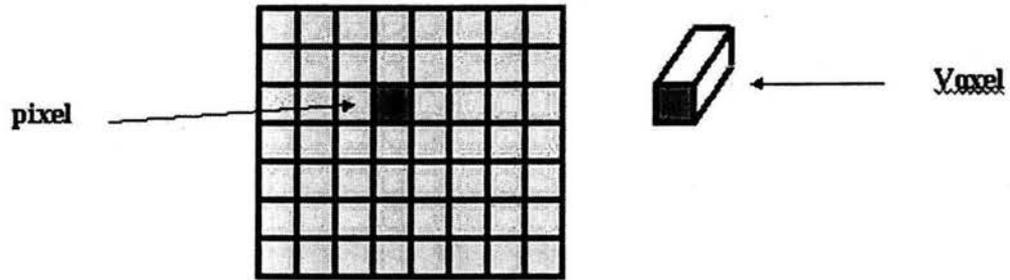
puede elevar, descender, y deslizar hacia afuera o hacia adentro, introduciéndose o saliendo del hueco del *gantry*, para poder realizar una exploración. La consola de trabajo consta de:

- ⇒ Un teclado con trackball, (mouse fijo) para programación de cortes y otras utilidades de pantalla.
- ⇒ Dos potenciómetros giratorios para cambios de centro y amplitud de ventana.
- ⇒ Dos monitores, uno para ver las imágenes y otro para los protocolos de estudio.



Para la obtención de Imagen.

La imagen se obtiene a través de complicados cálculos logarítmicos, en los que se tiene en cuenta la radiación inicial, y los datos de radiación obtenidos por los detectores que se encuentran en el lado opuesto al tubo. Estos cálculos nos darán el coeficiente de atenuación de la radiación en cada punto, y posteriormente serán representados con una intensidad concreta en cada punto de la pantalla. Como hemos dicho, los puntos que vemos en la pantalla se denominan pixel. La pantalla está dividida en puntos llamados pixel, que corresponden a una unidad de superficie, pero ya que el corte tiene una profundidad prefijada por nosotros en el grosor de corte, también obtenemos una unidad de volumen llamada voxel.



Para poder entender mejor la reconstrucción de la imagen podemos imaginarnos una rebanada de pan, la que una vez cortada ponemos delante de nosotros. En ella podemos observar que:

- ⇒ Tiene un grosor determinado decidido por nosotros antes de cortarla.
- ⇒ Podemos ver las estructuras internas del pan, e incluso mirarlas con lupa.
- ⇒ Podemos juntar todas las rebanadas y conseguir una imagen tridimensional del pan.

Puede conseguirse todo esto mediante los sistemas informáticos que nos dan una imagen digital, lo cual supone una posibilidad de manipulación posterior de dicha imagen.

Hablamos de Centro de Ventana o de Amplitud de ventana cuando nos referimos a las escalas de grises o al contraste de la imagen.

La Ventana es aquello que se refiere a la gama de densidades cuyos números Hounsfield referidos a los tejidos del cuerpo humano, van desde el -1000 hasta el +1000 pasando por el 0 que el que corresponde a la densidad Agua, tomada como referencia. Estos valores máximos o mínimos, pueden variar en función del aparato.

Esta es amplitud máxima de la ventana.

El -1000 corresponde al aire y el +1000 corresponde al metal.

Si colocamos el Centro de la Ventana arriba y su amplitud es pequeña, estaremos potenciando la visualización de las zonas más densas y prácticamente no visualizaremos las partes blandas. Si por el contrario lo colocamos abajo, y también con poca amplitud, potenciaremos la

visualización de las partes blandas y no seremos capaces de visualizar bien las densidades altas.(Hueso, metal, etc.)

Pueden hacerse combinaciones de todo tipo, ampliando la ventana o disminuyéndola, subiendo o bajando su centro, de tal forma que nos permita visualizar las estructuras que nos interesen, teniendo en cuenta que se adquieren todos los datos digitalmente, por lo que podemos manipularlos según lo necesitemos.

PARÁMETROS DE ESTUDIO

Grosor de corte

Determina el volumen del voxel o, lo que es lo mismo la anchura del corte (anchura de la "rebanada"). Se mide en mm.

Intervalo

Determina la distancia entre un corte y otro.

Puede dejarse una gran distancia entre un corte y otro lo que nos dejaría zonas sin estudiar, pero también se pueden hacer cortes solapados o continuos. Por. ej.: Un grosor de 10mm con un intervalo de cada 10mm sería un estudio con cortes seguidos sin dejar zonas sin estudiar.

Con un grosor de 5mm, y un intervalo de cada 3mm, nos daría como resultado un estudio con imágenes solapadas de un corte sobre otro, lo cual nos permitiría hacer una buena reconstrucción 3D. La parte negativa es que estaríamos irradiando algunas zonas por duplicado.

El intervalo está relacionado directamente con el movimiento de la mesa.

Campo de visión (F O V = Field of view)

Determina el diámetro del corte y depende de la zona de estudio.

Cuanto más amplio sea el FOV más pequeña se verá la imagen en la pantalla que al ampliarla perderá resolución.

Kv y Ma

Corresponden a las características del disparo, como cualquier aparato convencional, con la salvedad de que prácticamente el aparato ya tiene

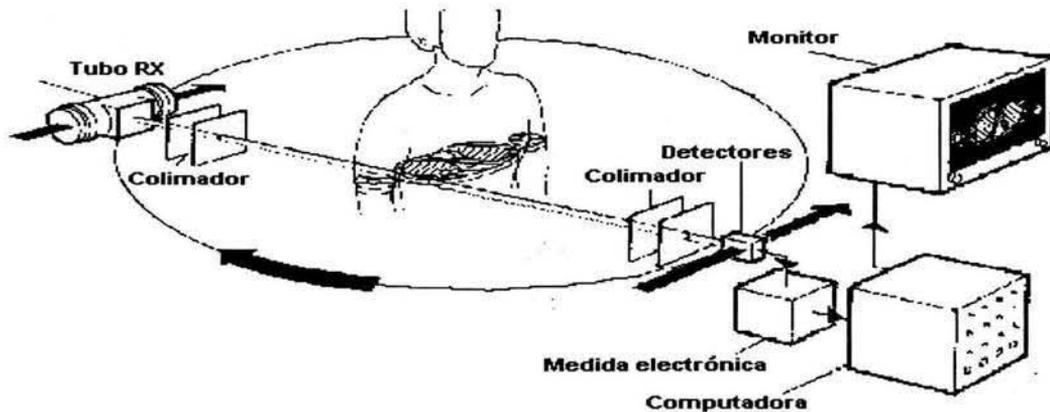
establecidas dichas características de forma protocolizada para cada tipo de exploración, aunque se pueden variar manualmente.

Tiempo

El tiempo del disparo corresponde al tiempo de barrido.

Entre disparo y disparo existe un tiempo de espera que corresponde al tiempo de enfriamiento y éste está relacionado con la capacidad de enfriamiento del tubo y con la técnica utilizada.

Antes de cada exploración se puede realizar un Scout = Surview = Escanograma, que corresponde a una radiografía digital por barrido lineal, sobre la que se planifican previamente los cortes que se han de realizar.



La obtención de imágenes a través de un TC se realiza a través de un tubo de RX (Fig.3). Un haz de Rayos X colimador atraviesa al paciente mientras todo el sistema realiza un movimiento circular, se mide el haz atenuado remanente y los valores se envían a un ordenador. Éste analiza la señal recibida por el detector, reconstruye la imagen y la muestra en un monitor. La imagen reconstruida puede ser almacenada, pudiendo visualizarla cada vez que se desee. También puede ser impresa en una placa convencional a través de una impresora láser conectada al monitor de visualización.

Los escáneres TC pueden realizarse con o sin contraste. "Contraste" se refiere a una sustancia administrada oralmente o inyectada por vía intravenosa (IV) que hace que se vea más claramente el órgano o tejido en particular que se está estudiando. Se emplean medios de contraste

hidrosolubles para resaltar funciones, vasos, órganos o ciertos espacios como los subaracnoideos, cisternas y otras cavidades comparando los cortes "simples" con los que se obtienen mediante la instalación de compuestos yodados en la circulación.

Los exámenes por contraste pueden requerir que el paciente ayune durante un determinado periodo de tiempo antes del procedimiento, el médico lo indicará en su momento.

Para poder realizar el estudio de la TC es necesario que el médico obtenga información previa del paciente, como por ejemplo: si ha tenido alguna vez una reacción a cualquier colorante de contraste, o si es alérgico al yodo o al marisco; si tiene un embarazo o cree que pudiera tenerlo, si es claustrofóbico o tiende a sentir ansiedad fácilmente, con la finalidad de que le sea administrado un sedante suave antes del procedimiento para que el paciente se sienta más cómodo y seguro, puesto que deberá permanecer inmóvil y callado durante el procedimiento que puede durar de 30 a 60 minutos.

En caso de que el paciente no presente ninguna de las circunstancias mencionadas en el párrafo anterior, se procederá a realizar el estudio de la siguiente manera:

1. Cuando el paciente ingrese para el estudio, se le solicitará que se quite toda la ropa, joyas o cualquier objeto que pueda interferir con el escáner.
2. Si el paciente va a someterse al procedimiento con contraste, se le pondrá una línea intravenosa (IV) en la mano o en el brazo para introducir el medicamento al paciente para que lo trague.
3. El paciente se acuesta en una mesa de escáner que se desliza en una abertura larga y circular de la máquina de escáner.
4. El personal de TC estará en otro cuarto donde están situados los controles del escáner. Sin embargo, el paciente estará constantemente a la vista del personal a través de una ventana. Los altavoces localizados dentro del escáner le permitirán al personal escuchar y comunicarse con

el paciente. El paciente tendrá una campanilla para poder avisar al personal si tiene algún problema durante el procedimiento.

5. A medida que el escáner empieza a girar alrededor del paciente, pasan bajas dosis de rayos X a través del cuerpo durante cortos períodos de tiempo.
6. Los rayos X absorbidos por los tejidos del cuerpo son detectados por el escáner y transmitidos a la computadora.
7. La computadora transforma la información en una imagen que será interpretada por el radiólogo.
8. Es muy importante que el paciente permanezca totalmente inmóvil durante el procedimiento.
9. El tecnólogo estará vigilando al paciente en todo momento y estará en constante comunicación.
10. Se le puede pedir al paciente que espere durante un corto período de tiempo mientras que el radiólogo examina las imágenes para asegurarse de que están claras. Si las imágenes no están suficientemente claras para obtener la información adecuada, puede que sea necesario realizar escáneres adicionales.

Una de las grandes ventajas es que el escáner TC reduce al mínimo la exposición a la radiación.

c) Indicaciones.

El diagnóstico es aplicable al reconocimiento de la anatomía y de la anatomía patológica por la visualización directa de las distintas densidades: aire, grasas diversas, paredes e interfaces entre órganos huecos y porciones internas de parénquimas líquido cefalorraquídeo, sangre circulante y coagulada, densidades vasculares tumorales, entre un listado casi sin límites. Por lo tanto, los escáneres TC pueden realizarse para ayudar a diagnosticar tumores, estudiar hemorragias internas o buscar otras lesiones o daños.

Los tomogramas pueden ser axiales, pero además, reconstruidos a partir de múltiples cortes axiales, proporcionar imágenes de cortes sagitales o transversales, también por computación, posibilidades que extienden aún más su valor en el diagnóstico. Por lo que, lo axial no es totalmente imperativo y a ello se debe la escueta aceptación de Tomografía Computarizada (TC). Los equipos de barrido continuo, helicoidal, permiten realizar con detalle esas reconstrucciones, de esto se hablará posteriormente.

La tomografía computarizada (TC) sirve sobre todo en el diagnóstico de fracturas, artritis avanzadas, anquilosis y tumores, masa pancreáticas, dilatación de conductos biliares, masa dentro del hígado riñón, estructuras peritoneales, tumores pélvicos. Gracias a su elevada resolución, está indicada especialmente en el diagnóstico de alteraciones óseas, por ejemplo evaluar la patología ósea de extremidades y columna. Así como para obtener imágenes de su morfología. Por ello, también se puede emplear para comprobar las medidas terapéuticas y para la planificación de implantes. Sin embargo, en pequeñas estructuras con muchas curvas (cóndilo o fosa), los denominados efectos de volumen parcial pueden producir una sobreestimación (hasta del 200%) del grosor del hueso. Puede delimitar la extensión de los sarcomas de tejidos blandos de las extremidades. (Buman, 2000).

También se emplean medios de contraste hidrosolubles para resaltar funciones, vasos; órganos o ciertos espacios como los subaracnoideos, cisterna y otras cavidades comparando los cortes "simples" con lo que se obtienen mediante la instalación de compuestos yodados en la circulación.

También existe la TC ultrarrápida que nos permite diagnosticar cardiopatías. La TC ultrarrápida puede tomar múltiples imágenes del corazón en el lapso de un solo latido, proporcionando de este modo muchos más detalles sobre la función y estructuras del corazón, y al mismo tiempo disminuyendo muchísimo la cantidad de tiempo requerido para un estudio.

La TC ultrarrápida puede detectar cantidades muy pequeñas de calcio en el corazón y en las arterias coronarias. De este modo la TC ultrarrápida está siendo utilizada por muchos médicos como un medio para diagnosticar de forma temprana una enfermedad de la artera coronaria. (www.cadpet.es)

Digitalmente es posible variar la densidad y el contraste para observar en una misma imagen estructuras que van desde el tejido blando (parénquimas) hasta los huesos.

Hoy es una herramienta indispensable en patología para la localización de regiones donde practicar biopsias, y en radioterapia para la planeación de tratamientos por radiación.

Asimismo se puede decir, que reduce o elimina los procedimientos invasivos de diagnóstico, tales como la cirugía exploratoria y el neumocencefalograma.

(Valdés, 1995)

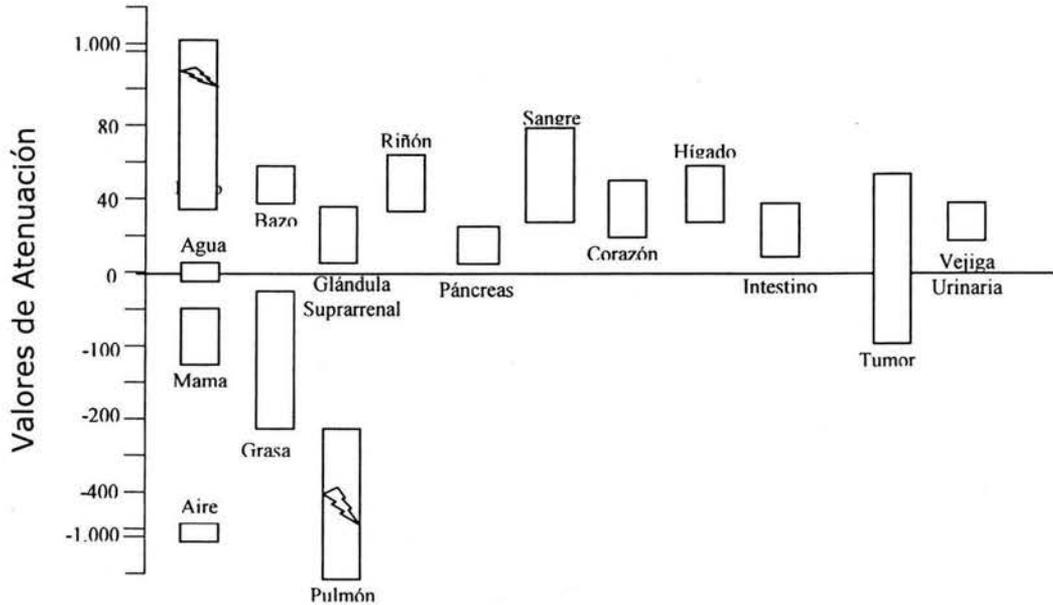
d) Interpretación

La tomografía nos ayuda en la distinción de los tejidos blandos, al transformar en imágenes el análisis físico-matemático de las estructuras y sus densidades. Esto se logra mediante rastreos en forma de corte axial del cuerpo humano, el resultado es una imagen radiográfica que puede detectar diferencias de densidad tisular de 0.5 a 1%, en tanto que los rayos X convencionales solo detectan diferencias de 5% o mayores.

Las densidades toman como base el agua como 0 y se representan en un cinescopio diferencias calificadas entre -1000 y +1000 unidades Hounsfield. Algunos equipos permiten analizar hasta +3000, por lo tanto, el resultado como ya mencionamos anteriormente es una alta definición.

Como ejemplo de estas densidades tenemos la siguiente escala de valores:

Escala de valores Hounsfield (UH)

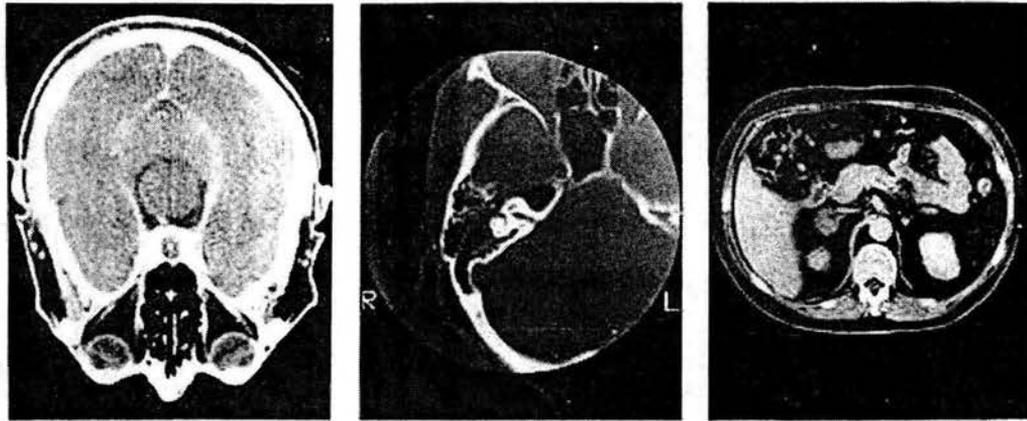


Por medio de la "ventana" se puede escoger la amplitud de la reproducción de absorciones (anchura), así como su valor medio, valiéndose de botones y teclas, para lograrlo.

Se comprende que usando una "anchura" pequeña las diferencias de absorción de una zona reducida, pueden ampliarse hasta que cubran toda la gama de contrastes de la imagen de la pantalla. Ajustando el "medio" correcto (computadora), la zona reproducida puede desplazarse, desde una buena que contenga tejido con aire (pulmones), hasta una de detalles de huesos, pasando por detalle de tejidos blandos.

Si la ventana se ajusta para una imagen correcta del mediastino, los pulmones que contienen aire, aparecen como una masa negra y los huesos formaran marcas blancas, pero las partes blandas producirán una imagen muy detallada.

Si se busca una anomalía ósea, se ajustará el "medio" a un valor más alto y la ventana a una anchura tal que permita una buena reproducción de los detalles de los huesos, aunque otros tejidos desaparecerán en una zona negra sin detalle alguno.



Mostraremos algunos ejemplos de las 5 densidades que se manejan tanto para Rayos X como para la TAC, sin contraste:

- | | | | | |
|-----------|---|--|---|---|
| 1. AIRE | { | <ul style="list-style-type: none"> • Igual Densidad (detecta menor cantidad) | } | <ul style="list-style-type: none"> ✕ Pulmones y árbol bronquial ✕ Vísceras Huecas ✕ Aire Ectópico |
| 2. GRASA | { | <ul style="list-style-type: none"> • Igual Densidad (La detecta en sitios donde la RXE no la ve) | } | <ul style="list-style-type: none"> ✕ Planos Fasciales alrededor de los órganos ✕ Tumores Grasos (ocasionalmente) |
| 3. AGUA | { | <ul style="list-style-type: none"> • Quistes, Ascitis, Derrame pleural. • Colección Semilíquida, Necrosis, Abscesos rellenos. • Vísceras sólidas, vasos, tumores sólidos, consolidación pulmonar, corazón | } | |
| 4. CALCIO | { | <ul style="list-style-type: none"> • Igual Densidad (Ve calcificaciones no visibles en RXE) • Mayor discriminación. | } | <ul style="list-style-type: none"> ✕ Esqueleto ✕ Calcificaciones ✕ Hueso Neoformado |
| 5. METAL | { | <ul style="list-style-type: none"> • Igual Densidad. Pueden producir artefactos. | } | <ul style="list-style-type: none"> ✕ Suturas ✕ Clips ✕ Cuerpos extraños ✕ Órganos rellenos de contraste |

Ultrasonido

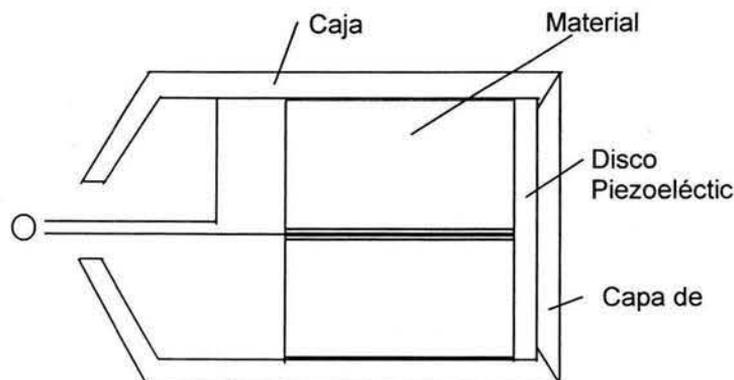
a) *Definición*

El ultrasonido, también llamado sonografía (ecografía) es una técnica de examen que emplea el principio de pulso-eco, como en el radar, aplicado a los órganos blandos del cuerpo humano. Demuestra la anatomía y las consistencias mediante su diferenciación, porque los contornos (interfaces) se acentúan y los ecos difieren según la consistencia líquida o densa en los órganos. (Santin,2001)

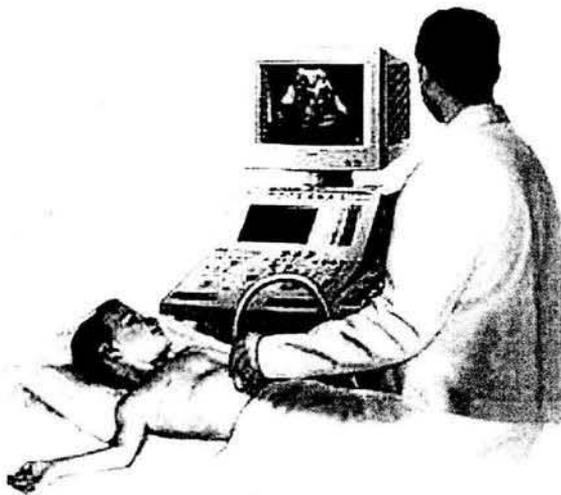
b) *Descripción y Funcionamiento*

El principio utilizado por este método son ondas mecánicas que se propagan en la materia. Su propagación a través de la materia tiene su base en movimientos oscilatorios coherentes de las moléculas constituyentes, consideradas como partículas, longitudinales a la dirección de propagación del frente de la onda sonora. El material se observa como formado por pequeñas unidades de masa, <<partículas de sonido>> que no requieren una composición molecular uniforme. Las partículas oscilan sobre una posición de equilibrio fija en el espacio como bolas suspendidas elásticamente entre dos muelles. El número de oscilaciones experimentadas por las partículas en un segundo es la frecuencia del sonido en hertzios (Hz).

Diseño básico de un transductor de ultrasonidos



Las oscilaciones coherentes de las partículas se extienden por el material mediante transferencia mecánica de energía de una partícula a otra originando bandas alternantes de compresiones y rarefacciones que se propagan a través del material con una velocidad de propagación constante y específica del material. La distancia entre compresiones (o rarefacciones) sucesivas constituye la longitud de onda de sonido. Así, las ondas sonoras propagadas se caracterizan por su frecuencia (ν), longitud de onda (λ) y velocidad de propagación (c) mediante la relación $c = \nu \times \lambda$, como otros tipos de ondas.



Las frecuencias utilizadas en el diagnóstico por ultrasonidos se encuentran en el rango de 2-10 MHz (megahertzios). La velocidad de propagación de la onda (velocidad del sonido) en los tejidos blandos, la sangre y el agua varía en sólo un pequeño porcentaje alrededor de un valor promedio de 1.540 m/seg^{-1} , con unas longitudes de onda correspondientes de 0.75 mm a 2MHz, disminuyendo a 0.15 mm a 10 MHz. La velocidad de propagación es mucho mayor en el hueso compacto (sobre $3,500 \text{ m/seg}^{-1}$) y mucho menor en el aire 300 m/seg^{-1}).

La propiedad de un material que determina la velocidad (c) a la que se propagan las ondas sonoras es la impedancia acústica (Z), que está relacionada con la densidad de masa (p) y el módulo de elasticidad/rigidez (E) mediante la ecuación: $Z = \sqrt{p \times E} = p \times c$

La velocidad máxima de las partículas, al pasar por sus posiciones de equilibrio, está relacionada con la energía transportada por la onda acústica a través del material. A los niveles de entrada de energía aplicados en la ecografía, las velocidades máximas de las partículas en los tejidos blandos son sólo de 3-4 cm/seg⁻¹ o menos, y la salida de las partículas a cada lado de sus posiciones de equilibrio, denominada elongación, es del orden de 2 nm (nanómetros) o menos, y no debe confundirse con la longitud de onda (λ) del sonido. La fuente de ultrasonidos para la ecografía es el transductor piezoeléctrico de ultrasonidos.

El ultrasonido de tiroides emplea ondas sonoras de alta frecuencia que generan una imagen de la glándula tiroides



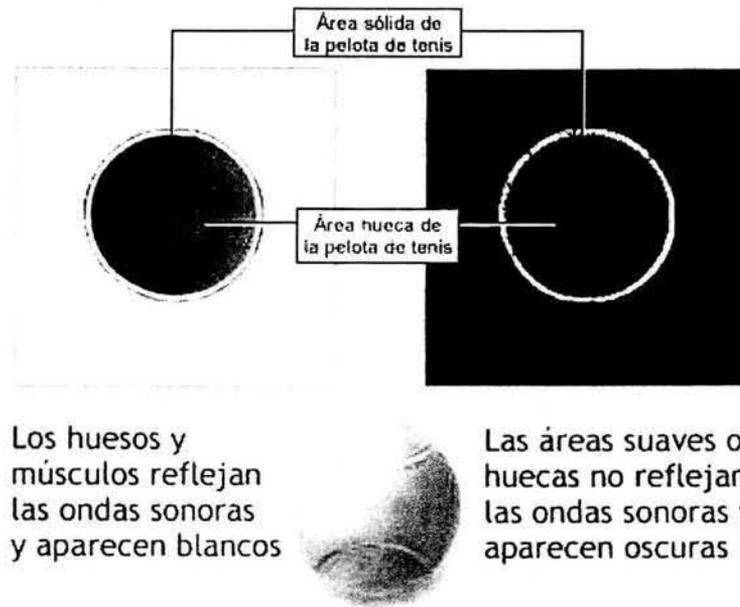
El componente fundamental, es un disco de un material de cerámica especial compuesto por moléculas alineadas de forma ordenada que tienen la propiedad de ser dipolos eléctricos. El disco está blindado a cada lado por una fina capa de metal conductor de electricidad, de forma tal, que se puede establecer un campo eléctrico a lo largo del disco, que a menudo recibe el

nombre de <<cristal>>. En respuesta a este campo, los dipolos moleculares se realinean y el disco por consiguiente cambia de grosor. Cuando se aplica un voltaje alterno de alta frecuencia, el cristal oscila, y estas oscilaciones se hacen particularmente intensas y uniformes a una frecuencia específica, la frecuencia de resonancia, determinada por el grosor del disco.

Cuando se desconecta el voltaje, el cristal continúa oscilando a la frecuencia de resonancia. La función del material auxiliar del transductor es moderar rápidamente esta oscilación. Es fundamental que las longitudes de pulso de los ultrasonidos sean extremadamente cortas (menores de un seg) debido a que la resolución axial (profundidad) en la imagen final disminuye al aumentar la longitud de pulso espacial. La reducción de la longitud de onda también disminuye la longitud de pulso espacial y aumenta la resolución. Las frecuencias típicas de los transductores para la obtención de imágenes son 2, 3, 5.5 y 8 MHz.

Absorción.

La absorción de ultrasonidos en los tejidos consiste en la transferencia de energía a partir de oscilaciones coherentes de las partículas en movimientos desordenados de las mismas, lo cual se traduce en calor causado por el rozamiento interno entre las moléculas que componen el tejido. La absorción es el principal factor de atenuación del flujo de ultrasonidos. La intensidad del flujo desciende de forma exponencial con la distancia y, por consiguiente, se debe expresar en decibelios (dB). Por otro lado, la absorción aumenta de forma lineal con la frecuencia en los tejidos blandos. En promedio, la absorción es de 1 dB/cm/MHz. A una profundidad de 10 cm la intensidad de un flujo de 5 MHz se reducirá en 50 dB, lo cual se traduce en una reducción de 100, 000 veces.



Reflexión.

En el diagnóstico por ecografía se utilizan principalmente las reflexiones -ecos- procedentes de las interfases entre tejidos con diferencias pequeñas o moderadas de impedancia acústica. Si la interfase es perfectamente uniforme y del suficiente tamaño, la onda se refleja como en un espejo, y se denomina reflexión especular.

Esto implica que si la interfase está en ángulo con el flujo, el eco puede no llegar al transductor. Así, las superficies muy uniformes, por ejemplo el cordón umbilical, sólo se visualizarán en las zonas donde su superficie sea perpendicular al flujo. Sin embargo, si la superficie es ondulada, la onda reflejada adquiere varias direcciones, pero parte de ella puede ser captada por el transductor receptor. Ésta es la razón por la que se suelen visualizar las superficies de órganos curvos, aunque con una reducción del contraste cuanto más pronunciado sea el ángulo entre la superficie y el flujo.



Dispersión difusa

Cuando las ondas de ultrasonidos alcanzan una superficie levemente ondulada o corpúsculos pequeños respecto a la longitud de onda, por ejemplo, pequeños vasos sanguíneos, y la impedancia acústica del material difiere de la del entorno, los corpúsculos causan una dispersión difusa en forma de ondas esféricas originadas en el corpúsculo. Sólo una pequeña fracción de estas ondas llega al transductor receptor, pero contribuyen al aspecto levemente punteado de los órganos perenquimatosos como el hígado, al bazo y el útero, así como los músculos esqueléticos. (Fleckenstein, 2002)

Como la tomografía computarizada, el ultrasonido o ultrasonografía también abre "ventanas" enormes a la diferenciación de la consistencia de tejidos blandos, grasa y líquido, y su aceptación y progreso se debe a los avances técnicos que han hecho posible mejores definiciones y equipos de diversos tipos y modos (ecos). (Santin, 2001)

Los ecos recibidos a partir de un transductor fijo pueden visualizarse en el trazo de un osciloscopio como deflexiones proporcionales a la magnitud de los ecos. Se denomina amplitud - o imagen <<en modo A>>-

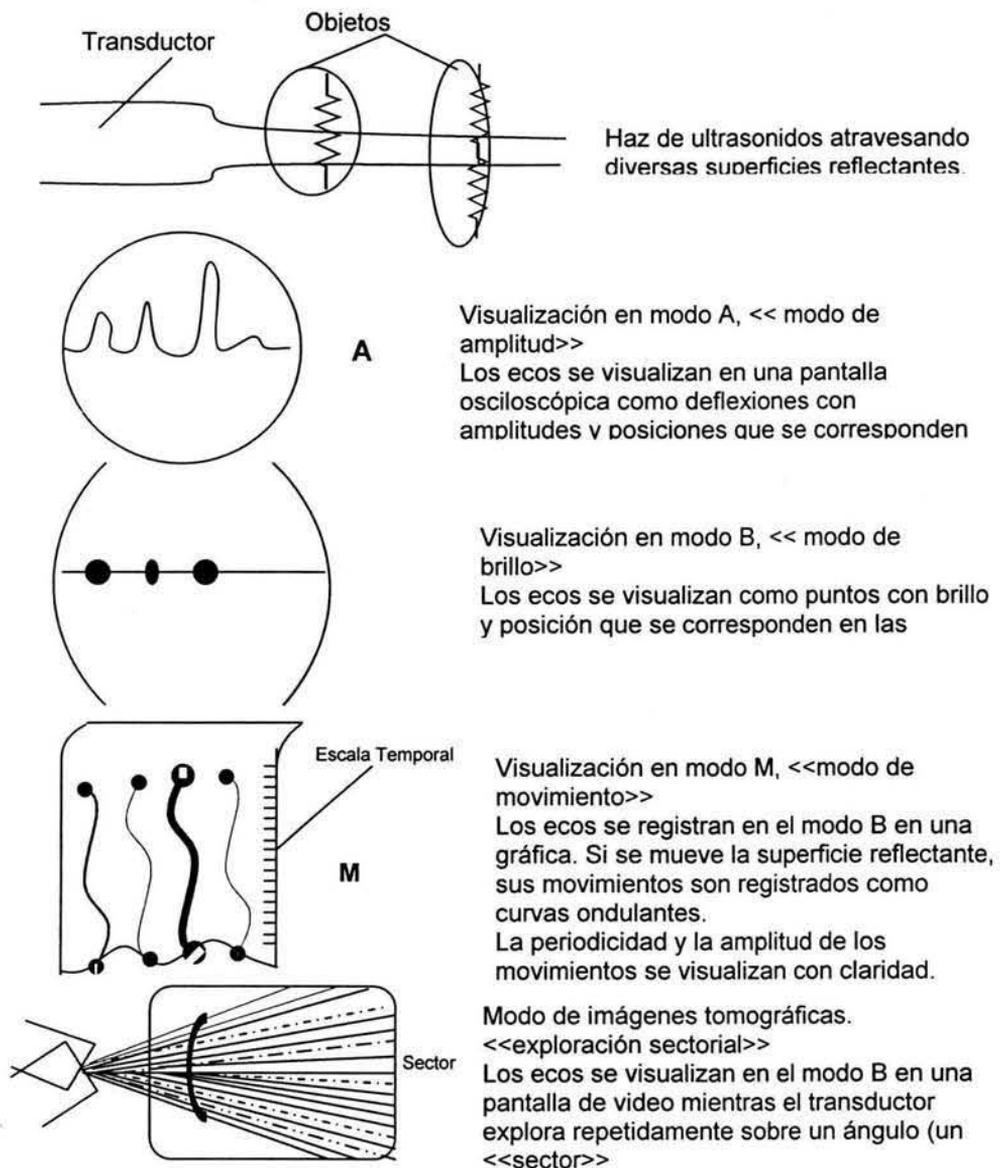
En vez de deflexiones, la intensidad del flujo del osciloscopio puede modularse a lo largo del trazo para producir puntos de diferente brillo a lo largo del mismo. Se denomina brillo - o imagen <<en modo B>>-

Si varía la distancia al objeto reflectante, los puntos se moverán a lo largo del trazo del osciloscopio. De esta forma, cuando el trazo es registrado en una cinta de registro, se obtienen curvas que muestran el movimiento de los reflectores. Se denomina movimiento - o Imagen <<en modo M>>-

Ninguna de las técnicas anteriores produce imágenes reales, Sin embargo, si se dispone el flujo de transductor para explorar de forma repetida a través de un ángulo, un <<sector>> a una velocidad angular constante suficiente como para explorar el sector 20 veces por segundo, y los ecos son visualizados en el modo B a lo largo de una línea que explora de forma sincrónica un sector de la pantalla de un monitor de video, se obtiene una imagen tomográfica real, de tiempo real a partir de los ecos de ultrasonidos. (Flenckenstein, 2002). *Ver Esquema de Modos de imagen en la siguiente página*

Una de las grandes desventajas del ultrasonido es el gas que impide que se realice, otra es que a intensidades de flujo mucho mayores y de menor duración que las utilizadas para la obtención de imágenes, en los tejidos se producen diversos efectos destructivos. También deben evitarse las exploraciones a través del tejido óseo y buscarse vías alternas de acceso a los órganos blandos, como los espacios intercostales.

Modos de Imagen con Ultrasonidos



Visualización en modo A, << modo de amplitud >>
Los ecos se visualizan en una pantalla osciloscópica como deflexiones con amplitudes y posiciones que se corresponden

Visualización en modo B, << modo de brillo >>
Los ecos se visualizan como puntos con brillo y posición que se corresponden en las

Visualización en modo M, << modo de movimiento >>
Los ecos se registran en el modo B en una gráfica. Si se mueve la superficie reflectante, sus movimientos son registrados como curvas ondulantes.
La periodicidad y la amplitud de los movimientos se visualizan con claridad.

Modo de imágenes tomográficas.
<< exploración sectorial >>
Los ecos se visualizan en el modo B en una pantalla de video mientras el transductor explora repetidamente sobre un ángulo (un << sector >>

Por otra parte una ventaja que se tiene, es que los ecógrafos están equipados con controles adicionales para realizar o suprimir señales recibidas de acuerdo a una secuencia determinada, por ejemplo de determinadas profundidades. Sin embargo, si se compara con el TC presenta diferencias y dificultades porque los barridos no son reproducibles con

exactitud puesto que el "corte" no se realiza geométrica o matemáticamente igual; requiere la formación individual de imágenes en el momento mismo de establecer un juicio de identificación anatómica o patológica, lo que convierte al ultrasonido en una tarea médica científica y a la vez en un arte o artesanía en la construcción.

c) Indicaciones

Las imágenes ultrasónicas poseen dos cualidades que las distinguen:

- ⇒ En primer lugar, es posible visualizar estructuras en tejidos blandos, lo cual permite la identificación de los diferentes órganos, así como el diagnóstico de estados patológicos, focalizados o difusos.
- ⇒ En segundo lugar, ha demostrado producir efectos biológicos en el paciente, lo cual, lo hace ideal para estudios del feto in útero, así como en otros exámenes ginecoobstétricos. Se trata de una tecnología prácticamente no invasiva. (Valdés, 1993)

El Modo A es más adecuado para mediciones precisas y se usa de manera rutinaria en la exploración de ojos y órbitas. El modo B logra el registro de ecos y la reconstrucción de la imagen cinescópica estática o en movimiento real, lo que permite estudiar, además de la morfología, el movimiento de órganos o estructuras como en fluoroscopia.

El ultrasonido es un procedimiento no invasivo que se usa extensamente en el estudio morfológico y patológico de órganos y estructuras blandas, movimiento fetal y de las válvulas del corazón, localización de instrumentos, cuerpos extraños, medidas de órganos y del huevo o embrión, en una lista que día a día se extiende. Pone de manifiesto en forma sencilla la morfología de órganos y estructuras blandas, que pueden visualizarse con el modo B.

El modo M, se utiliza ampliamente en cardiología para el estudio de, por ejemplo, el movimiento de la pared ventricular y de las válvulas; en un sector o en todo el contorno del abdomen, por ejemplo: los líquidos permiten la transmisión de los ecos especialmente bien y a ello se debe que la exploración de la pelvis se realiza usando la vejiga llena como ventana de

acceso a estructuras que se hallan detrás o a los lados de ese órgano, Así, es posible identificar grandes hidronefrosis, líquido de ascitis y masas quísticas.

Se pueden identificar cálculos biliares, masas pancreáticas, tumores del conducto hepático, engrosamiento de la pared vesicular, tamaño de conductos biliares,

Metástasis del hígado.

La variedad Doppler y a color identifica el sentido del flujo sanguíneo y recibe el nombre de "Modo D".

Las estructuras anatómicas poco ostensibles, como vasos, conductos e incluso páncreas, no aparecen automáticamente sin una búsqueda cuidadosa, aún con los equipos modernos. (Santin, 2002)

d) Interpretación.

El ultrasonido nos demuestra la anatomía y las consistencias mediante su diferenciación, porque los contornos (interfases) se acentúan y los ecos difieren según la consistencia líquida o densa de los órganos.

La diferencia de propagación del sonido por los diversos tejidos, son los que constituyen en realidad las bases de la ecografía. Por ejemplo, si el sonido encuentra un obstáculo en su trayectoria en forma de transición de una sustancia a otra de conductibilidad distinta, en el plano de separación entre ambas, se producirán dispersiones y reflexiones parciales. Este fenómeno se conoce como "eco".

El tiempo transcurrido entre la aplicación del impulso sonoro y la recepción del eco dependerá de la distancia hasta el plano límite. En la ecografía se aprovecha el tiempo transcurrido entre la transmisión de un impulso sonoro y la recepción de un eco, tiempo que se traduce electrónicamente en distancia. Con este fin se emplea un osciloscopio, en el cual se desplaza un trazo con velocidad uniforme, siendo una línea recta. Mediante ese trazo los ecos

recibidos pueden reproducirse en forma de una onda en la línea o iluminando un punto de ésta línea, que, en el resto es oscura.

En el cuerpo humano la velocidad del sonido en los tejidos blandos, es aproximadamente la misma que en el agua, pero varía con el tipo de tejido. En realidad esa velocidad es de 1450m/s en los riñones, 1585 m/s en tejido muscular, 1540 m/s en el cerebro, 1549 m/s en hígado y en los huesos, según su contenido en calcio, varía entre 3500 y 500 m/s. Estas cifras son con el fin de dar una impresión de la velocidad de las ondas a través del cuerpo.

Basándose en lo mencionado anteriormente, se dan algunos ejemplos de las densidades fundamentales. (Ver cuadro sinóptico).

1. AIRE	<ul style="list-style-type: none"> • No hay transmisión, produce artefactos 	<ul style="list-style-type: none"> ✕ Pulmones y árbol bronquial ✕ Visceras Huecas ✕ Aire Ectópico
2. GRASA	<ul style="list-style-type: none"> • Imagen muy ecodensa Puede producir artefactos. 	<ul style="list-style-type: none"> ✕ Planos Fasciales alrededor de los órganos ✕ Tumores Grasos (ocasionalmente)
3. AGUA	<ul style="list-style-type: none"> • Sonotransparente, Quistes, Ascitis, vasos sanguíneos, cavidades cardíacas. • Derrame pleural • Lesiones de densidad mixta, abscesos, quistes infectados, tumores de baja densidad. • Lesiones ecogénicas, vísceras sólidas, tumores 	
4. CALCIO	<ul style="list-style-type: none"> • Lesiones ecogénicas (sombra acústica acompañante) Lo detecta mal. 	<ul style="list-style-type: none"> ✕ Esqueleto ✕ Calcificaciones ✕ Hueso Neoformado
5. METAL	<ul style="list-style-type: none"> • Artefactos. No hay transmisión. 	<ul style="list-style-type: none"> ✕ Suturas ✕ Clips ✕ Cuerpos extraños ✕ Órganos rellenos de contraste

Resonancia Magnética Nuclear

RMN, MRI, IRM, MR

Ahora se le llama resonancia magnética (RM); la N de nuclear se suprimió para eliminar el temor a lo nuclear que se identifica con "bomba" destructiva y la I suele agregarse para representar la palabra imagen (IRM).

a) Definición

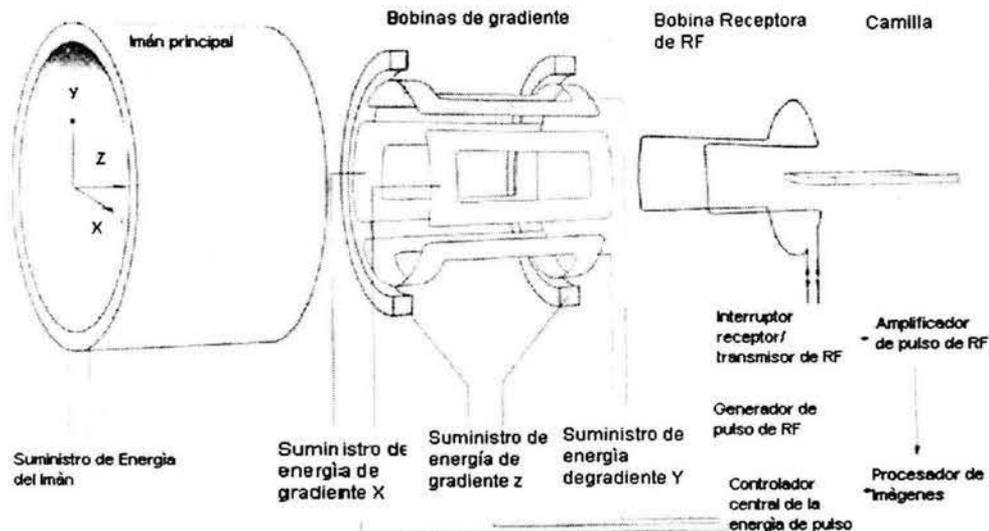
Es un método de análisis químico para pequeños volúmenes de sustancias. Es un método de exploración y de diagnóstico por imagen *in vivo*, es de los procedimientos no invasivos y su desarrollo es rápido y creciente debido a su objetividad y alcances espectaculares.

b) Descripción y Funcionamiento

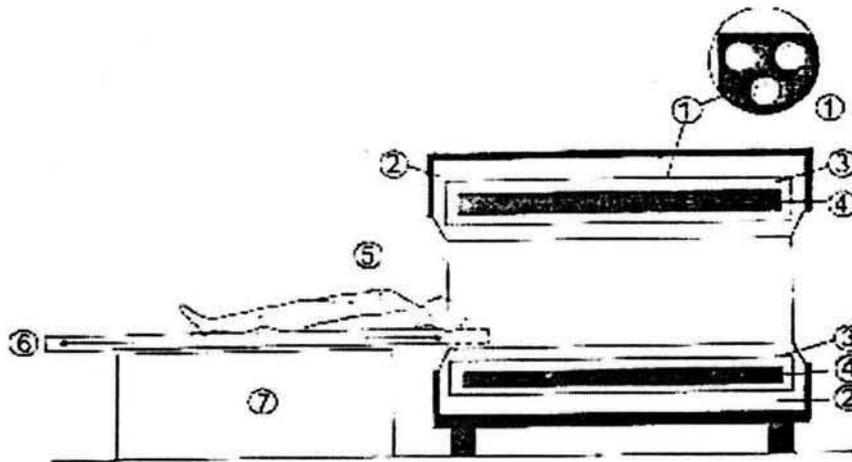
La resonancia magnética (MRI) es un procedimiento de diagnóstico que utiliza una combinación de imanes grandes, radiofrecuencias y una computadora para producir imágenes detalladas de los órganos y las estructuras internas del cuerpo.

La resonancia magnética nuclear (RMN o simplemente <<RM>> se basa en la manipulación de los momentos dipolares magnéticos nucleares mediante la aplicación externa de campos magnéticos y el posterior registro y análisis de las radioseñales emitidas por el núcleo en respuesta a estas manipulaciones.

Diseño Básico de un aparato de RM



El principio de la imagen por RM es el siguiente: en las moléculas del cuerpo hay núcleos (^1H , ^6O , ^{23}Na , ^{14}N y otros) que tienen movimiento constante de giro (spin), como minúsculos trompos y se comportan como pequeños magnetos, los cuales giran en todas las direcciones cuando se encuentran libres. Si se aplica al organismo un fuerte campo magnético, los ejes de los núcleos obedecen de inmediato y se orientan como las agujas de una brújula: "hacen tierra" un spin, crea un momento dipolar magnético alineado con el eje del spin, pero su giro continúa; unos cuantos núcleos, magnetizados, se orientan al polo opuesto. Ahora bien la aplicación perpendicular de pulsos de radiofrecuencia intermitentes al campo magnético inclina los ejes desde cero (Z) de orientación con el campo magnético estático hasta 90° y 180° , y los hace entrar a giros en resonancia. Al retirar el pulso se miden el tiempo (T_1) (y la señal) hasta que el eje vuelve a Z, y T_2 , el tiempo de recuperación de giro desde el plano horizontal a su posición (se llama también tiempo de giro - giro o de relajación transversal).

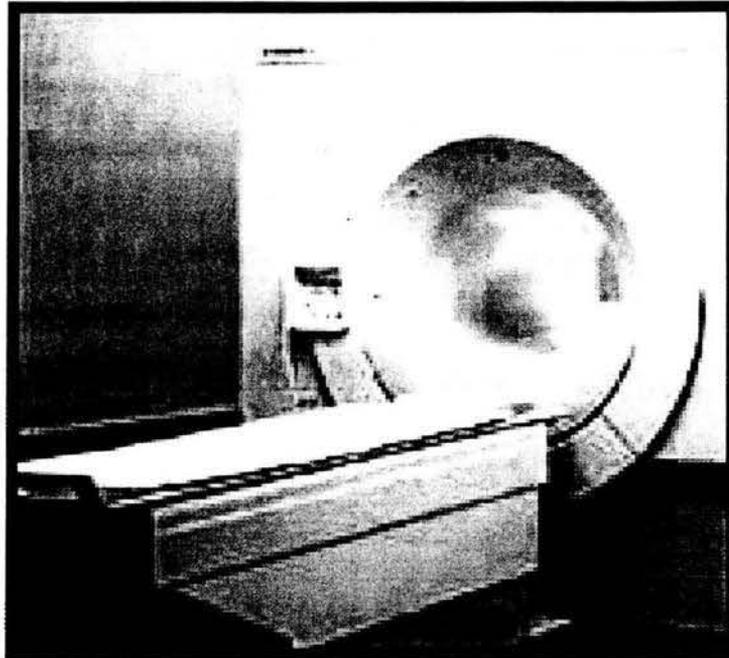


Esquema de un imán superconductor para resonancia magnética. 1.- Corte de espirales de cobre con fibras conductoras de niobiotitanio enfriadas por helio a-296°C, 2.- vacío, 3.- Camisa de hidrógeno, 4.- Helio líquido alrededor de las espirales que forman cada polo magnético. 5.- Paciente que se desliza en camilla (6) con la que se coloca y aplica el campo magnético, 7.- Soporte de la plancha deslizable (tomado de Kodak).

En la resonancia magnética nuclear, como en la TC se coloca al organismo en el túnel de un potente magneto que logra producir orientación y cambios en los giros de los núcleos de ^1H - que es muy abundante y el más sensible al magnetismo -, de ^{16}O , de ^{32}P (fósforo) y de ^{23}Na entre otros. El sistema analiza las señales producidas por los cambios y la resonancia inducidos por el intenso campo magnético principal estático y las que se producen por ondas de radiofrecuencia que se aplican dentro del propio campo magnético principal que obligan a que los núcleos en fase giren y sus ejes se desplacen 90 o 180°. Las señales transformadas en imagen se codifican y computadorizan para lograr "cortes" axiales, sagitales o coronales (transversales) que permiten establecer diferenciaciones orgánicas, tisulares y de composición química tan objetivas y bellas.

La fuerza o la intensidad (en Gauss) del campo magnético estático (se mide en Tesla de 0.12 a 3), la magnitud de la radiofrecuencia (medida en Hz), la intermitencia y secuencia de los pulsos (en mseg), el tiempo de repetición, el

pulso de radiofrecuencia corto o largo - lo que produce la resonancia (pulso RF).



Las estructuras anatómicas en imagen pueden estudiarse en cortes de 0.4 a 1.5 cm en los tres planos. Aún más, pueden añadirse "medios de contraste" externos que destacan las diferencias, como el perfluorocarbono (^{19}F) y el gadolinio (DTPA), que es el que más se emplea actualmente.

Utilizando la tierra rara gadolinio (Gd), quelado a DTPA (ácido dietilenotriaminopentacético). El Gd-DTPA no atraviesa la barrera hematoencefálica normal, y se utiliza para detectar la presencia de defectos en esta barrera. Se excreta en la orina y se puede ser utilizado en la RM urológica.

Los compuestos de Mn y Gd suelen designarse *medios de contraste positivos* porque su influencia sobre las constantes de relajación, especialmente sobre T_1 . Se aprovecha para obtener imágenes (ponderadas en T_1) donde la intensidad de la señal de RM es proporcional a la concentración del agente. Los medios de contraste negativos producen vacíos de señal al acortar intensamente el T_2 . Las partículas de óxidos de hierro ocasionan heterogeneidades locales de campo y pertenecen a esa categoría. Tras su administración intravenosa en los macrófagos captan las

partículas en el hígado, el bazo y la médula ósea, y acortan el tiempo de relajación de estos órganos, pero no en los tumores alojados en estos tejidos. Para las imágenes digestivas se puede utilizar la administración por vía oral.

Las imágenes que la resonancia magnética proporciona son semejantes y en muchos aspectos distintas y mejores que las de TC. Difieren en cuanto a qué es blanco y qué es negro, e incluso el tono de gris o de blanco puede hacerse variar según la técnica aplicada.

Métodos para la obtención de las señales de RM

La imagen final de RM es, como la imagen de TC, una matriz cuadrículada de píxels, cada uno de los cuales representa un pequeño elemento de volumen, un vóxel, en un <<corte>> imaginario del paciente. A cada píxel se le asigna un valor de la escala de grises proporcional a la amplitud de la radioseñal emitida por el vóxel correspondiente en un período de tiempo definido siguiendo una secuencia de excitaciones de radiofrecuencia (RF), elegidas para aumentar las diferencias entre los tejidos respecto a un parámetro particular.



Para conseguir la resolución espacial requerida, es necesario conocer tres coordenadas de cada vóxel. Para elegir la posición del corte tomográfico (primera coordenada, Z) se establece un gradiente de campo magnético a lo largo del paciente. Debido a este gradiente una radiofrecuencia concreta sólo resonará con los protones localizados en un estrecho corte transversal del

gradiente. El cambio de la frecuencia del pulso de RF excitador desplazará el corte transversal a otra posición a lo largo del gradiente donde se empareja a la frecuencia de Larmor de los protones. Cuando es la pendiente del gradiente y más estrecha es la anchura de banda del pulso de RF, más fino es el corte a excitar por resonancia a la frecuencia de Larmor.

Se ajustan el gradiente y la anchura de banda para obtener la excitación de un corte de unos 10 mm de grosor. Este gradiente selector de corte está presente durante el pulso de RF y define la posición del corte tomográfico.

Existen 3 modos básicos de obtención de imágenes de RM de forma sistemática en la práctica diagnóstica:

1. Las imágenes ponderadas en la densidad de protones.
Visualizan las diferencias entre tejidos en su densidad de protones, con independencia de sus enlaces químicos y de las diferencias en T_1 y T_2 . Así, el contraste entre píxels puede traducirse en diferencias en la densidad de protones entre vóxels.
2. Las imágenes ponderadas en T_1
Visualizan las diferencias entre tejidos durante la recuperación de la magnetización de equilibrio longitudinal después de haber sido alterada por un pulso de RF. Así el contraste entre píxels puede traducirse en diferencias en T_1 entre los vóxels. Las imágenes ponderadas en T_1 generalmente proporcionan la mejor resolución anatómica general.
3. Las imágenes ponderadas en T_2
Su finalidad es visualizar las diferencias entre tejidos durante el descenso de la magnetización transversal después de haber sido inducida por un pulso de RF. Así, el contraste entre píxels puede traducirse en diferencias de T_2 entre vóxels. Las imágenes ponderadas en T_2 son especialmente útiles para la diferenciación del LCR. Los cambios patológicos suelen acompañarse de la acumulación

de líquido y normalmente aparecen con claridad en las imágenes ponderadas en T₂

En fecha reciente se añadió la sustracción de imagen, para resaltar en contraste la lesión o estructura mediante el borrado de las imágenes.

Algunas de las advertencias que debemos tomar en cuenta para poder realizar el examen de MRI, las cuales debe conocer el radiólogo o médico que realice el estudio:

- ⇒ Si el paciente es claustrofóbico o piensa que no podrá permanecer inmóvil dentro del escáner.
- ⇒ Si es portador de un marcapasos, o se le han sustituido las válvulas del corazón.
- ⇒ Si tiene placas metálicas, clavos, implantes metálicos, grapas quirúrgicas o grapas de aneurisma.
- ⇒ Si tiene los ojos pintados permanentemente.
- ⇒ Si está embarazada.
- ⇒ Si ha sufrido alguna herida de bala.
- ⇒ Si ha trabajado alguna vez con metal (por ejemplo, una moledora de metal).
- ⇒ Si tiene alguna prótesis dental fija o removible.

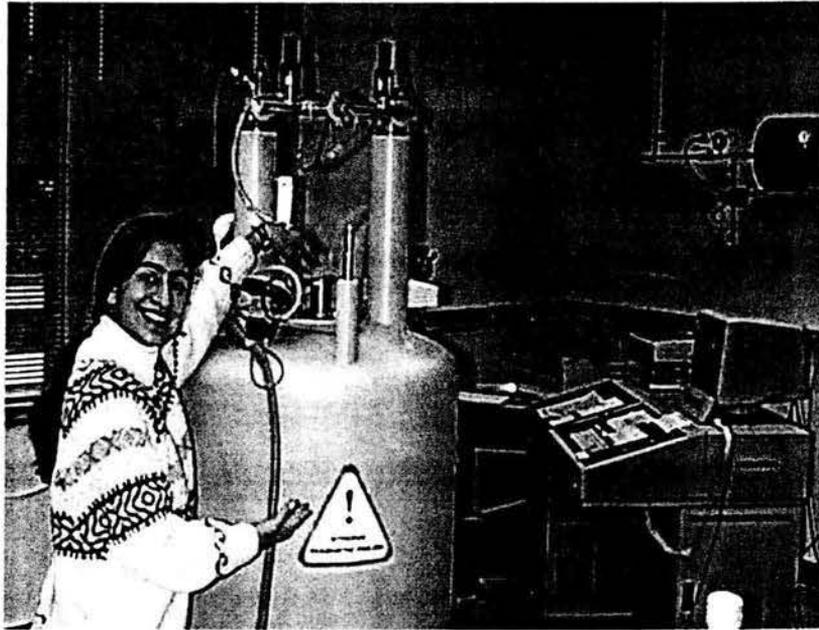
Normalmente el procedimiento de una MRI sigue este proceso:

1. Debido al fuerte campo magnético, el paciente debe quitarse todas las joyas y objetos de metal, como horquillas y pasadores para el pelo, audífonos, gafas o anteojos, y prótesis dentales removibles.
2. Si se va a administrar un medicamento de contraste o un sedante, o ambos, se introducirá una vía IV en la mano o brazo del paciente. Si se va a tomar el contraste por vía oral, se le dará al paciente para que lo trague.
3. El paciente se acuesta en una mesa que se desliza en un túnel dentro del escáner.

4. El personal de TC estará en otro cuarto donde están situados los controles del escáner. Sin embargo, el paciente estará constantemente a la vista del personal a través de una ventana. Los altavoces localizados dentro del escáner le permitirán al personal comunicarse con el paciente y escucharlo. El paciente tendrá una campanilla para poder avisar al personal si tiene algún problema durante el procedimiento.
5. Durante el proceso de escáner, se escuchará un chasquido a medida que se crea el campo magnético y los pulsos de las ondas de radio son enviados desde el escáner. Se le pueden suministrar al paciente auriculares con el fin de bloquear los ruidos procedentes del escáner de MRI y escuchar cualquier mensaje o instrucción del tecnólogo.
Es muy importante que el paciente permanezca totalmente inmóvil durante el examen.
6. A intervalos, se le puede pedir al paciente que aguante la respiración, o que no respire, durante unos pocos segundos, dependiendo de la parte del cuerpo que se esté examinando. Después se le dirá al paciente cuándo puede respirar. El paciente no tendrá que aguantar la respiración más que unos pocos segundos, de forma que no resulte incómodo.
7. El tecnólogo estará vigilando al paciente en todo momento y estará en constante comunicación.

Los campos magnéticos y pulsos de radiofrecuencia usados en RM no producen radiaciones ionizantes y por tanto no tienen los riesgos y consecuencias de ellas, en ello radica otro de sus atributos. Hasta ahora no se ha demostrado ningún tipo de daño incluso con exámenes repetidos.

Una de las grandes desventajas que presenta es que los dos tipos de sistemas de magnetos, el resistente y el superconductor, tienen costos de adquisición e instalación muy elevados aún; también resultan altos los costos de mantenimiento, energía eléctrica consumida y el helio para enfriamiento, así como los sueldos del personal médico, físico y administrativo y la limitada capacidad de flujo de pacientes.



El local, la planta y los alrededores de una instalación de RM, por el fuerte campo magnético que actúa en las tres direcciones del ambiente, requieren controlarse mediante armadura de acero adecuada tanto para el exterior como para no degradar la uniformidad del campo magnético dentro del magneto mismo, Ya existe un sistema móvil, montado en un camión que dispensa la estructura de malla de aislamiento desde el jardín o el estacionamiento de un hospital.

c) Indicaciones

Desde el punto de vista clínico es enorme el beneficio de su aplicación en el reconocimiento de los tejidos blandos y el estudio de enfermedades cardiovasculares, torácicas, musculoesqueléticas y articulares, digestivas, urinarias, genitales, neurológicas y en el campo de las neoplasias.

El fenómeno de la resonancia magnética nuclear, ha sido utilizado con éxito como instrumento analítico en la química. También se ha podido emplear F_{19} como marcador molecular, por ejemplo de fármacos.

La MRI se utiliza a menudo para:

⇒ Examinar el corazón, el cerebro, el hígado, el páncreas, los órganos reproductores femeninos o masculinos y otros tejidos blandos.

- ⇒ Evaluar el flujo sanguíneo.
- ⇒ Detectar tumores y diagnosticar muchas formas de cáncer.
- ⇒ Evaluar infecciones.
- ⇒ Evaluar lesiones en huesos y articulaciones.

Las técnicas por RMN son mejores para visualizar diferencias de tejidos cuando hay variantes de concentración de protones de hidrógeno. Como una de estas diferencias se puede distinguir entre la grasa y el agua, los tejidos y las estructuras que presenten estas características se podrán distinguir bien. Por ejemplo, las estructuras cerebrales se distinguen bien, debido a que entre los ventrículos llenos de líquido cefalorraquídeo y el tejido cerebral hay mucho contraste protónico. Otras estructuras similares que se aprecian bien con esta técnica están a nivel de la columna vertebral, donde las grasas dentro del tejido medular son fácilmente distinguibles de los discos intervertebrales.

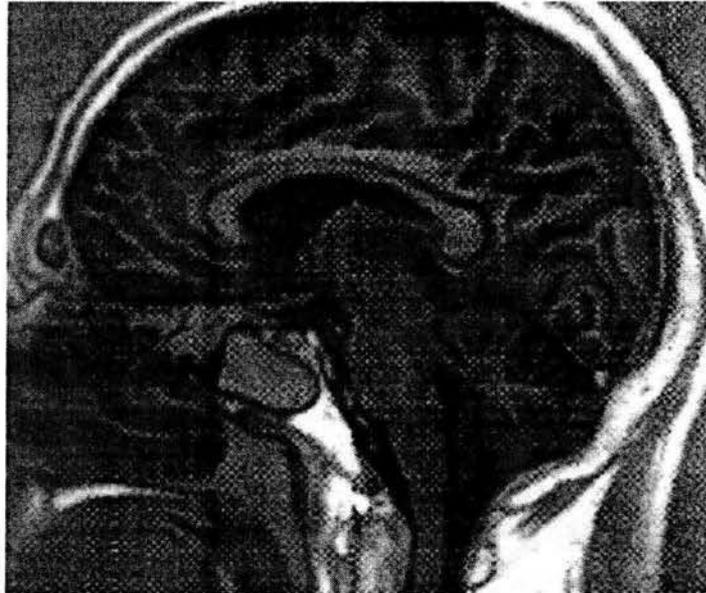
d) Interpretación

La imagen médica obtenida con la RM es el resultado del contraste entre dos compuestos de un órgano, ligado a su diferencia de resonancia, de hecho a su diferencia de contenido de agua) por lo tanto permiten establecer diferenciaciones orgánicas, tisulares y de composición química objetiva.

El contraste de estas imágenes, también se basa en diferencias en los tiempos de relajamiento y en la densidad de los protones. Eligiendo diferentes secuencias de impulso excitadores, pueden modificarse enormemente el contraste por ejemplo:

Los contrastes de MRI entre los tejidos blandos pueden ser muy altos sin necesidad de usar contraste. Las imágenes de RMN difieren de la TC en cuanto a que es blanco y que es negro, e incluso el tono de gris o de blanco puede hacerse variar según la técnica aplicada, la intensidad, la magnitud de radiofrecuencia, la intermitencia y secuencia de los pulsos, el tiempo de repetición, el pulso de radiofrecuencia largo o corto pueden mejorar la imagen que nosotros deseamos analizar.

La grasa por ejemplo, con la cantidad de núcleos de oxígeno se muestra en blanco; el hueso, por la poca movilidad de sus H, aparece en negro. Los imagenólogos pueden indicar o elegir de dos a seis tejidos entre los que se desea la separación en imagen para calcular la mejor secuencia de los pulsos o indicar en un solo tejido la dirección de tono en el que se sospecha que se manifieste la patología.



Pueden añadirse medios de contraste, que por supuesto mejoran o marcan mejor la imagen. Recientemente se añadió la sustracción de imagen, para resaltar en contraste la lesión o estructura mediante el borrado de las imágenes del "fondo". (Santin 2001).

La RMN puede reproducir detalladamente tejidos blandos y ha mejorado la capacidad para reproducir las estructuras óseas.

Por ejemplo cuanto menor sea el valor de T1 de un tejido, más fuerte será la señal y más clara será la imagen resultante. Si por el contrario, el valor T1 es alto, la imagen será oscura. Los tejidos con un valor T2 alto dan una señal fuerte (imagen clara), los tejidos con un tiempo T2 corto dan una señal débil (imagen oscura).

El radiólogo puede conseguir RM que muestren más las "características T1" o las ".características T2"(Buman, 2000) *Ver cuadro de Intensidad de señal_dif_tejidos.*

Intensidad de señal de diferentes tejidos en densitometrías ponderadas T1 y T2

Tejido	Aire	Cortical	Agua	Pseudo disco	Disco	Músculo sano	Sustancia blanca	Corteza Cerebral	Hemosiderina H (hemorragia antigua)	Médula Ósea	Grasa
Densitometria T1	Black	Black	Dark Gray	Black	Black	Light Gray	Light Gray	Medium Gray	Black	White	White
Densitometria T2	Black	Black	White	Black	Black	Light Gray	Light Gray	White	Black	Dark Gray	Light Gray
Densidad de Protones	Black	Black	Dark Gray	Black	Black	Light Gray	Light Gray	Medium Gray	Black	White	White

Según la intensidad de la señal y la secuencia de exploración, los diferentes tipos de tejidos muestran diferentes tonalidades de gris. Los tonos de gris mostrados corresponden aproximadamente a los que se exhiben los tejidos representados en la resonancia magnética real.

Algunos ejemplos de las señales que se pueden obtener se encuentran a continuación:

- ⇒ El aire dentro de las vías aéreas no produce ninguna señal y aparece en negro sobre las imágenes.
- ⇒ Los huesos no producen señal ni en T1 ni en T2, Por ejemplo, las vértebras aparecen en negro.
- ⇒ La médula ósea contiene mucha grasa, que tiene un T1 corto (el más corto de los tejidos normales). Producirá una señal intensa sobre las imágenes que se generen de secuencias ponderadas en T1 que favorezcan el contraste entre tejidos con T1 diferentes, por ejemplo un eco a 30 ms con un TR de 0.5 seg. Este tejido tiene un T2 largo y por esa razón dará una señal intensa en T2. En la mayor parte de los casos es sencillo reconocer a la grasa debido a estas propiedades. Por ejemplo, se puede ver siempre un triángulo de grasa detrás de las apófisis espinosas de las vértebras cervicales c1 y c2, así como la grasa subcutánea.
- ⇒ Los músculos tienen un T1 relativamente largo y un T2 corto. Esto producirá señales relativamente débiles en todas las condiciones.
- ⇒ La médula espinal presenta una señal de intensidad media tanto en T1 como en T2.
- ⇒ El líquido cefalorraquídeo tiene un T1 y un T2 largos. En las secuencias T1 se ve negro y no distingue de los huesos. En T2 con un TE de 60 ms tiene la misma intensidad que la médula ósea y tampoco se distingue.
- ⇒ Los discos intervertebrales normales producen señales de baja intensidad en T1 y de intensidad aún menor en T2. Sin embargo, cuando existen patologías, pierden agua y su señal se hace más débil.

Se puede decir que las imágenes en T1 son anatómicas. Algunas lesiones serán visibles cuando exista desplazamiento de los órganos. Las imágenes en T2 tienen menos contraste pero muchas patologías producen un T2 largo y proporcionarán una señal de alta intensidad. Ejemplos de esto son los

casos de edema, tumores e infecciones. La tabla, muestra las características de algunas patologías visibles:

Características de ciertas Patologías visibles en RMN

	T2 corto	T2 largo
T1 corto	Grasa Hematoma agudo Algunos melanomas	Hemorragias
T1 largo	Músculos	Tumores Edema Isquemia Desmielinización

Gammagrafía (Centelleografía)

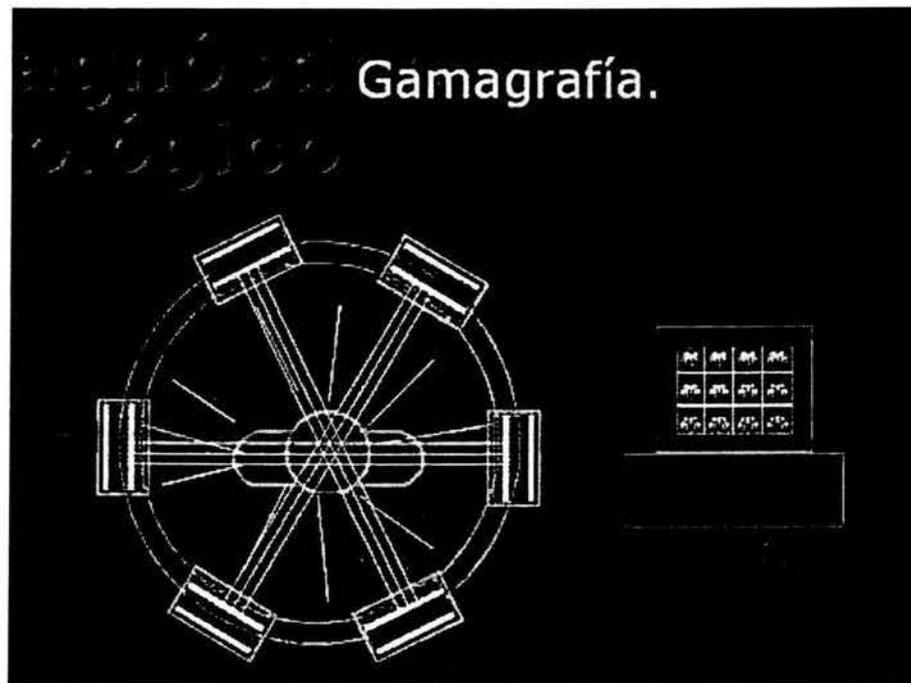
a) Definición

Son procedimientos que emplean radionúclidos (isótopos radiactivos artificiales), productos del bombardeo de los elementos padres en una pila atómica o en un ciclotrón; son emisores de radiación gamma, sobre todo, que ingeridos o inyectados (en coloides o soluciones marcadas con el radioisótopo de elección) se fijan, concretan o fluyen en algún órgano de acuerdo con las características químicas de la sustancia que acarrea radioisótopos. (Santin, 2001)

b) Descripción y Funcionamiento

Todos los radioisótopos utilizados en el diagnóstico por imagen sistemático emiten γ -fotones cuya energía se encuentra en el rango de 80-200KeV, es decir, el equivalente a las energías fotónicas de rayos X habituales, los rayos γ se originan a partir de procesos que tienen lugar en el núcleo de determinados isótopos inestables. Los fotones de la radiación γ poseen energías aisladas específicas de las reacciones nucleares de las que proceden, es decir, la radiación es monocromática, mientras que los fotones de energías, penetran los tejidos con facilidad y pueden escapar fácilmente del cuerpo y ser registrados por un detector externo.

Los radioisótopos que emiten radiación α (alfa) y β (beta) generalmente no son útiles para el diagnóstico por imagen debido a que estos tipos de radiación son absorbidos de forma eficaz por los tejido, y también porque su radiación produce muchas ionizaciones secundarias, es decir, lesión biológica. Algunos radioisótopos que emiten una radiación γ favorable deben ser rechazados para fines diagnósticos debido a que sus productos de deterioro son nocivos emisores de radiación β . (Fleckenstein, 2002).

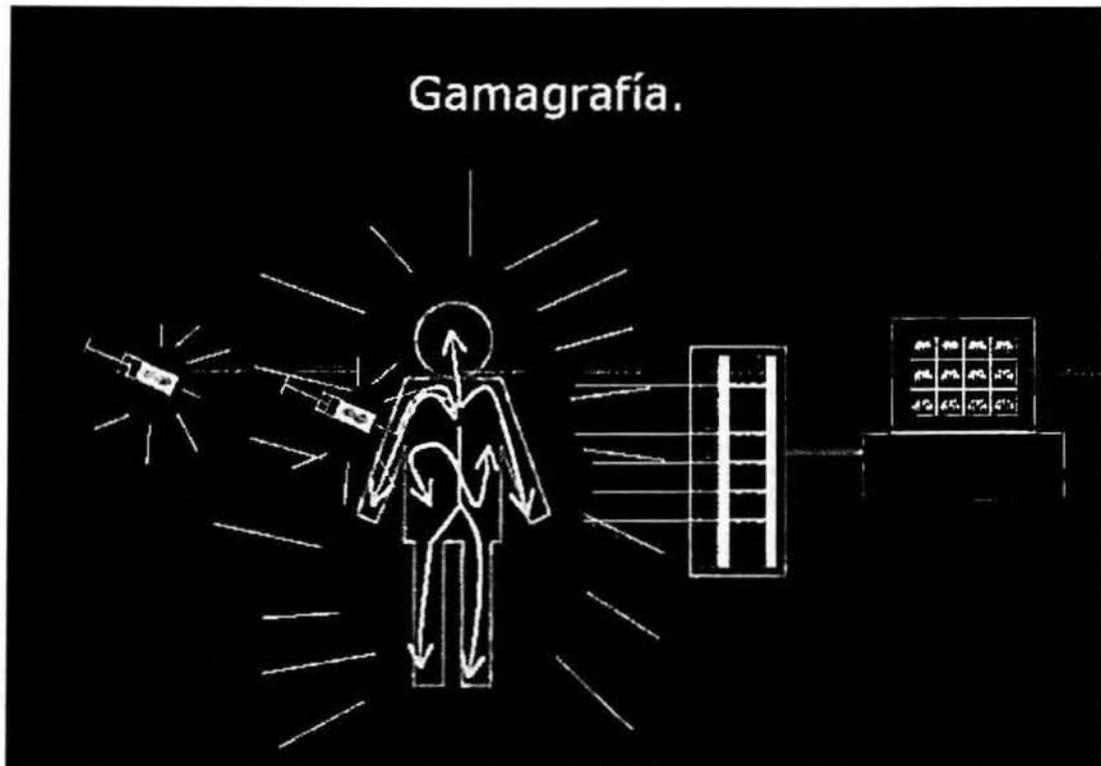


Los radionúclidos que se emplean en el diagnóstico son muy numerosos, en la actualidad destacan el ^{131}I para la tiroides, el ^{67}Ga en abscesos y el ^{99}Tc para el esqueleto y en diversos compuestos para otros órganos. Este último barato y de fácil distribución, tiene una media vida corta y una emisión gamma de baja energía que le permite proporcionar mejor contraste por su atenuación desde la profundidad en las cámaras modernas de centelleo con colimación de hasta 15,000 orificios. (Santin, 2002).

Evidentemente, la dosis de radiación recibida por el paciente debe ser tan mínima como sea posible. Por esta razón la semivida ($T^{1/2}$) del radioisótopo debe ser lo suficientemente corta como para que la radiación innecesaria recibida después de la exploración se nivele rápidamente. Se puede considerar adecuada una semivida entre la mitad y el doble del tiempo necesario para realizar la exploración clínica. En algunas aplicaciones, la eliminación se acelera más por la excreción por las vías renal o pulmonar. En general la radiación, recibida por el paciente durante la realización de una gammagrafía es equivalente a la recibida en las exploraciones con rayos X.

Otras condiciones que debe cumplir un isótopo ideal son la ausencia de toxicidad farmacológica a las dosis requeridas y la presencia de unas propiedades químicas favorables para su unión a agentes farmacológicos, permitiendo su orientación a tejidos y órganos específicos del cuerpo. Debe tener una buena disponibilidad a un costo razonable. Los radioisótopos que cumplen con estos requisitos y que se utilizan ampliamente en la práctica diagnóstica son Yodo I^{123} ($T^{1/2}$ ~ 13 horas), talio Tl^{201} ($T^{1/2}$ ~ 3 días) xenón Xe^{133} ($T^{1/2}$ ~ 5 días) y tecnecio Tc^{99m} ($T^{1/2}$ ~ 6 horas). Se dispone de otros radioisótopos que se utilizan de forma alternativa o con fines especiales.

El I^{123} se utiliza en la gammagrafía tiroidea administrado como yoduro, la albúmina, se utiliza como radiomarcador. Igual que el I^{131} , en la renografía unido a hipurán. El Tl^{201} , administrado como cloruro la isquemia miocárdica. El Xe^{133} , inhalado como gas, para las exploraciones de la ventilación pulmonar.

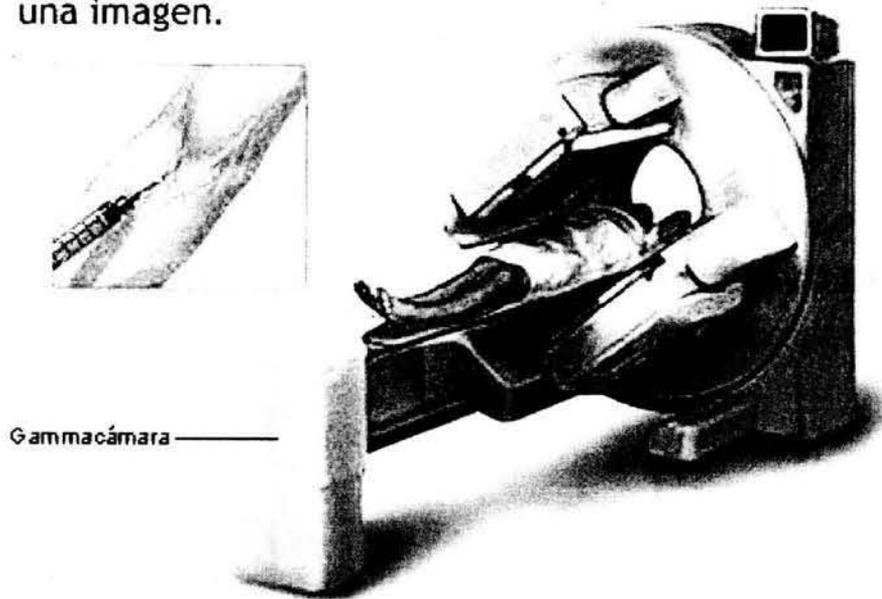


El Tc^{99m} , se atenúa más mediante una emisión β a un isótopo de rutenio estable, en forma de pertechnetato (TcO_4^-) que posee unas propiedades químicas favorables para una serie de reacciones de unión. Así el Tc^{99m} puede utilizarse unido a fosfatos, como difosfonatos, para la gammagrafía ósea, unido al HIDA para la gammagrafía biliar. Unido a albúmina, para los estudios, gammagráficos de percusión, por ejemplo, de percusión pulmonar.

La gammacámara se compone del detector de fotones γ es un cristal de gran tamaño de yoduro sódico, complementado con talio. Las dimensiones típicas son de 40 cm de diámetro y de 5-10 mm de grosor. Enfrente del cristal existe un <<colimador>> que consta de una placa de plomo con muchos agujeros paralelos espaciados de forma uniforme. Este colimador absorbe los fotones γ que no siguen un trayecto paralelo - o casi paralelo- al eje de los agujeros. Así, el colimador define, por cada punto del cristal, una dirección de fotones γ incidentes. Los colimadores también pueden estar compuestos por orificios cónicos que converjan hacia un pequeño volumen en el paciente con el fin de producir imágenes ampliadas.

Cuando los fotones γ con un nivel de energía relevante impactan contra el cristal, éste emite (centellea) cuantos de luz azul en un número proporcional a la energía de los fotones γ incidentes. La emisión de luz evocada es recogida por un dispositivo hexagonal de hasta 100 fotomultiplicadores montados en un buen contacto óptico con la parte posterior del cristal. Las señales del fotomultiplicador penetran en un ordenador que realiza dos cálculos básicos. En primer lugar, se calcula la posición (coordenadas X e Y) del centelleo comparando las intensidades de señal para encontrar la posición del máximo. En segundo lugar se calcula la <<altura de pulso>> como la suma de todas las señales pertenecientes a un solo fenómeno de centelleo.

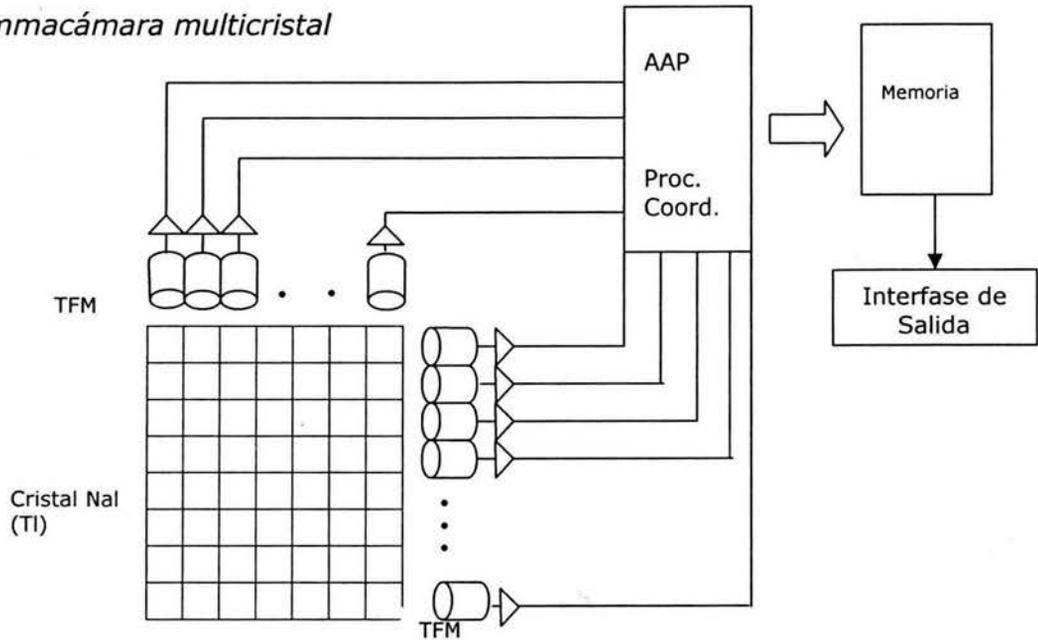
El radiotransductor se inyecta en la vena y emite radiación gamma a medida que decae. La gammacámara rastrea el área de radiación y crea una imagen.



Existe otra gammacámara a base de varios cristales, la descripción básica de esta cámara es la siguiente: la primera característica relevante es que el sistema cuenta con un arreglo de 21x14 cristales de centelleo (por lo general) colimados individualmente. Se cuenta también con dos arreglos lineales de tubos fotomultiplicadores, uno con 21 TFM y otro con 14 TFM, dispuestos de tal manera que se tiene un TFM para una columna y un TFM para un renglón del arreglo de cristales; de esta manera el sistema de coordenadas es automático.

Finalmente la señal de los TFM llega al AAP después de hacerse la decodificación de las coordenadas y activa la cuenta del escalador/contador, cuya información de salida se almacena en una memoria de estado sólido junto con la información de las coordenadas para poder finalmente desplegar la imagen simultáneamente.

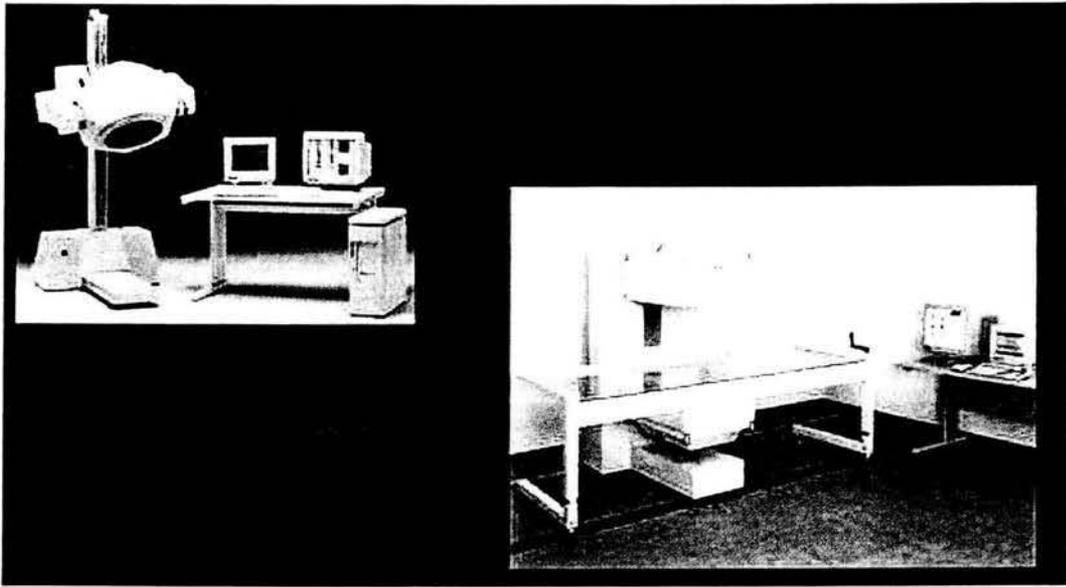
Gammacámara multicristal



TMF: Tubos Multiplicadores.

La suma es proporcional a la energía de los fotones γ incidentes, que a su vez es específica del radioisótopo. Los centelleos registrados y aceptados se visualizan de acuerdo a sus coordenadas X e Y en una pantalla osciloscópica, a partir de la cual se puede realizar un registro fotográfico. Una cámara moderna puede procesar unos 50,000 centelleos por segundo. Una calidad de imagen razonable requiere el muestreo de 10^6 centelleos. (Valdés, 1995).

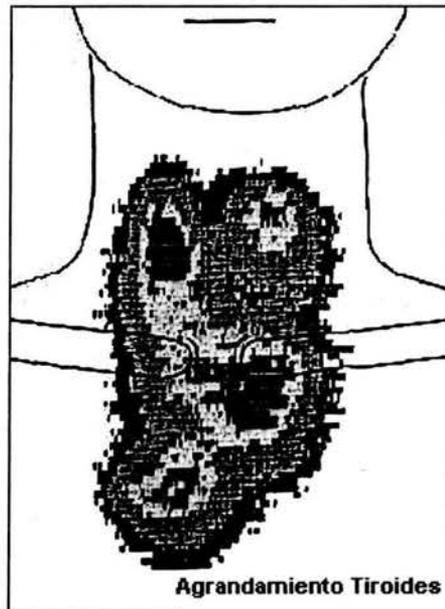
Desde el gammagrafo que hacía barridos con colimadores de 19 y 31 orificios de detección en 1963, hasta la cámara de alta resolución citada antes, con 15,000 orificios, así como la multiplicación de detectores y registros que en algunos aparatos son colocados en forma axial, lo cual permite la realización de estudios tomográficos y cinéticos; estos últimos se denominan en forma genérica tomografía con emisión de fotón único (SPEC, por sus siglas en inglés).



c) *Indicaciones*

Su empleo demanda la manipulación cuidadosa del radioisótopos y de los técnicos para disponer de los radionúclidos y de su eliminación, todavía radiactivos, pero su utilización abarca posibilidades excelentes en el diagnóstico tanto de formas orgánicas como del funcionamiento de glándulas; como la actividad funcional de tiroides, torsión testicular aguda; órganos digestivos, vías biliares; para diagnóstico de cistitis, y el aparato circulatorio; infarto al miocardio. En esqueleto se usa para la detección o el rastreo de metástasis y en pacientes politraumatizados; traumatismos

recientes y antiguos; neoplasia primaria o metastásica de huesos; osteomielitis; enfermedad articular degenerativa tumores primarios de hígado; quistes hepáticos; embolia pulmonar; hidronefritis; neoplasias renales, es posible que supere a los métodos radiológicos convencionales por su celeridad en el rastreo total, facilidad y bajo costo relativo.



Se pueden utilizar para estudiar tanto un proceso físico, como un proceso anatómico del cuerpo.

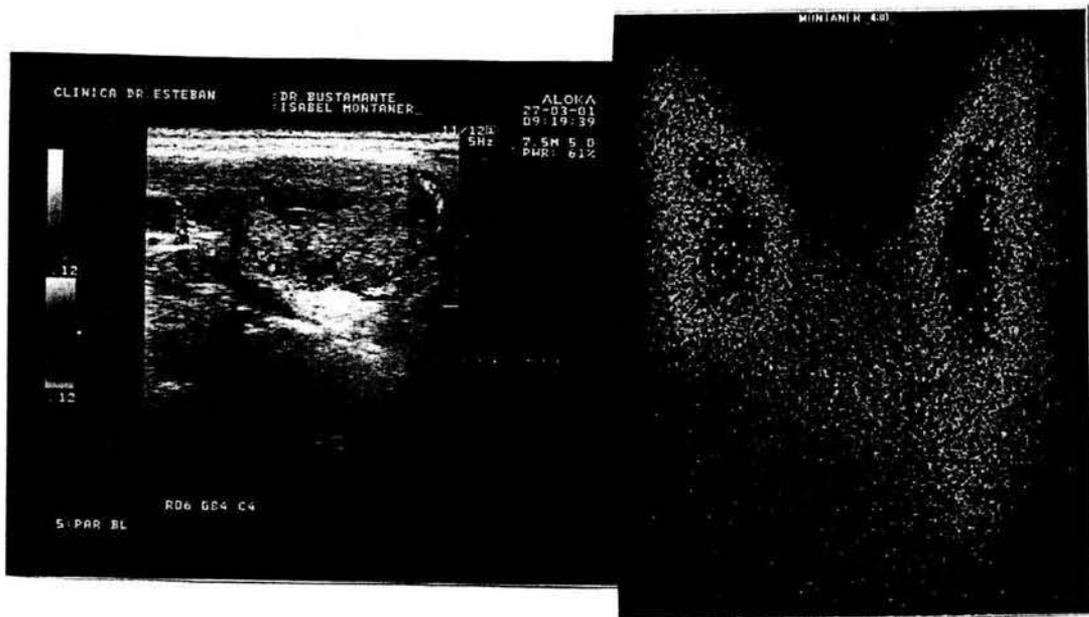
d) Interpretaciones

El gammagrama resultante es una proyección bidimensional de la distribución espacial del isótopo en el cuerpo. Al evaluar la imagen se representan dos valores geométricos: a) cuanto mayor es la distancia entre el paciente y la cámara peor es la resolución lateral debido a que el colimador solo discrimina los ángulos de los factores que entran . b) debido a que la intensidad de la radiación gamma en una dirección determinada disminuye respecto al cuadrado desde la distancia desde la fuente, el número de fotones que llegan al detector a partir de una fuente localizada profundamente, será menor que si la misma fuente fuera más superficial (Fleckenstein 2002). Esta diferencia aumenta aún más por el hecho de que

un fotón gamma precedente de una fuente profunda tiene una posibilidad mayor de ser absorbida en su trayecto, o de ser dispersado o perder dirección y energía en tal grado que sea rechazado por el colimador o analizador de la altura de pulso.

Por consiguiente la gammagrafía mostrará estructuras cercanas a la superficie corporal y al detector con un contraste y una resolución marcadamente mayores que las estructuras profundas y distantes. Por este motivo, en muchas exploraciones es una práctica habitual obtener imágenes desde las partes anterior y posterior del paciente.

Por ejemplo la enfermedad metastásica, los tumores primarios del hígado y los quistes hepáticos, se visualizaron como áreas del centelleograma, que no captan el isótopo radioactivo. Los conductos biliares y la vesícula también se pueden presentar con exactitud mediante los radioisótopos excetados en bilis.



Tomografía por Emisión de Positrones

(PET)

a) Definición

La tomografía por emisión de positrones (PET) es un tipo de medicina nuclear que mide la actividad metabólica de las células. La PET es en realidad una combinación de medicina nuclear y análisis bioquímico. Utilizada sobre todo en pacientes que tienen enfermedades del corazón o del cerebro y cáncer, la PET ayuda a visualizar los cambios bioquímicos que tienen lugar en el cuerpo, como el metabolismo del músculo cardiaco. (Santin, 2001)

La PET es una técnica de diagnóstico no invasiva que permite realizar imágenes que muestran el metabolismo y el funcionamiento de tejidos y órganos.

b) Descripción y funcionamiento

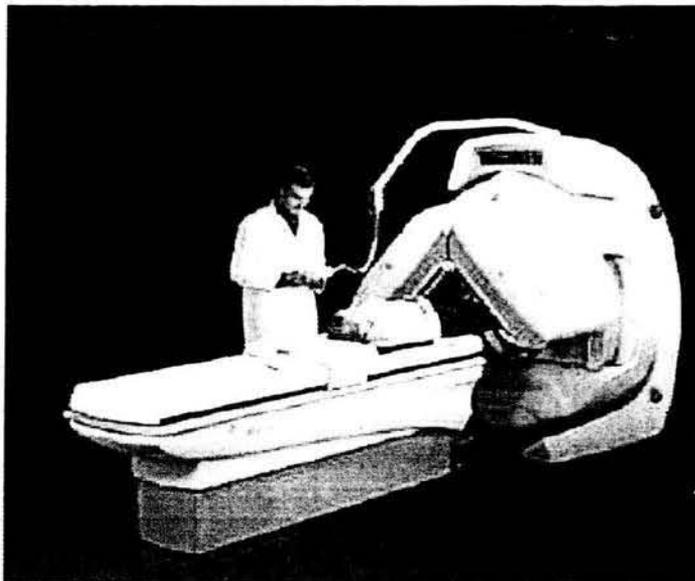
El positón + es una partícula que tiene masa similar a la del neutrón (0) y a la del electrón (e-) del núcleo. El positón (+) no puede viajar con su energía cinética como partícula, sino que se convierte instantáneamente y emite dos poderosos fotones (radiaciones gamma) que parten en dirección opuesta. Esto es lo que en física nuclear se denomina "aniquilación", es decir, la transformación total de la materia en energía.

En otras palabras, el fenómeno de aniquilación, es la desaparición del positón y el electrón y la emisión simultánea de dos fotones gamma de 511 Kev con un ángulo de 180°.

Ciertos radionúclidos emiten fotones producto de la aniquilación de positrones; si se inyectan, pueden detectarse, como en la centelleografía y en la tomografía computarizada, analizarse y convertirse en imagen en un cinescopio. Producen información anatómica y fisiológica excelente, pero deben utilizarse radionúclidos de vida media tan corta que requieren un ciclotrón anexo para ser usado de inmediato. (Fleckenstein, 2002).

Algunos radionúclidos que emiten positrones, como ^{18}F , ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , tienen vidas medias ($T^{1/2}$) muy cortas; así, la $T^{1/2}$ de ^{18}F es de 110 min., la de ^{15}O de 2 min., la de ^{13}N de 10 min y la de ^{11}C de 20 min., y de ese modo se vuelven utilizables en la tomografía por emisión de positrones (TEP).

Para detectar la emisión de estos fotones, se utilizan las denominadas cámaras PET, que consisten en una serie de anillos de fotodetectores de centelleo que rodean la cabeza del paciente. Estando definido el corte tomográfico por el plano de los anillos, se analiza la coincidencia de las señales recibidas por los detectores, ya que la coincidencia deriva de la captura de los dos fotones de alta energía procedentes de un fenómeno de aniquilación que ha tenido lugar a lo largo de la línea recta que une los dos detectores.



Es decir, éstos convierten los fotones emitidos en luz visible, y están, a su vez, rodeados de una serie de tubos fotomultiplicadores, los cuales, cuando dos fotones son detectados al mismo tiempo a 180° en el anillo, son capaces de determinar la posición de aniquilación del positrón. Cuando se ha registrado un número suficiente de fenómenos de aniquilación de esta forma, se obtiene una imagen tomográfica de la distribución del isótopo por un

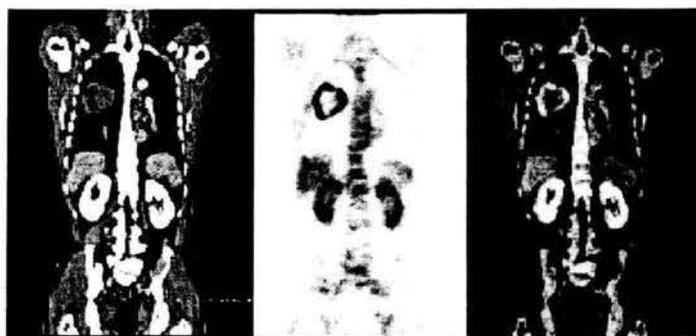
procedimiento computarizado que es capaz de reconstruir un volumen de imágenes formadas por vóxels que muestran el metabolismo de la zona.

Las señales (cuentan de 200,000 o más altas) se registran, analizan, computadorizan y por último se expresan en forma de imagen para el diagnóstico.

La imagen de una PET requiere tres pasos para su formación:1.- la detección de los rayos gamma que se producen en el proceso de aniquilamiento de positrones, 2.-la identificación de la dirección de la radiación y 3.-la reconstrucción de la distribución de la radiación.

La TEP produce imágenes similares a los cortes axiales de IRM para el cerebro y a las de la centelleografía. Al igual que en ésta última, para poder llevar a cabo el estudio de la PET.

CANCER DE PULMON



MASC.63a. CON MASA EN HEMITORAX DER DEMOSTRADO EN RX, TX, Y TAC.
PET PERMITE VER UNA ZONA DE HIPERCAPTACION. EL TAC-PET DEMUESTRA QUE ES PERIFERICA Y AUSENCIA DE METASTASIS

En primer lugar es necesario estar en ayunas de 6 horas como mínimo. También es importante no realizar ejercicios físicos intensos los días previos, ocasionalmente puede ser necesario dejar de tomar algunos medicamentos. También es recomendable que el día de la prueba beba abundante agua (aproximadamente un litro y medio), para favorecer una buena hidratación y

la eliminación del radiofármaco una vez terminada la prueba, que se produce a través del sistema génito-urinario.

Una vez en el centro la PET, se le tallará y pesará y se comprobará su glucemia, que debe estar en valores normales. Posteriormente se le tomará una vía venosa, para la administración del radiofármaco (FDG).

La inyección del mismo es totalmente indolora e inocua, y no tiene ningún efecto secundario conocido ni riesgo de producir alergias. Una vez que se le ha inyectado la FDG, debe permanecer en una habitación, acostado cómodamente, mientras espera los 45 minutos necesarios para que la FDG se distribuya adecuadamente por todo el organismo.

Tras los 45 minutos de incorporación del radiofármaco, pasará al tomógrafo PET. Tras colocarse en la camilla, empezará la exploración. A diferencia de la TAC, la duración de la exploración de la PET es mayor, entre 30 y 90 minutos según el tipo de estudio. La única precaución es tratar de no moverse una vez que se ha iniciado el estudio del paciente.

Esta prueba no tiene ningún riesgo ni efectos secundarios, siendo totalmente inocua.

Una vez que haya terminado el estudio, podrá comer y beber con normalidad. Es recomendable no permanecer demasiado tiempo junto a mujeres embarazadas o niños pequeños durante el día de la prueba, ya que son más sensibles a la radiación. Esta recomendación es únicamente para el día de la prueba, ya que al día siguiente el radiofármaco se ha eliminado por completo, pudiendo hacer desde entonces vida completamente normal.

Una vez que ha finalizado la prueba, los resultados no se obtienen inmediatamente: Es necesario que potentes ordenadores procesen toda la información obtenida, consiguiendo finalmente las imágenes que valorarán los especialistas en Medicina Nuclear. Por lo general los resultados se le enviarán al médico que solicitó la prueba al día siguiente de la misma.

La duración total de la prueba, que varía según el tipo de estudio, oscila entre dos y tres horas, pero el tiempo de permanencia en el tomógrafo es de 30 a 90 minutos.

La PET permite, en una sola exploración, mostrar el tumor primario, la afectación gangliolar y las metástasis, lo que normalmente requiere el empleo de diversas pruebas diagnósticas, que en conjunto supone un costo superior y, por supuesto numerosas molestias para el enfermo. Nos detecta inicialmente las metástasis obviar la aplicación de ciertos tratamientos quirúrgicos o de gran agresividad, ahorrando costos de hospitalización, y de técnicas que de entrada se confirman que no conducirían a resultados positivos. También en muchos tumores permite valorar la eficacia o ineficacia de tratamientos de quimioterapia o radioterapia, evaluando objetivamente la necesidad de su continuación o su supresión si no se observan cambios metabólicos en el tumor, lo que indicaría la ineficacia del tratamiento. (www.cadime.com.ar)

Hasta hace poco, los procedimientos de la PET se realizaban en centros especializados. El equipo utilizado en estos centros es bastante caro. Sin embargo, la nueva tecnología permite que los sistemas de cámaras gamma (un dispositivo que explora a pacientes a los que se les han inyectado pequeñas cantidades de materiales radioactivos), como los que se utilizan en otros procedimientos de medicina nuclear, sean adaptados para su uso como escáneres de PET. El costo del equipo es mucho menor y los escáneres pueden realizarse de forma mucho más rápida utilizando este nuevo equipo.

c) Indicaciones

La PET es, una técnica de gran interés en el estudio del metabolismo cerebral en diversas patologías, como tumores cerebrales, epilepsias y en las demencias. (www.methodisthealth.com).

Además permite el diagnóstico anatómico o morfológico de las imágenes de cortes axiales, el análisis por este método de funciones del tejido cerebral y

del aparato circulatorio, como ejemplos, son nuevas aplicaciones con grandes potencialidades.

La PET tiene su aplicación clínica más importante en el estudio del metabolismo, en cuyo caso el radioisótopo más utilizado es el Flúor y el trazador, un análogo de la glucosa llamado flúor-desoxi-glucosa (FDG).

La diferencia entre la PET y otros exámenes de medicina nuclear es que la PET detecta el metabolismo dentro de los tejidos corporales, mientras que otros tipos de exámenes de medicina nuclear detectan la cantidad de una sustancia radioactiva acumulada en el tejido corporal de la zona que se está examinando.

d) Interpretación

Este método produce información anatómica y fisiológica excelente. Proporciona imágenes de mayor nitidez e incluso en menor tiempo que la centelleografía con cámara.

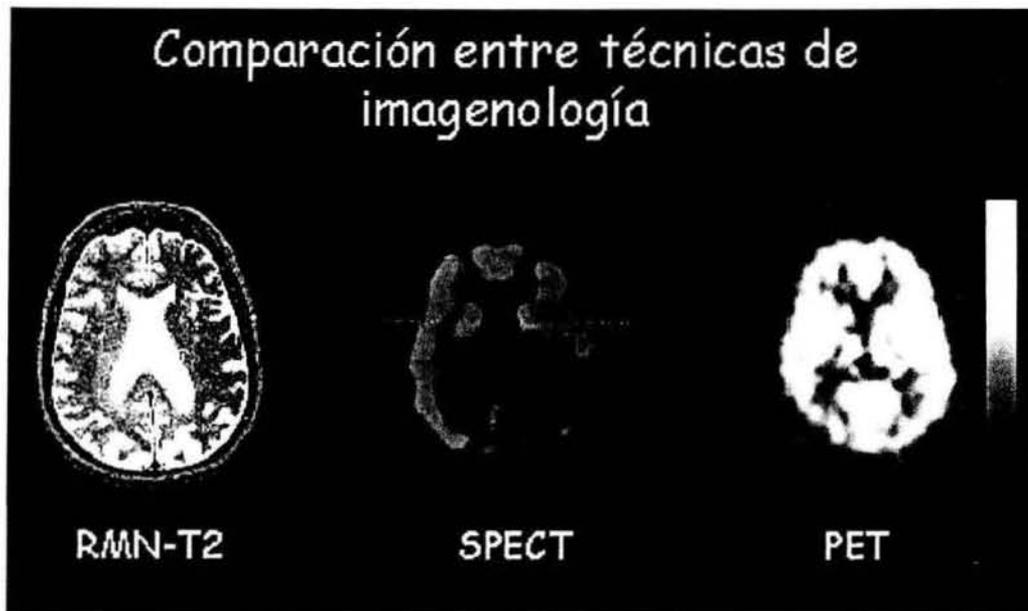
El fundamento de la PET consiste en marcar con un átomo radioactivo (radioisótopo) una molécula biológica (trazador), cuyo comportamiento deseamos seguir o "trazar", es posible estudiar distintos procesos biológicos. Por ejemplo el isótopo ^{15}O se emplea en la combinación de H_2O como trazador para estudiar la perfusión cerebral, o el ^{11}C con flumazenil para examinar los receptores cerebrales.



El principio de reconstrucción de las imágenes PET es el mismo empleado para la TAC, donde se parte del principio de que un objeto puede reconstruirse a partir de una serie de proyecciones tomadas a diferentes ángulos. En un sistema PET típico se tienen entre 100 y 300 proyecciones, lo que proporciona una resolución de unos cuantos milímetros.

Las señales se registran, analizan, computarizan y por último se expresan en forma de imagen para el diagnóstico anatómico o morfológico de las imágenes de corte axiales, el análisis por éste método de funciones del tejido cerebral y del aparato circulatorio, como ejemplos, son nuevas aplicaciones.

Un método de cuantificación de imágenes por PET utiliza una segmentación manual de las estructuras cerebrales de interés sobre la imagen de alta resolución anatómica (RM). De este modo es posible analizar, ésta alta resolución anatómica, para obtener una cuantificación precisa del volumen y la actividad metabólica de estructuras cerebrales cuya localización en la PET sería imposible debido a su baja resolución anatómica.



Reconstrucción Tridimensional

(3D, Tomografía Tridimensional o Tomografía de 16 hélices)

a) Definición

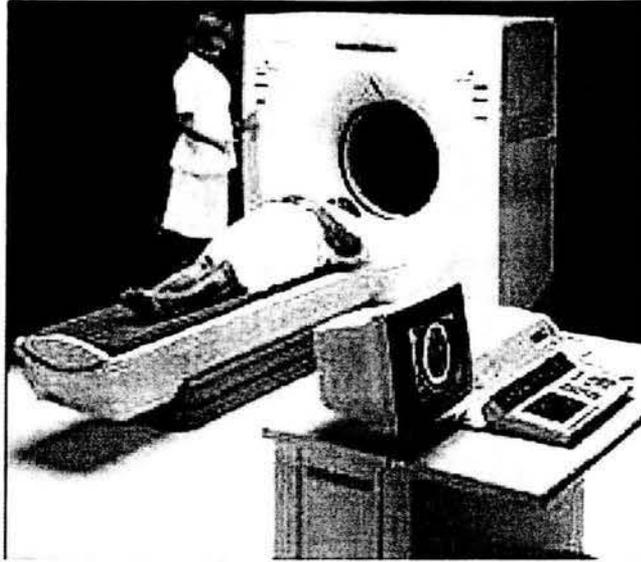
Procedimiento de estudio computarizado, mediante el cual las imágenes tomográficas son superpuestas con ayuda de un software especial y permite una proyección tridimensional de los elementos, dando una imagen aspecto 3D (axial-sagital-coronal) de volumen y distribución con alto contenido docente y demostrativo, el aporte de esta técnica en patología es con fines conceptuales demostrativos.

b) Descripción y Funcionamiento

Esta técnica requiere secciones transversales de un grosor muy pequeño. Las ventajas de este procedimiento incluyen una mejor apreciación de los detalles anatómicos y estructuras óseas debido a que éstas pueden ser observadas con diferentes grados de rotación.

La nueva generación de TAC spiralados con detectores de alta resolución y un sistema de reconstrucción de imágenes 3D de avanzada puede proveer una visualización de segmentos coronarios con stent en pacientes en forma totalmente no invasiva, un sistema de reconstrucción 3D del stent sin el uso de material de contraste obteniendo de esa forma una parcial virtual del stent en el seguimiento de pacientes y así determinar factores de limitación y mejorar la calidad de imagen.

El equipo es capaz de generar hasta 3000 imágenes en cada serie, lo que aumenta la capacidad de trabajo de los especialistas en diagnóstico por imagen. La colección de datos requiere secciones paralelas múltiples de muy pequeño grosor para ello se utilizan scáneres que puedan producir una rápida secuencia de imágenes y de esta manera evitar artefactos de movimiento. Se trata de un aparato de TC dotado con un sistema de rotación constante:



Para lo cual dispone de un sistema de roce o escobillas que mantienen la conexión eléctrica entre las fuentes de alimentación eléctrica y el tubo y los demás componentes que giran durante el disparo.

Estos aparatos tienen la capacidad de realizar cortes axiales convencionales, además de poder efectuar exploraciones helicoidales (Fig. 4) Para estas últimas, se combinan a la vez el movimiento rotatorio del tubo y el movimiento de desplazamiento de la mesa durante el barrido, con lo que se consigue una adquisición volumétrica.

Las imágenes solapadas en este caso no son producto de mayor radiación sobre la zona, sino que es el resultado de un complejo proceso matemático.

Al factor de desplazamiento se le denomina *pitch*

pitch = Movimiento de la mesa en mm x giro (segundo) / Grosor de corte

El pitch determina la separación de las espirales, de tal manera que a 10mm de desplazamiento de la mesa por segundo, si cada giro dura un segundo, y el grosor de corte fuese de 10mm correspondería un pitch 1 ; o dicho de otro modo, el índice de pitch sería 1:1

Si, por ejemplo el grosor de corte fuese de 5mm y se mantuviese la misma velocidad de desplazamiento tendríamos:

$$\text{pitch} = (10\text{mm} \times 1\text{s}) / 5\text{ mm} = 2 ; \text{es decir el índice de pitch sería de } 2:1$$

Cuanto mayor es el valor del pitch, más estiradas estarían las espirales, mayor sería su cobertura, menor la radiación del paciente, pero menor sería la calidad de las imágenes obtenidas.



Se pueden definir las diversas etapas que intervienen en la reconstrucción tridimensional de un corte tomográfico, desde su obtención en el equipo correspondiente hasta su despliegue en una computadora.

- ⇒ ADQUISICION. Normalmente, se obtiene la imagen en dos dimensiones directamente del equipo cuya modalidad nos interesa utilizar (TAC, RMN, US, SPECT, etc).
- ⇒ REGISTRO (*Image Registration*). Esta etapa consiste en ubicar en un mismo plano de referencia una serie de imágenes que contienen al órgano de interés. Al considerar imágenes multimodales, el problema radica en que cada una de éstas tiene un plano de referencia propio, por lo que es indispensable en estos casos, la alineación de las imágenes.
- ⇒ SEGMENTACION. La segmentación consiste en extraer objetos de interés a partir de las imágenes en tonos de gris. La segmentación proporciona información superficial al generar una imagen binaria de la

estructura de interés o proporciona una imagen con información hacia adentro del volumen. Este tema ha sido ampliamente investigado, pero no se ha llegado a obtener un método universal que clasifique automáticamente (aproximadamente) cualquier estructura anatómica de interés, a partir de cualquier modalidad de imagen, de ahí que se continúe esta investigación según la aplicación.

⇒ INTERPOLACION. Los contornos obtenidos en la etapa precedente deben ser alineados en pila y en caso de que la resolución sea insuficiente, se requiere aplicar un algoritmo de interpolación entre datos para todas las dimensiones deseadas. Dentro de los métodos de interpolación existen aquellos que resaltan características de calidad o de tiempo de ejecución. Es necesario realizar un estudio para determinar el mejor método de interpolación que se adapte a la aplicación que en particular se desee desarrollar. En nuestra área de investigación, se tiene experiencia en la evaluación de diversos métodos de interpolación aplicados en diferentes áreas, tales como electroencefalografía, radioterapia, modelos de curvas y superficies, etc.

⇒ PRESENTACION DE RESULTADOS EN 3D. La etapa final de la reconstrucción es quizás la más espectacular. Consiste en desplegar el volumen del órgano en estudio o de una de sus estructuras en la pantalla de la computadora.

Los dos grandes campos en la representación tridimensional de imágenes médicas son la representación en superficie (*surface rendering*) y la representación en volumen (*volume rendering*).

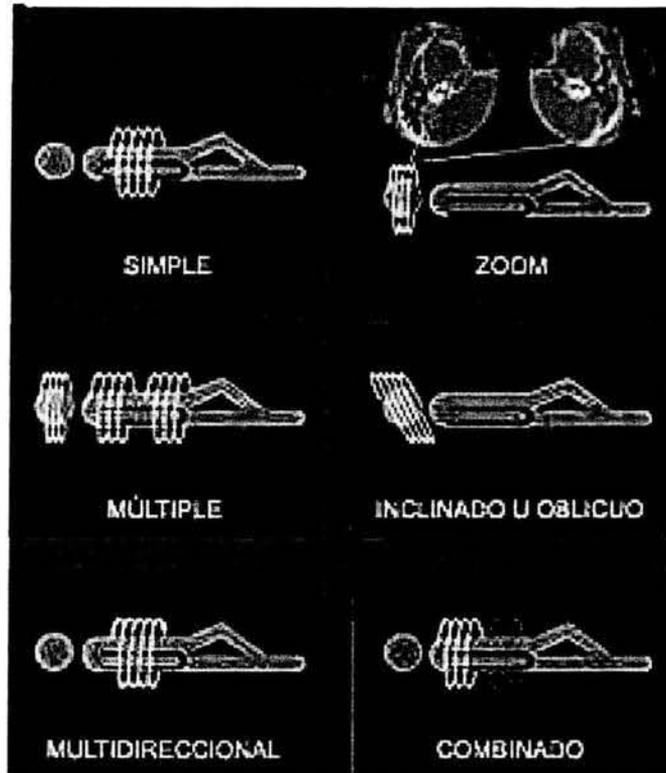
En representación en superficie, la visualización y manejo de datos multidimensionales se basa únicamente en los límites del objeto y el despliegue de la superficie del objeto de interés está aislado del resto del volumen. En representación en volumen, se persigue la representación de múltiples estructuras con diferentes tipos de tejido. A cada voxel se le asocia un nivel de opacidad y se asume que el valor de cada uno está

correlacionado con el tipo de material que lo integra. Para cada versión de despliegue se examina cada voxel, lo que hace a esta representación muy costosa computacionalmente.

El tema de las ventajas y desventajas de uno u otro tipo de representación se ha convertido en controversia, pero se puede hacer una diferencia drástica entre los dos: la representación en volumen es muy útil cuando las estructuras en la escena son difusas, como puede ser un cáncer dentro de un tejido; por otro lado la representación en superficie pierde la información del material del objeto que lo limita para fines de comparación con otros tejidos. La gran ventaja de tener únicamente información sobre los límites del objeto es que permite una más rápida interacción y manipulación de los datos, además de obtener una aproximación mejor al detalle y textura de la superficie del objeto.

Para realizar la representación en 3D, se efectúan las transformaciones de movimiento requeridas, la eliminación de áreas ocultas, la asignación de sombreado o transparencia y la proyección desde el ángulo deseado.

Actualmente existen paquetes comerciales para cualquier estación de trabajo que realizan funciones de despliegue de estructuras en 3D de una manera automática, principalmente para aplicaciones de imágenes sintéticas. Sin embargo, no cualquier método de sombreado entrega un resultado acorde con lo que se vería en la realidad. Nuevamente, es necesaria una evaluación de los métodos empleados en esta etapa, de acuerdo a criterios cualitativos y cuantitativos del especialista.



⇒ FUSION DE DATOS. El resultado de una reconstrucción tridimensional debe además ser integrado en el conjunto de imágenes necesario para el diagnóstico; una etapa adicional en el proceso de análisis es la posibilidad de fusionar información complementaria extraída de diversas fuentes, sin pérdida de las características útiles de cada modalidad. Para realizar el proceso de fusión más adecuado a cada aplicación, se han propuesto diversos métodos, de los cuales el de más impacto ha sido la transformación por "wavelets", aunque no se ha llegado a la etapa de validación clínica. (www.veterinaria.org).

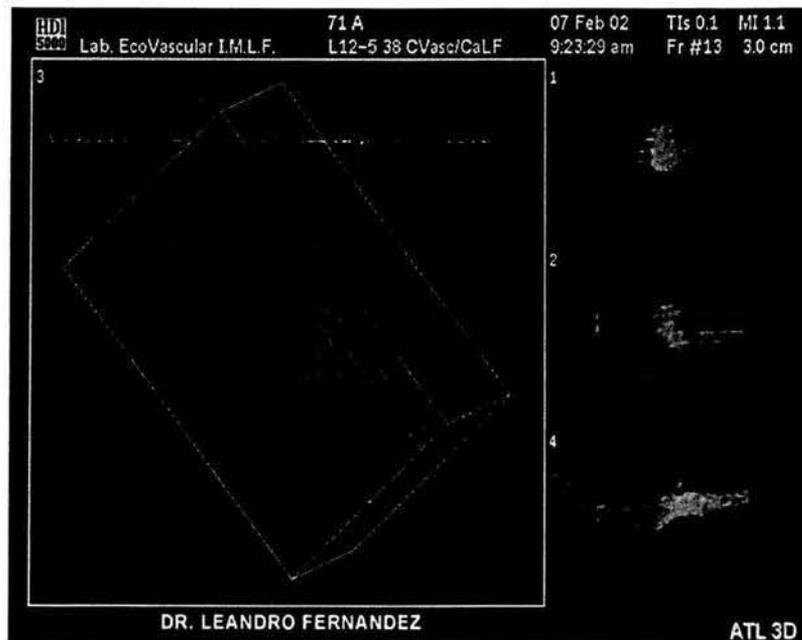
Un equipo tradicional aporta unas 80 tomas, mientras que con éste conseguimos unas 300. Además el software incorpora un algoritmo que nos permite una visión mucho más precisa a través de las "guías de navegación".



La gran desventaja se presenta debido al elevado costo que supone una adquisición de los equipos, así como adquisición de los equipos, así como su instalación y por supuesto su mantenimiento.

c) Indicaciones

En el campo de la clínica la visualización en 3D puede ser de mucha utilidad en planeaciones de cirugía, ortopedia, traumas músculo - esqueléticos, estudios en hígado, análisis de tejidos reconstrucción de vasos sanguíneos, trombosis venosa, isquemias y visualización neuronal entre otras.



La Reconstrucción 3D permite realizar la colocación de prótesis articulares, prótesis vasculares, cirugía maxilofacial e incluso guías quirúrgicas para fijar con precisión los tejidos que interesan a los cirujanos. Asimismo lo están empleando para hacer estudios de difusión y perfusión para el diagnóstico precoz del ictus cerebral.

Por ejemplo: para realizar colonoscopias virtuales, evitando incomodidades a los enfermos. Se pueden realizar coronariografías con un simple pinchazo n un brazo, sin riesgo para el paciente, útil para la predicción del riesgo cardiaco mediante la cuantificación de las calcificaciones de las arterias coronarias.



A medida que se va utilizando, descubrimos nuevas aplicaciones como las exploraciones en traumatismos, ya que podemos beneficiarnos de la reconstrucción que antes no podíamos más que imaginar.

Una imagen tridimension al que da una visión generalizada de la región afectada.



Una visión lateral de la masa donde se observa la destrucción de buena parte del hueso frontal izquierdo, así como de la región orbitaria. En esta figura se puede apreciar como la masa también afecta el pasaje nasal izquierdo.



Entre las ventajas y desventajas se puede hacer una diferencia drástica entre los dos: la representación en volumen es muy útil cuando las estructuras en la escena son difusas, como puede ser un cáncer dentro de un tejido; por otro lado la representación en superficie pierde la información del material del objeto que lo limita para fines de comparación con otros tejidos.

La gran ventaja de tener únicamente información sobre los límites del objeto es que permite una más rápida interacción y manipulación de los datos, además de obtener una aproximación mejor al detalle y textura de la superficie del objeto.

En el diagnóstico nos ayuda a:

- ⇒ Evitar discontinuidad entre cortes.
- ⇒ Reducir el tiempo de exploración.
- ⇒ Posibilitar las exploraciones con menor cantidad de contraste I.V.
- ⇒ Posibilitar la reconstrucción multiplanar de imágenes.
- ⇒ Mejorar la calidad reconstrucción tridimensional.
- ⇒ Permite la Angio - TC

Otras de las indicaciones son las fracturas del cuello del condilo en jóvenes y adultos, en la reconstrucción quirúrgica de las estructuras hipoplásicas en relación con síndromes o de tumores craneofaciales. En los cuadros

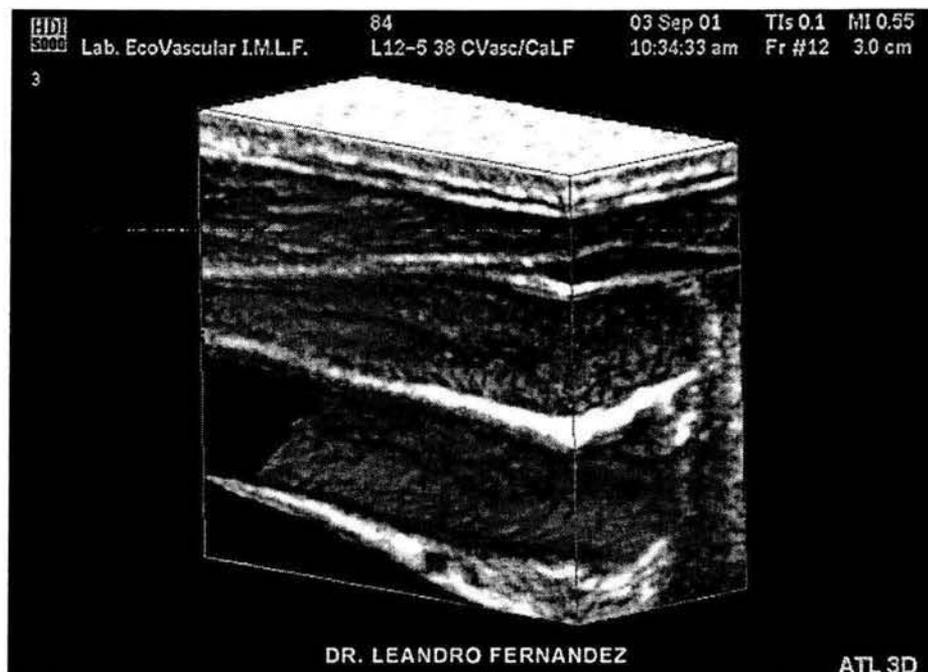
patológicos con hipoplasia de la mandíbula y/o de la ATM, la TC en 3D es útil para planificar el tamaño del trasplante o para determinar el vector de distracción.(Bumman 2000).

d) Interpretación

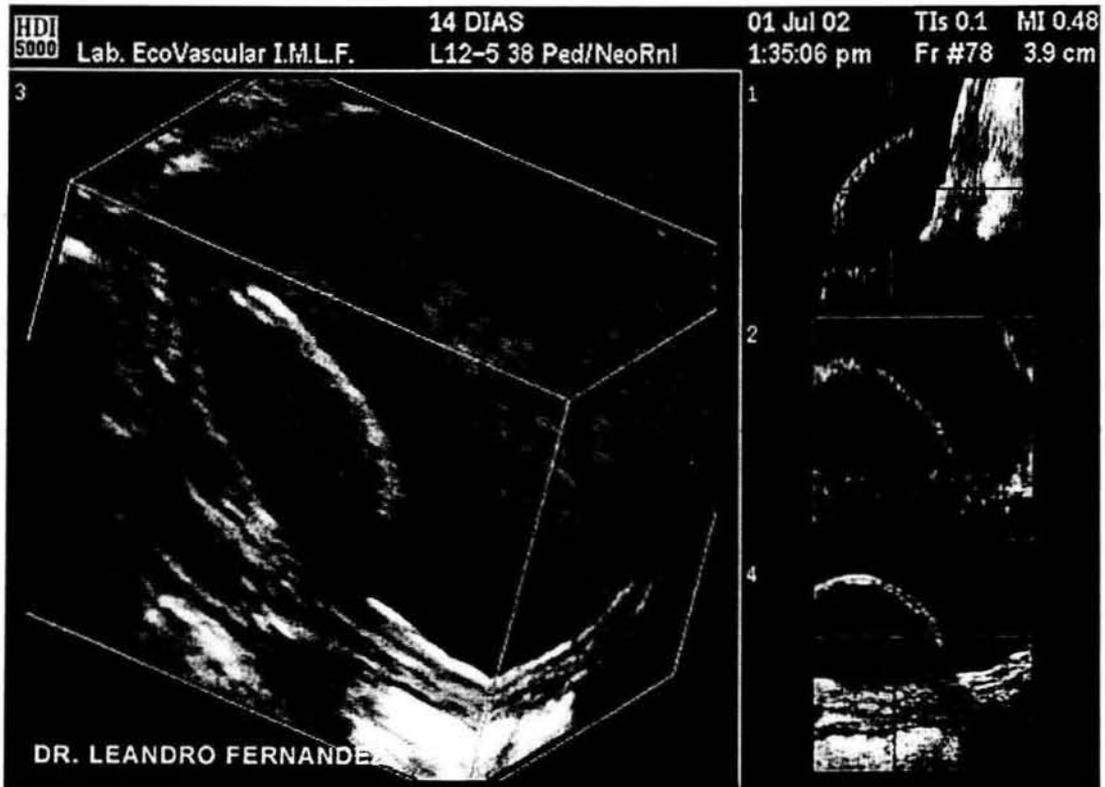
La interpretación de imágenes volumétricas tridimensionales nos permite mostrar las estructuras anatómicas desde un punto de vista espacial.

Las imágenes volumétricas, la técnica empleada utiliza mayor información que la empleada en las imágenes de superficie. La interpretación de las imágenes volumétricas corresponde a la información básica obtenida, sumada a la visión del operador (médico), durante el proceso de reconstrucción. Ofrece la posibilidad de interpretar las imágenes obtenidas desde cualquier plano y proyección.

Ya que las imágenes tridimensionales de las distintas secciones de tejido que genera el tomógrafo de haz de electrones son muy nítidas, obtienen gran nivel de detalle, color, y pueden almacenarse y combinarse digitalmente construyendo una perspectiva global del órgano entero, lo que aumenta la precisión y rapidez del diagnóstico médico.



La alta calidad de sus imágenes, permite estudiar cualquier plano, ángulo del cuerpo humano, eliminando así las zonas, en las cuales no estamos interesados, nos permite hacer reconstrucciones en zonas dañadas o ausentes. La cual nos sirve para la estética así como para la funcionalidad del mismo.



Conclusiones

En la patología general, así como en otras disciplinas del área médica, es de gran importancia la aplicación de la imagenología, como método de diagnóstico; ya que desde 1895, con la aparición de los rayos X se pudieron obtener imágenes que traspasaran la superficie del cuerpo en sujetos vivos, en la cual se pueden obtener imágenes de tejidos duros principalmente y órganos consistentes, como lo es el corazón. Aunque con la experiencia obtenida se puede llevar a cabo la identificación de otras estructuras menos radiopacas.

Posteriormente con la ayuda de medios de contraste se pudo realizar la angiografía, que nos permite ver la ubicación, forma o alteración de conductos naturales como los son las venas, arterias, conductos de glándulas (sialografía), etc.

Después en el año de 1972 con la nueva tecnología de las computadoras se logra la tomografía axial computarizada, la cual nos permite observar tejidos duros y blandos, éstos con mayor claridad, se usa mucho en cabeza, para lesiones de cerebrales, líquido cefalorraquídeo, densidades vasculares tumorales, ésta técnica también emplea los rayos X, la diferencia es que son aplicados desde varios puntos hacia una misma dirección, la computadora ayuda a seleccionar el grosor del corte que se requiera y por medio de píxels y/o vóxels, crea la imagen.

Ahora aparece una nueva forma, para obtener imágenes, y es mediante el sonido, ultrasonido (ecografía), su método es por ondas mecánicas que se propagan sobre la materia, que por su consistencia deja pasar las ondas o las anula, las ondas que se ocupan no son dañinas al cuerpo humano como los rayos X, es utilizada durante el embarazo, glándula tiroides, útero, etc.

Otro de los medios para obtener imágenes es la resonancia magnética nuclear, que se basa en las moléculas existentes en el cuerpo como lo son el agua y el lípidos, y por medio de aplicación de campos magnéticos, se registran y se analizan las radioseñales que nos dan los núcleos, este estudio nos ayuda a observar los tejidos blandos, enfermedades como las cardiovasculares, neurológicas, neoplasias, al añadir medios de contraste mejora la calidad de imagen.

Posteriormente los rayos gamma son utilizados para la obtención de imágenes, pero no son utilizados con tanta seguridad ya que estos rayos, llegan a producir lesiones biológicas. Aunque para el diagnóstico de tiroides, en el rastreo del esqueleto por metástasis u osteomielitis es muy eficaz el estudio.

La tomografía por emisión de positrones, es un estudio no invasivo, que nos deja ver imágenes de metabolismo y funcionamiento de tejidos y órganos.

Ahora la aparición de tomografía tridimensional o helicoidal o espirada, nos da una imagen tan clara y nítida, que no nos cuesta ningún trabajo saber a que área se está refiriendo, nos ayuda a prevenir a limitar, seccionar adecuadamente y reconstruir cualquier lesión o malformación encontrada.

Actualmente se mezclan todas estas técnicas y nos permiten obtener imágenes increíblemente perfectas, las cuales nos ayudan como ya dijimos a prevenir y dar un buen diagnóstico y por consecuencia un buen tratamiento.

GLOSARIO.

ALGORITMO	Procedimiento de cálculo con símbolo, según unas reglas determinadas y con un número finito de pasos. Juego de reglas secuenciales preestablecidas para la resolución de un problema expresado en un lenguaje de programación de alto nivel.
ATENUACIÓN	Atenuador: dispositivo eléctrico que sirve para reducir la amplitud de las señales que recibe sin apenas distorsionarlas.
ATEROMAS	Arterioesclerosis, con alteraciones grasientas de la pared arterial.
CATÉTER	Sonda con la que se pretende averiguar o explorar cavidades y conductos naturales o la profundidad y dirección de las heridas.
CICLOTRÓN	Acelerador de partículas elementales que, por la acción combinada de un campo eléctrico y otro magnético, comunica una trayectoria circular a las mismas.
CINESCOPIO	Tubo de rayos catódicos que se usa en T.V. para reproducir imágenes.]
COARTACIÓN	Estrechez de la aorta.
COLOIDES	Cuerpo que se dispersa en un fluido en partículas (micelas) de tamaño comprendido entre 0,2 y 0,1 micras formando una solución denominada coloidal. Ej. Albúmina, goma arábiga.
DIFUSIÓN COMPTON	Variación de la longitud de onda de los rayos X cuando existe difusión de los mismos por átomos ligeros.
DIFUSIÓN SIMPLE	Fenómeno mediante el cual las moléculas de varios fluidos situados en el mismo recinto tienden a formar una mezcla homogénea.
EFEECTO PIZOELÉCTRICO	Fenómeno que se presenta en muchos cristales y que consiste en producir una corriente eléctrica, cuando se ejerce una presión sobre ellos.
ELECTRODO	Cada uno de los dos conductores utilizados en una electrólisis.
ESCÁNES O SCANNER	Dispositivo para explorar el cuerpo humano mediante rayos X, con el fin de obtener, gracias a exposiciones realizadas desde distintos ángulos, diferentes imágenes de una misma región corporal.

ESCUETA	Libre. Sin adornos o sin ambages, escrito.
FLUORESCENCIA	Propiedad que tienen algunos cuerpos de mostrarse luminosos, mientras reciben la excitación de ciertas radiaciones.
FOTÓN	Cuanto de energía electromagnética. Es una partícula sin masa, cuya energía depende de la frecuencia de onda, de la que el fotón es el cuanto.
NOSOLOGIA	Parte de la medicina que tiene por objeto describir, diferenciar y clasificar las enfermedades.
IMPEDANCIA	Cociente entre la tensión eficaz aplicada a un circuito eléctrico o electrónico y la intensidad que por él circula.
ONDAS ELECTROMAGNÉTICAS	Perturbación vibratoria producida por la variación simultánea de los campos eléctricos y magnéticos.
OSCILOSCOPIO	Instrumento utilizado para medir la variación temporal de la tensión en un punto de un circuito eléctrico.
PIXEL	Elemento más pequeño de una pantalla al que se le puede dar intensidad y color.
PONDERADAS	Contrapesar equilibrar. En estadísticas, valor que se le atribuye a los diferentes elementos de un índice a fin de obtener varios resultados.
PROTÓNICO	Relativo al protón: partícula elemental nuclear de carga positiva y masa de 1,00759 unidades másicas.
RADIOISÓTOPO	Isótopo radioactivo de un elemento que se produce artificialmente mediante bombardeo con partículas de elevada energía.
RESOLUCIÓN SALVEDAD	Acción o efecto de resolver o resolverse. Razonamiento que se emplea como causa o limitación de lo que se va a decir o hacer
TRANSICIÓN	Cambio repentino de tono y expresión.
TRANSDUCTORES	Transducción: cualquier operación que transforma magnitudes de determinado tipo en otras distintas, proporcionales a las anteriores.

Bibliografía

- ❖ Fleckenstein P., Jonson T., Bases anatómicas del diagnóstico por imagen, 2ª. Edición, España, Edit. Harcourt, 2002.
- ❖ Santin, G., Vademecun radiológico "Lo que importa en la clínica médica general", México, Edit McGraw Hill Interamericana, 2001.
- ❖ Griffiths H., Dr. Sarna R., Radiología moderna, México D:F., Edit. Interamericana S.A. de C.V., 1982.
- ❖ Valdés R., Azpirez J., Imagenología Médica, México, edit. Universidad autónoma metropolitana unidad Iztapalapa, 1995.
- ❖ Bumman A., Letzmann, Atlas de diagnóstico funcional y principios terapéuticos en odontología, España, Edit. Masson, 2000.
- ❖ Cavezian R., Pasquet G., Diagnóstico por imagen en odonto – estomatología, España, Edit. Masson, 1993.

Sitios WEB

- ❖ <http://pcs.adam.com/ency/article/003876.htm>
- ❖ <http://www.infomed.sit.g/revistas/ibi/vol15/2/96.ibi06296.htm>
- ❖ <http://www.diariomedico.com.edicionnoticia102458.200416.00.htm>
- ❖ <http://www.methodisthealth.com/spanish/radiology/pet.htm>
- ❖ <http://www.cadpet.es/profesionalesqueespets.introduccion.htm>
- ❖ <http://www.dic.upm.es/im/papers/JDG.caseib.pdf>
- ❖ <http://www.diariomedico.com.edicionnoticia/0.2458.400945.00.htm>
- ❖ <http://www.veterinaria.org/asociaciones/aevedi/00119cu.htm>
- ❖ [http://www.tec.esc/"xvila12/funcionahtm#obtencion](http://www.tec.esc/)
- ❖ <http://www.cadime.com.ar/diagimágeneshelicoidal.htm>
- ❖ <http://www.itzamna.vam.mx/pilar/rec3d.htm>
- ❖ <http://www.biomed.org/pet.htm>
- ❖ <http://www.enfermeriacardiologica/pred 04 htm>
- ❖ <http://www.venezuela en salud. Com/artes pec/ eco 3d.htm>
- ❖ <http://www.asodiam/tomografia.htm>
- ❖ <http://www.sis.org.ar/flibres/c/c-15.pdf>
- ❖ <http://www.mario valdez. Net/decs/gammagrafia urológica>
- ❖ <http://www./investigacionesmédicas.com/serv-tomografia-computada.asp>
- ❖ <http://www.cadime.com.ar/diagimágenes>
- ❖ <http://www.itzamna.izt.uam.mx/vera/IMIV/mn/sl/d041.htm>