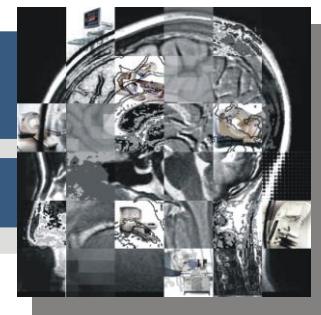


NATURALEZA DE LAS IMÁGENES BIOMÉDICAS

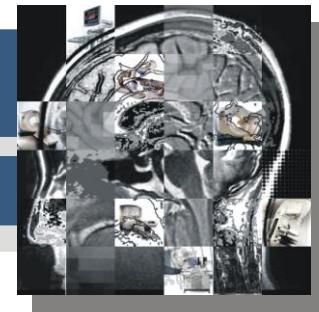


Modalidades de imagen son las diferentes técnicas de obtención de imagen médica.

- ◆ El elemento básico que define las diferentes modalidades es el tipo de energía utilizada.

Como en casi todo proceso de medida, la obtención de imágenes médicas implica irradiar la muestra (el paciente, en este caso) con algún tipo de energía. El carácter de la misma va a definir el contraste de la imagen y también dará nombre a la modalidad correspondiente. Las modalidades fundamentales de imagen médica son:

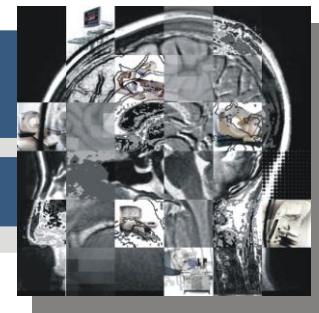
- Radiología (radiación electromagnética: rayos *X*),
- Ecografía (energía ultrasónica),
- Medicina Nuclear (radiación electromagnética: radiación gamma), y
- Resonancia Magnética (radiación electromagnética: ondas de radio), entre otras.



Es interesante resaltar que el tipo de energía utilizada determina el tipo de interacción que se produce en los tejidos biológicos y, por tanto, en qué medida puede ser nociva para el organismo.

Tabla: Clasificación de las modalidades de imagen médica.

Modalidad	Técnica de Imagen	Energía	Ionizante	Funcional	Tomográfica
Radiología	Radiología Convencional	Rayos X	Si	No	No
	Radiología Digital	Rayos X	Si	No	No
	Tomografía Computarizada (CT: Computed Tomography)	Rayos X	Si	No	Si
Medicina Nuclear	Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Gamma Único (SPECT: Single Photon Emission Computer Tomography)	Rayos γ	Si	Si	Si
	Tomografía por Emisión de Positrones (PET: Positron Emission Tomography)	Rayos γ	Si	Si	Si
Ecografía	Ecografía	Ultrasonido	No	No	Si
Resonancia Magnética	Imagen de Resonancia Magnética (MRI: Magnetic Resonance Imaging)	Ondas de Radio	No	Si	Si
Endoscopía	Endoscopía	Luz	No	No	No

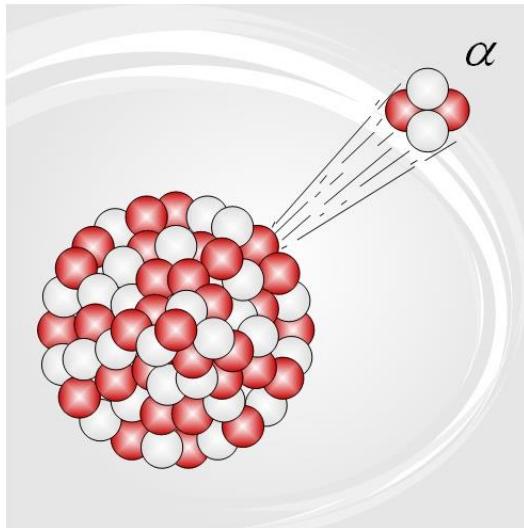
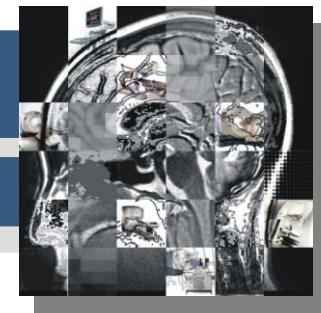


Radiaciones ionizantes son aquéllas que por su alta energía son capaces de inducir directamente reacciones químicas, a través fundamentalmente de la ionización de diferentes moléculas. Las **radiaciones no ionizantes** se limitan a producir calentamiento que, en principio, no presenta efectos biológicos relevantes si la potencia absorbida o depositada es baja.

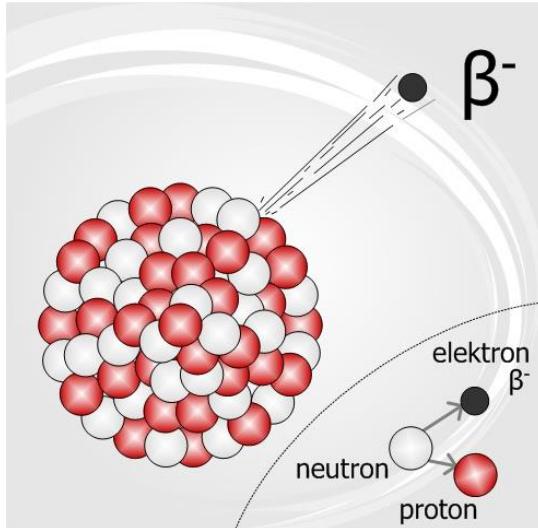
Radiación. En física se entiende que la radiación es energía en movimiento.

Tipos de radiación:

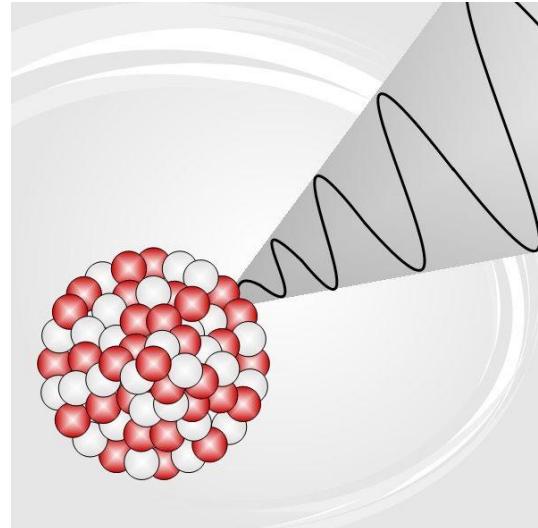
- Partículas alfa (dos protones y dos neutrones juntos)
- Partículas beta (electrones)
- Rayos X (radiación electromagnética)
- Rayos gamma (radiación electromagnética)



Partículas alfa (dos protones y dos neutrones)

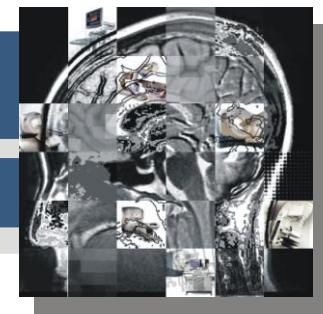


Partículas beta (electrones)



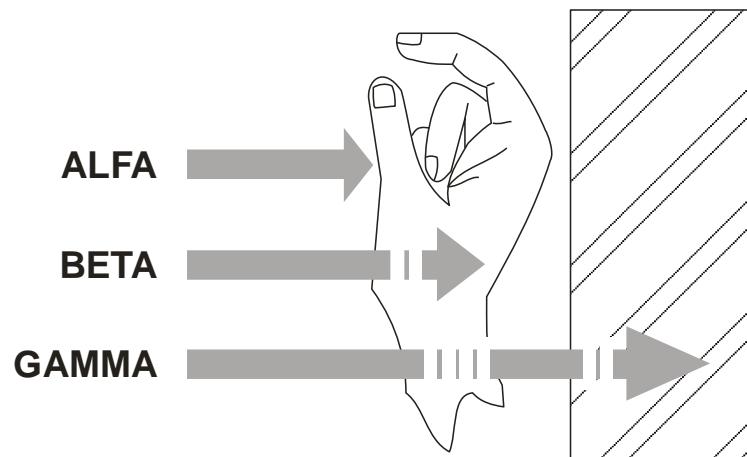
Rayos X (radiación electromagnética)
Rayos gamma (radiación electromagnética)

Las partículas alfa transfieren mucha energía en cada choque y son detenidas (es decir, se les acaba su energía) en unos cuantos centímetros de aire o incluso en el grosor de una hoja de papel. Toda la energía que transportaba la partícula alfa queda depositada en un volumen pequeño del material irradiado.

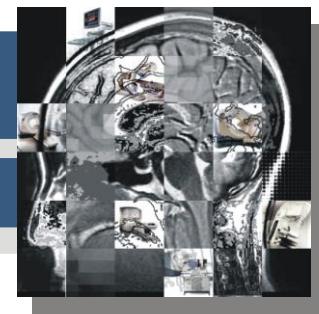


Las partículas beta transfieren poca energía en cada choque y por esto se necesitan muchos choques para detenerlas. Se requiere al menos un metro de aire o algunos milímetros de aluminio para que se detengan, y la energía que depositan en el material queda menos concentrada que en el caso de irradiación con partículas alfa.

Los rayos gamma logran penetrar materiales mucho más gruesos que las partículas alfa y beta y necesitan varios centímetros de plomo o de concreto para atenuarlos.

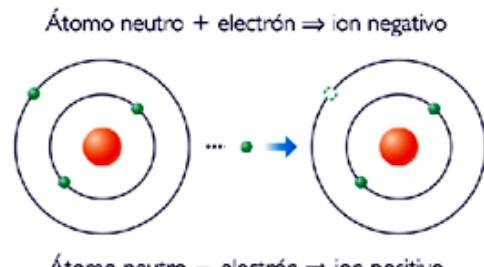
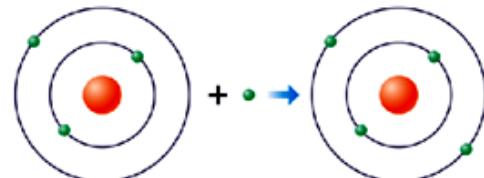


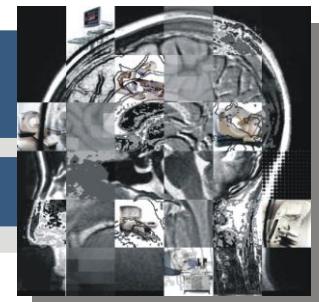
Poder de penetración de los diferentes tipos de radiación



Ionización. Cuando (en nuestro caso) una partícula cargada, que proviene de la radiación atraviesa el medio celular, es posible que su campo eléctrico consiga arrancarle electrones a las moléculas que constituyen la membrana, el citoplasma o el núcleo celular. Moléculas que antes eran eléctricamente neutras, se transforman en iones (partículas cargadas) debido a la pérdida de un electrón.

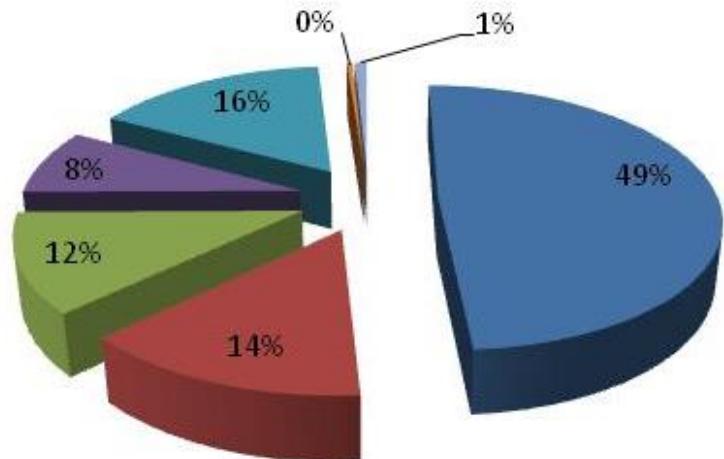
Radiación Ionizante. Es la radiación que es capaz de producir ionización.





Principales fuentes de radiación

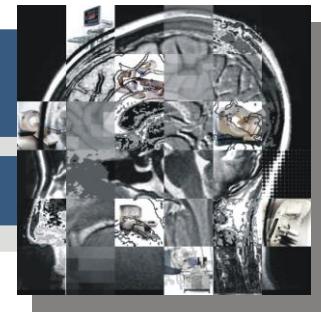
- Rodon
- Rayos gamma
- Rayos cósmicos
- Potasio-40
- Usos médicos
- Energía nuclear
- Ensayos nucleares



Radiación natural 83%

Radon
Rayos gamma
Rayos cósmicos
Potasio-40
Usos médicos
Energía nuclear
Ensayos nucleares

Radiación producida por el ser humano 17%



Es muy frecuente clasificar las modalidades en:

Anatómicas (morfológicas o estructurales ya que estas detallan estructuras, texturas, distribución espacial de niveles de gris), se caracterizan por producir imágenes de muy buena resolución, que permiten una representación muy detallada de la anatomía del paciente, y

Funcionales (función del tejido fino, vasos sanguíneos, función celular, metabolismo). Estas se caracterizan por aportar información sobre el funcionamiento de los diferentes órganos o sistemas: algún rasgo de su metabolismo, su perfusión sanguínea (administración de un medicamento), su capacidad para acumular ciertas sustancias, etc.

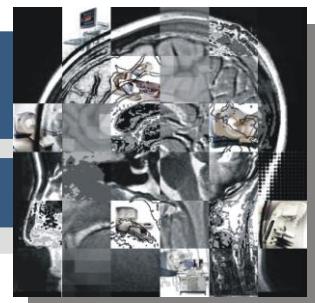


Imagen morfológica: radiografías de tórax

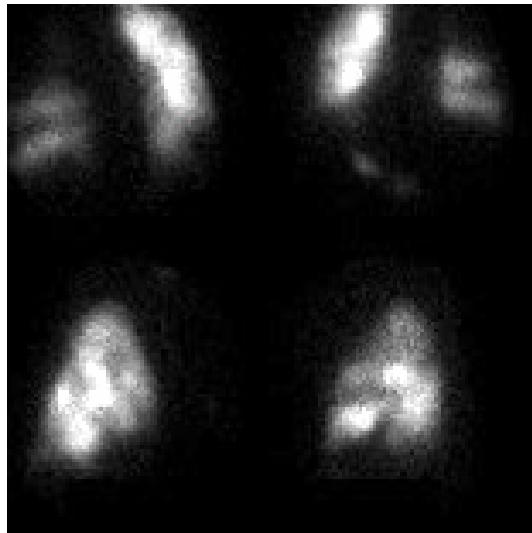


Imagen funcional: gammagrafía pulmonar

Imágenes proyectivas. Son aquéllas que representan la suma de todas las estructuras del objeto, proyectadas sobre una superficie bidimensional.

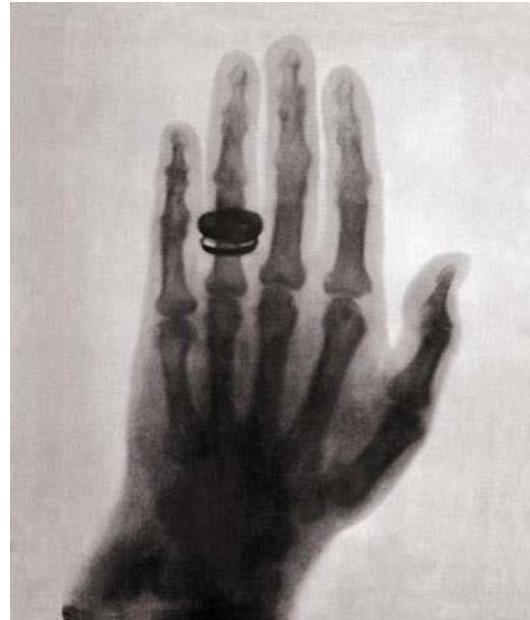
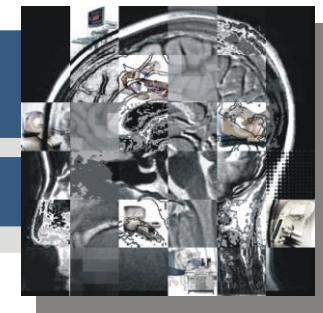


Imagen proyectiva

Tomográfica. Cuando el método de imagen es capaz de separar diferentes planos – cortar la muestra en rodajas–, cada uno de los cuales se representa en una imagen bidimensional. La imagen tomográfica crea menos problemas de superposición de objetos, facilitando notablemente su interpretación.



Procesamiento Digital de Imágenes Médicas

Imagenología

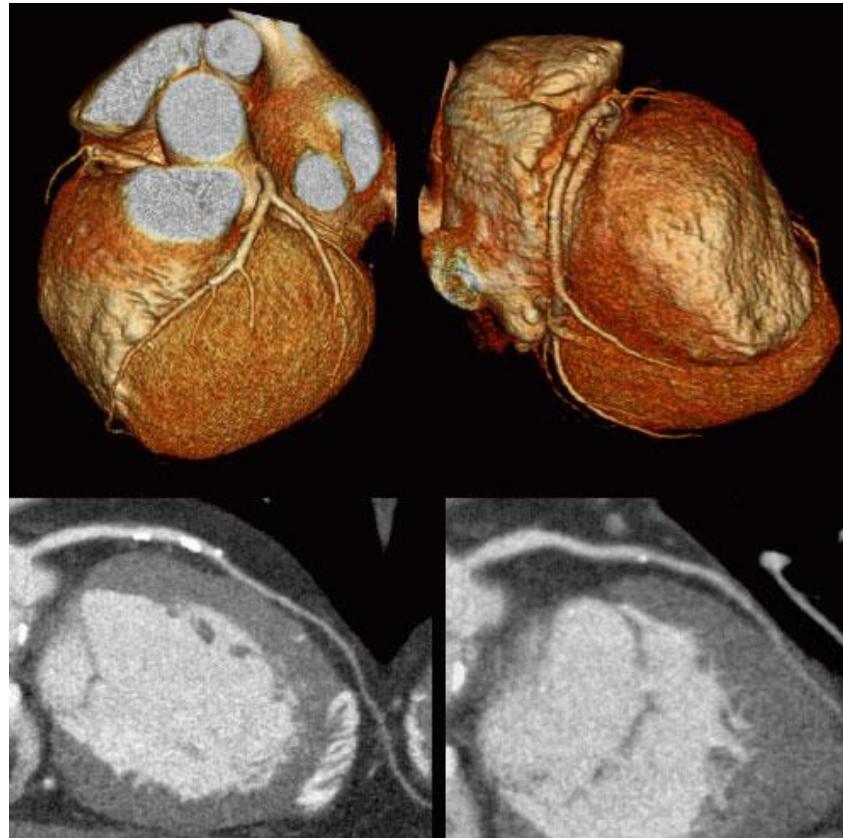
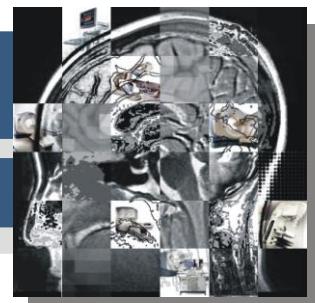
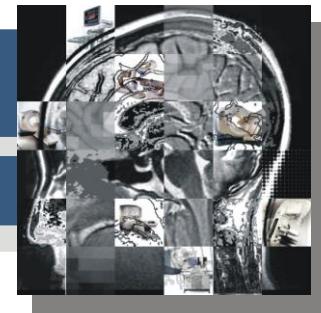


Imagen tomográfica



Radiografías

Rayos X tradicionales

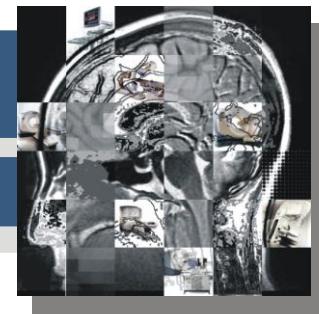
Naturaleza de los rayos X

Los rayos X son ondas electromagnéticas con una longitud de onda que varía entre 10 y 0.005 nm (las longitudes de onda de utilidad en el diagnóstico por imagen se encuentran entre 0.06 y 0.006 nm o 20-200 keV*).

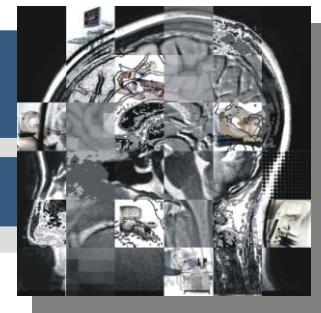
La radiación X presenta tanto las propiedades generales de las ondas como de las radiaciones electromagnéticas y fundamentalmente, una serie de efectos que son la base de sus aplicaciones en medicina:

- Poder de penetración (capacidad de penetrar en la materia). Depende de la energía de la radiación, de la atenuación sufrida por el haz al atravesar las estructuras del medio y de las características físicas de dicho medio.

*Electrón-voltio, eV (e: carga del electrón; V: diferencia de potencial). Se define como el trabajo realizado por un electrón al desplazarse entre dos puntos de un campo eléctrico cuya diferencia de potencial sea de un voltio o como la energía cinética que adquiere un electrón cuando es acelerado en el vacío con la diferencia de potencial de un voltio.

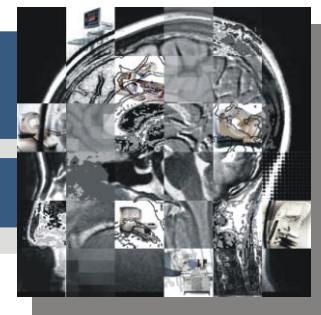


- Efectos en la materia: excitación, reacciones químicas e ionización.
 - Excitación. Emisión de luz por parte de ciertas sustancias cuando sobre ellas incide la radiación X (efecto luminicente).
 - Reacciones químicas. La radiación actúa sobre emulsiones fotográficas a base de bromuro de plata y provoca cambios de color en ciertas sustancias (efecto fotográfico).
 - Ionización (producto de ionizaciones en la materia)
- Consecuencias sobre la materia viva. Alteraciones biológicas en los seres vivos que pueden ser patológicas o resultado de efectos terapéuticos como, por ejemplo, la acción sobre tumores malignos.



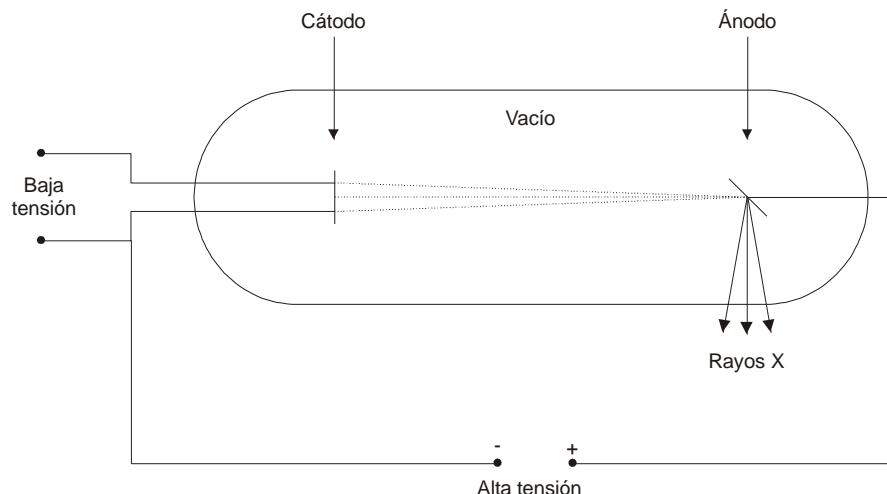
En relación con la radiación X utilizada en el radiodiagnóstico hay que tener en cuenta tres parámetros fundamentales:

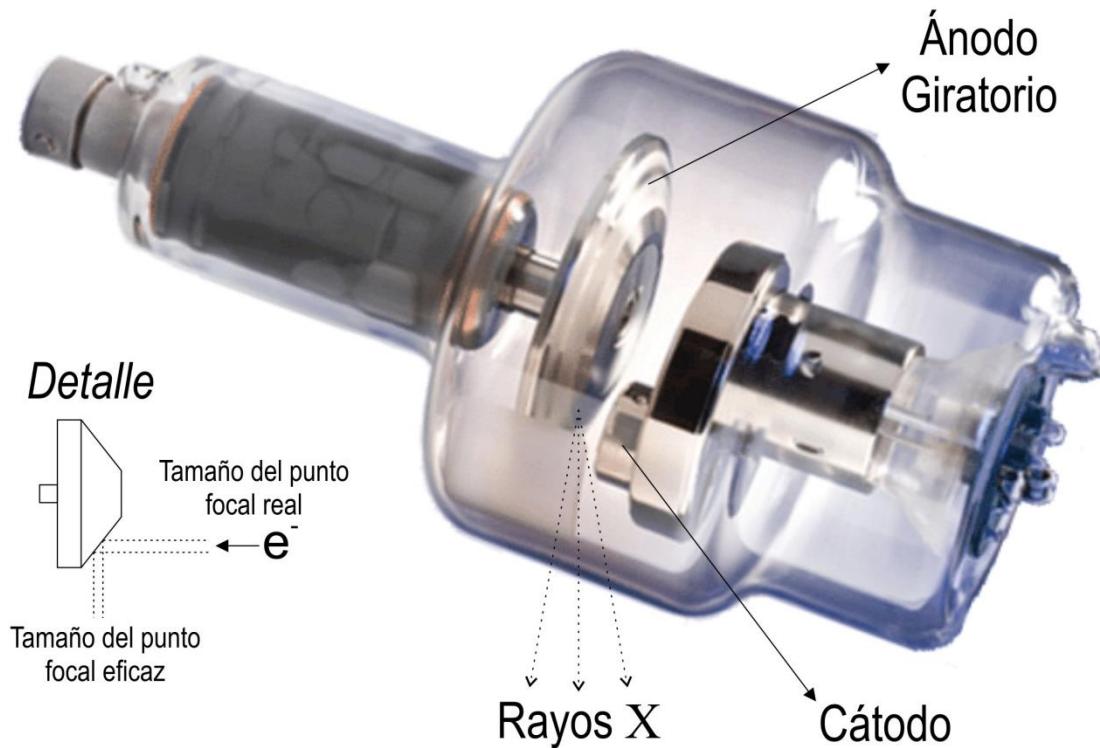
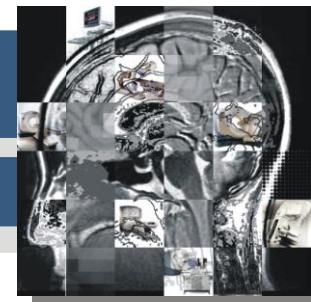
- **Calidad.** La calidad de rayos X es la capacidad de penetración del haz. Se mide por la energía efectiva de la radiación y depende de la tensión aplicada en el interior del tubo de rayos X y de la filtración total sufrida por el haz. Así por ejemplo, con tensiones de 60-80 kV se obtienen radiaciones de calidad media, mientras que tensiones inferiores a 60kV dan lugar a radiaciones blandas (baja calidad) o superiores a 80 Kv teniendo radiaciones duras (alta calidad).
- **Cantidad.** Es el número de fotones X presentes en el haz. Tiene que ver con la exposición a la radiación y es directamente proporcional a los miliamperios (mA) seleccionados por el tubo.
- **Tiempo.** El tiempo de exposición se expresa en milisegundos (ms). La exposición viene dada por el producto de la cantidad por el tiempo (miliamperios-segundo mAs).

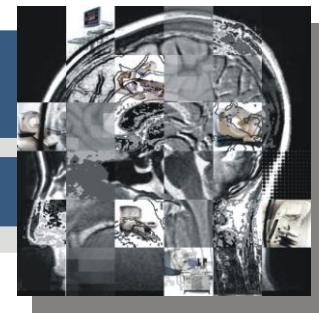


Producción de rayos X

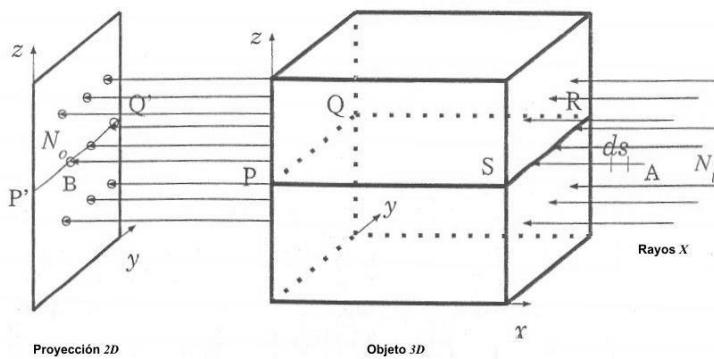
En el interior del tubo de rayos X, una ampolla de vidrio en vacío, electrones acelerados mediante una diferencia de potencial elevada colisionan contra un blanco. Los electrones se desprenden, por efecto termoiónico, de un filamento incandescente (cátodo) en cantidad cuanto mayor sea la intensidad de la corriente que circula por él. El material que hace de blanco (ánodo) está a un potencial eléctrico muy positivo respecto al cátodo). En realidad, sólo un 1% de la energía cinética que portan los electrones se transforman en rayos X; el 99% se transforma en calor.



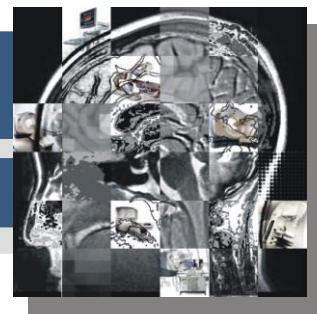




Después que se produce la radiación, se transmite en línea recta y a la velocidad de la luz, penetra en el cuerpo del paciente, lo atraviesa, sale por el otro lado y se encuentra con una placa radiográfica donde quedará grabada en imagen anatómica del interior del cuero.



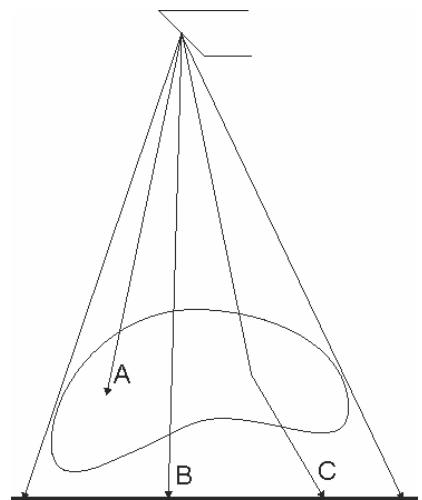
Al atravesar el cuerpo del paciente, los rayos X son absorbidos más frecuentemente por los huesos que por el tejido blando, de manera que al salir, aquellos rayos que en su camino encontraron huesos han sido debilitados (atenuados) más que aquellos que sólo debieron atravesar tejido sin hueso. La diferente attenuación queda registrada en la película radiográfica con diferentes niveles de iluminación y sombra, consigiéndose una imagen del interior.

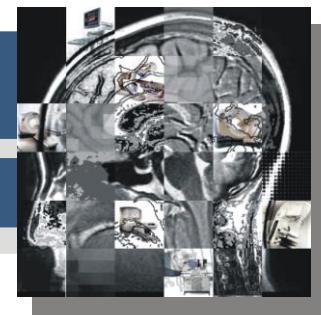


Atenuación de la radiación X

Los rayos X que atraviesan la zona objeto de estudio sin sufrir interacciones producen zonas de ennegrecimiento en la película radiográfica, siendo las estructuras orgánicas atravesadas por ellos radiotransparentes (radiolúcidas). Por otra parte, como los rayos X que experimentan interacciones fotoeléctricas no alcanzan la película, representan estructuras con alta absorción de la radiación (radiopacas). Finalmente, la radiación dispersa producida en las interacciones Compton no aportan información útil para la imagen y si afecta negativamente la calidad de la misma.

- A. Representación de los fotones que son absorbidos.
- B. Fotones que atraviesan el objeto sin interaccionar
- C. Radiación dispersa producida en la interacciones Compton





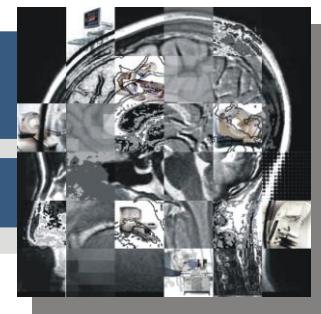
Digitalización de Rayos X

Los sistemas de digitalización de películas radiográficas son fundamentalmente dos:

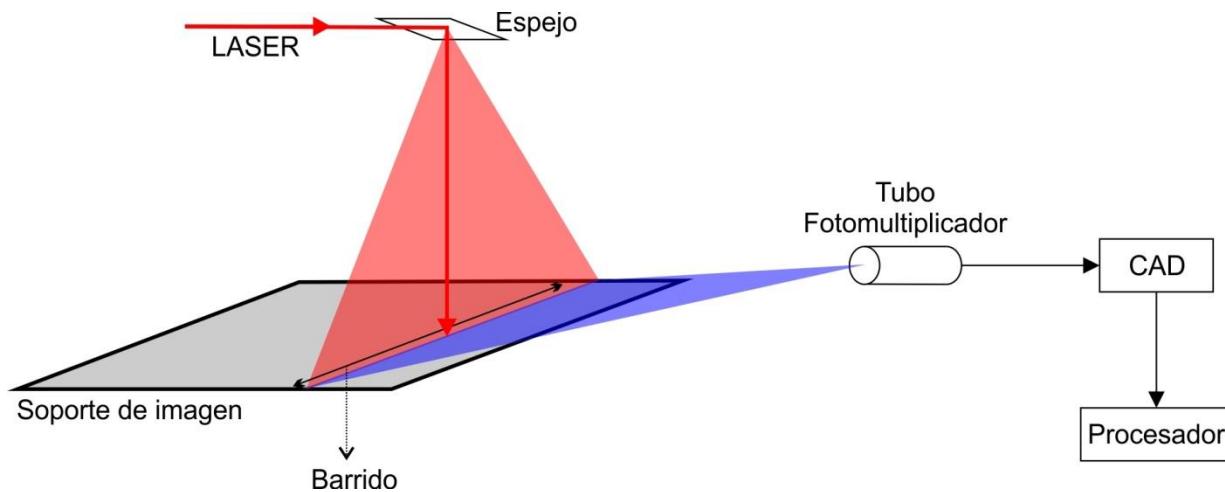
1. Adquisición de imágenes con escáner láser, y
2. Adquisición de imágenes con cámaras (CCD. Charge Coupled Device)

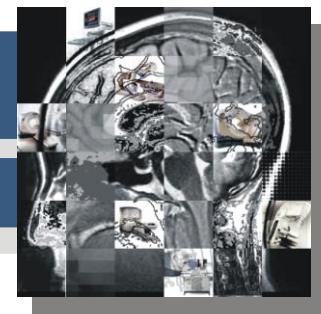
Ambos procedimientos tienen el inconveniente de precisar imágenes tomadas en películas radiográficas convencionales.

El mejor sistema es el basado en digitalizadores láser ya que proporcionan mejores resultados en rango dinámico, resolución espacial y relación señal a ruido.



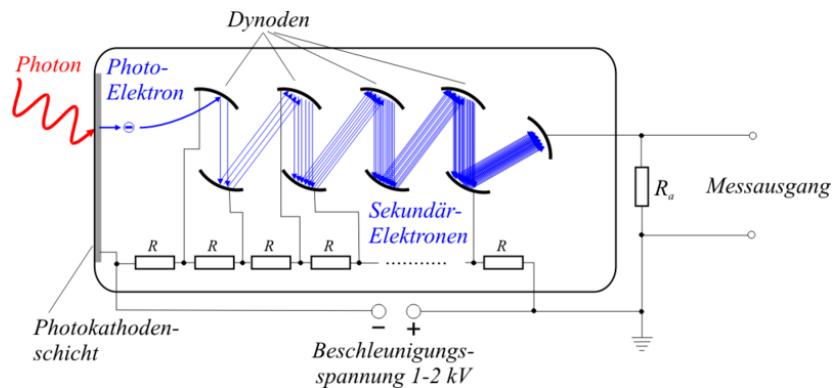
Un digitalizador láser realiza una lectura secuencial punto por punto de la imagen radiográfica mientras un detector mide la luz transmitida en cada punto (capacidad de medir densidades ópticas).

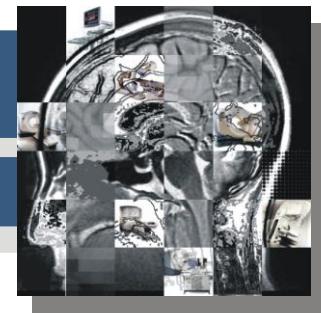




Fotomultiplicadores

Un fotomultiplicador está compuesto de un photocátodo, que emite electrones cuando sobre él inciden fotones de energía adecuada. Un campo eléctrico acelera estos electrones y los dirige hacia un ánodo, que en estos tubos recibe el nombre de dinodo. La energía de los electrones incidentes provoca la emisión un número mayor de electrones secundarios que son dirigidos hacia un segundo dinodo.



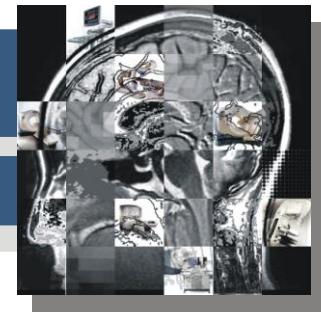


La digitalización con **cámaras CCD** es similar a la realizada por una cámara digital.

Estos sistemas combinan dispositivos acoplados de carga (CCD) con dispositivos ópticos para recibir la luz emitida por una pantalla intensificadora (de oxisulfuro de gadolino). El medio óptico esta formado por lentes reductoras o por conos de fibra óptica. Su función es reducir el tamaño de la imagen luminosa procedente de la pantalla intensificadora y adaptarla al CCD ($2-3 \text{ cm}^2$).

Detectores de **panel plano** (flat panel). Esta incluye dos categorías:

- Detectores de conversión indirecta y
- Detectores de conversión directa.



Detectores de conversión indirecta.

Requieren el uso de pantallas intensificadoras (de yoduro de cesio o de óxido sulfuro de gadolino) que convierte la energía de fotones X en luz. La energía luminosa obtenida se transforma a su vez en carga eléctrica mediante una matriz de fotodiodos (elemento electrónico a base de silicio amorfo que convierte los fotones X o fotones de luz en cargas eléctricas).

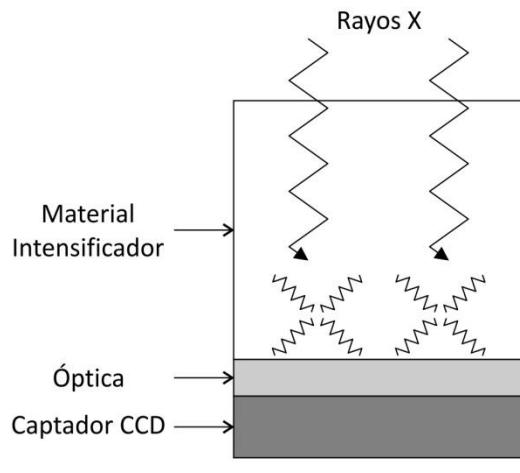
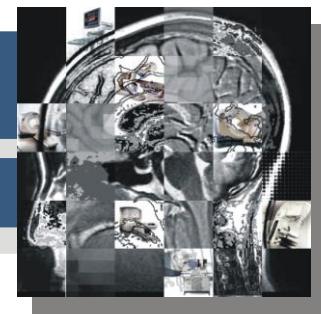
Detectores de conversión directa.

Estos incluyen un material semiconductor de fotones X, esto es, una capa de selenio amorfo sensible a los rayos X que convierte directamente la energía de la radiación en cargas eléctricas.

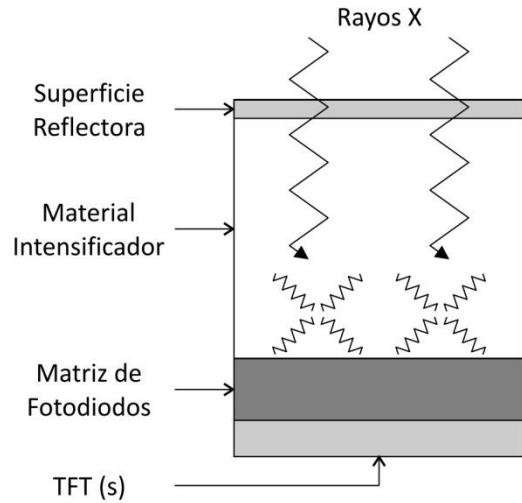
En ambos sistemas de detección, las cargas eléctricas son leídas por una matriz de transistores de película delgada (TFT) y enviada a los amplificadores y las CAD para obtener una imagen digital.



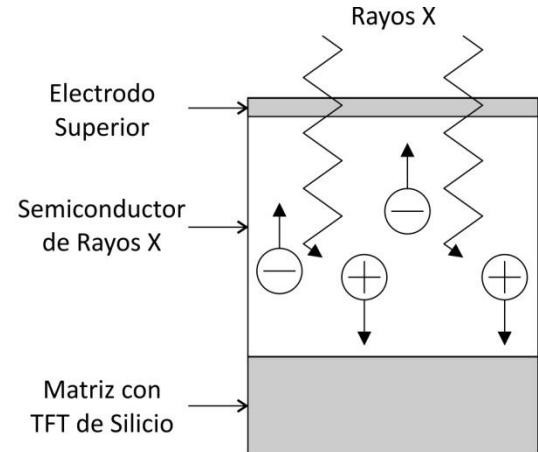
Procesamiento Digital de Imágenes Médicas Imagenología



Captador CCD

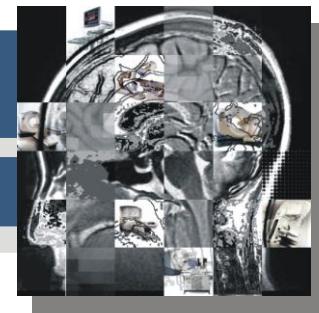


Panel Plano Indirecto



Panel Plano Directo

El detector de panel plano ofrece un área de imagen de 35X43 cm con 2,560X3,072 elementos detectores de 139 μm cada uno.



FLUOROSCOPIO

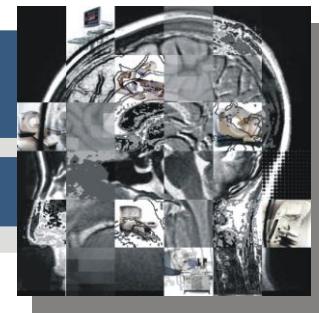
FLUORESCENCIA

Es la propiedad de una sustancia para emitir luz cuando es expuesta a radiaciones del tipo ultravioleta, rayos catódicos o rayos X.

Las radiaciones absorbidas (invisibles al ojo humano), son transformadas en luz visible, o sea, de una longitud de onda mayor a la incidente.

La fluoroscopia es un estudio de las estructuras en movimiento del cuerpo, similar a una “película” de rayos X.

Un haz continuo de rayos X pasa a través de la parte del cuerpo a examinarse y se transmite a un monitor parecido a un televisor de forma que pueda verse en detalle la parte del cuerpo y su movimiento.



La imagen de luz generada puede ser visualizada en:

De forma directa sobre una pantalla;

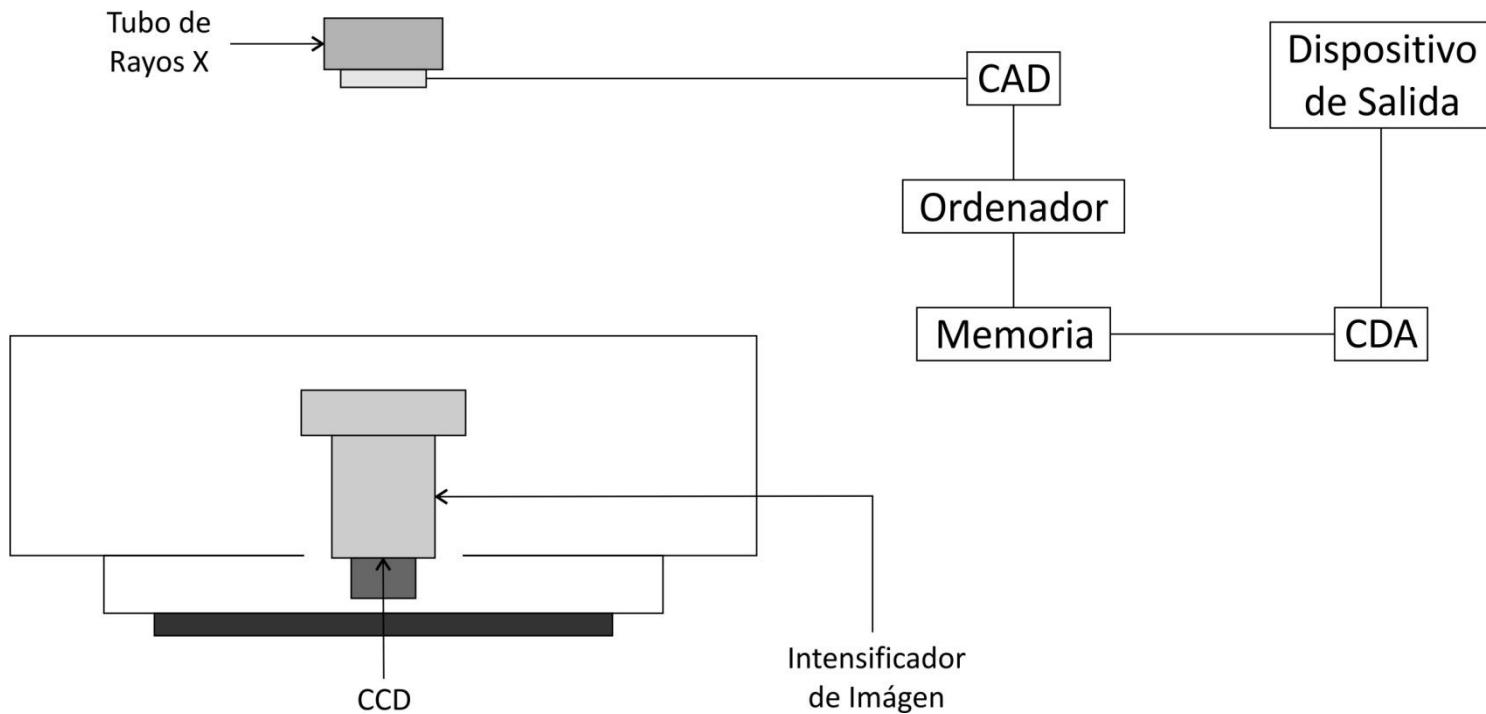
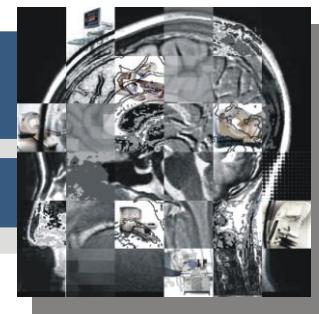
Puede ser transformada en señal eléctrica, mediante un fotomultiplicador para su cuantificación

Captada por una cámara de televisión, que la transmite a un monitor, permitiendo el estudio directo y dinámico de los órganos

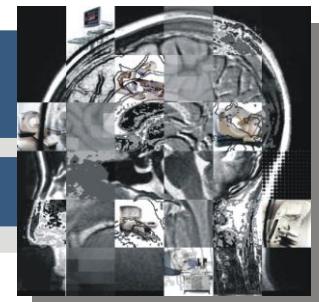




Procesamiento Digital de Imágenes Médicas Imagenología

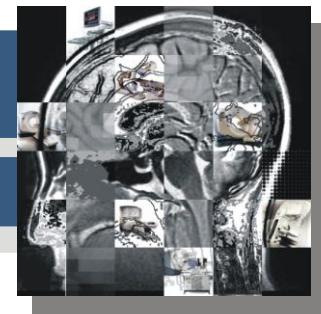


Los equipos proporcionan matrices de 1,024X1,024 pixeles a 10 bits de profundidad pudiendo adquirir 8 imágenes por segundo (los nuevos detectores de rayos X -detectores planos de conversión directa, permiten obtener hasta 30 imágenes por segundo)

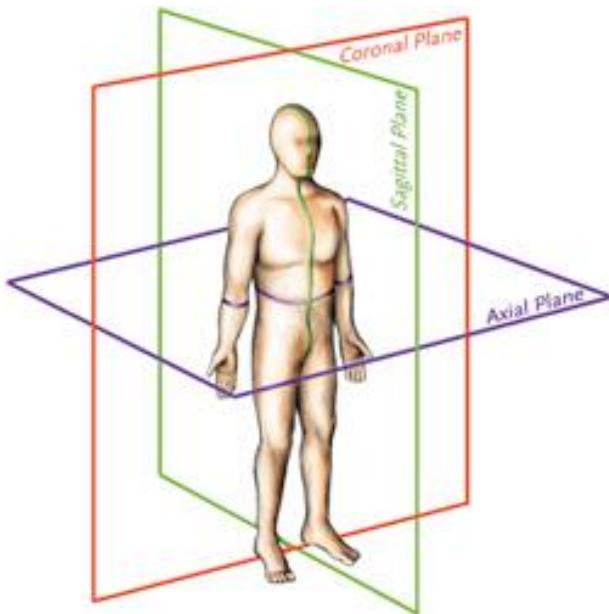


Comparación entre diferentes métodos de Rayos X (para convertir rayos X en imágenes).

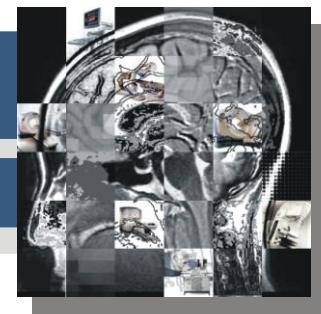
Método de detección		Conversión de rayos X en imágenes
Digital	Directo	Detector de panel plano (selenio amorfo) Rayos X → imagen
	Indirecto	Detector de panel plano (material fluorescente + fotodiodo) Rayos X → luz → imagen
		Intensificador de Imagen + Cámara TV Rayos X → luz → imagen
		Detector de Imagen Rayos X → imagen latente → luz → imagen
Analógica	Indirecto	Intensificador de Imagen + película Rayos X → luz → imagen latente → imagen
		Pantalla intensificadora + película Rayos X → luz → imagen latente → imagen



TOMOGRAFÍA COMPUTACIONAL (TC O TAC)



La TC es una técnica de diagnóstico por imagen que permite la visualización de cortes del organismo a partir de múltiples determinaciones de absorción de rayos X. La formación de la imagen se limita a cortes trasversales (axiales) perpendiculares al eje longitudinal del cuerpo, aunque la reconstrucción final puede obtenerse por corte sagital (divide el cuerpo en dos mitades simétricas), cualquier corte (que en la nomenclatura del diagnóstico por imagen, y con relación a imagen tomográfica, el término “corte” sustituye al anatómico “plano”) paralelo a éste recibe el nombre de corte parasagital. El corte frontal o coronal es vertical y perpendicular al corte sagital.

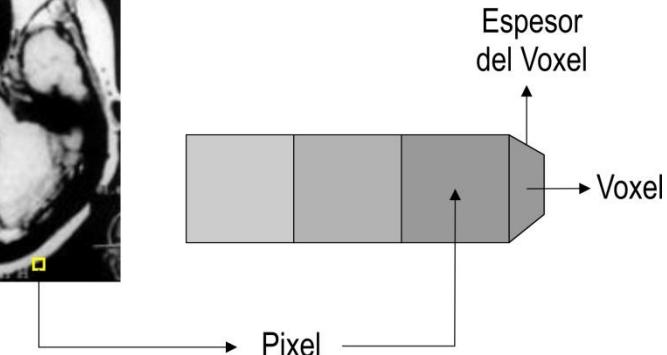


Voxel y pixel

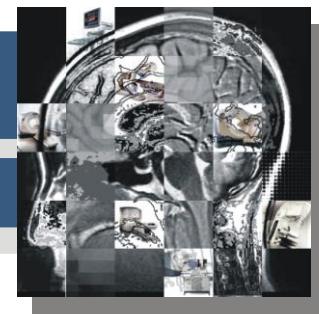
El pixel como representación radiométrica de la escena arreglada en forma ordenada forma la imagen digital. Los valores de los píxeles representan el coeficiente de atenuación de cada elemento de volumen o voxel: Así, el término voxel aporta la idea de volumen y corresponde a un área pequeña de la imagen por el espesor del corte. La longitud o altura del voxel (1-10 mm) está determinada por la anchura del haz de rayo X (corte tomográfico).



Un Voxel corresponde al área de un pixel por el espesor de corte



Las modernas unidades de TC permiten utilizar matrices de 256X256, 512X512 y 1024X1024.

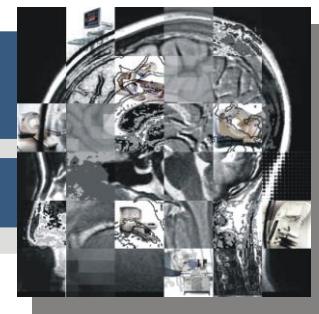


Fundamentos de la TC

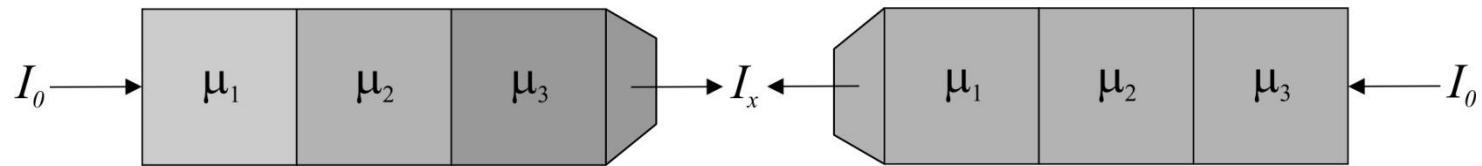
La TC se basa en la ecuación que nos indica la atenuación que sufre el haz de radiación al atravesar un absorbente determinado:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

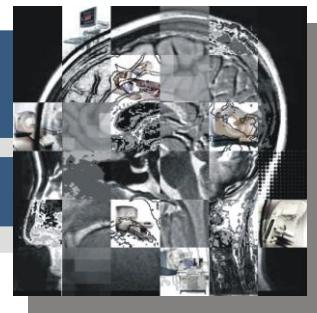
Donde I_x es el valor de intensidad de la radiación X después de atravesar el espesor x de un objeto, e I_0 es el valor de la intensidad de la radiación que incide sobre la superficie del mismo. El coeficiente lineal de atenuación μ depende del número atómico, de la densidad del medio y de la longitud de onda del haz de radiación incidente.



La siguiente figura muestra un haz de radiación que atraviesa una zona de densidades diferentes (izquierda), mientras otro haz atraviesa una zona de densidad uniforme (derecha). Aunque la atenuación total sea similar en los dos casos, el perfil de atenuación a través del espesor atravesado es diferente.

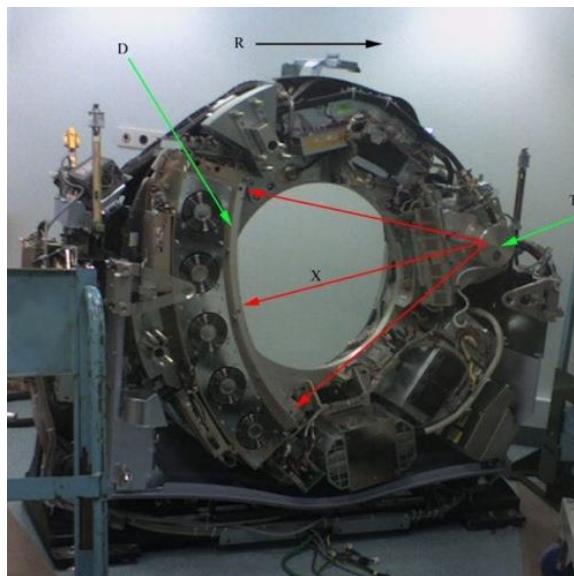
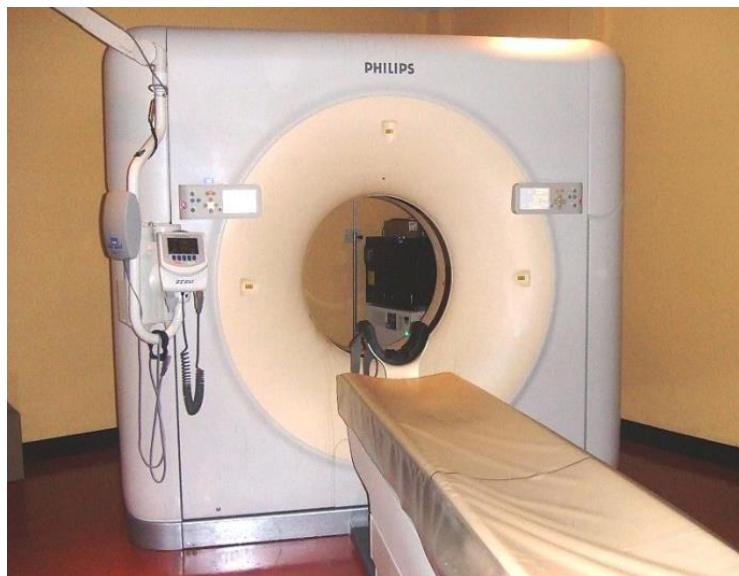


En una radiografía convencional solo se ofrece el valor medio de μ del trayecto recorrido por el haz de rayos x (En la radiografía se mostrarían el mismo ennegrecimiento). Sin embargo, la TC proporciona la atenuación promedio de cada uno de los voxels que componen el corte, es decir, los valores de cada uno de los μ . Ahora bien, con un solo haz no es posible obtener esta información, sino que es preciso disponer de diversos de diversos haces que incidan sobre cada voxel desde distintos ángulos (proyecciones). Es decir, solo es posible la reconstrucción de la estructura de un objeto a partir de múltiples proyecciones del mismo.

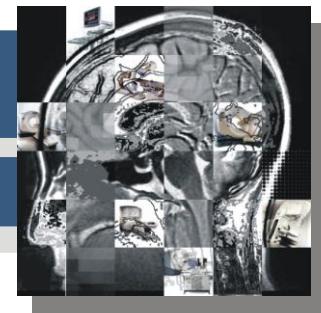


La adquisición de la información en la TC

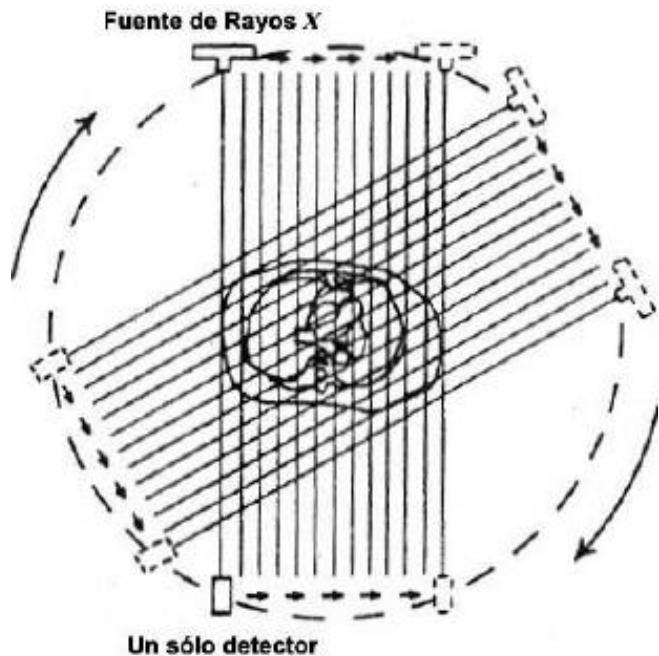
Las unidades de TC disponen de un cuerpo vertical o gantry que contiene en su interior los elementos básicos del sistema de obtención de la información: generador de rayos X, tubo de rayos X, sistema de colimación, detectores y dispositivos asociados. El tubo de rayos X y el sistema de detección forman un conjunto que se mueve sincrónicamente para obtener las distintas proyecciones.



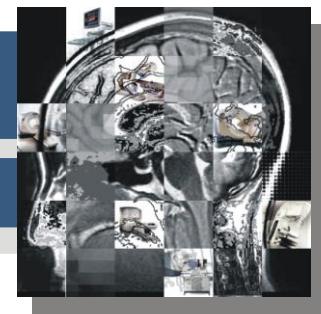
Configuración del anillo de un TAC. **T**: tubo de rayos X. **D**: detector. **X**: haz de rayos X. **R**: sentido de rotación.



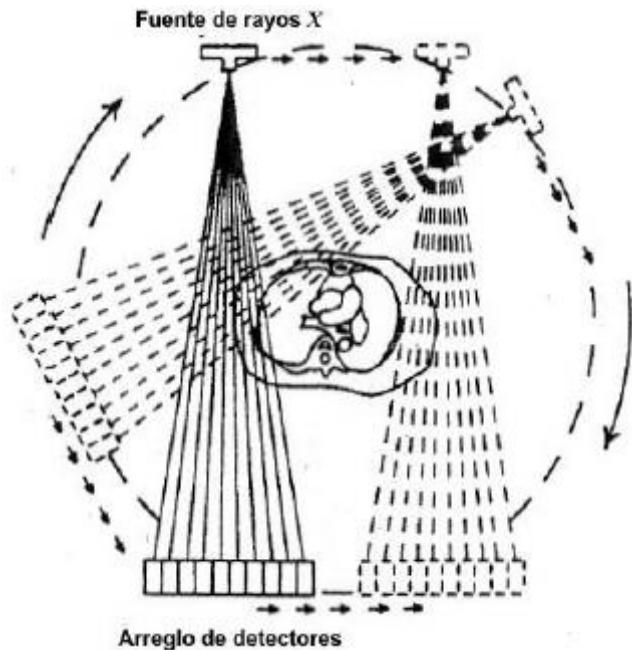
Primera Generación de TC



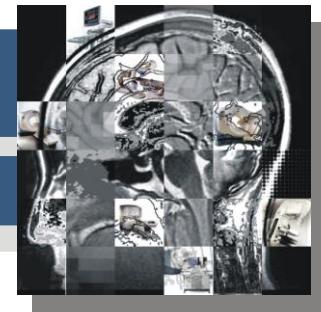
El tipo desarrollado por Hounsfield fue el de movimiento mecánico de translación en el que un tubo de rayos X emite un haz de radiación muy colimado que atraviesa la zona sometida a examen y es detectado por un único detector de centelleo (constituido básicamente por un cristal de centelleo que actúa como primer transductor, transformando la radiación que incide sobre él en fotones de luz, un tubo fotomultiplicador que convierte los destellos luminosos procedentes del cristal en señales eléctricas) acoplado de forma fija al tubo. El tubo de rayos X y el sistema de detección se mueven linealmente de forma continua a través del paciente realizando múltiples determinaciones durante la translación. Al final de ésta, el conjunto tubo-detector regresa a su posición de partida y rota un grado para iniciar una nueva translación. El proceso se repite hasta completar un ángulo de giro de 180°. El tiempo de corte era de 5 min. y esto limitaba su utilización. En los primeros escáneres las translaciones y rotaciones proporcionaban 28,800 determinaciones (resultado de multiplicar 180° de rotación por 160 determinaciones en cada translación).



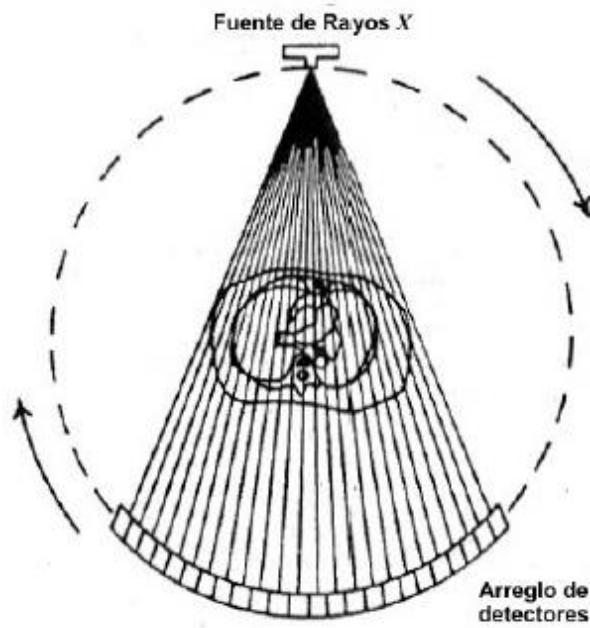
Segunda Generación de TC



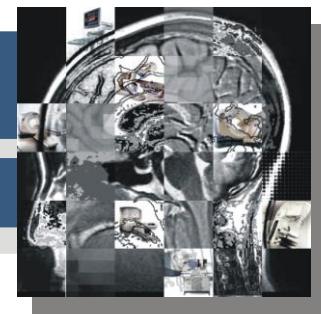
Estas unidades utilizaban un tubo en el que el haz de rayos X presentaba un ángulo divergente de entre 3° y 10° que eran interceptados, después de atravesar la zona de exploración, por un sistema de múltiples detectores unidas entre si. Aunque el ángulo de giro era también de 180° , al aumentar el número de detectores se reducía el número de movimientos de translación y rotación (los ángulos de rotación eran más grandes).



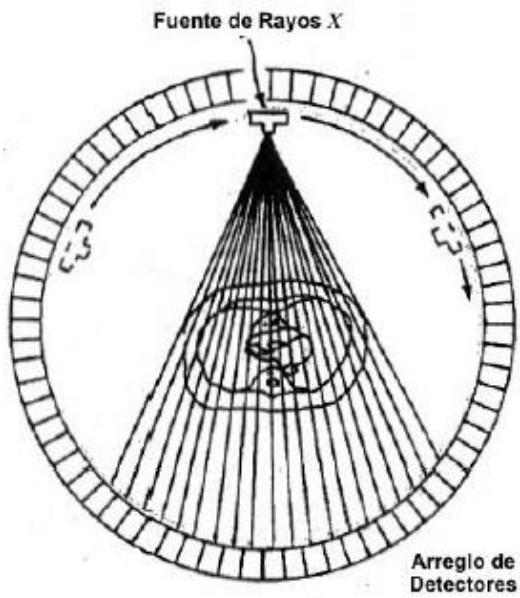
Tercera Generación de TC



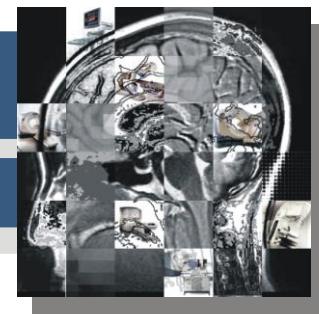
Introducida en 1977, en esta se ensancho el ángulo divergente del haz de rayos X para formar un abanico muy fino que abarcaba completamente el cuerpo del paciente sin necesidad de realizar movimientos de translación. En estas unidades, el gantry rota de forma continua (ángulo de giro alrededor del paciente de 360°) para generar una imagen en un tiempo alrededor de 1 a 10 seg. El tubo de rayos X emite continuos destellos pulsados que son interceptados durante la rotación por una corona de detectores colocados muy juntos y conectados de forma rígida al tubo. Las distintas proyecciones angulares son adquiridas simultáneamente por los detectores durante la rotación.



Cuarta Generación de TC

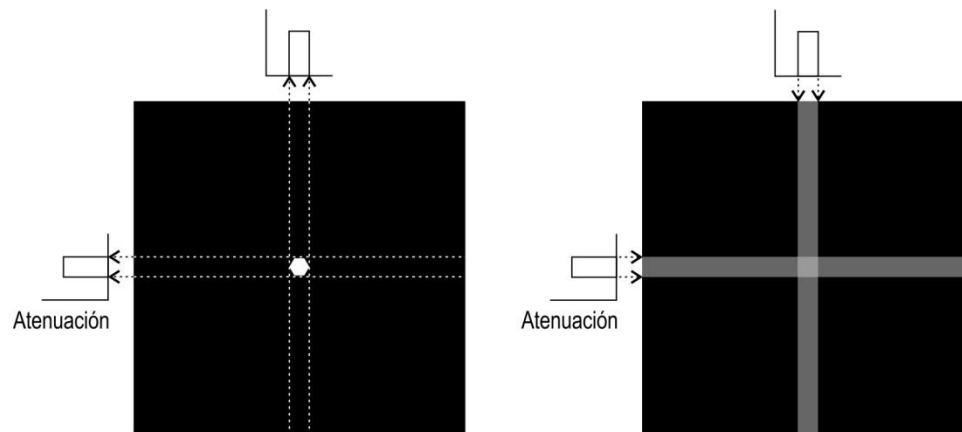


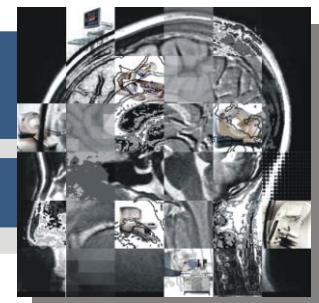
En esta generación de equipos el tubo de rayos X gira en círculo, alrededor del paciente, dentro de un anillo fijo formado por cientos de detectores (entre 1,200 y 4,800) que quedan enfrentados a él. Los continuos destellos pulsados emitidos por el tubo durante los 360° del movimiento rotacional forman un haz en abanico que junto con el sistema de detección permiten realizar y representar un corte en un tiempo muy pequeño. Un aspecto importante del diseño de esta generación es que el número de proyecciones angulares queda determinado por el número de detectores (cada detector está situado en una proyección angular distinta dentro del corte).



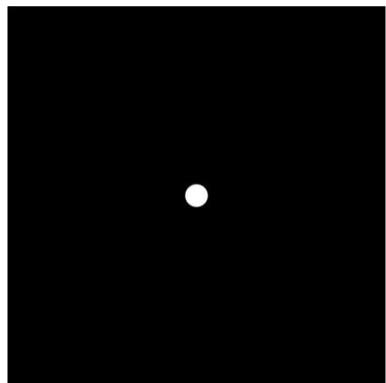
Proceso de reconstrucción de la imagen

Un sistema de TC moderno adquiere aproximadamente 1,400 proyecciones en 360°. Cada una de éstas comprende los datos obtenidos por miles de detectores, por tanto, existen miles de ecuaciones que se deben resolver de forma simultánea. Los primeros procedimientos de reconstrucción de la imagen fueron de tipo algebraico. Actualmente, los fabricantes utilizan una metodología conocida como retroproyección filtrada, que resuelve el conjunto de ecuaciones generadas en el estudio. El método consiste en obtener las proyecciones irradiando el plano que se va a representar desde múltiples direcciones. Cada proyección se somete a una función matemática de filtrado que realza los bordes eliminando las distorsiones de la imagen. Después, las proyecciones filtradas se vuelven a proyectar en la misma dirección (retroproyección).

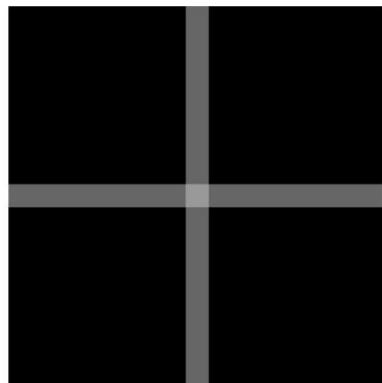




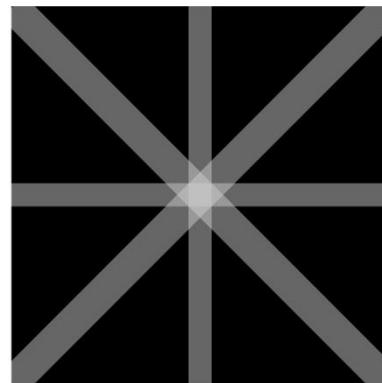
Idea del proceso de reconstrucción por retroproyección de un objeto (sin filtración)



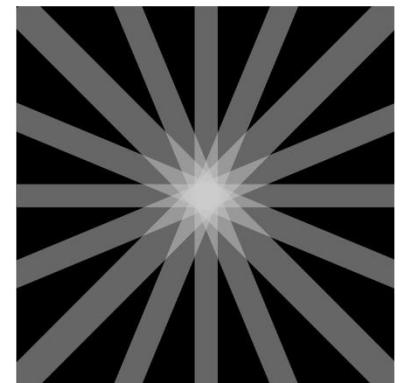
Objeto cilíndrico



Con 2 proyecciones

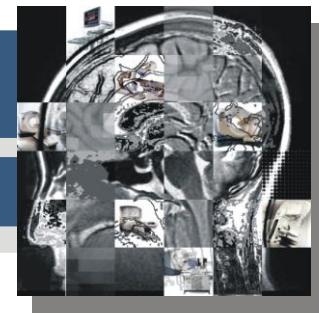


Con 4 proyecciones

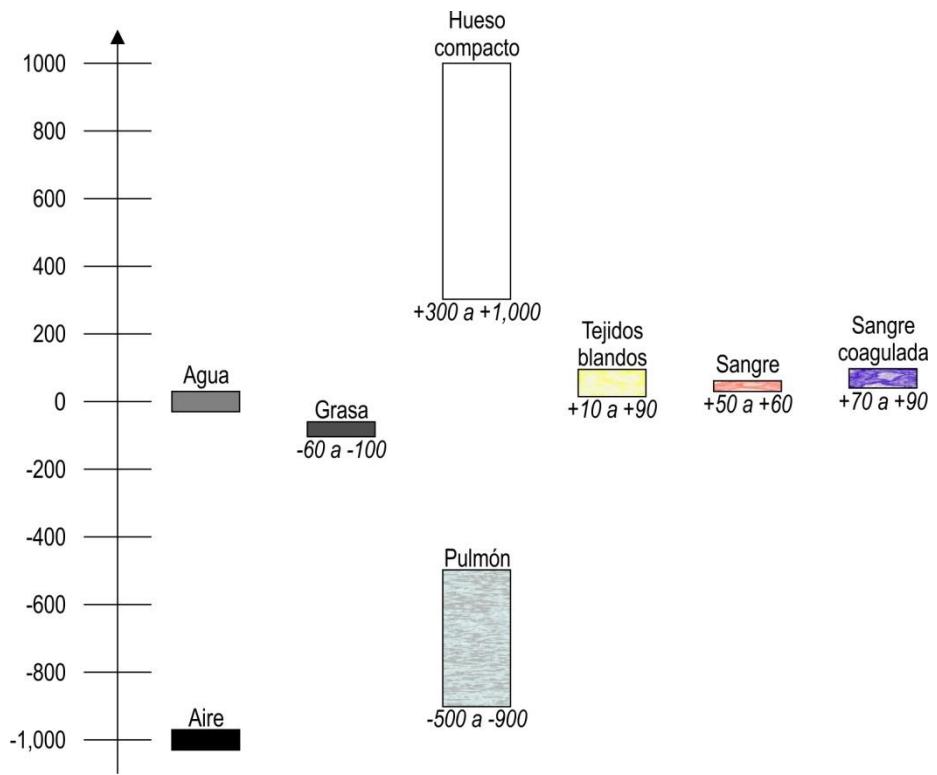


Con 8 proyecciones

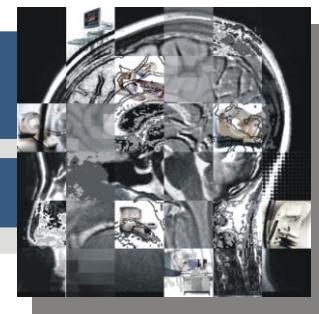
Se necesita una cantidad de proyecciones para representar lo más fielmente el objeto cilíndrico. Después se filtraría la imagen con múltiples proyecciones para obtener la imagen original.



Densidades y escala de grises

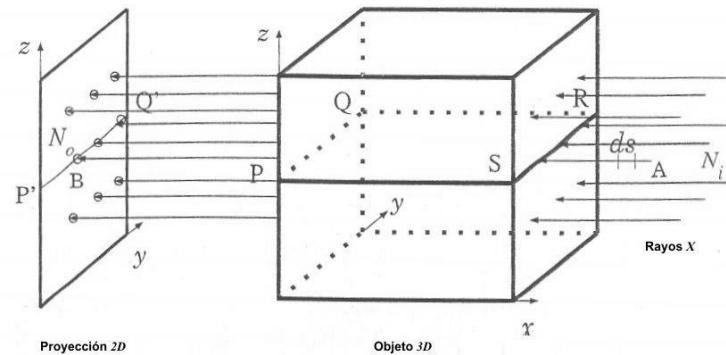
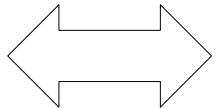


Los valores de densidad o atenuación correspondientes a cada uno de los pixeles se normalizaron respecto a un material de referencia, el agua, y se presentaron dentro de una escala de grises en la que el blanco correspondería al valor de máxima densidad y el negro al valor de mínima densidad. En realidad, son valores de pixel que representan el coeficiente de atenuación lineal de un voxel. Las unidades (HU, Hounsfield) son 0 para el agua, -1,000 para el aire y +1,000 para la absorción del hueso compacto. Entre estos valores se encuentran los distintos tejidos.

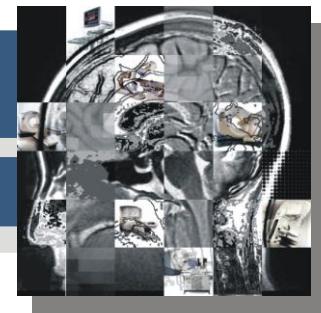


En rayos X los Niveles de Intensidad Representan

$\mu_{0,0}$	$\mu_{0,1}$	$\mu_{0,2}$	$\mu_{0,3}$	$\mu_{0,4}$
$\mu_{1,0}$	$\mu_{1,1}$	$\mu_{1,2}$	$\mu_{1,3}$	$\mu_{1,4}$
$\mu_{2,0}$	$\mu_{2,1}$	$\mu_{2,2}$	$\mu_{2,3}$	$\mu_{2,4}$
$\mu_{3,0}$	$\mu_{3,1}$	$\mu_{3,2}$	$\mu_{3,3}$	$\mu_{3,4}$
$\mu_{4,0}$	$\mu_{4,1}$	$\mu_{4,2}$	$\mu_{4,3}$	$\mu_{4,4}$



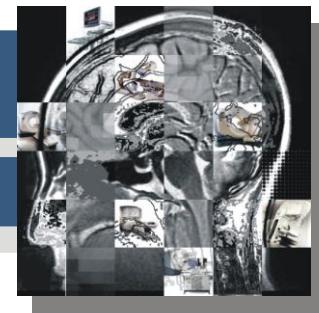
El Coeficiente de Atenuación del rayo a través de las estructuras del cuerpo humano



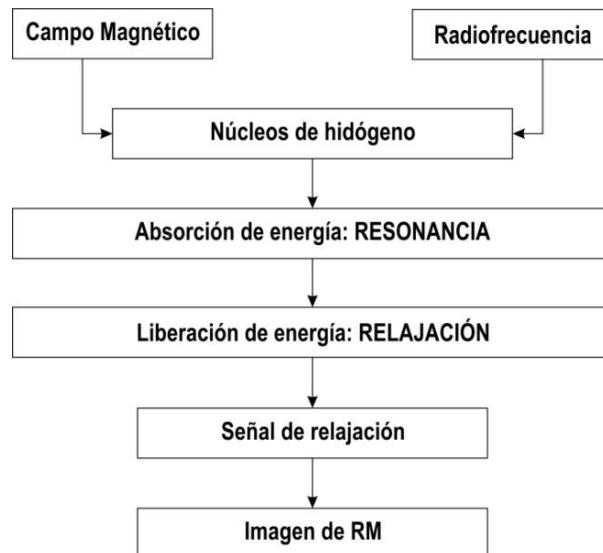
Resonancia Magnética

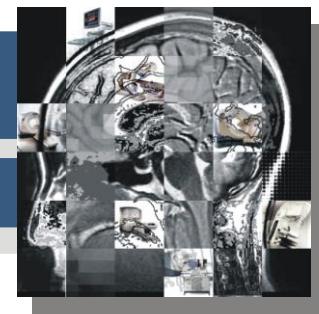
El principio de resonancia magnética (que en sus inicios se llamaba imagen de resonancia magnética nuclear haciendo referencia al papel que desempeñan algunos núcleos) es que ciertos núcleos sometidos a la acción de un campo magnético intenso son capaces de absorber energía de ondas de radiofrecuencia y de emitir, a su vez, señales de radiofrecuencia que pueden ser captadas por una antena. Los fundamentos físicos de esta técnica se resumen en los puntos siguientes:

- El momento magnético de los núcleos de hidrógeno del organismo ha de ser orientado en la dirección de un campo magnético constante, homogéneo y de gran intensidad (0.5-12 Teslas –T).
- Un pulso de ondas electromagnéticas (ondas de radiofrecuencia –RF) de una frecuencia precisa, igual a la frecuencia de resonancia (cuando se actúa sobre la fuente oscilante comunicándole energía con la misma frecuencia con la que oscila, es decir, cuando la frecuencia impulsora coincide con la frecuencia natural del sistema, éste oscilará con una gran amplitud) de los núcleos de hidrógeno, hace que el momento magnético de estos átomos se oriente en otro sentido. De esta forma, los núcleos de hidrógeno absorben energía del haz de RF y empiezan a girar acompasados (resonancia).



- Cuando cesa el pulso de RF se produce una liberación de energía, también en forma de RF, como resultado de la vuelta del momento magnético de los núcleos a su orientación inicial (relajación).
- La señal de relajación (energía liberada), portadora de gran cantidad de información, es detectada con una antena y analizada.
- Las señales provenientes de cada volumen elemental de la zona explorada se procesan digitalmente y proporcionan una imagen en dicha zona.





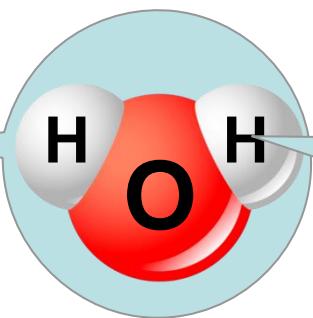
Protones y su Spin

- Las moléculas de agua están constituidas por dos moléculas de Hidrógeno y una de Oxígeno.
- El átomo de Hidrógeno posee un protón y un electrón.
- Dicho protón en el núcleo del átomo es quien proveerá la señal de RM.

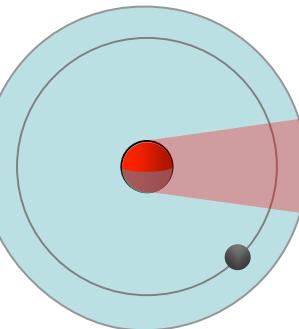
Agua



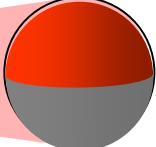
Molécula de agua

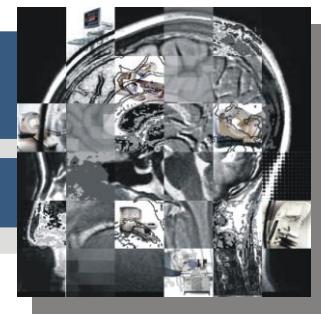


Átomo de Hidrógeno



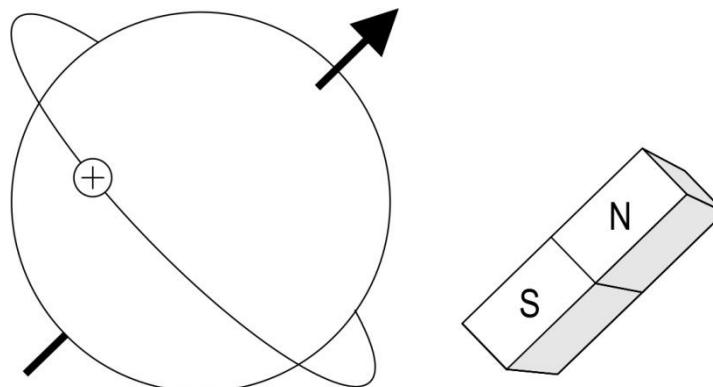
Protón





Comportamiento magnético de los núcleos atómicos

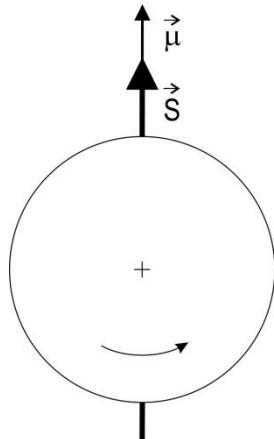
La RM tiene como base el comportamiento de los núcleos de los átomos de hidrógeno bajo la influencia de campos magnéticos. Un núcleo de hidrógeno está constituido por un único protón. Los protones tienen un spin, un movimiento de giro alrededor de su eje (rotación). Por otra parte, como estas partículas tienen carga eléctrica producen en su giro un pequeñísimo campo magnético cuya dirección es su eje de rotación. Así el protón tiene su propio campo magnético y puede ser considerado como un pequeño imán (dipolo magnético).



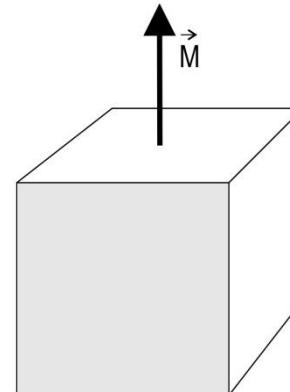


En realidad, en RM se consideran dos tipos de momentos magnéticos: los momentos individuales μ de cada protón y los momentos magnéticos M que corresponden a cada voxel de la zona estudiada. Así, cada voxel posee un momento magnético M suma de todos los momentos magnéticos individuales μ de sus protones.

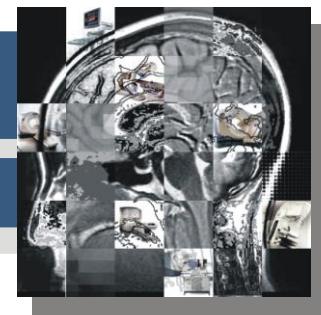
Comportamiento magnético de los protones



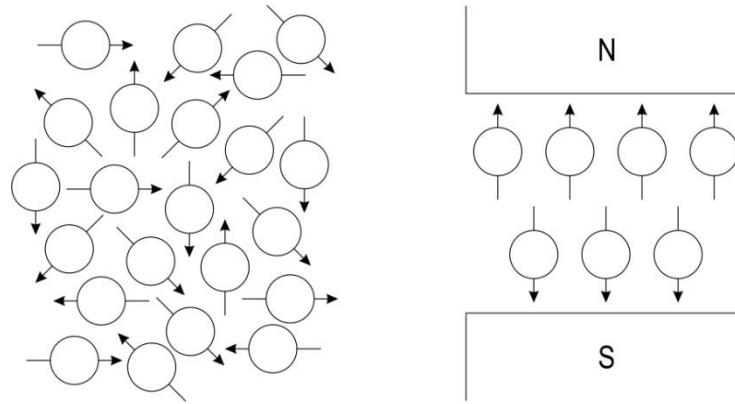
Momento magnético μ de un protón.



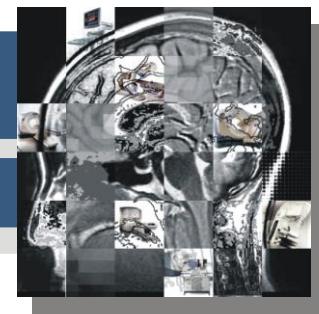
Momento magnético M correspondiente a un voxel.



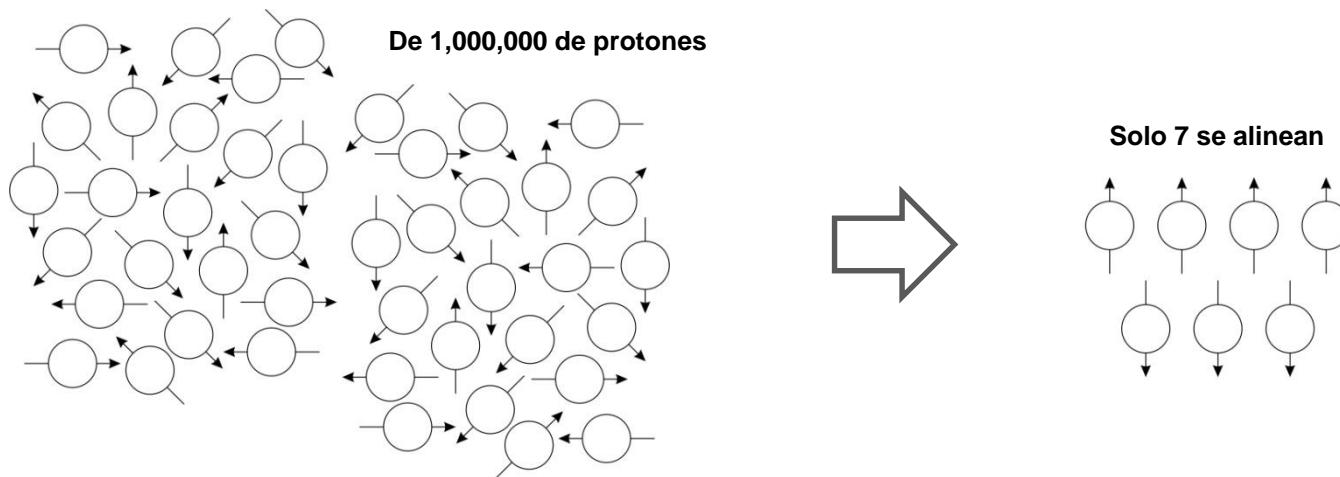
Al considerar ahora los momentos magnéticos individuales de los protones existentes en un volumen elemental de materia, se observa cómo, sin influencia de campos magnéticos externos, se orientan de forma aleatoria. Los protones giran al azar y sus momentos magnéticos se neutralizan. Sin embargo, al someter una zona orgánica a la acción de un campo magnético intenso, los momentos magnéticos de los protones se orientan en la dirección de dicho campo (eje z o eje longitudinal), unos en el mismo sentido (paralelo) y otros en sentido contrario (antiparalelo), siendo el momento magnético resultante en dirección al campo magnético muy débil.

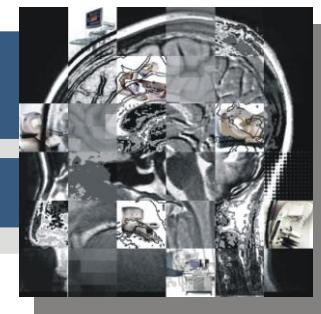


En realidad, la interacción se traduce por tres fenómenos: una orientación del momento, una energía de interacción y un movimiento de precesión.



- Existe una muy pequeña mayoría de spins que se orientan en forma paralela a B_o .
- Dicha mayoría crece cuando crece B_o . Es por esto que cuanto mayor sea el campo externo, mayor será la intensidad de la señal recibida de los protones por el equipo de MR.
- Ejemplo: en un campo de $1.5T$, si consideramos $1X10^6$ protones, solo habrá 7 capaces de emitir señal (de aquí que la técnica de IRM se considera como de obtención de imágenes de baja sensibilidad).





Presión

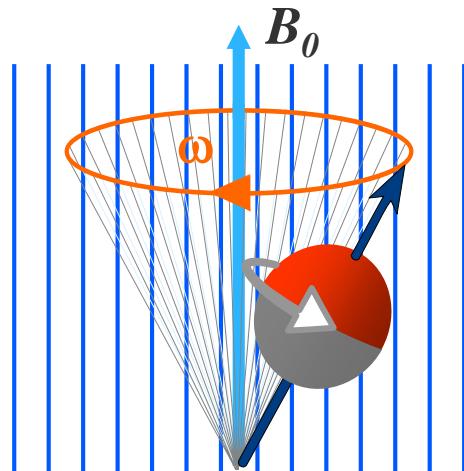
¿Qué sucede cuando dicho protón es sometido a un campo magnético externo uniforme B_o ?

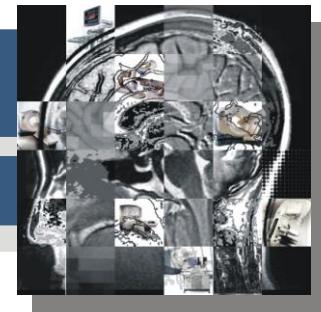
- Su Spin hace que el protón comience un movimiento de presión a una frecuencia ω proporcional a la intensidad del campo externo B_o .
- El valor de ω viene dado por la ecuación de Larmor que la relaciona con B_o y con la constante giro-magnética γ (constante de proporcionalidad dependiente del átomo en cuestión):

$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

$$2\pi f = \gamma \cdot B_0 \quad f = \gamma / 2\pi \cdot B_0$$

Para el Hidrógeno 1H : $\gamma = 2.675 \times 10^8$ Rad/s/T
 $f = 42.577$ MHz para un campo magnético de 1T





Fenómeno de resonancia magnética

Una vez colocado el paciente en el equipo de RM se aplica a la zona de estudio un pulso de RF igual a la frecuencia de Larmor correspondiente que es captado de forma selectiva por los protones. Se produce, por tanto, una transferencia de energía por resonancia a los protones que experimentan el movimiento de precesión. Mientras dura el pulso suceden dos cosas:

- Algunos protones se sitúan en un nivel superior de energía (sus momentos magnéticos son orientados hacia abajo). En consecuencia, la magnetización longitudinal disminuye porque un número igual de protones orientados hacia arriba es neutralizado.
- Los protones precesan sincrónicamente acompañados (puesta en fase), es decir, se orientan en la misma dirección al mismo. Sus vectores magnéticos se suman dando como resultado un vector orientado en dirección transversal (magnetización transversal).

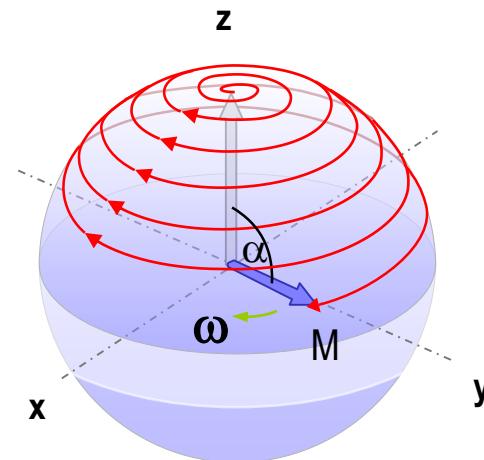
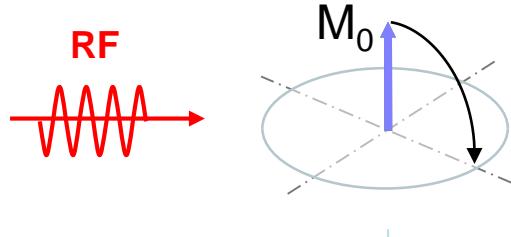
En resumen, el pulso de Rf (o excitación) hace que disminuya la magnetización longitudinal y se establezca una nueva magnetización transversal.

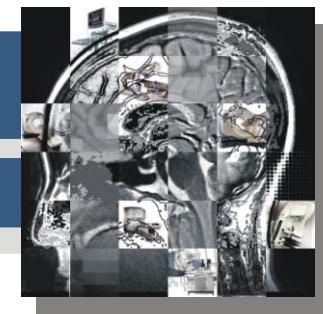


- La idea es hacer que estos protones absorban energía y cambien de nivel (del paralelo al antiparalelo), esto se logra utilizando RF.
- Los pulsos de RF deben ser de una frecuencia f que sea igual a la frecuencia de Larmor, solo así se producirá la absorción de energía. Es a esto que se llama resonancia.

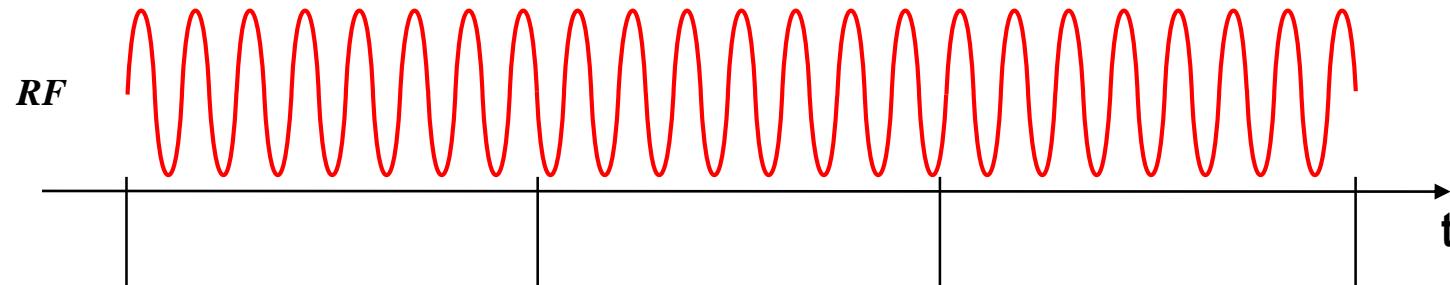
$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

Excitación





- Los spins no solo comenzarán a cambiar al estado antiparalelo sino que también comenzarán a girar en forma coherente, esto es todos con la misma fase.

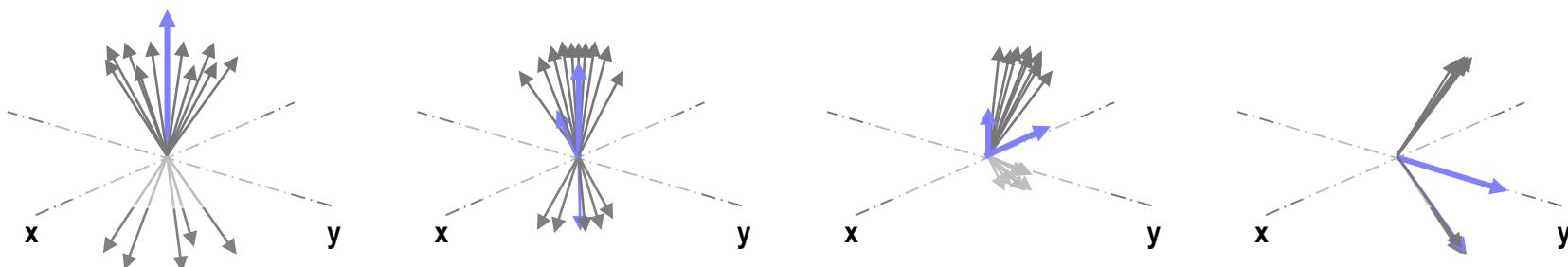


11

10

9

8

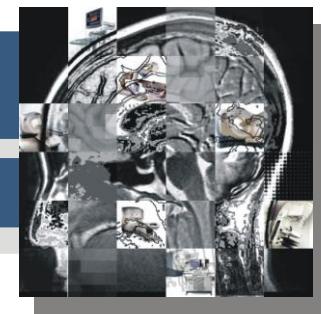


5

6

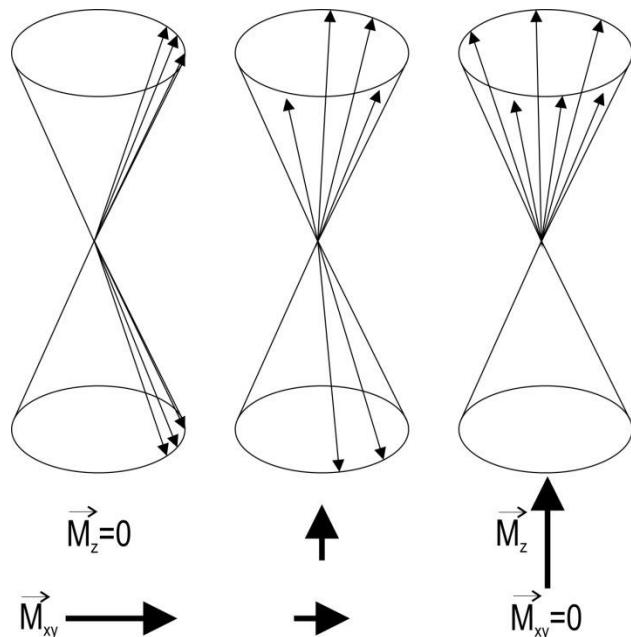
7

8

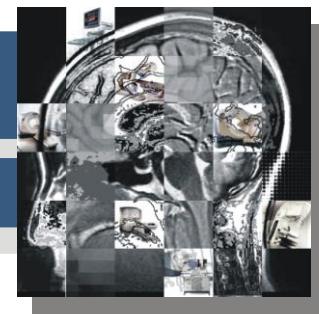


Fenómeno de relajación

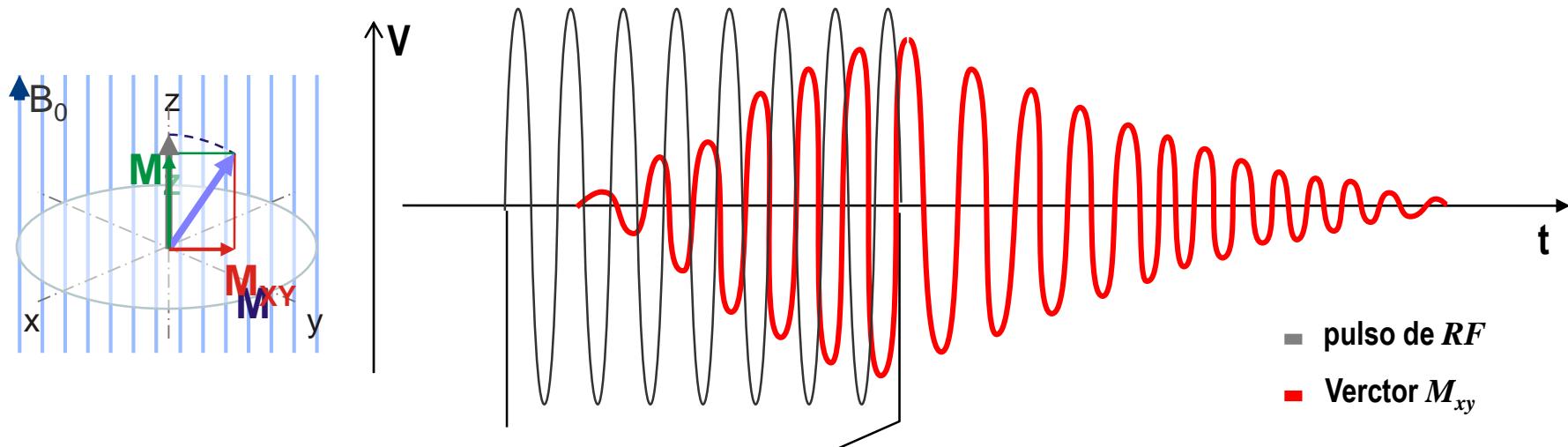
El proceso de relajación se inicia desconectando el pulso de RF. En la relajación, los protones excitados recuperan tras un período de tiempo su estado de equilibrio, lo que se traduce en un desfase rápido (M_{xy} disminuye rápidamente hasta anularse) y en la vuelta de los protones al nivel de menor energía (antiparalelos \rightarrow paralelos; es decir, recuperación progresiva de M_z). Esto es, la magnetización transversal empieza a desaparecer (relajación transversal). La magnetización longitudinal vuelve a su tamaño original (relajación longitudinal).

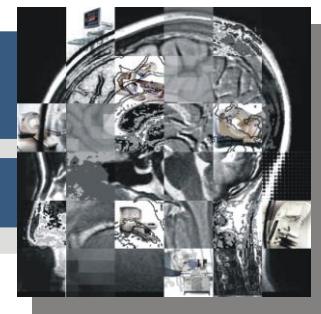


Al representar gráficamente las magnetizaciones longitudinal y transversal en función del tiempo, después de interrumpir el pulso de RF, se obtienen las curvas de T1 (tiempo de relajación longitudinal) y T2 (tiempo de relajación transversal), respectivamente. Las relajaciones T1 y T2 son características de un determinado tejido.



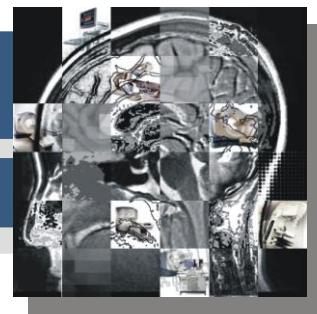
- Cuando el pulso de *RF* es quitado, los protones vuelven a su estado inicial, emitiendo la energía que absorbieron cuando el pulso de RF estaba presente. A este proceso se le llama relajación.
- Separamos el vector de M en dos componentes, M_z se llama componente longitudinal y M_{xy} se llama transversal.
- Se dispondrán antenas de tal modo que solo la componente transversal M_{xy} sea captada.





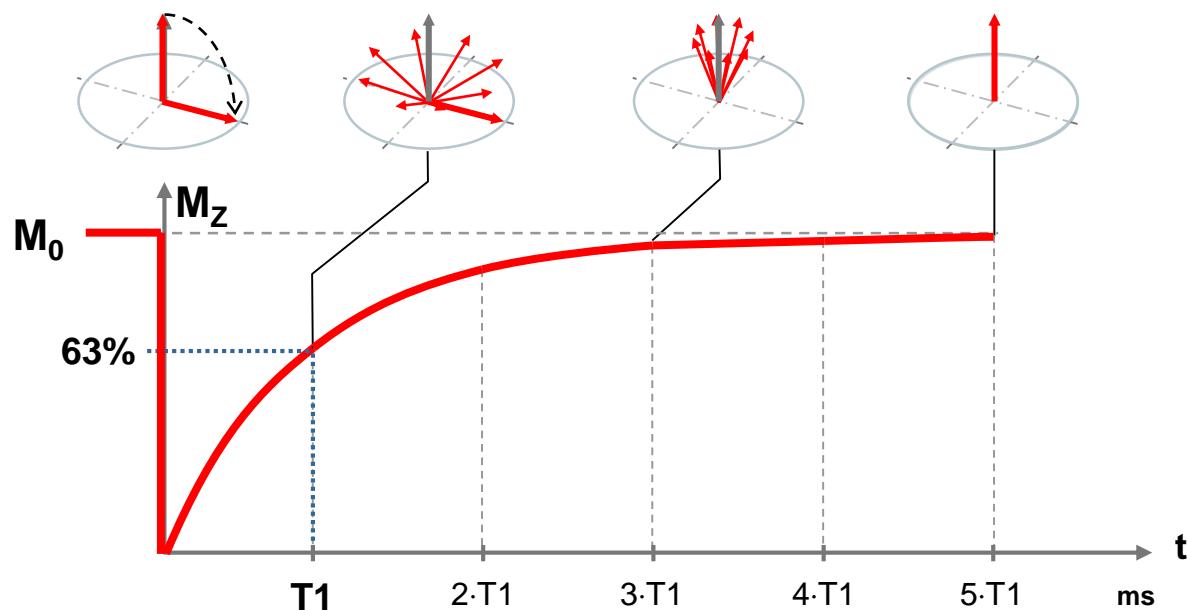
Relajación y contraste

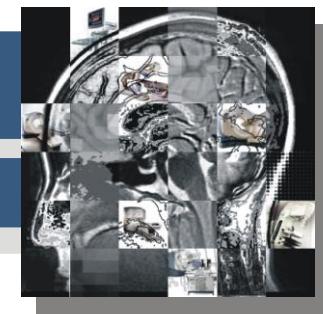
- En RM el contraste de las imágenes quedan determinado por los parámetros de la secuencia utilizada (dependiente del usuario) y por otros 3 parámetros dependientes del tejido en cuestión, estos son:
 - PD: densidad de protones, en este tipo de imágenes cada pixel representa la cantidad de protones que hay.
 - T1: tiempo de relajación T_1 , en este tipo de imágenes el tiempo de relajación de la componente longitudinal T_z es el que tiene mayor peso en el valor de cada píxel, es usual llamarlas imágenes T_1 weighted.
 - T2: tiempo de relajación T_2 , ídem que T_1 pero tomando en cuenta el tiempo de relajación de la componente transversal T_{xy} .
- Los tiempos de relajación son únicos para cada tipo de tejido y son quienes juegan un papel fundamental para obtener el contraste de las imágenes.



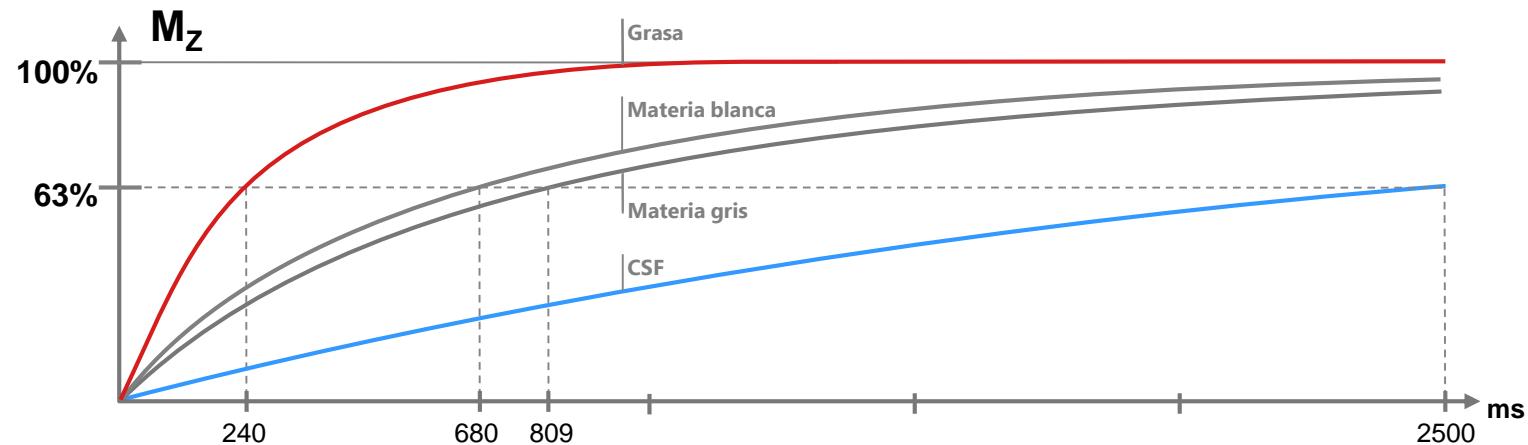
Relajación longitudinal o T_1

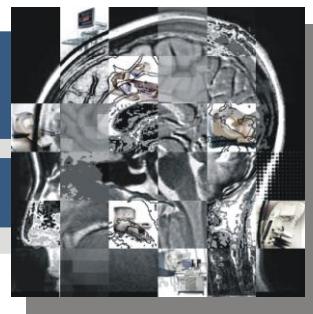
- Este es el tiempo de relajación de la componente longitudinal (paralela a B_0), esta determinado por la devolución de energía por parte de los protones. Se llama relajación spin-lattice.
- Se define T_1 como el tiempo en que tarda la componente longitudinal en llegar al 63% de su valor inicial.





- Este tiempo T_1 es dependiente del tipo de tejido en el que se encuentren “inmersos” los protones, por dicha razón es específico del tejido que se esté excitando.

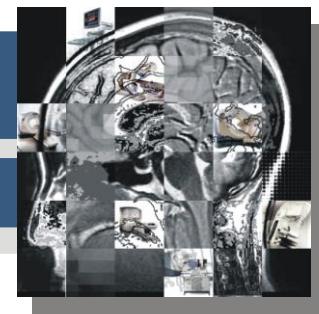




Valores de T_1 para algunos tejidos:

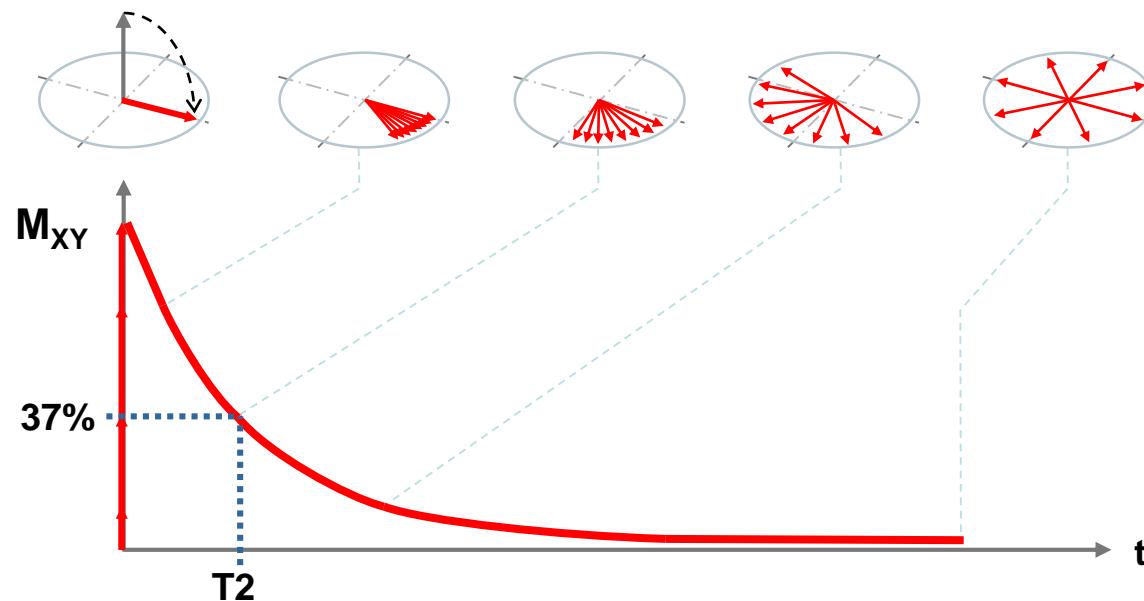
Tejido	T_1 [ms] (a 0.2T)	T_1 [ms] (a 1T)	T_1 [ms] (a 1.5T)
Grasa	200±60	250±70	260±70
Hígado	228±50	420±92	490±110
Riñón	393±110	587±160	650±180
Vaso	398±75	680±130	778±150
Materia blanca	388±66	680±120	783±130
Músculo esquelético	370±66	730±130	863±160
Músculo cardíaco	416±66	745±120	862±140
Materia gris	492±84	809±140	917±160
CSF*	1500±400	2500±500	3000±600

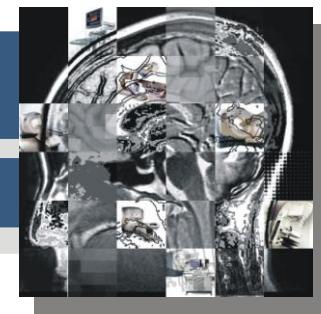
* El líquido cefalorraquídeo (LCR)



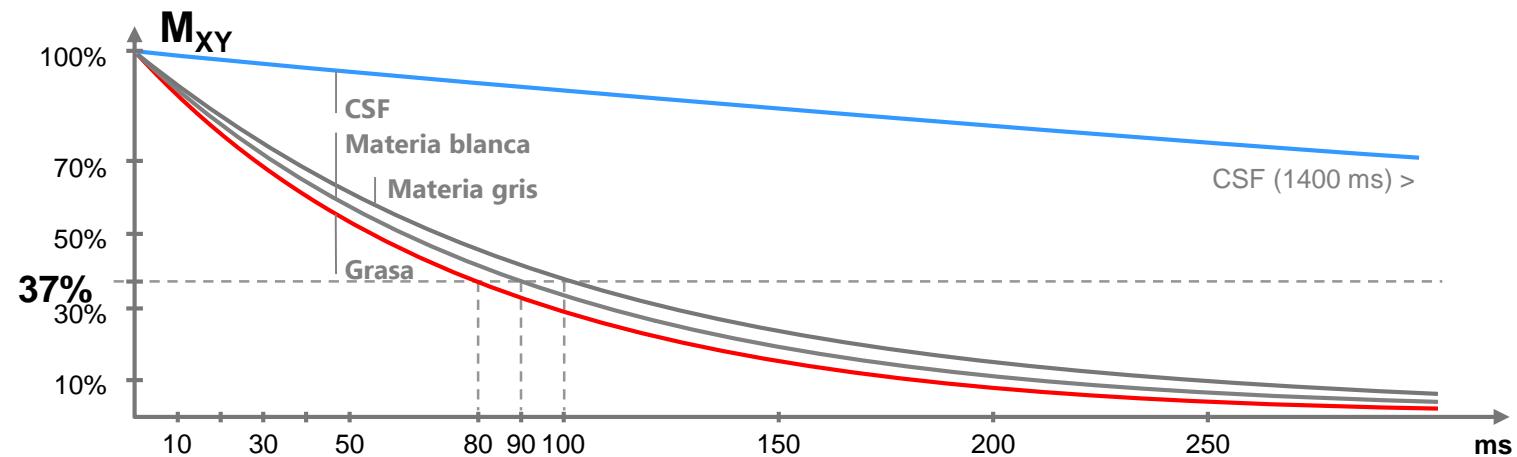
Tiempo de relajación T_2

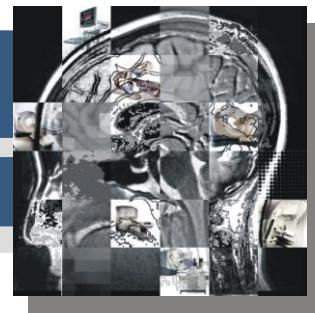
- Este es el tiempo de relajación de la componente transversal, esta determinado por la interacción entre protones (los spins se anulan entre ellos al desfasarse). Se llama relajación spin-spin.
- Se define T_2 como el tiempo en que tarda la componente transversal en decaer al 37% de su valor inicial.





- Este tiempo T_2 también es dependiente del tipo de tejido en el que se encuentren “inmersos” los protones, por dicha razón también es específico del tejido que se esté excitando.

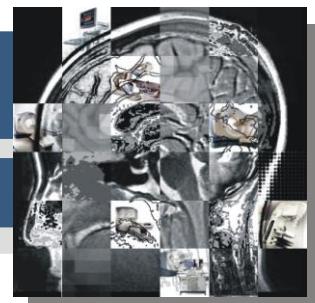




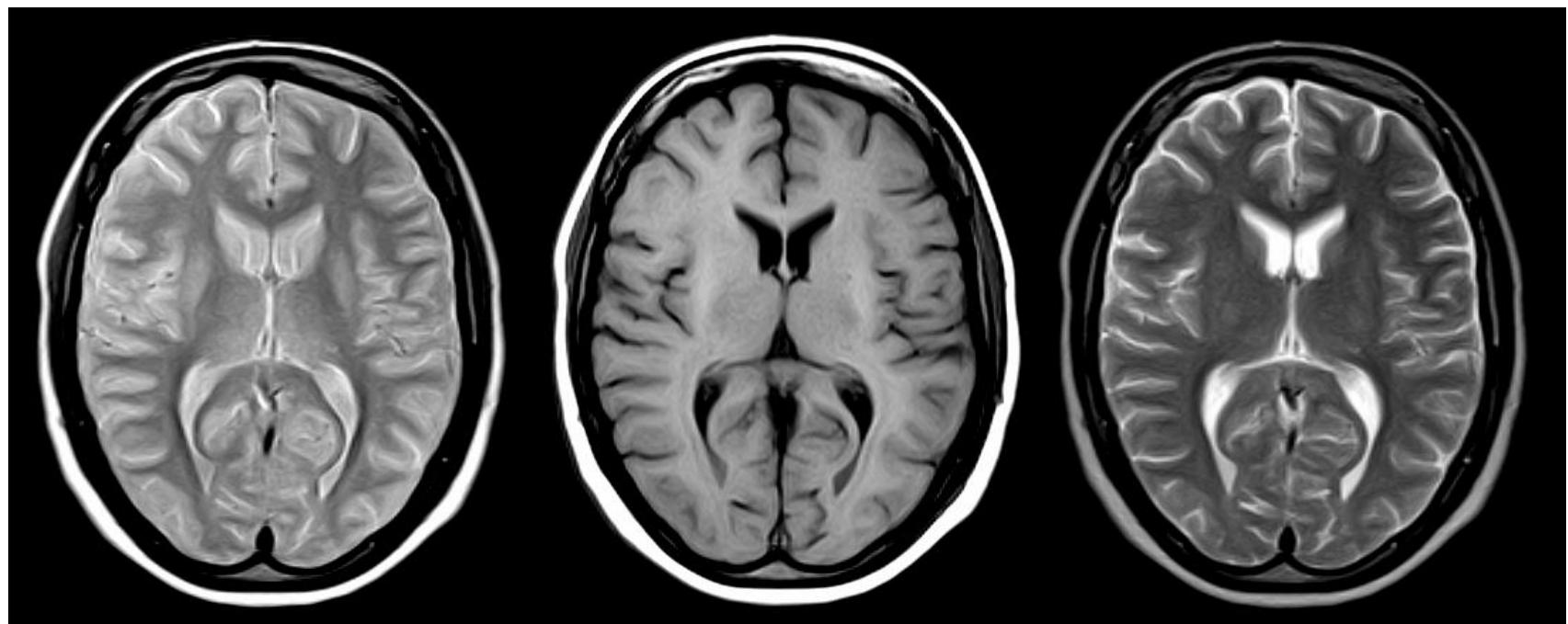
Valores de T_2 para algunos tejidos:

Tejido	T_2 [ms]
Hígado	43 ±6
Músculo esquelético	47 ±6
Músculo cardíaco	57 ±9
Riñones	58 ±8
Vaso	62 ±17
Grasa	80 ±36
Materia blanca	92 ±20
Materia gris	101 ±13
CSF*	1400 ±250

* El líquido cefalorraquídeo (LCR)



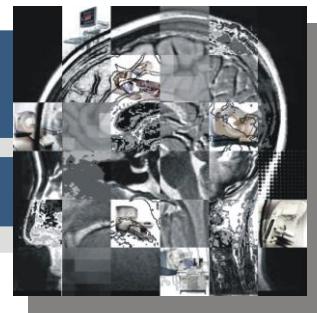
Ejemplo de imágenes de RM



PD

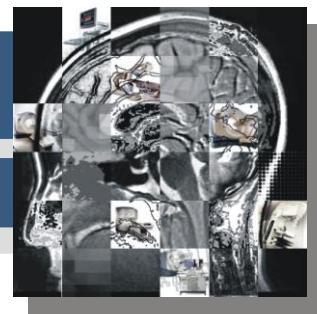
T₁

T₂



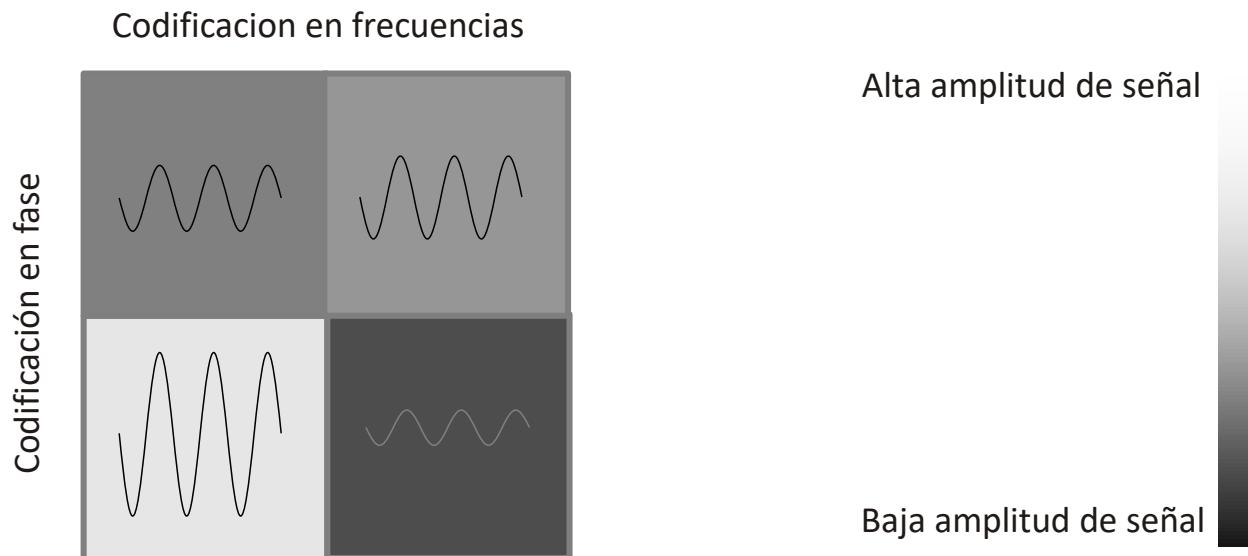
Resumiendo

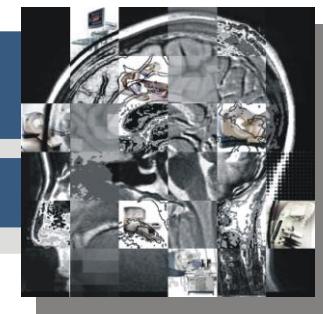
1. Hemos visto que los protones tienen un momento magnético llamado spin y cuando estos son incluidos en un campo externo B_0 , se obtiene una magnetización neta M en el sentido de B_0 .
2. Al excitar estos protones con RF de frecuencia igual a la de presión (Larmor), estos absorben energía. Solo esta frecuencia producirá absorción de energía y rotación del vector M .
3. Todo el resto de las frecuencias de RF no tendrán efecto sobre los protones.
4. Al retirar la RF , se detectan mediante antenas en el plano transversal la señal emitida por los protones.
5. La señal medida es la suma de todas las señales de los protones de todo el tejido excitado.
6. Debemos diferenciar de donde proviene cada una de las señales, tantas señales diferentes como pixeles en mi imagen. Llamamos a esto Localización espacial.



Localización espacial

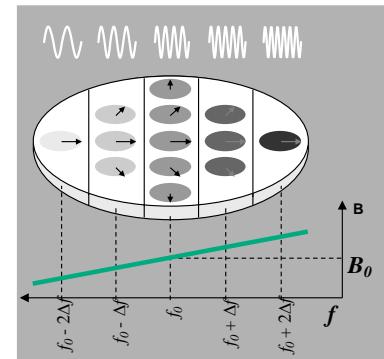
- Debemos lograr que en cada punto del espacio exista un campo magnético ligeramente diferente a B_0 , de esta forma la frecuencia de presección de los átomos variara en el espacio.
- Esto se logra con el uso de gradientes, hay 3 gradientes, uno para cada uno de las direcciones espaciales x , y , z .

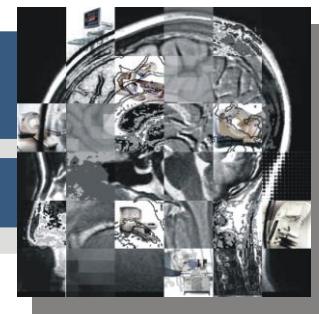




Codificación Espacial

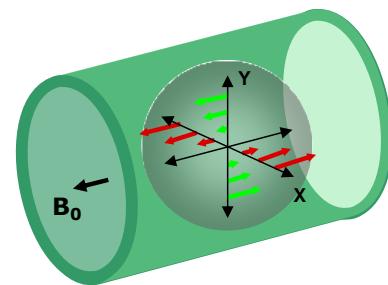
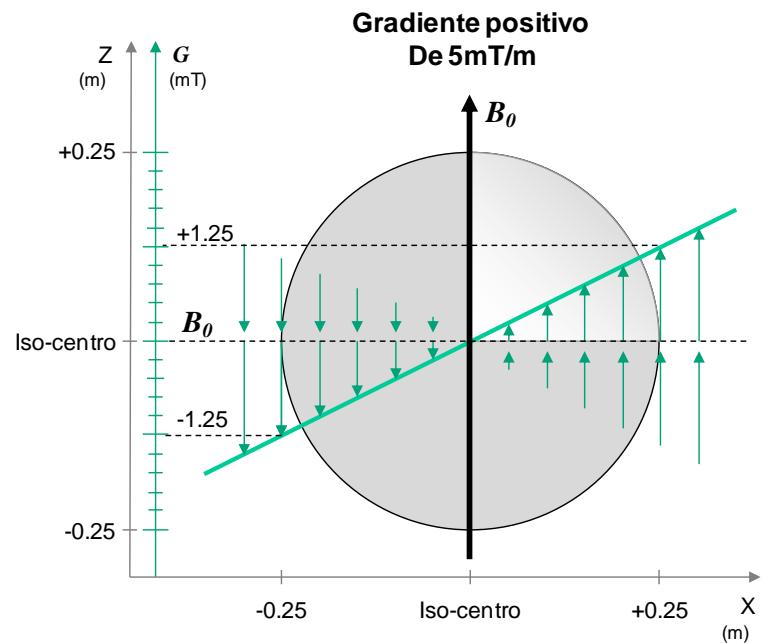
- De esta forma utiliza uno de los gradientes (z por ejemplo) para excitar solo una slice (rebanada) de tejido para así formar una imagen en 2D.
- Luego los otros 2 gradientes se utilizan para lograr codificación en frecuencia.
- De esta forma cada punto del espacio posee un único valor de frecuencia. Es decir cada voxel (píxel en la imagen) va a responder a una frecuencia de resonancia diferente.
- En realidad se utiliza codificación en frecuencia en una dirección y en fase en la otra.
- Al recibir la señal de MR, recibimos la suma de todos los protones de todo el slice excitado. Luego utilizando Fourier como sabemos, separamos en componentes de frecuencia y tendremos así el valor de cada uno de nuestros pixeles.

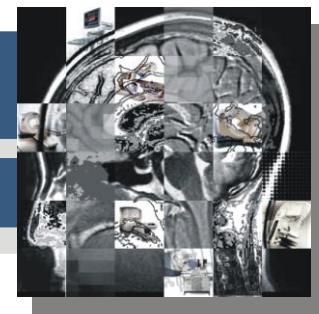




Gradientes

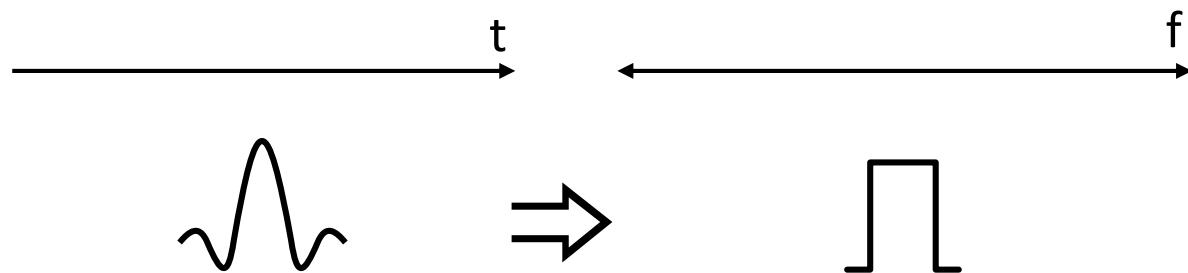
- La idea es lograr variaciones en el campo B_0 , en cada una de las direcciones.
- Para ello hay 3 gradientes, G_x , G_y , G_z .

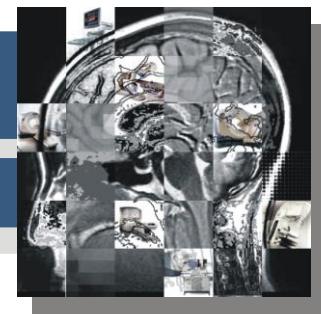




Pulsos de RF

- Hemos visto como codificar espacialmente los puntos de un slice (imagen 2D).
- Pero ¿cómo seleccionamos un slice, su posición y su espesor?
- Puedo hacerlo de 2 formas, aumentando mi gradiente o variando la frecuencia central de mi pulso de *RF*.
- Se utilizan pulsos selectivos de *RF*, esto son funciones sinc en el tiempo.

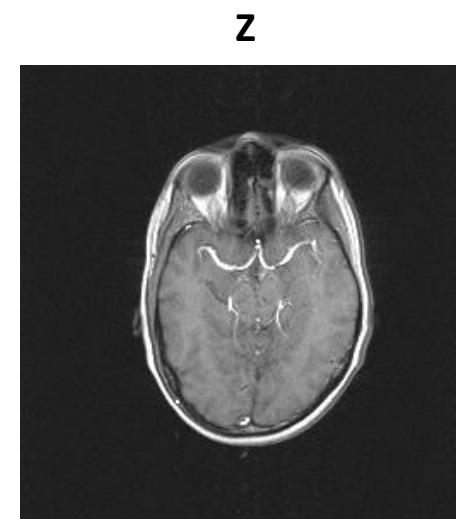
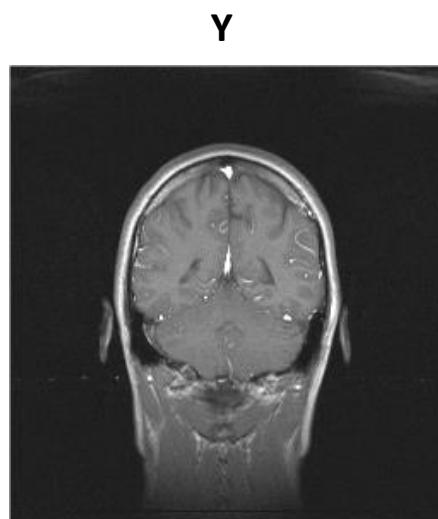




Selección del slice

- Dependiendo que gradiente utilice para hacer la selección del slice determino la orientación del mismo:

Gradiente utilizado para seleccionar el slice:



SAGITAL

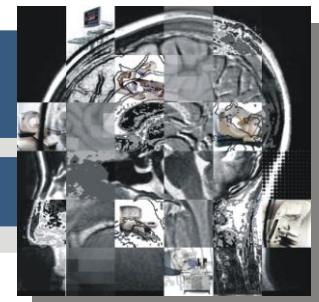
CORONAL

TRANSVERSAL

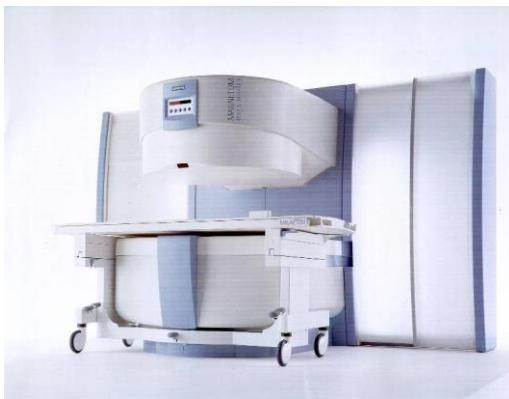
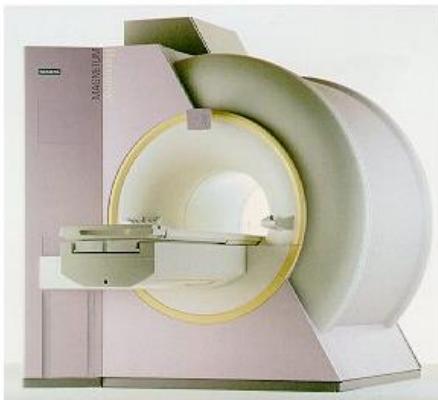


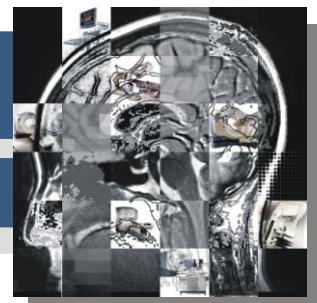
Procesamiento Digital de Imágenes Médicas

Imagenología

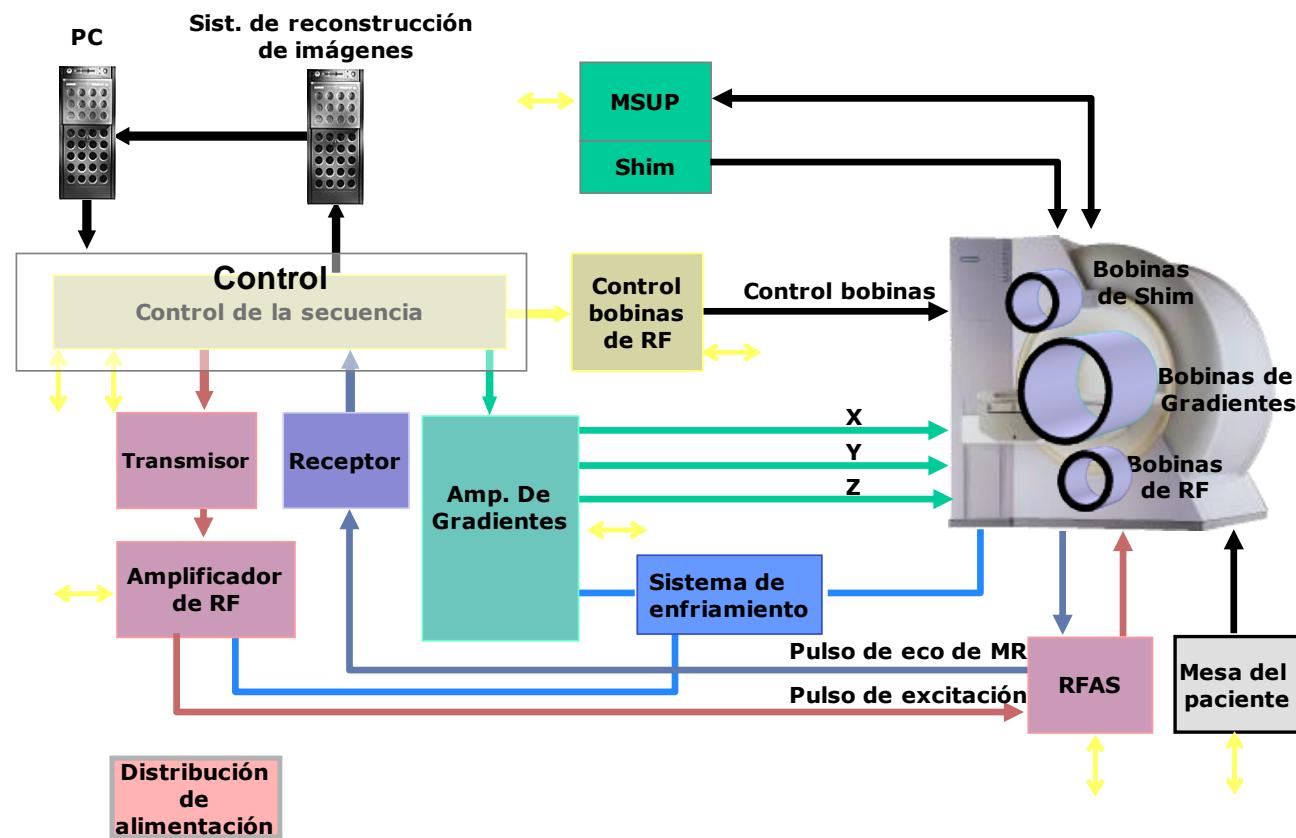


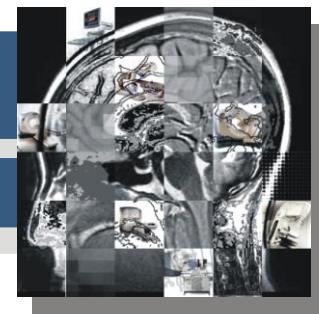
Equipos





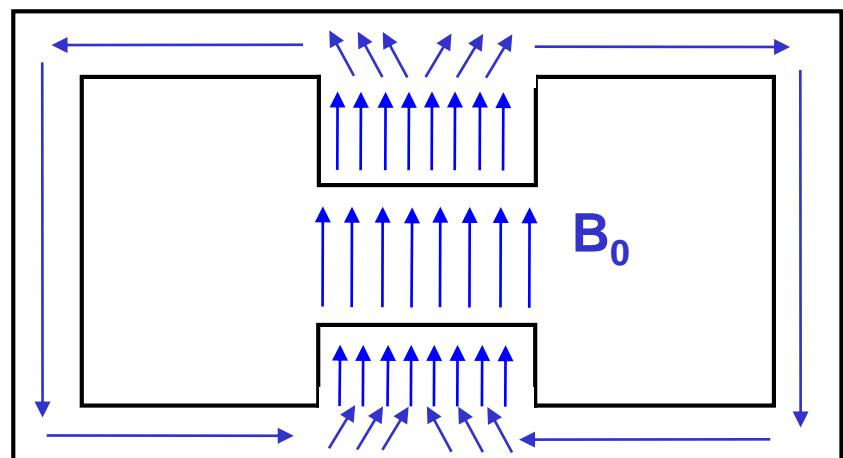
Equipo de MR -Diagrama de bloques-





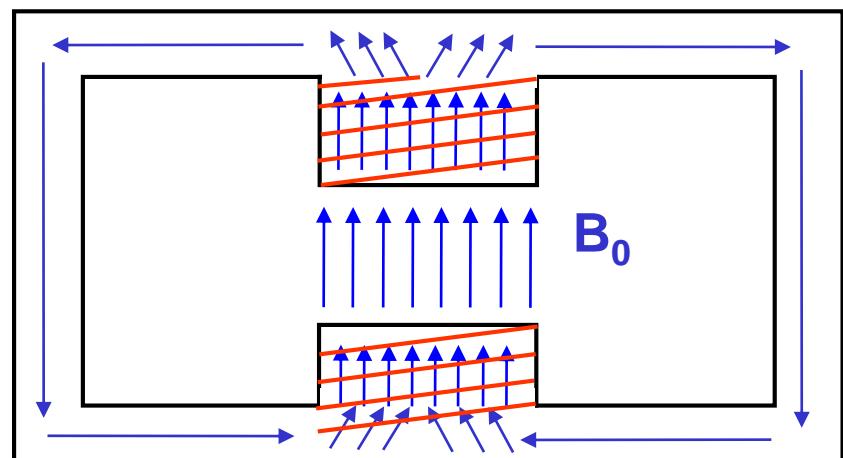
Tipos de magneto

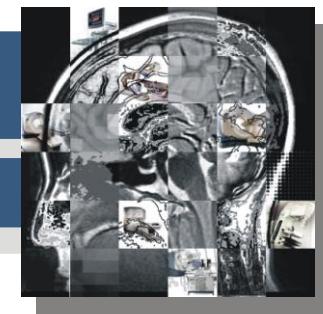
- Permanentes
 - aleaciones ferromagnéticas
 - Campos no uniformes varía con la temperatura
 - Grandes tamaños, pesados
 - B máx. 0.3 T (1 Tesla = 10000 G)





- Resistivos
 - Conductores en forma circular por los que se hace circular corriente.
 - Mucha disipación de calor
 - B máx. 0.2 T
- Híbridos
 - B máx. 0.6 T

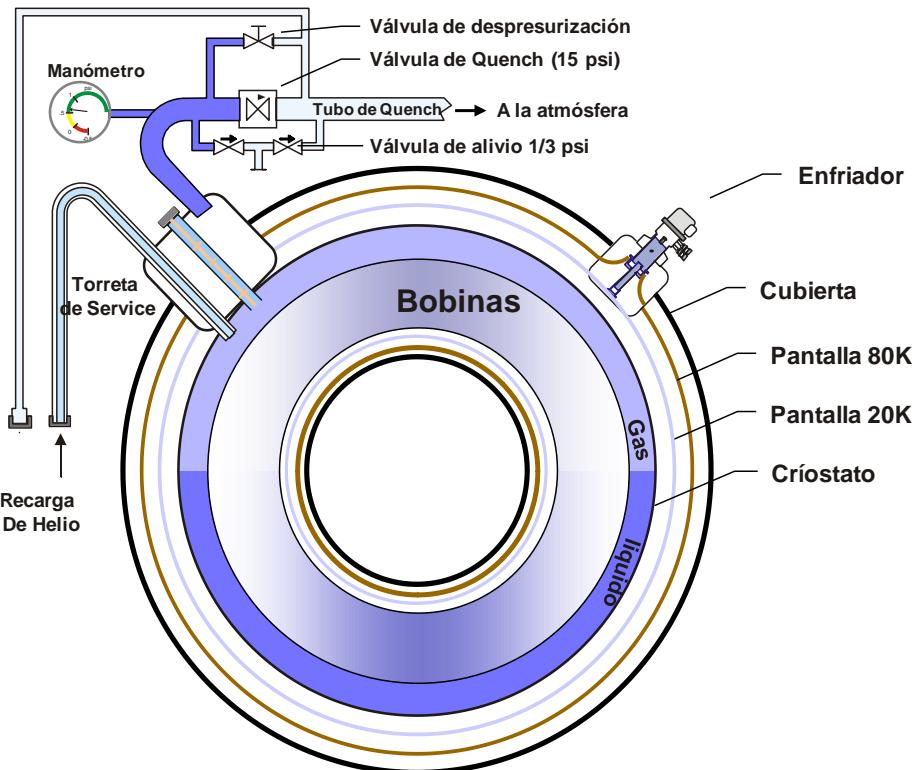


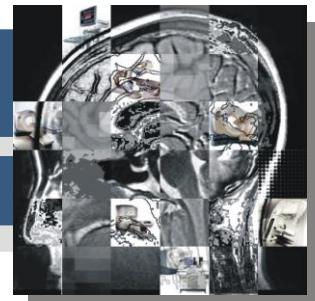


Magneto superconductor

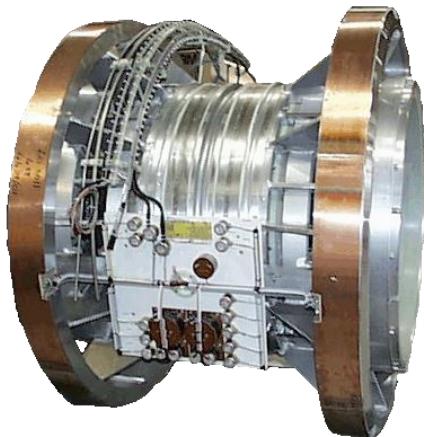
- **Superconducción**

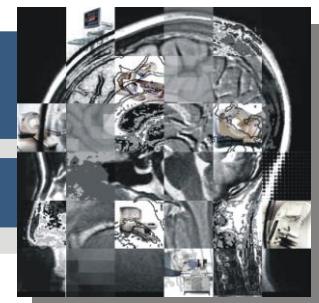
- $R=0$ a temperaturas cercanas al 0 K (4.2K con He líquido) no hay pérdidas por efecto Joule.
- Una vez ingresada, la corriente continua indefinidamente circulando sin necesidad de fuente alguna.
- He líquido
- Campos muy altos fuera del magneto, se usan otras bobinas superconductoras para disminuirlos





Magneto superconductor



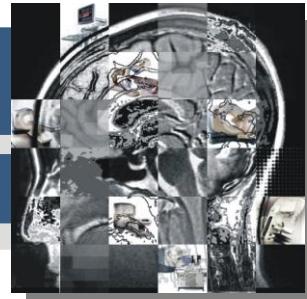


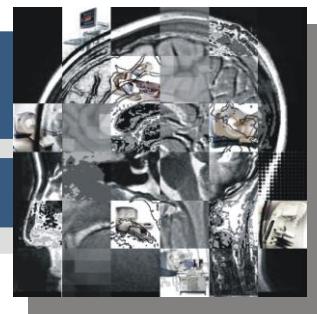
Tipo	Máximo Campo (T)	Dirección del campo	Costo
Resistivo	0.2	Vertical (y)	Bajo
Permanente	0.3	Vertical (y)	Medio
Híbrido	0.6	Vertical (y)	Medio
Superconductor	>1.5	Horizontal (z)	Alto



Procesamiento Digital de Imágenes Médicas

Imagenología





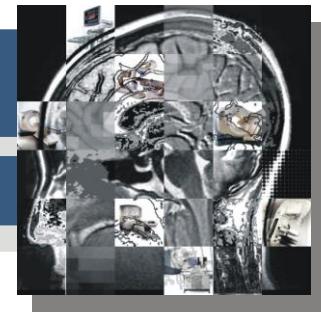
En RM los Niveles de Intensidad Representan

$\rho_{0,0}$	$\rho_{0,1}$	$\rho_{0,2}$	$\rho_{0,3}$	$\rho_{0,4}$
$\rho_{1,0}$	$\rho_{1,1}$	$\rho_{1,2}$	$\rho_{1,3}$	$\rho_{1,4}$
$\rho_{2,0}$	$\rho_{2,1}$	$\rho_{2,2}$	$\rho_{2,3}$	$\rho_{2,4}$
$\rho_{3,0}$	$\rho_{3,1}$	$\rho_{3,2}$	$\rho_{3,3}$	$\rho_{3,4}$
$\rho_{4,0}$	$\rho_{4,1}$	$\rho_{4,2}$	$\rho_{4,3}$	$\rho_{4,4}$

T1 _{0,0}	T1 _{0,1}	T1 _{0,2}	T1 _{0,3}	T1 _{0,4}
T1 _{1,0}	T1 _{1,1}	T1 _{1,2}	T1 _{1,3}	T1 _{1,4}
T1 _{2,0}	T1 _{2,1}	T1 _{2,2}	T1 _{2,3}	T1 _{2,4}
T1 _{3,0}	T1 _{3,1}	T1 _{3,2}	T1 _{3,3}	T1 _{3,4}
T1 _{4,0}	T1 _{4,1}	T1 _{4,2}	T1 _{4,3}	T1 _{4,4}

T2 _{0,0}	T2 _{0,1}	T2 _{0,2}	T2 _{0,3}	T2 _{0,4}
T2 _{1,0}	T2 _{1,1}	T2 _{1,2}	T2 _{1,3}	T2 _{1,4}
T2 _{2,0}	T2 _{2,1}	T2 _{2,2}	T2 _{2,3}	T2 _{2,4}
T2 _{3,0}	T2 _{3,1}	T2 _{3,2}	T2 _{3,3}	T2 _{3,4}
T2 _{4,0}	T2 _{4,1}	T2 _{4,2}	T2 _{4,3}	T2 _{4,4}

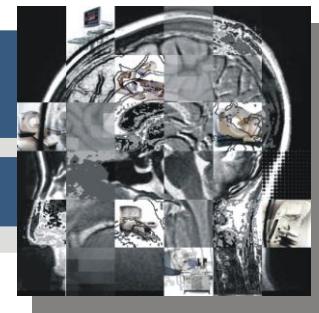
Densidad Protónica (izquierda), Relajación T1 (centro) y Relajación T2 (derecha)



Medicina Nuclear

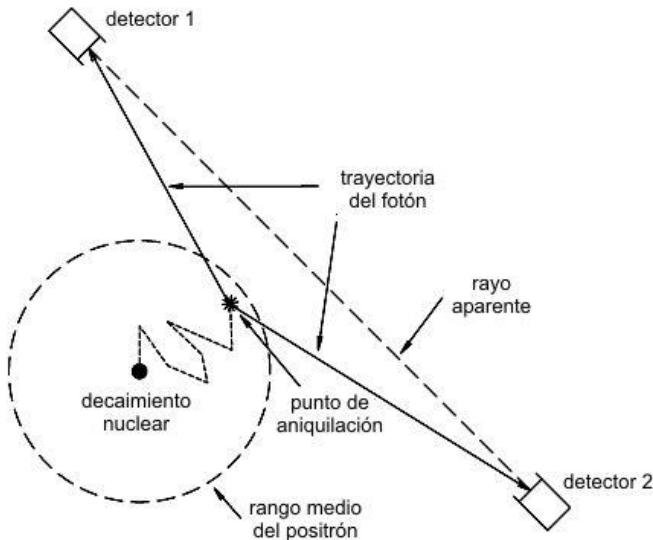
La medicina nuclear utiliza elementos radiactivos, en cantidades pequeñísimas de estas sustancias son introducidas al paciente, ya sea por vía oral, intramuscular o intravenosa.

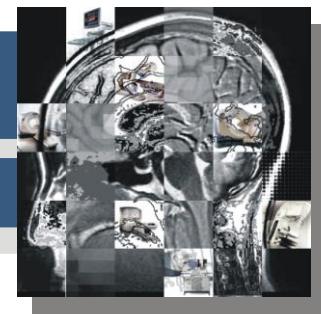
Los núcleos de éstos radioisótopos (isótopos de cualquier elemento son los núcleos que tienen el mismo número atómico del elemento dado pero difieren de él en el número másico, es decir en el número de neutrones en el núcleo) emiten espontáneamente radiación desde el interior de los tejidos, la cual atraviesa el cuerpo y sale al exterior, donde puede ser detectada por instrumentos especiales.



Tomografía por emisión de Positrones “PET”

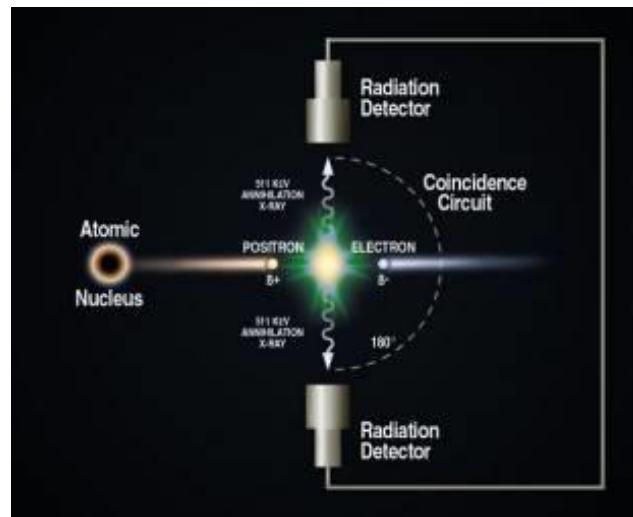
Lo característico de esta técnica es el empleo de isótopos emisores de positrones, esto es, de electrones positivos. Los positrones salen del núcleo e interactúan con electrones presentes en la corteza del átomo, produciéndose lo que se conoce como fenómeno de aniquilación.

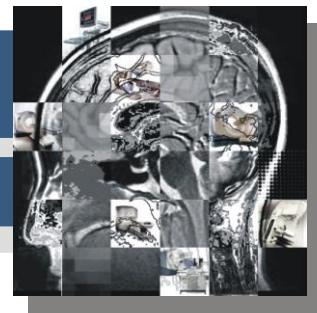




El ciclotrón es un acelerador de partículas en el que se producen los elementos radioactivos emisores de positrones.

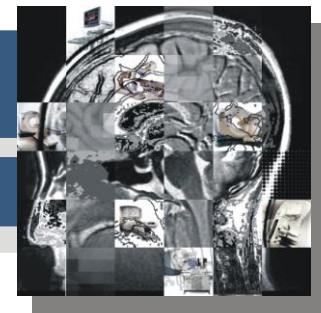
Mediante la aplicación combinada de un campo eléctrico oscilante y otro magnético se consigue acelerar los iones haciéndolos girar en órbitas de radio y energía crecientes





- La aniquilación de los dos fotones se produce con 511 [keV].
- Da lugar a dos radiaciones gamma que se emiten en un ángulo de 180º.
- La detección simultánea de estas radiaciones mediante detectores colocados en coincidencia, es decir, uno frente a otro, permite localizar el origen de las mismas.
- 1 electron volt = $1.60217646 \times 10^{-19}$ joules.
- Los isótopos más comúnmente usados son los de carbón (11C), nitrógeno (13N), oxígeno (15O) y Flúor (18F).
- Emiten positrones que sirven para las imágenes médicas nucleares.

Indicadores	Radiotrazador
Metabolismo glucosa	¹⁸ F-DG ¹¹ C-Aacetato / Palmitato ¹³ N-Glutamato
Síntesis proteica	¹¹ C-L-Metionina ¹¹ C-Tirosina
Síntesis de DNA	¹¹ C-Timidina
Flujo sanguíneo	¹⁵ O-Agua ¹⁵ N-Amonio
Volumen Sanguíneo	¹⁵ O-CO
Hipoxia celular	¹⁸ F-Fluoromisonidazole
Receptores hormonales	¹¹ F-17-β-estradiol
Fármacos	¹⁸ F-DOPA ¹¹ C-Cocaína



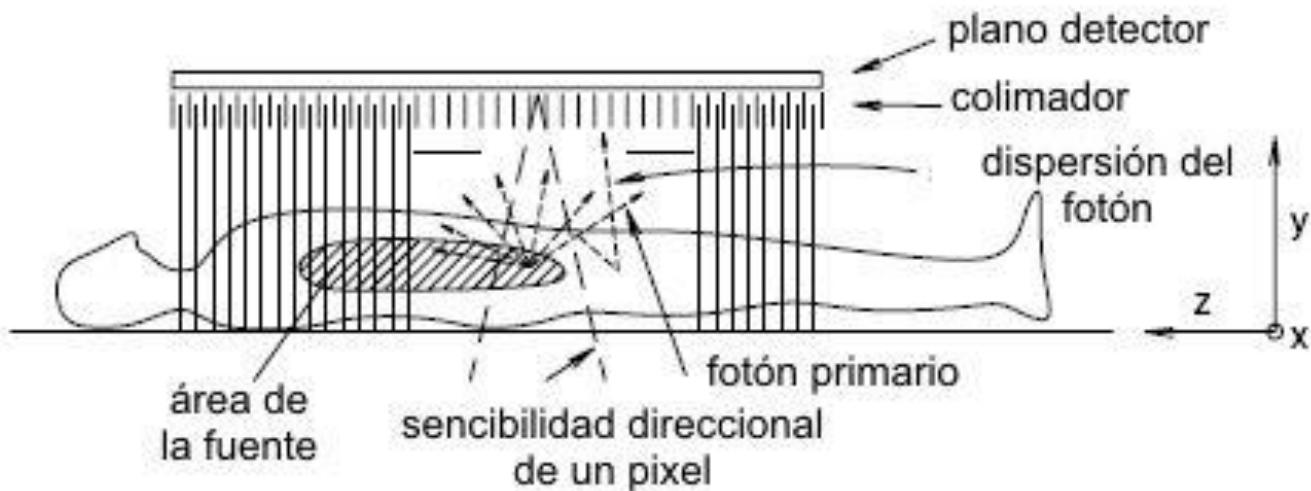
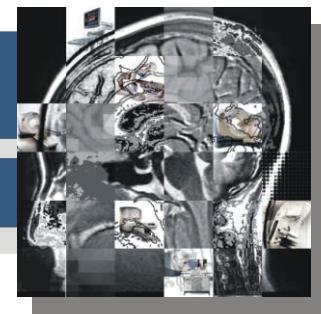
Tomografía por Emisión de Fotón Único “SPECT”

Los sistemas de SPECT utilizan instrumentos llamados gamma-cámaras o cámaras de centelleo que cuentan con un gran número de detectores que operan simultáneamente.



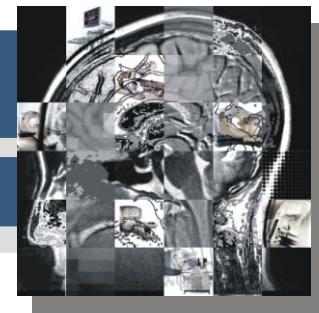
Detector: Son Cristal de yoduro de sodio que se encuentra en la parte posterior del colimador. Estos cristal absorbe los fotones del rayo gamma que pasan a través de los huecos del colimador y remite su energía como luz visible.





Fotomultiplicadores están adosados al cristal y son los encargados de registrar la posición y la energía de las señales que llegan.

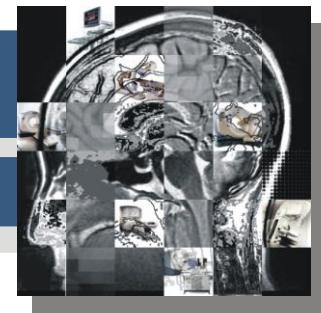
La información enviada por los fotomultiplicadores es procesada en la consola de comando, visualizada en la pantalla de rayos catódicos y registrada en película fotográfica o radiográfica. También puede ser conectada a una computadora para procesar toda la información obtenida.



En Medicina Nuclear los Niveles de Intensidad Representan

$R_{0,0}$	$R_{0,1}$	$R_{0,2}$	$R_{0,3}$	$R_{0,4}$
$R_{1,0}$	$R_{1,1}$	$R_{1,2}$	$R_{1,3}$	$R_{1,4}$
$R_{2,0}$	$R_{2,1}$	$R_{2,2}$	$R_{2,3}$	$R_{2,4}$
$R_{3,0}$	$R_{3,1}$	$R_{3,2}$	$R_{3,3}$	$R_{3,4}$
$R_{4,0}$	$R_{4,1}$	$R_{4,2}$	$R_{4,3}$	$R_{4,4}$

La radiación emitida. Ya sea por el decaimiento nuclear o la radiación que emite una sustancia radioactiva.



Ultrasonografía

El ultrasonido o ecografía es una técnica de diagnóstico médico que utiliza ondas mecánicas de alta frecuencia que son dirigidas hacia un organismo para obtener una imagen.

Características

Inocua (Utiliza energía NO ionizante)

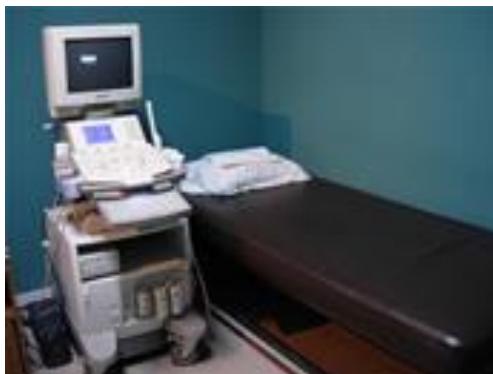
Económica

Accesible

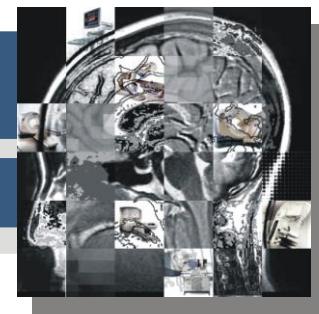
Portátil

Fácilmente repetible

Específica

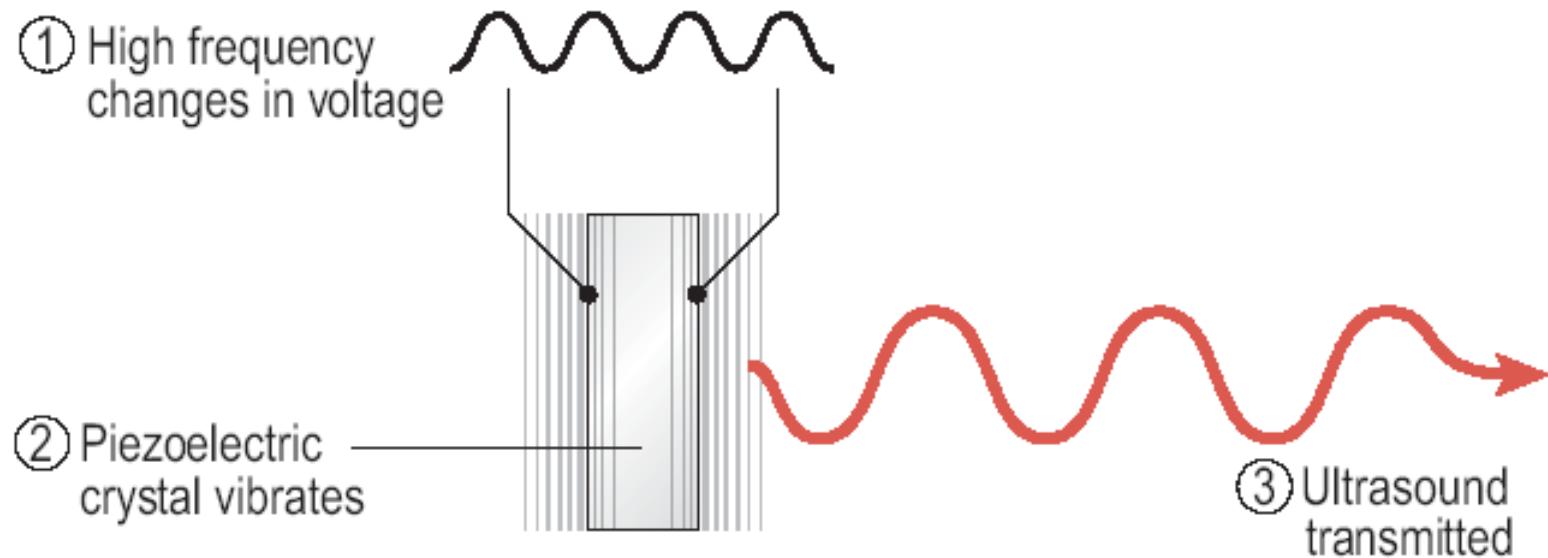


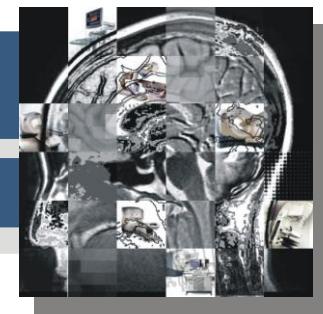
Un Ultrasonido (o Sonografía) es un procedimiento basado en la emisión y reflejo de ondas sonoras de alta frecuencia que permiten mostrar las diferentes estructuras del cuerpo.



Efecto Piezoeléctrico

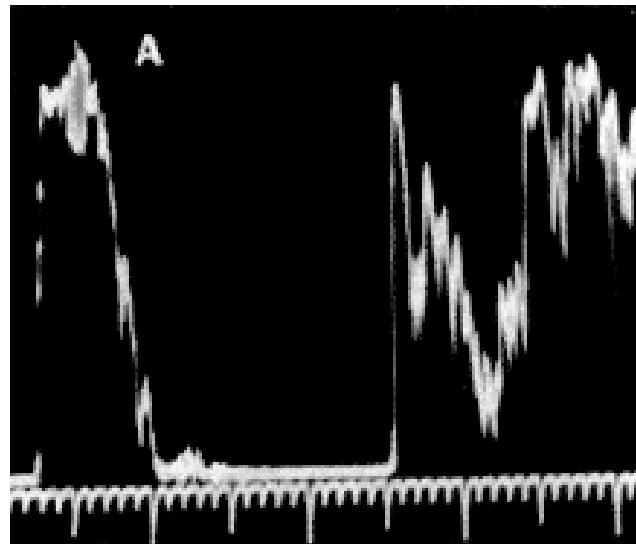
Fenómeno físico presente en cristales con cierta estructura atómica

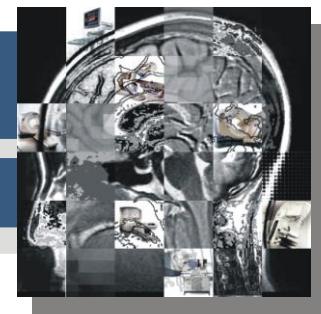




Modo A

- Se llama así porque se refiere a la amplitud A de los ecos recibidos. Se usa un transductor de un solo cristal para emitir y recibir la señal ultrasónica.
- La imagen que este modo muestra es un trazado de osciloscopio con la señal barriendo la pantalla y mostrando picos de voltaje.





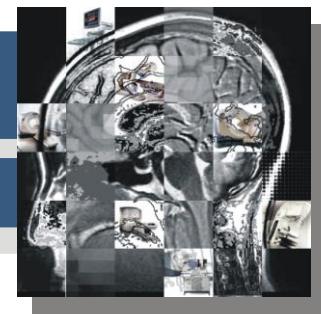
Modo B

- Se lo llama así porque lo que muestra la pantalla es un mapa de puntos con diferentes brillos (B). Este modo permitió convertir la amplitud de los ecos del modo A en diferentes tonos de grises, según su amplitud. O sea, en lugar de visualizar picos de voltaje, se observan tonos de grises.



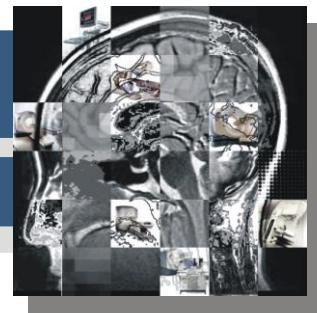


Procesamiento Digital de Imágenes Médicas Imagenología



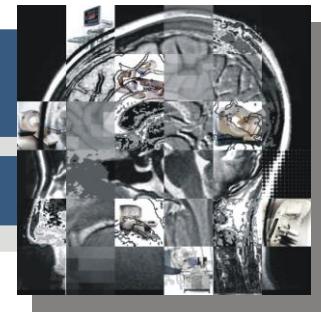
Modo B Lineal.- Consta de un transductor lineal, el cual consiste de una fila de cristales alineados en forma recta. Todos los cristales están en contacto con la piel del paciente. Así, mientras más cristales existan, la imagen tiene mayor definición. Usualmente existen arreglos de 64 cristales.





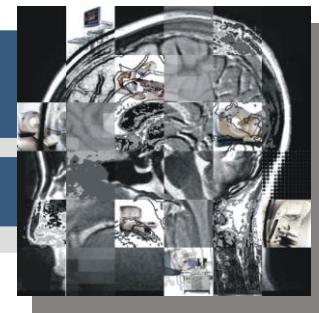
Modo B Sectorial.- En este modo, el transductor tiene un solo cristal, el cual va acoplado a un motor que lo hace barrer un sector circular. En un instante el cristal emite el tren de ondas y en otro instante recoge los ecos.





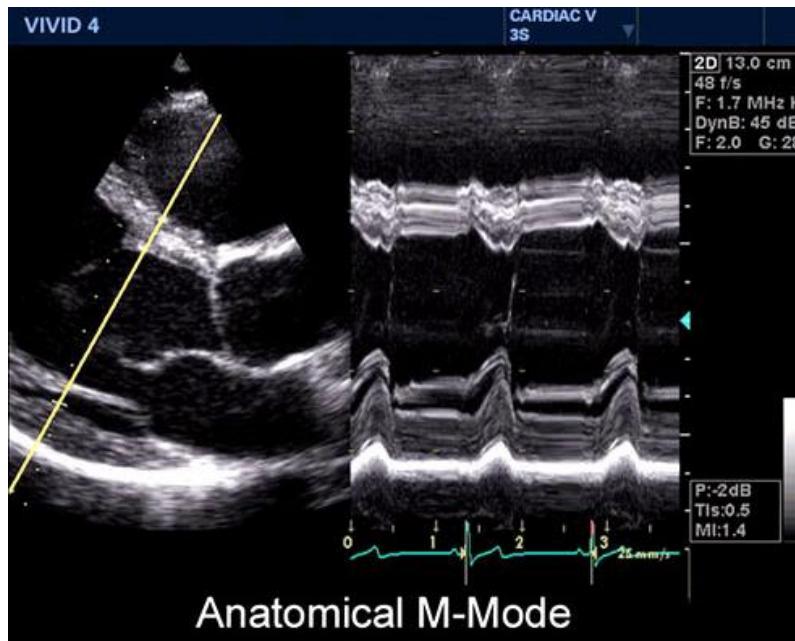
Modo Convexo.- El transductor presenta una variedad del arreglo lineal con los cristales dispuestos en forma convexa y fija para producir una imagen sectorial.

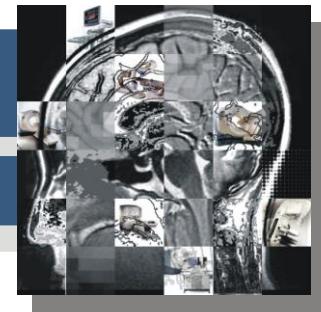




Modo M

Se utiliza el modo B, pero en lugar de que la imagen aparezca en tiempo real, lo que se observa es una imagen de brillos que están variando en el tiempo. Es útil para visualizar las contracciones del corazón y los movimientos de los órganos.





Efecto Doppler

Cuando la fuente de ondas y el observador están en movimiento relativo con respecto al medio material en el cual la onda se propaga, la frecuencia de las ondas observadas es diferente de la frecuencia de las ondas emitidas por la fuente.

Ultrasonido Doppler

Se basa en el efecto Doppler y se usa por la posibilidad de cambiar frecuencias y así detectar objetivos que se mueven.

Sirve para imágenes de flujo de sangre, como lo es la detección de turbulencias y reflujo (estenosis o insuficiencia de válvulas cardíacas).

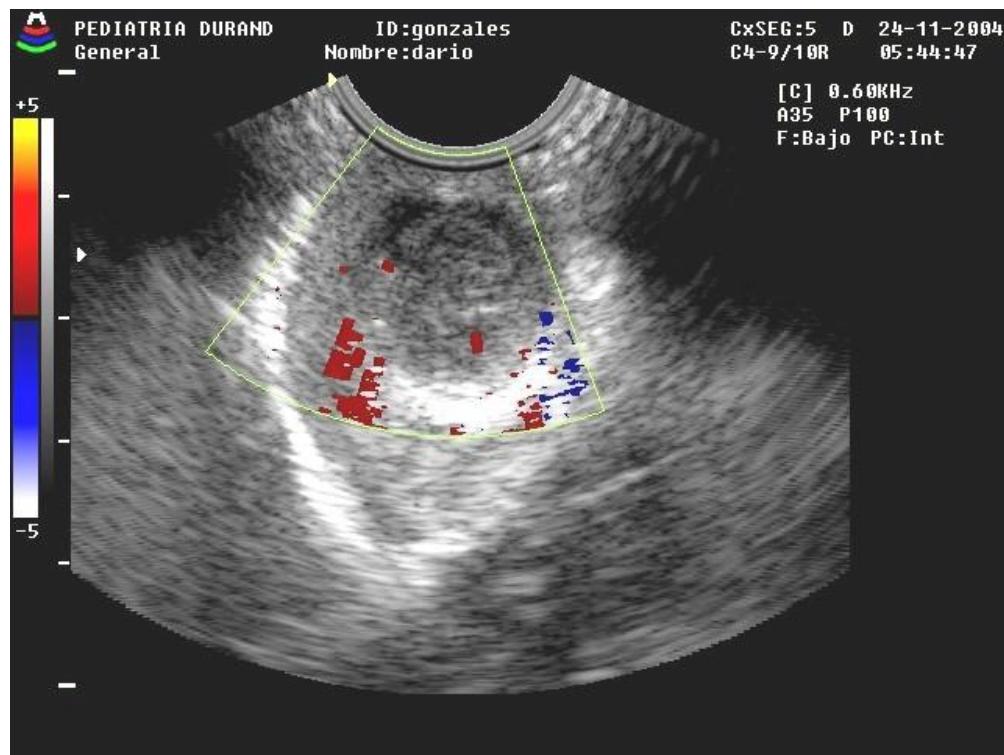
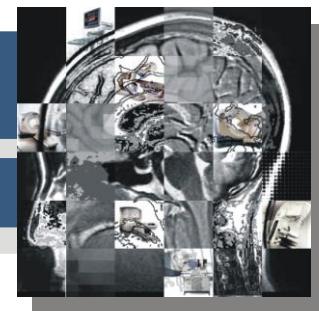
Estas imágenes pueden usarse para adquirir una combinación de información anatómica (modo B) y la información de los flujos.

Cuando los glóbulos rojos se mueven acercándose a la fuente, chocan con la onda de ultrasonido imprimiendo un aumento en la frecuencia del haz reflejado.

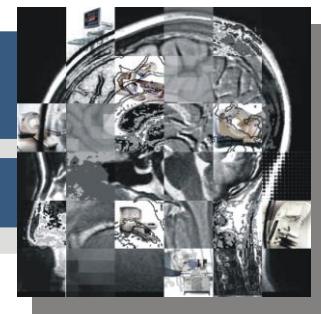


Procesamiento Digital de Imágenes Médicas

Imagenología



Circulación sanguínea, donde aplicando el efecto Doppler, se puede detectar si la sangre se acerca hacia o se aleja del transductor. Aquí tiene origen la ecografía a colores. En el primer caso, se asocia el color rojo y en el segundo el color azul.



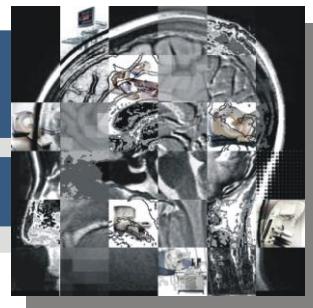
Ecografía 3D

Esta es una mejora del ultrasonido, la cual está basada en la obtención de un barrido de imágenes que le dan al feto el aspecto de volumen. Con esto se pueden observar más estructuras anatómicas.

Ecografía 4D

También llamada en “tiempo real” y es la obtención de 26 imágenes 3D por segundo, lo que confiere la sensación de movimiento real.

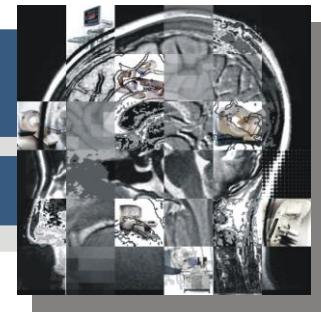




En Ultrasonografía los Niveles de Intensidad Representan

eco _{0,0}	eco _{0,1}	eco _{0,2}	eco _{0,3}	eco _{0,4}
eco _{1,0}	eco _{1,1}	eco _{1,2}	eco _{1,3}	eco _{1,4}
eco _{2,0}	eco _{2,1}	eco _{2,2}	eco _{2,3}	eco _{2,4}
eco _{3,0}	eco _{3,1}	eco _{3,2}	eco _{3,3}	eco _{3,4}
eco _{4,0}	eco _{4,1}	eco _{4,2}	eco _{4,3}	eco _{4,4}

Los ecos recibidos por los transductores.



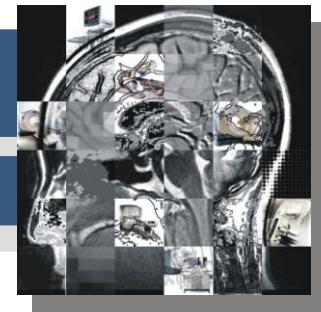
La temperatura del cuerpo como imagen

Rayos Infrarrojos (con longitud de onda en el rango de 3000 a 5000 nm) o sensores térmicos pueden ser usados para capturar el calor irradiado o emitido por el cuerpo en una imagen (imágenes térmicas).

Muchas infecciones causan un aumento de la temperatura del cuerpo.

El monitoreo de la temperatura facilita la detección de posibles padecimientos físicos





Cámara Termográfica

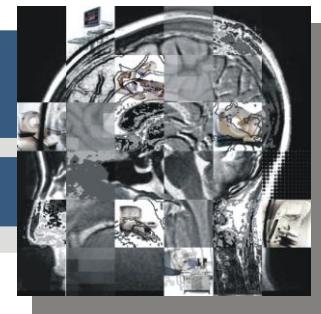
Las cámaras termográficas detectan la radiación infrarroja invisible que emiten los objetos y lo transforma en una imagen dentro del espectro visible en la que la escala de colores (o grises) refleja las distintas intensidades.

En un principio las cámaras termográficas dan un valor de temperatura para cada punto, sin tener en cuenta que, para la misma temperatura, dos materiales pueden irradiar energía infrarroja con intensidades muy diferentes.

¿Cómo se logra?

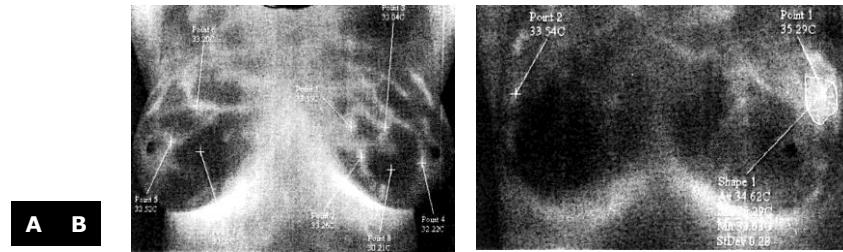
La termografía es una técnica que permite medir temperaturas exactas a distancia y sin necesidad de contacto físico con el objeto a estudiar.

Mediante la captación de la radiación infrarroja del espectro electromagnético, utilizando cámaras termográficas o de termovisión, se puede convertir la energía radiada en información sobre temperatura.

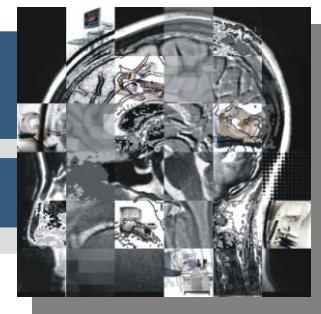


La Figura muestra las imágenes térmicas de un paciente con fibrosis benigna y de un paciente con cáncer de pecho, el incremento local de a temperatura debido al tumor es evidente en el segundo caso.

La termografía puede ayudar en el diagnóstico de cáncer avanzado, pero esta limitado en la detección de cáncer inicial.



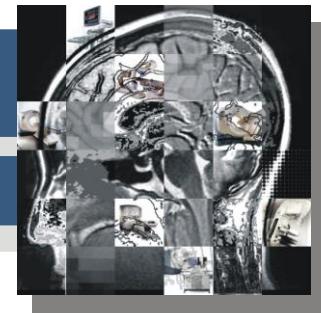
Temperatura del cuerpo como una imagen 2D. La imagen ilustra la distribución de la superficie de mediciones de temperatura usando una cámara infrarroja operando en un rango de 3000 a 5000 nm de longitud de onda. **A.** Imagen de un paciente con vascularizaciones pronunciadas particulares y fibrosis benignos en el seno. **B.** Imagen de un paciente con masas malignas en el cuadrante superior externo del seno izquierdo



Transiluminación

La transiluminación, diafanografía y diafanoscopía involucran el brillo resplandeciente de la luz visible o la radiación cercana a la infrarroja a través de una parte del cuerpo, y observando o teniendo una imagen de la radiación transmitida. Esta técnica ha sido investigada por el uso de la radiación no ionizante. El uso de radiación cercana al infrarrojo parece tener más potencial que la luz visible, debido a la observación de que los compuestos ricos en nitrógeno absorben preferentemente (o se atenúa) la radiación infrarroja, la técnica ha tenido limitado éxito distinguiendo los tumores malignos de las masas benignas.





Luz Microscópica

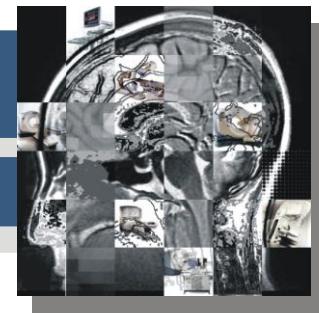
Estudios de la estructura fina de células biológicas y tejidos requieren de una significante amplificación para visualizar los detalles de interés. Una ampliación útil por arriba de $\times 1000$ puede ser obtenida vía luz microscópica por el uso de la combinación de lentes.

Microscopía Electrónica

Los electrones que son acelerados. En un voltaje de 60 KV, un haz electrónico tiene una longitud de onda efectiva de alrededor de 0.005 nm, y un límite de energía de resolución alrededor de 0.003 nm.

Imágenes con un bajo KV proporcionan alto contraste pero una baja resolución, mientras que una imagen con un alto KV proporciona alta resolución debido a una longitud de onda más pequeña pero, con bajo contraste debido a un alto poder de penetración. Además, un alto KV causa menos daños al espécimen que con electrones más rápidos pasando a través del espécimen en menos tiempo que con un bajo KV.

Los microscopios electrónicos pueden proporcionar la ampliaciones útiles del orden de millones de veces su tamaño, y se pueden utilizar para revelar la ultraestructura de tejidos biológicos. El microscopio electrónico requiere típicamente que el espécimen sea fijado, deshidratado, secado, montado, y estar cubierto con un metal.

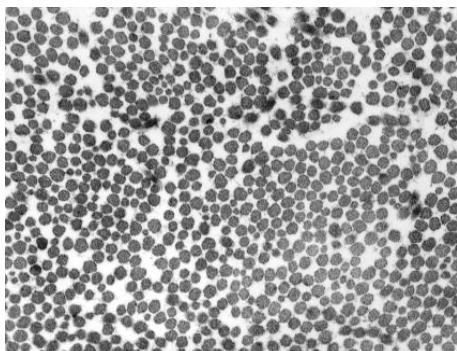
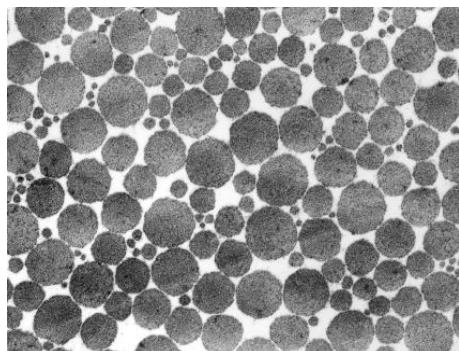


Microscopio de Transmisión de Electrones

Un microscopio de transmisión de electrones (TEM, por sus siglas en inglés Transmission Electron Microscopy) consiste en:

- 1. Un generador de haces electrónicos de alto voltaje,**
- 2. una serie de lentes de EM (por sus siglas en inglés –electron microscopy–).**

Un espécimen se sostiene y se cambia el sistema, y se muestra la imagen en una pantalla, todo encerrado al vacío. En TEM, los pasos del haz electrónico a través del espécimen, son afectados de manera similar a la luz, y la imagen resultante es capturada a través de una combinación de la imagen en la película o se ve una pantalla fosforescente.



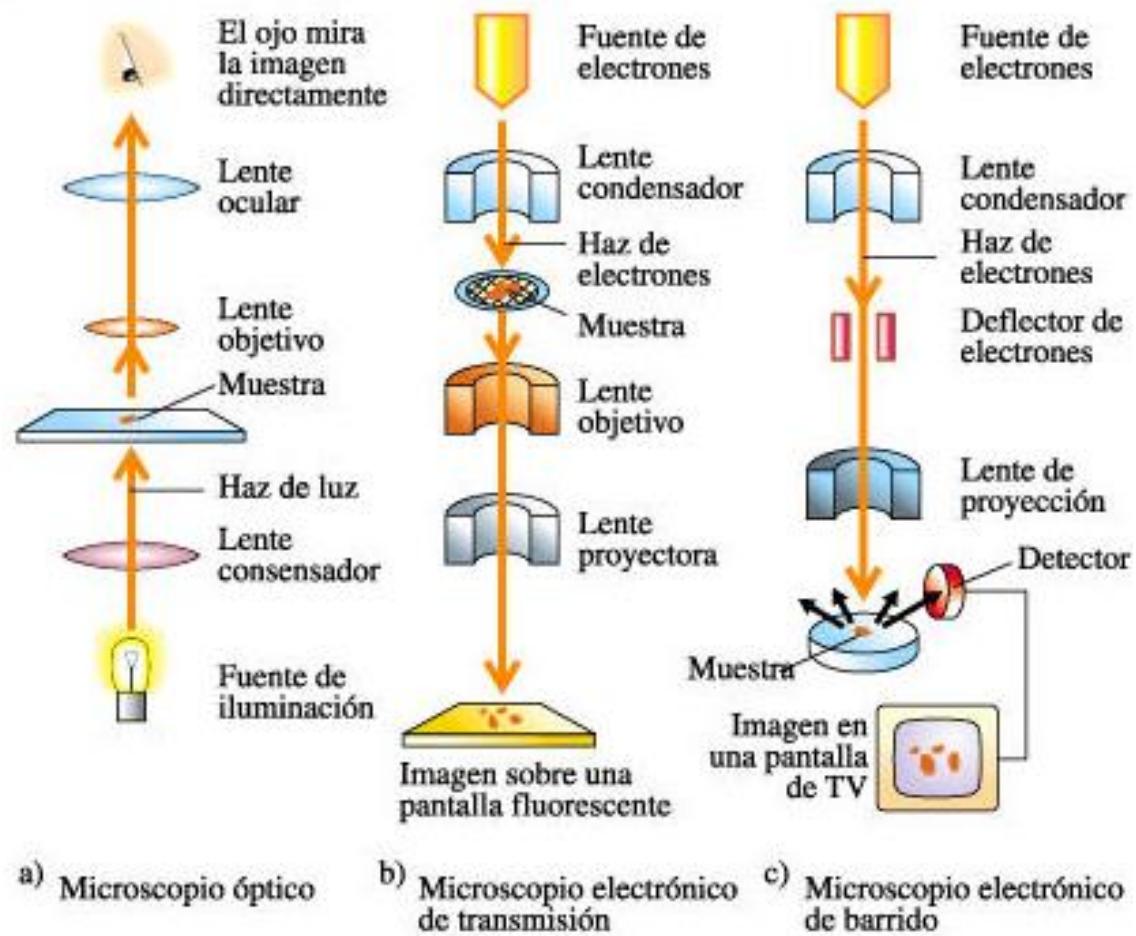
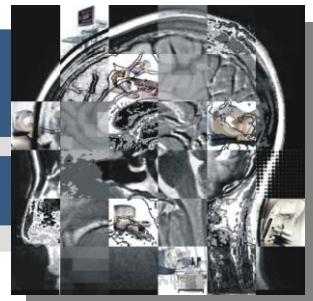
A B

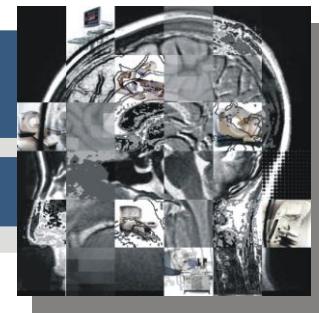
Figura. Imágenes de TEM de las fibras del colágeno en muestras del ligamento de un conejo amplificado aproximadamente $\times 30000$. **A.** Normal y **B.** tejido fino de la cicatriz



Procesamiento Digital de Imágenes Médicas

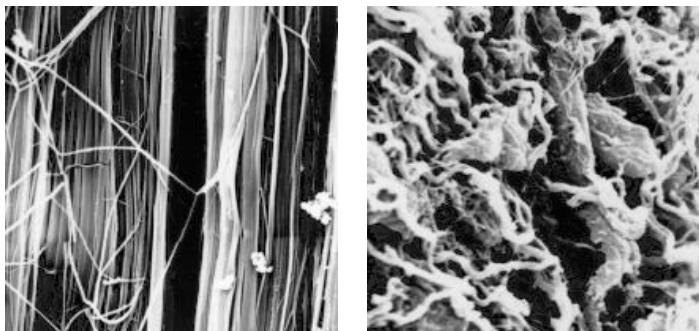
Imagenología





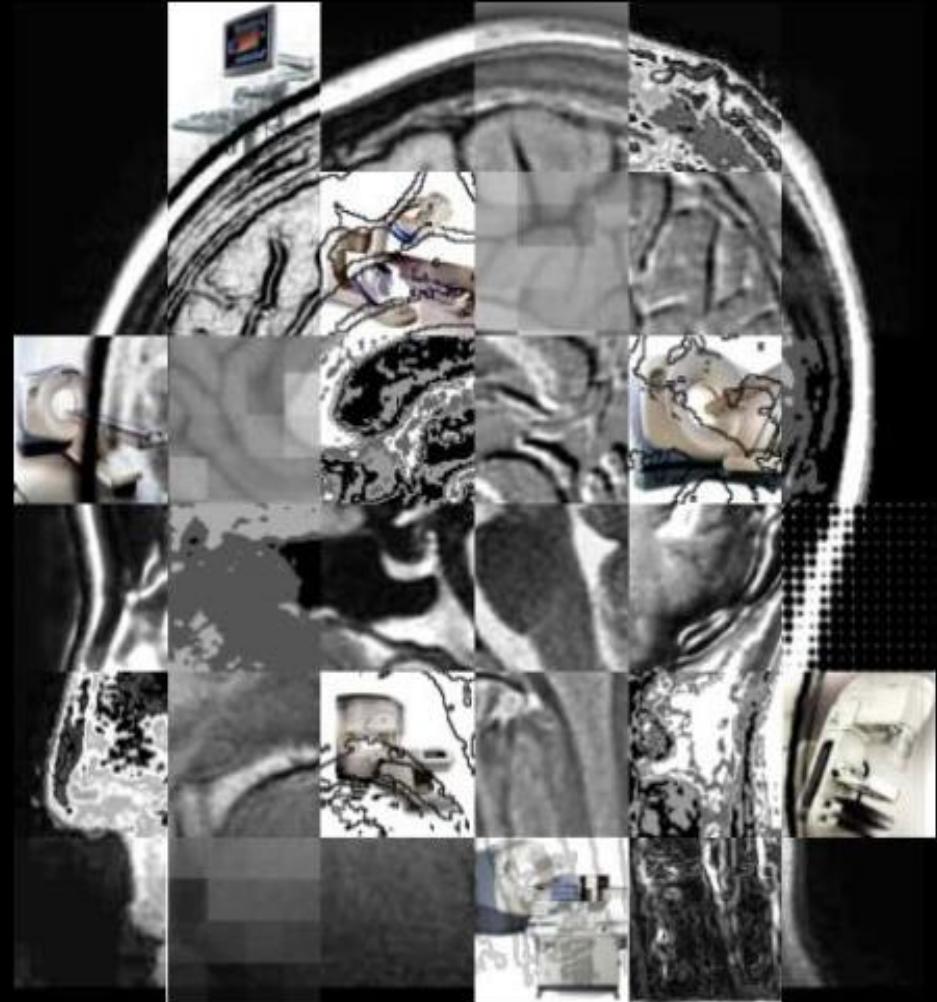
Exploración con Microscopía Electrónica

Un microscopio electrónico de exploración (SEM por sus siglas en inglés –Scanning Electron Microscopy–) es similar a un TEM de muchas maneras, pero usa finalmente un enfoque de haz electrónico con un diámetro del orden de 2 nm para explorar la superficie del espécimen. El haz electrónico no se transmite a través del espécimen, que podría ser bastante grueso en SEM. En lugar, el haz se utiliza para explorar la superficie del espécimen en un patrón de trama, y los electrones secundarios que se emiten de la superficie de la muestra se detectan y se amplifican a través de un tubo del foto multiplicador (PMT), y se utilizan para formar una imagen en un tubo de rayos catódicos (CRT). Un SEM puede funcionar en diversos modos para detectar una variedad de señales emitidas de la muestra, y se puede utilizar para obtener imágenes con una profundidad del campo de varios mm .



A B

Figura 2.18. Imágenes de SEM de las fibras del colágeno en muestras del ligamento de un conejo en una ampliación de aproximadamente $\times 4000$. **A.** normal y **B.** tejido fino de la cicatriz



NATURALEZA DE LAS IMÁGENES BIOMÉDICAS
Fin