

INTRODUCCIÓN A LOS MÉTODOS DE EXPLORACIÓN POR IMÁGENES

I Curso de Imagenología Diagnóstica
Academia Científica de Estudiantes de Medicina de la Universidad de Chile

TM Daniel Castro Acuña, MSc
Centro de Imagenología, Hospital Clínico U de Chile.
Dpto. Tecnología Médica, Facultad de Medicina U de Chile.

La Imagenología hace referencia a diferentes tecnologías que se utilizan para estudiar a través de imágenes el cuerpo humano, con el objetivo de diagnosticar, monitorizar o tratar diversas condiciones médicas. Cada una de estas diferentes tecnologías entrega diversa información y se basan también en distintos principios físicos. En Imagenología podemos encontrar principalmente 4 diferentes áreas basados en los principios físicos que son utilizados.

1. Uso de rayos X. En esta área encontramos una gran variedad de tecnologías o modalidades que basan la obtención de sus imágenes en la aplicación de rayos X al paciente. En este grupo podemos encontrar la radiografía, la mamografía, la tomografía computada o scanner y la fluoroscopia.
2. Imágenes basadas en el uso de campos magnéticos y la aplicación de ondas de radiofrecuencias. Este es el principio básico de la tecnología de Resonancia Magnética para la obtención de imágenes médicas.
3. Uso de ondas mecánicas de sonido de alta frecuencia, conocido como tecnología de Ultrasonido o Ecografía.

4. Administración de radiofármacos al paciente, y formación de imágenes a través de rayos gamma. Esta modalidad es la base de los exámenes que se realizan en Medicina Nuclear.

A continuación, realizaremos una breve descripción de las bases de su funcionamiento.

Radiografía

La radiografía fue la primera modalidad de imagen médica, que se hizo posible gracias al descubrimiento de los rayos X por parte del científico alemán Wilhelm Roentgen en 1895. Roentgen también fue el primero en obtener la primera imagen de la anatomía humana usando rayos X. La radiografía definió el campo de la “Radiología” e inició la formación de los radiólogos, médicos especialistas en la interpretación de estas imágenes. Las radiografías son realizadas usando una fuente de rayos X a un lado del paciente, y un detector de rayos X en el otro. Un pulso de rayos X o disparo radiográfico de muy corta duración (normalmente menos de medio segundo) es emitido desde un dispositivo denominado “tubo de rayos X”, un tubo al vacío con dos electrodos en su interior, entre los que se establece una corriente eléctrica con energía suficiente (habitualmente miles de volts) para generar rayos X artificialmente (figura n°1). Una gran fracción de estos rayos X interactúa en los tejidos del paciente, mientras otros lo atraviesan y alcanzan el detector, lugar donde se forma la imagen radiográfica. La distribución aproximadamente homogénea de rayos X que alcanzan al paciente es modificada en función de los rayos que son removidos o atenuados del haz por dispersión o absorción en los tejidos.

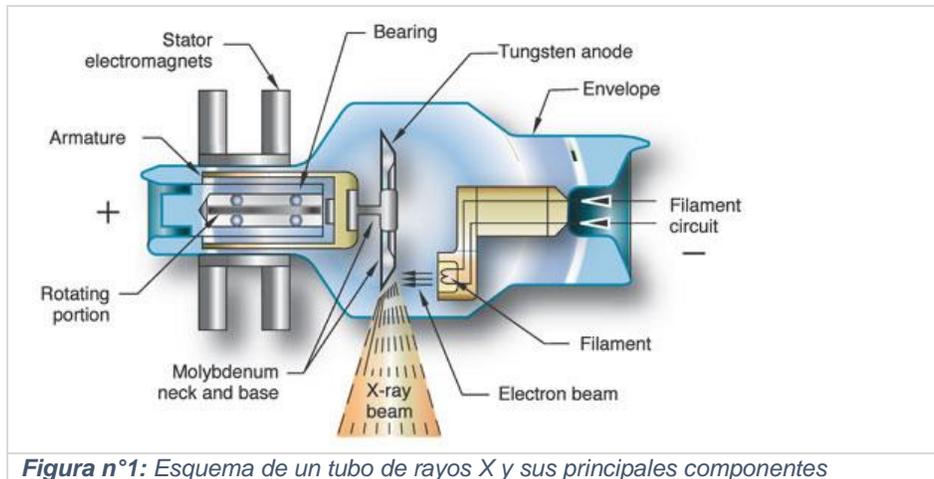


Figura n°1: Esquema de un tubo de rayos X y sus principales componentes

Las propiedades de atenuación de rayos X de diferentes tejidos como el hueso, partes blandas o aire dentro del paciente, por ejemplo, son muy distintas por lo que resultan en una distribución heterogénea de rayos X que resulta después de pasar el haz a través del paciente. La imagen radiográfica es el resultado de la distribución de rayos X que alcanza finalmente el detector. Este detector puede ser una película radiográfica, la que se ha utilizado por décadas, o un sistema electrónico que da vida a los detectores digitales de hoy en día (figura n°2). Dado este principio de funcionamiento la radiografía podría definirse también como una imagen de “transmisión”, ya que los rayos X pasan a través del paciente desde una fuente externa en un lado de él y un detector que los recibe al otro lado. Lo que se obtiene finalmente es una proyección donde cada punto en la imagen corresponde a la información a lo largo de una línea recta a través del paciente. Es por esto que las estructuras anatómicas se observan superpuestas en una radiografía. (figura n°3).

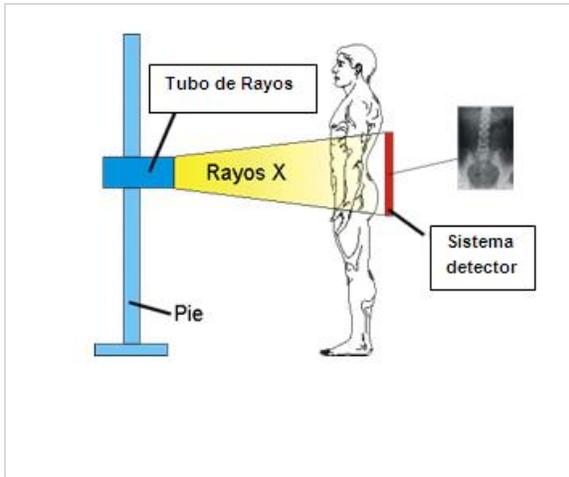


Figura n°2: Esquema de un equipo de Radiología convencional de pared, se señala la ubicación del tubo de rayos X y sistema detector.

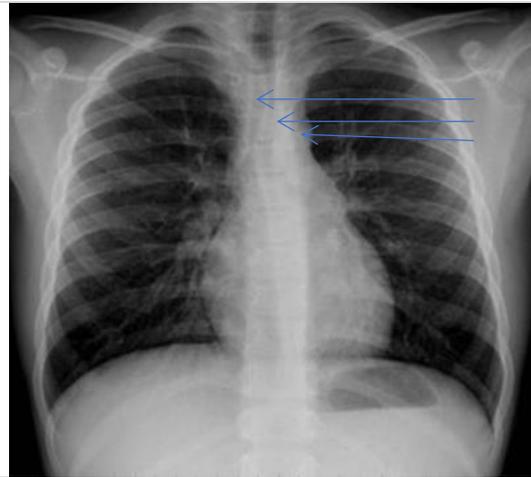
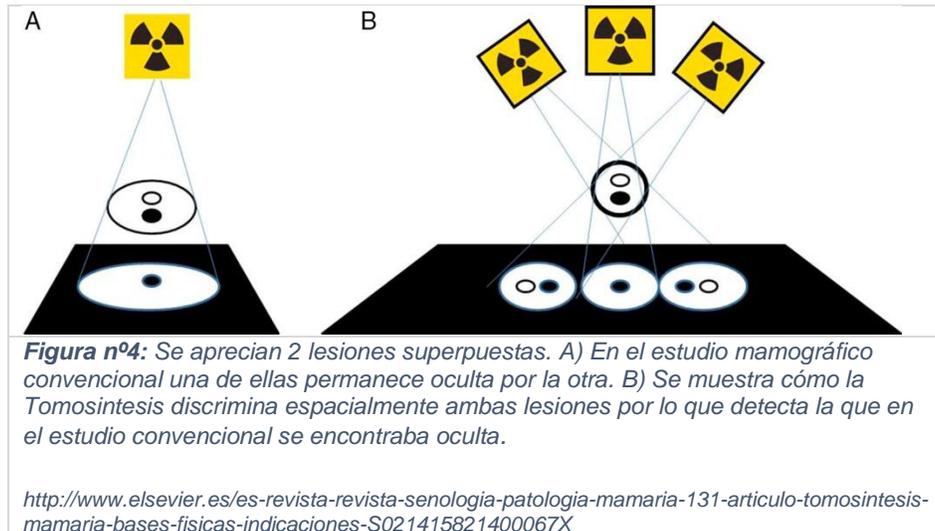


Figura n°3: Las estructuras anatómicas se ve superpuestas en una radiografía. Como se aprecia en la imagen torácica, donde se observa en un mismo plano la tráquea, columna dorsal y botón aórtico.

Mamografía

La mamografía es la radiografía de la glándula mamaria, y es un tipo de imagen de transmisión-proyección. Para poder acentuar el contraste de la imagen mamaria, la mamografía usa rayos X de mucha menor energía que en la radiografía de uso general, y por ende la fuente de rayos X y el detector son especialmente diseñados para este fin. La mamografía se utiliza para el monitoreo de población femenina asintomática en búsqueda de cáncer mamario y en el apoyo al diagnóstico de mujeres u hombres con sintomatología. La mamografía digital ha revolucionado el diagnóstico mediante esta tecnología en los últimos años, superando las capacidades de la tradicional mamografía con uso de película radiográfica, incorporando como por ejemplo el uso de detección automática de lesiones. Algunos de los equipos de mamografía digital incluyen nuevas tecnologías de obtención de imágenes como la denominada “Tomosíntesis”, en la cual el tubo de rayos X, y en algunos casos también el detector, realizan un barrido en forma de arco alrededor de la mama (entre 7 y 40 grados), lo que permite reconstruir imágenes de secciones muy finas de la estructura de la glándula mamaria. Esto trae como beneficio la desproyección de lesiones, y por ende un mejor apoyo al diagnóstico (figura n°4)

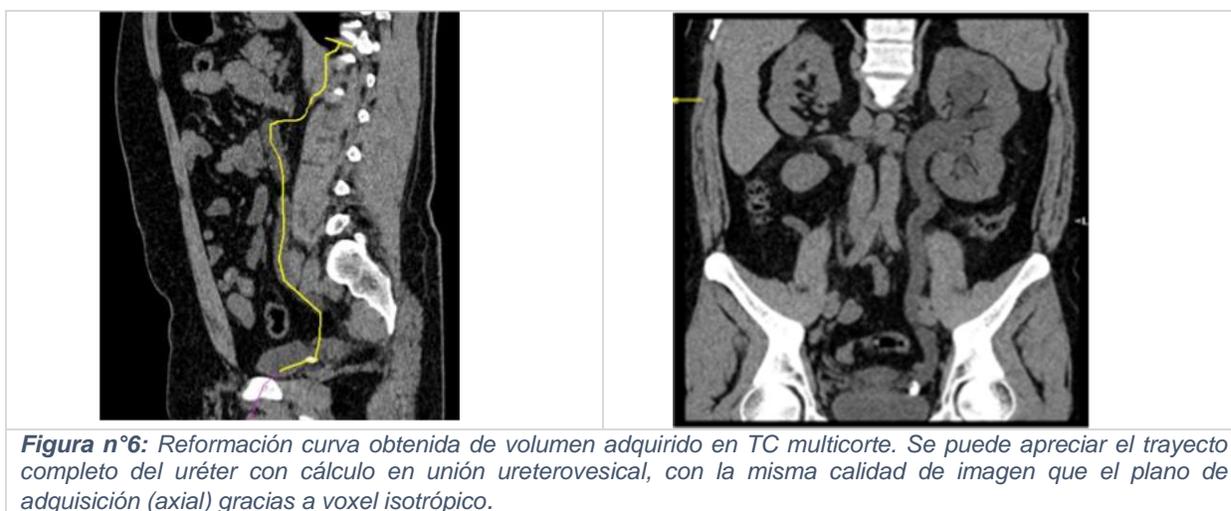
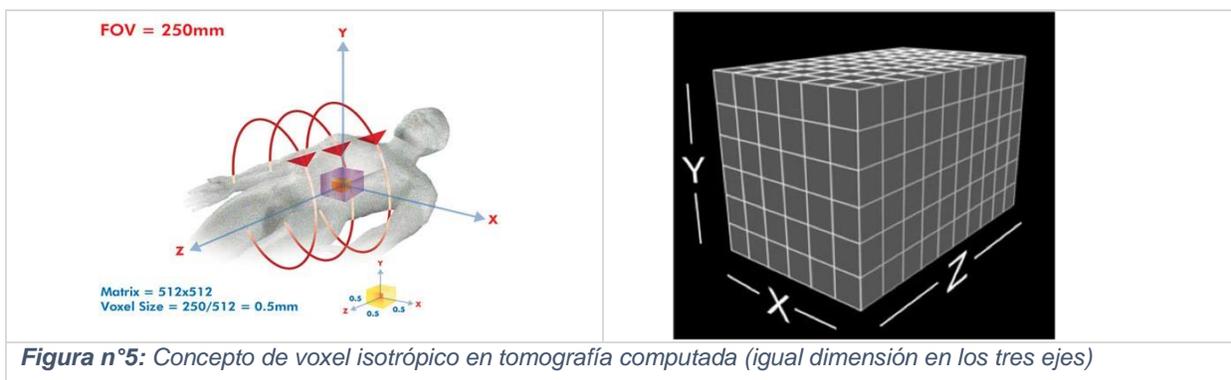


Tomografía Computada (Scanner)

Esta modalidad de imagen médica estuvo disponible clínicamente recién a comienzos de la década del 70, cuando el avance en la computación lo hizo posible. Las imágenes de scanner son producidas por un haz de rayos X que pasa a través del cuerpo humano en un gran número de ángulos, rotando alrededor de él. Un arreglo de una cierta cantidad de detectores se ubica en la posición opuesta a la fuente de rayos X, colectando la información de cada proyección. Toda la información recolectada es sintetizada con ayuda de un computador para la formación de una imagen seccional del paciente o “corte tomográfico”. La Tomografía Computada (TC) es una técnica de transmisión que resulta en imágenes individuales de secciones de los tejidos del paciente. La TC posee varias ventajas por sobre la radiografía simple, como la posibilidad de desplegar imágenes con aspecto 3D, eliminar la superposición de estructuras anatómicas y por ende presentar los detalles de la anatomía del paciente sin obstáculos.

La TC cambió la práctica de la medicina sustancialmente reduciendo la necesidad de cirugía exploratoria. El scanner moderno puede adquirir imágenes de secciones del paciente tan pequeñas como 0,5-0,6 milímetros, realizar un barrido del paciente

prácticamente de cuerpo completo en algunos segundos, y revelar signos de una gran variedad de patologías como cáncer, discos intervertebrales rotos, hematomas subdurales entre muchas otras. Los elementos de imagen volumétricos (voxel) que pueden extraerse del volumen de información que adquiere la TC es esencialmente isotrópico, es decir de igual longitud en todas direcciones (figura nº5), lo que permite desplegar imágenes en otros planos como coronal o sagital, o efectuar reformaciones con apariencia tridimensional lo que apoya el diagnóstico mediante esta modalidad (figura nº6 -7).



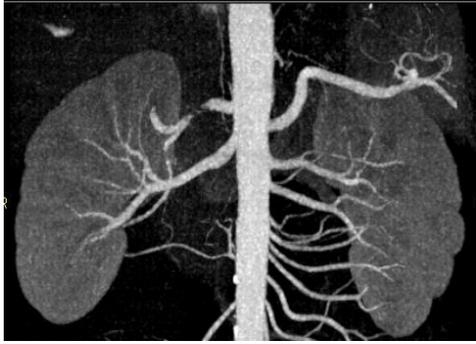


Figura n°7 A: Reformación MIP (máxima intensidad del pixel) efectuada desde un volumen de información adquirido mediante TC Multicorte. La visualización de la arteria aorta y renales es posible debido al llene homogéneo de estos vasos con medio de contraste yodado. La selección de información para crear la imagen es efectuada mediante la determinación de altas densidades.



Figura n°7 B: Reformación VRT (Volumen Rendering) efectuada desde un volumen de información adquirido mediante TC Multicorte. La visualización de la arteria aorta y renales es posible debido al llene homogéneo de estos vasos con medio de contraste yodado. La selección de información para crear la imagen es efectuada mediante la determinación de densidades.

La evolución de la tecnología de TC permite hoy en día la obtención de imágenes con energía dual, estudiar la perfusión de órganos (Ej. Cerebro), o estudios de órganos en movimiento como la TC cardiaca sincronizada con el registro ECG. Aunque el fuerte de la TC es entregar información anatómica, el uso de medios de contraste yodados en forma endovenosa permiten también el estudio funcional de varios órganos (figura n°8).

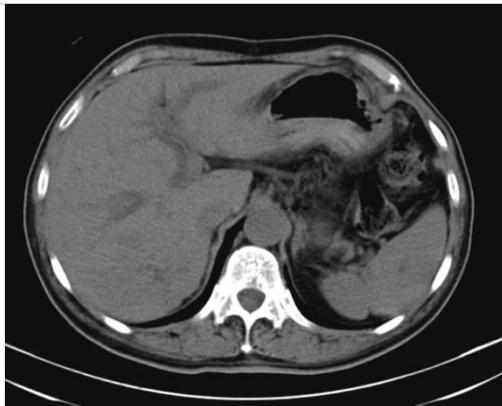


Figura n°8 A: Fase sin medio de contraste



Figura n°8 B: Fase arterial, se observa el medio de contraste ocupando los espacios arteriales



Figura n°8 C: Fase venosa, se observa el medio de contraste ocupando espacios arteriales y venosos, y el parénquima de los órganos.

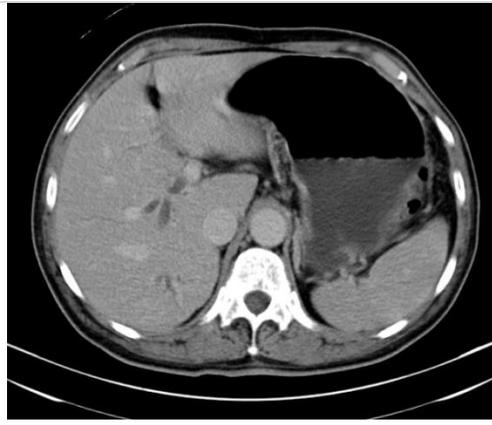


Figura n°8 D: Fase tardía, existe equilibrio entre el medio de contraste entre el espacio intra y extravascular

Debido a lo rápido de la adquisición de los estudios, la alta calidad de las imágenes obtenidas, y la actual amplia disponibilidad de equipos de TC a lo largo del mundo es que esta modalidad ha reemplazado un gran número de procedimientos de imagen que anteriormente se realizaban mediante radiografía simple. En Estados Unidos, por ejemplo, llegan a realizarse 60 millones de estudios de TC al año, lo que incrementa de manera considerable la exposición de la población a radiaciones ionizantes, con un aumento de los riesgos asociados a ello.

Fluoroscopia

La Fluoroscopia se refiere a la adquisición continua de una secuencia de imágenes usando rayos X, esencialmente como una película en tiempo real del paciente. Es una modalidad de transmisión, y en lo fundamental, puede entenderse como una radiografía en tiempo real. Los sistemas fluoroscópicos usan un detector de rayos X capaz de producir imágenes en una rápida secuencia temporal. Esta tecnología es ampliamente utilizada en la instalación de catéteres intravenosos, visualización de medios de contraste en el tracto gastrointestinal, y otras aplicaciones médicas como los procedimientos de radiología intervencional y hemodinamia, donde es necesario visualizar el avance de instrumental a través de la anatomía del paciente o medios de contraste en territorio vascular en tiempo

real. Los equipos de esta modalidad permiten grabar tipo películas con rayos X denominado habitualmente como “cineangiografía” que permiten almacenar registro de los procedimientos realizados (figura nº9).



Figura n°9 A: Equipo de angiografía de última generación que permite obtener imágenes seriadas

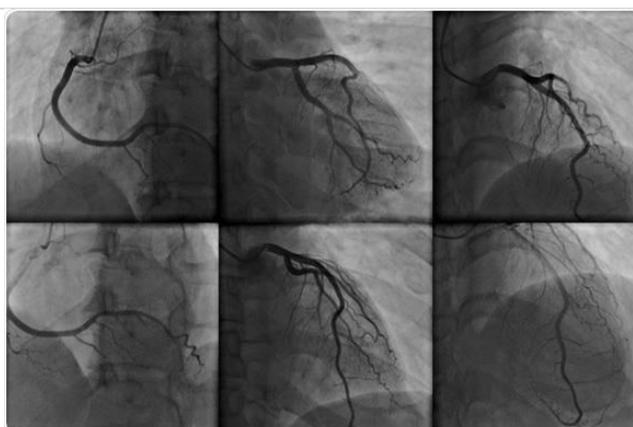
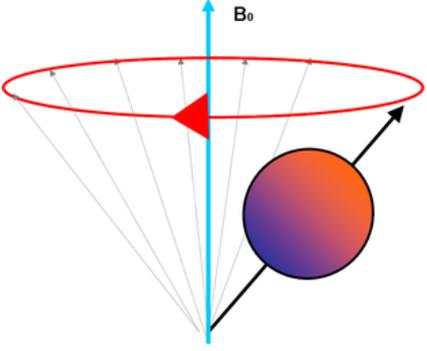


Figura n°9 B: Imágenes seriadas de angiografía coronaria sin sustracción digital obtenidas tras la administración de medio de contraste yodado a través de un catéter intraarterial

Resonancia Magnética

La modalidad de Resonancia Magnética o también conocida MRI (acrónimo del inglés Magnetic Resonance Imaging) utiliza campos magnéticos alrededor de 10 mil a 60 mil veces más intensos que el campo magnético de la tierra. Habitualmente se utiliza para la obtención de las imágenes las propiedades de resonancia nuclear magnética de los protones, principalmente del átomo de hidrógeno por su alta abundancia biológica (cada milímetro cúbico de tejido contiene aproximadamente 10^8 protones). El protón tiene un momento magnético, el cual ubicado bajo un campo magnético de 1,5 Tesla “precesa” o tambalea como un trompo, alrededor de las líneas de campo alrededor de 64 millones de veces por segundo (su frecuencia es de 63,9 MHz), lo que es utilizado para la obtención de la señal necesaria para la formación de las imágenes. Este fenómeno se rige por una conocida ecuación denominada Ley de Larmor (Figura nº10)

	$f_0 = \gamma B_0$
<p>Figura n°10 A: Esquema de un protón precesando bajo la influencia de un campo magnético B_0</p>	<p>Figura n°10 B: Ecuación de Larmor, en donde f_0 es la frecuencia de precesión, dada por la constante giromagnética γ y la intensidad del campo magnético B_0 en tesla.</p>

En MRI el paciente se ubica en este campo magnético intenso y gracias a pulsos de radiofrecuencia generador por antenas (también denominadas bobinas) alrededor del paciente se estimula a los tejidos para obtener señal (figura n°11).



Los protones en el paciente absorben la energía que portan las ondas de radiofrecuencia en un proceso conocido como excitación, cambiando su estado. Transcurrido un tiempo

determinado y suspendido el estímulo con radiofrecuencias, los protones vuelven a su estado original provocando cambios de magnetización en los tejidos, los que con una apropiada antena receptora generan la señal suficiente para poder construir una imagen. La señal producida depende de las propiedades de cada tejido, como su cantidad de protones, lo compacto del tejido, etc. Para dar una ubicación espacial a la señal de cada tejido o parte de tejido se utilizan complementariamente campos magnéticos graduados espacialmente conocidos como gradientes magnéticos, que, aplicados en los 3 sentidos, permiten situar en el espacio cada señal. Esta ubicación es apoyada por tanto la frecuencia de precesión como la fase dando certeza a la posición de la señal o eco obtenido.

La Resonancia Magnética producido un conjunto de cortes tomográficos detallando secciones de la anatomía del paciente, en los cuales cada punto de la imagen depende de las propiedades micromagnéticas de cada uno de ellos en el tejido. Debido a que distintos tipos de tejido como la grasa, la sustancia blanca y gris cerebral, el líquido cefalorraquídeo, los tumores, entre otros, poseen diferentes propiedades magnéticas locales, las imágenes por MRI muestran una gran sensibilidad a las variaciones anatómicas y por lo tanto un alto contraste. Las aplicaciones de la Resonancia Magnética son múltiples, mostrando rendimientos excepcionales en las imágenes del sistema nervioso (cabeza y columna) (figura n°12) y del sistema musculo esquelético.

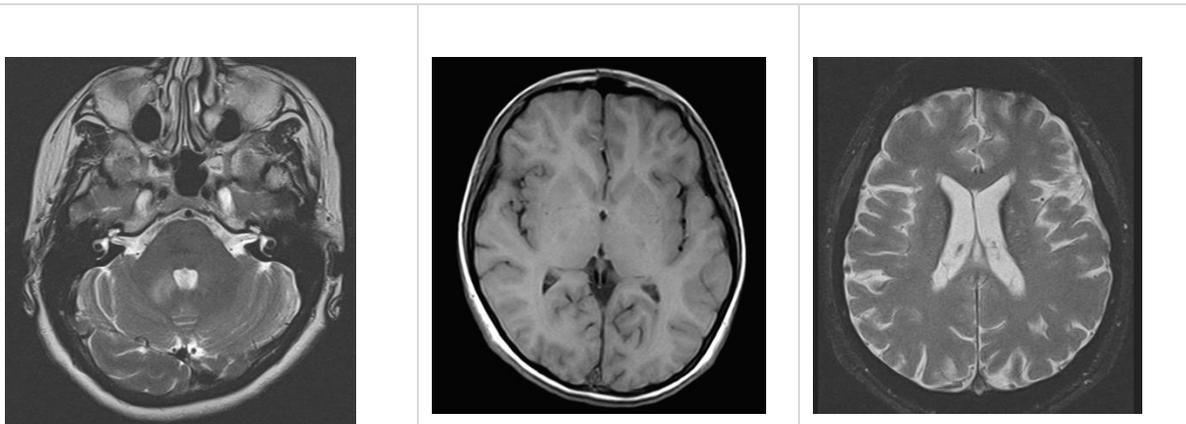


Figura n°12: Imágenes de Resonancia magnética de cerebro en el plano axial obtenidas en diferentes potenciaciones T1 TSE – T2 TSE – T2 gradiente

La MRI compite con la Tomografía Computada en muchas aplicaciones clínicas. La adquisición de imágenes de alta calidad en resonancia magnética requiere de varias decenas de minutos en algunos casos, mientras que la TC solo requiere de algunos segundos. Debido a esto, los pacientes que pueden controlar movimiento (Ej. Pacientes pediátricos) o áreas anatómicas con movimientos involuntarios (latido cardiaco o peristaltismo intestinal) poseen complicaciones para la obtención de imágenes en MRI. Otra desventaja de la MRI respecto a la TC son las contraindicaciones producto de la intensidad del campo magnético, afectando funcionamiento de equipos electrónicos como marcapasos o equipos de monitoreo, o materiales ferromagnéticos en el interior del paciente como clips de aneurismas, implantes metálicos que generan grandes artefactos en las imágenes.

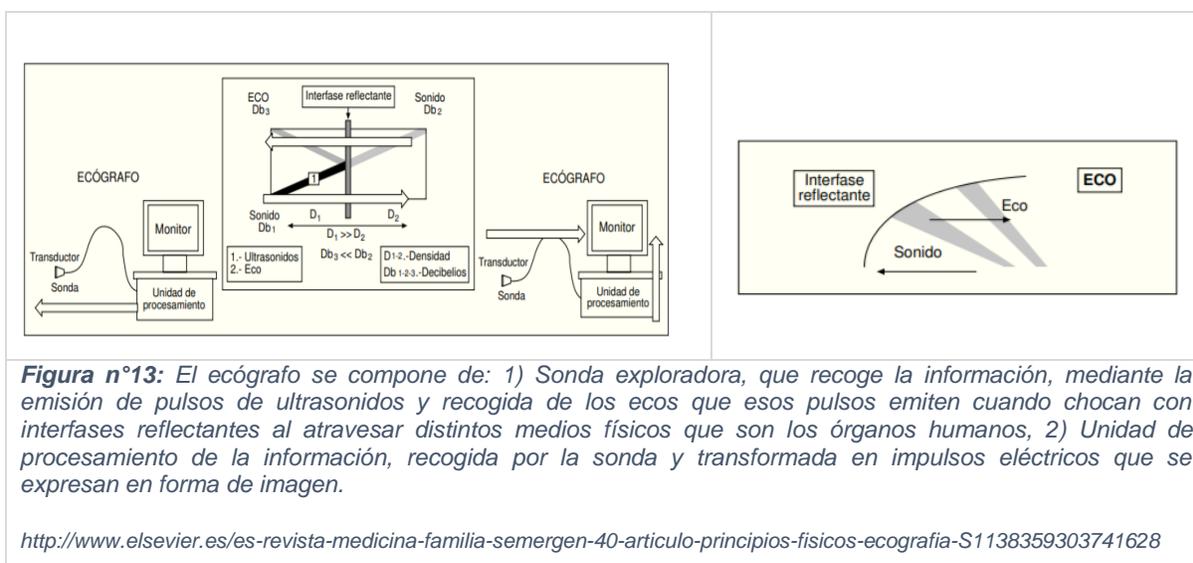
Sin embargo, a pesar de algunas indicaciones en las que la MRI no puede utilizarse, en la MRI moderna con tiempos de adquisición más cortos permiten hoy en día estudios del tórax y abdomen altamente especializados, como la cardioRM, o derechamente estudio de movimiento como el flujo sanguíneo en arterias mediante angiografía por Resonancia Magnética o a nivel cerebral mediante Resonancia Magnética funcional.

Un área específica de la Resonancia Magnética permite el análisis de la presencia de metabolitos o productos de metabolitos a través de espectroscopia por RM, donde desde un único voxel o múltiples voxels pueden analizarse utilizando secuencias especiales para evaluar la composición bioquímica de los tejidos definidos en el volumen estudiado. La señal espectroscópica puede utilizarse como marcador de tumores entre otras condiciones patológicas.

Ultrasonido

La también denominada ecografía es una modalidad de imagen médica que utiliza ondas mecánicas de sonido a alta frecuencia (por ello el nombre de ultrasonido) para la

generación de imágenes de la anatomía de los pacientes. Un pulso de ultrasonido de corta duración es generado en un dispositivo llamado “transductor”, el cual se pone en contacto directo con el tejido del paciente para permitir su transmisión. Este pulso viaja a través de los tejidos y es reflejado por las estructuras internas del cuerpo, creando un eco. La reflexión permite que las ondas de ultrasonido alcancen de regreso el transductor generando una señal eléctrica como resultado. Este modo de operación es conocido como imagen en base a “eco de pulso”. El haz de sonido realiza un barrido sobre una sección del paciente, línea a línea, usando un transductor con un arreglo de múltiples elementos detectores de estas ondas (figura n°13).



La amplitud del eco en cada línea es registrada y utilizada para generar imágenes en modo de brillo (modo B) con una codificación de las señales acústicas para producir una escala de grises que representan una sección tomográfica de los tejidos de interés. El ultrasonido es reflejado fuertemente en zonas donde existen interfaces de tejido, como por ejemplo entre la superficie y el interior de órganos abdominales. Debido a que el ultrasonido es considerado prácticamente inocuo para el feto en gestación, es que es ampliamente utilizado en el área obstétrica. Una interface entre tejido y aire genera gran cantidad de eco, debido a la pobre conducción del ultrasonido por parte del aire en comparación con los tejidos blandos, una muy pequeña fracción de la onda puede avanzar a través de una cavidad aérea. Es por esto que la ecografía presenta menor utilidad en el

estudio de la región torácica, debido a que la presencia de aire en los pulmones constituye una barrera que el sonido no es capaz de penetrar. De manera similar, las interfaces entre tejido y hueso también producen gran cantidad de eco, transformando al estudio ecográfico del cerebro impracticable en la mayoría de los casos (excepto en neonatos, por ejemplo). Actualmente la obtención de múltiples secciones tomográficas mediante ecografía permite, en conjunto con el uso de algoritmos especializados, reconstruir imágenes con apariencia 3D.

El Doppler es una tecnología que se lleva a cabo utilizando el ultrasonido como base y el principio físico del Efecto Doppler, fenómeno por el cual se produce un cambio aparente de la frecuencia del sonido dependiendo del movimiento de un objeto emisor respecto al receptor (clásico ejemplo del cambio del sonido del tren que se acerca a la estación). En el caso de las aplicaciones médicas, el cambio de frecuencia de la onda de ultrasonido es provocado por el movimiento de la sangre a través de arterias y venas. En la ecografía Doppler tanto la velocidad como la dirección del flujo sanguíneo puede medirse, e incluso desplegarse en distintos colores (rojo/azul) sobre una imagen de una sección del vaso en escala de grises.

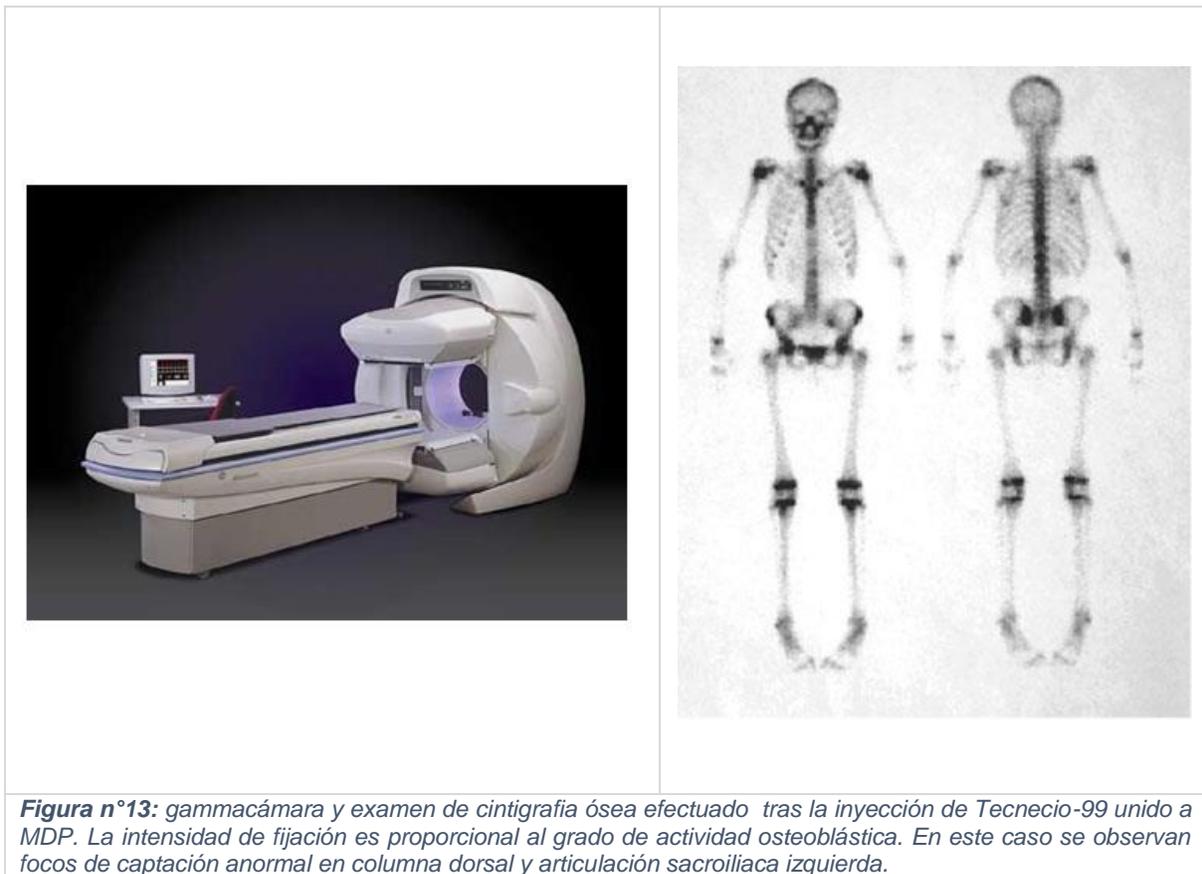
Medicina Nuclear

La Medicina Nuclear es un área completa de la generación de imágenes médicas en la cual un fármaco que se liga a un isótopo radiactivo es administrado al paciente de forma oral, endovenosa o por inhalación. Este “radiofármaco” se distribuye en el paciente de acuerdo con sus características fisiológicas y se fija en el o los órganos de interés. Un detector de radiación es utilizado para realizar imágenes de proyección gracias a los rayos gamma emitidos desde el paciente mediante el decaimiento del isótopo radiactivo.

Las imágenes de Medicina Nuclear son una forma de imagen funcional, entregando información no solo de la anatomía del paciente, sino que también de su condición fisiológica. Como ejemplo puede usarse el estudio de miocardio en Medicina Nuclear,

donde los radiofármacos utilizados en este examen pueden concentrarse en el músculo normal, pero presentar una notoria captación reducida en zonas infartadas. Otro ejemplo es el estudio de la glándula tiroides, que posee una gran afinidad por Yodo. En Medicina Nuclear se utilizan isótopos radiactivos del Yodo o análogos como el Tecnecio, que es captado por la glándula en función de su actividad.

En Medicina Nuclear pueden obtenerse imágenes de proyección denominadas “imágenes planares” en las que cada punto de la imagen representa la concentración o actividad del isótopo radiactivo en el paciente. El cintigrama óseo es un ejemplo de imagen planar a cuerpo completo (figura n° 14).



También pueden obtenerse imágenes tomográficas a través de la tecnología denominada SPECT (Single Photon Emission Tomography). En ella el detector de radiación o gammacámara toma imágenes de proyección a distintos ángulos alrededor del paciente.

Esta información, al igual que lo que sucede en la Tomografía Computada, es sintetizada con ayuda de computadores para generar la imagen de una sección del paciente. El SPECT mantiene las características de imagen funcional, pero agrega la posibilidad de desproyectar estructuras que pueden ocultarse en imágenes planares simples. Habitualmente se utilizan los mismos radiofármacos que son usados para los estudios de cintigrama.

Actualmente ha adquirido gran relevancia una nueva tecnología de imagen médica en Medicina Nuclear denominada PET (Positron Emission Tomography). En ella se utilizan radioisótopos especiales, emisores de positrones. Los positrones son partículas similares a los electrones, pero con carga eléctrica positiva. El Flúor-18 es uno de los isótopos radiactivos más comúnmente usados en la obtención de imágenes, el que habitualmente se liga a una molécula de glucosa formando la denominada FDG (fluorodesoxiglucosa). La FDG se distribuye en el cuerpo humano posterior a su administración endovenosa. Una vez captada los positrones emitidos por el decaimiento radiactivo del isótopo Flúor-18 sufren una interacción única con electrones del entorno, denominada "Aniquilación". En este fenómeno la masa del par electrón-positrón se transforma en energía (siguiendo la famosa ecuación de Einstein $E=mc^2$) y dando lugar simultáneamente a 2 fotones de rayos gamma, los cuales viajan en direcciones totalmente opuestas (180° uno con respecto al otro). El equipo de PET cuenta con anillos de detectores para estos rayos gamma en los 360 grados alrededor del paciente y un circuito especial de coincidencia para generar un punto en la imagen cada vez que son detectados los 2 fotones de forma simultánea. Esta detección se le denomina coincidencia y se asumen que un evento de aniquilación se produjo en el interior del paciente. Algoritmos matemáticos avanzados permiten dar una ubicación espacial a los distintos eventos y dan como resultado una imagen tomográfica.

Aunque es de mayor costo que el SPECT, la técnica de PET posee varias ventajas clínicas. Los equipos presentan mayor sensibilidad a la detección de las emisiones de los radioisótopos. Muchos elementos químicos de interés fisiológico pueden convertirse en emisores de positrones (carbono, oxígeno, por ejemplo) e incorporarse a un gran número de biomoléculas. La más importante, la FDG es concentrada en tejidos con alto

metabolismo de glucosa como tumores primarios y metástasis. Es por ello que la PET es cada vez más utilizada en estudios de diseminación que pudiesen subestimarse en una tomografía computada por si sola. Equipos modernos llamados híbridos combinan la técnica de PET y la de TC incrementando las ventajas clínicas de esta tecnología. También puede encontrarse en el mundo equipos PET-MR, y más comúnmente equipos SPECT-TC.