

Introducción

Las imágenes que se muestran en este atlas se han obtenido mediante métodos diversos que son característicos de órganos y de regiones específicas del cuerpo humano. En los capítulos siguientes se resumen de forma concisa las bases físicas de las aplicaciones para las diagnósis y los conocimientos técnicos de los distintos métodos.

DIAGNÓSTICO POR RAYOS X

Cuando en una oscura tarde del mes de noviembre de 1895 Wilhelm Conrad Röntgen descubrió los rayos X, simplemente comprendió y dio nombre a las bases físicas de un fenómeno que ya existía. Para entender la radiación de rayos X es preciso conocer el modelo atómico de Bohr (1913) y el espectro electromagnético. De acuerdo con el modelo atómico mecanicista de Bohr, cada átomo consta de un núcleo con varios electrones que se mueven en órbitas a su alrededor. El núcleo se compone de protones de carga positiva y neutrones sin carga. El peso atómico se debe casi en su totalidad al núcleo, ya que los electrones no tienen prácticamente masa. El número de electrones con carga negativa que giran alrededor del núcleo es igual al número de protones del mismo; por ello sus cargas se contrarrestan mutuamente. Los electrones ocupan distintas órbitas o capas que tienen diferentes niveles de energía, mayores cuanto más alejadas del núcleo, denominadas K-L-M-N. La totalidad de los sistemas físicos prefiere los estados de baja energía. Si un electrón es empujado a una órbita superior a la de su nivel, tenderá a volver a su situación original (órbita de menor energía) con el fin de estabilizar el sistema. Cada órbita puede mantener tan sólo un número determinado de electrones. No obstante, esto no implica que

siempre tenga ese número exacto de electrones. En condiciones estables el átomo no muestra ninguna carga externa, ya que las de sus electrones y protones se anulan mutuamente; además, como cada electrón está en su órbita, tampoco se produce un excedente de energía. Las distintas órbitas de electrones representan niveles de energía específicos relacionados con las energías cinética y potencial del campo electromagnético. Consecuentemente, en las capas externas (órbitas de mayor diámetro) la energía total de los electrones es superior a la de las capas internas. Tras la transmisión de energía a un átomo, algunos de sus electrones son propulsados hacia órbitas de mayor energía en un proceso que se denomina excitación. La energía necesaria para la excitación de un electrón es igual a la diferencia entre los niveles de energía de las órbitas. Por este motivo, un átomo sólo puede ser excitado por una determinada energía cuántica. Como ya se ha dicho, los sistemas físicos inestables tienden hacia los niveles de energía más bajos. Por ello, en un átomo excitado, el electrón que se halla en una órbita de mayor energía caerá pronto a su órbita original de menor energía. El exceso de energía (la diferencia entre los niveles de energía de las dos órbitas), originado durante el proceso, se descarga en forma de radiación, la cual pertenece al espectro de ondas electromagnéticas. Cuando un electrón abandona una órbita superior, la radiación se produce en forma de ondas térmicas (microondas) o luz visible. Si el electrón se mueve cerca del núcleo, la longitud de onda de la radiación emitida disminuye y la energía de la órbita aumenta, y ello da lugar a los rayos X.

La excitación atómica es un fenómeno bien conocido en la vida cotidiana. Pensemos, por ejemplo, en las luces fluorescentes o en las pantallas de televisión. Cuando un átomo es excitado por una fuente de energía muy fuerte, el electrón sale

del átomo en lugar de desplazarse de órbita. Entonces, dicho electrón es liberado como fotoelectrón libre, mientras que la partícula que ha abandonado se transforma en un ión positivo. A este fenómeno se le denomina ionización. A los rayos que son lo bastante potentes como para producir estos efectos se les llama radiación ionizante. Los rayos X pertenecen a esta categoría. A veces, las ondas ultravioleta (UV) o de luz visible, ondas ultrasónicas de gran intensidad, o incluso las descargas eléctricas (relámpagos) pueden producir efectos parecidos, como sucede en el caso del fenómeno de la ionización atmosférica. En el espectro electromagnético, el campo de las longitudes de ondas más cortas (las de mayor energía) está ocupado por los llamados rayos cósmicos, que presentan una capacidad de penetración muy elevada. A continuación vienen los rayos gamma, originados a partir de los isótopos, y luego los rayos X. Estos últimos se distribuyen dentro de un amplio espectro que va desde los rayos X de alta energía, utilizados en las terapias de radiación, a los rayos X de baja energía, empleados en los tratamientos superficiales, pasando por los rayos X de exploración. Continúan en la secuencia los rayos UV y los de luz visible, seguidos por las ondas térmicas o microondas (usadas en los hornos domésticos de microondas). A continuación, y en ocasiones solapándose, les siguen las ondas de radio ultracortas y las ondas de radio de longitud corta y media. El campo de la energía más baja y de las longitudes de onda más cortas en el espectro electromagnético está ocupado por la radiación debida a la corriente alterna.

Los rayos X se generan en gran cantidad cuando los electrones de alta energía impactan contra un determinado material (blanco). La consiguiente deceleración de los electrones produce la descarga de energía (Figs. 1-2).

Cuanto mayor sea la velocidad —un voltaje más alto del tubo de rayos X— de los electrones que colisionan, más corta será la longitud de onda de la radiación resultante. La descarga de cualquier tubo de rayos X consiste en un único compuesto que contiene ambos tipos de rayos X, suaves y duros (rayos de longitudes de onda larga y corta, respectivamente). De la misma forma que mediante un prisma de cristal la luz blanca queda descompuesta en los colores del espectro de distintas longitudes de onda, los componentes de los rayos X también pueden separarse con la ayuda de un “prisma especial” (que contiene series de minerales cristalinos), generando los diagramas de rayos X. Además del proceso de deceleración (rotura), descrito anteriormente, existen otras formas de generar rayos X. Cuando el haz de electrones (rayo catódico) impacta contra el blanco, se desestabiliza la estructura electrónica de éste. Un electrón desplazado de la órbita K, la más interna, será reemplazado por otro electrón que procede de una órbita L vecina. De esta forma, toda la energía intrínseca

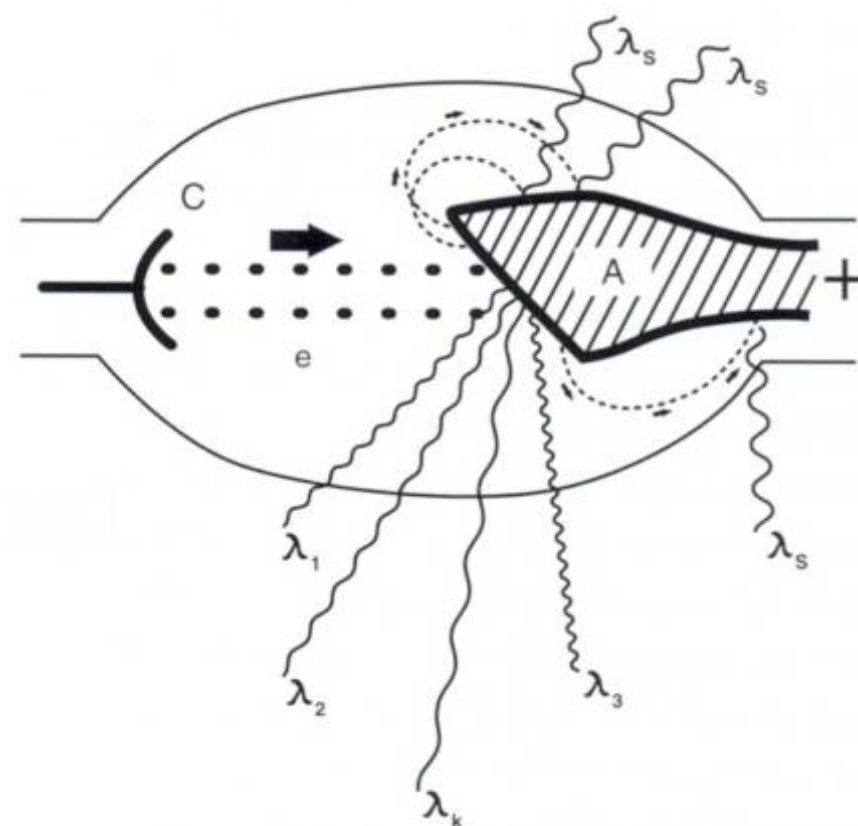


Figura 1. El principio del tubo de rayos X. C: cátodo. A: ánodo, e: electrones, λ_1 - λ_3 : fotones de rayos X de energía variable (longitud de onda variable), λ_k : radiación característica, λ_s : fotones de rayos X de radiación secundaria.

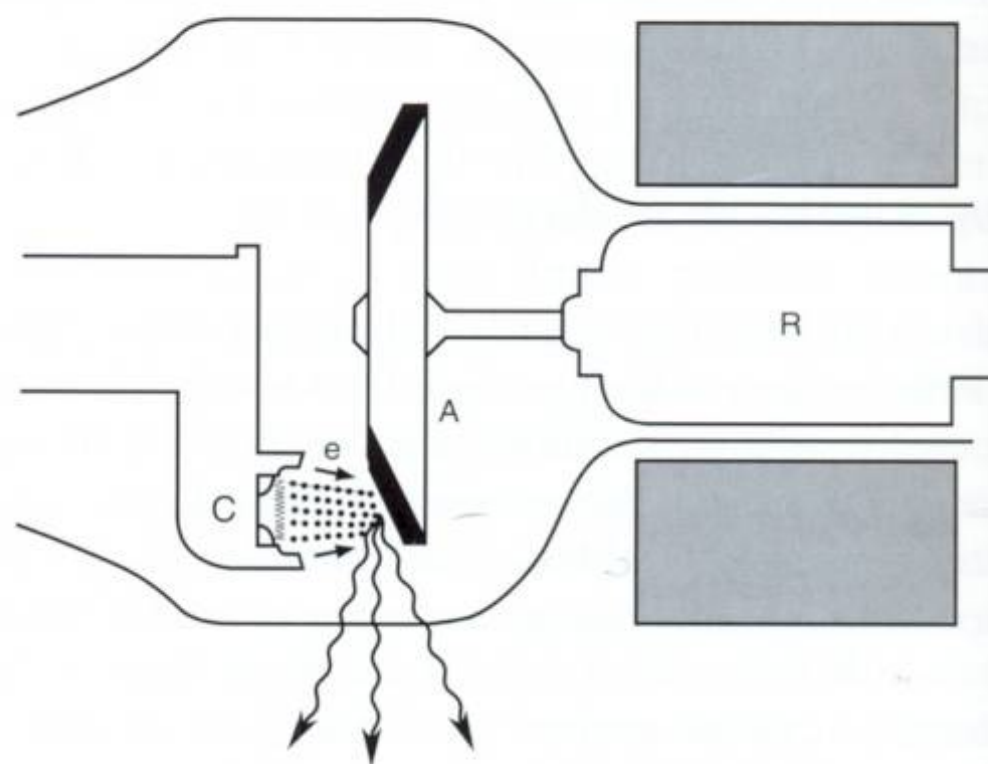


Figura 2. Tubo de rayos X con ánodo giratorio. C: cátodo, e: haz de electrones, A: disco del ánodo, R: rotor.

del átomo se reduce y el déficit de energía aparece en forma de ondas electromagnéticas emitidas por el átomo (rayos X). La longitud de onda de dicha radiación es específica del material constitutivo del blanco. Son los rayos característicos, que se ven como bandas definidas en los espectros o diagramas de rayos X mencionados anteriormente.

En los rayos X convencionales, la imagen se forma como una sombra proyectada por objetos que atenúan el haz. A diferencia de las sombras causadas por la luz visible, la som-

bra de los rayos X es invisible al ojo humano. Desde los tiempos del descubrimiento de Röntgen, las imágenes de rayos X se han podido ver ya sea en una pantalla fluorescente o bien de manera permanente, mediante procedimientos fotográficos.

Si se colocan estructuras totalmente radiopacas interceptando el camino de los rayos X, se obtienen sombras completas, mientras que los objetos parcialmente radiopacos o radiotransparentes sólo proyectan sombras intermedias (penumbras). En las exploraciones, las imágenes del cuerpo humano que se obtienen mediante rayos X suelen pertenecer a esta última categoría, ya que los órganos del cuerpo tienen una composición heterogénea. Al analizar una imagen realizada con rayos X debe tenerse en cuenta que, debido a la trayectoria lineal del haz y al tamaño de la fuente, la imagen se genera por una proyección central. Por este motivo, cuanto más cerca esté el objeto de la fuente y cuanto más alejado de la pantalla, mayores serán la distorsión y el aumento (Fig. 3).

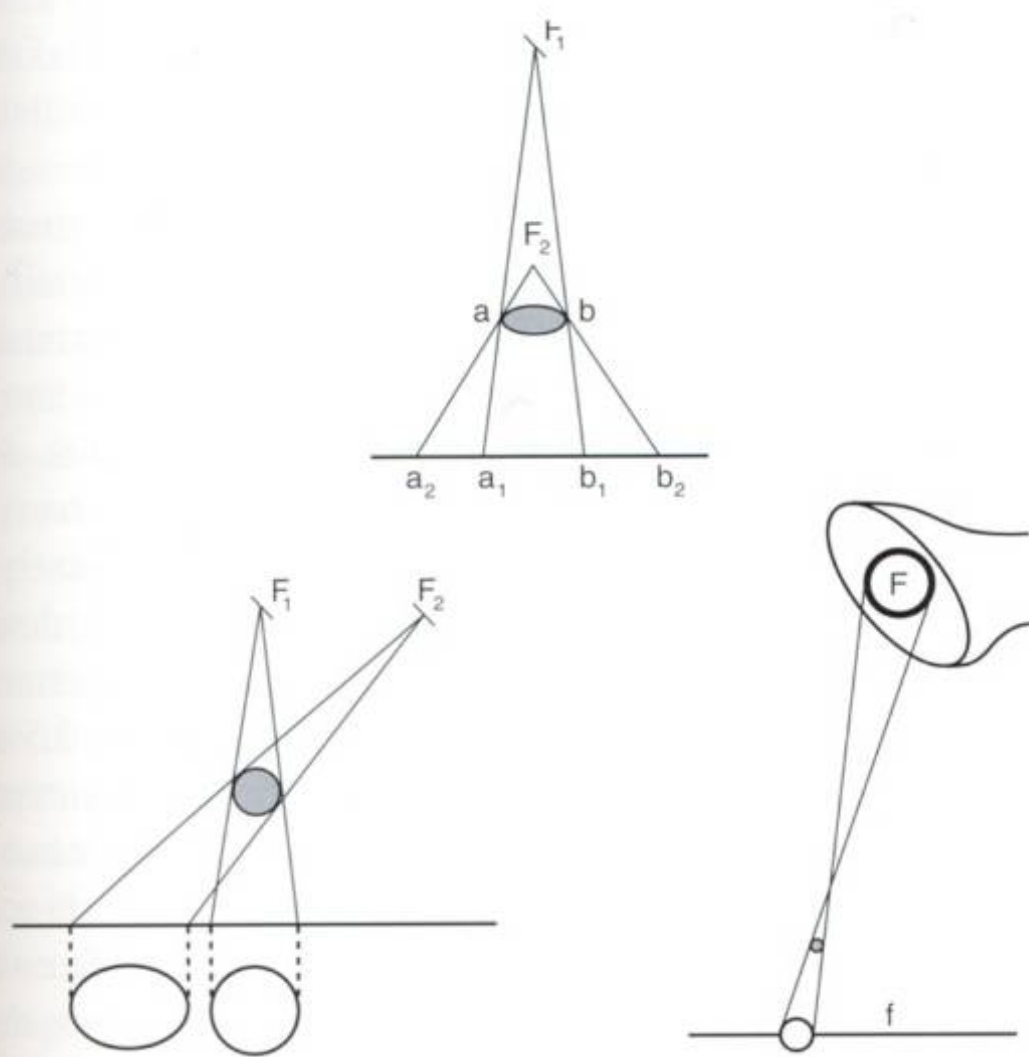


Figura 3. Proyección transversal (arriba), distorsión lateral (izquierda) y ampliación virtual (derecha) en exploraciones de rayos X. F: placa de focalización, f: plano de la película.

Así pues, la película sensible ha de colocarse cerca de la piel del paciente, mientras que el foco de la fuente debe estar lo más alejado posible (incluso hasta 150-200 cm). Es más, aquellas estructuras que estén cerca del centro del objeto tienen menos posibilidades de sufrir distorsión que las que están en la periferia.

1. En función del contenido en calcio, los huesos muestran la opacidad más elevada, y por ello son los objetos que más destacan.
2. La atenuación de los tejidos blandos es parecida a la del agua.
3. La atenuación de los tejidos grasos es inferior a la de los tejidos blandos.
4. Los gases y el aire son completamente transparentes.

Las imágenes finales de rayos X son consecuencia de la atenuación diferencial debida a la densidad, el peso específico y el grosor de los distintos tejidos. La atenuación también depende de las propiedades físicas de los rayos X utilizados. La absorción es mayor para las longitudes de onda largas (rayos suaves) que para las de onda corta (rayos duros). La escala de atenuación para los distintos tejidos humanos se muestra en la Figura 4.

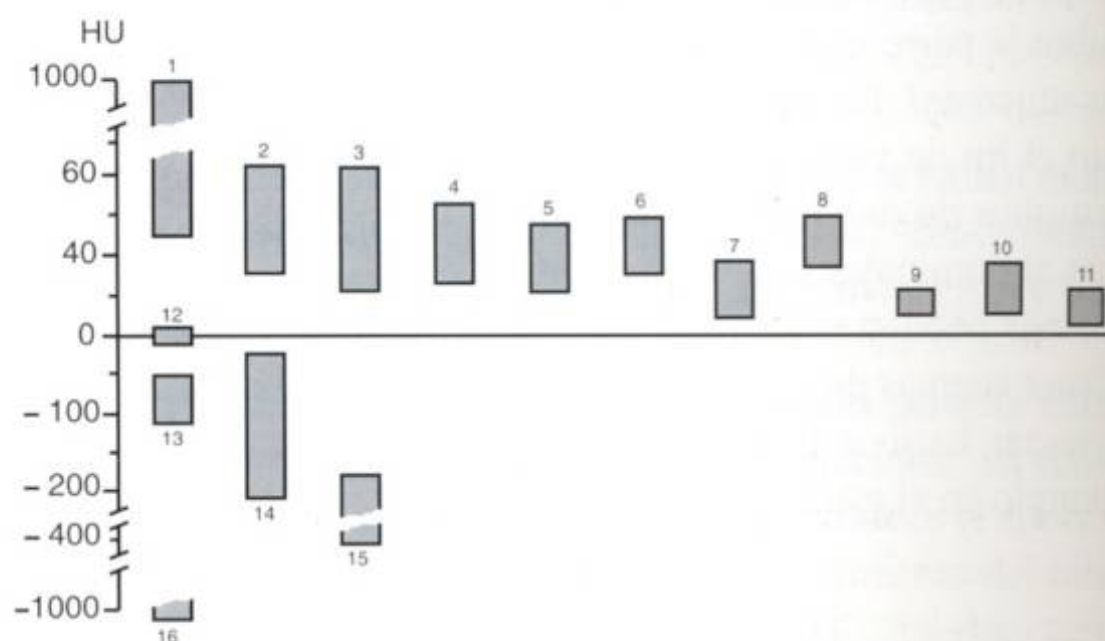


Figura 4. Cambios de radiopacidad de diferentes tejidos humanos en una tomografía computarizada. HU: unidad de Hounsfield, 1: hueso, 2: sangre, 3: hígado, 4: tumor, 5: corazón, 6: bazo, 7: páncreas, 8: riñón, 9: glándula adrenal, 10: intestino, 11: vejiga, 12: agua, 13: mama, 14: grasa, 15: pulmón, 16: aire.

Es preciso destacar que el oscurecimiento de la película sensible a los rayos X es la suma de la opacidad de todos los tejidos atravesados por el haz (imagen aditiva).

Para eliminar la radiación secundaria producida por la interacción entre los distintos tejidos humanos se pueden enfocar los tubos o bien colocar unas rejillas de Bucky. De esta forma se desechan los rayos X que tienen direcciones e intensidades inapropiadas, posibles responsables de interferencias. Las exploraciones con rayos X pueden realizarse utilizando varios haces de distintas direcciones: anteroposterior, posteroanterior o lateral. Asimismo, es posible escoger rayos X especialmente dirigidos colocando el cuerpo del paciente bajo la pantalla fluorescente.

La fluoroscopia se utiliza para la exploración de las estructuras móviles en el seguimiento del paso del material de contraste a través de los órganos y para elaborar imágenes en tres dimensiones (haciendo girar al paciente respecto a la pantalla). El valor de la fluoroscopia ha aumentado mucho gracias al uso de la amplificación de la imagen y a la mejora de los sistemas de registro. Se utiliza con frecuencia en traumatología y angiografía, así como en las exploraciones para las pruebas de deglución. Además de las películas impresionadas con la técnica tradicional de los rayos X (radiografías), se pueden obtener otros registros permanentes por multiplicación, digitalización y otros métodos de posproducción.

Los estudios de contraste son esenciales en la elaboración de radiografías convencionales, principalmente para la visualización de órganos huecos como el tracto gastrointestinal. Para ello se utiliza una sal no tóxica muy radiopaca (una fina suspensión de sulfato de bario), que puede usarse como fluido (papilla) para rellenar el órgano o a modo de película que recubre la parte interior del órgano (estudios de los relieves de las mucosas). En algunos casos, tras el bario se introduce aire con el fin de visualizar mejor las alteraciones de la superficie (estudios de doble contraste). Tanto la parte alta de los órganos abdominales (estómago y duodeno) como la parte baja (colon) pueden estudiarse ingiriendo papillas de bario o mediante enemas de bario, respectivamente. Asimismo, se puede inyectar bario a través de un tubo nasoyeyunal, como por ejemplo en el estudio del intestino delgado (enterocclisis).

TOMOGRFÍA COMPUTARIZADA (TC)

En las imágenes obtenidas por rayos X, la atenuación de los rayos al atravesar el cuerpo humano se visualiza mediante el mismo procedimiento utilizado para las imágenes aditivas. Este efecto es fácil de comprender en una radiografía de tórax. No obstante, a pesar de estar basada en los rayos X, la TC constituye una aportación fundamentalmente novedosa.

La aplicación conjunta de los avances de la tecnología espacial (detección de señales, amplificación, eliminación de ruidos, barrido lineal) y de la ciencia informática permitió que Hounsfield y Cormack (Premios Nobel de 1979) pudieran hacer realidad el aparato de TC. En la radiología tradicional se irradia toda la región sometida a exploración, y la mayoría de rayos que enturbian la radiografía proceden principalmente de rayos dispersos y no de la radiación modulada. Los roentgenogramas (radiogramas) análogos representan imágenes aditivas donde las distintas capas que atraviesa el haz se suman o restan entre ellas. Esto ocurre incluso en las tomografías de rayos X tradicionales, con la excepción de que las

capas irrelevantes para la investigación son borrosas. Por el contrario, las TC son capaces de formar imágenes que no son el resultado de una suma. El principio básico de una TC consiste en la emisión constante de un haz muy estrecho (colimado) a través de la salida del tubo de rayos X (ventana), detectado y medido por un detector acoplado de forma permanente. Este último tan sólo responde a la atenuación del haz primario y no al ruido de fondo de la radiación secundaria. A medida que el paciente es examinado en los planos requeridos, el detector genera un perfil de absorción punto por punto acorde con la atenuación lineal del haz. Mientras atraviesan la materia (cuerpo humano), los rayos X sufren una atenuación por absorción y dispersión. Este factor sigue una función exponencial y se le denomina coeficiente de atenuación. En los materiales de grosor constante, el número de fotones de rayos X que los atraviesan se determina por el coeficiente de atenuación lineal. Esto depende de la densidad del material (tejido), del número atómico de sus componentes y de la energía de los fotones de rayos X. Para obtener una salida constante de energía en los equipos de TC, el valor del coeficiente de atenuación lineal depende sólo del número atómico de los componentes del tejido y de la densidad de éste.

Cuando los haces de rayos X atraviesan el cuerpo, pasan por órganos de distinta capacidad de atenuación. Esta heterogeneidad de órganos da lugar a perfiles de absorción distintos en las exploraciones efectuadas en diferentes planos. En concordancia con varios algoritmos matemáticos, los perfiles de atenuación correspondientes a distintas direcciones de barrido determinan el número de elementos de la imagen (píxels) o, aún mejor, el volumen de elementos (vóxels) —recuérdese que el haz también tiene un cierto grosor—; es decir, determinan la resolución espacial. Los vóxels son láminas de 0,5 a 10 mm cuya profundidad depende del grosor del haz y cuya absorción puede ser computada y expresada de forma numérica midiendo los valores de absorción para las distintas direcciones del haz. La imagen del perfil del tejido investigado está constituida por estos vóxels, que en los equipos modernos de TC están conformados por una matriz de 512 por 512. Gracias a los algoritmos utilizados en las unidades más actualizadas de TC, el procesamiento de las imágenes es considerablemente rápido, casi en tiempo real. Para poder visualizar los datos computados como imágenes reales, los datos se muestran en una pantalla en escala de grises con la ayuda de un convertidor analógico/digital. En lugar de mostrar los valores absolutos de atenuación, las imágenes de TC representan, por razones prácticas, un valor de atenuación relativo respecto a una determinada línea base de referencia (agua, aire). A esta escala de referencia se le ha dado el nombre de Hounsfield. El valor para el agua es 0; para el aire, -1000, y para el hueso

más compacto, 2000. Las imágenes de TC son el resultado de tomogramas transversos de rayos X en los que los valores de absorción para un determinado perfil de cuerpo se visualizan como una imagen matricial acorde con su distribución espacial y su resolución. Este tipo de imágenes de secciones se componen únicamente de valores de absorción de la capa medida y no se confunden por las sombras de otras capas. En pocas palabras, las imágenes de TC se corresponden básicamente con los valores procesados y no tanto con las medidas directas. Las diferencias se pueden expresar de forma numérica, tal como ya se ha dicho anteriormente, pero se ha podido comprobar que para el ojo humano es mejor visualizar gradaciones y tonos en una imagen análoga en escala de grises. Como el ojo sólo distingue entre 15 y 20 gradaciones en la escala de grises, el paso de un tono a otro cubre aproximadamente 100 unidades Hounsfield, utilizando todo el rango posible (-1000 para el aire, 0 para el agua y +1000 para los tejidos duros). Sin embargo, el examinador puede emplear de 15 a 20 gradaciones a su conveniencia para un rango limitado de la escala. Así, por ejemplo, al asignar un paso de tono a 2-3 UH se puede mejorar de forma considerable la resolución de absorción (contraste) para un rango relevante y, gracias a la elevada sensibilidad conseguida (la resolución de absorción se halla limitada por el cociente señal/ruido), resulta más fácil detectar las pequeñas diferencias de contraste. Asimismo, es posible seleccionar el nivel alrededor del cual se potencia la resolución de absorción (nivel de ventana). El rango de tonos que se ve por encima o por debajo de este nivel se denomina apertura de ventana. Si se precisa una mayor precisión anatómica se debe aplicar una apertura más grande a la ventana. En cambio, para visualizar pequeñas diferencias de densidad, debería seleccionarse una "ventana estrecha", cercana al valor de atenuación del propio órgano. Los valores de atenuación situados por encima de los límites superiores o por debajo de los límites inferiores de apertura de ventana aparecerán en la pantalla como puntos blancos o negros, respectivamente. El rango visualizado, determinado por la apertura de ventana, se distribuye en los 15-20 grados de la escala de grises.

Para una medición precisa de los valores de atenuación, el generador de rayos X debe estar funcionando a un voltaje de tubo constante de 30-150 kV, mientras que la intensidad de corriente ha de situarse entre 200 y 500 (700) mA, en modo continuo o por pulsos. El ánodo puede ser fijo o giratorio, pero en ambos casos es de crucial importancia que el voltaje se mantenga estable. Los detectores de rayos X se encuentran situados en el lado opuesto de la ventana y giran simultáneamente con el tubo de rayos X. (Fig. 5).

Los detectores contienen cristales centelleantes (NaI o CaF_2), cristales orgánicos o cámaras de gas de alta presión

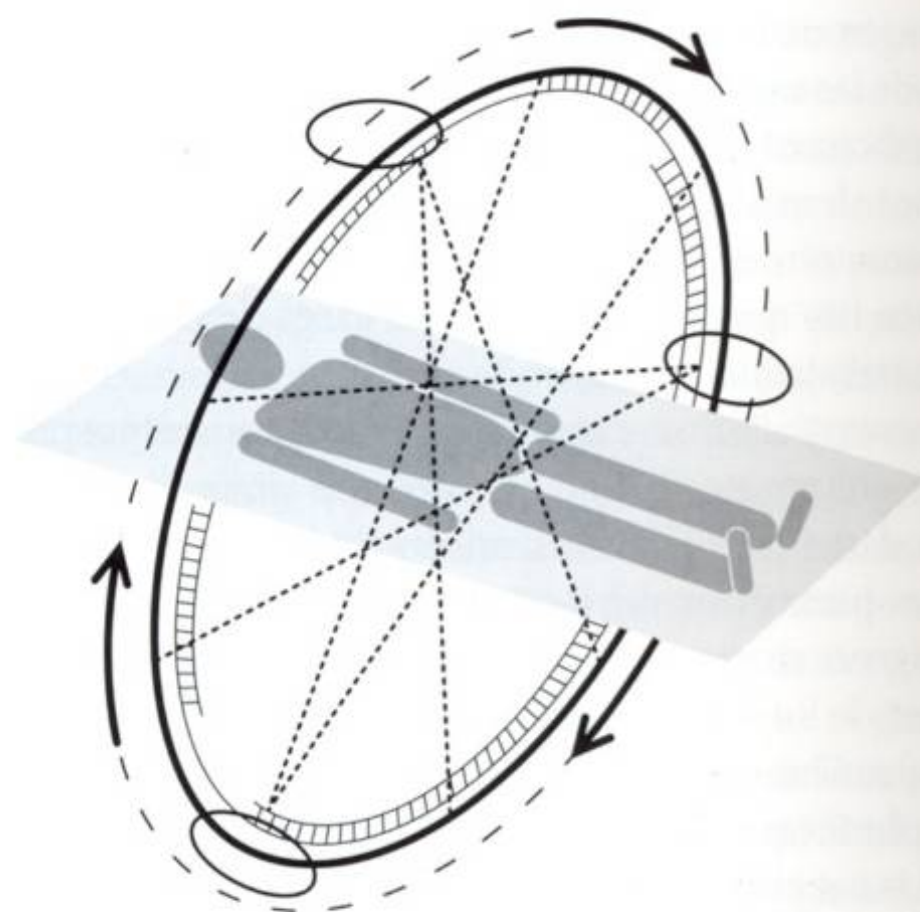


Figura 5. Dibujo esquemático que muestra el principio de la tomografía computarizada (TC).

(xenón). La ventana de rayos X y los detectores se hallan montados sobre una estructura anular (carcasa) denominada gantry, que proporciona una precisión de movimiento y una estabilidad mecánica elevadas.

El gantry debe garantizar una coordinación perfecta entre los movimientos de la ventana y los de los detectores, así como asegurar la eliminación de vibraciones que produce la enorme fuerza centrífuga generada por el rápido movimiento del tubo de rayos X. En los sistemas modernos de TC, los detectores pueden disponerse en filas paralelas (en lugar de en una sola hilera), lo que permite la visualización de varias secciones del cuerpo en una única vuelta de la carcasa. Las mediciones se introducen en un ordenador de alto rendimiento y a continuación se procesan las imágenes compuestas en escala de grises (a veces con un código de colores). El ordenador puede añadir diversos algoritmos matemáticos para aumentar, por ejemplo, el margen o el contraste o para eliminar artefactos.

Mientras haya datos en bruto disponibles, su procesamiento posterior permite realizar diversas manipulaciones y así conseguir una mejor calidad de imagen o analizar en detalle las imágenes obtenidas. Sin embargo, debido a la falta de capacidad, los datos en bruto no se almacenan por mucho tiempo, excepto en el caso de una pequeña cantidad de datos necesarios para la filmación (en los distintos sistemas de TC se utilizan diversos procesos fotográficos). Tan sólo se guardan los "encuadres" necesarios para seleccionar los niveles y la apertura de ventana requeridos para el diagnóstico. Sobre las imágenes seleccionadas se pueden efectuar y documentar las siguientes mediciones: largo (distancia), ángulo, densidad, área,

ampliación de la región de interés (RI) y supresión o superposición de las imágenes individuales.

Los factores más importantes que determinan la calidad y el valor informativo de las imágenes de TC son: la resolución de absorción, el tiempo de barrido y el grosor de capa. También hay que tener en cuenta la carga de radiación, ya que se está trabajando con rayos X.

A continuación se exponen los métodos de posprocesado que se utilizan normalmente. *Medición de la distancia:* la TC aporta datos reales, sin distorsión lineal ni de profundidad, para los parámetros del cuerpo. Las mediciones realizadas en las imágenes corresponden a valores reales, al igual que las mediciones de los ángulos según los ejes X e Y. Estas últimas son particularmente importantes en las exploraciones de huesos o en la planificación de la cirugía ortopédica y de reconstrucción. Una región de interés (RI) puede ser trazada de forma manual o mediante un programa especial; después se debe calcular su área a partir del número de píxels que contiene. Si realizamos la misma medición en varios cortes seriados, se puede calcular el volumen del órgano o de la masa en cuestión a partir del grosor de los cortes y de sus respectivas superficies. *Análisis de histograma:* en este método de procesado posterior se muestra la distribución de los valores de atenuación (histogramas) dentro de una RI o a lo largo de una línea trazada sobre la pantalla. Los histogramas normales tienen forma de campana (curva de Gauss), como, por ejemplo, los valores de atenuación de un artefacto producido por agua, cuyo valor estándar de distribución ha sido modificado únicamente por fluctuaciones estadísticas debidas a la emisión de fotones (ruido cuántico). En masas heterogéneas, como los órganos del cuerpo, los histogramas suelen ser asimétricos y por tanto no siguen la curva de Gauss. En tejidos mixtos los histogramas muestran picos adicionales. La sustracción de imágenes se puede efectuar en imágenes originarias e intravenosas (IV) de contraste realzado, tomadas en paralelo y a idéntico nivel. Con este procedimiento, la detección de un cambio de atenuación resulta más fácil que a simple vista o mediante mediciones independientes. La suma de imágenes se utiliza para aumentar el grosor de capas contiguas y permite discriminar mejor la atenuación. Otro valioso método es el *perfil de densidad*, que muestra la distribución de los valores de densidad (eje Y) a lo largo de una línea (eje X).

La TC ofrece claras ventajas frente a los métodos de rayos X convencionales (incluida la tomografía tradicional). La imagen de TC no presenta reducción ni distorsión dimensionales: las imágenes bidimensionales se visualizan realmente en dos dimensiones. Por el contrario, en los rayos X convencionales las estructuras que originalmente son en tres dimensiones se proyectan en imágenes bidimensionales y además aparecen dis-

torsionadas. Asimismo, las imágenes de TC no sufren los efectos de distorsión que provoca la proyección central y no se solapan debido a la superposición, suma o sustracción de densidades. Tanto el tamaño y las proporciones como los ángulos observados en la TC son una fiel representación del original. Algunas pequeñas diferencias en el contraste permiten la visualización del interior del cuerpo, así como la diferenciación de las estructuras que se encuentran dentro del cráneo o de otros huesos. Así pues, las estructuras normales pueden distinguirse de las anormales por su forma, densidad o incluso por la acumulación de material de mayor contraste. Las imágenes de TC se obtienen en el plano transversal (axial). El hecho de que este método suponga o no una ventaja frente a las radiografías convencionales depende del problema detectado en el diagnóstico. Con todo, aunque se trate de una desventaja, ésta queda sobradamente compensada por una mejor visualización. De todos modos, debe tenerse en cuenta que la resolución geométrica de fotografías análogas obtenidas mediante rayos X convencionales es superior a la resolución de las imágenes de TC (el perfeccionamiento de imágenes análogas sólo puede ser aproximado y depende del tamaño de la matriz). Además, en la TC la carga de radiación es mucho mayor que en el método tradicional de rayos X. En cualquier caso, con el haz altamente colimado y "duro" de la TC, la cantidad de radiación dispersa es muy reducida y la carga total de radiación que recibe el paciente es moderada, a no ser que partes especialmente sensitivas como el cristalino del ojo o las gónadas (ovario, testículos) se vean afectadas por el recorrido del haz.

En la actualidad, la TC ha invadido casi por completo el ámbito de los diagnósticos tradicionales de rayos X. En particular, la orientación espacial y la diferenciación de tejidos (aunque no a nivel histológico) son algunas de las ventajas más notables que ofrece la TC, cuya aplicación en neurorradiología es especialmente importante, ya que desempeña un papel crucial en la detección de trombos, en particular en la diferenciación temprana de hemorragias e infartos cerebrales. Además de tejidos blandos, la TC también permite una buena visualización de los huesos. Esta técnica no requiere preparación específica cuando se examinan el sistema nervioso central, los huesos, los tejidos blandos, los sistemas muscular y esquelético o el tórax. En cambio, para el examen de los sistemas gastrointestinal y pelviano es necesaria la administración oral de material de contraste. Estos materiales de contraste para el diagnóstico pueden ser compuestos hidrosolubles o bien una fina suspensión de sulfato de bario diluido. Para una prueba gastrointestinal típica se suministran al paciente unos 1.000 ó 1.500 ml de material de contraste, que debe ser ingerido en pequeñas dosis durante una hora; justo antes de la exploración de TC se suministran otros 300 ml

para rellenar el estómago. Con el estómago y el intestino delgado llenos de material de contraste se pueden distinguir estas estructuras de otras no gastrointestinales, así como diferenciar engrosamientos grandes de las paredes debidos a lesiones intraluminales importantes.

En las exploraciones de colon se administra material de contraste mediante un enema, mientras que para facilitar la visualización de los órganos de la pelvis femenina se emplean tampones intravaginales. Mediante la administración intravascular (IV) de materiales de contraste hidrosolubles, antes o durante la exploración de TC, se consigue una mejor diferenciación anatómica de las estructuras vasculares. Otra opción es la administración IV en forma de bolo, seguida de otra rápida infusión de material de contraste yodado durante el curso de la exploración. Los sistemas de TC modernos y rápidos (TC helicoidal o espiral) permiten el examen dinámico de órganos en sus fases arteriales, de perfusión tisular y venosas. Este efecto se consigue mediante un retraso sincronizado entre el punto de administración del material de contraste y la distancia al órgano, adecuándolos a la velocidad de circulación estimada. Además de revelar alteraciones parenquimáticas, el recorrido del material de contraste puede ser indicativo también de ciertos estados funcionales, como por ejemplo la excreción renal. La secuenciación de TC del mismo corte del cuerpo (seriografía) se emplea para evaluar la capacidad acumulativa de determinados órganos, tejidos, malformaciones o masas. En los equipos modernos de TC, y mediante la coordinación del desplazamiento de la mesa radiográfica, se puede rastrear prácticamente todo el recorrido del material de contraste a través de los vasos sanguíneos. Las reconstrucciones computarizadas de estas secuencias se denominan angiografías de TC y pueden llegar a sustituir a los métodos de angiografía tradicionales (intervencionistas y por tanto peligrosos).

La exploración de TC se lleva a cabo de la siguiente manera: sobre una mesa radiográfica, el paciente debe colocarse con su eje longitudinal perpendicular al *gantry*. Previamente a la exploración, se toma una imagen panorámica (topograma) con la ayuda de un tubo de rayos X fijo y detectores en dirección anteroposterior o lateral al haz de radiación. Este topograma (a pesar de estar basado en una matriz digital) es parecido a las imágenes de rayos X tradicionales y se utiliza para marcar la región que debe ser explorada. En caso necesario, el *gantry* se puede inclinar hasta unos 25-30 grados (según sea el equipo) y lograr así una mejor visualización de las estructuras, por ejemplo, los discos intervertebrales. Asimismo, se pueden examinar la cabeza y la nuca en el plano frontal (coronal) con el paciente recostado boca abajo, con la cabeza hacia arriba o en posición de decúbito supino, con la cabeza colgando, y con el *gantry* inclinado adecuadamente. Para la TC torá-

cica o abdominal es necesario que el paciente contenga la respiración para evitar artefactos debidos al movimiento respiratorio. Aun así es imposible eliminar las distorsiones debidas a las contracciones del corazón o a las pulsaciones de los vasos sanguíneos principales, ya que el tiempo necesario para la obtención de datos es superior al ciclo cardiaco. El problema puede solucionarse en caso de absoluta necesidad (estudio del corazón) mediante una TC accionada vía ECG. Tras determinar la región que hay que examinar se selecciona el grosor de corte, es decir, el grado de colimación del haz. Las secciones seriadas pueden ser contiguas, superpuestas (cuando el paso de mesa radiográfica es menor que el grosor de corte), o no contiguas (cuando el paso de mesa es mayor que el grosor de corte). Se puede reducir asimismo el colimado del haz y mejorar así la resolución espacial, pero con este procedimiento también se reduce el cociente señal/ruido y por tanto se necesita más tiempo para la obtención de datos. Para crear imágenes de reconstrucción y generar secciones en el plano sagital, frontal u otros planos, se combinan cortes contiguos de grosor adecuado mediante el uso de un *software* especial que reconoce y une píxeles adyacentes. Este procedimiento se denomina reconstrucción multiplanar (RMP).

En los equipos de TC espirales (helicoidales), el tubo de rayos X y la hilera de detectores están enfrentados entre sí y giran continuamente. A medida que la mesa radiográfica avanza se van obteniendo los valores de atenuación. La densidad de datos que se recogen, en lo que se denomina el registro continuo de volumen, depende de la colimación del haz de rayos y de la velocidad de avance de la mesa. De hecho, mediante este procedimiento, los datos se registran a lo largo de una línea helicoidal en lugar de cortes simples, con lo que es posible una fiel reconstrucción de los cortes en planos transversales (u otros planos requeridos). Con el registro de volumen se pueden obtener imágenes tridimensionales de los órganos ("visualización de superficie contrastada"; VSC). La TC es el método preferido en radioterapia debido a que no presenta distorsión y tanto el valor de densidad como las proporciones (tamaños) que muestran las secciones transversales son reales.

La TC de alta resolución (TCAR) es un procedimiento que utiliza un haz muy colimado junto a una reconstrucción específica por ordenador. Esto conlleva una reducción del diámetro del píxel en la región central de la imagen y una considerable mejora de la resolución local. En general, el diámetro de píxel más pequeño es de aproximadamente 0,3 mm. Una reducción del tamaño del píxel (es decir, del vóxel) empeora el cociente señal/ruido al aumentar el ruido de imagen. Para compensar este déficit es necesario incrementar el tiempo de las mediciones. En particular, la TCAR es útil en la elaboración de imágenes de huesos o del parénquima pulmonar.

MÉTODOS INTERVENCIONISTAS DE DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES

Angiografía

Los vasos sanguíneos se pueden visualizar tras una inyección de material de contraste mediante técnicas imaginológicas de rayos X. La inyección del material de contraste se realiza por punción directa de la arteria o vena o mediante una cateterización; este último modo permite el llenado selectivo o superselectivo de ramas individuales.

La cateterización se efectúa mediante una de estas dos técnicas: (1) preparación del vaso sanguíneo seleccionado para la introducción del catéter; (2) punción percutánea seguida de cateterización. El catéter puede ser introducido en una vena (inyección en corriente descendente) o en una arteria (inyección en corriente ascendente). El objetivo de las exploraciones que utilizan la cateterización es poder visualizar la circulación periférica de las extremidades, el cerebro y las vísceras, o bien del sistema circulatorio central, como el corazón o los principales vasos sanguíneos.

En las exploraciones aditivas, el material de contraste se introduce en el punto que asegure el llenado completo del circuito vascular del órgano. Un ejemplo de este tipo es la aortografía aditiva abdominal, en que el material de contraste, inyectado en la aorta, llena simultáneamente las arterias renales derecha e izquierda o el arco aórtico. En la arteriografía selectiva, las arterias renales están canuladas por separado. De este modo, la circulación y perfusión de un riñón puede ser examinada a mayor densidad con mucho menos material de contraste. En el caso del pulmón, la angiografía pulmonar aditiva se realiza con material de contraste que se inyecta en la arteria pulmonar principal y llena por completo los vasos sanguíneos de ambos pulmones. Para poder visualizar de forma separada los lóbulos o segmentos, el catéter se introduce más adentro de una de las arterias pulmonares y luego hacia las ramas lobulares o segmentales.

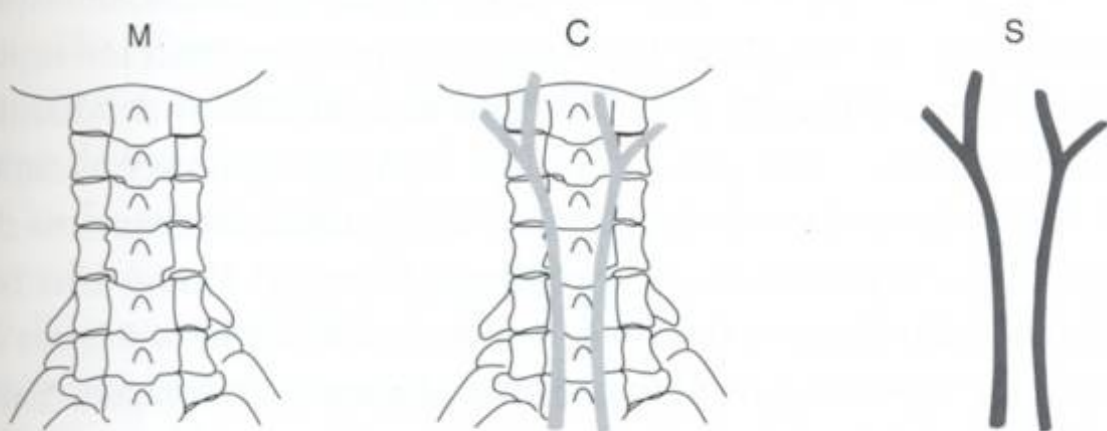


Figura 6. Angiografía de sustracción digital. M: imagen de la matriz, C: imagen compuesta, S: imagen sustraída.

Las manipulaciones angiográficas requieren condiciones de esterilidad quirúrgica y equipamiento especiales. Los aparatos de angiografía más recientes están equipados para la angiografía de sustracción digital (ASD); aquí ya no se utilizan las imágenes de tipo aditivo. El principio de la ASD consiste en que una imagen de rayos X tomada en cierta parte del cuerpo sirve de fondo para la siguiente imagen que se obtendrá tras la inyección de material de contraste vascular (Fig. 6).

Un transformador analógico/digital convierte las imágenes en una matriz digital. Después de la inversión, la primera imagen se resta a la segunda mediante el ordenador, realzando el contraste. Así, sin interferencia de fondo alguna, se revela el material de contraste que llena los vasos sanguíneos, pues la imagen sustraída contiene tan sólo la información que no estaba presente antes de la administración del material de contraste. Una vez realizada la conversión analógica/digital, los datos digitales procesados pueden verse en forma de imágenes reales en una unidad de visualización. Esta técnica no sólo genera angiogramas periféricos de buena calidad, utilizando pequeñas cantidades de material de contraste, sino que también, tras una inyección intravascular, resulta adecuada para arteriografías. Además de obtener imágenes secuenciales "congeladas", los ordenadores modernos tienen una capacidad de almacenamiento y procesamiento de datos que permite la elaboración de una serie continua (casi cinematográfica) de las imágenes sustraídas en directo.

El catéter se introduce según el método de Seldinger. La aguja hipodérmica de Seldinger (cánula) consta de tres partes: una cánula externa roma, la aguja de punción y un estilete. El conjunto dispone de un obturador (tapón) para el taponado temporal. La cánula de plástico, provista de una aguja en su interior, se introduce con cierta inclinación en el vaso sanguíneo elegido; a continuación, se extrae la aguja y se sustituye por un alambre-guía flexible que permite localizar el segmento vascular a cateterizar. Una vez localizado el segmento vascular, se pasa un catéter antitrombótico, flexible y de diámetro apropiado, a lo largo del alambre-guía. La parte final de los catéteres tiene unas aberturas laterales que aseguran la correcta fluidez del material de contraste. Si tomamos como referencia la arteria femoral, las exploraciones abdominales precisan catéteres de 60-80 cm de longitud, mientras que para una exploración selectiva del arco aórtico y de las ramas cervicales se necesitan catéteres de 100-110 cm. La técnica para la introducción de la cánula es la siguiente: bajo los efectos de una anestesia local, se practica una incisión cutánea muy pequeña a unos dos o tres dedos de distancia de la parte distal del ligamento inguinal (de Poupart). La arteria femoral, fácilmente reconocible al tacto, se fija y se comprime precisamente en ese punto, donde carece de ramas principales.

Para la vena femoral, el punto de introducción se localiza a 1 cm de la parte medial de la arteria (una buena recomendación es la de que el paciente haga la maniobra de Valsalva para que la vena se llene mejor). Si no se consigue acertar con la arteria femoral (tumor local, infección, arteriosclerosis, traumatismo reciente, etc.), se recomienda otro punto de introducción situado en la arteria axilar. Esta opción es algo más arriesgada debido a la proximidad del plexo braquial y a la mayor probabilidad de producir hematomas. Si la vena femoral derecha tampoco se puede utilizar por razones similares a las ya comentadas, puede usarse una vena cubital o axilar. Es importante que el vaso objeto de punción repose sobre una superficie dura para que sea más fácil comprimirlo después de la cateterización.

Hoy día, en las arteriografías ya no se utiliza la punción directa de las arterias (como la tradicional punción de la arteria carótida de las exploraciones de la circulación cerebral), salvo en casos de emergencia. Sin embargo, ocasionalmente, la aortografía translumbar se realiza de la siguiente manera: al paciente recostado boca abajo se le introduce una aguja fuerte y larga por debajo de la decimotercera costilla, a la izquierda de la línea media, aproximadamente a un palmo en dirección a las colaterales del hombro. Una vez se ha llegado a la vértebra, se hace retroceder ligeramente la aguja, para hacerla avanzar después hasta alcanzar la aorta. Este tipo de exploración se efectúa bajo anestesia local o total en aquellos pacientes cuyas arterias femorales no son palpables y en aquellos afectos de claudicación intermitente. El material de contraste se suministra a presión elevada con la ayuda de un inyector provisto de motor. Este procedimiento permite la exploración bilateral simultánea de los sistemas femoral e iliaco.

En aquellos casos en los que se sospecha una invasión neoplásica o una trombosis, es necesario contrastar la vena cava inferior. El objetivo de esta exploración es establecer la altura y la extensión precisas de la oclusión, así como la posición de las colaterales. En tales casos, el material de contraste suele inyectarse directamente en la vena femoral aunque también es posible cateterizar la vena yugular. En casos de síndrome superior de la vena cava, es preciso contrastar la parte superior de la vena para localizar el lugar de la oclusión y la presencia de circulación colateral. Aquí, el material de contraste se inyecta de forma simultánea en ambas venas basilares. Las exploraciones angiográficas de la hipertensión de la vena porta son realmente complejas. En primer lugar, para localizar la oclusión es preciso saber si es intra o extrahepática, así como visualizar los sistemas colaterales hepatofugal y hepatopetal. Otros métodos que merece la pena citar (con referencia al ámbito arterial) son la celiacografía, angiografía de la arteria mesentérica superior, arteria hepática y arteria esplénica (porto-

grafía indirecta) y (en el ámbito venoso) la medición de la presión en la vena hepática. La angiografía superselectiva de la arteria gástrica izquierda se utiliza para revelar las varices esofágicas. Mediante el método Seldinger de cateterización de las arterias (punción de la arteria femoral y a veces de la arteria axilar) se pueden rellenar de forma hipersselectiva arterias muy pequeñas, arterias suprarrenal, bronquial, espinal e intercostal. Asimismo, se puede efectuar una portografía directa por medio de la ayuda de una punción percutánea transhepática o por cateterización transyugular.

Las exploraciones de corazón comprenden los procedimientos que se comentan a continuación.

Atriografía. El material de contraste se inyecta en la aurícula derecha a fin de poder establecer el grosor de la pared auricular y el tamaño completo de esta cámara del corazón.

Dextrocardiografía. Indicada para el examen de la dinámica de la circulación central. El material de contraste se inyecta en la región de la vena cava superior-transición auricular. Algunas variantes selectivas o hipersselectivas de este tipo de exploración incluyen angiografías del ventrículo derecho o de las arterias pulmonares.

Angiografía coronaria. Este método aporta información básica para la cirugía coronaria. Se conocen diversos métodos selectivos que se utilizan para la cateterización individual de las arterias coronarias izquierda y derecha. Esta técnica también permite revelar las arterias principales, incluso las ramas terciarias y cuaternarias, anastomosis anómalas, colaterales, constricciones y oclusiones, deformaciones de la pared vascular, así como anomalías y posibles variaciones en el suministro vascular.

Linfangiografía (LAG)

Hoy día, la LAG es una técnica poco utilizada. En sentido literal, linfangiografía significa únicamente la imaginología de los vasos linfáticos, mientras que el término para el examen de los nódulos linfáticos es el de linfadenografía. Ambos métodos han sido reemplazados por otros más avanzados (US, TC, RM) aunque debido a su gran efectividad para resaltar los conductos linfáticos todavía se les dedica un espacio en los textos de anatomía. Una de las principales dificultades de la LAG es que el recorrido de los vasos linfáticos es difícil de apreciar a simple vista a través de la piel. Para destacarlos, es preciso inyectar —generalmente en el empeine o en ocasiones en la mano— un colorante linfotrópico que actúe de trazador. Este colorante se considera peligroso, ya que en algunos pacientes puede producir sensibilización, con la consiguiente aparición de anafilaxis.

Otro de los problemas de la LAG es que requiere una gran destreza. Cuando el colorante ya ha teñido lo suficiente los vasos linfáticos, éstos se pueden preparar bajo anestesia local para ser puncionados con una aguja especial con la ayuda de unos binoculares quirúrgicos. Una vez fijada la aguja, el sistema linfático se rellena muy despacio con un material de contraste aceitoso, utilizando para ello una jeringuilla hipodérmica y un contenedor termostatzado con el fin de mantener la viscosidad del material de contraste a la temperatura adecuada (temperatura corporal). Para el rellenado completo del sistema linfático desde las extremidades inferiores se necesitan 1,5-2 horas. Las primeras imágenes se toman justo después de la inyección para comprobar si el colorante ya se encuentra en los vasos. A continuación, se obtienen radiografías de la pierna y del muslo para realizar el seguimiento de los vasos. Al finalizar la inyección, se exploran la pelvis y el abdomen y se toman imágenes en las posiciones anteroposterior y oblicua para detectar posibles pérdidas. Al cabo de 24 horas, los vasos linfáticos ya no se ven, tan sólo se aprecian los nódulos linfáticos donde se han producido las pérdidas de colorante: senos medulares y depósitos celulares (metástasis). El material de contraste está presente en las células reticulares del nódulo. Los nódulos linfáticos permanecen teñidos hasta 4-12 meses más tarde, lo que permite seguir la evolución de posibles cambios estructurales.

Pielografía retrógrada y ureterografía

Debido a la disponibilidad de otros métodos recientes, más efectivos, las técnicas de pielografía y ureterografía se utilizan cada vez menos, excepto cuando se combinan con intervenciones terapéuticas. Su objetivo es opacificar los conductos urinarios del riñón y del uréter. El material de contraste se introduce vía citoscopio y catéter ureteral (este tipo de intervención no debiera hacerse nunca de forma bilateral a la vez, ni siquiera aunque medie un corto lapso de tiempo). Para el llenado de la pelvis y de los cálices renales, se puede utilizar o bien un material de contraste yodado, calentado a la temperatura del cuerpo, o bien, para la visualización de los cálculos en negativo (neumopielografía), aire, oxígeno o CO₂. Con la combinación de técnicas de contraste positivas y negativas se pueden obtener contrastes de doble efecto. La exploración se realiza con un fluoroscopio de control seguido de radiogramas selectivos. El ámbito principal de aplicación de la pielografía retrógrada y de la ureterografía son las malformaciones, cicatrices degenerativas o tumores de los conductos urinarios —si la capacidad excretora de los riñones es demasiado baja para la urografía—, así como cálculos, tumores y obstrucciones del tracto urinario. En la actualidad, estas

técnicas se limitan a aquellos casos en los que las alteraciones unilaterales del riñón y del uréter no pueden apreciarse con US, TC, urografía de infusión, tomografía de rayos X y, en particular, cuando la exploración tiene consecuencias terapéuticas inmediatas.

Cistografía

Este procedimiento se utiliza para visualizar la vejiga urinaria. Brevemente, se inyecta un material de contraste yodado hidrosoluble (a veces tratado con un potenciador de la viscosidad) a través de un catéter o bien se insufla un volumen adecuado de dióxido de carbono (neumocistografía). El bario diluido no debe emplearse nunca en cistografía. Las técnicas de doble contraste también se utilizan para visualizar el contorno de la vejiga urinaria. La cistografía retrógrada de contraste positivo es muy útil para visualizar la posición, el contorno y las alteraciones de la vejiga. A medida que se rellena la vejiga, se puede evaluar su adaptabilidad y posible rigidez, aunque esta técnica no revela el grosor de la pared. Las imágenes tomadas de forma secuencial en las distintas fases de rellenado se pueden combinar en una sola imagen. La cistografía retrógrada también puede complementarse con cistografía de micción, sobre todo para mejorar la visualización del trigono de la vejiga y del orificio interno de la uretra. Las ventajas más importantes de la cistografía frente a la urografía IV es que la primera tiene una capacidad superior para opacificar y con ello se consigue una imagen con más información. Los inconvenientes son que el material de contraste es tan denso que puede enmascarar los contornos poco definidos o las sombras en negativo de algunos cálculos. La neumocistografía es útil en la visualización de piedras, pero no para revelar las alteraciones que afectan a la pared del órgano.

Uretrografía

Se conocen dos técnicas para la visualización de la uretra: la cistografía de micción (ver arriba) y el rellenado retrógrado directo. En ésta última, la parte final de la uretra se llena de material de contraste yodado (con o sin potenciador de viscosidad). Las imágenes se pueden tomar o bien durante el llenado (los estrechamientos se destacan mejor en este momento) o bien durante la micción, después de haber llenado la vejiga por completo. Este último método es adecuado para la visualización de los trastornos de la parte posterior de la uretra, así como en el examen del trigono de la vejiga y sus alrededores. Las imágenes se obtienen en los planos anteroposterior y oblicuo. Alteraciones típicas que también pone de relieve la cistografía son: malformaciones, fistulas, divertículos, cicatrices y

obstrucciones neoplásicas de la uretra, así como, por ejemplo, estrechamientos debidos a la compresión por abscesos o hipertrofia de la próstata.

Histerosalpingografía (HSG)

Esta técnica se utiliza para opacificar el útero y las trompas de Falopio y precisa de la colaboración del radiólogo y del ginecólogo. El material de contraste acuoso se introduce a través de la vagina en la cavidad uterina y en los conductos urinarios con la guía de un fluoroscopio. Esta técnica es especialmente importante en los casos de infertilidad, como alteraciones de la parte interna y del canal cervicales y a veces también en la detección de la tuberculosis genital. Asimismo, se puede visualizar la abertura de las trompas de Falopio y su comunicación con la cavidad peritoneal.

Mielografía

Esta técnica todavía se utiliza en la visualización de la médula espinal y de las raíces del nervio espinal en la duramadre espinal. Bajo control fluoroscópico, se administra material de contraste yodado de forma percutánea en la duramadre espinal a través de una aguja colocada en la parte caudal de la médula. Es posible realizar una buena diferenciación entre las masas intra y extradural. Con todo, la RM ha reemplazado a esta técnica.

Broncografía

En alteraciones susceptibles de estar asociadas a los bronquios (tumores, abscesos, bronquiectasias) no discriminables mediante las radiografías convencionales o la TC, se recomienda opacificar el sistema bronquial con material de contraste yodado isotónico. Como este tipo de exploración tiene un efecto adverso y persistente en la función respiratoria no debe realizarse nunca de forma bilateral, hasta transcurridos por lo menos unos días. En cuanto los bronquios de quinto y sexto orden están llenos ya se puede proceder a la exploración, puesto que no es necesaria la completa opacificación del parénquima pulmonar. El material de contraste se introduce a través de un catéter flexible, normalmente (y guiado por) un broncoscopio. Este procedimiento se practica bajo anestesia con el fin de prevenir la tos y la consiguiente desaparición y desvanecimiento del material de contraste. En lugar de utilizar una inyección a presión, el operador deja que el material de contraste rebose por uno de los bronquios principales, operación en la cual coadyuvan la propia fuerza de la gravedad y la respiración del paciente, a quien se coloca

en una posición determinada. Las radiografías se toman durante el llenado con el material de contraste y después de él, en dos direcciones por lo menos.

Técnicas endoscópicas

En las exploraciones internas de los órganos se utilizan sistemas modernos de fibra óptica flexibles. Además de su aplicación diagnóstica, se pueden efectuar otras manipulaciones (toma de muestras histológicas, biopsias). El material de contraste puede introducirse con la ayuda de endoscopios, como se hace, por ejemplo, en la visualización de los conductos biliares y pancreáticos (colangiopancreatografía endoscópica retrógrada, CER).

ECOGRAFÍA (US)

Como técnica imaginológica, la ecografía es muy diferente de las otras técnicas mencionadas hasta aquí. Así, a diferencia de aquéllas, la ecografía no utiliza parte del espectro electromagnético como fuente de energía. Las ondas ultrasónicas no pertenecen al espectro electromagnético, sino que representan oscilaciones mecánicas que se desplazan por el aire o por otro medio conductor. Estas oscilaciones mecánicas generan también sonidos audibles. El oído humano puede detectar oscilaciones entre un límite de frecuencias que va de 20 Hz a 20 kHz. A los situados por debajo de los 20 Hz se les denomina infrasonidos, mientras que por encima de los 20 kHz se hallan los ultrasonidos.

Las ondas que se generan con la propagación de oscilaciones mecánicas hacen que las moléculas del medio conductor oscilen alrededor de su posición de reposo, mantenida por inercia. En un medio determinado, donde las partículas están muy juntas, las ondas sonoras viajan a una velocidad de propagación característica, determinada por la densidad y adaptabilidad (elasticidad y resiliencia) del medio. El sonido viaja despacio en el aire (340 m/s), es bastante rápido en el agua (1500 m/s) y en los huesos compactos (alrededor de la media biológica) avanza a la impresionante velocidad de 4000 m/s. La velocidad de propagación también depende de la frecuencia y de la longitud de onda. Asimismo, las ondas sonoras que se desplazan se caracterizan por su intensidad: la cantidad de energía que pasa a través de una unidad de superficie en una unidad de tiempo. Una de las medidas relativas que se utilizan con frecuencia es el decibelio (dB), definido por la amplitud del sonido.

En las aplicaciones diagnósticas, los ultrasonidos se generan con la ayuda de un aparato llamado transductor, que con-

vierte una forma de energía en otra. Esto se consigue mediante un cristal piezoeléctrico que cambia de forma bajo un potencial eléctrico y produce oscilaciones mecánicas (Fig. 7).

De este modo, la energía eléctrica se convierte en energía mecánica que viaja a través de un medio conductor en forma de ondas sonoras (ultrasonidos). Asimismo, en el transductor, se puede producir una transformación similar de la energía aunque de dirección opuesta: las oscilaciones mecánicas que se desplazan en el cristal piezoeléctrico inducen un campo de energía potencial. Así pues, el mismo transductor puede funcionar como transmisor y como receptor, es decir, que es capaz tanto de generar como de detectar ondas ultrasónicas. Por ello, en la práctica, las ondas ultrasónicas se emiten como pulsos, exponiendo el cristal piezoeléctrico a pequeñas explosiones de impulsos eléctricos (corriente, potencial) a intervalos regulares (unos 1000/s).

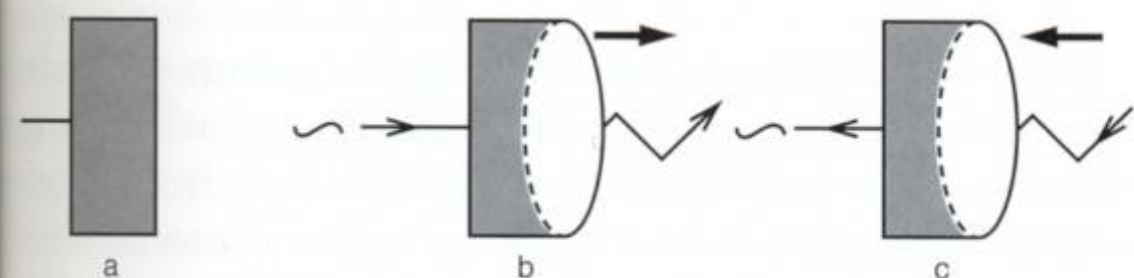


Figura 7. El principio de la ecografía. a: cristal piezoeléctrico (transductor), b: transformación de la energía eléctrica en oscilaciones mecánicas de alta frecuencia (ondas ultrasónicas), c: transformación de los ultrasonidos reflejados en señales eléctricas.

En los intervalos de tiempo que separan pulsos consecutivos (alrededor de 1 ms), la onda ultrasónica reflejada se detecta en el transductor. Si las ondas sonoras/ultrasónicas llegan a una interfase (el límite entre dos medios conductores), una parte de su energía pasa a través de la interfase mientras que la otra se refleja. Al igual que sucede con el fenómeno óptico, tanto la reflexión como la absorción varían en función de las propiedades de la interfase. Si la dirección de los sonidos es perpendicular a la superficie, entonces las ondas no se desvían en absoluto, tan sólo la velocidad a la cual viajan se modifica en función de las propiedades del nuevo medio. En cambio, si la onda ultrasónica llega a la superficie de la interfase con una cierta inclinación, su curso se altera, tal como sucede en la refracción de la luz. Las interfases tejidos blandos/tejidos blandos apenas modifican la velocidad de las ondas ultrasónicas, ya que la propagación de los ultrasonidos es casi la misma en todos los tejidos blandos. Por el contrario, la velocidad de propagación es considerablemente superior en los huesos. Por este motivo, en las interfases hueso/tejido blando se produce una desviación de carácter significativo (refracción) de las ondas ultrasónicas.

Otra de las características de la propagación del sonido es lo que se denomina impedancia acústica del medio y depende de la densidad del medio y de la velocidad con que viaja la onda en él. Para un determinado medio conductor, la intensidad y la amplitud de un haz de ultrasonidos disminuyen exponencialmente con la velocidad a la que se desplazan las ondas. Esta disminución en intensidad/amplitud se llama atenuación. Cuando la frecuencia del sonido aumenta, el grado de atenuación suele incrementarse. En otras palabras, la profundidad de penetración de los ultrasonidos se reduce. La atenuación es debida a los siguientes factores: absorción —en razón de la cual la oscilación mecánica se transforma en calor—, reflexión, refracción y dispersión. La medida de atenuación se expresa como el grosor de la capa (en cm) capaz de reducir a la mitad la intensidad de un haz de ultrasonidos que la atraviesa. Los valores de atenuación son de 1/1000 para el agua y de 1/10 para la sangre. En los tejidos blandos, la atenuación llega a casi 1 en el hígado, es superior a 1 en el corazón, se sitúa por encima de 10 en el aire y llega a unos 20 en los huesos del cráneo.

Los ultrasonidos se pueden utilizar en tres formas diferentes (según las características del medio que atraviesen).

1. *Tipo A (modalidad de amplitud).* Aquí, las señales reflejadas (ecos) aparecen como bandas verticales (desviaciones, picos) en la curva del osciloscopio. La distancia de las bandas, medidas sobre la línea base, indica la distancia entre la superficie reflectora y el transductor, aunque la amplitud de las desviaciones representa la magnitud de la reflexión para una amplificación estándar determinada. Si se considera una velocidad de propagación constante para las ondas ultrasónicas que se desplazan por los tejidos blandos, la distancia entre los picos permite medir la distancia real de los límites reflectores (límites de los tejidos) dentro del cuerpo humano. Este método se sigue utilizando todavía, por ejemplo en ecografía oftalmológica.

2. *Tipo M (modalidad de movimiento).* En este método, los ecos aparecen como puntos brillantes (o de brillo tenue). Las señales de eco que se reflejan en una superficie en movimiento producen una curva en la pantalla del osciloscopio. Esta técnica se utiliza en ecocardiografía, porque ofrece la ventaja de que los movimientos de las paredes del corazón se pueden observar con gran precisión.

3. *Tipo B (modalidad de nivel de brillo).* Las señales de eco aparecen en la pantalla como puntos de brillo tenue. El órgano o parte del órgano a explorar se somete a barrido con el haz de ultrasonidos según un plano escogido de forma arbitraria. Con la suma de las señales del eco se obtiene una imagen topográfica real en dos dimensiones de las secciones pla-

nas de las superficies reflejadas. A continuación se comentan algunos métodos de barrido que se utilizan (Fig. 8).

- El haz se transmite a los tejidos mediante la inclinación del transductor (barrido de sector).
- El haz pasa por líneas paralelas (barrido lineal o paralelo).
- Una combinación de los dos métodos descritos arriba da lugar al barrido convexo. En todos los barridos, el transductor puede moverse de forma manual o a través de un dispositivo mecánico.

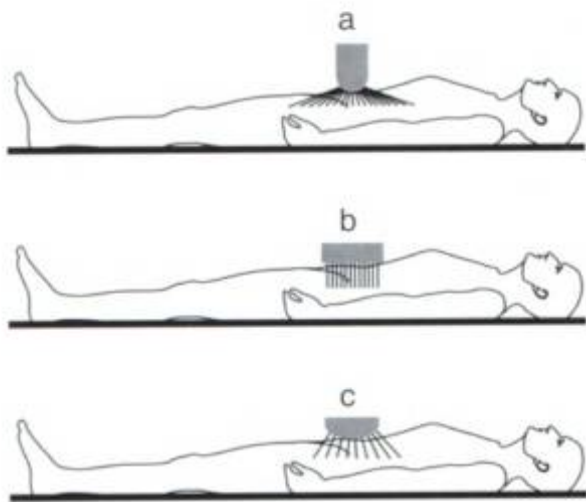


Figura 8. Métodos de barrido utilizados en ecografía. a: barrido de sector, b: barrido lineal o paralelo, c: barrido convexo.

Las señales ecográficas (puntos de luz) que se visualizan en la pantalla dependen de la profundidad de la que proceden después de que haya pasado el haz de ultrasonidos. Los ecos que se obtienen en las distintas posiciones del transductor son almacenados por el aparato y, tras haberse completado la operación, toda la sección barrida se muestra como una imagen en blanco y negro en dos dimensiones. Luego, ya se puede imprimir esta imagen sobre película o sobre papel polaroid. Una forma más efectiva si cabe es la visualización de los puntos de luz —cuyas intensidades son proporcionales a las amplitudes de los ecos— en escala de grises, con lo cual se obtiene una imagen casi realista. Otra versión más moderna utiliza varios transductores (accionados por un motor) y un haz que se puede enfocar de forma electrónica. Con este método, el tiempo requerido para la visualización se puede reducir y el número de imágenes obtenidas cada segundo basta para una visualización dinámica de los órganos, lo que permite un seguimiento de los movimientos en tiempo real.

Cada órgano o problema para diagnosticar tiene su método óptimo de exploración. Con todo, lo que cuenta en las exploraciones de ecografía, más que cualquier otra cosa, es efectuar el barrido en el plano correcto, pero también la destreza del operador. En lugar de realizar la exploración en todos los planos posibles, se utilizan planos y secciones estándar para cada orientación anatómica y patológica. Por ejemplo, los órganos abdominales se exploran con el paciente en posición supina,

inspirando o espirando. Los riñones se exploran con el paciente recostado sobre uno de sus lados y el transductor colocado en posición lumbar. Para una exploración de corazón, el transductor se dirige de abajo arriba, a través de la ventana acústica colocada bajo el apéndice xifoides. Algunos órganos se visualizan mejor a través de ventanas acústicas especialmente diseñadas; por ejemplo, la glándula suprarrenal derecha se somete a barrido a través del hígado, mientras que para los órganos de la cavidad pelviana se procede a través de la vejiga urinaria llena y dilatada (esta última es muy permeable a las ondas ultrasónicas).

Los cambios en la frecuencia de los ultrasonidos, generados a lo largo de la superficie de los órganos en movimiento o en las corrientes de líquido (sangre), se pueden examinar con un aparato que utiliza el principio de Doppler. Por la experiencia cotidiana, sabemos que el sonido de una ambulancia se percibe con una frecuencia superior cuando el vehículo se mueve hacia nosotros que cuando se aleja. Este mismo principio es aplicable para la visualización del flujo sanguíneo dentro de los vasos. En este caso se utilizan dos cristales piezoeléctricos, uno como transmisor constante y otro como receptor de la señal modificada (Fig. 9).

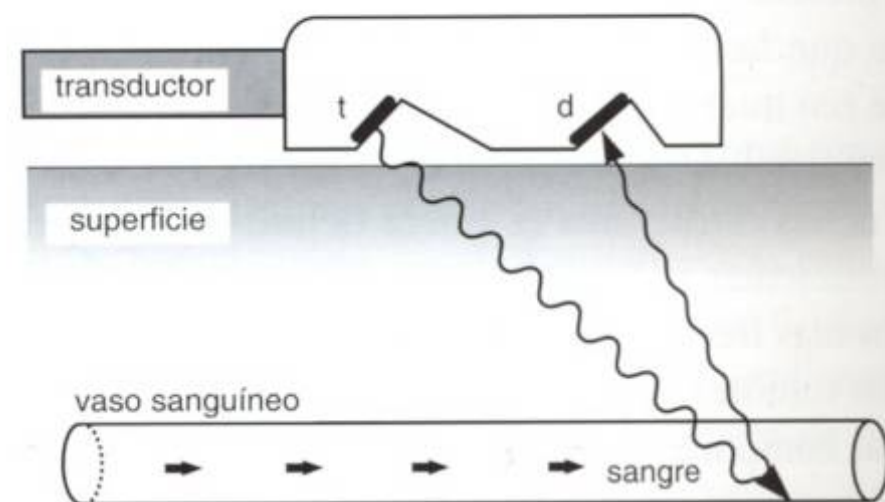


Figura 9. Principio de la técnica de Doppler en ecografía. t: transmisor, d: detector.

De este modo, se puede medir la velocidad del flujo de sangre en el sistema vascular o en las cámaras del corazón. La aceleración debida a una constricción de los vasos o entre las cámaras del corazón puede ser un buen indicativo de la existencia de una alteración patológica. Los instrumentos de sonografía Doppler se pueden usar en los fetos para las exploraciones de corazón, salvo en las etapas embrionarias más tempranas (antes de los 4 meses) en las que debe limitarse su aplicación debido a la descarga continua de energía sonora (el doble de lo normal). En los equipos de sonografía Doppler acoplados a ordenador, no sólo se puede medir la velocidad de la sangre, sino que también es posible revelar, mediante un código de color, la dirección del flujo. En ecocardiografía, esta

técnica permite medir incluso los gradientes de presión o la cantidad de sangre que ha sido regurgitada (reflujo, pérdidas). Más aún, se puede medir el volumen (capacidad) de las anastomosis (bypass) y, en consecuencia, prescindir de las pruebas intervencionistas efectuadas con catéter.

En ecografía, contrariamente a lo que cabría esperar, la diferenciación de tejidos que permitiría una evaluación histológica directa no es una técnica muy fiable. Sin embargo, la ecografía sí es capaz de distinguir ciertas propiedades de los tejidos, principalmente las relacionadas con el número, la extensión y la disposición de las superficies reflectantes (interfases). Por ejemplo, el interior de una estructura quística carece de eco, mientras que la pared posterior (el lado más alejado) da unas señales de eco intensas, mejorando mucho la calidad de la visualización de las estructuras subyacentes (véase la visualización de los órganos de la cavidad pelviana a través de la vejiga urinaria llena). Incluso con una mayor amplificación, el interior de estas estructuras no tiene eco y esta translucidez sólo se reduce de forma ligera al aumentar la frecuencia; o sea, la atenuación es débil en las estructuras que contienen fluidos. La viscosidad no influye en las imágenes de fluidos obtenidas por ecografía. En cambio, las estructuras sólidas, que suelen presentar una forma irregular y unos contornos más rugosos que las estructuras quísticas, tienden a dar alguna señal de eco interna pero el eco posterior o de pared no existe o es muy débil. La visualización de las regiones situadas por debajo de las estructuras es pobre debido a la dispersión del haz. Al aumentar la amplificación, las señales internas de eco se hacen más frecuentes y pueden asimismo modificar su patrón. Los tumores homogéneos o necróticos también pueden presentar componentes quísticos; en estos casos, la amplificación o aumento de la frecuencia puede dar lugar a más señales de eco procedentes de la estructura interna. Algunas estructuras muestran características de ambos tipos de formación: quística y sólida. Se trata de estructuras con rasgos mixtos y forma irregular que generan ecos internos; por ejemplo, quistes con particiones internas, compartimentos fibrosos y posibles restos o partes sólidas dispersas. Asimismo, los abscesos y las metástasis necróticos pertenecen a esta categoría.

El éxito de la ecografía depende, más que cualquier otra técnica imaginológica, de la competencia y habilidad del operador. La evaluación de las imágenes sonográficas precisa de buenos conocimientos en física, tecnología y patología. Ha de tenerse en cuenta que cada imagen está compuesta de series de imágenes.

Mediante la ecografía Doppler, también se puede valorar la vascularización y circulación de los órganos. Las estructuras avasculares (sin vasos) no dan señales de eco Doppler, las hipovascularizadas dan pocas y las hipervascularizadas, muchas.

Las propiedades del flujo de sangre difieren según el tipo de vasos. Estas diferencias se pueden caracterizar muy bien en las arterias y venas. En la sonografía Doppler de los vasos sanguíneos, las señales de eco reflejadas son generadas, sobre todo, por los glóbulos rojos en movimiento, más que por los vasos propiamente dichos. En las imágenes en dos dimensiones, es posible apreciar vasos sanguíneos superiores a 3-4 mm e incluso la pared vascular. Se pueden distinguir dos tipos: arterias de baja resistencia, en las que el flujo diastólico es más bien elevado, como en la carótida o en las arterias renales, y arterias de alta resistencia, donde el flujo en la fase de diástole (tras el pico sistólico) es cero o incluso negativo, como en el caso de las arterias carótida y femoral. Los flujos venosos son continuos y de velocidad baja, tal y como muestran, por ejemplo, las venas femoral o portal. Las pruebas de perfusión ultrasónicas, en las cuales el flujo de sangre en un vaso se determina con métodos de computación no intervencionistas, van ganando cada día más adeptos.

El operador ha de estar atento a las propiedades físicas que originan la formación de artefactos. Estos artefactos comprenden efectos de sombreado, distorsión debida a la curvatura de superficies reflectantes inclinadas y reverberación. La reverberación se genera entre dos interfases cuando un haz de ultrasonidos que acaba de reflejarse vuelve a rebotar, según un efecto pimplón, hasta que llega un momento en que su intensidad decae por debajo del nivel de detección. En estos casos, el desfase entre los ecos reverberados da la falsa impresión de que se trata de múltiples interfases en lugar de lo que es en realidad: una fase única que subyace en el fondo.

IMAGINOLOGÍA DE RESONANCIA MAGNÉTICA (RM)

De entre las técnicas imaginológicas de uso rutinario, la RM pertenece al grupo (junto a la US) no asociado a la radiación ionizante.

Las propiedades de las técnicas imaginológicas basadas en los rayos X dependen del número atómico y de la capacidad de atenuación, mientras que las técnicas ultrasonográficas dependen de la reflexión de las ondas sonoras en las interfases tisulares. La RM es un método basado en un complejo fenómeno físico en el que la imagen se forma bajo un campo magnético constante, utilizando para ello la energía de los impulsos de radiofrecuencia. La resonancia magnética nuclear fue descubierta en 1946 por Bloch y Purcell y durante décadas ha sido utilizada en el análisis físico y bioquímico de los materiales. Hasta los años setenta, gracias a la tecnología espacial y al progreso de la informática, no se ha podido disponer de esta técnica para el diagnóstico imaginológico.

La física básica de la RM, bastante compleja, se puede explicar de forma simplificada mediante el modelo geométrico del átomo.

Magnetismo nuclear

El átomo es la partícula química más pequeña de la materia y consta de un núcleo rodeado por capas de electrones de carga negativa. El núcleo se compone de protones y neutrones, que en conjunto se denominan nucleones. Los protones tienen carga positiva, mientras que los neutrones carecen de carga. Los nucleones también poseen *spin*, es decir, se comportan como imanes elementales (dipolos) que generan un campo magnético mientras giran alrededor de su propio eje. Así pues, cada núcleo atómico está asociado a un diminuto campo magnético externo.

Los campos magnéticos se miden en unidades conocidas como tesla. Un tesla equivale a 10.000 gauss. El valor del campo magnético de la Tierra es de 0,3-0,7 gauss. Los imanes magnéticos elementales tienen dos polos: norte y sur. Los polos iguales se repelen, mientras que los opuestos se atraen. Los materiales con propiedades magnéticas tienden a alinearse en función de las líneas magnéticas de la fuerza. Si un conductor eléctrico se coloca en un campo magnético, se genera corriente. A la inversa, la corriente eléctrica (una corriente de partículas cargadas, como los iones o protones en movimiento) puede generar un campo de fuerzas magnéticas.

En los átomos con número par de nucleones, los dipolos magnéticos se neutralizan; estos átomos carecen de momento magnético dipolar. No obstante, los átomos con número impar de nucleones no están en equilibrio y presentan un patente momento magnético que da lugar al fenómeno de la resonancia magnética. El núcleo del átomo de hidrógeno consiste en un solo protón. De todos los elementos, el hidrógeno es el que presenta el momento magnético mayor. Otros elementos también son capaces de resonancia magnética. Este hecho ha sido aprovechado en la espectroscopía de RM antes de su utilización en la imaginología de RM y todavía se usa (carbono, C_{13} 6 protones + 7 neutrones; flúor, F_{19} 9 protones + 10 neutrones; sodio Na_{23} 11 protones + 12 neutrones; fósforo P_{31} 15 protones + 16 neutrones). Incluso en estos casos, ninguno de tales elementos es comparable a la intensidad magnética del hidrógeno, cuyo único protón no está compensado. Afortunadamente, el hidrógeno es el componente mayoritario de los tejidos vivos (dos tercios) y la intensidad de su señal supera a la de cualquier otro elemento en un factor de 1000. En la práctica, la imaginología de RM investiga la distribución, el comportamiento y el enlace de los protones presentes en el agua y en la grasa con relación a su medio.

Resonancia magnética

Cuando los dipolos de hidrógeno que oscilan de forma irregular se colocan en un campo magnético externo, los imanes elementales se alinean en dirección paralela o antiparalela (norte-sur, sur-norte; Fig. 10).

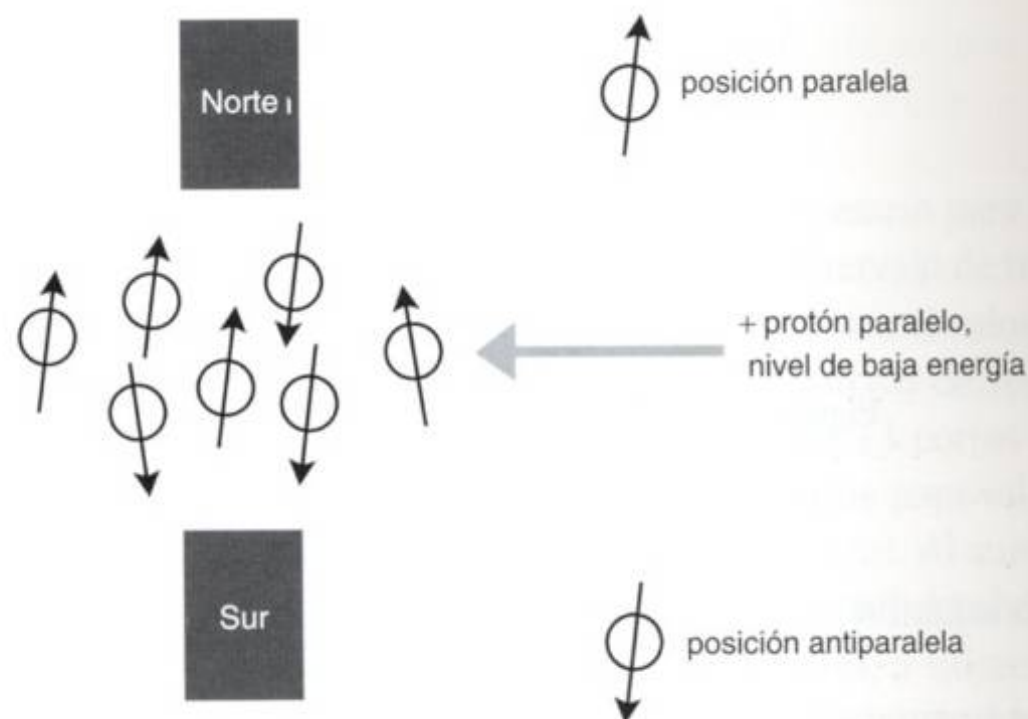


Figura 10. Orientación de los protones en una imantación longitudinal.

Sus respectivas señales se contrarrestan entre sí. Sin embargo, la cantidad de protones que se alinean en dirección paralela —estado de baja energía— es algo superior a la cantidad de protones alineados en dirección antiparalela (un 0,1%, con un campo de 0,5 tesla; a 37 °C, sólo 4 de cada 2 millones). Esta diferencia diminuta pero constante en el número de protones alineados, conocida como imantación longitudinal, es la que permite la imaginología de RM.

La rotación de los protones no es perfectamente axial, sino más parecida a la de una peonza (o a la propia Tierra) que gira alrededor de un eje vertical, describiendo de esta manera un cono de giro (Fig. 11).

A esto se le denomina movimiento precesional. La frecuencia precesional de los protones iguala a la velocidad de este movimiento, esto es, el número de revoluciones por segundo. La frecuencia precesional es directamente proporcional a la fuerza del campo magnético externo y también depende de la estructura química y de la temperatura.

Debido al movimiento precesional, cuando los protones se colocan en un campo magnético su vector magnético se sitúa con un ángulo determinado respecto al eje giratorio. El movimiento precesional es irregular porque los protones están fuera de fase, es decir, que los componentes transversales del movimiento se contrarrestan entre sí.

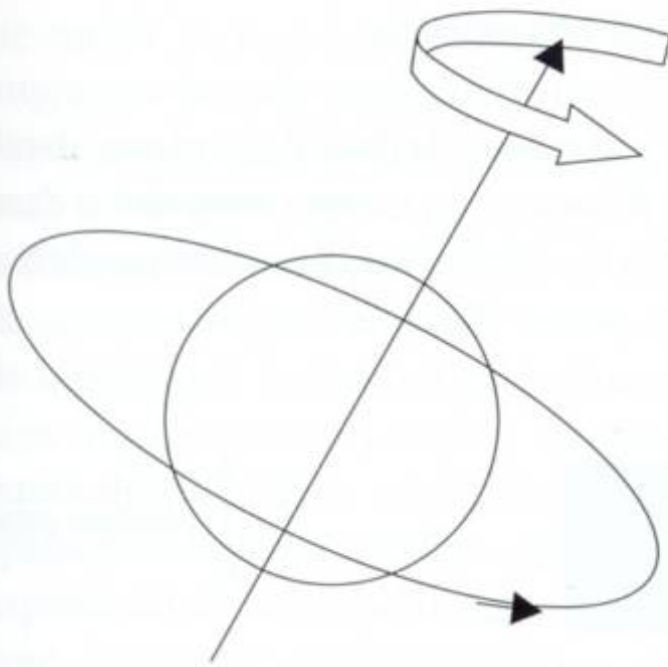


Figura 11. Movimiento precesional del protón.

Relajación

La imantación transversal se consigue con un impulso externo de ondas de radiofrecuencia (RF). La frecuencia de tales ondas debe estar en el rango de resonancia (ver arriba) y ser perpendicular al eje de giro. En un protón determinado, la variación del eje depende de la intensidad y duración de la onda de RF; a 90° , la desviación puede llegar hasta el plano transversal. El estado de alta energía generado por el impulso RF es inestable. Tan pronto como se desvanece el impulso, los protones vuelven a su posición original por movimiento precesional, lo que significa que ambos se acercan a la dirección determinada por el enrejado y pierden la coherencia adquirida con anterioridad. Esta reorganización de los protones, que comporta una restauración del estado magnético, se denomina spin-enrejado o relajación de T1.

Al mismo tiempo, y con independencia de la relajación de T1, se puede observar un proceso mucho más rápido: la relajación de la imantación transversal. En efecto, los protones pierden la coherencia impuesta por el impulso RF. A esta pérdida se le denomina spin-spin o relajación en T2.

La relajación de T1 en los tejidos vivos sigue una curva exponencial, donde la constante del tiempo (tiempo T1) depende de cada tejido (Fig. 12).

La constante T1 (el tiempo necesario para restablecer el 63% de la imantación longitudinal) depende de las condiciones histológicas, estado de la fase, así como de la intensidad del campo magnético (cuanto mayor sea el campo, mayor será el tiempo de relajación en T1). En los tejidos grasos, la descarga de energía es rápida y presenta una curva de relajación abrupta, o sea, los valores de T1 son pequeños. Por el contra-

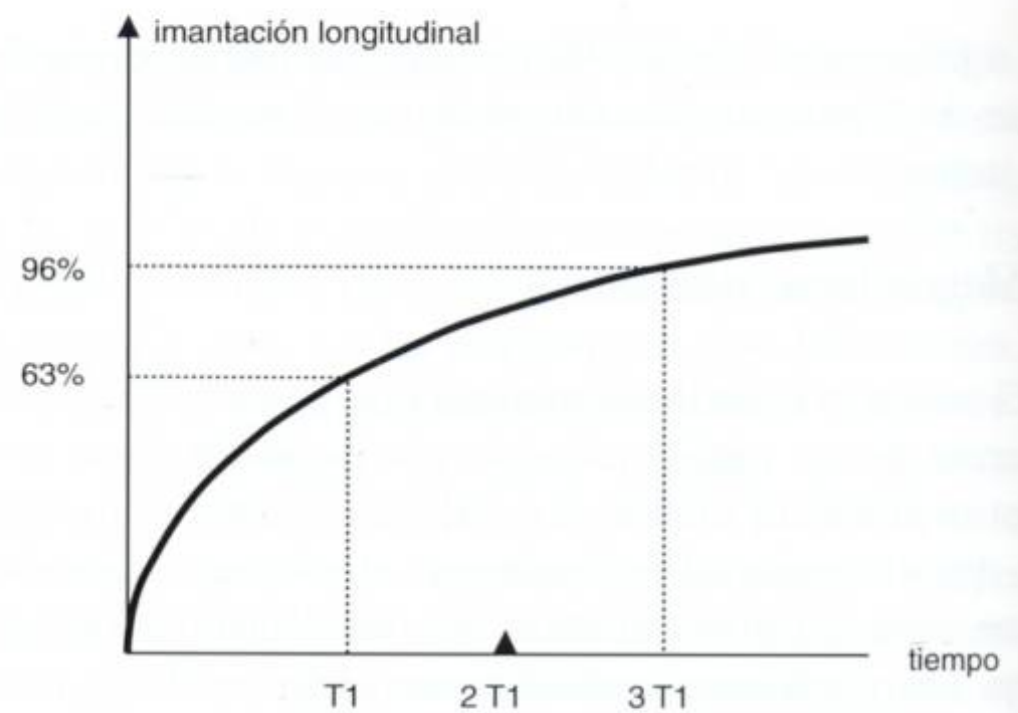


Figura 12. Evolución de la relajación de T1 en función del tiempo.

rio, en el agua, la descarga de energía es más lenta, la curva más plana y, por tanto, los valores de T1 más largos. En estructuras sólidas, los valores de T1 se reducen, ya que los protones pueden ceder fácilmente su excedente de energía al enrejado. Esta propiedad, basada en las diferencias de los tiempos de relajación, permite una clara distinción de tejidos y órganos a partir de las imágenes ponderadas en T1.

La relajación de T2 en los tejidos sigue una curva exponencial negativa que corresponde a una pérdida gradual de la coherencia de fase transversal (Fig. 13).

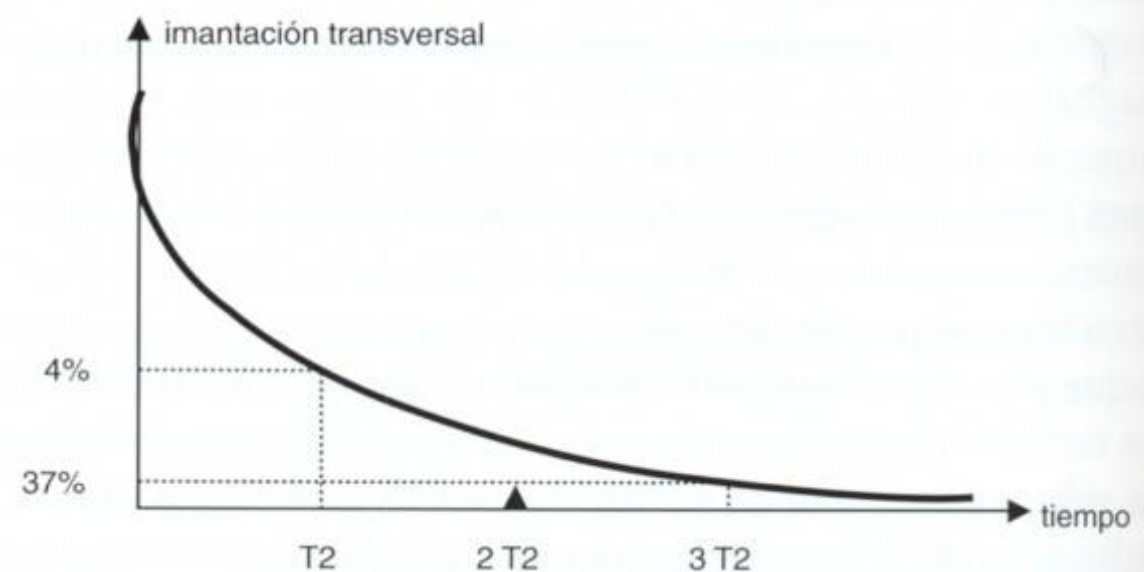


Figura 13. Evolución de la relajación de T2 en función del tiempo.

La constante de tiempo T2 es el tiempo necesario para la desaparición del 63% de la imantación transversal. La relajación de T2, independiente de la relajación de T1 y varios órdenes de magnitud mayor que ésta, se debe a la heterogeneidad del campo magnético (generado localmente o por el equipo). A partir de las imágenes ponderadas en T2, se puede seguir avanzando en la diferenciación de los tejidos.

Durante el tramo exponencial negativo, el vector transversal sufre una rotación. Y dicha rotación, que como es sabido genera ondas electromagnéticas (RF) en los imanes elementales, induce una corriente detectable en la bobina que rodea el cuerpo del paciente. Esta curva decreciente DPL (decrecimiento de la señal de precesión libre; en inglés: FID) se indica como T2.

Localización de la señal, contraste de imagen y resolución espacial

La señal de localización se consigue mediante un afinamiento y "desajuste" del campo magnético homogéneo. El imán que rodea al paciente asegura una intensidad de campo homogénea para un determinado volumen de espacio. Se necesita un impulso de RF de determinada longitud de onda para excitar a los protones. Por su parte, los protones descargan impulsos de longitudes de ondas similares. En los campos magnéticos homogéneos, debido a la uniformidad de las ondas RF, no es posible identificar a los protones individualmente. Para localizar cada transmisor (diferenciar los protones de capas adyacentes de los de otras capas) ha de alterarse ligeramente el campo magnético mediante un cierto "desajuste". En este punto, se introduce un gradiente ("pendiente") determinado con ayuda de una bobina electromagnética (denominada bobina de gradiente). Así, según sea la pendiente del gradiente, se pueden detectar las diferencias en la descarga de la frecuencia de resonancia de cada protón. Cada impulso de frecuencia determinada se encuentra en resonancia únicamente en el plano perpendicular a la dirección del gradiente (este último puede ser también oblicuo). Estos gradientes se introducen en cada una de las tres dimensiones del espacio: axial-transversal Z, sagital X y frontal Y. De este modo, se pueden identificar, por filas y columnas, puntos precisos de la imagen en capas adyacentes o entre capas. El procesamiento de los datos obtenidos se lleva a cabo por medio de ordenador, utilizando la transformación de Fourier.

El grosor de la capa medida es función de la amplitud de banda del impulso RF y de la pendiente del gradiente. Los gradientes utilizados son: selección de corte, codificación de fase y lecturas de los gradientes de frecuencia. De esta forma, los vóxeles registrados por los tres gradientes corresponden a valores reales (a diferencia de los datos computados en la matriz cuadrada de las imágenes de TC). Para comprenderlo mejor, pensemos en un piano. Aun de espaldas al instrumento, es posible identificar la tecla que el intérprete ha pulsado a partir del sonido producido. Cada tecla produce un tono reconocible. Esto es precisamente lo que hacen las unidades de

RM computarizadas a partir de su frecuencia de precesión aunque de un modo algo más complejo y preciso (piénsese en un piano en tres dimensiones) al ubicar los protones en un espacio tridimensional. La dirección del gradiente de la selección de corte determina el plano de visualización, mientras que las secciones corresponden anatómicamente a los planos sagital, transversal (axial) y frontal.

Factores que afectan a la intensidad de señal: TR y TE

Tiempo de repetición, TR. Es el tiempo necesario para restablecer el vector magnético longitudinal (el intervalo de tiempo entre pulsos RF de 90°). Cuanto más corto sea el valor TR más se potenciarán las diferencias entre las curvas de relajación de T1. Los tejidos blandos con valores de T1 cortos dan señales intensas (puntos brillantes), mientras que para valores largos de T1 las señales son débiles (punto oscuro). Al aumentar la TR, la diferencia en la intensidad de la señal decrece de forma gradual y finalmente desaparece. Así pues, a valores de TR cortos (inferiores a 700 ms) les corresponden imágenes ponderadas en T1.

Tiempo del eco, TE. Indica el momento de medición de la señal en la relajación de T2. Valores altos de TE potencian las diferencias en el magnetismo transversal. Los tejidos con valores grandes de T2 muestran una intensidad mayor (brillantes), mientras que los valores pequeños de T2 dan señales débiles (oscuras). Por ello, a los valores de TE elevados les corresponden imágenes ponderadas en T2.

Secuencia de impulso spin-eco. Con frecuencia, este tipo de visualización secuencial se utiliza junto a relajaciones de T1 y T2, densidad de protones; también es sensible para otros fenómenos más convencionales. Tras la pérdida instantánea de la coherencia de fase debida al impulso de 90°, el vector magnético transversal decrece con rapidez, dejando pocas diferencias. A la vuelta, si se le da otro impulso a 180°, a mitad de la TE, los protones que vuelven con mayor velocidad de precesión quedarán "rezagados", pero hacia el final de TE alcanzarán a los protones que giran más despacio. Por este motivo, el efecto de relajación se duplica para el mismo período de tiempo (TE).

Recuérdese el cuento de la liebre y la tortuga. Ambos animales empiezan la carrera a la vez. Naturalmente, al punto de dar la señal de llegada, la liebre está mucho más lejos. Entonces, de golpe, la tortuga se da cuenta de su posición ventajosa, pues apenas se ha movido de la línea de salida, que ahora se ha convertido en la meta. Al final, la tortuga y la liebre acaban la carrera al mismo tiempo.

La selección de los parámetros para la exploración tiene una gran importancia.

Señales magnéticas de los diferentes tejidos

Factores que afectan al contraste del tejido:

- densidad de protones
- tiempo de relajación longitudinal (T1)
- tiempo de relajación transversal (T2)
- frecuencia de resonancia
- variaciones químicas
- susceptibilidad magnética
- movimientos de convección, perfusión y moleculares

La intensidad de la señal es potenciada por:

- aumento de la densidad de protones
- valores altos de T2
- valores bajos de T1

Los efectos y las alteraciones que producen señales intensas en las imágenes ponderadas en T1 son:

- grasas (gotas de lípidos que contienen material de contraste en SNC).
- contenido de proteínas elevado (quistes)
- hemorragias, formas agudas o crónicas (metahemoglobina intra o extracelular)
- melanina (depósitos en tumores)
- flujo lento y marginal de líquido
- metales paramagnéticos (hierro, cobre; por ejemplo, enfermedad de Wilson)
- calcificación distrófica, necrosis
- material de contraste paramagnético

Los materiales que atenúan el efecto del campo magnético externo se llaman diamagnéticos (el 90% de los tejidos humanos entran dentro de esta categoría), mientras que los que lo potencian son los paramagnéticos (por ejemplo, óxidos de hierro). Los materiales ferromagnéticos poseen propiedades magnéticas en ausencia de campo magnético externo. Por último, están los materiales superparamagnéticos, que son capaces de inducir un fuerte campo magnético pero pierden su magnetismo tan pronto el campo magnético externo se suspende.

Tecnología imaginológica

Los imanes utilizados en la imaginología de RM son imanes permanentes (como los grandes imanes con forma de herradura) o bien, electroimanes. Los primeros están hechos de metal sólido, o sea, son bastante pesados y tienen un campo magnético limitado (un máximo de 0,25 tesla). Sin embargo, estos imanes tienen la ventaja de que pueden abrirse, lo cual facilita el acceso al paciente. Los electroimanes son capaces de generar

un campo magnético superior, pero la mayor parte de la energía que alimenta la bobina se convierte en calor. La fuerza magnética que se alcanza con este sistema no sobrepasa los 0,35 t, a menos que se utilicen sistemas superconductores. En los sistemas, el alambre de la bobina es de una aleación especial y el sistema se mantiene a una temperatura cercana a los cero grados Kelvin (-269 °C) con la ayuda de helio líquido. En los imanes superconductores, una vez alimentado el sistema, la corriente eléctrica continúa circulando sin prácticamente resistencia, siempre y cuando se mantenga refrigerado. Con los imanes superconductores, se puede conseguir un campo magnético muy fuerte. Normalmente, el máximo utilizado en exploraciones clínicas es de 2,0 t. Los sistemas se pueden clasificar en los siguientes tipos de sistemas de campo: bajo (más de 0,2 t), intermedio (0,35-0,5 t) y alto (1-2,0 t). También existen sistemas experimentales de 3,0 t.

Dentro de un campo determinado, los campos magnéticos utilizados en RM no son muy peligrosos desde el punto de vista biológico. No obstante, los pacientes con implantes metálicos o paramagnéticos (como clips de aneurismas) o dispositivos electroinducibles (implantes cocleares) no deben ser sometidos a exploraciones de RM. Asimismo, está prohibido el examen de pacientes con marcapasos electrónicos, sobre todo teniendo en cuenta que el electrodo del marcapasos podría actuar de antena y ser activado de forma indebida por el campo magnético. En cuanto a otros metales no magnéticos (titanio, oro, etc.), sólo causan fallos locales de la señal.

Fenómenos de convección: angiografía de RM

En las exploraciones a pacientes suele aparecer un flujo intermitente de líquidos (sangre, FSC). Dicho flujo puede ser lento o rápido y seguir una dirección perpendicular o paralela al plano de sección. Si el flujo del líquido es lo bastante rápido, los protones excitados por el impulso RF habrán abandonado la capa en el momento en que se detecte su energía de descarga y su sitio habrá sido ocupado por protones sin excitar. Éste es el motivo de la existencia de las señales "especiales" que se observan en vasos y órganos importantes. Precisamente, éste es el fenómeno que aprovecha la TDV (tiempo de vuelo), la técnica utilizada en la angiografía de RM, donde las "señales especiales" permiten diferenciar los vasos de los tejidos de fondo que generan señales de intensidad variable. Con un muestreo rápido se puede obtener el efecto opuesto: los vasos muestran señales más intensas que las que se aprecian de los tejidos vecinos.

Otro de los fenómenos utilizados en la angiografía de RM se denomina contraste de fase (CF). Los protones de los líquidos que fluyen deprisa experimentan una desincronización

más rápida que los tejidos estables. Esta técnica se puede usar incluso para medir la velocidad del flujo.

Algunas técnicas son conocidas por eliminar artefactos generados por movimientos de tipo fisiológico, como los que se producen en los ECG, la respiración, así como la suspensión del peristaltismo debido a drogas.

Para una mejor diferenciación tisular, se emplean materiales de contraste especiales que se acumulan en ciertos tejidos u órganos y que pueden modificar la T1, la T2 o ambas. El gadolinio, un elemento de la familia de los lantánidos, es el material de contraste más utilizado en RM. Se acumula preferentemente en ciertos tejidos (la mayoría patológicos, como los tumores) y acorta el tiempo de relajación de T1, con el consiguiente aumento de la intensidad de la señal.

MEDICINA NUCLEAR Y MÉTODOS IMAGINOLÓGICOS

La medicina nuclear utiliza isótopos radiactivos como fuentes de radiación, y entre sus ámbitos de actuación están la diagnosis, los tratamientos y la investigación. Los isótopos son formas de átomos que ocupan el mismo lugar en la tabla periódica pero tienen distinto peso atómico. Debido a la inestabilidad del núcleo, ciertos isótopos sufren una transformación de forma espontánea (degradación), que da lugar a radiaciones corpusculares y electromagnéticas. A dichos isótopos se les denomina radiactivos. Los isótopos utilizados en diagnósticos pueden clasificarse de la siguiente manera:

1. Reactor nuclear. Como, por ejemplo, el yodo 131, el cromo 51, el hierro 59 y el oro 198.
2. Ciclotrón. Como el indio 111, el galio 67, el yodo 123 y el talio 201.
3. Generador de isótopos. Como el molibdeno 99 y el tecnecio 99 m (metaestable).

La radiación electromagnética se origina a partir de las siguientes reacciones:

1. La radiación gamma que acompaña a la degradación beta del núcleo.
2. Los rayos X característicos de la capa de electrones de radionúclidos cuya degradación se halla asociada a la captura de electrones K.
3. La destrucción de la radiación (511 KeV) producida por los positrones emitidos por radionúclidos sin electrones.

En los diagnósticos humanos no se usan radionúclidos de emisión alfa. Algunos radionúclidos emiten partículas beta, o bien, tras capturar los electrones, conservan de manera pro-

longada el excedente de energía en forma de radiación gamma de vida media que puede medirse. Este tipo de núclidos se llama metaestable (y se indica con una "m" después del número de su masa atómica). Los isótopos metaestables son emisores puros de rayos gamma (sin radiación corpuscular) y constituyen una ventaja evidente para el paciente. En efecto, diferencia de los rayos beta, que son absorbidos por el cuerpo humano, los gamma son fácilmente detectables en el exterior y se pueden utilizar bastantes actividades sin aumentar la carga de radiación.

Las aplicaciones médicas de isótopos se basan en el hecho de que los sistemas biológicos, como el organismo humano, no hacen distinción alguna para los isótopos de un determinado elemento. Así, los compuestos con isótopos marcados se procesan en el cuerpo exactamente igual que sus formas naturales y de este modo se puede realizar su seguimiento mediante detectores de radiación. A causa de la elevada sensibilidad de los detectores, la cantidad de radiactividad introducida en el organismo puede mantenerse lo bastante reducida como para evitar interferencias con los sistemas orgánicos. Por este motivo, los materiales radiactivos se utilizan como trazadores. El principio de marcador se atribuye al físico húngaro György Hevesy. La historia cuenta que este eminente científico sospechaba que su casera servía en la comida restos "reprocesados" del día anterior. Hevesy buscaba desesperadamente una manera que le permitiera descubrir cualquier pista sobre la existencia de restos de comidas antiguas sin que su casera se diera cuenta. Y, según cuenta la anécdota, de esta manera se le ocurrió utilizar isótopos como trazadores.

Los radiofármacos se utilizan para efectuar seguimientos de cambios funcionales y morfológicos en el cuerpo humano mediante métodos muy sensibles y no intervencionistas. Los isótopos se administran de forma oral, intravenosa o por inhalación. Los isótopos se pueden enriquecer por transporte activo (^{131}I -NaI en los ácinos de la tiroides o ^{99}Tc -DNSA en los conductos nefríticos del riñón), fagocitosis (elementos RES del hígado, el bazo y los nódulos linfáticos); microembolias (gammagrafía pulmonar); reacciones antígeno-anticuerpo (marcando los anticuerpos en tumores y metástasis); acumulación directa en embolias cerebrales, etc.

La radiación magnética de los radionúclidos se detecta mediante detectores de centelleo que contienen cristales de NaI contaminados (activados) con talio. Las mediciones son selectivas para protones de determinada energía y permiten la detección simultánea de varios radionúclidos.

TCEFU (Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único; en inglés, SPECT). La emisión de TC estudia la distribución de los radiofármacos en imágenes aditivas en dos dimensiones. Al igual que en las TC basadas en rayos X, la ima-

gen que se obtiene resulta de la reconstrucción computarizada de numerosos datos. La radiación se detecta por medio de dos cámaras de centelleo giratorias que se mueven siguiendo el eje longitudinal del paciente. Además de los tomogramas, este método sirve para generar imágenes de todo el cuerpo. Asimismo, con equipos electrónicos especiales para la detección de la destrucción de fotones de alta energía (511 keV), incluso se puede estudiar la emisión de radionúclidos.

TEP (Tomografía por Emisión de Positrones; en inglés, PET). El principio de esta técnica se conoce desde 1978. Se marcan los metabolitos específicos a estudiar (en un ciclotrón cercano) con isótopos emisores de positrones de vida media corta. Los metabolitos marcados se inyectan por vía intravascular o son inhalados por el paciente. Cuando un positrón colisiona con un electrón, la desintegración resultante da lugar a un par de fotones gamma de alta energía (511 keV), que abandona el cuerpo en direcciones opuestas (180 grados) (Fig. 14). Estos fotones son detectados por abundantes detectores dispuestos a 180 grados que rodean el cuerpo del paciente. Para conseguir buenas mediciones de la coincidencia de los pares cuánticos, el tiempo de ventana para la adquisición de datos ha de ser inferior a 10 nanosegundos. Esto requiere un sofisticado equipo electrónico y potentes ordenadores. Hoy día, las unidades de TEP son los equipos más caros de medicina nuclear, sobre todo porque necesitan una unidad de ciclotrón especial (o bien, operar en colaboración con ciclotrones de

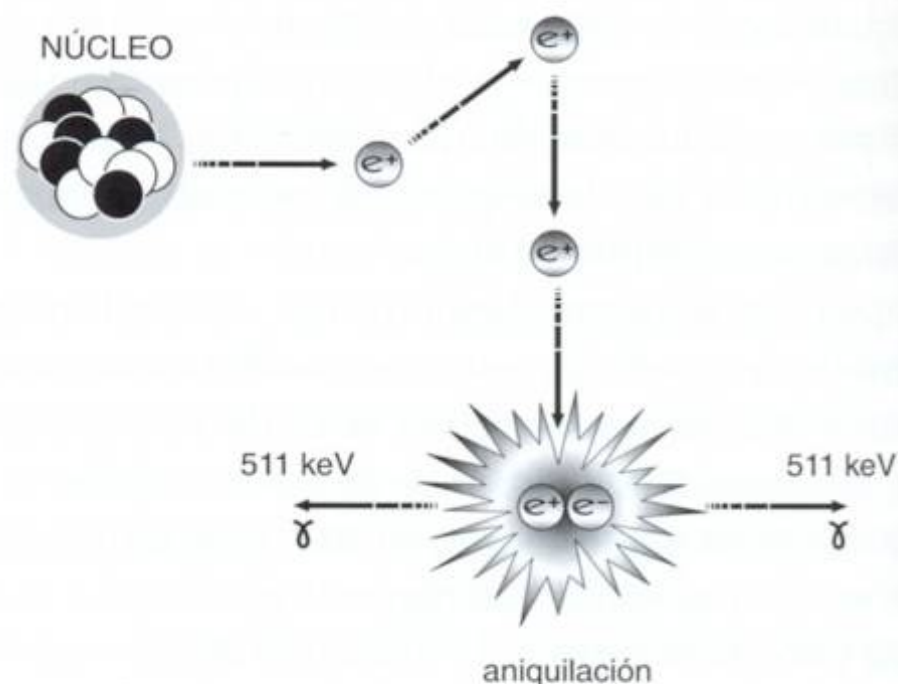


Figura 14. Esquema de la aniquilación de un positrón.
 e^+ : positrón, e^- : electrón.

otros centros). Esta técnica permite la evaluación cuantitativa con una buena resolución espacial, de la actividad metabólica en diversos órganos. En general, la TEP se usa para estudios metabólicos del cerebro y del corazón, y permite profundizar en el conocimiento de la viabilidad, la exposición y las enfermedades de dichos órganos. Esta técnica es especialmente informativa en el descubrimiento de tumores, el seguimiento de tratamientos y la detección temprana de la reaparición de ciertas afecciones.