



SIEMENS

Glosario de RM

Diccionario de resonancia magnética

Glosario de RM

Glosario de RM

Diccionario de resonancia magnética



abertura del imán

Componentes de RM: La abertura del imán es centro hueco del imán donde se coloca al paciente para el examen.

acoplamiento espín-espín

Espectroscopia por RM: Interacción entre los núcleos sensibles a RM de una molécula, que provoca una división adicional de los **picos** en el espectro.

ACRIN

El American College of Radiology Imaging Network (Red de imágenes médicas del Colegio estadounidense de radiología, ACRIN) es un grupo de cooperación de Estados Unidos que realiza pruebas clínicas multiinstitucionales e interdisciplinarias de imágenes diagnósticas y tecnologías terapéuticas guiadas por imágenes.

adquisición

→ adquisición de datos

adquisición de datos

Medición de RM: Proceso de obtención de datos de imagen sin procesar a partir de señales de RM. Para mejorar la **relación señal-ruido** de una imagen, se pueden realizar varias adquisiciones para formar la imagen de un corte. Ejemplos de técnicas de adquisición de datos: **CISS**, **CAIPIRINHA**, **DESS**, **FISP**, etc.

adquisición de imagen en paralelo

→ PAT

adquisición parcialmente en paralelo (PPA)

→PAT

ajuste de frecuencia

Medición de RM: Ajuste de la frecuencia del sistema de RF a la **frecuencia de resonancia** del campo magnético principal (**frecuencia de Larmor**).

ajuste de RF

Técnica de medición de RM: Ajuste de los componentes antes de realizar la medición, normalmente de forma automática.

→ **ajuste de frecuencia**

→ **ajuste del transmisor**

ajuste del transmisor

Medición de RM: Ajuste de la potencia de transmisión del pulso de RF (**ángulo de inclinación**).

aleatorio

Examen de RM-PET: Resultado de la detección de coincidencia en la cual los dos fotones implicados surgen de aniquilaciones de positrones diferentes.

ancho

→ **windowing**

ancho de banda

Parámetros de medición: Rango de frecuencia (frecuencia procesada mínima a máxima) utilizado para la selección de cortes (**ancho de banda de transmisión**) o para el muestreo de imágenes (**ancho de banda de lectura**).

El ancho de banda describe qué rango de frecuencia de la señal de eco analizada se transfiere a un píxel (unidad: Hz/píxel).

Al aumentar el ancho de banda, se reducen los tiempos de eco y los artefactos de desplazamiento químico. El inconveniente de aumentar el ancho de banda es que aumenta el ruido que se muestrea debido a que el rango de frecuencia es mayor. Esto se traduce en una relación señal-ruido (SNR) inferior.



ancho de banda de lectura

Parámetros de medición:

Ancho de banda recibido de una secuencia de pulsos en la **dirección de lectura** (unidad: Hz/píxel).

ancho de banda de transmisión

Medición de RM: Rango de frecuencia estimulado por el **pulso de excitación** en una secuencia.

ancho de banda del receptor

→ ancho de banda de lectura

angio de varios pasos

→ ARM multiestación

angiografía de contraste de fase o phase contrast (PCA)

Aplicación de RM: Método para mostrar el flujo vascular. Con la PCA, el cambio de fase inducido por la velocidad de los espines del flujo sanguíneo se utiliza para distinguir la sangre del tejido estacionario. Solo los espines en movimiento contribuyen a la señal. El contraste de la sangre de la imagen es proporcional a la velocidad del flujo local.

Los protocolos PCA 2D y 3D tienen **sensibilidad de flujo** establecida para las tres direcciones espaciales. Esto permite que se muestren varias velocidades de flujo.

Aplicaciones: flujo lento, vasos con dirección de flujo variable, vista general de imágenes de proyección.

Esta técnica también es la base para las mediciones de flujo.

angiografía periférica

Aplicación de RM: Angiografía por RM del sistema vascular periférico; tiene requisitos especiales:

- El flujo arterial suele ser pulsante.
- Se tienen que medir grandes volúmenes.
- Las imágenes deben distinguirse claramente entre arterias y venas.

Muy a menudo, se utilizan protocolos de eco de gradiente 3D con o sin medio de contraste (**NATIVE, QISS**). Las mediciones se realizan con desplazamiento del tablero en varios pasos. Requieren una secuencia de sincronización optimizada.

angiografía por RM (ARM)

Aplicación de RM: Representación de vasos por RM. No obstante, la ARM en realidad *no* muestra el volumen sanguíneo, sino más bien una característica física específica de la sangre; por ejemplo, el estado de magnetización o la velocidad local. Esto se considera el volumen sanguíneo. La ARM *no* muestra un solo vaso, sino todos los vasos del volumen medido. Se pueden reconstruir varias vistas posteriormente (**MIP**) a partir de los volúmenes de datos 3D.



angiografía por RM con medios de contraste (CE MRA)

Aplicación de RM: La angiografía por RM con medios de contraste utiliza la reducción del T1 de la sangre causada por medios de contraste a base de gadolinio. La CE MRA no se ve limitada por efectos de saturación y, por lo tanto, es posible trabajar con campos de medición grandes y en todas las orientaciones.

angiografía Time of Flight (TOF)

Angiografía por RM: La angiografía Time Of Flight (angiografía de flujo de entrada) muestra los vasos a través del flujo de sangre totalmente relajada no saturada hacia el corte, generando una señal intensa. Por comparación, los espines estacionarios (de fondo) están parcialmente saturados y generan una intensidad de señal relativamente baja.

angiografía TOF

→ angiografía Time of Flight (TOF)

ángulo de Ernst

Parámetros de medición:
El **ángulo de inclinación** ($<90^\circ$) de una secuencia de eco de gradiente donde un tipo de tejido con un T1 específico genera la máxima señal. Depende del tiempo de repetición TR.

$$\alpha_{\text{Ernst}} = \arccos(e^{-\text{TR}/\text{T1}})$$

ángulo de inclinación

Parámetros de medición:

El ángulo de inclinación se utiliza para definir el ángulo de excitación para una secuencia de pulsos. Es el ángulo en el que gira la magnetización neta en relación con la dirección del campo magnético principal, al aplicar un pulso de excitación de RF en la frecuencia de Larmor.

Normalmente se utilizan ángulos de inclinación entre 0° y 90° en secuencias de eco de gradiente, 90° y una serie de pulsos de 180° en secuencias de espín-eco, y un pulso de 180° inicial seguido de un pulso de 90° y un pulso de 180° en secuencias de inversión-recuperación.

ARM multiestación

Angiografía por RM: Para la angiografía periférica o de cuerpo entero, la Angio RM Multiestación o de varios pasos permite medir áreas grandes ampliando el FOV del sistema de RM. El área que se va a examinar se mide en secciones individuales (estaciones), durante el avance de mesa automático. Los datos obtenidos se combinan posteriormente en una imagen global.





artefacto

Calidad de imagen: Los artefactos son intensidades de señal en la imagen de RM que *no* se corresponden con la distribución espacial del tejido en el plano de la imagen. Se deben principalmente a efectos fisiológicos y también a efectos relacionados con el sistema.

- artefacto de solapamiento
- artefacto de distorsión
- artefactos de flujo
- artefactos de movimiento

artefacto de aliasing

Calidad de imagen: Se generan artefactos de solapamiento cuando el tejido medido queda fuera del FOV pero sigue dentro del volumen sensible de la bobina. Las señales procedentes del exterior del FOV se superponen a la imagen, pero en el lado opuesto. La causa es el muestreo y la posterior transformada de Fourier de componentes de señal por encima de la frecuencia Nyquist.



artefacto de arrastre

Calidad de imagen: En caso de movimientos no periódicos, como el movimiento ocular, los espines excitados pueden estar en una ubicación diferente del campo de gradiente en el momento del eco. Esto provoca una codificación de fase incorrecta. Esto arrastra el objeto en la dirección de codificación de fase. Estos artefactos son más discretos para los movimientos periódicos (respiración, flujo sanguíneo).



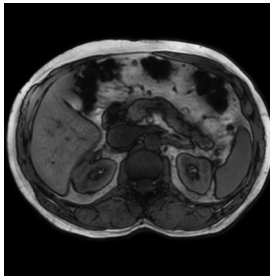
artefacto de contorno

→ artefacto de desplazamiento químico

artefacto de desplazamiento químico

Calidad de imagen: En las secuencias de eco de gradiente, el **desplazamiento químico** puede llevar a la «cancelación de fase» en la imagen. Este efecto se debe a las **frecuencias de resonancia** ligeramente diferentes de la grasa y el agua (aprox. 3,5 ppm), que provocan un desplazamiento de fase en los vóxeles que contienen grasa y agua.

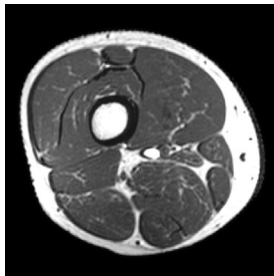
En una imagen en fase opuesta, las imágenes de grasa y agua están desplazadas entre sí. La magnitud del desplazamiento depende de la intensidad del campo y del ancho de banda.





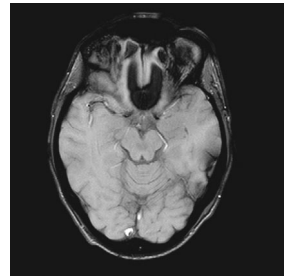
artefacto de relieve

Calidad de imagen: Estructuras con apariencia de relieve a lo largo de las transiciones entre tejido con diferencias significativas en el contenido de grasa y agua (por ejemplo, bazo, riñones, cavidades orbitarias, columna y discos vertebrales).



artefacto de distorsión

Calidad de imagen: Las distorsiones de imagen se deben a la falta de homogeneidad del campo magnético, a la falta de linealidad del gradiente o a la presencia de materiales ferromagnéticos cerca de la ubicación del examen.



artefacto de Gibbs

→ artefacto de truncación

artefacto de límite de bloque

→ artefacto en los límites de corte

artefacto de persiana veneciana

→ artefacto en los límites de corte

artefacto de solapamiento

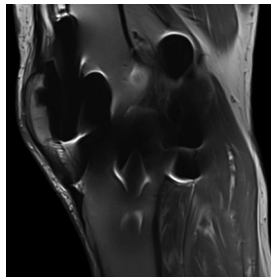
→ artefacto de aliasing

artefacto de susceptibilidad

Calidad de imagen: Se producen gradientes de campo magnético locales en todas las transiciones entre tejidos de susceptibilidad magnética diferente.

En las transiciones entre tejidos y espacios con aire (por ejemplo: el hueso temporal), puede haber áreas que muestren una señal reducida o ninguna señal en absoluto.

El efecto es más intenso con secuencias de eco de gradiente, en concreto EPI.





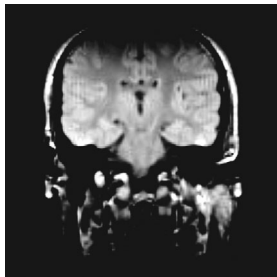
artefacto de truncación

Calidad de imagen: Las imágenes de RM muestran a menudo oscilaciones periódicas paralelas a las transiciones entre tejidos. Los artefactos muestran bandas con intensidades de señal altas y bajas alternas. Todas las transiciones abruptas en el tejido están sometidas a este efecto.

El artefacto se crea por el muestreo punto por punto de la señal analógica. Teóricamente, se debería muestrear un número de puntos infinito. No obstante, en la aplicación práctica hay un número finito de puntos: los datos se truncan.

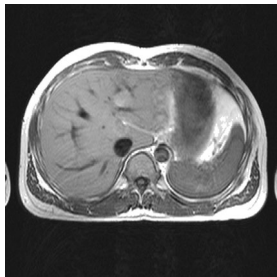
artefacto en los límites de corte

Calidad de imagen: Los artefactos en los límites de corte surgen por la pérdida de señal en los límites entre cortes (perfil de corte no ideal). Suelen aparecer durante las mediciones de varios bloques 3D, y generan oscilaciones de intensidad de señal y fenómenos de escalera a lo largo de los vasos. También se conoce como artefacto de límite de bloque o artefacto de persiana veneciana.



artefactos de flujo

Calidad de imagen: **Artefactos de movimiento** producidos por los cambios locales de la señal durante una medición. Por ejemplo, la intensidad del flujo de entrada de un vaso perpendicular al plano de la imagen cambia de forma periódica debido al flujo sanguíneo pulsátil. En las imágenes transversales del cuerpo, por ejemplo, aparecen **imágenes fantasma** en la aorta.



El realce del flujo de entrada no periódico tal como se produce con el flujo sanguíneo turbulento en el corazón provoca **artefactos de arrastre** en la imagen.

artefactos de movimiento

Calidad de imagen: Se deben a movimientos aleatorios o involuntarios: respiración, latidos, flujo sanguíneo, movimiento ocular, deglución y movimiento del paciente. El efecto aparece en forma de **imágenes fantasma** o **artefactos de arrastre**. Solo en la dirección de codificación de fase.



artefactos de wrap-around

→ artefacto de solapamiento

Arterial Spin Labeling (ASL)

Imágenes potenciadas en perfusión: El etiquetado de espín arterial o ASL utiliza el agua de la sangre arterial como medio de contraste endógeno, marcando un segmento vascular específico con un pulso de RF. Al sustraer imágenes con y sin marcas, se obtiene información sobre el flujo sanguíneo relativo. Esta técnica proporciona datos sobre la perfusión y la fisiología funcional del cerebro.

ASL pulsado

Imágenes potenciadas en perfusión: El ASL pulsado es una técnica de [arterial spin labeling](#) que ofrece la ventaja de no necesitar un medio de contraste como, por ejemplo, medios a base de gadolinio.

AutoAlign (AA)

Posicionamiento de los cortes: Función que facilita el flujo de trabajo para preparar una exploración por RM. La idea de AutoAlign consiste en ayudar al usuario a realizar el posicionamiento gráfico de cortes para exámenes de RM, prácticamente de forma automática y con una precisión reproducible en exploraciones repetidas y exploraciones para exámenes de seguimiento.

En todas las aplicaciones de RM, como las imágenes de columna, neurológicas, esqueléticas y cardíacas se utiliza el posicionamiento de corte automático; no obstante, los requisitos específicos son diferentes según la región anatómica. Puede que cada región necesite un algoritmo de alineación específico. Los nombres de estas funciones AutoAlign específicas de región son, por ejemplo, AutoAlign Knee, AutoAlign Spine, etc.

axial

→ plano transversal



blindaje activo (AS)

Campo magnético: Para los imanes de gran potencia, el **campo residual** se tiene que blindar activamente para ampliar la zona de seguridad. Para ello, se colocan bobinas de compensación secundarias alrededor del imán, en la dirección opuesta a las bobinas generadoras de campo primarias.

Gradientes: Sistemas de gradientes con bobinas opuestas que se utilizan para reducir las **corrientes de Foucault**.

blindaje de RF

Calidad de imagen: Los pulsos de radiofrecuencia utilizados en RM están en el rango de la radiofrecuencia. Se deben blindar por dos motivos:

- Las ondas electromagnéticas externas (por ejemplo, radios, máquinas eléctricas) distorsionarían la medición y generarían artefactos de imagen.
- Para evitar la interferencia con otros receptores, las señales de RF del sistema no deben extenderse más allá del sistema.

El blindaje de RF se logra instalando el imán y las bobinas receptoras en una jaula de Faraday (un espacio en el que no pueden penetrar ondas de alta frecuencia). Con este objetivo, la sala del imán se blindará, por ejemplo, con cobre, y las ventanas se cubren con pantallas conductoras de electricidad.

blindaje magnético

En el espacio: **Blindaje activo** (active shielding, AS)

A través del tejido: Debilitamiento del campo magnético aplicado en el núcleo debido al campo antagonista inducido en la nube de electrones del tejido circundante.

→ desplazamiento químico

bloque 3D

Parámetros de medición:
Volumen de medición
estimulado para la imagen 3D.
El bloque 3D se divide en
particiones.

bobina

Componentes de RM: Para enviar pulsos de RF o recibir señales de RM, o bien para ambos fines, se utilizan antenas, denominadas bobinas en el lenguaje de RM.

Si son bobinas transmisoras, excitan los núcleos del volumen de interés lo más homogéneamente posible, de modo que todos los núcleos reciban el mismo nivel de excitación.

Si son bobinas receptoras, reciben la señal de RM con el menor ruido posible. La intensidad de la señal depende, entre otras cosas, del volumen de excitación de la bobina y la distancia al objeto que se desea medir. El ruido, sin embargo, depende principalmente del tamaño de la bobina.

bobina array

Componentes de RM: Una bobina array combina las ventajas de las bobinas más pequeñas (relación señal-ruido elevada) con las de las bobinas más grandes (FOV amplio). Consta de múltiples elementos de bobina independientes que se pueden combinar según los requisitos del examen.

→ Tim (Total Imaging Matrix)



bobina CP

Componentes de RM: Bobina transmisora o receptora de polarización circular con dos canales de transmisión y/o recepción ortogonales. Una bobina CP tiene una mejor relación señal-ruido que una bobina de polarización lineal.

bobina de cabeza

Componentes de RM: Bobina de volumen adecuada para el examen de RM de la cabeza del paciente.

bobina de cuerpo

Componentes de RM: La bobina de cuerpo es una parte integrante del imán. Funciona como una bobina transmisora y receptora. Posee un gran campo de medición pero no la alta relación señal-ruido de las bobinas específicas.

bobina de gradiente

Componentes de RM: Bobinas utilizadas para generar campos de gradiente magnético. Las bobinas de gradiente se usan por parejas en el imán, con la misma corriente, aunque con polaridades opuestas.

Una de las bobinas aumenta el campo magnético estático en un cierto valor, y la bobina opuesta lo reduce el mismo valor. Esto cambia el campo magnético de forma global. El cambio es el [gradiente](#) lineal. De acuerdo con los ejes de coordenadas, hay bobinas de gradiente x, y y z.

bobina de polarización circular

→ bobina CP

bobina de RF

→ bobina

bobina de volumen

Componentes de RM: Bobina de RF que rodea una parte del cuerpo (por ejemplo: bobina de cabeza/cuello, bobina de rodilla).

bobina específica

→ bobina local

bobina local

Componentes de RM: Las bobinas locales son bobinas receptoras de RF para regiones anatómicas individuales. Las bobinas locales tienen una relación señal-ruido elevada.

bobina receptora

Componentes de RM: Bobina local que recibe señales. Se aplica excitación a través de la bobina de cuerpo; la señal medida es la respuesta de señal específica del paciente.

bobina RX

→ bobina receptora

bobina shim

Componentes de RM: Bobinas que crean campos magnéticos débiles adicionales en varias direcciones espaciales. Se utilizan para mejorar la homogeneidad del campo magnético principal.

- Shim de primer orden: se utilizan bobinas de gradiente
- Shim de segundo orden: se utilizan bobinas shim específicas

**bobina transceptora**

Componentes de RM: Bobina local que envía y recibe señales.

bobina transmisora

Componentes de RM: Bobina local que envía pulsos de excitación.

bobina Tx

→ bobina transmisora

bobina TxRx

→ bobina transceptora

bolo de contraste

Angiografía por RM: Un pequeño volumen de espines marcados con un medio de contraste que se propaga por un vaso. Se utiliza para el **Bolus Tracking**.

Bolus Tracking

Angiografía por RM: Técnica para visualizar los vasos. Se marca un pequeño volumen de espines modificando su magnetización por inyección de medio de contraste. Este volumen de medio de contraste (bolo) se puede seguir con una técnica de imagen rápida, mientras avanza por los vasos sanguíneos.

cabeza primero

Posicionamiento: El paciente se sitúa con la *cabeza primero* en la abertura del imán.

CAIPIRINHA

Técnica de medición de RM: Técnica de imagen en paralelo que modifica el aspecto de los artefactos de aliasing durante la adquisición de datos, para mejorar el posterior procedimiento de reconstrucción de imágenes en paralelo (consulte también PAT). CAIPIRINHA reduce considerablemente el tiempo de las mediciones con apnea sin que ello afecte a la resolución de la imagen, la cobertura o el contraste.

calibración automática

Medición de RM: Al utilizar técnicas de adquisición en paralelo (PAT), se obtiene la información del [perfil de la bobina](#) que se requiere para la reconstrucción, por medio de una medición de calibración.

La calibración automática está integrada en la medición y es más rápida (aprox. 1 segundo) y, en muchos casos, más exacta que una calibración independiente. Se realiza con unas características de secuencia idénticas a las de la adquisición para la posición actual del paciente (incluidos los posibles movimientos).



calibración cruzada

Examen de RM-PET: Para garantizar la fiabilidad de los datos de PET, se requiere una correlación con alguna medición externa de la radiactividad. En entornos de investigación, el dispositivo de medición externo puede ser un contador de pozo; en la PET clínica, se utiliza un calibrador de dosis.

calidad de imagen

Es la calidad de una imagen de RM para efectos de diagnóstico. Entre sus características se encuentran:

- artefacto
- contraste de imagen (relación contraste-ruido)
- ruido en imágenes (relación señal-ruido)
- resolución espacial

campo B_0

Física de RM: Campo magnético principal estático de un sistema de resonancia magnética.

campo B_1

Física de RM: El campo magnético alterno de radiación RF generado por una bobina transmisora.

campo de gradiente

- gradiente

campo de medición

Calidad de imagen: Volumen esférico en el centro del campo magnético donde el campo tiene una homogeneidad definida. Para los exámenes de RM, los objetos que se van a medir deben encontrarse en todo momento dentro del campo de medición (para evitar distorsiones de señal).

campo de visión (FOV)

Parámetros de medición: Área de imagen cuadrada que se debe medir (en mm × mm). Para un tamaño de matriz fijo, la resolución espacial aumenta con un FOV más reducido, debido a que los **vóxeles** son más pequeños (tamaño de píxel = FOV/matriz). No obstante, los vóxeles más pequeños producen señales de menor intensidad.

campo magnético

Física de RM: El espacio que hay en torno a un imán (o un conductor con corriente pasando a través de él) tiene características especiales. Cada campo magnético ejerce una fuerza sobre las piezas magnetizables alineadas a lo largo de un eje primario (norte magnético o polo sur). El efecto y la dirección de esta fuerza se representan con líneas de campo magnético.

campo periférico

→ campo residual



campo residual

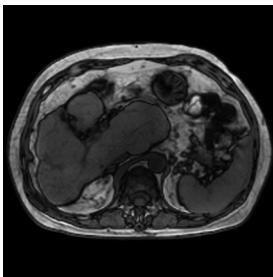
Seguridad: Campo magnético fuera del imán que no contribuye a la formación de imagen; también se denomina campo periférico. Se debe mantener una distancia específica entre el imán y diversos dispositivos y pacientes con marcapasos cardíacos (por ejemplo: línea de 0,5 mT).

El campo de dispersión es bajo en los **imanes permanentes** porque el sistema está auto-apantallado en gran medida.

cancelación de fase (desplazamiento químico)

Calidad de imagen: Los protones de grasa y agua tienen **frecuencias de resonancia** solo ligeramente diferentes. Esto da lugar a un ciclo de fases. Tras el pulso de excitación, los espines de grasa y agua de un imán de 1,5 teslas alternan la fase interna y la externa cada 4,5 ms. Por este motivo, la intensidad de señal de un vóxel que contenga grasa y agua oscila con un tiempo de eco creciente.

La intensidad de la oscilación depende de la proporción relativa de protones de grasa y de agua en el tejido. Este efecto solo se produce con secuencias de eco de gradiente.



CARE Bolus

Angio RM con medio de contraste: Con CARE Bolus, el centro del espacio K se mide lo más rápidamente posible cuando el medio de contraste alcanza la región que se desea examinar. Esto asegura un contraste óptimo de las arterias.

CE MRA

→ angiografía por RM con medios de contraste (CE MRA)

centro

→ windowing

ciclo de funcionamiento

→ ciclo de funcionamiento de gradientes

ciclo de funcionamiento de gradientes

Técnica de gradiente: Tiempo permitido durante el cual el sistema de gradientes se puede ejecutar a la máxima potencia. Se basa en el tiempo total (en %), incluida la fase de enfriamiento.

cine

→ modo película



codificación de fase

Medición de RM: Método para definir las filas en la **matriz de medición**. Entre el pulso de excitación de RF y la señal de lectura de RM, se conecta brevemente un gradiente del campo magnético, aplicando un desplazamiento de fase a los espines de línea a línea. Se requieren **pasos de codificación de fase** para explorar el corte por completo según la matriz (por ejemplo, 256 ó 512). Las transformadas de Fourier posteriores asignan las distintas fases a las líneas correspondientes.

codificación de flujo

Técnica de medición de RM: Uso de la codificación de fase u otras técnicas orientadas a obtener información acerca de la dirección y la velocidad de material en movimiento.

codificación de frecuencia

Medición de RM: Durante la adquisición de datos, se aplica un gradiente de campo magnético en una sola dirección espacial, que proporciona espines nucleares con frecuencias de precesión que aumentan de forma lineal. La señal de MR de lectura es una combinación de todas estas frecuencias. Estas distintas frecuencias se pueden filtrar individualmente. En la dirección de la fila, la posición del espín nuclear puede reconstruirse a partir de la frecuencia.

Este eje se conoce como el eje de codificación de frecuencia.

El eje perpendicular a él es la dirección de la **codificación de fase**.

codificación de velocidad (venc)

Parámetros de medición: El parámetro de codificación de velocidad (venc) se utiliza para producir el desplazamiento de fase conocido como **sensibilidad de flujo** en las imágenes de contraste de fase.

codificación espacial

Medición de RM: Definición de la posición y orientación de un corte por medio de la **frecuencia** y el **gradiente de codificación de fase**. Así, la ubicación del origen de las señales se codifica en las señales de RM y se reconstruye en cálculos de imagen posteriores.

coeficiente de difusión aparente (ADC)

Imágenes potenciadas en difusión: El coeficiente de difusión aparente mide la magnitud de la difusión de las moléculas de agua en el tejido y se visualiza espacialmente en **mapas ADC**.

columna

→ **columna de Fourier**

columna de Fourier

Parámetros de medición: En el conjunto de datos sin procesar (espacio K), las filas de la **matriz de datos sin procesar** representan la parte **codificada por fase** de las señales medidas.

combinación adaptativa

Parámetros de medición: Algoritmo para combinar los canales de **señales de RM** de varios elementos de bobina receptora. Adaptive Combine mejora la SNR para la mayoría de los protocolos de medición.

compartición de ecos

Técnica de medición de RM: Para secuencias de doble contraste o superiores en el dominio del tiempo. Los ecos se utilizan en más de una matriz de datos sin procesar.



compensación de flujo

Técnica de medición de RM: Para anular la pérdida de señal causada por el movimiento de espines, se pueden refasar tanto los espines que se han movido como los que no se han movido. Para ello, se alternan pulsos de gradiente de la duración y del tamaño adecuados.

→ refase del movimiento de gradientes (GMR)

Complemento Dot

Medición de RM: Los complementos Dot son componentes de software auxiliares para un Dot Engine. Como una especie de complemento para un paso de programa, lo mejoran con funciones específicas. Consulte también [Dot Engine](#).

concatenación

Parámetros de medición: Distribución de los cortes que se deben medir en varias mediciones. Aplicaciones posibles:

- Para un TR corto, aumente el número de concatenaciones para poder medir más cortes.
- Para evitar [interferencias cruzadas](#) cuando la distancia entre cortes sea corta, ajuste las concatenaciones a 2 y mida los cortes de forma intercalada.

conjunto de espines

Física de RM: Total de espines de un elemento de volumen (vóxel) que crea la **magnetización** macroscópica promediada que aporta la señal de RM para este vóxel.

constante T1 (tiempo de relajación longitudinal)

Física de RM: Constante de tiempo específica del tejido que describe la vuelta al equilibrio de la magnetización longitudinal. Después del tiempo T1, la magnetización longitudinal vuelve a crecer aprox. al 63% de su valor final. Un parámetro de tejido que determina el contraste.

constante T2 (tiempo de relajación transversal)

Física de RM: Constante de tiempo específica del tejido que describe el decaimiento de la magnetización transversal en un campo magnético homogéneo ideal. Después del tiempo T2, la magnetización transversal ha perdido el 63% de su valor original. Un parámetro de tejido que determina el contraste.

constante T2*

Física de RM: Constante de tiempo característica que describe el decaimiento de la magnetización transversal, teniendo en cuenta la falta de homogeneidad en campos magnéticos estáticos y en el cuerpo humano. T2* siempre es menor que T2.



contraste de difusión

Imágenes potenciadas en difusión: La difusión de las moléculas de agua a lo largo de un gradiente de campo reduce la señal de RM. El comportamiento es exponencial:

$$\text{Señal} = S_0 \exp(-b D)$$

En áreas de baja difusión (tejido patológico), la pérdida de señal es menos intensa. Estas áreas aparecen más brillantes en la imagen potenciada en difusión.

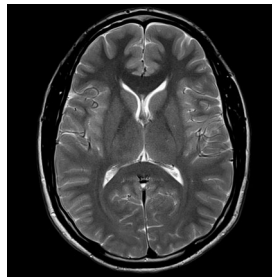
contraste de imagen

Calidad de imagen: El contraste de imagen es la diferencia relativa en la intensidad de señal entre dos tipos de tejido adyacentes. Depende principalmente de los parámetros del tejido existente (T1, T2, densidad protónica), además del flujo, la difusión, etc.

El contraste puede verse afectado por la secuencia utilizada (espín eco, inversión-recuperación, eco de gradiente, TSE etc.), los parámetros de medición (TR, TE, TI, ángulo de inclinación) y el uso de medio de contraste.

contraste de susceptibilidad

→ contraste T2*



contraste de tejidos

→ **contraste de imagen**

contraste por transferencia de magnetización (magnetization transfer contrast, MTC)

Técnica de medición de RM:
Observación indirecta de la relajación rápida de la magnetización por **presaturación**.

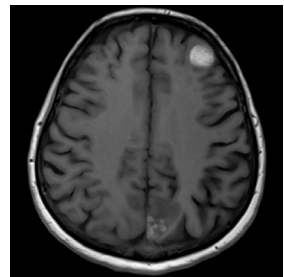
Con el contraste por transferencia de magnetización, la señal del tejido «sólido» específico (por ejemplo: parénquima cerebral) se reduce, y la señal de un componente más fluido (por ejemplo: sangre) se mantiene.

Con el MTC, la saturación de protones ligados se transfiere a los protones libres adyacentes. Esto reduce la señal de RM visible en estas áreas.

contraste T1

Calidad de imagen: Puesto que distintos tipos de tejido muestran una relajación T1 diferente, esta diferencia se puede mostrar en forma de contraste de imagen (**potenciación en T1**).

Regla práctica: Contraste T1 = = TR breve (para maximizar el contraste T1), TE breve (para minimizar el contraste T2).





contraste T2

Calidad de imagen: Puesto que distintos tipos de tejido muestran una relajación T2 diferente, estas diferencias se pueden mostrar en forma de contraste de imagen (**potenciación en T2**).

Regla práctica: Contraste T2 =
= TR largo (para minimizar el
contraste T1), TE largo (para
maximizar el contraste T2).

contraste T2*

Calidad de imagen: El contraste de una imagen potenciada en T2* depende principalmente de las distintas constantes de tiempo T2* de los tipos de tejido diferentes.

control de calidad

Método para ajustar los componentes y parámetros de un sistema de RM, para determinar la **resolución espacial**, la resolución de contraste, la **relación señal-ruido** y otros parámetros relevantes para la calidad.



conversor de analógico a digital (ADC)

Componentes de RM: Parte del sistema receptor que convierte la señal de RM analógica en una señal digital.

corrección de la atenuación (AC)

Examen de RM-PET: La señal de los fotones emitidos se debilita debido a los materiales o tejidos que atraviesa. Por ejemplo, las bobinas, la mesa de paciente o el paciente debilitan la señal de PET. Por lo tanto, los datos de PET adquiridos deben corregirse para conseguir unas imágenes de PET cuantitativas sin artefactos.

Esto se consigue con imágenes de RM postprocesadas específicamente, que se conocen como *mapas AC*. Estos mapas AC se utilizan para crear imágenes de PET corregidas.



corrección de la dispersión

Examen de RM-PET: La corrección de la dispersión suprime los efectos de las coincidencias dispersas.

corrección de línea base

Espectroscopia por RM: Post-procesamiento del espectro que se utiliza para suprimir desviaciones de la línea base respecto a la línea cero.

corrección de movimiento

Calidad de imagen: La corrección de movimiento es un conjunto de procedimientos para eliminar artefactos de movimiento durante la medición (prospectiva) o después de la medición (retrospectiva).

→ syngo BLADE

→ syngo BRACE

→ PACE

corriente de shim

Campo magnético: Durante el shim, las corrientes de shim que fluyen por las bobinas shim del sistema se cambian de forma interactiva para optimizar la calidad del shim.

corrientes de Foucault

Calidad de imagen: Corrientes eléctricas generadas en un material conductor cambiando los campos magnéticos o por un movimiento del material conductor dentro del campo magnético. Se pueden reducir utilizando gradientes blindados. Las corrientes de Foucault son una fuente de artefactos.

corte

Parámetros de medición: Cuboide delgado tridimensional definido unívocamente por la posición de corte, el FOV y el grosor de corte. El plano central del corte es el plano de la imagen.

corte de saturación

Posicionamiento de los cortes:
Presaturación regional que se utiliza para suprimir señales indeseadas para áreas específicas, dentro del corte o paralelas/perpendiculares a él.

→ saturación paralela

→ presaturación

→ saturación móvil

corte doble oblicuo

Posicionamiento de los cortes:
Se obtiene girando un **corte oblicuo** sobre un eje en el plano de imagen.

corte oblicuo

Parámetros de medición: Se obtiene girando un **corte ortogonal** (sagital, coronal o transversal) sobre un eje de coordenadas en el plano de imagen.

corte ortogonal

Posicionamiento de los cortes:
Cortes orientados perpendicularmente entre sí. Existen tres orientaciones básicas: sagital, coronal y transversal (axial).

→ orientación de corte

cortes interc

alados: → **secuencia de cortes**

CPR

→ **reconstrucción planar curva**

criógeno

Tecnología magnética: Agente refrigerante como helio líquido o nitrógeno. En RM, los agentes refrigerantes se utilizan para mantener la superconductividad del imán.



cuantificación de flujo

Aplicación de RM: Mediciones de flujo cuantitativas que utilizan contraste de fase para examinar patologías en vasos de gran tamaño o como parte de un examen de RM cardiovascular exhaustivo. Las mediciones de flujo permiten evaluar el flujo sanguíneo de manera no invasiva.

curva actividad-tiempo

Neuroimagen: La curva actividad- tiempo es un trazado temporal de una tarea de activación específica que se utiliza, por ejemplo, en evaluaciones BOLD.

curva global tiempo-intensidad

Imágenes potenciadas en perfusión: Diagrama para evaluar si la inyección del bolo de transporte es la correcta.

dark blood

→ Sangre Oscura

datos en modo lista

Examen de RM-PET: Los datos en modo lista son los datos sin procesar de un examen de PET. Además de los **sinogramas**, los datos en modo lista contienen información temporal exacta de todos los eventos, incluida información de disparo. Los datos de modo lista se convierten en sinogramas antes de la reconstrucción.

datos sin procesar

Medición de RM: La medición de RM *no* obtiene la imagen directamente. En su lugar, se generan datos sin procesar que posteriormente se reconstruyen en una imagen.

dB/dt

Seguridad: Relación entre la variación de amplitud del campo magnético (dB) y el tiempo que esto lleva (dt); depende del sistema de gradientes. Puesto que los cambios en los campos magnéticos pueden inducir campos eléctricos, esto puede afectar a la seguridad en RM (consulte también **estimulación de los nervios periféricos**).

El valor de dB/dt se mide en teslas por segundo (T/s).



decisión Dot

Medición de RM: Elemento de un [Dot Engine](#). Las decisiones crean la estructura de un examen ofreciendo rutas diferentes. Los puntos de decisión típicos son «Medio de contraste» sí/no, o «Difusión» sí/no.

densidad de espines

→ [densidad protónica](#)

densidad protónica

Física de RM: Número de protones de hidrógeno por unidad de volumen (generalmente: densidad de espines).

desenfoco

→ [desfase](#)

desfase

Física de RM: Tras la excitación de RF, aparecen diferencias de fase entre espines en precesión, lo que causa un decaimiento de la [magnetización transversal](#). Se debe principalmente a la interacción espín-espín y la inhomogeneidad del campo magnético, pero también puede deberse a la conmutación de campos de gradiente específicos ([desfase de flujo](#)).

→ [refase](#)

desfase de flujo

Técnica de medición de RM: Exclusión de las señales de las sustancias que fluyen, como la sangre, aplicando campos de gradiente específicos que desfasan los espines en movimiento manteniendo a la vez la señal de los espines estáticos.

→ [desfase](#)

desplazamiento de corte

Parámetros de medición: Distancia entre el centro de un grupo de cortes y el centro del campo magnético en la dirección de la selección de cortes.

desplazamiento de fase

Física de RM: Pérdida de la coherencia de fase en los espines en precesión (reducción de señal). En la mayoría de los estados fisiológicos, los espines vasculares se mueven a velocidades variables. Los espines que fluyen con más rapidez están sujetos a un mayor desplazamiento de fase que los espines que fluyen de forma más lenta.

desplazamiento de gradiente

Técnica de gradiente: Los desplazamientos de gradiente se utilizan para compensar las inhomogeneidades lineales de los imanes; dichos desplazamientos se aplican en los distintos ejes de gradiente (shim de primer orden).

desplazamiento espacial

Calidad de imagen: El cambio espacial describe un efecto que se produce cuando las imágenes superpuestas no se registran correctamente. Por ejemplo, puede que los mapas T estén distorsionados espacialmente. En consecuencia, las imágenes superpuestas no se pueden alinear correctamente y se deben comprobar superponiendo imágenes EPI anatómicas o un [mapa de campo](#).



desplazamiento químico

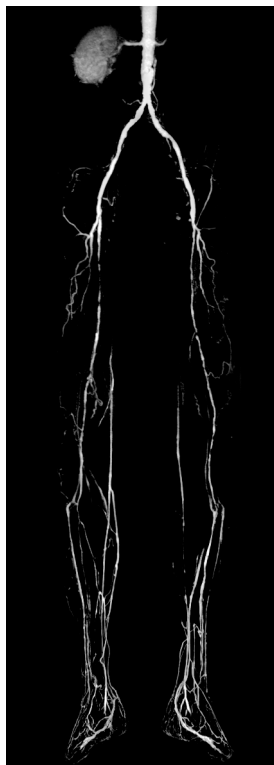
Física de RM: Variación de la **frecuencia de resonancia** de un núcleo atómico según los enlaces químicos del átomo o la estructura de la molécula. Se debe principalmente a un debilitamiento del campo magnético aplicado por la nube de electrones, y es proporcional a la intensidad del campo magnético.

Unidad: en ppm (partes por millón) de la frecuencia de resonancia. Las frecuencias de resonancia de la grasa y el agua están separadas aproximadamente por 3,5 ppm, lo que corresponde a una diferencia de frecuencia absoluta de unos 225 Hz para 1,5 tesla y 450 Hz para 3 tesla.

detección automática del bolo

Angio RM con medio de contraste: Funcionalidad automatizada que se puede activar como parte de la planificación del examen.

Detecta automáticamente la llegada del bolo de contraste a la región de interés e inicia la medición de la fase arterial.



diamagnetismo

Física de RM: Efecto que provoca un ligero debilitamiento de un campo magnético cuando se introduce una sustancia en él. La magnetización de un material diamagnético es opuesta al campo magnético principal. Se considera que el material tiene una **susceptibilidad magnética (magnetizabilidad)** negativa.

DICOM

Estándar para el intercambio de datos electrónico de imágenes médicas.

El estándar DICOM permite la transferencia de imágenes médicas digitales y la información correspondiente, independientemente del dispositivo y el fabricante. Además, DICOM proporciona una interfaz a sistemas hospitalarios basados en otros estándares.

difusión

Física: Proceso por el que las moléculas u otras partículas se mueven de áreas de concentración más alta a áreas de concentración más baja. Cuando las concentraciones son iguales, hay un equilibrio estadístico, aunque las moléculas están constantemente sujetas al movimiento térmico (movimiento molecular browniano).



dirección de difusión

Imágenes potenciadas en difusión: Las mediciones potenciadas en difusión se realizan en distintas direcciones. El número de direcciones de difusión depende del modo de difusión y puede seleccionarlo el usuario.

dirección de lectura

Medición de RM: La dirección en la que se lee la señal de RM. Corresponde a la dirección de la [codificación de frecuencia](#).

disparador

Imágenes controladas fisiológicamente: Punto de referencia en la señal fisiológica que dispara la exploración; por ejemplo, la onda R de la señal de ECG.

disparo

Imágenes controladas fisiológicamente: El disparo es una forma de medición en la que la adquisición de datos de RM no se inicia hasta que se detecta un evento fisiológico deseado (onda R, pulso periférico, nivel especificado de inspiración o disparo externo).

disparo por ECG

Imágenes controladas fisiológicamente: El disparo por ECG sincroniza la medición con la señal cardiaca del paciente. La onda R se utiliza como disparador. Este método es particularmente útil para las mediciones del corazón o el tórax. Si no se usa, las imágenes pueden aparecer borrosas debido a las contracciones cardiacas.

disparo por pulso

Imágenes controladas fisiológicamente: El disparo por pulso suprime los artefactos de movimiento y de flujo, como resultado de sangre y fluido pulsante. La onda de pulso obtenida con un sensor de dedo, por ejemplo, se utiliza como disparador.

Aunque los sensores de pulso resultan más fáciles de aplicar que los electrodos de ECG, son menos precisos y *no* son adecuados para la imagen cardiaca.

disparo por respiración

Imágenes controladas fisiológicamente: Técnica para reducir los artefactos respiratorios.

La adquisición de datos se dispara en un punto fijo del ciclo respiratorio. A diferencia de la sincronización, las imágenes se pueden crear en cualquier fase del ciclo respiratorio.

Se utiliza una señal respiratoria adquirida con sensores o métodos de RM adecuados (*secuencia con navegador*) como *señal de disparo*.

disparo prospectivo

Imágenes controladas fisiológicamente: El disparo prospectivo se utiliza para colocar la ventana de adquisición de datos en una fase cardiaca específica.

dispersión

Examen de RM-PET: Detección de un par de fotones, al menos uno de los cuales se ha desviado de su trayectoria original por la interacción con materia en el FOV, lo que causa que el par se asigne a una *línea de respuesta (LOR)* incorrecta.



distancia de corte

Parámetros de medición: La separación entre los planos centrales de dos cortes secuenciales o bloques 3D.

Dixon rápido

Técnica de medición de RM: Técnica Dixon de doble eco en la que se adquieren ecos en fase y en fase opuesta consecutivamente dentro de un solo tren de ecos, lo que proporciona sensibilidad reducida al movimiento. Se puede dar un modo de eco asimétrico, aumentando la distancia entre los ecos en fase y en fase opuesta.

Consulte también [técnica Dixon](#).

doble inversión-recuperación (DIR)

Técnica de medición de RM: La RM de doble inversión-recuperación utiliza dos pulsos de inversión no selectivos para suprimir la señal de dos tejidos con tiempos de relajación longitudinal diferentes T1 simultáneamente. En el cerebro, DIR se utiliza para crear imágenes de la sustancia gris anulando selectivamente la señal de la materia blanca y del líquido cefalorraquídeo (LCR). Consulte también [inversión-recuperación](#).

dosis específica de energía (SED)

Seguridad: La dosis específica de energía es el valor de [SAR de cuerpo entero](#) acumulado durante todo el examen.

Se expresa en J/kg (= Ws/kg).

Dot

Medición de RM: Siglas de «Day Optimizing Throughput», una solución para optimizar los flujos de trabajo de RM.

Dot Cockpit

Medición de RM: Interfaz de usuario central orientada a realizar las tareas de administración de protocolos. Incluye la configuración flexible de todos los Dot Engines y protocolos no Dot.

Dot Engine

Medición de RM: Los Dot Engines proporcionan un flujo de trabajo de RM optimizado con una infraestructura flexible que ofrece la personalización de los datos del paciente, una guía al usuario paso a paso y un examen automatizado. Hay Dot Engines disponibles para diversas aplicaciones como, por ejemplo, Brain Dot Engine, Cardiac Dot Engine y Angio Dot Engine.

Los Dot Engines pueden incluir [AutoAlign](#) para el posicionamiento de cortes automático.

duración efectiva del estímulo (tseff)

Seguridad: Duración de cualquier período del gradiente monótonamente creciente o decreciente, que se utiliza para describir sus límites para la estimulación cardíaca o de los nervios periféricos. Se define como la proporción de la variación de campo de pico a pico y el valor máximo de la derivada temporal del gradiente durante dicho período.



eco

Física de RM: Se entiende por eco a la refocalización de la magnetización del espín por un pulso de radiación electromagnética resonante.

La señal de RM observada después de un pulso de excitación inicial decae con el tiempo, debido tanto a la relajación de los espines como a los efectos de la inhomogeneidad del campo magnético que hacen que los espines precesen a diferentes frecuencias.

→ eco de gradiente (GRE)

→ espín eco (SE)

eco de gradiente (GRE)

Física de RM: Eco creado alterando un par de gradientes de desfase y refase, sin un pulso de 180° de refase como en la técnica espín eco.

efecto BOLD

Imágenes BOLD: Cuando aumenta la actividad neuronal, aumenta la concentración de oxígeno en el volumen sanguíneo venoso debido al aumento del flujo sanguíneo local.

A medida que el oxígeno aumenta, las características magnéticas de los eritrocitos se acercan a las del plasma sanguíneo circundante. La **magnetización transversal** de los vasos sanguíneos decae más lentamente. Este efecto BOLD amplía los valores T2 y T2*, lo que se traduce en un aumento de la señal en el volumen sanguíneo examinado.

efecto de sangre brillante

Calidad de imagen: Sangre que aparece brillante por efecto del flujo lento. Los espines vasculares se sustituyen en su totalidad por espines no saturados durante el tiempo de repetición TR. En las secuencias de eco de gradiente, la señal es máxima y la sangre aparece brillante en la imagen de RM.

Este efecto se utiliza en las imágenes con sangre brillante del corazón para la visualización dinámica del flujo sanguíneo.

efecto del flujo

Calidad de imagen: En la RM, los efectos del flujo tienen dos funciones contrapuestas:

- Son una fuente de artefactos no deseados

→ artefactos de flujo

- En la **angiografía por RM**, se usan para representar vasos sanguíneos y para proporcionar información cuantitativa relativa a la velocidad del flujo sanguíneo.

→ efecto de sangre brillante

→ efecto jet

→ eliminación de señal

→ efecto wash-out

efecto jet

Calidad de imagen: Desfase de espines para patrones de flujo complejos como, por ejemplo, las turbulencias. El nivel de pérdida de señal y el tamaño de la región pobre en señales dependen de los patrones de flujo y de la secuencia de pulsos empleada. Este efecto debe tenerse en cuenta al evaluar el alcance de una estenosis vascular.

efecto wash-out

Calidad de imagen: El efecto wash-out puede aparecer perpendicular al plano de imagen durante el flujo rápido. Se produce durante la obtención de imágenes espín eco y procedimientos similares. Utilizando un pulso de 90°, se excita un bolo dentro del corte que se va a medir. Si la sangre fluye fuera del corte antes del pulso de 180° posterior, la señal se pierde parcial o totalmente. Esto provoca una señal de baja intensidad o la falta absoluta de señal.



eliminación de señal

Calidad de imagen: Áreas de la imagen que no muestran ninguna señal, es decir, están en negro. Hay distintas razones para la eliminación de señal: Artefactos metálicos, **artefactos de susceptibilidad**, **efectos de flujo** y efectos de saturación.

Los efectos de flujo pueden producirse con el flujo rápido al utilizar secuencias espín eco. Después de la mitad del tiempo del eco, el **bolo** está completamente fuera del corte. Puesto que el pulso de 180° selectivo en corte ya no lo adquiere, ya no produce un espín eco: la sangre aparece negra en la imagen.

energía de RF

→ radiofrecuencia (RF)

espaciado entre ecos

Parámetros de medición: Distancia entre dos ecos. El espaciado entre ecos se utiliza en secuencias TSE o EPI, por ejemplo. Un espaciado entre ecos corto produce una sincronización de la secuencia más compacta y menos artefactos de imagen.

espacio de Fourier

→ espacio K

espacio entre cortes

Parámetros de medición: Espacio entre los bordes más cercanos de dos cortes adyacentes.

Grosor de corte + espacio entre cortes = distancia de corte.

espacio K

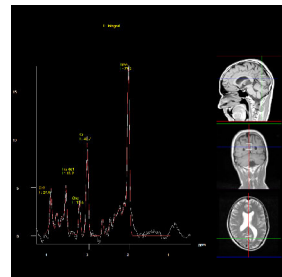
El espacio K es el modelo de datos bidimensional o tridimensional que contiene los datos sin procesar digitalizados de una imagen medida.

Por lo general, el espacio K es idéntico a la **matriz de datos sin procesar**, que se rellena línea a línea por técnicas de medición convencionales.

Los ejes del espacio K se conocen como k_x (eje horizontal) y k_y (eje vertical). Los puntos de datos del plano abarcado por estos ejes representan **frecuencias espaciales**. Una **transformada de Fourier** convierte estos datos de frecuencia espacial en los datos de imagen finales que se visualizarán.

espectro

Espectroscopia por RM: Gráfico de frecuencias de la señal de RM. La intensidad de la señal se muestra como una función del **desplazamiento químico**. Los núcleos con distintas **frecuencias de resonancia** aparecen como **picos** independientes en el espectro.





espectroscopia de vóxel único (svs)

Espectroscopia por RM: Los métodos SVS mapean la información metabólica del **volumen de interés (VOI)** en un espectro. Las técnicas de volumen único son útiles en caso de cambios patológicos que no se pueden delimitar espacialmente a unos pocos VOI: en gran medida, las inhomogeneidades del campo magnético se pueden compensar con un «shim sensible al volumen local».

Actualmente, la espectroscopia ^1H clínica utiliza técnicas de vóxel único basadas en espín ecos (SE) o ecos estimulados (STEAM).

espectroscopia híbrida

Aplicación de RM: Combinación de **espectroscopia de vóxel único** e **imagen por desplazamiento químico**. La medición CSI se realiza a través de un volumen de interés excitado selectivamente. Con la selección de volumen, las zonas con señales de distorsión intensas (por ejemplo: la grasa) no se estimulan. Por este motivo, no aportan señal a los espectros.

espectroscopia multinuclear (MNS)

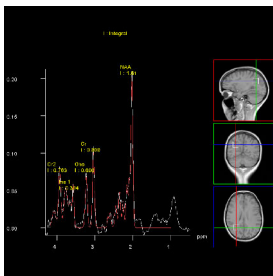
Espectroscopia por RM: Investigaciones espectroscópicas que utilizan espines de otros núcleos, aparte de los protones de hidrógeno, como por ejemplo el carbono y el fósforo. Se utiliza para estudiar el metabolismo y los niveles de pH intracelulares, especialmente del hígado.

espectroscopia por MR (MR spectroscopy, MRS)

Aplicación de RM: La espectroscopia por RM permite la medición no invasiva de relaciones metabólicas celulares. Un espectro de RM muestra la dependencia de la intensidad de señal del desplazamiento químico para un volumen de medición (vóxel). De este modo, se puede calcular la concentración de metabolitos del espectro.

En la espectroscopia por RM, la señal de RM se mide como una función del tiempo: una oscilación de alta frecuencia que decrece rápidamente. Con una transformada de Fourier, la oscilación se convierte en una representación de sus componentes de frecuencia, el **espectro**.

En el campo del metabolismo intermediario, la espectroscopia por RM es un método importante para el examen in vivo e in vitro de tejidos y órganos.





espectroscopio

→ espectroscopia por MR
(MR spectroscopy, MRS)

espín

→ espín nuclear

espín eco (SE)

Técnica de medición de RM:
Reaparición de una señal de RM
después del decaimiento de la
señal FID. El desfase de los espines
(decaimiento de la magnetización
transversal) se desplaza
por medio de la aplicación de
un pulso de refocalización de
 180° . Los espines se refasan,
produciendo el espín eco en el
tiempo TE (tiempo de eco).

Los efectos de $T2^*$ (inhomogeneidad
del campo, susceptibilidad)
se invierten, pero los
efectos de $T2$ *no*.

espín nuclear

Física de RM: Los núcleos atómicos
que poseen un número impar de
neutrones y protones tienen lo que
se conoce como un espín nuclear.
Para la RM, se utilizan principalmente
protones de hidrógeno. Para la
espectroscopia por RM, también
se utilizan otros núcleos, como el
fósforo, el flúor y el carbono.

espiral de superficie

→ bobina local

estimulación de los nervios periféricos (PNS)

Seguridad en RM: Efecto en el cuerpo humano causado por los campos magnéticos variables en el tiempo. Si los campos eléctricos generados superan un determinado umbral, se pueden inducir corrientes eléctricas en el cuerpo del paciente y estimular nervios o músculos. Esta estimulación puede resultar incómoda para el paciente y es un valor importante para establecer límites de seguridad.

Estrategia Dot

Medición de RM: Para Dot Engines, pueden configurarse varias rutas de programa paralelas para un examen específico. Estas rutas se denominan estrategias. Una estrategia es un conjunto de pasos predefinidos que, juntos, conforman un programa para una situación específica del paciente. Antes y en el transcurso de un examen, se puede cambiar la estrategia de medición según las necesidades de la medición y el comportamiento del paciente.

Por ejemplo, si el paciente no colabora, se puede seleccionar una estrategia adecuada como, por ejemplo, BLADE insensible al movimiento.

evento

Examen de RM-PET: Un evento hace referencia al evento de aniquilación del positrón. El positrón emitido por el trazador radiactivo se desplaza por el tejido, decelerando hasta poder interactuar con un electrón. Este encuentro aniquila el electrón y el positrón, produciendo un par de fotones de aniquilación (gamma) que se mueven en sentidos aproximadamente opuestos.

La técnica depende de la detección simultánea o coincidente del par de fotones que se mueven en sentidos aproximadamente opuestos. Los tipos de eventos son **verdadero**, **aleatorio** y **dispersión**.



evento único

Examen de RM-PET: Los eventos únicos son eventos no deseados que se producen cuando solo se detecta uno de los dos fotones. Motivos por los que se producen los eventos únicos: Uno de los dos fotones sale del FOV del anillo del detector, uno de los dos fotones se dispersa o se absorbe en el volumen a examinar (paciente).

examen con varias posiciones de adquisición/varios pasos

Examen de RM-PET: Un examen de RM-PET de cuerpo entero adquiere datos en secciones, que se conocen como posiciones de adquisición o pasos. Los exámenes de RM-PET que cubren grandes regiones de examen se dividen en varias posiciones de adquisición y varios pasos.

examen de cuerpo entero

Técnica de medición de RM: Obtención de imágenes del cuerpo entero de un paciente en un solo examen. Las estrategias utilizadas son la RM [multiestación](#) o la adquisición durante el desplazamiento continuo de la mesa (consulte [syngo TimCT](#)).

examen de RM-PET

Proceso de adquisición de datos que utiliza un sistema de imagen con dos modalidades: RM y PET.

examen en una sola cama/un solo paso

Examen de RM-PET: Examen de RM-PET de una parte del cuerpo en el que la región de examen es lo suficientemente pequeña como para no tener que mover la mesa del paciente. Posición de adquisición es el término que suele utilizarse en el contexto de PET (tomografía por emisión de positrones) mientras que paso es el término que suele utilizarse en el contexto de RM.

excentricidad

Posicionamiento de los cortes: Desplazamiento del centro de un grupo de cortes respecto al centro del campo magnético dentro del plano de corte.

excitación selectiva

Medición de RM: Limita la excitación a la región seleccionada. Los gradientes de campo magnético se combinan con un pulso de RF de banda estrecha. La excitación selectiva también se utiliza con supresión de grasa y agua.

excitación simultánea

Técnica de medición de RM: Procedimiento especial de promedio que excita dos o más cortes simultáneamente. Esto permite, por ejemplo, adquirir más cortes en el mismo tiempo de medición.

La excitación simultánea ofrece las siguientes ventajas:

- TR más breve con el mismo número de cortes, el mismo tiempo de medición y el mismo número de concatenaciones
- El doble del número de cortes con la misma **relación señal-ruido** con el mismo TR y tiempo de medición

exploración

Medición de RM:

1. Adquisición de una o varias señales de RM después de un solo pulso de excitación.
2. Adquisición de un registro de datos sin procesar completo.



factor de potenciación en difusión

→ valor b

factor EPI

Imagen ecoplanar: Número de ecos de gradiente de una secuencia EPI adquiridos después de un solo pulso de excitación (normalmente de 64 a 128). Por ejemplo, el factor EPI 128 produce un tiempo de medición 128 veces más rápido que el de una secuencia de eco de gradiente normal.

factor PAT

Parámetros de medición:

El factor PAT es el número de pasos de codificación de fase que se reduce con la PAT. Ejemplo: para un factor PAT de 2, se salta uno de cada dos pasos. Esto reduce el tiempo de medición a la mitad.

Para $iPAT^2$, el factor PAT es el producto de los dos factores PAT en la dirección de la codificación de fase y de las particiones. Ejemplo: un factor PAT de 4 en la dirección de codificación de fase y un factor PAT de 3 en la dirección de las particiones tiene como resultado un factor PAT total de 12.

factor turbo

Parámetros de medición:

Tiempo de medición guardado utilizando una secuencia TSE en lugar de una secuencia espín eco convencional.

Ejemplo: Con un factor turbo (tren de ecos) de 7, la secuencia TSE mide 7 veces más rápido que una secuencia SE con parámetros comparables.

fantoma

Control de calidad: Elemento sintético con dimensiones y características de medición conocidas. Por lo general, se trata de un contenedor lleno de fluido y una estructura plástica integrada, de varios tamaños y formas. Los fantasmas se utilizan para probar el sistema y los estándares de calidad de los sistemas de imagen.

ferromagnetismo

Física: Efecto por el cual un material, por ejemplo, el hierro, es atraído hacia un campo magnético. Es un tema de seguridad en la resonancia magnética.

fila

→ línea de Fourier

filtro de datos sin procesar

Parámetros de medición: Los datos sin procesar pueden filtrarse antes de reconstruir la imagen. El filtro Hamming se ofrece en diferentes potencias. El filtro puede reducir, por ejemplo, las oscilaciones en contornos.

filtro de imágenes

Parámetros de medición:

Durante la medición, el filtro de imágenes se usa para ajustar la intensidad, el realce de bordes y el suavizado.

Parámetros de reconstrucción:

Posteriormente, se pueden aplicar filtros de varias intensidades (fuerte, medio, suave) a las imágenes de RM para reducir el ruido. Los filtros pasaaltos y pasabajos se utilizan con formas diferentes para las curvas características. Otros tipos de filtro son, por ejemplo, los de suavizado.

filtro de normalización

Calidad de imagen: Ecualiza la intensidad de la señal al utilizar bobinas de superficie. Al utilizar el filtro, la intensidad de la señal de áreas cercanas a la bobina se reduce; la intensidad de la señal en áreas más alejadas de la bobina aumenta.

Se utiliza principalmente con bobinas array.

filtro espacial

Parámetros de reconstrucción:

El filtro espacial es un parámetro para suavizar las imágenes. El filtro espacial incrementa la relación señal-ruido, pero reduce la resolución espacial.

**filtro Hamming**

Tipo de filtro de datos sin procesar

flip angle

→ ángulo de inclinación

flujo sanguíneo cerebral relativo (relCBF)

Imágenes potenciadas en perfusión: El flujo sanguíneo cerebral relativo (relCBF) es la cantidad de flujo correspondiente al volumen sanguíneo cerebral relativo (relCBV).

fluorodesoxiglucosa (FDG)

Examen de RM-PET: La fluorodesoxiglucosa, que se abrevia normalmente ^{18}F -FDG o FDG, es un radiofármaco utilizado en la tomografía por emisión de positrones (PET). Químicamente, es un análogo de la glucosa, en el que el grupo hidroxilo normal de la molécula de glucosa está sustituido por el isótopo radiactivo flúor-18, que emite positrones. Después de inyectar FDG a un paciente, un escáner de RM-PET puede formar imágenes de la distribución de FDG en el cuerpo.

→ trazador

fMRI

La RM funcional utiliza las propiedades magnéticas de la sangre para analizar la actividad cerebral en áreas específicas. La técnica se basa en los pequeños cambios del flujo sanguíneo y se conoce como técnica de imagen BOLD.

Fourier parcial

Técnica de medición de RM: Para reducir los pasos de codificación de fase durante la medición, de modo que la matriz de datos sin procesar se rellene con menos filas. Permite tiempos de eco más breves. Caso especial: [matriz de Half-Fourier](#)

FOV

→ campo de visión (FOV)

FOV rectangular (FOVRec)

Parámetros de medición:

Cuando el objeto de interés es ovalado, se puede seleccionar un **FOV** rectangular. Esto se aplica, por ejemplo, a exámenes de las regiones abdominales y espinales.

El FOV rectangular se puede combinar con una **matriz de medición reducida**. Por ejemplo, un FOV rectangular se muestrea con una matriz ajustada. Se obtiene una imagen rectangular con menos filas que columnas.

El espacio de datos sin procesar de resolución completa se muestra de forma menos densa, de modo que no se pierde resolución. El tiempo de medición se reduce, pero la relación señal-ruido también.

fracción de dispersión (SF)

Examen de RM-PET: Relación entre las coincidencias verdaderas dispersas y la suma de éstas y las no dispersas.

frecuencia

Física: Número de repeticiones de un proceso periódico por unidad de tiempo (unidad: hercio).

frecuencia de Larmor

Física de RM: **Frecuencia** a la que los espines nucleares precesan alrededor de la dirección del campo magnético externo (también se conoce como frecuencia de precesión). La frecuencia de Larmor depende del tipo de núcleo y la intensidad del campo magnético.

A 1,0 tesla, la frecuencia de Larmor de los protones es de aprox. 42 MHz; a 1,5 teslas, es de aprox. 63 MHz.

→ **precesión**



frecuencia de precesión

→ frecuencia de Larmor

frecuencia de resonancia

Física de RM: Frecuencia a la que se produce la resonancia.

En RM, esta frecuencia se utiliza en el pulso de RF a fin de perturbar el equilibrio de los espines, es decir, coincide con la **frecuencia de Larmor** de los espines

frecuencia espacial

Física: Número de repeticiones de un proceso periódico en una unidad de tiempo (en contraposición con la **frecuencia** temporal).

función de entrada arterial (AIF)

Imágenes potenciadas en perfusión: Se necesita para calcular mapas de perfusión. La función de entrada arterial se obtiene de la curva señal-tiempo de la concentración de medio de contraste en una arteria.

fusión

Postprocesamiento: El modo de fusión es una función para fusionar imágenes de varios conjuntos de datos 2D/3D con fusión alfa, es decir, superponiendo dos imágenes y configurando la opacidad manualmente.

fusión de imágenes

→ fusión

gadolinio DTPA

Medio de contraste: La captación de medio de contraste con gadolinio reduce los valores de T1 y T2 de los tejidos, según la concentración. El efecto de T1 es el más relevante en las rutinas clínicas.

gauss

Física de RM: Unidad antigua de intensidad del campo magnético. Actualmente, se utiliza la unidad **tesla (T)** (1 tesla = 10 000 gauss).

GLM

Imágenes BOLD: El GLM calcula las imágenes **BOLD** ajustando una combinación lineal de distintas porciones de señal. Además, las interferencias como la fluctuación lenta de señal se suprimen correctamente y se obtienen mapas de activación fiables. El GLM también permite una evaluación detallada de los datos de medición.

gradient offset

→ desplazamiento de gradiente

gradient rise time

→ tiempo de subida del gradiente

gradient slew rate

→ tasa de variación de gradiente

gradient strength

→ intensidad de gradiente

gradient swap

→ intercambio de gradiente



gradiente

Física de RM: Un gradiente define la intensidad y la orientación de una magnitud que cambia en el espacio. Un gradiente de campo magnético es un cambio en el campo magnético de una determinada orientación, un aumento o una disminución lineal. Los campos de gradiente magnético se generan con bobinas de gradiente. Determinan la resolución espacial en una imagen, por ejemplo.

gradiente de campo magnético

→ sistema de gradientes

→ campo residual

gradiente de codificación de fase

Medición de RM: Gradiente de campo magnético conmutado en la dirección de codificación de fase.

gradiente físico

→ bobina de gradiente

gradiente lógico

Medición de RM: Para los cortes ortogonales, cada uno de los 3 gradientes físicos tiene exactamente una tarea «lógica»: selección de corte, codificación de frecuencia y codificación de fase. Para los cortes oblicuos, los gradientes lógicos son una combinación de gradientes físicos.

gradiente spoiler

Técnica de medición de RM: Pulso de gradiente con amplitud o duración suficiente para desfazar completamente la magnetización transversal. El gradiente spoiler se aplica después del eco de modo que la magnetización transversal se destruya antes del siguiente pulso de excitación.

Se utiliza para la presaturación y las secuencias FLASH.

gráfica global del bolo (GBP)

→ curva global tiempo-intensidad

GRAPPA

Técnica de medición de RM: Desarrollo de **SMASH** con **auto-calibración** y un algoritmo modificado para la reconstrucción de imágenes.

grid tagging

→ **marcación de rejilla**

grosor de bloque

Imagen 3D: El grosor de corte de un **bloque 3D**.

grosor de corte

Parámetros de medición: Grosor fijado para el corte que se va a medir. Cuanto más grueso sea el corte, más intensa será la señal y mejor la **relación señal-ruido**. Sin embargo, la **resolución espacial** disminuye. En combinación con el número de cortes, este parámetro determina la ampliación del área de medición en la dirección de selección de cortes.

grosor de partición

Imagen 3D: El grosor de corte efectivo de cada partición de un **bloque 3D** es el grosor de bloque dividido entre el número de particiones.

GSP

→ **posicionamiento gráfico de cortes (GSP)**



HASTE segmentado

Técnica de medición de RM: Variante de la **técnica HASTE** estándar. Con el HASTE segmentado, la mitad de la información de la imagen se adquiere después del primer pulso de excitación y la otra mitad después del segundo pulso de excitación. Los datos sin procesar, adquiridos después del primer y del segundo pulso de excitación, se intercambian entonces en la matriz de datos sin procesar.

Se selecciona un tiempo de repetición TR largo y se utiliza para permitir que el sistema de espines se recupere entre pulsos de excitación. Cualquier tiempo muerto se puede utilizar para excitar cortes adicionales.

Ventaja: La longitud del tren de pulsos multiecho se corta por la mitad. Las secuencias HASTE también se pueden dividir en más de 2 segmentos.

hercio

Física: Unidad de frecuencia del SI ($1 \text{ Hz} = 1 \text{ s}^{-1}$).

HIPAA

La Health Insurance Portability and Accountability Act (Ley de responsabilidad y portabilidad de los seguros de salud, HIPAA) fue promulgada por el Congreso de los Estados Unidos y define el estándar para proteger los datos confidenciales de los pacientes.

homogeneidad

Calidad de imagen: Un campo magnético se considera homogéneo cuando tiene la misma intensidad de campo en todo su volumen. En RM, la homogeneidad del campo magnético estático es un criterio importante para la calidad del imán. Disponer de una alta homogeneidad es importante para la **saturación de grasa** espectral, un **FOV** amplio, la **imagen excéntrica** , la **imagen ecoplanar** y la **espectroscopia por RM** .

homogeneidad del campo magnético

→ **homogeneidad**

Imagen 3D

Técnica de medición de RM: En la imagen 3D, se excita todo el volumen de medición, el bloque 3D, y no solo cortes únicos. La codificación de fase adicional en la dirección de la dirección de selección de cortes proporciona información en esta dirección. Consulte también [partición](#).

imagen alfa

Postprocesamiento: Una imagen alfa es una imagen fusionada creada mediante la superposición de dos imágenes con «fusión alfa», es decir, ajuste manual de la opacidad. En la imagen BOLD, la imagen alfa se crea superponiendo una imagen anatómica a un mapa paramétrico.

imagen con tensor de difusión (DTI)

Aplicación de RM: Método para mostrar la dependencia direccional de la difusión. Aplicación: exámenes relacionados con la arquitectura, la configuración y la integridad de los haces de fibras nerviosas (investigación neurológica).



imagen de agua

Calidad de imagen: Una imagen de agua pura solo muestra las señales de protones de agua en la imagen y suprime las señales de protones de grasa. Las imágenes de agua se generan con la técnica Dixon, por ejemplo. Consulte también [imagen de grasa](#).

imagen de base

Imágenes BOLD: Imagen no activada en contraposición a imagen activada; consulte también [paradigma](#).

imagen de espectro de difusión (DSI)

Aplicación de RM: La DSI es una variante de la imagen potenciada en difusión, que hace posible observar detalles anatómicos pequeños del cerebro, como las fibras cruzadas

de sustancia blanca, usando varias direcciones de difusión y valores b en una sola medición.

imagen de espectroscopia por RM (MR spectroscopic imaging, MRSI)

→ [espectroscopia por MR](#) (MR spectroscopy, MRS)

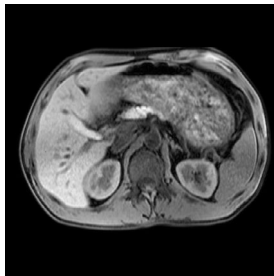


imagen de fase

Reconstrucción de imágenes: Además de las imágenes de magnitud normales, las imágenes de fase también se pueden reconstruir a partir de los datos sin procesar medidos.

En una imagen de magnitud, la escala de grises de un píxel corresponde a la magnitud de la señal de RM en esa ubicación. En la imagen de fase, cada escala de grises del píxel representa la fase correspondiente entre -180° y $+180^\circ$.

Los conjuntos de espines se pueden distinguir del tejido estacionario en las imágenes de fase. Los espines estacionarios tienen la misma fase, los espines en movimiento tienen distintas fases según su velocidad.

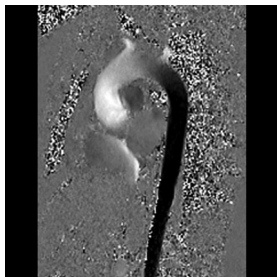




imagen de fluido oscuro (FLAIR)

Técnica de medición de RM: Por ejemplo, T2 FLAIR es una técnica de **turbo inversión-recuperación** con **tiempo de eco efectivo largo** y **tiempo de inversión largo** para la supresión de fluidos. Las lesiones no resultan visibles con el contraste T2 convencional, porque quedan cubiertas por señales de fluido brillante.

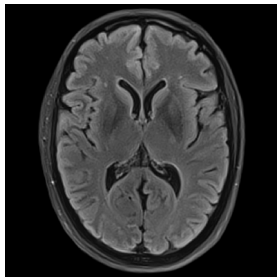


imagen de grasa

Calidad de imagen: Una imagen de grasa pura solo muestra las señales de los protones de la grasa en la imagen y suprime las señales de los protones del agua. Las imágenes de grasa se generan con la técnica **Dixon**, por ejemplo. Consulte también **imagen de agua**.

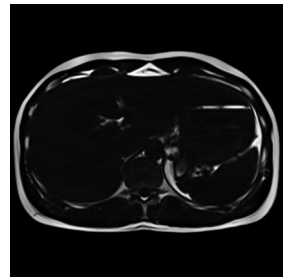


imagen de magnitud

Reconstrucción de imágenes: Visualización normal de la imagen. En una imagen de magnitud, el valor de gris de un píxel corresponde a la magnitud de la señal de RM en esa ubicación.

Alternativa: [imagen de fase](#)

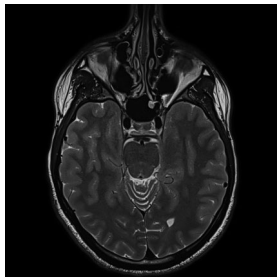


imagen de mosaico

Imágenes BOLD: Todo el volumen, de 16 a 64 imágenes EPI, se compila en una imagen de mosaico. Esto aumenta la claridad de las imágenes BOLD.

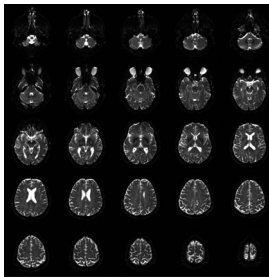


imagen de referencia

Postprocesamiento: Imagen base seleccionada para definir el rango y la orientación de los métodos de reconstrucción, como [MIP](#) o [MPR](#).



imagen de RM

La imagen de RM consta de múltiples elementos de imagen, que también se conocen como **píxeles**. Los píxeles se asignan a una matriz en un patrón cuadrículado. Cada píxel de la matriz de imagen muestra una escala de gris específica. Vista en su conjunto, esta matriz de escalas de gris constituye la imagen.



imagen ecoplanar (EPI)

Técnica de medición de RM: Método de adquisición rápida que adquiere varias líneas del espacio K después de una sola excitación. Lo más habitual es que se adquieran datos para una imagen 2D entera (EPI de «disparo único»).

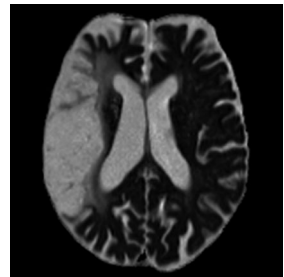


imagen en fase

Medición de RM: Una imagen en fase se genera con una medición en un momento en el que dos componentes del tejido (por lo general grasa y agua) están en la misma fase, es decir, las **magnetizaciones transversales** tienen la misma orientación y se suman. La causa de las distintas velocidades de fase es el **desplazamiento químico** entre los protones de grasa y de agua.

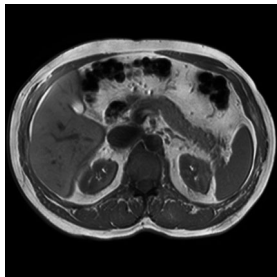
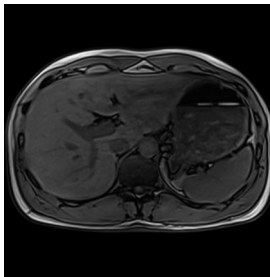


imagen en fase opuesta

Medición de RM: Una imagen en fase opuesta se adquiere en un momento en el que dos componentes del tejido (por lo general grasa y agua) tienen fases opuestas, es decir, las **magnetizaciones transversales** de los dos componentes tienen orientaciones opuestas y se anulan parcialmente entre sí.



La causa de la diferencia de fase es un **desplazamiento químico** entre los protones de grasa y agua.



imagen interactiva en tiempo real

Medición de RM: Los procedimientos de intervención guiados por RM, como, por ejemplo, las biopsias, las ablaciones térmicas y los procedimientos intravasculares, requieren una monitorización en tiempo real del procedimiento, así como un posicionamiento interactivo de cortes basado en la planificación de la ruta.

La RM en tiempo real interactiva respalda este tipo de exámenes de intervención porque permite al usuario cambiar las posiciones del plano de exploración y las orientaciones de forma interactiva durante la adquisición de datos, es decir, en tiempo real.

Consulte también [seguimiento interactivo en tiempo real de la punta del dispositivo o tip tracking](#).

imagen fantasma

Calidad de imagen: Durante un movimiento como el de la respiración, se adquieren algunos pasos de codificación de fase durante la inspiración (por ejemplo: fase de inspiración) y otros durante la espiración (por ejemplo: fase de espiración). Esta codificación errónea casi periódica provoca una imagen falsa desplazada de la región anatómica.

Las estructuras con señal intensa, como la grasa subcutánea, son especialmente proclives a las imágenes fantasma a causa del movimiento. La distancia entre las imágenes fantasma depende del período del movimiento y del tiempo de relajación TR.

En la imagen ecoplanar, las imágenes fantasma pueden llegar a ocupar la mitad del FOV.





imagen fuera de fase

Medición de RM: Una imagen fuera de fase se genera con una medición en un momento en el que dos componentes del tejido (por lo general grasa y agua) no están en la misma fase.

imagen funcional

A diferencia de la imagen que muestra la anatomía y la morfología de las regiones anatómicas y los órganos, la imagen funcional muestra actividades fisiológicas como la función miocárdica del corazón.

Para la imagen funcional neurológica, consulte [fMRI](#).

imagen nativa

Examen con medio de contraste: Imagen de RM sin el uso de medio de contraste, por ejemplo, como un estudio precontraste.

**imagen por desplazamiento
químico de espín eco (SE-CSI)**

Espectroscopia por RM: Proceso híbrido basado en la técnica de espín eco.

**imagen por resonancia
magnética (magnetic
resonance imaging, MRI)**

3zeilige Æberschrift nicht am
Beginn einer SpalteSe mues-
tran imágenes de objetos
como, por ejemplo, el cuerpo
humano, por resonancia mag-
nética utilizando campos de
gradiente magnético.

En la aplicación práctica, se muestra la distribución de protones en el cuerpo.

El objetivo clínicamente relevante de la RM es diferenciar el tejido patológico y el tejido sano ([contraste de imagen](#)).

imagen postcontraste

Examen con medio de contraste: En un examen con medio de contraste, las imágenes postcontraste son las imágenes medidas tras la inyección del medio de contraste.



imagen potenciada en difusión (DWI)

Aplicación de RM: La resonancia magnética es sensible al movimiento y al flujo, y al efecto de difusión relativamente débil (se visualiza con gradientes fuertes). Los movimientos de difusión en el tejido (por ejemplo: la difusión natural del agua) reducen la señal.

Son regiones de interés las que presentan difusión reducida en comparación con sus alrededores (como las membranas celulares a lo largo de tractos de sustancia blanca, o en áreas del cerebro afectadas por ictus). La difusión reducida implica que la reducción de la señal es menos intensa: las regiones afectadas se muestran más brillantes en la imagen potenciada en difusión.

imagen potenciada en perfusión

Imágenes potenciadas en perfusión: Las imágenes potenciadas en perfusión muestran los parámetros de perfusión de tejidos importantes para el diagnóstico.

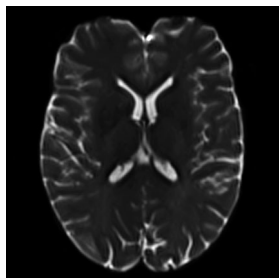


imagen potenciada en susceptibilidad (SWI)

Técnica de medición de RM: Con la imagen potenciada en susceptibilidad se muestran vasos venosos y también hemorragias en el cerebro humano. La técnica SWI es sensible a los cambios locales en los campos magnéticos provocados por sangre desoxigenada o depósitos de hierro locales.

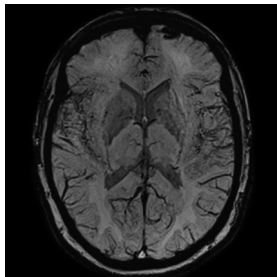


imagen potenciada en traza

Imágenes potenciadas en difusión: En las imágenes potenciadas en traza, el contraste lo genera la longitud del tensor de difusión y refleja la difusividad media. Esto corresponde a la suma de los elementos diagonales (traza) de la matriz del tensor de difusión:

$$\text{Traza} = D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}$$

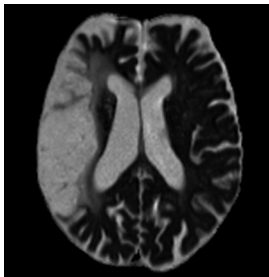


imagen precontraste

Examen con medio de contraste: En un examen con medio de contraste, las imágenes pre-contraste son las imágenes medidas antes de la inyección del medio de contraste, es decir, las imágenes nativas.

imágenes BOLD

→ fMRI



imágenes controladas fisiológicamente

Técnica de medición de RM: Los movimientos fisiológicos como el latido del corazón, la respiración, el flujo sanguíneo o los fluidos suelen causar artefactos que hacen prácticamente imposible realizar una interpretación de imagen de RM correcta. Con la imagen controlada fisiológicamente se suprimen estos artefactos.

→ **tensor de difusión** (disparo por ECG, disparo por pulso),
disparo por respiración,
sincronización respiratoria

imágenes por desplazamiento químico (CSI)

Espectroscopia por RM: A diferencia de la **espectroscopia de voxel único**, los métodos de CSI mapean la información metabólica de un **volumen de interés (VOI)** en una matriz espectral.

imágenes potenciadas en perfusión

Aplicación de RM: La perfusión es uno de los parámetros fisiológicos y patofisiológicos más importantes y se puede evaluar de forma no invasiva mediante RM. Hay varias técnicas para obtener parámetros relacionados con la perfusión usando métodos de contraste endógenos (por ejemplo, **arterial spin labeling**) o métodos dinámicos con medio de contraste exógeno.

imán

Un imán es un material o un objeto que produce un campo magnético. Para obtener información detallada sobre tipos de imanes específicos, consulte:

→ **imán permanente**

→ **imán resistivo**

→ **imán superconductor**

imán permanente

Componentes de RM: El imán permanente consta de grandes bloques de material magnético, por lo general en forma de herradura. Tienen un campo magnético permanente. Por lo tanto, no es necesario suministrarles energía ni refrigeración.

imán resistivo

Componentes de RM: Imán de resistencia. Imán cuyo campo magnético se genera utilizando un sistema de bobinas conductoras normales. Cuando se utiliza con conductores de cobre o de aluminio, este sistema crea una intensidad de campo máxima de hasta 0,6 tesla. Inconveniente: costes de energía eléctrica elevados.

imán superconductor

Componentes de RM: Electroimán cuyo intenso campo magnético (normalmente de 0,5 T como mínimo) se genera utilizando bobinas superconductoras. Los hilos conductores de las bobinas están fabricados con una aleación de niobio-titanio refrigerada criogénicamente, por ejemplo. Se utiliza helio líquido como criógeno.

inducción electromagnética

Física: La tensión eléctrica en una bobina receptora creada por un cambio temporal del campo magnético.

intensidad de campo

→ intensidad del campo magnético



intensidad de gradiente

Técnica de gradiente: Amplitud del campo de gradiente, que tiene como unidad de medición mT/m (militeslas por metro).

intensidad de píxel

Calidad de imagen: Valor de gris asignado a los píxeles de los datos de imagen, según el tejido y los parámetros de medición.

intensidad del campo magnético

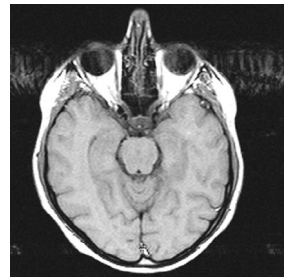
Física de RM: Intensidad de la fuerza del campo magnético sobre las piezas magnetizables. En física, el efecto se conoce como inducción magnética. En RM, se conoce como intensidad del campo magnético. Unidades: tesla (T), 1 tesla equivale aproximadamente a 20 000 veces el campo magnético de la tierra.

intercambio

→ [intercambio de gradiente](#)

intercambio de gradiente

Parámetros de medición: Intercambio de las direcciones de codificación de fase y de lectura en la imagen. Como resultado, los artefactos de flujo y movimiento que interfieren giran 90°. Impide que los artefactos oculten estructuras de interés.



interferencias cruzadas

Calidad de imagen: Si las distancias entre cortes son demasiado pequeñas, las señales de cortes limítrofes interfieren entre sí, especialmente si la distancia de corte es igual a 0. Las interferencias cruzadas se deben a un perfil de corte no idóneo, resultado de las restricciones de la tecnología de medición.

Las interferencias cruzadas también afectan al contraste T1. Las interferencias cruzadas se pueden evitar utilizando una secuencia de corte **intercalada**.

interpolación

Medición de RM: Cálculo de valores situados entre valores conocidos; por ejemplo, ampliación de la matriz de imagen de 256×256 a 512×512 . El tiempo de medición no aumenta, pero las imágenes interpoladas requieren más espacio de almacenamiento.



inversión-recuperación (IR)

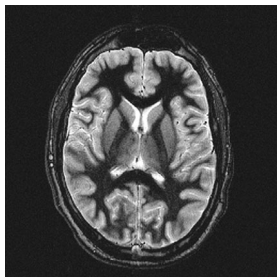
Técnica de medición de RM:
Las secuencias de pulsos de inversión-recuperación se utilizan para proporcionar una fuerte potenciación en T1. La parte básica de una secuencia de inversión-recuperación es un pulso de 180° que se aplica antes de la secuencia de pulsos normal para anular la señal de un tejido específico.

El tiempo de inversión T1 entre el pulso de inversión y el principio de la secuencia de pulsos normal afecta a qué tejido se anulará.

Por ejemplo, la grasa vuelve muy rápidamente en comparación con el agua, lo que permite realizar imágenes **STIR** (con supresión de grasa) y **FLAIR** (con supresión de fluido) seleccionando el punto de señal nula apropiado para los átomos de grasa y de agua.

inversión-recuperación atenuada por líquido

→ imagen de fluido oscuro (FLAIR)



iPAT

Técnica de medición de RM: iPAT son las siglas de integrated Parallel Acquisition Techniques (técnicas integradas de adquisición en paralelo). iPAT es la implementación de Siemens de las técnicas de adquisición en paralelo (PAT) en sistemas MAGNETOM.

iPAT incluye las técnicas de medición mSENSE y GRAPPA, además de calibración automática y CAIPIRINHA.

iPAT²

Imagen 3D: Las secuencias 3D incluyen dos direcciones de codificación de fase: la dirección 2D convencional (PE) y la codificación de fase adicional en la dirección de las particiones (3D).

La aceleración en la dirección 3D se conoce como «iPAT²».

isocentro

Calidad de imagen: El campo magnético principal solo es homogéneo dentro de una región casi esférica en torno al isocentro del campo magnético. En esta zona, se coloca la región de examen para asegurar la mejor calidad de imagen posible.



isótopo

Examen de RM-PET: Una propiedad importante de los átomos es su número atómico (el número de protones del núcleo). El número atómico de un átomo determina sus propiedades químicas. Del mismo modo, el número de masa atómica de un átomo se define como el número total de nucleones (protones y neutrones) del átomo.

Los isótopos son átomos con números atómicos idénticos pero masas atómicas diferentes. Aunque los isótopos tengan las mismas propiedades químicas que otros átomos de su elemento, tienen propiedades nucleares muy diferentes. Por ejemplo, aunque muchos isótopos son estables, algunos isótopos tienen núcleos inestables y son radiactivos. Todos los isótopos utilizados en las exploraciones de PET son radiactivos y decaen rápidamente.

Entre los isótopos utilizados habitualmente se encuentran los siguientes:

- Carbono-11 o ^{11}C
- Nitrógeno-13 o ^{13}N
- Oxígeno-15 o ^{15}O
- Flúor-18 o ^{18}F (consulte también [fluorodesoxiglucosa](#))

línea base

Espectroscopia por RM: Señal de fondo respecto a la cual se generan los **picos**.

línea de Fourier

Parámetros de medición: En el conjunto de datos sin procesar (espacio K), las columnas de la **matriz de datos sin procesar** representan la parte **codificada por frecuencia** de las señales medidas.

línea de respuesta (LOR)

Examen de RM-PET: Eje del haz de proyección. Tenga en cuenta lo siguiente: En PET, es la línea que conecta los centros de dos elementos del detector opuestos activados en coincidencia.

localizador

Medición: Imagen adquirida como base para el **posicionamiento de cortes**. Sinónimo: topograma.



magnetizabilidad

→ susceptibilidad
(magnetizabilidad)

magnetización

Física de RM: La magnetización es una magnitud que mide la intensidad magnética que un material puede ejercer sobre su entorno. En RM, se mide el efecto magnético macroscópico neto de los **conjuntos de espines**. Esta magnetización neta de los **vóxeles** de interés del tejido determina la intensidad potencial de la **señal de RM**.

magnetización longitudinal (M_z)

Física de RM: La magnetización longitudinal M_z es la parte del vector de magnetización macroscópica en la dirección del eje z, es decir, a lo largo del campo magnético externo. Tras la excitación por un pulso de RF, M_z vuelve al equilibrio M_0 con una constante de tiempo característica T1.

$$M_z(t) = M_0 (1 - \exp(-t/T1))$$

magnetización transversal (M_{xy})

Física de RM: La magnetización transversal M_{xy} es el componente del vector de magnetización macroscópica en el plano xy ; es decir, orientado perpendicularmente al campo magnético estacionario B_0 . La precesión de la magnetización transversal induce tensión eléctrica en una bobina receptora que cambia a lo largo del tiempo.

La progresión temporal de esta tensión es la señal de RM. Tras la excitación de RF, M_{xy} decae a cero en la constante de tiempo T_2 (ideal) o T_2^* (real).

magnitud de turbo inversión-recuperación (TIRM)

Técnica de medición de RM: Idéntico a TurboIR, aunque con la imagen de magnitud de la señal y la visualización apropiada.

mapa AC

→ corrección de la atenuación (AC)



mapa ADC

Imágenes potenciadas en difusión: Mapa paramétrico que muestra los **coeficientes de difusión aparente** del tejido adquirido distribuidos en el espacio. El contraste no contiene contribuciones de T1 o T2*. Los mapas ADC se pueden reconstruir a partir de imágenes potenciadas en difusión con un mínimo de 2 **valores b**.

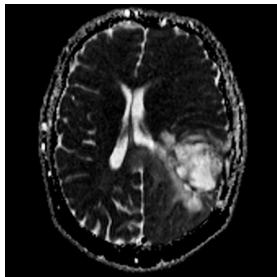
Se soluciona sobre todo con el **sobremuestreo**, pero también se puede utilizar la **presaturación** regional (bandas de saturación).

mapa de anisotropía fraccional

→ **mapa FA**

mapa de campo

Neuroimagen: Un mapa de campo muestra las distorsiones locales y la pérdida local de señal en las imágenes, derivadas de la técnica de medición utilizada para adquirir las imágenes. El mapa de campo oculta las áreas con información funcional ambigua.



mapa de difusión

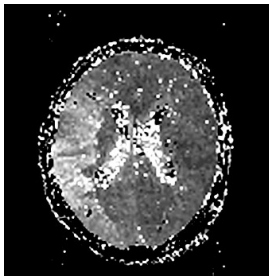
→ mapa ADC

mapa de tiempo al pico (TTP)

Imágenes potenciadas en perfusión: Un mapa TTP muestra la distribución regional del tiempo necesario para la señal de perfusión mínima, ya sea en escala de grises o codificada en colores. Se genera para cada corte medido.

mapa espectral

Espectroscopia por RM: Mapeo de una matriz espectral CSI a una imagen anatómica. Muestra los cambios regionales de los metabolitos como contornos superpuestos.





mapa paramétrico

Postprocesamiento: Un mapa paramétrico es una representación gráfica de información funcional generada por un protocolo de postprocesamiento de los datos medidos.

Los mapas paramétricos muestran las características T1, T2 o T2* del tejido adquirido, lo que permite una detección precoz de la artritis, por ejemplo.



Imágenes potenciadas en difusión: Se pueden crear mapas paramétricos en las imágenes potenciadas en difusión midiendo el [tensor de difusión](#). Se pueden utilizar para visualizar, por ejemplo, las características de difusión anisotrópica del cerebro (ejemplo: [mapa FA](#)). Consulte también [mapa ADC](#).

Imágenes potenciadas en perfusión: Para visualizar anomalías en la perfusión (ejemplo: [mapa de tiempo al pico \(TTP\)](#)).

mapa PBP

Imágenes potenciadas en perfusión: Para un determinado corte se puede reconstruir un mapa de porcentaje de pérdida de señal de línea base al pico. La escala de grises muestra el cambio de señal respecto a una imagen de base antes de la administración de medio de contraste.

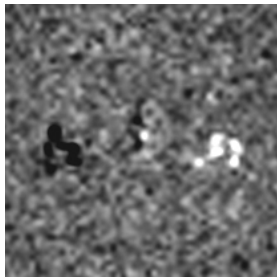
mapa relMTT

→ tiempo de tránsito medio relativo (relMTT)



mapa t

Imágenes BOLD: Cuando se evalúa con la **prueba t**, el mapa t muestra una correlación estadística del cambio de intensidad de señal con el paradigma. Las correlaciones positivas entre la estimulación y el aumento de señal en las imágenes BOLD se muestran brillantes; las correlaciones negativas se muestran oscuras.



mapa TTP

→ mapa de tiempo al pico (TTP)

mapeo del miocardio

Imagen cardíaca: Técnica para generar mapas paramétricos basados en píxeles para los tiempos de relajación del miocardio (mapa T1, mapa T2 y mapa T2*).

marcación

→ marcaje miocárdico (tagging)

marcación de bandas

Imagen cardíaca: Técnica de **marcación miocárdica** que aplica bandas paralelas en la imagen de RM. Se utiliza para ver el movimiento del miocardio en la vista de eje primario o vista de cuatro cámaras.

marcación de rejilla

Imagen cardiaca: Técnica de **marcación miocárdica** que aplica una rejilla de líneas de saturación en las imágenes de RM cardíacas. Se utiliza para ver el movimiento del miocardio.

marcaje miocárdico (tagging)

Imagen cardiaca: Técnica no invasiva para superponer rejillas o rayas sobre las imágenes del miocardio, que resulta útil para evaluar el movimiento y la deformación intramiocárdica. Las marcas no invasivas se crean dentro del tejido mediante modulaciones locales de la magnetización, que producen regiones de intensidad de señal reducida.

El método de marcación estándar para crear rejillas se conoce como modulación espacial complementaria de la magnetización (complementary spatial modulation of magnetization, CSPAMM).

→ **marcación de rejilla**

→ **marcación de bandas**

**marco de referencia (FOR)**

Estándar DICOM: El marco de referencia controla la compatibilidad de las imágenes dentro de una serie y en relación con otras series. Las series con un FOR idéntico pertenecen al mismo sistema de coordenadas y son compatibles.

matriz

- matriz de imagen
- matriz de datos sin procesar

matriz de adquisición

- matriz de datos sin procesar

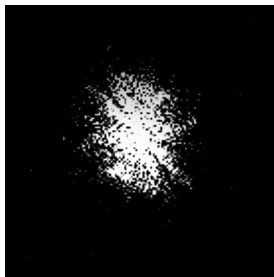
matriz de datos sin procesar

Medición de RM: Cada uno de los puntos de la matriz de datos sin procesar incluye, como en un holograma, informaciones parciales de la totalidad de la imagen. Por lo tanto, un punto de la matriz de datos sin procesar no corresponde a un punto de la matriz de imagen.

La región en torno al centro de la matriz de datos sin procesar determina la estructura básica y el contraste de la imagen.

La región externa de dicha matriz proporciona información sobre los bordes y contornos de la imagen, estructuras detalladas, y también determinan la resolución.

Utilizando la transformada bidimensional de Fourier, la matriz de datos sin procesar se convierte en la [matriz de imagen](#). Por esta razón, a las líneas de datos sin procesar también se conocen como filas Fourier.





matriz de Half-Fourier

Técnica de medición de RM: La matriz de datos sin procesar tiene una simetría específica que teóricamente permite que baste con realizar el muestreo de solo la mitad de la matriz. La otra mitad puede reconstruirse simétricamente; matemáticamente, las matrices son *conjugadas complejas*.

No obstante, los inevitables errores de fase provocados por las leves inhomogeneidades del campo magnético requieren una corrección de fase. Por este motivo, se adquieren un poco más de la mitad de los datos sin procesar. El tiempo de medición se reduce a algo menos del 50%.

matriz de imagen

Visualización de imágenes: La imagen de RM consta de múltiples elementos de imagen (*píxel*). Los píxeles se asignan a una matriz en un patrón cuadrículado. Cada píxel de la matriz de imagen muestra un nivel de escala de grises específico. Vista en su conjunto, la matriz de niveles de gris constituye la imagen.

No debe confundirse con una *matriz de medición*.

matriz de medición

Matriz de datos sin procesar, no debe confundirse con la *matriz de imagen*.

matriz reducida

Parámetros de medición: Cuando se seleccionan menos líneas que columnas para la matriz de medición, se obtiene una matriz reducida. Las frecuencias espaciales altas ya no se miden. Esto reduce el tiempo de medición. Las líneas que no se han medido se llenan con ceros antes de la reconstrucción de la imagen (*rellenado con ceros*). Esto corresponde a una interpolación en la dirección de codificación de fase; por lo tanto, aún se muestra en la pantalla una imagen cuadrada.

MDDW

Imágenes potenciadas en difusión: Para calcular el **tensor de difusión**, la técnica proporciona imágenes potenciadas en difusión en varias direcciones (multidirectional diffusion weighting, MDDW) al menos en 6 direcciones espaciales. Se genera una imagen potenciada en difusión por cada **posición de corte**, **valor b** y dirección de difusión (para $b > 0$).

MEDIC

Técnica de medición de RM: Se combinan varios ecos adquiridos para formar una imagen. Ventaja: mayor ancho de banda del receptor, menos artefactos. Aplicación: columna cervical, articulaciones.

medio de contraste

Calidad de imagen: Compuestos químicos que se utilizan para mejorar el contraste. Los exámenes de RM suelen utilizar medios de contraste paramagnéticos como el **gadolinio DTPA** u otros compuestos con gadolinio.

A diferencia de las técnicas de rayos X, en las que el medio de contraste resulta visible directamente, en RM los medios de contraste solo tienen un efecto indirecto, ya que reducen los tiempos de relajación del agua contenida en los tejidos.



medio de contraste de RM

→ medio de contraste

militeslas por metro (mT/m)

Técnica de gradiente: Unidad de medida para la intensidad de gradiente.

MIP

→ proyección de máxima intensidad (maximum intensity projection, MIP)

MIP dirigida

→ MIP localizado

MIP localizado

Angiografía por RM: El MIP localizado mejora la calidad de imagen. Solo se utiliza un volumen de datos parcial que contiene los vóxeles del vaso de interés. En consecuencia, la proyección incluye menos píxeles de ruido de fondo y muestra menos señal de grasa brillante. También se puede seleccionar la reconstrucción de vasos individuales a fin de disponer de una imagen completa.

modelo lineal general

→ GLM

modo película

Visualización de imágenes:
Para visualizar procesos dinámicos como el movimiento cardiaco. Las imágenes de RM pasan automáticamente por el segmento de pantalla activo, cíclicamente, o hacia delante y hacia atrás (yoyó).

MPR

→ reconstrucción multiplanar (MPR)

MPRAGE

Técnica de medición de RM: MPRAGE es una ampliación 3D de la técnica TurboFLASH con pulsos de preparación de inversión. Solo se obtiene un segmento o una partición de un registro de datos 3D por pulso de preparación.

mSENSE

Técnica de medición de RM: Desarrollo adicional de SENSE con autocalibración y un algoritmo modificado para la reconstrucción de imágenes.



NEMA

Association of Electrical Equipment and Medical Imaging Manufacturers (Asociación de fabricantes de equipos eléctricos y de imágenes médicas) de los Estados Unidos. La Medical Imaging & Technology Alliance (Alianza de imágenes médicas y tecnología, MITA), una división de la NEMA, representa a los fabricantes de equipos de diagnóstico médico por imagen, incluidos fabricantes de equipos de RM, TC, rayos X y ultrasonido.

neuroimagen

Aplicación de RM: Término general para aplicaciones para el cerebro y el sistema nervioso como, por ejemplo, **imágenes BOLD**.

número de adquisiciones (NA)

→ promedio

número de cortes

Parámetros de medición:

Durante una medición de RM suelen adquirirse varios cortes. El número máximo de cortes de una secuencia de pulsos o un protocolo de medición depende del tiempo de repetición TR.

→ técnica de imágenes multicorte

número de particiones

→ partición

orden de los cortes

→ secuencia de cortes

orientación de corte

Parámetros de medición: Se pueden utilizar planos ortogonales como orientación de corte básica:

- sagital
- coronal
- transversal

Un corte oblicuo o doble oblicuo se obtiene por rotación del corte a partir de la orientación base.

orientación de imagen

→ orientación de corte

oscilación de los bordes

→ artefacto de truncación



PACE

Calidad de imagen: Durante la medición, PACE corrige los artefactos respiratorios y de movimiento en tiempo real, reduciendo el desplazamiento entre los cortes. Esto permite realizar varios exámenes con apnea y también con respiración libre durante una medición, por ejemplo.

→ PACE 1D

→ PACE 2D

PACE 1D

Técnica de medición de RM: Corrección rápida del movimiento en tiempo real, por ejemplo, durante la imagen cardiaca. Esta técnica PACE permite que el paciente respire libremente durante la medición.

PACE 2D

Técnica de medición de RM: La técnica PACE utilizada en la imagen abdominal se basa en una imagen de prueba 2D local para la detección de movimiento.

PACE 3D

Técnica de medición de RM: Técnica totalmente automatizada para la detección y corrección de movimiento durante mediciones BOLD. Sirve para eliminar artefactos de movimiento.

PACE 3D corrige 6 grados de libertad (3 de traslaciones y 3 rotaciones) en tiempo real.

paradigma

Imágenes BOLD: Secuencia planificada de la medición funcional, por ejemplo: 10 imágenes sin activación (referencia), 10 imágenes con activación.

partes por millón (ppm)

Unidad sin dimensión comparable al tanto por ciento. Mientras que el tanto por ciento significa uno de cada cien, ppm significa uno de cada millón. Se utiliza para medir el desplazamiento químico en exámenes de espectroscopia por RM. Las desviaciones del campo magnético principal B_0 respecto al valor normal también se indican en ppm.

partición

Imagen 3D: Durante la imagen 3D, se excitan volúmenes enteros y no solo cortes individuales. Un **bloque 3D** consta de varias particiones sin espacios. El número de particiones se corresponde con el número de cortes durante la imagen 2D.

paso de codificación de fase

Medición de RM: La codificación de fase de una imagen de RM requiere normalmente que haya tantas excitaciones y adquisiciones de señal como filas de matriz de imagen (por ejemplo, 256 ó 512).

La amplitud del gradiente de codificación de fase cambia incrementalmente de excitación a excitación. Por este motivo, cada fila de datos sin procesar tiene distinta información de fase.

paso de procedimiento realizado de la modalidad (modality performed procedure step, MPPS)

Servicio DICOM: El servicio de paso de procedimiento realizado de la modalidad, que se conoce comúnmente como MPPS, proporciona un mecanismo para que las modalidades de imagen envíen información sobre la formación de imagen que están realizando al RIS o PACS.

Por ejemplo, información de las imágenes adquiridas, duración del estudio, hora de inicio y hora de finalización del examen, etc.



PAT

Técnica de medición de RM: PAT es el término genérico para las técnicas de adquisición la imagen en paralelo. Otros términos para PAT son: «imagen en paralelo» y «adquisición parcialmente en paralelo».

Se diferencian dos grupos de PAT: con los métodos basados en imagen (por ejemplo: SENSE, mSENSE), la reconstrucción PAT se realiza después de la transformada de Fourier.

Con los métodos basados en espacio K (por ejemplo: SMASH, GRAPPA), la reconstrucción PAT se realiza antes de la transformada de Fourier.

Con PAT se reduce el tiempo de medición sin degradar la resolución de imagen. El número inferior de líneas de medición reduce la relación señal-ruido.

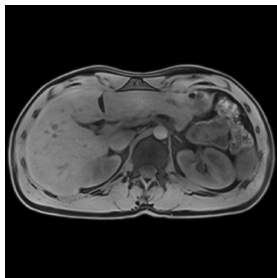
Un requisito para la PAT es el uso de bobinas array y también el cálculo del perfil de bobina

de todos los elementos de bobina array (por ejemplo: por autocalibración).

Las ventajas más importantes de la PAT son: tiempos de apnea inferiores, resolución temporal de mediciones dinámicas superior e imágenes más nítidas con imagen ecoplanar (mediante la reducción del tren de ecos).

→ iPAT

→ iPAT²



PC Angio

→ angiografía de contraste de fase o phase contrast (PCA)

pérdidas de RF

Técnica de medición de RM:
Técnica para destruir cualquier magnetización transversal residual después de la lectura del eco y antes de la siguiente excitación.

→ gradiente spoiler

perfil de bobina

Física de RM: Características de recepción de una **bobina de RF**; también se conoce como perfil de sensibilidad de la bobina. La intensidad de la señal de RM recibida de un **vóxel** depende de la ubicación del vóxel en relación con la bobina. En general, la intensidad de la señal es mayor en las cercanías de la bobina. Cuanto más lejos de la bobina se encuentra el vóxel, más débil es la señal.

Los perfiles de bobina se pueden obtener a partir de una medición de calibración independiente o con una **calibración automática** integrada en la medición.



pico

Espectroscopia por RM: En teoría, la representación de la frecuencia de una onda sinusoidal pura es una sola línea espectral en el punto de la **frecuencia de resonancia**. En realidad, la línea espectral se extiende hasta un pico borroso. La causa son los efectos espín-espín y la inhomogeneidad del campo (imán y paciente).

Características del pico: frecuencia de resonancia (ν_0), altura del pico (h), ancho del pico a media altura (b) (ancho completo a medio máximo, FWHM por sus siglas en inglés), área.

pies primero

Posicionamiento: El paciente se sitúa con los *pies primero* en la abertura del imán.

píxel

Calidad de imagen: Elemento de imagen más pequeño de una imagen digital. Para mostrar una imagen de RM, cada píxel de la matriz de imagen contiene un valor de gris específico.

Tamaño de píxel = FOV/Tamaño de matriz

plano coronal

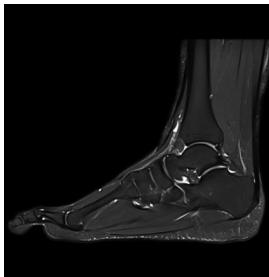
Orientación de corte: Plano ortogonal que divide el cuerpo entre parte trasera (dorsal, posterior) y parte frontal (ventral, anterior).

**plano frontal**

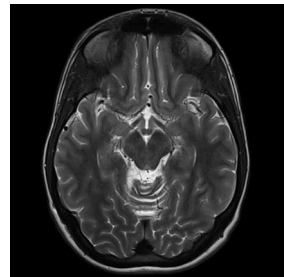
→ plano coronal

plano sagital

Orientación de corte: Plano ortogonal que divide el cuerpo en la parte izquierda y la derecha.

**plano transversal**

Orientación de corte: Plano ortogonal que divide el cuerpo en la parte craneal (cabeza, superior) y la caudal (pies, inferior). Sinónimo: Plano axial.





PMU

Componentes de RM: Dispositivo para la imagen controlada fisiológicamente, que adquiere las señales fisiológicas de un paciente (ECG, respiración y pulso). La PMU consta de los siguientes componentes:

- PERU (Physiological ECG and Respiratory Unit, Unidad respiratoria y ECG fisiológica)
- PPU (Peripheral Pulse Unit, Unidad de pulso periférico)
- Entrada de disparo externo

Las señales fisiológicas se adquieren con receptores como, por ejemplo, electrodos de ECG, cojín respiratorio y sensor de pulso.

porcentaje de pérdida de señal de línea base al pico

→ [mapa PBP](#)

posición de corte

Parámetros de medición: Posición del corte que se va a medir dentro del área sometida a examen.

posicionamiento de cortes

Posicionamiento gráfico de los cortes y bandas de saturación que deben adquirirse en una [imagen de localizador](#).

posicionamiento gráfico de cortes (GSP)

Posicionamiento de los cortes: Posicionamiento gráfico de los cortes y las bandas de saturación que deben adquirirse en imágenes de localizador. Los parámetros de medición relevantes se pueden ajustar cómodamente en la pantalla con el ratón.

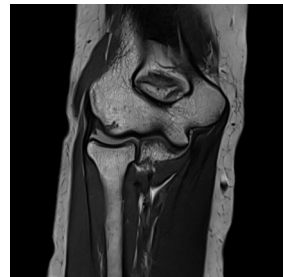
postprocesamiento

Evaluación de imágenes:

Las imágenes de RM se pueden manipular de varios modos para la evaluación, por ejemplo, mediante **sustracción de imágenes**, **promedio**, **rotación**, **inversión**, **reconstrucción multiplanar (MPR)**, **proyección de intensidad máxima (MIP)**, etc.

potenciación en densidad protónica

Calidad de imagen: En una imagen de RM potenciada en densidad protónica, el contraste se ve afectado principalmente por la densidad protónica del tejido que se debe mostrar. Los efectos T1 y T2 se suprimen.





potenciación en difusión multidireccional

→ MDDW

potenciación en T1

→ contraste T1

potenciación en T2

→ contraste T2

precesión

Física de RM: Giro del eje de rotación de un cuerpo que gira alrededor de otra línea que lo intersecta, de forma que se describe un cono.

preparación de la magnetización

Técnica de medición de RM: Técnica para mejorar o modificar el contraste de imagen. Se utilizan pulsos de RF adicionales (pulsos de preparación de magnetización) para predefinir la magnetización neta a un estado específico antes de la ejecución de la localización espacial. Ejemplo de una secuencia con preparación de magnetización (magnetization-prepared, MP): MPRAGE.

preparación del espín

Técnica de medición de RM: Técnica para mejorar o modificar el contraste de la imagen aplicando pulsos de preparación específicos como, por ejemplo, un pulso de preparación inversión-recuperación.

presaturación

Calidad de imagen: Presaturación regional, presaturación con pulsos de inversión (por ejemplo: técnicas de **Sangre Oscura**).

La presaturación regional se puede utilizar para reducir la señal del tejido no deseado. Por ejemplo, para minimizar los artefactos causados por el movimiento del tórax.

Se aplica un pulso de saturación adicional al comienzo de la secuencia de pulsos para saturar los espines dentro del corte de saturación. La región saturada no produce casi ninguna señal y aparece negra en la imagen.



procesador array

Componentes de RM: Un procesador array consta de varias unidades informáticas y de almacenamiento que se pueden conectar en serie y también en paralelo, para realizar una tarea de cálculo simultáneamente. Parte fundamental del sistema de reconstrucción de imagen.

promedio

Parámetros de medición: Valor medio de las señales medidas en un corte utilizado para mejorar la relación señal-ruido (SNR). El cálculo del promedio se realiza, por ejemplo, en una medición con 2 adquisiciones, es decir, número de adquisiciones (NA) = 2. La SNR aumenta con la media cuadrática del número de promedios.

protocolo

→ protocolo de medición

protocolo de imagen

→ protocolo de medición

protocolo de medición

Técnica de medición de RM:
Un protocolo de medición es una *secuencia de pulsos* con un conjunto completo de parámetros concretos optimizados para realizar un tipo de examen específico.

proyección de máxima intensidad (maximum intensity projection, MIP)

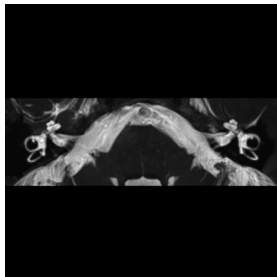
Postprocesamiento: La proyección de máxima intensidad es una técnica de renderización

de volumen para imágenes 3D que proyecta en el plano de visualización los vóxeles de máxima intensidad que son interceptados por los rayos paralelos trazados desde el punto de vista hasta el plano de proyección.

En cada píxel, se determina el valor de datos más alto que se encuentra a lo largo del rayo de visualización.

La MIP se basa en el hecho de que, dentro de los conjuntos de datos de RM, los valores de intensidad de las estructuras vasculares son mayores que los valores de intensidad del tejido circundante.

Al representar el valor de intensidad máximo que se ve en cada píxel, se puede capturar la estructura de los vasos contenidos en la imagen.





proyección en conjuntos convexos (POCS)

Parámetros de medición: Procedimiento matemático para reconstruir imágenes a partir de datos sin procesar. Este parámetro mejora la nitidez de los bordes en el muestreo de Half-Fourier. Los puntos de datos del espacio K que faltan no se fijan a cero, sino que se extrapolan.

prueba t

Imágenes BOLD: Método de evaluación estadística para mediciones **BOLD** (antes valor Z). Se utiliza para calcular la imagen diferencial a partir de los valores medios de imágenes de activación y no activación. Actualmente, la prueba t está integrada en **GLM**.

pulso de excitación

Técnica de medición de RM: Rotación de magnetización no alineada con el eje longitudinal, provocada por la aplicación de un pulso de RF. Cuanto mayor es la energía de un pulso de RF de excitación, mayor es la deflexión de la magnetización neta. La deflexión de la magnetización al final del pulso de RF se conoce como **ángulo de inclinación**.

pulso de RF

→ **pulso de excitación**

pulso no selectivo

Técnica de medición de RM: Cuando se adquieren datos con un pulso no selectivo, se requiere un TR más prolongado para mediciones multicorte o mediciones repetidas del mismo corte. Se requiere el TR más prolongado para garantizar que la magnetización entre mediciones consecutivas se recupere lo suficiente, y que las distintas mediciones no interfieran entre sí.

Se utiliza con mediciones de volumen 3D y técnicas de presaturación (por ejemplo: **contraste por transferencia de magnetización**).

QISS

Angiografía por RM: La imagen por single-shot en intervalo quiescente (QISS) es una técnica de ARM sin contraste para la ARM periférica.

- Adquisición de disparo único 2D disparada por ECG de un corte por latido.
- Saturación en el plano para suprimir el tejido de fondo y un pulso de saturación de seguimiento para suprimir la señal venosa antes de un período de flujo de entrada quiescente.
- El disparo por ECG asegura que el período de flujo de entrada quiescente coincida con un flujo sistólico rápido para maximizar el flujo de entrada de espines no saturados en el corte de formación de imagen.

- Las imágenes se adquieren con una serie de estaciones de imagen alrededor del isocentro del imán. Las estaciones utilizan una serie de concatenaciones de apneas para minimizar el movimiento respiratorio.

Quench

Imán superconductor: Expulsión rápida de criógeno líquido que se utiliza para mantener el imán de RM en estado de superconducción.

Quiet Suite

Aplicación de RM: La fuente principal de ruido acústico de RM es la conmutación rápida de las bobinas de gradiente, lo que genera considerables vibraciones mecánicas.

Quiet Suite incluye [QuietX](#) y [PETRA](#) para reducir los niveles de ruido durante los exámenes de RM, y proporciona protocolos optimizados para exámenes neurológicos y ortopédicos.

QuietX

Técnica de medición de RM: Algoritmo de [Quiet Suite](#) para reducir los niveles de ruido durante los exámenes de RM. Optimiza la trayectoria del gradiente para la reducción del ruido mediante la suma de los gradientes y la reducción de la tasa de variación, a la vez que mantiene la calidad de imagen y los tiempos de medición.

**RADIANT**

Mamografía por RM: Reconstrucción 3D similar al ultrasonido para obtener imágenes de la mama; genera una vista de 360° con el pezón como centro.

radiofármaco

→ trazador

radiofrecuencia (RF)

Física de RM: Parte del espectro electromagnético en la cual se pueden generar ondas electromagnéticas alternando la corriente suministrada a una antena. Los pulsos de RF utilizados en RM normalmente se encuentran en el rango de 1–100 megahercios. Su principal efecto en el cuerpo humano es la disipación de energía en forma de calor, por lo general en la superficie del cuerpo. La absorción de energía es un valor importante para establecer los umbrales de seguridad.

→ tasa de absorción específica (SAR)

reconstrucción de imágenes

Proceso de creación de imágenes de un conjunto de **datos sin procesar** medido. En RM, se utiliza la **transformada de Fourier** para la reconstrucción.

reconstrucción multiplanar (MPR)

Postprocesamiento: Permite el cálculo de imágenes en cualquier orientación. La reconstrucción de imágenes se efectúa a partir de una medición 3D o multicorte sin espacios.

reconstrucción planar curva (CPR)

Postprocesamiento: La CPR es similar a la MPR, pero puede generar, a partir de datos de volumen, secciones transversales planas ortogonales o tangenciales a una curva definida por el usuario a lo largo de una estructura anatómica.

red

Física de RM: Entorno magnético y térmico en el que los núcleos intercambian energía durante la **relajación longitudinal**.

refase

Física de RM: Inversión del **desfase**; los espines vuelven a ponerse en fase. Se obtiene mediante un pulso de 180° que crea un **espín eco**, o un pulso de gradiente en la dirección opuesta.

refase de flujo

→ **refase**

refase del movimiento de gradientes (GMR)

Técnica de medición de RM: Método para alcanzar la **compensación de flujo**. Se alternan pulsos de gradiente adicionales del tamaño y duración adecuados. Estos corrigen los desplazamientos de fase experimentados por los espines en movimiento, con lo que se reducen los artefactos de flujo.

refocalización

→ **refase**

región de interés (ROI)

Postprocesamiento: Una ROI es el área de la imagen de RM seleccionada para la evaluación.

registro de imágenes

Postprocesamiento: Registrar dos imágenes significa alinearlas, de modo que los rasgos comunes se solapen, y las diferencias entre las dos, si las hay, se enfatizan y resulten fácilmente visibles.



registro de paciente

Preparación de la medición:
Antes de un examen de RM,
debe registrarse al paciente.
Se introducen los datos del
paciente y se indica claramente
la correspondencia entre el
paciente y la imagen de RM.

relación contraste-ruido (CNR)

Calidad de imagen: La relación
contraste-ruido de una imagen
de RM es la diferencia entre las
relaciones señal-ruido de dos
tipos de tejido A y B.

$$\text{CNR} = \text{SNR}_A - \text{SNR}_B$$

relación señal-ruido (SNR)

Calidad de imagen: Relación
entre la intensidad de señal
y el ruido. Entre los modos de
mejorar la SNR figuran los
siguientes:

- Aumento del número de
promedios
- Aumento del volumen de
medición (aunque la resolu-
ción espacial se degrada)
- Uso de bobinas especiales
y bobinas locales
- Ancho de banda inferior
- Tiempo de eco breve
- Corte más grueso

relajación

Física de RM: Proceso físico
dinámico en el que un sistema
vuelve de un estado de des-
equilibrio al de equilibrio.

→ relajación longitudinal

→ relajación transversal

relajación espín-espín

→ relajación transversal

relajación espín-red

→ relajación longitudinal

relajación longitudinal

Física de RM: Retorno al equilibrio de la magnetización longitudinal tras la excitación, debido al intercambio energético entre los espines y la red circundante (también se conoce como relajación espín-red).

relajación transversal

Física de RM: Decaimiento de la magnetización transversal por la pérdida de coherencia de fase entre espines en precesión (debido al intercambio energético entre espines); también se conoce como relajación espín-espín.

rellenado con ceros

Técnica de medición de RM: Técnica de interpolación para ampliar una matriz de datos sin procesar con ceros. Se utiliza habitualmente para aumentar el tamaño de la matriz de imagen en la dirección de codificación de fase (por ejemplo, de 256 a 512) o en la dirección de codificación del corte para mediciones 3D (por ejemplo, de 32 a 64)

resolución

→ resolución espacial
→ resolución temporal

resolución de imagen

→ resolución espacial

resolución en plano

Calidad de imagen: La resolución en plano viene determinada por el tamaño de los píxeles. Cuanto menor sea el píxel, mejor será la resolución en plano.



resolución espacial

Calidad de imagen: Es la capacidad de diferenciar estructuras de tejido contiguas. Cuanto más alta es la resolución espacial, mejor pueden diagnosticarse las pequeñas patologías.

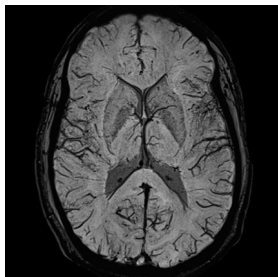
La resolución espacial aumenta con una **matriz** más grande, un **FOV** más pequeño y un **grosor de corte** más pequeño.

resolución temporal

Parámetros de medición: Duración entre dos adquisiciones de la misma región.

RESOLVE

Técnica de medición de RM: Con el método RESOLVE, se utiliza una secuencia de imágenes potenciadas en difusión multi-shot, lo cual proporciona una mayor calidad de imagen en comparación con la imagen ecoplanar estándar de single-shot (ss-EPI). RESOLVE es compatible con todas las funciones estándar de adquisición y procesamiento de datos para las imagen potenciada en difusión (DWI) y la imagen con tensor de difusión (DTI).



resonancia

Física: Intercambio de energía entre dos sistemas a una frecuencia específica. En los instrumentos musicales, por ejemplo, las cuerdas que estén en el mismo tono resonarán.

resonancia magnética (RM)

Física de RM: Absorción o emisión de energía electromagnética por parte de los núcleos atómicos en un campo magnético estático, tras su excitación con radiación de RF electromagnética a la [frecuencia de resonancia](#).

resonancia magnética funcional

→ fMRI

restablecer pulso

Técnica de medición de RM: Pulso de retroceso de RF de 90° al final del tren de ecos de una secuencia TSE. Con este pulso se devuelve la [magnetización transversal](#) instantánea al eje longitudinal. Esta técnica permite conseguir un TR más breve con un contraste comparable y también tiempos de adquisición más cortos.



RM cardiaca

Aplicación de RM: Entre las ventajas de la RM cardiaca se encuentran las siguientes:

- Selección libre de planos de imagen y FOV
- Alto contraste de tejidos
- Resolución temporal y espacial

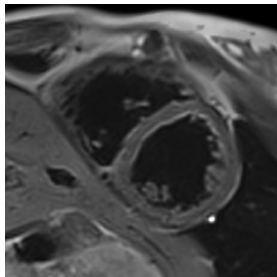
Se pueden adquirir varios cortes cardiacos a lo largo del plano de corte respectivo. De esta manera, se obtiene una representación anatómica completa del corazón en tres dimensiones.

Los registros de datos adquiridos durante las fases cardiacas permiten **secuencias de cine** del latido.

La evaluación cuantitativa posterior de los estudios cardiacos permite, por ejemplo, lo siguiente:

- Cálculo del volumen ventricular, la masa del miocardio y los parámetros funcionales

- Segmentación manual o semiautomática de las paredes cardiacas internas y externas del ventrículo izquierdo, y de la pared interna del ventrículo derecho: imágenes en telesístole (TD) y telediástole (TS) o el ciclo cardiaco completo.
- Evaluación del grosor de la pared miocárdica; se evalúan los cambios de grosor de la pared (entre la fase TD y TS o durante el ciclo cardiaco) para cada sector



RM intervencionista (iMRI)

Procedimientos mínimamente invasivos guiados por RM. Por lo general, la RM «intervencionista» se refiere a procedimientos menos invasivos como biopsias, ablaciones térmicas y procedimientos intravasculares. El acrónimo iMRI suele utilizarse para incluir aplicaciones «intraoperativas», es decir intervenciones quirúrgicas como la craneotomía para la resección de tumores.

ruido en imágenes

Calidad de imagen: El ruido en la imagen es una fluctuación estadística en la intensidad de la señal que no aporta información a la imagen. Aparece en la imagen como un patrón granular irregular. En principio, el efecto es inevitable y tiene una base física. El ruido en una imagen depende de la intensidad del campo, el tamaño de la bobina (bobina de cuerpo, bobina local, bobina array), la secuencia de pulsos utilizada y la **resolución espacial**.

R1, R2, R2*

→ tasa de relajación R1, R2, R2*





sangrado de vóxel

Espectroscopia por RM: El sangrado de vóxel indica la **interferencia cruzada** de las intensidades de señal de un vóxel a un vóxel contiguo. Hasta el 10% de una señal puede aparecer en un vóxel adyacente.

Estos artefactos de localización suelen aparecer en la imagen durante las pruebas de intensidad. Se reducen con un filtro de apodización (por ejemplo: filtro Hamming).

Sangre Oscura

Imagen cardiaca: Pulso de preparación especial que satura la sangre, utilizado para mostrar la anatomía cardiovascular.

SAR

→ tasa de absorción específica (SAR)

SAR de cabeza

Seguridad: La tasa de absorción específica (SAR) media de la masa de la cabeza del paciente durante el tiempo especificado.

SAR de cuerpo entero

Seguridad: La tasa de absorción específica (SAR) promediada en la masa total del cuerpo del paciente durante un tiempo especificado.

SAR de región anatómica

Seguridad: Tasa de absorción específica (specific absorption rate, SAR) promediada en la masa del cuerpo del paciente expuesta a la bobina transmisora de RF de volumen durante el tiempo especificado.

SAR local

Seguridad: La tasa de absorción específica (SAR) promediada en 10 g de tejido del cuerpo del paciente y durante el tiempo especificado.

saturación

Física de RM: Estado en el que los espines no tienen magnetización neta longitudinal ni transversal. No se puede obtener una señal de RM del tejido saturado.

saturación de agua

Calidad de imagen: Excitación selectiva de la frecuencia del agua, con posterior desfase; se utiliza para suprimir las señales de agua. Esta técnica se utiliza para la RM y la espectroscopia.

saturación de grasa (FatSat)

Calidad de imagen: Para suprimir el componente de grasa de la señal de RM, los protones de la grasa se saturan a través de pulsos de RF selectivos en frecuencia («espectrales»). La saturación de grasa depende del **desplazamiento químico** entre el agua y la grasa de aprox. 3,5 ppm. La saturación espectral de la grasa es sensible a las inhomogeneidades del campo magnético.

→ **presaturación**

saturación móvil

Posicionamiento de los cortes: Se aplica un pulso de presaturación a un lado del corte para reducir la intensidad de señal de los espines (normalmente sangre) cuyo flujo está a punto de entrar en este lado del corte. Esto permite que las arterias o venas se muestren selectivamente, puesto que el flujo va a menudo en la dirección opuesta (por ejemplo, arteria carótida y vena yugular).

Los cortes se miden secuencialmente (corte a corte). El pulso de presaturación conserva su posición en relación con el corte.

saturación paralela

Posicionamiento de los cortes: Al saturar áreas paralelas al plano de corte pero fuera de la pila de cortes, la sangre que fluye hacia el área de medición no produce casi señal al principio de la medición. Esto elimina la señal intraluminal vascular y evita la aparición de **imágenes fantasma** en la dirección de codificación de fase.

Esta **presaturación** se puede realizar a ambos lados del corte. Los cortes de saturación paralela se desplazan con los cortes de interés, con lo que se simplifica la planificación.



saturación-recuperación (SR)

Técnica de medición de RM: Técnica para generar principalmente contraste dependiente de T1 mediante una serie de pulsos de excitación de 90° . Inmediatamente después del primer pulso, la magnetización longitudinal es cero porque el tejido está saturado. El siguiente pulso de 90° no se aplica hasta que la magnetización longitudinal se ha recuperado parcialmente (recuperación).

El tiempo de recuperación depende de la constante T1 del tejido.

secuencia

→ secuencia de pulsos

secuencia CISS

Técnica de medición de RM: Técnica de eco de gradiente 3D fuertemente potenciada en T2/T1 con alta resolución, en la que se realizan internamente dos **adquisiciones** con distintos niveles de excitación y se combinan posteriormente. Evita rayas, por ejemplo, en el oído interno. Postprocesamiento con **MPR** o **MIP**.

secuencia con navegador

Técnica de medición de RM: Ecos de espín o gradiente adicionales para detectar cambios en la posición de objetos en un volumen de medición, u otros cambios. Adecuado para el uso con procedimientos de intervención o **sincronización respiratoria**.

secuencia de cortes

Parámetros de medición: Para las mediciones multicorte, la secuencia de excitación se puede seleccionar según convenga:

- ascendente
(1, 2, 3, ..., n)
- descendente
(n , $n-1$, ..., 3, 2, 1)
- intercalada
(1, 3, 5, ..., 2, 4, 6, ...)
- definida libremente

secuencia de doble contraste

Técnica de medición de RM:
Ejemplo: Doble contraste con compartición de ecos.

Equivalente en TSE a las secuencias de doble eco, normalmente 5 veces más rápido.

Para mantener el tren de pulsos lo más corto posible, solo se miden por separado los ecos para imágenes potenciadas en DP y T2 donde el gradiente de codificación de fase tiene una amplitud pequeña.

Los ecos que determinan la resolución se utilizan en ambas matrices de datos sin procesar (**compartición de ecos**). Con ello se reduce el número de ecos necesarios. Se pueden adquirir más cortes para el TR especificado, y las solicitudes de RF (SAR) disminuyen.

secuencia de doble eco

Técnica de medición de RM:
Secuencia con dos ecos. Además, se generan **imágenes potenciadas en densidad protónica** sin aumentar el tiempo de medición. Surgen del primer eco de una secuencia de doble eco potenciada en T2.

secuencia de estado estacionario

Técnica secuencial: Clase de técnicas de imagen rápida que mantienen constante la magnetización longitudinal y transversal (estado estacionario). Esta magnetización de estado estacionario se consigue por excitaciones repetidas con un **tiempo de repetición TR** más breve que la **constante de relajación T2** del tejido cuya imagen se debe crear.

Entre los tipos de secuencias de estado estacionario se encuentran las siguientes: FISP, CISS, DESS, TrueFISP.

secuencia de imágenes

→ **secuencia de pulsos**

secuencia de medición

→ **secuencia de pulsos**



secuencia de pulsos

Medición de RM: Orden cronológico de pulsos de RF y pulsos de gradiente utilizados para excitar el volumen que se va a medir, generar la señal y proporcionar una **codificación espacial**.

Secuencias de pulsos habituales: espín eco, eco de gradiente, TSE, inversión-recuperación, EPI, etc.

secuencia de RM

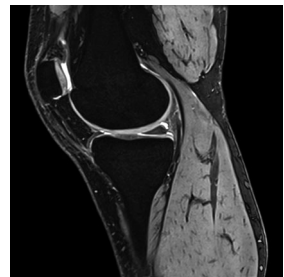
→ **secuencia de pulsos**

secuencia de susurro

Técnica de medición de RM: Secuencias con pulsos de gradiente de ruido acústico bajo.

secuencia DESS

Técnica de medición de RM: DESS es una técnica de ecos de gradiente 3D en la que se adquieren dos ecos de gradiente diferentes (**secuencia FISP** y **secuencia PSIF**) durante el tiempo de repetición TR. Durante la reconstrucción de imagen, la imagen PSIF, fuertemente potenciada en T2, se añade a la imagen FISP. Aplicación: articulaciones, buen contraste para cartílagos. Post-procesamiento con **MPR**.



secuencia espín eco

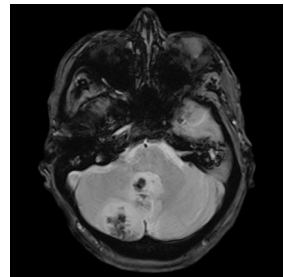
Técnica de medición de RM: La secuencia de un pulsos de excitación (90°) y un pulso de refocalización (180°) produce un **espín eco**. Se puede utilizar para generar imágenes potenciadas en T1, potenciadas en densidad protónica o fuertemente potenciadas en T2.

secuencia FISP

Técnica de medición de RM: Con la secuencia de eco de gradiente FISP, la magnetización transversal residual no se elimina antes del siguiente pulso de RF. En su lugar, contribuye a la señal junto con la magnetización longitudinal. La intensidad de la magnetización longitudinal depende del T1; la amplitud de la magnetización transversal depende del T2*. El contraste es una función del T1/T2* y no depende generalmente del TR.

secuencia FLASH

Técnica de medición de RM: La secuencia de eco de gradiente FLASH utiliza el equilibrio de la magnetización longitudinal. La magnetización transversal residual se elimina con un gradiente fuerte (**gradiente «spoiler»**). La secuencia FLASH permite ajustar un contraste potenciado en T1 y uno en T2*.





secuencia multieco

Técnica de medición de RM: Secuencia de pulsos que adquiere varios ecos con distintos grados de potenciación en T2. La intensidad de la señal se reduce con la relajación transversal. Esta caída de la señal se puede utilizar para calcular una imagen T2 pura.

secuencia multivenc

Angiografía de contraste de fase: Una secuencia que resulta igualmente sensible a varias velocidades de flujo. Se utiliza para adquirir grandes variaciones en la velocidad de flujo, por ejemplo, en las arterias periféricas.

secuencia PETRA

Técnica de medición de RM: Secuencia para la obtención la imagen 3D T1, que requiere una actividad de gradiente muy limitada. Es parte de **Quiet Suite** para reducir los niveles de ruido durante los exámenes de RM.

secuencia PSIF

Técnica de medición de RM: La secuencia PSIF es una secuencia **FISP** invertida en el tiempo. Produce un fuerte contraste potenciado en T2 en un tiempo de medición breve.

secuencia STIR

Técnica de medición de RM: Secuencia de **inversión-recuperación** con un tiempo de inversión TI breve, que se utiliza para la **supresión de grasa**. La selección de TI depende de la intensidad del campo, por ejemplo, los rangos típicos son de aprox. 150 ms a 1,5 tesla.

secuencia TIR

→ **turboinversión-recuperación** (TurboIR, TIR)

secuencia TIRM

→ magnitud de turbo
inversión-recuperación
(TIRM)

seguimiento interactivo en tiempo real de la punta del dispositivo o tip tracking (IRTTT)

Técnica de medición de RM: Seguimiento basado en software de dispositivos con microbobinas receptoras integradas (por ejemplo, un catéter). El sistema calcula los cortes con la información que aporta la microbobina y sigue los movimientos del dispositivo. Además, los cortes se pueden orientar automáticamente (perpendicular, paralelo, plano de 3 puntos) en función de la posición detectada y de la orientación del dispositivo.

selección de cortes

Medición de RM: Para mostrar una imagen de RM del cuerpo humano, el corte deseado se tiene que excitar selectivamente. Para los cortes ortogonales, se aplica un gradiente de campo magnético perpendicular al plano de corte deseado (gradiente de selección del corte). Los cortes oblicuos y dobles oblicuos se excitan aplicando simultáneamente 2 ó 3 campos de gradiente.

SEMAC

Técnica de medición de RM: Técnica para corregir distorsiones a través del plano provocadas por implantes metálicos con compatibilidad condicional con RM, aplicando pasos adicionales de codificación de fase en la dirección del corte. La calidad de la imagen mejora, por ejemplo, en las proximidades de estructuras metálicas grandes, como las prótesis articulares integrales de cadera o rodilla.

SENSE

Técnica de medición de RM: Técnica de adquisición en paralelo basada en la imagen (PAT). Con SENSE, la reconstrucción PAT se realiza después de la [transformada de Fourier](#).



sensibilidad

→ **sensibilidad de RM**

sensibilidad de flujo

Angiografía de contraste de fase: La sensibilidad de flujo de una secuencia de contraste de fase hace referencia a la velocidad de flujo en la que la diferencia de fase entre exploraciones de compensación de flujo y de codificación de flujo es de 180 grados. Consulte también **codificación de velocidad (venc)**.

sensibilidad de RM

Física de RM: Los núcleos atómicos para los exámenes de RM tienen que ser «sensibles a la RM»; es decir, deben tener un espín nuclear. Esta condición excluye todos los núcleos atómicos con un número par de protones y neutrones.

El isótopo del hidrógeno ^1H es el más sensible y, por ello, se utiliza como referencia en relación con los demás núcleos atómicos. Su sensibilidad relativa es 1 o 100%.

señal

→ **señal de RM**

señal de caída de inducción libre

→ **señal FID**

señal de disparo

Imágenes controladas fisiológicamente: Señal fisiológica (señal ECG, pulso del dedo o curva respiratoria) que inicia o reanuda la adquisición de datos.

señal de RM

Física de RM: Señal electromagnética en el rango de RF. Señal producida por la precesión de la magnetización transversal creada por una tensión variable en una bobina receptora (principio de dinamo). La progresión temporal de esta tensión es la señal de RM. Las distintas señales de RM en distintos vóxeles del tejido generan el contraste de imagen.

señal FID

Física de RM: Señal inducida por la excitación de RF de los espines nucleares y que disminuye exponencialmente sin influencia externa con una constante de tiempo característica T_2^* .

serie temporal

Imágenes potenciadas en perfusión: Las imágenes T_2^* obtenidas se rotulan con el número y la posición temporal en la serie. Se pueden utilizar para el **modo película** y para evaluaciones estadísticas.

shim

Campo magnético: Corrección de inhomogeneidades del campo magnético provocadas por el propio imán, objetos ferromagnéticos o el cuerpo del paciente. El shim básico suele implicar la introducción de pequeñas piezas de hierro en el imán. El shim ajustado relacionado con el paciente se controla por software y se realiza utilizando una bobina shim.

- shim activo
- shim global
- shim interactivo
- shim local
- shim 3D



shim 3D

Campo magnético: El shim 3D permite limitar el volumen de shim (**shim local**). Se define un volumen 3D (VOI). La distribución del campo magnético local se determina en este volumen, con lo que se calculan las corrientes de shim.

Un shim 3D garantiza un resultado más preciso que un shim MAP utilizado con sistemas de RM más antiguos y, por lo tanto, una mejor saturación de grasa. Para la espectroscopia, proporciona un mejor valor inicial para el shim interactivo.

shim activo

Campo magnético: **Shimming** mediante el ajuste de las corrientes de las bobinas de shim. Se mejora la homogeneidad del campo, parcialmente distorsionada por el paciente.

shim global

Campo magnético: Para varias técnicas como la saturación de grasa, la EPI o la espectroscopia, se requiere una homogeneidad del campo magnético especialmente elevada. En este caso, se pueden utilizar bobinas shim para optimizar la homogeneidad.

shim interactivo

Campo magnético: Ajuste manual de las **bobinas de shim** utilizado para mejorar la **homogeneidad** del campo magnético. Se pueden ajustar y optimizar las corrientes de shim individualmente para una determinada secuencia de pulsos.

shim local

Campo magnético: El **shim** se limita a un volumen local previamente seleccionado.

→ **shim 3D**

sincronización

Imágenes controladas fisiológicamente: Sincronización de la obtención de imágenes con una ventana temporal para que se seleccione un determinado evento o señal de entre muchos, y se eliminen o descarten otros. Se pueden utilizar diversos medios para detectar estas ventanas temporales, como el ECG, el pulso periférico y el movimiento del tórax (consulte también [PMU](#)). La sincronización puede ser prospectiva o retrospectiva.

sincronización cardíaca

Imágenes controladas fisiológicamente: La sincronización cardíaca evita o reduce los artefactos de movimiento en la imagen de RM debidos al latido del corazón o al flujo sanguíneo pulsante. La sincronización permite adquirir imágenes de RM sincronizadas con el movimiento cardíaco.

La [sincronización con el ECG](#) y [con el pulso](#) permiten realizar exámenes funcionales precisos del sistema cardiovascular y del LCR de la cabeza y la columna. De este modo, se pueden mostrar con precisión los vasos principales, el miocardio y el flujo sanguíneo.

sincronización respiratoria

Imágenes controladas fisiológicamente: Técnica para reducir los artefactos respiratorios. Con la sincronización se adquieren datos solo dentro de un período predefinido durante el cual el movimiento respiratorio es mínimo, por ejemplo, en la fase final de la espiración. El movimiento del diafragma se puede detectar con la [secuencia con navegador](#).



sincronización retrospectiva

Imágenes controladas fisiológicamente: Adquisición simultánea de los datos no disparados y la señal de ECG. Las ventanas de adquisición de datos, cada una de las cuales cubre una fase cardíaca específica de duración limitada, se distribuyen de forma equidistante por todo el intervalo R-R.

La señal de ECG se utiliza durante el postprocesamiento posterior para asignar las imágenes a la fase correcta del ciclo cardíaco.

También puede usarse para el flujo pulsátil.

sinograma

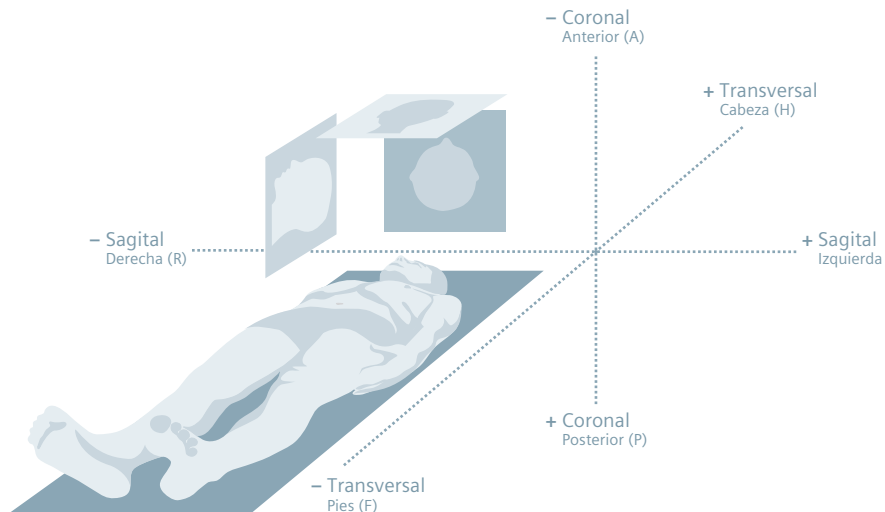
Examen de RM-PET: Representación bidimensional de todas las proyecciones unidimensionales del corte de un objeto, según el ángulo de proyección. El ángulo de proyección se muestra en la ordenada; la coordenada de proyección lineal se muestra en la abscisa.

sistema de coordenadas del paciente

En las imágenes clínicas de *syngo MR*, la orientación se establece mediante un sistema de coordenadas relacionado con el paciente.

Este sistema indica la dirección desde la que un usuario está mirando al paciente y cómo está posicionado un corte.

Los ejes de coordenadas van de pies a cabeza, de derecha a izquierda y de la parte anterior a la posterior del paciente.





sistema de gradientes

Componentes de RM: A fin de localizar con precisión las posiciones de corte solicitadas en la imagen de RM, el sistema de gradientes, que consta de tres juegos de [unidades de gradiente](#) (uno para cada dirección), crea alteraciones pulsadas definidas del campo magnético principal, conocidas como [gradientes](#). Por ejemplo, un sistema de gradientes de cuerpo entero resulta adecuado para su uso en equipos de RM de cuerpo entero.

sistema de reconstrucción de imágenes

Componente de RM: Parte del sistema informático que reconstruye imágenes a partir de los [datos sin procesar](#) adquiridos.

SMASH

Técnica de medición de RM: Método basado en el espacio K de técnica de adquisición en paralelo (PAT). Con SMASH, la reconstrucción PAT se realiza antes de la [transformada de Fourier](#).

sobremuestreo

Parámetros de medición: Método para evitar [artefactos de aliasing](#).

Sobremuestreo de lectura: Duplicación de los puntos de muestreo en la dirección de [codificación de frecuencia](#) sin prolongar el tiempo de medición. La parte adicional se descarta tras la reconstrucción.

Sobremuestreo de fase: Adquisición de datos de medición más allá del FOV en la dirección de [codificación de fase](#). Aumenta la relación señal-ruido (Signal-to-Noise Ratio, SNR). El tiempo de medición aumenta consecuentemente. El sobremuestreo de fase del 100% tiene el mismo efecto que doblar el número de adquisiciones.

sobremuestreo de fase→ **sobremuestreo****SPAIR**

Técnica de medición de RM: Fuerte **saturación de grasa** para la imagen corporal a causa de un pulso de inversión selectivo en frecuencia. SPAIR utiliza un pulso adiabático menos sensible a las inhomogeneidades B1.

SSD→ **visualización de superficie sombreada (SSD)****StarVIBE**

Técnica de medición de RM: Una **secuencia VIBE** no sensible al movimiento con adquisición de trayectoria radial. Admite mediciones con respiración libre.

stripe tagging→ **marcación de bandas****superconducción**

Física: Característica del material de diversas aleaciones que, a temperaturas muy bajas (cerca del cero absoluto), provoca una pérdida completa de la resistencia eléctrica. La corriente eléctrica puede fluir sin pérdida alguna, es decir, el imán está «siempre en marcha» sin ningún suministro de energía.



supresión de agua

Calidad de imagen: La señal de RM consta de la suma de señales de los protones del agua y de la grasa. Se pueden utilizar varias técnicas para suprimir la señal del agua.

→ saturación de agua

supresión de grasa

Calidad de imagen: La señal de RM consta de la suma de señales de los protones del agua y de la grasa. Se pueden utilizar varias técnicas para suprimir la señal de la grasa.

→ técnica Dixon

→ secuencia STIR

susceptibilidad (magnetizabilidad)

Física: Medida que indica la capacidad de un material o tejido para ser magnetizado en un campo magnético externo.

sustracción de imágenes

Postprocesamiento: En estudios con medio de contraste, la sustracción de imágenes es una técnica de postprocesamiento sencilla que permite la sustracción digital de imágenes pre-contraste y postcontraste sin una exploración adicional. Las imágenes sustraídas permiten ver mejor el realce del contraste.

SWI

→ imagen potenciada en susceptibilidad (SWI)

syngo

Software de imagen común para todas las modalidades de Siemens.

syngo BEAT

Imagen cardiaca: Herramientas *syngo* utilizadas para optimizar exámenes cardiacos con solo unos cuantos clics.

syngo BLADE

Técnica de medición de RM: La técnica BLADE ayuda a reducir la sensibilidad de movimiento de los exámenes de RM: BLADE está disponible para la secuencia TSE. Cada **tren de ecos** de la secuencia genera una imagen de baja resolución con una dirección de codificación de fase que gira entre una excitación y la siguiente. Posteriormente, las distintas imágenes de baja resolución se combinan en una imagen de alta resolución.

syngo BRACE

Mamografía por RM: Métodos para la corrección de movimiento en la mamografía por RM. Elimina artefactos de movimiento entre distintas mediciones en las imágenes dinámicas.



***syngo* GRACE**

Espectroscopia por RM: GRACE es un procedimiento *SVS* en la espectroscopia de mama utilizado para cuantificar la señal de colina.

***syngo* MR**

Aplicación *syngo* específica de RM.

***syngo* NATIVE**

Angiografía por RM: Imágenes de arterias y venas sin medio de contraste (nativas).

- NATIVE SPACE: para la ARM periférica; se basa en una secuencia TSE 3D rápida; los datos de la imagen se calculan por medio de la sustracción en línea de dos conjuntos de datos disparados por ECG (sístole y diástole).

- NATIVE TrueFISP: para ARM torácico-abdominal (por ejemplo: arterias renales). El contraste intrínseco se genera por el flujo de entrada de sangre con espines no saturados en un volumen presaturado.



syngo REVEAL

Imágenes potenciadas en difusión: **Técnica de disparo único** potenciado en difusión para el diagnóstico diferencial al evaluar lesiones en todo el cuerpo; REVEAL se puede combinar con la técnica **PACE 2D**.

syngo SPACE

Técnica de medición de RM: SPACE es una variante de turbo espín eco 3D. En comparación con una secuencia **TSE** convencional, SPACE utiliza trenes de pulsos de refocalización breves y no selectivos que constan de pulsos de RF con **ángulos de inclinación** variables. Esto permite **factores turbo** muy elevados (>100) y una eficiencia de muestreo alta.

Los resultados son conjuntos de datos de imagen 3D isotrópica de alta resolución que se pueden reconstruir en grupos de cortes en cualquier plano deseado



syngo TimCT

Técnica de medición de RM: TimCT (movimiento continuo de la mesa) permite la medición de regiones de examen extensas con un desplazamiento continuo de la mesa; es decir, en un solo paso de examen, sin pausas durante la medición ni reposicionamiento de la mesa, «RM tan fácil como TC».

La exploración continua en el **isocentro** del imán ofrece la mejor calidad de imagen y evita los **artefactos en los límites del corte** que pueden producirse en la RM multiestación o de varios pasos.

syngo TWIST

Técnica de medición de RM: El método TWIST aumenta la resolución temporal para los exámenes angiográficos. Esto se obtiene mediante mediciones repetidas de la región del espacio K central. TWIST no necesita sincronización del bolo. También se reduce el consumo de medio de contraste.

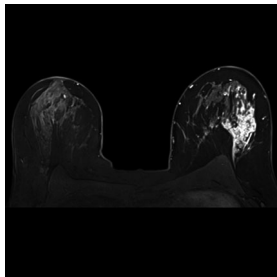
syngo VIEWS

Mamografía por RM: Técnica de medición 3D bilateral para la mama con saturación de grasa o excitación de agua.

syngo WARP

Técnica de medición de RM: WARP ofrece técnicas de imagen exclusivas, basadas en la secuencia TSE, con el fin de limitar los artefactos relacionados con la susceptibilidad provocados por implantes metálicos con compatibilidad condicional con RM:

- Optimizaciones de ancho de banda alto (ancho de banda de lectura, ancho de banda de pulso de RF)
- SEMAC
- VAT





tamaño de matriz

Parámetros de medición:

Tamaño de la **matriz de datos sin procesar**; influye no solo en la **resolución espacial**, sino también en el tiempo de medición y la **relación señal-ruido**.

En el caso de una matriz de datos sin procesar cuadrada, el número de filas coincide con el número de columnas.

tasa de absorción específica (SAR)

Seguridad: La energía de RF absorbida por unidad de tiempo y por kilogramo. La absorción de energía de RF puede provocar un calentamiento corporal. La absorción de energía es un valor importante para establecer los umbrales de seguridad.

Las concentraciones locales elevadas no autorizadas de energía de RF pueden provocar quemaduras (SAR local). Cuando la energía de RF se distribuye uniformemente, tienen que respetarse los umbrales de seguridad para evitar, por ejemplo, el esfuerzo cardíaco (SAR de cuerpo entero).

Soluciones: pulsos de RF con SAR bajo, ángulos de inclinación inferiores, TR inferior, menos cortes.

tasa de cambio del campo magnético

→ dB/dt

tasa de relajación R1, R2, R2*

Física de RM: Recíprocos de los tiempos de relajación, T1, T2 y T2*.

- R1: tasa de relajación longitudinal ($1/T1$)
- R2: tasa de relajación transversal ($1/T2$)
- R2*: tasa de relajación transversal aparente ($1/T2^*$)

Las tasas de relajación proporcionan información sobre la microestructura del tejido. Aplicación: RM cuantitativa, por ejemplo, medición no invasiva e imagen de concentraciones de hierro en el hígado.

tasa de variación

→ tasa de variación de gradiente

tasa de variación de gradiente

Técnica de gradiente: Aumento del campo de gradiente por unidad de tiempo (unidad: T/m/s).

Tasa de variación = Intensidad del gradiente/tiempo de subida



técnica con apnea

Técnica de medición de RM:
Para evitar artefactos respiratorios, los pacientes contienen la respiración durante la medición. Adecuada para exámenes abdominales y cardíacos. No adecuada para pacientes que no cooperan, niños pequeños o pacientes anestesiados.

técnica de flujo de entrada

→ angiografía Time of Flight (TOF)

técnica de imagen multicorte secuencial

Técnica de medición de RM:
Los cortes del área sometida a examen se miden secuencialmente.

→ secuencia de cortes

técnica de imagen por RM

→ imagen por resonancia magnética (magnetic resonance imaging, MRI)

técnica de imágenes multicorte

Técnica de medición de RM:
Variante de la técnica de imágenes secuenciales. El periodo de recuperación del primer corte excitado se utiliza para medir otros cortes (ahorro de tiempo). Los cortes se *intercalan*.

técnica de renderización de volumen

→ 3D VRT

técnica de resonancia magnética multinuclear

Aplicación de RM: Técnica de imagen utilizada principalmente con fines de investigación que emplea espines de otros núcleos, aparte de los protones de hidrógeno, como por ejemplo el sodio y el fósforo.

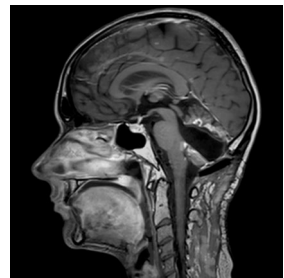
También se pueden utilizar **medios de contraste** alternativos, como el helio hiperpolarizado.

Las posibles aplicaciones son la obtención de imágenes de estructuras de bajo contraste, como pulmones y huesos, y la **resonancia magnética funcional**. La opción multinuclear de Siemens permite realizar experimentos de transmisión y recepción con los núcleos ^3He , ^7Li , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P y ^{129}Xe .

técnica de single-shot

Técnica de medición de RM: Utiliza una única excitación para generar todos los ecos para una imagen. Los primeros ecos se codifican por medio de pequeños gradientes de codificación de fase. A cada uno de los ecos posteriores se le da una codificación de fase diferente aumentando las intensidades de gradiente.

Entre las técnicas de single-shot figuran: EPI, HASTE.





técnica Dixon

Técnica de medición de RM: Dixon es una técnica para separar la grasa y el agua. Con este fin, la técnica utiliza las **frecuencias de resonancia** diferentes de los protones de grasa y agua (**desplazamiento químico**). Básicamente, se mide una **imagen en fase** y una **imagen en fase opuesta**.

Al añadir las imágenes en fase y en fase opuesta, se generan **imágenes de agua pura**; por sustracción se generan **imágenes de grasa pura**.

En comparación con la saturación de grasa espectral, para Dixon es menos importante una homogeneidad de campo elevada.

técnica EPI

→ imagen ecoplanar (EPI)

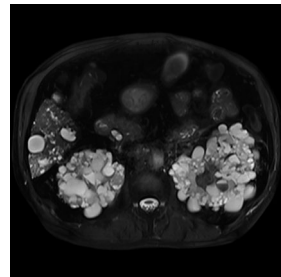
técnica FLAIR

→ imagen de fluido oscuro (FLAIR)

técnica HASTE

Técnica de medición de RM: HASTE es una técnica **turbo espín eco** que sirve para la adquisición secuencial de imágenes potenciadas en T2 de alta resolución.

Toda la información de la imagen se obtiene tras un único pulso de excitación. Los ecos se generan por los pulsos de 180° posteriores. La imagen se obtiene después de una reconstrucción de Half-Fourier.



técnica LOTA

Técnica de medición de RM: Promedio de datos utilizado para reducir los artefactos de movimiento. Durante la medición, se mide un conjunto de datos sin procesar completo para cada adquisición de datos. Al final de la medición, hay varios conjuntos de datos sin procesar completos disponibles y promediados.

técnica PRESS

Espectroscopia por RM: Técnica de toma única multieco para obtener datos espectrales. La secuencia PRESS utiliza pulsos selectivos en corte de 90° – 180° – 180° .

Los tiempos de eco prolongados utilizados en PRESS permiten una mejor visualización de los metabolitos con tiempos de relajación más largos. PRESS es menos sensible al movimiento, a la difusión y a los efectos cuánticos, y ofrece una SNR mejor que el método de adquisición de eco estimulado (STEAM).



técnica RARE

→ técnica HASTE

técnica STEAM

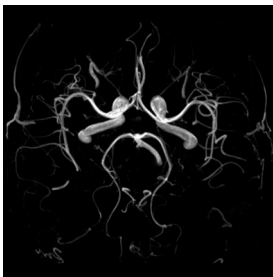
Espectroscopia por RM: Con la secuencia de pulsos STEAM, 3 pulsos de 90° selectivos en corte generan un eco estimulado.

técnica TONE

Técnica de medición de RM: TONE se utiliza para la angiografía TOF, para minimizar los efectos de saturación a medida que la sangre fluye por un volumen 3D. Un pulso RF con un perfil de bloque inclinado compensa la velocidad y la dirección del flujo sanguíneo. Esto genera un ángulo de inclinación que varía de una partición a otra.

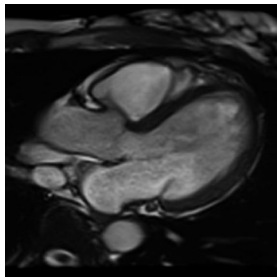
técnicas de adquisición en paralelo

→ PAT



tensor de difusión

Imágenes potenciadas en difusión: Magnitud física que tiene en cuenta la dependencia direccional de la difusión. El tensor de difusión muestra la movilidad de las moléculas de agua en las tres coordenadas. Los datos del tensor se utilizan como base para calcular mapas adicionales (por ejemplo: [mapa FA](#)) o para [tractografía de difusión](#).

**tesla (T)**

Física de RM: Unidad del SI de intensidad del campo magnético. Equivale aproximadamente a 20 000 veces la intensidad del campo magnético de la tierra (1 tesla = 10 000 gauss).

tiempo de adquisición (TA)

Medición de RM: Tiempo de medición de un conjunto de datos completo. El TA no incluye el tiempo necesario para la reconstrucción de imágenes.

tiempo de eco (TE)

Parámetros de medición:
El tiempo entre el pulso de excitación de una secuencia y el eco resultante, que se utiliza como señal de RM. Determina el contraste de la imagen.



tiempo de eco efectivo (TE_{ef})

Parámetros de medición: El contraste y la relación señal-ruido de una imagen de RM se determinan, entre otros factores, por la posición temporal del eco con el gradiente de codificación de fase de amplitud más pequeña (corresponde a la línea del espacio K central). En este caso, la señal de eco sufre un mínimo desfase y tiene la señal más intensa. El tiempo de eco efectivo es el tiempo entre el pulso de excitación y este eco.

tiempo de inversión (TI)

Parámetros de medición: Intervalo entre un pulso de inversión de 180° y un pulso de excitación de 90° en una secuencia inversión-recuperación.

tiempo de medición

Medición de RM: El tiempo de medición para una medición 2D se calcula de la siguiente forma:

Tiempo de medición = $n.^\circ$ de exploraciones (pasos de codificación de fase) $\times$ tiempo de repetición (TR) $\times$ $n.^\circ$ de adquisiciones (NA)

tiempo de rampa de imán

Tecnología magnética: Tiempo necesario para que cambie la intensidad del campo magnético, medido en T/min. Depende de la construcción del imán y del diseño de la fuente de alimentación del imán.

tiempo de relajación espín-espín

→ constante T2 (tiempo de relajación transversal)

tiempo de relajación longitudinal

→ constante T1 (tiempo de relajación longitudinal)

tiempo de relajación transversal

→ constante T2 (tiempo de relajación transversal)

tiempo de repetición (TR)

Parámetros de medición: En general, tiempo entre dos pulsos de excitación. Dentro del intervalo TR, las señales pueden adquirirse con uno o más tiempos de eco, o una o más codificaciones de fase (dependiendo de la técnica de medición). El TR es uno de los parámetros de medición que determinan el contraste. El tiempo de adquisición (TA) es directamente proporcional al TR.

tiempo de repetición efectivo (TR_{ef})

Imágenes controladas fisiológicamente: En el disparo cardíaco prospectivo, el tiempo de repetición TR viene predeterminado por el intervalo entre los eventos de disparo. Por lo tanto, el TR no se puede establecer libremente. El tiempo de repetición efectivo TR_{ef} establecido por el intervalo de disparo fluctúa con el ritmo fisiológico.

tiempo de retardo de disparo (TD)

Disparo por ECG: Intervalo entre la señal de disparo y la ejecución de la medición.

tiempo de subida

→ tiempo de subida del gradiente

tiempo de subida del gradiente

Técnica de gradiente: Tiempo que necesita el campo de gradiente para subir de cero al valor máximo.

tiempo de tránsito

Examen con medio de contraste: El tiempo de tránsito es el tiempo de llegada del bolo de contraste a la región de interés tras la inyección del medio de contraste.

tiempo de tránsito medio relativo (relMTT)

Imágenes potenciadas en perfusión: El tiempo de tránsito medio relativo (relMTT) es la duración media del paso del bolo a través de un vóxel. Su visualización píxel a píxel genera un mapa de relMTT.



tiempo de variación

→ tiempo de rampa de imán

Tim (Total Imaging Matrix)

Componentes de RM: Tim es una arquitectura de bobina integrada con bobinas matriciales de alta densidad, que proporciona una alta relación señal-ruido. Tim permite realizar exámenes de cuerpo entero sin reposicionamiento del paciente.

Ejemplo: Tim [204 × 128]: Sistema Tim con hasta 204 elementos de bobina y 128 canales de RF

tomografía por emisión de positrones (PET)

Examen de RM-PET: Dispositivo tomográfico que detecta la radiación de aniquilación de los radionúclidos emisores de positrones por detección de coincidencia.

total imaging matrix

→ Tim (Total Imaging Matrix)

tractografía

→ tractografía de difusión

tractografía de difusión

Imágenes con tensor de difusión: Método para visualizar las vías neurales (tractos de difusión) con mediciones de tensor de difusión.

La tractografía permite planificar operaciones y apoya la investigación neurofisiológica sobre las conexiones y la patología de la sustancia blanca.

transformada de Fourier (FT)

Obtención de imágenes: Procedimiento matemático para reconstruir imágenes a partir de datos sin procesar.

Espectroscopia por RM: Método para calcular espectros de RM a partir de datos de RM en el dominio del tiempo.

transformada rápida de Fourier (FFT)

Reconstrucción de imágenes: Algoritmo para una rápida reconstrucción de imágenes de RM a partir de datos sin procesar.

trayectoria

→ [trayectoria del espacio K](#)

trayectoria del espacio K

Medición de RM: Trayectoria trazada en el dominio de frecuencia espacial durante el muestreo del espacio K, determinada por los gradientes aplicados. Las trayectorias del espacio K habituales utilizadas en RM incluyen los métodos siguientes: cartesiano, radial, espiral, zig-zag y BLADE.

trazador

Examen de RM-PET: Un trazador es una sustancia que se utiliza para controlar ciertas vías metabólicas sin efectos macroscópicos (es decir, los trazadores se administran en muy pequeñas cantidades y a menudo se marcan, por ejemplo, con tintes fluorescentes, emisores de positrones, etc.) Un *trazador PET*, concretamente, es un trazador marcado con un emisor de positrones con una vida media adecuada para la imagen de PET.



tren de ecos

Secuencias multieco: Una serie de pulsos de cambio de fase de RF de 180° y sus correspondientes ecos para una secuencia de pulsos de espín eco rápida o turbo espín eco.

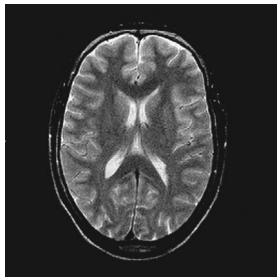
trueFISP

Técnica de medición de RM: La secuencia de eco de gradiente TrueFISP proporciona la señal más intensa de todas las secuencias de estado estacionario. El contraste es una función de $T1/T2$. No obstante, con un TR breve y un TE breve, la parte T1 permanece constante. Las imágenes se potencian principalmente en T2.

Las señales FISP y PSIF se generan de forma simultánea. A causa de la superposición de ambas señales, TrueFISP es sensible a las inhomogeneidades del campo magnético. Puede que las imágenes contengan bandas de interferencia. Por este motivo, TR debería ser lo más breve posible y se debe realizar un *shim*.

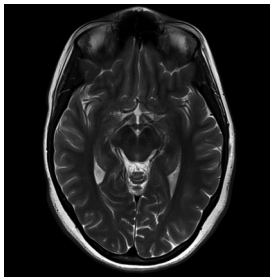
turbo espín eco (TurboSE, TSE)

Técnica de medición de RM: TSE es una secuencia multiecho rápida. Cada eco de un tren de pulsos recibe una codificación de fase diferente. Dentro de un tiempo de repetición TR, se adquiere un número de filas de datos sin procesar igual al número de ecos del tren de pulsos (datos sin procesar segmentados). El **factor turbo** aumenta la velocidad y se utiliza muchas veces para mejorar la resolución.



turbo gradiente espín eco (TurboGSE, TGSE)

Técnica de medición de RM: TurboGSE es una secuencia híbrida, derivada de TSE y EPI. Con TurboGSE, se generan ecos de gradiente adicionales antes y después de cada espín eco. Los espín ecos se asignan al centro de la matriz de datos sin procesar para ofrecer un contraste T2 puro. Los ecos de gradiente se asignan a los segmentos exteriores. Los ecos de gradiente determinan principalmente la resolución de imagen.



Ventajas en comparación con TSE: son más rápidos, la grasa es más oscura, mayor sensibilidad a los efectos de susceptibilidad (por ejemplo: hemorragia con hemosiderina).



turbo inversión-recuperación (TurboIR, TIR)

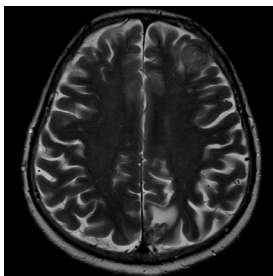
Técnica de medición de RM:
Secuencia TSE con pulso de
inversión, TI largo para la
supresión de fluido (**FLAIR**);
TI corto para la supresión de
grasa (**STIR**).

turboFLASH

Técnica de medición de RM:
Con una secuencia Turbo-
FLASH, toda la matriz de datos
sin procesar se mide en una
sola adquisición con una
secuencia de eco de gradiente
ultrarrápida. El contraste de la
imagen se modifica con pulsos
de preparación.

TWIST-VIBE

Técnica de medición de RM:
Secuencia VIBE que se amplía
con la técnica **TWIST** en combi-
nación con **CAIPIRINHA** y **Dixon**
con separación de la grasa/el
agua. Así se puede realizar la
imagen en fase arterial múltiple
en una sola apnea, con gran
resolución temporal y espacial.
No se requiere sincronización
del medio de contraste porque
la fase arterial se cubre desde
el principio de la medición.



unidad de gradiente

Componentes de RM: Todas las bobinas de gradiente y los amplificadores que juntos generan un gradiente de campo magnético a lo largo de *uno* de los ejes del sistema de coordenadas del equipo de RM.

unidad de medición fisiológica

→ PMU

UTE

Técnica de medición de RM: Secuencias de pulsos con *tiempos de eco* ultracortos (UTE), que son de 10 a 20 veces más cortos que los convencionales. Esto permite la visualización de componentes de tejido con un T2 corto (por ejemplo, membranas, sustancia de hueso compacto) que podrían aparecer oscuros porque su porción de señal es pequeña.

**valor b**

Imágenes potenciadas en difusión: Factor de potenciación en difusión (unidad: s/mm^2). Cuanto mayor sea el valor b, más fuerte será la potenciación en difusión.

valor de captación estándar (SUV)

Examen de RM-PET: El valor de captación estándar (SUV) suele utilizarse en las imágenes de PET para un análisis semicuantitativo sencillo de la concentración de radiactividad. El SUV representa la proporción de:

- La concentración de radiactividad real que se encuentra en una región anatómica seleccionada en un determinado punto temporal
- La concentración de radiactividad en el caso hipotético de una distribución uniforme de la radiactividad inyectada en todo el cuerpo

valor Z

→ prueba t

VAT

Técnica de medición de RM: Técnica para corregir distorsiones en el plano. Durante la lectura de la señal, se aplica un gradiente de lectura adicional (gradiente VAT) a lo largo de la dirección de la selección de cortes. Este gradiente provoca un «cizallamiento» de los píxeles de la imagen, como si el corte se visualizase en ángulo. Por lo tanto, el desplazamiento de píxel en la dirección de lectura se compensa.

No obstante, VAT puede provocar borrosidad de la imagen debido al cizallamiento del corte geométrico y también al efecto de filtrado pasabajos del gradiente VAT adicional. Estos efectos se pueden minimizar utilizando cortes más finos, una resolución más alta y duraciones de lectura más breves.

Aplicación: reducción de artefactos en presencia de implantes metálicos con compatibilidad condicional con RM.

venc

→ [codificación de velocidad \(venc\)](#)

ventana de adquisición

Medición de RM: El intervalo de tiempo en una secuencia de pulsos durante el cual se adquiere la señal de RM.

**verdadero**

Examen de RM-PET: Cuando el trazador decae, emite un positrón. Como resultado de la aniquilación del positrón, se emiten dos fotones en un ángulo de 180°. Si estos dos fotones se detectan dentro de la ventana de coincidencia, se reconstruye una **línea de respuesta (LOR)**. Esto es una verdad o un evento verdadero.

VERSE

Técnica de medición de RM: Las secuencias con VERSE con tiempo optimizado mejoran el perfil de corte para las mediciones 3D. Esto permite la imagen 3D acelerada de volúmenes limitados con un contraste de imagen coherente a través de todo el **bloque 3D**.

VIBE

Técnica de medición de RM: Técnica de imagen 3D FLASH con tiempo de adquisición de datos reducido que usa la interpolación de datos o técnicas de Half-Fourier, principalmente para exámenes dinámicos con medio contraste del abdomen.

visualización de superficie sombreada (SSD)

Postprocesamiento: Visualización tridimensional de superficies por medio de valores de umbral variables, de vasos con medio de contraste, por ejemplo.

visualización en línea

Visualización de imágenes: Visualización inmediata de imágenes reconstruidas. Suele utilizarse para visualizar cambios dinámicos (por ejemplo, CARE Bolus e imagen BOLD).

volumen de interés (VOI)

Un VOI es el volumen utilizado para mediciones o evaluaciones.

volumen sanguíneo cerebral relativo (relCBV)

Imágenes potenciadas en perfusión: El volumen sanguíneo cerebral relativo (relCBV) es el volumen relativo que ocupa el lecho capilar dentro de un vóxel, basado en la masa de tejido proporcionada.

vóxel

Obtención de imágenes: Elemento de volumen de la muestra que se va a examinar, que se asigna a un píxel de la matriz de imagen.

Tamaño de vóxel = grosor de corte × tamaño de píxel

→ [resolución espacial](#)

VRT

→ [3D VRT](#)



windowing

Visualización de imágenes:

Ajuste del brillo (centro) y el
contraste (ancho) de las imágenes.

3D TSE

Técnica de medición de RM: Como secuencia 3D, TSE permite adquirir imágenes T2 con cortes finos y vóxeles casi prácticamente uniformes.

3D VRT

Postprocesamiento: Representación 3D de anatomías y relaciones anatómicas complejas como, por ejemplo, en la angiografía. Además de las imágenes en color, se puede realizar una segmentación basada en umbral de objetos 3D.



AC	corrección de la atenuación	BRACE	breast acquisition correction (corrección de adquisición de mama)
ACRIN	American College of Radiology Imaging Network (Red de imá- genes médicas del Colegio estado- unidense de radiología)	B₀	campo magnético principal
ADC	analog-to-digital converter (convertidor de analógico a digital)	B₁	campo magnético alterno
ADC	apparent diffusion coefficient (coeficiente de difusión aparente)	CAIPIRINHA	controlled aliasing in parallel im- aging results in higher acceleration (el aliasing controlado en proyec- ción de imagen paralela da lugar a una aceleración más alta)
AIF	arterial input function (función de entrada arterial)	CARE	combined applications to reduce exposure (combinación de aplica- ciones para reducir la exposición)
AS	active shielding (blindaje activo)	CB	CARE Bolus
ASL	arterial spin labeling (etiquetado de espín arterial)	CE MRA	contrast-enhanced MR angiogra- phy (angiografía por RM realizada con medio de contraste)
ATC	activity-time course (curva actividad-tiempo)	CISS	constructive interference in steady state (interferencia constructiva en estado estacionario)
b	valor b	CNR	contrast-to-noise ratio (relación contraste-ruido)
B	inducción magnética, RM: campo magnético		
BOLD	blood oxygenation-level-dependent imaging (imagen dependiente del nivel de oxigenación de la sangre)		

CP	circular polarization (polarización circular)	DTI	diffusion tensor imaging (imagen con tensor de difusión)
CPR	curved planar reconstruction (reconstrucción planar curva)	DWI	diffusion-weighted imaging (imagen potenciada en difusión)
CSI	chemical-shift imaging (imagen por desplazamiento químico)	EPI	echo-planar imaging (imagen ecoplanar)
CSPAMM	complementary spatial modulation of magnetization (modulación espacial complementaria de la magnetización)	FA	flip angle (ángulo de inclinación)
		FA	fractional anisotropy (anisotropía fraccionaria)
dB/dt	cambio temporal del campo magnético	FatSat	saturación de grasa
DESS	dual echo steady state (estado estacionario con doble eco)	FDG	fluorodesoxiglucosa
DICOM	Digital Imaging and Communica- tion in Medicine (imágenes digitales y comunicaciones en medicina)	FFT	fast Fourier transform (transformada rápida de Fourier)
DIR	doble inversión-recuperación	FID	free induction decay (decaimiento de la inducción libre)
Dot	day optimizing throughput (opti- mización de rendimiento diario)	FISP	fast imaging with steady state precession (imagen rápida con precesión de estado estacionario)
DSI	diffusion spectrum imaging (imagen de espectro de difusión)	FLAIR	inversión-recuperación con atenuación de fluido



FLASH	fast low angle shot	GRAPPA	generalized autocalibrating partially parallel acquisition (adquisición parcialmente en paralelo de calibración automática generalizada)
fmRI	functional magnetic resonance imaging (resonancia magnética funcional)	GRE	gradient echo (eco de gradiente)
FOR	frame of reference (marco de referencia)	GSP	graphical slice positioning (posicionamiento gráfico de cortes)
FOV	Field of View (campo de visión)		
FT	Transformada de Fourier		
FWHM	full width at half maximum (peak) (ancho completo a medio máximo [pico])	HASTE	half-Fourier acquisition single-shot TurboSE (adquisición Half-Fourier de TurboSE de toma única)
		HIPAA	Health Insurance Portability and Accountability Act (Ley de responsabilidad y portabilidad de los seguros de salud).
GBP	global bolus plot (gráfica global del bolo)	Hz	hercio
GLM	general linear model (modelo lineal general)		
GMR	gradient motion rephasing (refase de movimiento de gradiente), compensación de flujo	iMRI	interventional magnetic resonance imaging (resonancia magnética intervencionista)
GRACE	generalized breast spectroscopy exam (examen de espectroscopia de mama generalizado)	IPA	integrated panoramic array (array panorámico integrado)

iPAT	integrated parallel acquisition techniques (técnicas integradas de adquisición en paralelo)	MDDW	multidirectional diffusion weighting (potenciación de difusión multidireccional)
IR	inversión-recuperación	MEDIC	multiecho data-image combination (combinación de datos de imagen multiecho)
IRM	inversion recovery magnitude (magnitud de inversión-recuperación)		
IRT	interactive real-time (interactivo en tiempo real)	MIP	maximum intensity projection (proyección de intensidad máxima)
IRTTT	interactive real-time tip tracking (seguimiento interactivo en tiempo real de la punta del dispositivo)	MNS	multinuclear spectroscopy (espectroscopia multinuclear)
		MPPS	modality performed procedure step (paso de procedimiento efectuado de modalidad)
LCR	líquido cefalorraquídeo		
LOR	line of response (línea de respuesta)	MPR	reconstrucción multiplanar
LOTA	long term averaging (media a largo plazo)	MPRAGE	magnetization prepared rapid gradient-echo imaging (imagen eco de gradiente rápidas con preparación de la magnetización)
MAP	multiangle projection (proyección multiángulo)	MRA	magnetic resonance angiography (angiografía por resonancia magnética)
MC	medio de contraste	MRI	magnetic resonance imaging (imagen por resonancia magnética)



MRS	magnetic resonance spectroscopy (espectroscopia por resonancia magnética)	NA	número de adquisiciones
MRSI	magnetic resonance spectroscopic imaging (espectroscopia por resonancia magnética)	NEMA	National Electrical Manufacturers Association (Asociación nacional de fabricantes de equipos eléctricos)
mSENSE	modified sensitivity encoding (codificación de sensibilidad modificada)	NMR	nuclear magnetic resonance (resonancia magnética nuclear)
MTC	magnetization transfer contrast (contraste de transferencia de magnetización)	PACE	prospective acquisition correction (corrección de adquisición prospectiva)
mT/m	militeslas por metro	PASL	pulsed arterial spin labeling (etiquetado de espín arterial pulsado)
MTT	mean transit time (tiempo de tránsito medio)	PAT	parallel acquisition techniques (técnicas de adquisición en paralelo)
M_{xy}	magnetización transversal	PBP	percentage of baseline at peak (porcentaje de pérdida de señal de línea base al pico)
M_z	magnetización longitudinal	PCA	phase-contrast angiography (angiografía de contraste de fase)
		PERU	physiological ECG and respiratory unit (unidad respiratoria y ECG fisiológica)

PET	positron emission tomography (tomografía por emisión de positrones)	QA	quality assurance (control de calidad)
PETRA	pointwise encoding time reduction with radial acquisition (reducción del tiempo de codificación por puntos con adquisición radial)	QISS	quiescent interval single shot (disparo único en intervalo quiescente)
PMU	physiological measurement unit (unidad de medición fisiológica)	RARE	rapid acquisition with relaxation enhancement (adquisición rápida con realce de la relajación)
PNS	estimulación de los nervios periféricos	reICBF	relative cerebral blood flow (flujo sanguíneo cerebral relativo)
POCS	projection onto convex sets (proyección en conjuntos convexos)	reICBV	relative cerebral blood volume (volumen sanguíneo cerebral relativo)
ppm	partes por millón		
PPU	peripheral pulse unit (unidad de pulso periférico)	reIMTT	relative mean transit time (tiempo de tránsito medio relativo)
PRESS	point resolved spectroscopy (espectroscopia resuelta por puntos)	RF	radiofrecuencia
PSIF	FISP read backward (FISP leído en sentido inverso)	RM	resonancia magnética
		ROI	region of interest (región de interés)
PWI	perfusion-weighted imaging (imagen potenciada en perfusión)		



SAR	specific absorption rate (tasa de absorción específica)	SPAIR	spectrally adiabatic inversion recovery (inversión-recuperación adiabática espectral)
SE	espín eco	SR	saturation recovery (saturación-recuperación)
SE-CSI	spin-echo chemical-shift imaging (imagen por desplazamiento químico de espín eco)	SSD	surface-shaded display (visualización de superficie sombreada)
SED	specific energy dose (dosis específica de energía)	STEAM	stimulated echo acquisition method (método de adquisición de eco estimulado)
SEMAC	slice-encoding for metal artifact correction (corrección de corte para la corrección de artefactos metálicos)	STIR	inversión-recuperación con T1 corto
SENSE	sensitivity encoding (codificación de sensibilidad)	SUV	valor de captación estándar
SF	scatter fraction (fracción de dispersión)	SVS	espectroscopia de vóxel único
SI	sistema internacional	SWI	susceptibility-weighted imaging (imagen potenciada en susceptibilidad)
SMASH	simultaneous acquisition of spatial harmonics (adquisición simultánea de armónicos espaciales)	T	tesla
SNR	signal-to-noise ratio (relación señal-ruido)	TA	tiempo de adquisición
		TD	delay time (tiempo de retardo)
		TE	echo time (tiempo de eco)

TE_{ef}	effective echo time (tiempo de eco efectivo)	tsef	effective stimulus duration (duración efectiva del estímulo)
TGSE	turbo gradiente espín eco	TTP	time to peak (tiempo al pico)
TI	tiempo de inversión		
Tim	total imaging matrix (matriz de imagen total)	UTE	ultrashort TE (TE ultracorto)
TimCT	Tim continuous table move (tim con desplazamiento continuo de la mesa)	VAT	view angle tilting (inclinación del ángulo de vista)
TIR	turbo inversion recovery (turbo inversión-recuperación)	venc	velocity encoding (codificación de velocidad)
TIRM	turbo inversion recovery magni- tude (magnitud de turbo inversión- recuperación)	VERSE	variable-rate selective excitation (excitación selectiva de tasa variable)
TOF	time of flight (tiempo de vuelo)	VIBE	volume interpolated breath-hold examination (examen con apnea de volumen interpolado)
TONE	excitación sin saturación optimizada e inclinada	VIEWES	volume imaging with enhanced water signal (imagen de volumen con realce de la señal del agua)
TR	tiempo de repetición		
TR_{ef}	tiempo de repetición efectivo	VOI	volume of interest (volumen de interés)
TSE	turbo espín eco (turbo espín eco) (TurboSE)	VRT	volume-rendering technique (téc- nica de renderización de volumen)

Sede central de Siemens Healthcare

Siemens Healthcare GmbH

Henkestraße 127

91052 Erlangen

Alemania

Teléfono: + 49 9131 84-0

[siemens.com/healthcare](https://www.siemens.com/healthcare)