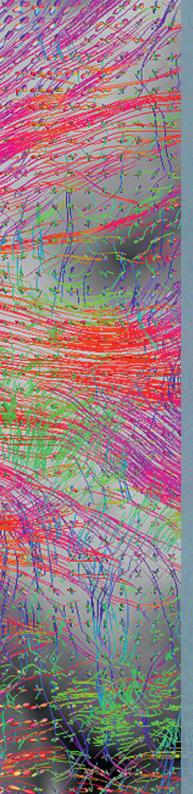


Imanes, flujo y artefactos

Técnicas y aplicaciones en resonancia magnética



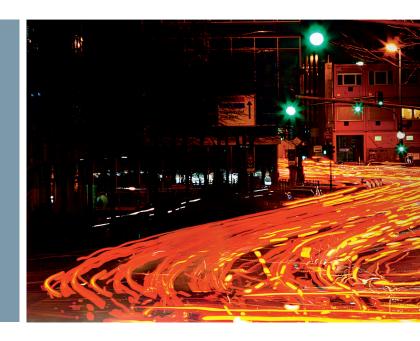


Imanes, flujo y artefactos

Segundo volumen de *Conceptos básicos de RM: Un largo camino ahora más fácil*. Abarca técnicas y efectos avanzados de resonancia magnética. Hablaremos de espines en flujo y movimiento, saturación, desplazamiento químico e imágenes funcionales.

Este volumen finaliza con consejos para detectar y evitar artefactos en imágenes.

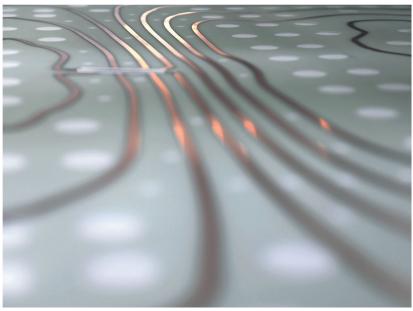
Contenido



Índice 141

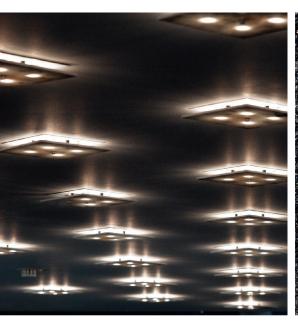
- Espines en flujo y movimiento
- Efectos de flujo de entrada
- 18 Imagen por contraste de fase

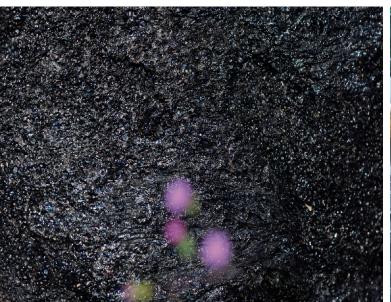




2 Saturación y desplazamiento químico

- 28 Saturación espacial
- 36 Saturación selectiva de tejidos







Técnicas de adquisición avanzada

- 50 Variantes de espín eco
- 54 Variantes de eco de gradiente
- Métodos de adquisición en paralelo 68

Imagen cuantitativa y funcional

- 78 Imágenes potenciadas en difusión
- 92 Imágenes potenciadas en perfusión
- Imagen BOLD 102
- Espectroscopia por RM 110





MAGNETOM World

5 Cómo detectar y evitar artefactos

- 116 Artefactos relacionados con el tejido y el paciente
- **130** Artefactos relacionados con el sistema
- **134** Artefactos relacionados con la aplicación y el usuario





Efectos de flujo de entrada

Sensibilización de las imágenes de RM a los espines en movimiento

Flujo en contraste T₁

Se entiende por flujo el flujo de sangre o de cualquier otro fluido corporal. Puesto que los efectos del flujo son los mismos independientemente del fluido corporal, limitaremos nuestro ejemplo al flujo sanguíneo.

La sangre se puede trazar como señal más alta o más baja que la del tejido circundante.

La relajación T_1 de la sangre es relativamente larga. Una imagen potenciada en T_1 estándar muestra vasos sanguíneos, así como otras estructuras, hipointensas en la imagen. El tejido circundante, con una relajación T_1 más breve, se muestra como hiperintenso.

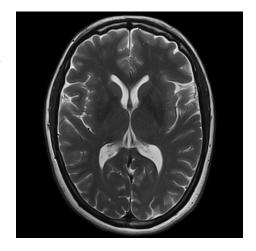


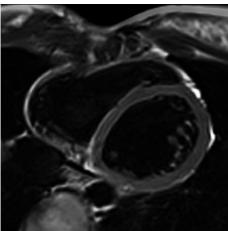
Imagen potenciada en T1 estándar

Contraste sensibilizado al flujo

El objetivo es aprovechar los efectos del flujo. Las secuencias de pulsos sensibles al flujo nos permiten mostrar la sangre como muy brillante o bien casi negra.

En angiografía por RM se muestran los vasos usando la proyección de intensidad máxima (MIP). Las proyecciones de intensidad máxima se calculan a partir de mediciones 3D o de varios cortes y se combinan en series MIP.





Sangre mostrada con señal intensa (a la izquierda, imagen de cabeza, visualización MIP) y con señal suprimida (a la derecha, imagen de corazón)

Adquisición de imágenes de sangre brillante

Cómo mostrar sangre hiperintensa en la imagen

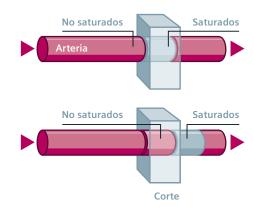
Saturación de espines estacionarios

A diferencia de los espines estacionarios, los espines sanguíneos que entran en el corte solo se ven brevemente afectados por la secuencia de pulsos. La velocidad de flujo determina cuan rápidamente se sustituirán por los espines que entran posteriormente. También afecta al brillo con el que se muestra la sangre.

Los espines se saturan por pulsos rápidos de excitación dentro del corte estimulado. Los espines no se excitan fuera del corte. En cuanto entran en el corte, el pulso de excitación produce una magnetización muy alta. La adquisición de datos subsiquiente muestra la sangre no saturada con alto brillo y los tejidos circundantes con una señal baja.

El corte excitado se satura con un tiempo de repetición TR corto. Es considerablemente más corto que la repetición teóricamente necesaria para recuperar la señal. Así se evita recuperar la magnetización longitudinal que hay en el corte.

Inicialmente, los espines sanguíneos entrantes generan una señal intensa tras el pulso de excitación. Su saturación aumenta si se exponen varias veces al pulso de excitación.



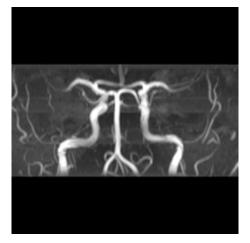
Visualización de sangre brillante

Si la sincronización de pulsos es óptima, los espines de los vasos del corte saturado se sustituyen por espines nuevos no saturados antes de un nuevo pulso de excitación seguido por la adquisición de datos. Por amplificación del flujo de entrada, la sangre presente en los vasos se muestra con el brillo máximo.

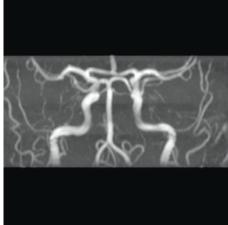
¿Cuándo alcanza este nivel máximo la señal de la sangre? Podemos calcular el tiempo de repetición TR asociado para un grosor de corte y una velocidad sanguínea dados:

$$TR = \frac{Grosor\ de\ corte}{Velocidad\ sanguínea\ dados}$$

Ejemplo: Para un grosor de corte de 5 mm y una velocidad de flujo de 12,5 cm/s, se obtiene una señal de sangre brillante óptima con un TR de 40 ms.



TR demasiado grande: Baja amplificación del flujo de entrada.



TR óptimo: Amplificación máxima del flujo de entrada. Se mejora la visualización de los vasos distales.

Orientación del corte y presaturación

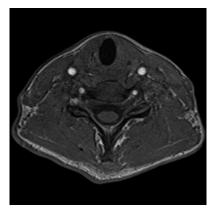
Optimización de la orientación de corte y supresión de vasos sanguíneos no deseados

Curso óptimo de vasos

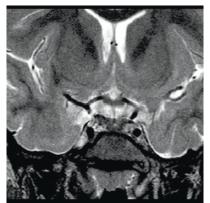
Observemos el curso de un vaso sanguíneo a través del corte de excitación (a través del plano). Si el corte es ortogonal al vaso, tan solo hay una sección vascular corta dentro del corte de excitación. El tiempo de permanencia de los espines dentro del corte es breve. Se sustituyen constantemente por nuevos espines entrantes no saturados.

Si el vaso sanguíneo está contenido longitudinalmente dentro del corte de excitación (en el plano), los espines están mucho más tiempo en el corte. La repetición de los pulsos de excitación los va saturando más y más. Su señal disminuye.

Los vasos sanguíneos se muestran óptimamente cuando el corte de excitación y el vaso sanguíneo son ortogonales el uno respecto al otro.



Corte de excitación ortogonal (imagen superior), usado principalmente para visualizar carótidas, y corte de excitación longitudinal al flujo sanguíneo (imagen inferior)



¿Arteria o vena?

En la mayoría de las regiones anatómicas la sangre arterial y la venosa fluyen en sentidos opuestos. Es una ventaja que solo uno de los dos flujos sanguíneos se muestre brillante.

Supongamos que queremos mostrar el flujo arterial y suprimir todos los vasos venosos. Para conseguirlo, la vena que hay en el corte de excitación solo debe contener espines saturados. Colocamos un corte de saturación paralela \rightarrow página 32 justo encima, respecto al flujo de entrada venoso, del corte de excitación. Los espines venosos que fluyen por él *no* contribuyen a la señal durante la entrada posterior en el corte de excitación. En la imagen solo se muestra hiperintensa la arteria.

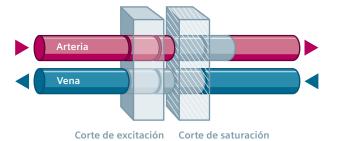


Imagen de sangre oscura

Cómo mostrar la sangre en negro

Anulación completa de la señal de la sangre

En imagen cardiovascular se usa frecuentemente el efecto de sangre oscura para obtener imágenes morfológicas del corazón.

Empezamos con pulsos de preparación a los que sigue la secuencia real para adquisición de datos. El primer pulso de 180 grados *invierte* la señal de sangre y de tejido dentro y fuera del corte de excitación. En la imagen cardiaca, esto equivale a una señal invertida en todo el tórax. Con un pulso de 180 grados posterior, se vuelve a invertir la señal solo dentro del corte de excitación (por ejemplo, en el corte a través del corazón).

La señal de la sangre que después fluye por el corte, aún invertida por el primer pulso de 180 grados, se adquiere durante el punto cero de su magnetización. Solo generará una señal el tejido adyacente. La sangre en sí aparece negra.

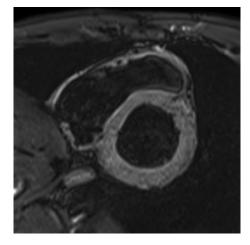


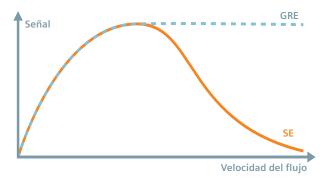
Imagen de sangre oscura del corazón

El efecto wash-out

Hasta ahora hemos hablado sobre los espines preparados antes de la secuencia de pulsos real. Con secuencias de espín eco y altas velocidades sanguíneas, la señal se atenúa sin una inversión precedente. Mientras los dos pulsos *no* expongan los espines en movimiento, estos no contribuyen a la señal.

Cuanto más rápido fluya la sangre, menos espines habrá expuestos al pulso de 180 grados en el corte. La señal se va debilitando. A esto se le llama wash-out. Puede crear un efecto de sangre oscura: se produce una pérdida total de señal si todos los espines excitados por el pulso de 90 grados han salido del corte en cuanto se aplica el pulso de 180 grados.

Las secuencias de eco de gradiente no presentan un efecto wash-out. Otras ventajas de las secuencias de eco de gradiente son sus cortos tiempos de repetición. De esta forma se suprime mejor la señal de tejido estacionario y las mediciones son más rápidas.



Flujo laminar y turbulencias

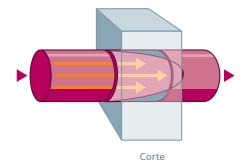
Efectos ocasionados por el desplazamiento de fase de los espines en movimiento

Atenuación de señal debida al flujo laminar

Observemos el flujo en los vasos sanguíneos. En muchos casos se puede observar que la velocidad disminuye entre el centro del vaso y la pared vascular. A esto se le llama flujo laminar.

El tiempo de permanencia de los espines en el corte disminuye desde el centro hasta el contorno del vaso. Por lo tanto, en el corte el número de espines nuevos no saturados en la dirección del flujo.

En caso de cortes gruesos y/o pilas de cortes, la señal puede quedar atenuada a lo largo del corte o los cortes.

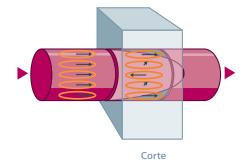


Flujo laminar y desfase de espines

Comparemos las señales de flujo laminar y flujo no laminar en una secuencia de eco de gradiente. Con las mismas condiciones de medición, la señal es más débil para el flujo laminar. En estas condiciones pasa a tener importancia la fase de los espines. Los espines que se mueven a lo largo de un gradiente sufren desplazamiento de fase \rightarrow página 18.

Cuanto más rápido se muevan los espines a lo largo de un gradiente, mayor será el desplazamiento de fase.

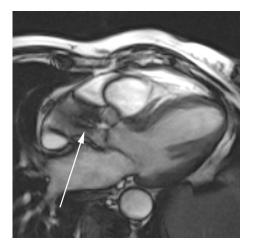
Los espines en movimiento rápido por el centro del vaso sanguíneo experimentan un desplazamiento de fase mayor que los espines en movimiento más lento en el contorno del vaso. Los espines de la sangre pierden la coherencia de fase y pasan a estar desfasados. La señal se reduce.





Turbulencias y efecto jet

El flujo turbulento tras una estenosis de vaso también provoca una reducción, o incluso la pérdida, de la señal. Este fenómeno se denomina efecto jet. En este caso, los espines pierden la coherencia de fase y pasan a estar desfasados.



Efecto jet causado por el flujo turbulento

Pérdida de señal y compensación de flujo

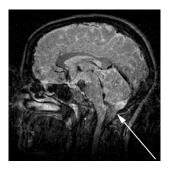
Minimización, o incluso eliminación, de interferencias causadas por espines desfasados

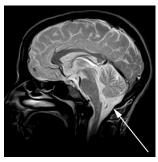
Pérdida de señal con el flujo

Los espines en movimiento que se desfasan producen pérdida de señal y codificación incorrecta. Eso causa interrupciones al obtener imágenes de vasos. Puede incluso afectar a imágenes tomadas de regiones anatómicas enteras.

En el área de la columna dorsal, columna cervical o cabeza, la influencia de los espines en movimiento en sangre o LCR sobre la imagen de RM es especialmente apreciable. Se tienen que compensar esas pérdidas de señal a fin de obtener resultados de imagen óptimos.

En general, tanto las imágenes de flujo como las imágenes de regiones anatómicas con un volumen alto de espines en movimiento se benefician de la compensación de flujo.





Imágenes sin compensación de flujo (izquierda) y con ella (derecha).

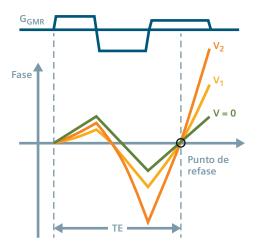
En la imagen de la izquierda, el flujo provoca una región de artefactos y reducción de señal en el espacio subaracnoideo (flecha) y en los vasos sanguíneos.

En la imagen de la derecha, la compensación de flujo reduce los artefactos y posibilita una señal intensa de LCR y sangre.

Compensación de flujo

Para minimizar la pérdida de señal y la codificación incorrecta causada por el movimiento de espines, hay que refasar tanto los espines en movimiento como los estacionarios. Esto puede conseguirse con el refase del movimiento de gradientes (GMR, Gradient Motion Rephasing).

Se alternan pulsos de gradiente adicionales del tamaño y duración adecuados. Estos compensan el desplazamiento de fase de los espines estacionarios (v = 0) y de los espines que se mueven a distintos niveles de velocidad (v₁, v₂) simultáneamente. Después de eso queda restaurada la coherencia de fase. La intensidad de la señal en el punto de refase es la misma que antes del desfase.



RESUMEN DE PUNTOS ESENCIALES

El efecto de flujo de entrada distingue claramente entre espines en movimiento y espines estacionarios. A este fin, los espines estacionarios en el corte están saturados. Los espines entrantes no saturados generan una señal más intensa. Esto nos permite visualizar el curso de vasos (angiografía por RM).

Los espines en movimiento también pueden generar artefactos de flujo que interfieren. Se alterna un gradiente de refase (GMR) para compensar el flujo.

En caso de flujo laminar, la señal se ve atenuada por el desfase de espines a lo largo de los cortes. El flujo turbulento puede provocar la anulación completa de la señal (efecto jet).

Imagen por contraste de fase

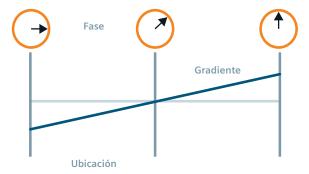
Una técnica que trabaja con la información de fase de los espines

Espines en movimiento y gradientes

Hemos señalado que la fase de los espines se desplaza cuando los espines se mueven a lo largo de un gradiente. Al usar el tiempo de vuelo (ToF), esto produce interferencias que deben compensarse con gradientes adicionales (técnica GMR).

La técnica de contraste de fase aprovecha ese efecto. A partir del desplazamiento de fase queremos determinar si los espines se mueven, y cómo lo hacen. Lo que antes considerábamos una interferencia pasa a ser un principio de medición. Y sacaremos el mejor partido de una regla sencilla:

El desplazamiento de fase de los espines en movimiento dentro de un campo con gradiente constante aumenta linealmente a lo largo de la dirección de flujo y con la velocidad creciente del flujo.

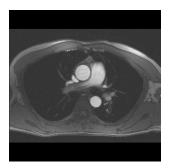


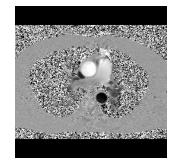
Cómo se determina la diferencia de fase

Las técnicas de contraste de fase realizan mediciones de referencia donde todas las fases de los espines están en la misma posición. Obtenemos estos datos adquiriendo una imagen compensada en flujo. Los espines en movimiento se representan de la misma forma que los estacionarios.

Posteriormente, se conecta un pulso de gradiente en un sentido. La fase de los espines en movimiento cambia. Los datos *con codificación de flujo* se generan en una medición posterior sin compensación de flujo.

La imagen de contraste de fase se genera a partir de la diferencia entre los dos conjuntos de información de fase (potenciada en T_2). No se muestra información anatómica. En su lugar, los píxeles muestran la diferencia de fase entre los espines. Los píxeles hiperintensos representan una alta velocidad de flujo en el sentido positivo y los píxeles hipointensos representan una alta velocidad de flujo en el sentido opuesto (negativo). El valor medio de gris indica una velocidad de flujo cero, es decir, tejido estacionario. Las áreas dispersas representan ruido o flujo irregular.





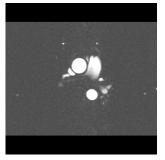


Imagen compensada en flujo (arriba a la izquierda), imagen con codificación de flujo (derecha) e imagen de contraste de fase de un plano torácico transversal (abajo)

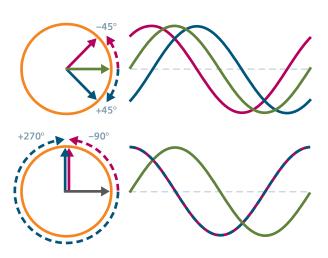
Impedir inversiones de fase

Codificación de velocidad y sensibilidad de flujo

Desplazamiento de fase e inversión de fase

Los desplazamientos de fase de hasta ±180 grados tienen un signo algebraico inequívoco y se pueden mostrar correctamente en imágenes de contraste de fase. El signo algebraico de una diferencia de fase no está tan claro cuando el desplazamiento de fase supera los ± 180 grados.

Por ejemplo, veamos qué ocurre con un desplazamiento de fase de +270 grados. En la visualización de la función seno, esto corresponde exactamente a un desplazamiento de fase de –90 grados. Y también queda registrado a este valor inferior. Se produce una **inversión de fase**: El desplazamiento de fase de +270 grados se muestra como un desplazamiento de fase de -90 grados.

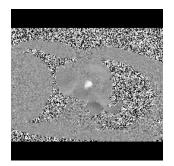


Regulación de la sensibilidad de flujo

¿Cómo podemos impedir las inversiones de fase? La magnitud de las diferencias de fase que aparecen se puede controlar con el gradiente a través del que los espines se mueven. Usando sus parámetros, por ejemplo, intensidad y duración, puede aumentarse o reducirse la diferencia de fase para la misma velocidad de flujo. El gradiente posee una sensibilidad de flujo o codificación de velocidad (abreviada como «venc», por «velocity encoding») dependiente de parámetros.

Aparecen inversiones de fase si la velocidad de los espines es mayor que la sensibilidad de flujo de la secuencia de pulsos. Aparecen entonces valores incorrectos de grises en la imagen de contraste de fase.

Mientras la velocidad sanguínea permanezca dentro del rango de sensibilidad de flujo, la diferencia de fase no superará el valor límite de ± 180 grados. Si las diferencias de fase son demasiado pequeñas debido a una alta sensibilidad de flujo, desaparecerán absorbidas por la relación señal-ruido.



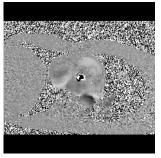


Imagen de contraste de fase sin inversiones de fase (izquierda) y con ellas (derecha)



Creación de imágenes de magnitud de fase de flujo

Visualización del desplazamiento de fase

Vista de la magnitud de la sensibilidad de flujo

Si la información acerca del sentido de flujo no importa, tampoco importa el signo algebraico del desplazamiento de fase. Basta con saber la magnitud del desplazamiento de fase o diferencia de fase.

La magnitud de fase de flujo se visualiza en la imagen de magnitud. El tejido estacionario se muestra en negro.

Cuanto mayor sea la velocidad de flujo, más claro será el valor de gris del píxel en la imagen de magnitud.

Sique existiendo la misma limitación de ±180 grados para mostrar la diferencia de fase en imágenes de magnitud.

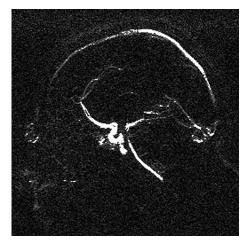


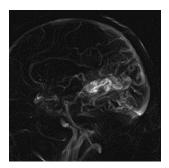
Imagen de magnitud

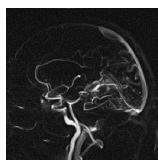
Vista de la sensibilidad de flujo espacial

Si hay gradientes activados en las tres direcciones ortogonales, se generan tres imágenes de magnitud del mismo corte pero cada una con un contenido diferente. El movimiento de espines a lo largo del gradiente se muestra como píxeles brillantes y el movimiento de espines ortogonal al gradiente *no* se muestra (píxeles negros).

En comparación con las imágenes de contraste de fase, podemos sumar las tres imágenes de magnitud de las tres direcciones ortogonales. Obtenemos una imagen que muestra flujo en todas las direcciones, la **suma de magnitudes**.

Utilizando una secuencia 3D se puede evaluar y mostrar todo el comportamiento de flujo en vasos (4D FLOW).





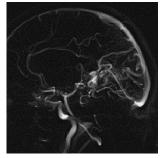


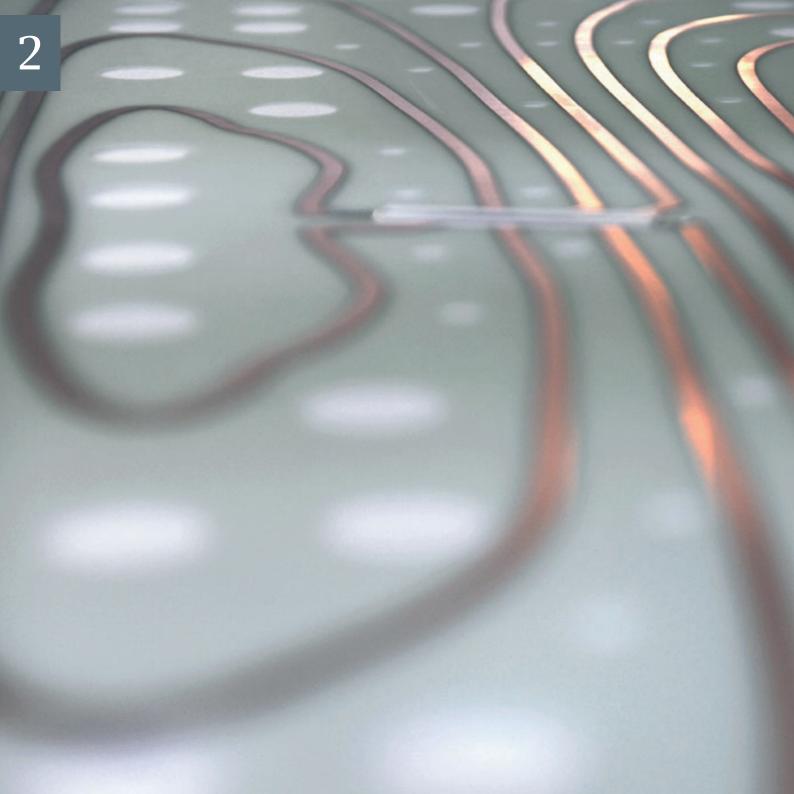
Imagen de suma de magnitudes con venc = 10 cm/s (arriba a la izquierda), 30 cm/s (derecha) y 60 cm/s (abajo)



Resumen

Los espines en movimiento afectan a la señal de RM al entrar en un corte. Además, los espines internos a un corte que se mueven a lo largo de un gradiente cambian su señal.

Los efectos de flujo de entrada y los desplazamientos de fase brindan la posibilidad de visualizar espines en movimiento bien mediante contraste T₁ (tiempo de vuelo), bien mediante contraste de fase.





Saturación espacial

Eliminación de la señal de regiones de tejido no deseadas

Técnicas de saturación espacial

La saturación espacial comprende tres tipos diferentes de aplicación:

- Saturación normal
- Saturación paralela
- Saturación de seguimiento

Usando la saturación normal, las bandas de saturación pueden situarse libremente. En caso de saturación paralela o de seguimiento, las bandas de saturación están unidas a un grupo de cortes o bloque 3D.

Se coloca una banda de saturación perpendicular al corte que se debe medir. Dentro de la banda de saturación se aplica un pulso de presaturación. Cuando, poco después de la presaturación, se aplica el pulso de excitación de la secuencia, la magnetización longitudinal dentro de la banda de saturación no ha tenido tiempo de relajarse y todavía es pequeña. La señal de la banda de saturación queda suprimida.



Ejemplo de saturación espacial



Saturación normal

Supresión de la señal de una región con un pulso de saturación

Reducción de artefactos de flujo o movimiento

El ámbito de aplicación de la saturación normal se muestra con el ejemplo siguiente: En la imagen sagital de la columna dorsal pueden aparecer artefactos provocados por el movimiento cardiaco o el flujo sanguíneo.

Las interferencias de este tipo aparecen solo porque el área del artefacto contribuye realmente a la señal general. Si la magnetización de esa región es débil, el pequeño componente de señal no puede producir interferencias en otras regiones.



Sin saturación, aparecen artefactos en la imagen, especialmente en los cuerpos vertebrales.



Con la saturación se reducen los artefactos



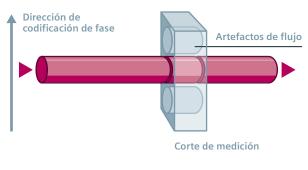
Saturación paralela

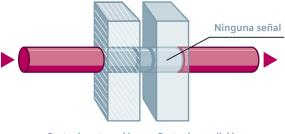
Posicionamiento de bandas de saturación paralelas al corte

Cómo funciona una banda de saturación

Al adquirir imágenes de vasos sanguíneos, pueden aparecer artefactos de flujo en forma de sombras en la dirección de codificación de fase. La saturación paralela suprime las sombras.

La banda de saturación no está dentro sino fuera del corte de imagen. La alineación en paralelo con el corte de imagen afecta a la pérdida de señal de los espines en movimiento. La sangre que circula de la banda de saturación al corte de imagen no genera señal. Se pueden adquirir imágenes por separado de arterias y de venas.

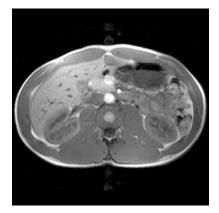




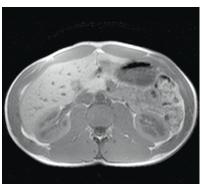
Corte de medición Corte de saturación

Eliminación de artefactos de flujo

Para evitar artefactos de flujo, se posiciona un corte de saturación paralela delante y detrás del corte cuya imagen se va a adquirir. De esta forma quedan saturadas tanto la sangre arterial como la venosa. Se suprimen los artefactos de flujo.



Sin saturación paralela, aparecen artefactos de flujo en la dirección de codificación de fase. La pulsación arterial de la aorta causa los artefactos.



Con saturación paralela quedan suprimidos los artefactos de flujo



Saturación de seguimiento

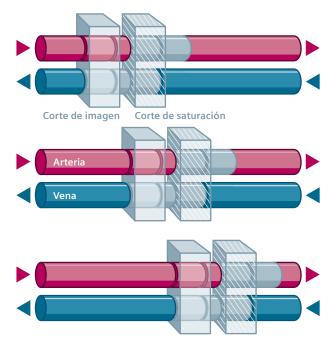
Desplazamiento del corte de saturación junto con el corte de medición

Equilibrado de la señal de espines en movimiento

Al adquirir una pila de imágenes, la distancia hasta el corte de saturación paralela estacionaria aumenta con cada corte. Los espines en movimiento dentro de los vasos sanguíneos pueden relajarse entre el corte de saturación y el de imagen. Su intensidad de señal vuelve a aumentar. Esto puede producir sombras en los últimos cortes de la pila. La saturación de seguimiento evita ese problema.

A diferencia de la saturación paralela estacionaria, los cortes de saturación de seguimiento solo están a un lado del corte de imagen. En caso contrario, toda la imagen posterior podría estar ya presaturada.

Solo es posible la saturación de seguimiento con secuencias de cortes secuenciales. No pueden utilizarse en mediciones multicorte intercaladas. El software de medición elimina automáticamente esa opción.



RESUMEN DE PUNTOS ESENCIALES

Los métodos de saturación espacial son especialmente apropiados para eliminar artefactos de flujo y de movimiento, así como señales externas a la región de interés.

El pulso de saturación precede al pulso de excitación. Estas técnicas varían en ubicación (dentro o fuera del corte) y en el posible cambio en la posición (estacionaria o de seguimiento).

Saturación selectiva de tejidos

Supresión de señal dirigida a un fluido o tejido específico

Técnicas de saturación selectiva

Describiremos tres áreas de saturación selectiva de tejidos:

- Técnicas de inversión-recuperación (fluido oscuro) como función del tiempo de relajación
- Saturación de grasa/agua, selectiva en frecuencia
- Transferencia de la magnetización (MTC)



Ejemplo de saturación selectiva: muñeca con saturación de grasa selectiva en frecuencia



STIR

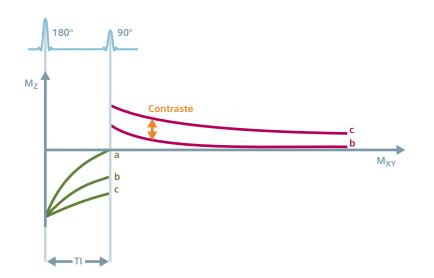
Supresión de la señal de la grasa con la técnica de inversión-recuperación

Contraste T₁ y T₂ aditivo

Recordemos la imagen espín eco: el tejido con un T₁ más largo aparece más oscuro en la imagen y el tejido con un T₂ más largo aparece más brillante.

Cuando se utiliza un tiempo de inversión TI breve, la técnica inversión-recuperación produce un contraste bastante interesante: potenciación T₁ y T₂ aditiva (a esta secuencia se la denomina STIR = Short TI Inversion Recovery, inversión-recuperación con TI corto).

En este caso, el tejido con un T₁ largo (b, c) muestra una magnetización longitudinal negativa. Después del pulso de excitación de 90 grados, el tejido genera señales más intensas (parte T₁). Con tiempos de eco más largos, el contraste se mejora más (parte T₂). Los efectos de T₁ y T₂ actúan en el mismo sentido.



La grasa aparece como muy brillante en una imagen potenciada en T_1 . La consecuencia suelen ser frecuentes artefactos de «blooming» y de movimiento.

Idealmente, seleccionaríamos un TI en el que la grasa con el T_1 más corto habría llegado justo al punto cero de magnetización longitudinal (a), es decir, sin señal. El TI debería ser de 0,69 T_1 , por lo que en consecuencia, la señal de la grasa aparecería suprimida (TI = 180 ms a 1,5 Tesla y TI = 220 ms a 3 Tesla).

La selección de TI depende de la intensidad del campo principal.



Imagen STIR: la señal de la grasa se suprime en la región de las órbitas. El nervio óptico se presenta claramente.



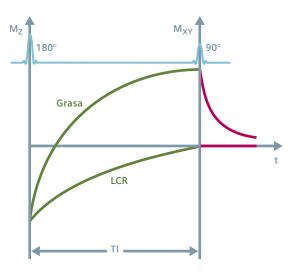
Técnica de fluido oscuro

Supresión de fluido con la técnica inversión-recuperación

FLAIR

Puesto que esta técnica para atenuar fluido utiliza un pulso de inversión, se la denomina FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery, inversión-recuperación con atenuación de fluido).

Un pulso de 180 grados invierte la magnetización longitudinal. El pulso de excitación se aplica cuando la magnetización del fluido está en su punto cero y no genera señal. El resultado es que el LCR se muestra en negro.



Aumento de la visibilidad de las lesiones

La señal de LCR es muy intensa durante la imagen no saturada y puede superponerse a lesiones. Con la técnica de fluido oscuro, la parte de la señal de la lesión pasa a ser más visible.

Se puede utilizar la misma técnica con inversión-recuperación con TI corto (STIR) para suprimir la señal de la grasa.

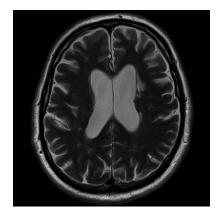


Imagen turbo espín eco

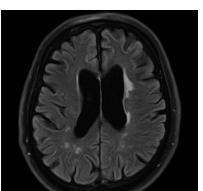


Imagen flair



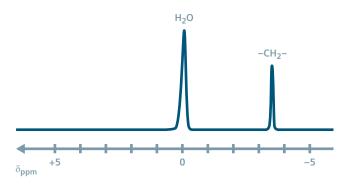
Saturación espectral

Supresión de la señal de grasa o agua.

Desplazamiento químico entre grasa y aqua

En casi todas las biomoléculas hay varios átomos de hidrógeno ligados en posiciones diferentes. Las posiciones diferentes implican compuestos químicos diferentes y, por lo tanto, entornos magnéticos diferentes, usualmente. Esto afecta a la intensidad de campo local: los protones de hidrógeno ligados en la grasa, por ejemplo, están sometidos a un campo magnético más débil, lo que da lugar a una frecuencia de resonancia menor.

Este desplazamiento de las frecuencias de resonancia se conoce como **desplazamiento químico**. Se puede reconocer el desplazamiento químico por un desplazamiento de las líneas de resonancia asignadas en el espectro medido.



Desplazamiento químico de 3,4 ppm para el agua y el grupo metilo (-CH₂-), el componente principal de la grasa. La unidad utilizada para el desplazamiento químico es δ_{ppm} (ppm = partes por millón). $\delta_{ppm} = -3.4$ significa que la frecuencia del grupo metilo queda reducida en 3,4 millonésimas.

En las imágenes espectrales comunes en la RM, el eje de la frecuencia se orienta de derecha a izquierda.

Utilización del desplazamiento químico

En muchas imágenes, la grasa aparece brillante, lo que da lugar a una pérdida de contraste entre los tejidos de interés. También se puede presentar un aumento en los artefactos de movimiento.

Debido al desplazamiento químico entre la grasa y el agua, un pulso selectivo en frecuencia puede saturar la grasa. Los espines de la grasa no tienen tiempo para relajarse, con lo que se suprime la señal de la grasa.

De la misma forma se puede suprimir la señal de agua. Eso se utiliza, por ejemplo, en espectroscopia por RM.

Se puede usar el método **Dixon** para generar simultáneamente imágenes con la grasa y con el agua suprimidas. Las potenciaciones de contraste se calculan a partir de imágenes en fase y en oposición de fase. Se generan imágenes de agua pura al sumar las imágenes en fase y en fase opuesta, mientras que las de grasa pura se generan por sustracción. Dixon es especialmente útil para eliminar efectos de falta de homogeneidad de campo.



Imagen abdominal sin saturación de grasa

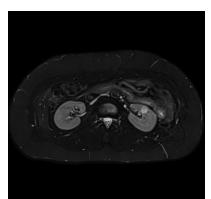


Imagen abdominal con saturación de grasa



Contraste de transferencia de magnetización

Transferencia de saturación de tejido a fluidos

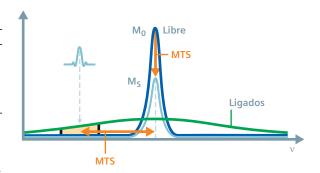
De protones ligados a libres

El contraste por transferencia de magnetización (magnetization transfer contrast, MTC) es una forma indirecta de saturación. Se reduce la señal de cierto tejido sólido, por ejemplo, parénquima cerebral. Se mantiene la señal de componentes líquidos, sangre, por ejemplo.

Los protones ligados a macromoléculas con un peso molecular muy alto presentan un espectro de resonancia más ancho que los protones «libres». Si se usa un pulso de preparación ligeramente desplazado con respecto a la frecuencia de resonancia, los protones ligados se pueden saturar sin afectar inmediatamente a los protones libres.

Por sí misma, esta saturación no afecta a la imagen de RM. Los protones ligados no contribuyen significativamente a la señal, a causa de su gran ancho espectral y a su baja amplitud.

Su característica especial es: la saturación se transfiere de los protones ligados a los protones libres adyacentes (Magnetization Transfer Saturation, MTS). La señal de los protones libres queda reducida.



Aumento de la visibilidad de los vasos

Se reduce la señal en tejido sólido, por ejemplo, parénquima cerebral, debido a la técnica MTC. La sangre y el LCR no se ven afectados. En consecuencia, aumenta el contraste entre los dos componentes. Los vasos son más visibles.

La técnica MTC se utiliza en la angiografía por RM.

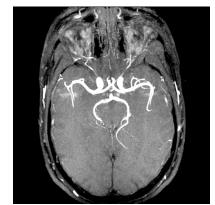


Imagen sin MTC

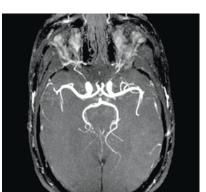


Imagen con MTC



Resumen

La saturación puede suprimir artefactos de flujo o movimiento. También se puede utilizar para aumentar el contraste en imágenes de RM. Al controlar la saturación consecuentemente, podemos visualizar la anatomía o la patología del corte examinado de una forma más dirigida.





Variantes de espín eco

Técnicas turbo avanzadas

Turbo inversión-recuperación

Otro desarrollo de las técnicas turbo espín eco (consulte Imanes, espines y resonancias) es la turbo inversión-recuperación (turbolR, TIR).

TurbolR es una secuencia turbo espín eco con tiempo de eco efectivo TE_{ef} largo para suprimir fluidos. La secuencia de espín eco real va precedida de un pulso de inversión de 180 grados. Se puede controlar el contraste variando el tiempo de inversión TI.

La secuencia turbolR permite una visualización de «inversiónrecuperación verdadera» que muestra el signo aritmético de la señal (IR sensible a la fase).

Magnitud de turbo inversión-recuperación

La técnica de magnitud de turbo inversión-recuperación (turbo inversion recovery magnitude, TIRM) es idéntica a la secuencia IR verdadera con reconstrucción de la imagen de magnitud de la señal (independientemente del signo aritmético) y la visualización adecuada.

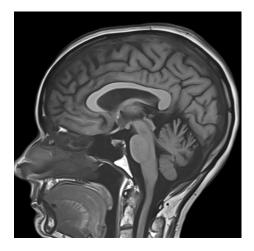


Imagen Turbo IRM



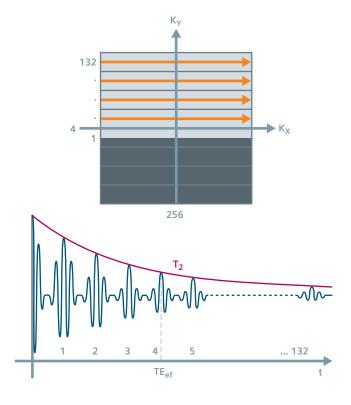
Técnica Half-Fourier: HASTE

Adquisición secuencial de imágenes potenciadas en T2 de alta resolución

Una única excitación

HASTE (Half Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo, adquisición Half-Fourier de turbo espín eco de disparo único) es una técnica turbo espín eco que sirve para la adquisición secuencial de imágenes potenciadas en T₂ de alta resolución.

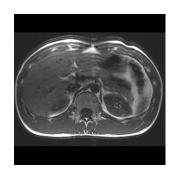
Una única excitación genera todos los ecos para una imagen (disparo único). Los primeros ecos se codifican por medio de pequeños gradientes de codificación de fase ligeramente por encima y por debajo de la línea central de datos sin procesar; la intensidad del gradiente de codificación de fase se aumenta de eco a eco hasta llenar la mitad superior (espacio K) de la matriz de datos sin procesar. El contraste queda determinado por el tiempo de eco efectivo TE_{ef}, es decir, el tiempo de eco en el centro de los datos sin procesar.

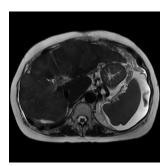


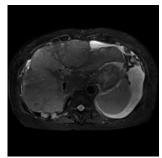
Congelación de movimientos

Puesto que se adquieren un poco más de la mitad de los datos sin procesar, HASTE reduce el tiempo de medición de un corte único. De esta forma los artefactos causados por el movimiento respiratorio o involuntario del paciente se reducen al mínimo.

HASTE es adecuado para exámenes abdominales, y para pacientes inquietos o pediátricos.







Comparación de imágenes: Espín eco (arriba a la izquierda), TurboSE (derecha) y HASTE (abajo)

Variantes de eco de gradiente

TurboFLASH

Reducción de los artefactos de movimiento gracias a tiempos de medición breves

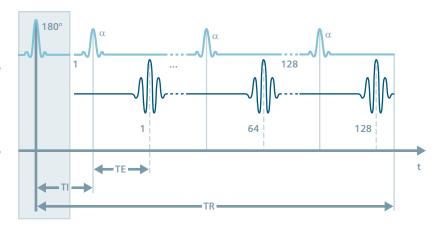
Preparación y adquisición

TurboFLASH es una secuencia FLASH con tren de ecos (consulte el Volumen 1, Imanes, espines y resonancias).

La fase de preparación determina el contraste de la imagen. Por ejemplo, se usa un pulso de inversión de 180 grados antes de la secuencia real.

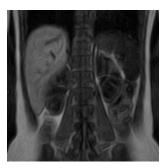
Durante la fase de adquisición se mide la matriz en un paso con una secuencia de eco de gradiente muy rápida. La distancia entre pulsos alfa se denomina «espaciado entre ecos» (echo spacing). De forma similar al tiempo de eco efectivo de una secuencia TurboSE, el tiempo de inversión TI se elige de forma que el eco central llene la fila central de datos sin procesar, determinando el contraste de imagen óptimo.

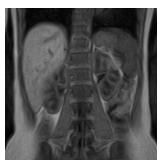
TurboFLASH permite series de perfusión dinámicas tras la invección del medio de contraste y la adquisición de imágenes en técnica CINE.



El tiempo de inversión determina el contraste.

Se puede suprimir la señal de un tejido en concreto si se conoce su T₁. Seleccione un tiempo de inversión TI adecuado (en este caso: 400 ms).







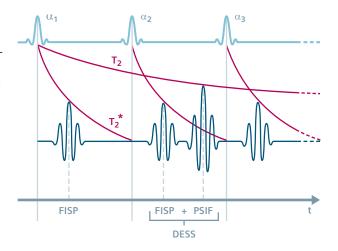
TI=50 ms (arriba a la izquierda), TI=400 ms (arriba a la derecha), TI=800 ms (abajo a la izquierda)

Secuencia de doble eco: DESS

Mejora del contraste de T₂ y aumento de la SNR

Dos ecos distintos

DESS (Dual-Echo Steady State, doble eco en estado estacionario) es una técnica de eco de gradiente 3D en la que dos ecos diferentes (FISP y PSIF, consulte Imanes, espines y resonancias) se adquieren durante una repetición. Durante la reconstrucción de imagen, la imagen PSIF, fuertemente potenciada en T₂, se añade a la imagen FISP.



Mejora del contraste de T₂

DESS ofrece dos ventajas:

- Los ecos combinados proporcionan un contraste mixto: fuerte contraste T₂ combinado con potenciación T₁/T₂*.
 Eso permite una buena diferenciación de líquido sinovial y las estructuras del cartílago, muy importante en ortopedia.
- A pesar de no ser tan diferente del contraste de una secuencia FISP, DESS mejora la SNR (porque de hecho se miden dos imágenes).







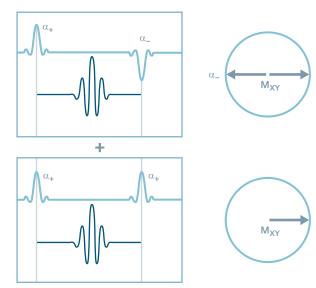
Interferencia constructiva: CISS

Resolución submilimétrica con fuerte contraste T₁/T₂

Cómo evitar bandas de interferencia

CISS (Constructive Interference in Steady State, interferencia constructiva en estado estacionario) es una técnica de eco de gradiente 3D fuertemente potenciada en T₂ con alta resolución, en la que internamente se realizan dos adquisiciones, con distintos niveles de excitación, que después se combinan.

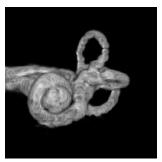
CISS combina dos secuencias TrueFISP. TrueFISP proporciona la señal más intensa de todas las secuencias de estado estacionario. Durante una medición se alternan los ángulos de fase del pulso RF (α_+, α_-) y no se alternan en la otra medición (α_+, α_+) . Las imágenes de suma están potenciadas en T_1/T_2 y pueden presentar bandas de interferencias. Al combinar las dos mediciones en CISS, se eliminan esas bandas de las imágenes.

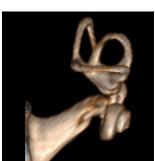


La ventaja de 3D CISS

3D CISS ofrece resolución submilimétrica con una SNR para fluidos muy alta. La secuencia es robusta y con fuerte contraste T_1/T_2 . Entre las aplicaciones típicas se encuentran los estudios de oído interno (CAI) y cerebelo.

Este ejemplo demuestra una de las ventajas de la técnica 3D: Con cortes finos, la SNR más alta permite una excelente detección de detalles de estructuras anatómicas.







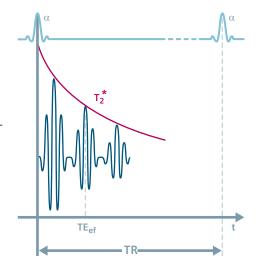
Secuencia multieco: MEDIC

Reducción de artefactos de flujo y de efectos causados por el desplazamiento químico

Combinación de varias imágenes

MEDIC (Multi-Echo Data Image Combination, combinación de datos de imagen multieco) adquiere varios ecos en una sola medición y los combina en una imagen. El resultado es una SNR más elevada por periodo de tiempo. Con cada eco se compensan los efectos del flujo.

Puesto que se combinan imágenes con tiempos de eco diferentes, las imágenes nuevas muestran un contraste T₂* mixto. Esa es la razón por la que solo se puede proporcionar un tiempo de eco efectivo TE_{ef} como tiempo de eco.



Reducción de artefactos de desplazamiento químico

MEDIC no solo minimiza los artefactos de flujo. La secuencia también reduce artefactos relacionados con el desplazamiento químico.

Entre las aplicaciones típicas encontramos la columna cervical y los estudios de musculoesquelético.







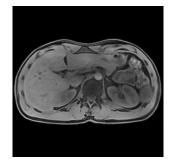
Secuencia en apnea: VIBE

Alta resolución espacial potenciada en T₁

Alta calidad de imagen a pesar del breve tiempo de medición

VIBE (Volume Interpolated Breathhold Examination, secuencia en apnea con interpolación volumétrica) combina dos técnicas: la técnica Half-Fourier acelera la medición de particiones en la dirección de selección de cortes. Interpolando los puntos de medida se acelera la medición FLASH 3D.

Aunque se omite la compensación de flujo de GMR, se obtiene un efecto de imagen angiográfica a partir de los tiempos de eco extremadamente cortos. VIBE siempre usa saturación de grasa. En estudios dinámicos con medio de contraste, la rápida secuencia VIBE ofrece una precisión oportuna en la adquisición de vasos en fase arterial y venosa, especialmente en el área abdominal.

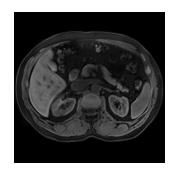


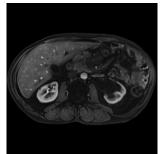


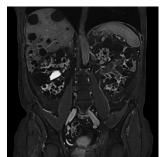
Mejora de los efectos de volumen parcial

La secuencia VIBE reduce los efectos de volumen parcial.

Ámbitos de aplicación: técnica de apnea de la región abdominal y de las regiones torácica y pélvica.







Turbo gradiente espín eco (TurboGSE)

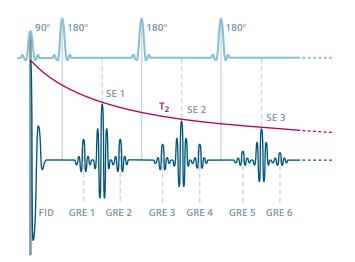
Contraste T₂ puro para imagen de alta resolución o tiempos de medición extremadamente cortos

Uso de ecos de gradiente adicionales

TurboGSE (turbo gradiente espín eco) es una ampliación de la técnica turbo espín eco. Una secuencia TurboGSE genera ecos de gradiente adicionales antes y después de cada espín eco, utilizando pulsos de gradiente de desfase y refase conmutados consecuentemente.

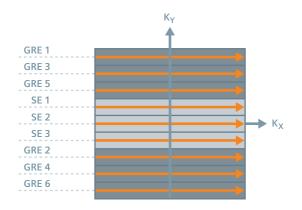
¿Cómo se rellena la matriz de datos sin procesar (espacio K) con ecos de espín y ecos de gradiente? Los ecos de espín o espín ecos proporcionan los segmentos centrales y aseguran el contraste. Los ecos de gradiente determinan la resolución de los segmentos exteriores.

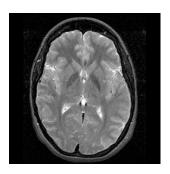
Los ecos adicionales nos permiten medir más rápidamente. O bien podemos medir más cortes en el mismo periodo de tiempo. En comparación con las secuencias TurboSE, la señal de la grasa no se amplifica, es decir, la grasa es más oscura.

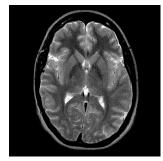


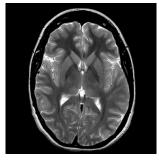
Más rápido que TurboSE

Los ecos adicionales nos permiten medir más rápidamente. O bien podemos medir más cortes en el mismo periodo de tiempo. En comparación con las secuencias TurboSE, la señal de la grasa no se amplifica, es decir, la grasa es más oscura.









Comparación de imágenes: T₂ espín eco (arriba a la izquierda, tiempo de medición de 7 minutos), T₂ TurboSE (derecha, 8 segundos) y T₂ TurboGSE (abajo, 6 segundos).

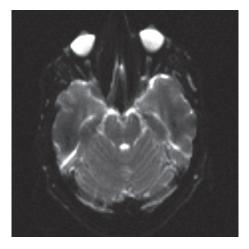
EPI segmentada

Reducción de los efectos fuera de resonancia y de los artefactos de distorsión

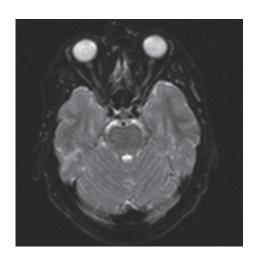
Las secuencias EPI single-shot (consulte el Volumen 1, Imanes, espines y resonancias) son muy sensibles a los efectos fuera de resonancia. Fuera de resonancia significa que los espines exteriores al corte excitado contribuyen a la señal de RM y pueden provocar artefactos de imagen.

Esos efectos aparecen en forma de desplazamiento de los datos sin procesar en la dirección de codificación de fase. El desplazamiento de los datos aumenta con el espaciado entre ecos y la longitud del tren de ecos.

El tren de ecos se acorta al muestrear la matriz de datos sin procesar segmento a segmento (similar a TurboSE). El desplazamiento en la dirección de codificación de fase se reduce y, con él, el artefacto visible.



Comparación de imágenes: Imagen EPI single-shot con artefacto de distorsión.



La imagen EPI segmentada muestra una distorsión considerablemente menor en el área de los ojos.

Métodos de adquisición en paralelo

Adquisición en paralelo basada en la imagen (SENSE)

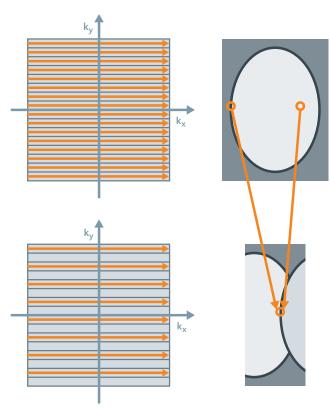
Codificación de sensibilidad para la adquisición rápida de imágenes

Reducción y solapamiento

El algoritmo SENSE (sensitivity encoding, codificación de sensibilidad) reconstruye la imagen de RM a partir de los datos de imagen adquiridos por los distintos elementos de bobina después de la transformada de Fourier. Consulte los principios de la adquisición de imagen en paralelo en Imanes, espines y resonancias.

Durante la adquisición se omiten varios pasos de codificación de fase. Por ejemplo, solo se rellena con un eco una de cada dos filas de datos sin procesar. Básicamente, podemos considerarlo una adquisición con un campo de visión reducido. La imagen reducida de un elemento de bobina muestra un solapamiento periódico (aliasing) en áreas fuera del campo de visión, de forma parecida a una transparencia que se ha plegado varias veces.

En principio, esta característica se debe a la periodicidad de la técnica de Fourier utilizada en la codificación de la frecuencia y de la fase: cada píxel de la imagen reducida (inframuestreada) es una superposición plegada sobre sí misma de los píxeles de la imagen total.



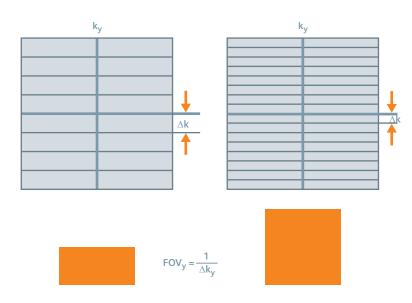
La imagen reducida de un fantoma muestra un solapamiento periódico en áreas fuera del campo de visión.

Campo de visión, resolución y tasa de muestreo

El campo de visión (FOV, field of view) es la sección del corte adquirido que se mostrará en la imagen, por ejemplo, $25~\text{cm} \times 25~\text{cm}$. Al usar una matriz de 256×256 , el lado de cada píxel mide 1 mm. Esto se corresponde con la resolución máxima de la imagen.

La tasa de muestreo es la inversa del campo de visión:

$$\Delta k = \frac{1}{FOV}$$

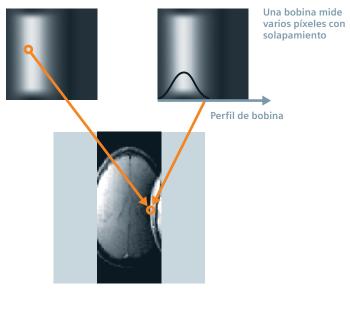


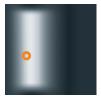
Solapamiento y despliegue

La diferencia entre SENSE y una transparencia plegada reside en que un elemento de bobina no es homogéneo, sino que tiene un perfil de sensibilidad espacial y los píxeles solapados no son los mismos en las imágenes de las distintas bobinas. Están potenciados en la sensibilidad espacial de la bobina.

Sigue pendiente la cuestión de cómo obtener la imagen desplegada total a partir de una imagen plegada sobre sí misma.

Si solo tenemos una imagen plegada sobre sí misma, no la podemos desplegar correctamente. Siempre que sea posible, podemos evitar el solapamiento mediante sobremuestreo. Pero si adquirimos varias imágenes con solapamiento en paralelo entre varias bobinas, podemos invertir el solapamiento utilizando un algoritmo dedicado de reconstrucción de imágenes.



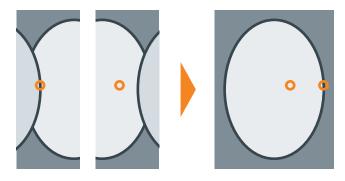




El mismo píxel medido en varias bobinas

El algoritmo SENSE calcula la imagen total desplegada a partir de las distintas imágenes solapadas. Píxel a píxel, las partes de la señal se separan de las localizaciones respectivas en relación con las bobinas.

Encontrará más información acerca del solapamiento y el sobremuestreo en el apartado *Artefactos de convolución* (aliasing) del capítulo 5, *Cómo detectar y evitar artefactos*.



Despliegue

Adquisición en paralelo basada en datos sin procesar: GRAPPA

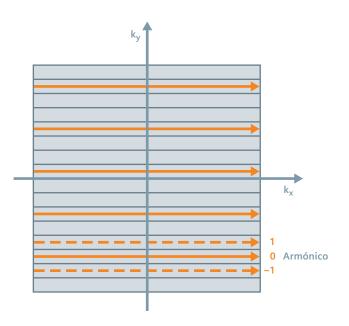
Reconstrucción en paralelo antes de la transformada de Fourier

Armónicos en el espacio K

A diferencia de SENSE, GRAPPA (Generalized autocalibrating partially parallel acquisition, adquisición parcialmente en paralelo de calibración automática generalizada) reconstruye la imagen de RM a partir de los datos sin procesar. Se omiten varios pasos de codificación de fase. Se rellenan las filas vacías de datos sin procesar usando un truco.

Los valores del espacio K son frecuencias espaciales que corresponden a patrones de bandas, de los que está compuesta la imagen. Esos patrones de bandas son estructuras que se repiten periódicamente en el objeto que se mide. La codificación de fase genera esos patrones a partir de las fases de los espines.

Supongamos que el perfil de bobina de cierta bobina receptora se corresponde exactamente con el patrón de ondas. Entonces no haría falta el paso de codificación de fase correspondiente. En vez de la codificación de fase, en teoría se podría, si es posible técnicamente, aumentar un perfil de bobina ondulatorio paso a paso. Eso debería tener el mismo efecto.



Variantes de

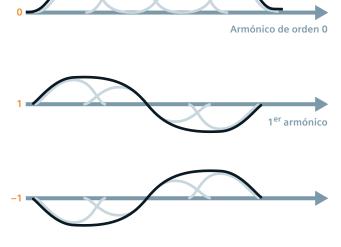
espín eco



El truco del perfil de bobina

Si una bobina receptora muestra un perfil de bobina que tiene forma sinusoidal en todo el campo de visión, esa sensibilidad se corresponde exactamente con un paso de codificación de fase. Según la teoría de ondas acústicas, este perfil también se denomina primer ARMÓNICO. Una sinusoide de frecuencia doble es entonces el segundo armónico (una octava más agudo, por así decirlo). Eso corresponde a doblar el paso de codificación de fase, etc.

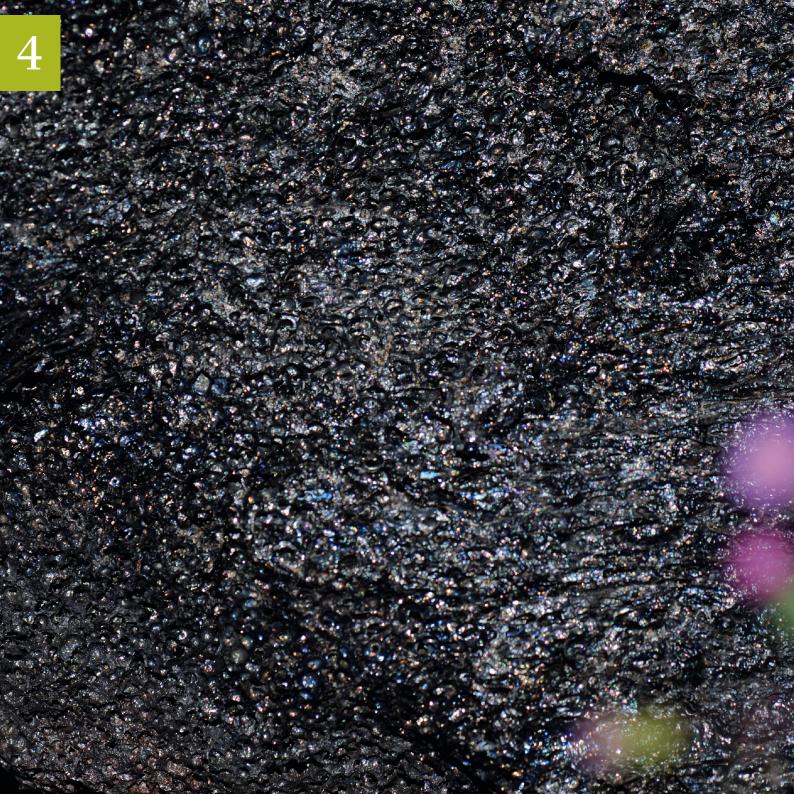
Lo que no es tan usual acerca de la técnica GRAPPA es que podemos generar el armónico espacial a través de una superposición potenciada de los perfiles de bobina de un array. Con cada uno de esos armónicos se puede sintetizar un eco artificial y se rellenan los datos sin procesar ausentes. Solo necesitamos cuatro armónicos para suplir los cuatro pasos de codificación de fase omitidos.



CAIPIRINHA

CAIPIRINHA es una técnica de imagen en paralelo que modifica el aspecto de los artefactos de aliasing durante la adquisición de datos, para mejorar así la reconstrucción de imágenes en paralelo a posteriori.

CAIPIRINHA reduce considerablemente el tiempo de las mediciones en apnea sin que ello afecte a la resolución de la imagen, la cobertura o el contraste.







Imágenes potenciadas en difusión

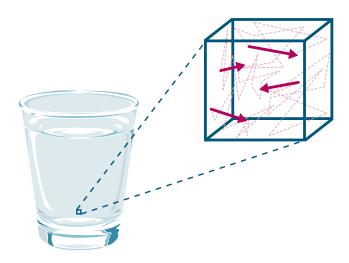
Monitorización del movimiento molecular en tejidos

¿Qué es la difusión?

La difusión es el proceso por el que las moléculas en una solución migran desde regiones con alta concentración hacia regiones con concentración más baja.

Puede observar ese fenómeno al sumergir una bolsa de té en un vaso con agua fría. Aunque no se agite el agua, por el color del té puede ver cómo este se va expandiendo progresivamente dentro del vaso.

El mecanismo responsable de esa migración molecular se denomina movimiento browniano (movimiento aleatorio térmico).



Difusión hacia concentraciones bajas

Las moléculas de agua no se desplazan en línea recta. Colisionan frecuentemente entre sí o son desviadas. Su movimiento no es coherente.

Dentro de todos los tejidos hay diferencias de concentración, por ejemplo, áreas ricas en nutrientes y áreas pobres en ellos. A causa de esas diferencias, las moléculas se difunden en una dirección específica: hacia la concentración más baja. Si observa las moléculas durante un periodo de tiempo más largo, verá un desplazamiento neto lineal (flechas de color).

Espectroscopia

por RM

Imagen

BOLD



Difusión aparente

Cómo visualizar la movilidad de las moléculas

El coeficiente de difusión

El desplazamiento neto medio de las moléculas depende del tipo de tejido. El coeficiente de difusión indica esa dependencia. El coeficiente de difusión es una medida de la movilidad de las moléculas dentro de ciertos tipos de tejidos.

Coeficiente de difusión del agua en el cerebro

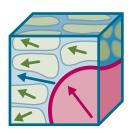
LCR	Aprox. 3×10^{-3} mm ² /s
Sustancia gris	Aprox. $0.8 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$
Sustancia blanca	En función de la dirección $0-1,1\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$

En función de la dirección → página 88

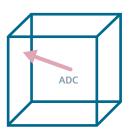
Coeficiente de difusión aparente (ADC)

El coeficiente de difusión dentro de un vóxel es una mezcla de conjuntos de espines intracelulares y extracelulares, así como intravasculares. Cada uno de esos conjuntos de espines tiene un coeficiente de difusión diferente. De hecho, la difusión dentro de un vóxel es un proceso heterogéneo.

Debido a eso, el valor determinado se expresa como **coeficiente de difusión aparente** o ADC. Es el coeficiente de difusión *promediado en el tiempo* del vóxel.



Elemento de volumen con varios compartimentos de tejido que presentan coeficientes de difusión diferentes



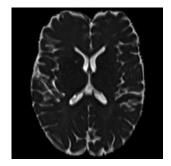
Elemento de volumen con el coeficiente de difusión medio en una dirección

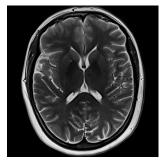


La imagen de difusión y el mapa ADC

En las imágenes, los valores de ADC se muestran como valores de gris en los píxeles. Puesto que esos píxeles representan las coordenadas de los vóxeles, las imágenes de difusión son similares a las imágenes anatómicas. No obstante, la señal no contiene ninguna parte de T₂. Por eso las imágenes ADC también se denominan mapas ADC.

Un píxel hipointenso representa un vóxel con un ADC bajo y, en consecuencia, baja difusión. Un píxel hiperintenso representa un ADC alto y, por lo tanto, alta difusión.





Mapa ADC con difusión reducida en el hemisferio izquierdo (izquierda) e imagen T₂ anatómica (derecha)

Imágenes potenciadas en difusión Imágenes potenciadas en perfusión Imagen BOLD

Espectroscopia por RM



El principio de la potenciación en difusión

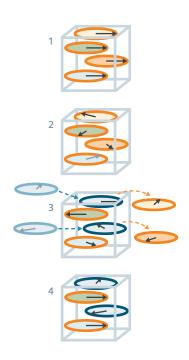
Así se generan las imágenes de difusión de RM

Atenuación de la señal de espines que se difunden

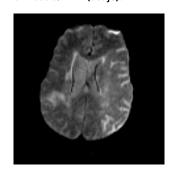
La difusión se determina mediante dos pulsos de gradiente opuestos, conectados brevemente uno después del otro. Esto recibe el nombre de «gradiente de difusión bipolar». Empezamos con un conjunto de espines en precesión coherentes dentro de un vóxel (1). El primer pulso de gradiente lo desfasa completamente (2). Posteriormente varios espines salen por difusión del vóxel y son sustituidos por espines provenientes de vóxeles adyacentes (3).

El segundo pulso de gradiente desfasa completamente los espines estacionarios. No obstante, un pulso de gradiente negativo no puede refasar totalmente los espines difundidos de una fase de espín que era diferente en origen. La señal de este nuevo conjunto de espines queda reducida (4). La atenuación de la señal crea un contraste nuevo: potenciación en difusión.

Generalmente se aplican secuencias potenciadas en T₂* para mostrar contrastes de difusión.



Imágenes potenciadas en difusión: b=0 s/mm² (arriba), b=1000 s/mm² (abajo).



El valor b controla la potenciación en difusión

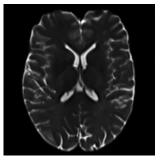
Normalmente es difícil medir la atenuación de señal incluso en presencia de una difusión intensa. Por eso debe amplificarse con los parámetros respectivos del pulso de gradiente bipolar:

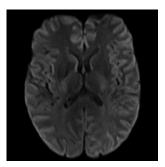
- Intensidad (amplitud)
- Duración
- Intervalo de tiempo entre los dos pulsos únicos

El aumento en la caída de la señal se expresa mediante la intensidad de la potenciación en difusión (valor b, en unidades de s/mm²). Un valor b más alto provoca una caída más pronunciada de la señal a medida que aumenta la difusión.

El valor b=0 indica que no se realizará la potenciación en difusión (imagen comparativa T_2).

El cálculo de los mapas ADC parte de las imágenes potenciadas en difusión (DW). Se empieza comparando dos imágenes potenciadas en difusión diferentes y calculando el ajuste usando una función exponencial teórica. Para eliminar el caudal de perfusión, se seleccionan imágenes DW que muestran un valor b superior a 150 s/mm². En este rango, los espines de perfusión muestran una pérdida total de señal a causa del desfase. Además de la imagen de referencia (b = 0), se generan imágenes DW con valores b de 500 mm/s² y 1000 mm/s².







Comparación de imágenes potenciadas en difusión con mapas ADC

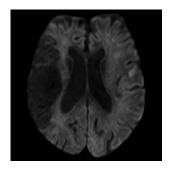
Visualizaciones diferentes de enfermedad difusa

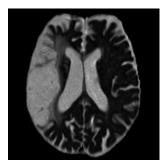
Misma enfermedad con contrastes diferentes

Los mapas ADC muestran el coeficiente de difusión como información funcional y no contienen partes de señales anatómicas. Las imágenes potenciadas en difusión (DW) muestran adicionalmente información anatómica, puesto que contienen partes T₂. Pero ambas imágenes muestran la misma enfermedad difusa.

¿Por qué las difusiones bajas aparecen como hiperintensas en las imágenes potenciadas en difusión? Cuanto más intensa sea la difusión, más espines serán reemplazados por los provenientes de otros vóxeles. En el nuevo conjunto de espines habrá menos espines que se puedan refasar completamente.

En imágenes potenciadas en difusión, una difusión más intensa implica una señal más débil. Por el contrario, con difusiones bajas, hay más espines refasables que dan una señal más alta.





La imagen potenciada en difusión con b = 1000 (izquierda) muestra una antigua enfermedad difusa en el hemisferio izquierdo. En el mapa ADC (derecha), esa área aparece más brillante.

Problemas anatómicos

¿Por qué no nos contentamos con las imágenes potenciadas en difusión anatómicas? Las imágenes potenciadas en difusión contienen partes de señal provenientes directamente del tejido, con independencia de la difusión. Si el tejido posee una constante T₂ grande, puede incrementarse la señal en la región respectiva. Este incremento de la señal puede interpretarse erróneamente como una difusión reducida. Esto se conoce como efecto T₂ (T₂-shine through).

Los mapas ADC eliminan la posibilidad de un diagnóstico incorrecto causado por un efecto T_2 (T_2 shine-through). Pero existen otras complicaciones, como es la anisotropía de difusión \rightarrow página 88.



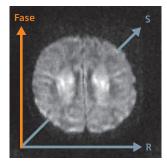
Difusión direccional

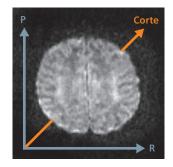
Intensidades de señal distintas según la orientación del gradiente de difusión

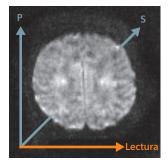
Utilización de la anisotropía de difusión

La orientación de las fibras nerviosas muestra un ejemplo de difusión direccional. Alrededor de las fibras nerviosas hay una vaina de mielina. Muy pocas moléculas de agua pueden atravesar esa vaina. Por este motivo, la difusión presenta serias limitaciones en la dirección transversal a las fibras. Hay muy pocas limitaciones o ninguna en la dirección longitudinal de las fibras. Por lo tanto, la difusión es anisotrópica, es decir, que varía según la dirección.

Esto se puede ver alternando los gradientes de difusión en las tres direcciones ortogonales. Debido a la anisotropía, el mismo corte muestra un contraste de difusión diferente en función de la dirección espacial seleccionada.







Alineación del gradiente de difusión en la dirección de codificación de fase (fase, izquierda), dirección de lectura (lectura, derecha) y dirección de la selección de cortes (corte, abajo). Las tres imágenes muestran el mismo corte, pero con contrastes diferentes debido a la orientación de las fibras nerviosas.

Valor diagnóstico de la difusión promediada

Para mostrar la difusión, frecuentemente se necesitan imágenes que sean independientes de la anisotropía.

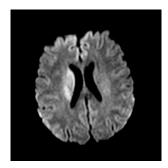
La imagen de traza es el promedio de las tres mediciones en las direcciones ortogonales. Este es el modo más fácil de generar imágenes de difusión que sean independientes de la anisotropía.

De la misma forma se generan mapas ADC promediados. El promedio de los tres mapas ADC en cada dirección ortogonal da lugar a un mapa ADC promediado.

Es importante determinar el valor de la traza, especialmente para exámenes de seguimiento. Un leve cambio en el posicionamiento del paciente desalineará la estructura de los tejidos respecto a los ejes de difusión.

¿Mapa ADC o traza ADC? ¿Cuál es la mejor visualización de difusión? Debido a su superior valor de diagnóstico, el mapa ADC promediado ha dejado prácticamente obsoleto al mapa ADC estándar.

Imagen de traza (arriba) y mapa ADC promediado (abajo)



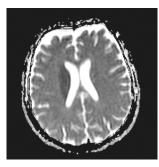




Imagen con tensor de difusión

El tensor de difusión

Una magnitud anisotrópica se puede expresar matemáticamente como un tensor. Por así decirlo, esto representa el siguiente salto dimensional después de escalares y vectores. Así, el tensor de difusión se muestra normalmente en forma de una matriz cuadrada que consta de nueve números (matriz 3×3).

Los tres elementos diagonales de la matriz representan la intensidad de difusión en las tres direcciones ortogonales. De la suma de esos tres elementos diagonales (traza del tensor) se obtiene la imagen de traza.

Los elementos de la matriz que hay encima y debajo de la diagonal contienen valores que solo se diferencian en sus signos algebraicos. En circunstancias normales solo se necesitan gradientes de difusión en seis direcciones para rellenar todo el tensor de difusión. A fin de visualizar anisotropías complicadas, puede necesitar aplicar hasta 12 o más gradientes de difusión diferentes (potenciación de difusión multidireccional, MDDW).

Las dependencias direccionales de la imagen del tensor de difusión se pueden visualizar en colores dependientes de la dirección o como un tipo de visualización promediada, conocida como mapa de anisotropía fraccional (mapa FA).

Imágenes DTI superpuestas con imágenes anatómicas y seguimiento de fibras reconstruido en 3D

RESUMEN DE PUNTOS ESENCIALES

La difusión se muestra en RM por imágenes potenciadas en difusión y/o el coeficiente de difusión promediado ADC. Puesto que dentro de la difusión también puede haber una componente dependiente de la dirección, se promedia adicionalmente según las direcciones ortogonales. Los resultados son imágenes de traza y/o mapas ADC promediados.

Las imágenes con tensor de difusión (DTI) sirven para indicar direcciones. Esta técnica ayuda a delimitar o visualizar selectivamente las fibras de conexión de la sustancia blanca o bien las áreas nucleares individuales de la sustancia gris profunda.



Imágenes potenciadas en perfusión

Visualización de cambios o demoras en el flujo sanguíneo microvascular

Primer pase de un bolo

La perfusión es el transporte vascular de nutrientes para alimentar a las células en el lecho capilar del tejido. Las imágenes de perfusión se crean, por ejemplo, con secuencias EPI single-shot. Esto permite adquirir imágenes rápidamente y con alta sensibilidad. Se usan, por ejemplo, en la perfusión cerebral. La perfusión también ocurre en el corazón o cualquier otro tejido.

La perfusión se traza inyectando de un medio de contraste (MC) de forma intravenosa. El bolo de medio de contraste alcanza el cerebro tras un breve periodo de tiempo. La perfusión del bolo es visible cuando éste pasa a través del lecho capilar cerebral (primer pase). Si la perfusión ha sido satisfactoria, el medio de contraste se distribuye en pequeñas porciones en el tejido a través de los capilares y se eliminará por la sangre a la que pasa a continuación.



Contraste de susceptibilidad

Durante el primer pase, la señal *no* aumenta como sería de esperar. Al contrario, la señal *disminuye* significativamente debido al efecto T_2^* del medio de contraste.

El motivo de la señal reducida es el cambio en T₂*. Este cambio es el resultado de la diferencia en magnetización entre el espacio intravascular lleno con medio de contraste y el tejido circundante, es decir, la diferencia en susceptibilidad de ambas áreas. La serie dinámica muestra en qué región *no* se acumula el medio de contraste. Este método de adquisición también se conoce como imagen por contraste de susceptibilidad dinámico (DSC, dynamic susceptibility contrast).

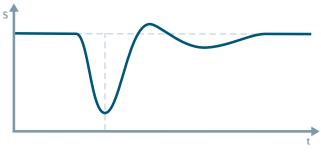


Gráfica global del bolo

La progresión temporal del primer pase, así como la reducción de señal asociada se muestran para todo el cerebro (no por vóxeles individuales) en forma de curva tiempo-densidad, la Gráfica global del bolo (GBP, Global Bolus Plot).

Como primer paso, la GBP evalúa tanto el paso del bolo como la perfusión. Durante el segundo paso de la evaluación, se examinan las diferencias locales.

La gráfica global del bolo solo proporciona una descripción general del transcurso de la perfusión en función del tiempo. Primero deben evaluarse los distintos vóxeles a fin de proporcionar datos precisos sobre el volumen sanguíneo y el flujo sanguíneo cerebral.



Gráfica global del bolo (GBP)

En términos biológicos, la perfusión es el flujo de nutrientes a través de los capilares. El flujo empieza con el transporte vascular (desde las arteriolas) hasta el lecho capilar. Después continúa con la difusión de las moléculas de los nutrientes a través de las membranas de las células hasta la célula a alimentar. La reperfusión transporta los productos de desecho desde las células hasta los sistemas venoso y linfático a través del lecho capilar.

En el contexto de la resonancia magnética, la perfusión solo describe la fase de transporte vascular. No describe la fase de difusión de la perfusión.

Además de la técnica de contraste de susceptibilidad dinámico (DSC) para evaluar la perfusión, se dispone de métodos sin contraste. El Arterial Spin Labeling, por ejemplo, mide y evalúa el flujo de entrada de sangre excitada por radiofrecuencia.



Mapas de perfusión

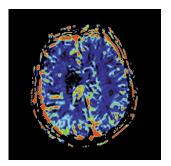
Para cada corte medido se generan mapas individuales

Volumen sanguíneo y flujo sanguíneo

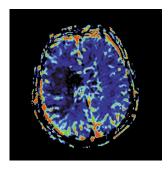
El volumen sanguíneo y el flujo sanguíneo regionales en el cerebro son los dos parámetros principales para las imágenes potenciadas en perfusión.

El volumen sanguíneo cerebral regional (rCBV, regional cerebral blood volume) es el espacio que ocupa el lecho capilar dentro de un vóxel. Se refiere a las dimensiones del tejido suministrado (unidad de medida: ml/g).

El **flujo sanguíneo cerebral regional** (rCBF, regional cerebral blood flow) representa la cantidad de sangre que fluye en un periodo de tiempo determinado a través del lecho capilar dentro del vóxel (en ml/g/s).



Mapa rCBV



Mapa rCBF

Imagen

BOLD

Tiempo de tránsito medio

El tiempo de tránsito medio (MTT, mean transit time) es el cociente entre CBV y CBF, un índice sensible de la reducción en la presión de perfusión.

El mapa MTT ilustra el tiempo durante el que la sangre permanece dentro de un volumen de interés antes de que sea sustituida por sangre nueva.

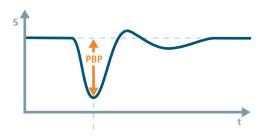


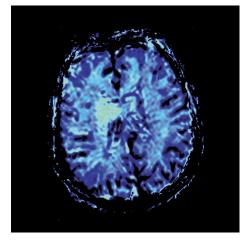
Perfusión reducida

La gráfica global del bolo solo proporciona una descripción general del transcurso de la perfusión en función del tiempo. Primero deben evaluarse los distintos vóxeles a fin de proporcionar datos precisos sobre el volumen sanguíneo y el flujo sanguíneo cerebral. Se generan distintos mapas y tarjetas para cada corte que se incluirán en la evaluación.

El porcentaje de línea base en el pico (PBP) determina la cantidad relativa de pérdida de señal debida al paso del bolo a través del lecho capilar. Se muestra un mapa PBP por corte medido.

La perfusión reducida se muestra hiperintensa



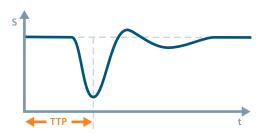


Mapa PBP

Perfusión retardada

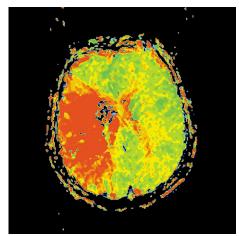
El tiempo al pico (TTP, time to peak) es el intervalo de tiempo hasta el pico del bolo. El mapa TTP muestra la distribución regional del tiempo necesario para la señal de perfusión mínima, ya sea en escala de grises o codificada en colores.

Con píxeles más brillantes (en codificación por valores de gris) se representa un TTP demorado y, por lo tanto, una perfusión retardada.



Imagen

BOLD



Mapa TTP en color: los píxeles rojos indican perfusión retardada



RESUMEN DE PUNTOS ESENCIALES

Con el primer pase de un medio de contraste por el lecho capilar cerebral se visualiza la perfusión. El volumen sanguíneo regional, así como el flujo sanguíneo regional, desempeñan un papel importante.

La perfusión se evalúa con rCBV, rCBF y el mapa TTP. Los mapas solo muestran información funcional.

Imagen BOLD

Espectroscopia por RM



Imagen BOLD

Utilización de las propiedades magnéticas de la sangre para analizar la actividad cerebral

La sangre transporta la señal

¿Qué áreas neurales están participando en un proceso cognitivo, sea percepción, pensamiento o acciones motoras? Al buscar la región del cerebro respectiva, no medimos directamente la actividad neural; en vez de eso buscamos concentraciones de oxígeno localmente aumentadas relacionadas con cambios en la circulación sanguínea (BOLD = Blood Oxygenation Level Dependent).

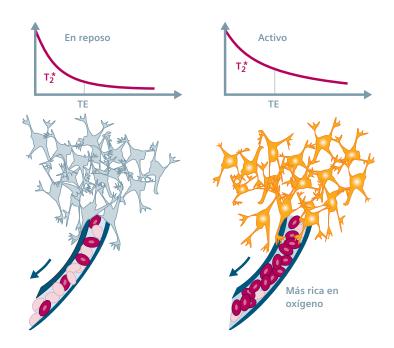
BOLD *no* mide el consumo de oxígeno. Durante la actividad, la necesidad de oxígeno de las células nerviosas cerebrales aumenta. Este aumento del flujo sanguíneo garantiza que la sangre contenga más oxihemoglobina, la portadora de oxígeno, después del agotamiento del oxígeno que durante la inactividad de las neuronas.

El agotamiento de oxígeno se sobrecompensa. Por lo tanto, un aumento de la concentración de oxígeno en una región del cerebro es un indicador de actividad neural local.

Cambios de susceptibilidad en la sangre

Al enriquecerse en oxígeno, las características magnéticas de la sangre cambian: La sangre baja en oxígeno contiene más deoxihemoglobina (HB⁺⁺) paramagnética y la sangre rica en oxígeno contiene más oxihemoglobina (HBO₂⁻⁻) diamagnética.

Al aumentar el oxígeno, las características magnéticas de la hemoglobina se ajustan a las del plasma sanguíneo circundante. La consecuencia es que se ralentiza la caída de la magnetización transversal: T₂* se amplía y la señal aumenta.





Paradigmas, pruebas T y mosaicos

Coordinación de los estados del cerebro en reposo con la actividad neural

Creación de imágenes de prueba T

Supongamos que queremos determinar la región cerebral que está activa mientras estamos moviendo los dedos. Durante la medición generamos adquisiciones durante varios segundos sin mover ningún dedo (reposo). Continuamos con adquisiciones en las que se están moviendo los dedos durante varios segundos (activo). Para obtener resultados válidos, realizamos este intercambio varias veces, por ejemplo, 10 veces: es decir, realizamos un paradigma.

Las imágenes adquiridas en reposo y las que presentan actividad neural se evalúan utilizando la prueba T, un método estadístico. Las imágenes calculadas son puramente funcionales y no anatómicas.

A fin de poder asignar la señal a la región cerebral respectiva, la imagen de la prueba T se suele superponer a la imagen anatómica. Incluso el menor movimiento de la cabeza puede falsear los resultados de medición. Utilizando la técnica de corrección de movimiento tridimensional 3D PACE (Prospective Acquisition CorrEction, corrección de adquisición prospectiva), el desplazamiento a causa del movimiento de las imágenes ya se corrige durante la medición (tecnología en línea).



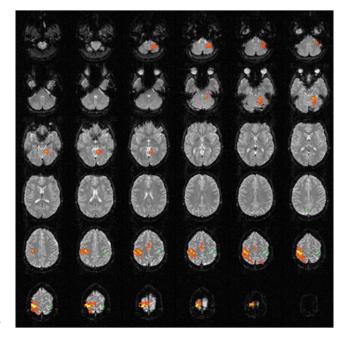
Resultados de prueba T, superpuestos en 3D sobre imágenes anatómicas



Presentación de los resultados en imágenes mosaico

Para visualizar regiones cerebrales activas, se necesitan imágenes de todo el cerebro. Cada medición genera multitud de imágenes de una serie de cortes. Se miden y calculan miles de imágenes.

Para poder gestionar esta cantidad de imágenes hay que obtener imágenes mosaico. El software combina y almacena las imágenes en una matriz directamente después de ejecutar la secuencia de medición.



Imágenes mosaico



Resumen

La actividad neural, el flujo sanguíneo y el transporte de nutrientes, el movimiento molecular y el análisis bioquímico: la imagen funcional y cuantitativa nos proporciona información nueva sobre el cuerpo humano.

La investigación en epilepsia, la evaluación de obstrucciones en vasos o el diagnóstico de embolias son solo algunas de las aplicaciones que cubre la RM funcional.

Los escáneres RM con una intensidad de campo de 3 ó 7 Teslas o superiores son capaces de mejorar la visualización de procesos en el nivel molecular o neural.

Espectroscopia por RM

Además de la generación de imagen, la espectroscopia por RM proporciona evaluaciones bioquímicas

Desde el FID al pico

En la espectroscopia por RM, como en la resonancia magnética, la señal de RM se mide como una función del tiempo: el decaimiento de la inducción libre (FID, Free Induction Decay) es una oscilación de radiofrecuencia que decrece rápidamente. En las secuencias espectroscópicas se utilizan FID y espín ecos.

Con una sola transformada de Fourier, esta oscilación se descompone sus componentes frecuenciales, es decir en su **espectro**.

Esta transformación es una conversión de la señal desde el dominio del tiempo hasta el dominio de la frecuencia.



Si la señal solo tiene una frecuencia (oscilación sinusoidal), el espectro asociado consta de una sola **línea de resonancia**, solo de la frecuencia asociada. Puesto que estamos tratando con inhomogeneidades del campo magnético local y movimiento molecular que produce fluctuaciones en el campo, no hay una línea de resonancia nítida, sino un **pico** más grueso y de anchura finita.

El pico representa la frecuencia de resonancia en el vóxel medido. Lo que resulta interesante es que el área bajo el pico es proporcional al número de núcleos generadores de señal (en este caso, la densidad de protones).



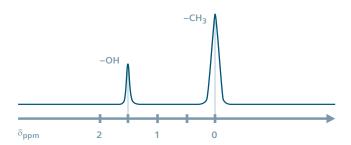
Espectro, desplazamiento químico y técnicas

Un espectro de RM muestra la dependencia de la intensidad de señal respecto al desplazamiento químico (consulte el capítulo 2, *Saturación y desplazamiento químico*). De este modo, se puede cuantificar la concentración de metabolitos que contribuyen al espectro. Podemos discriminar componentes moleculares, moléculas y sustancias.

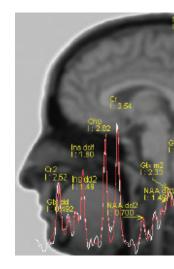
La captación por desplazamiento químico (CSI, Chemical Shift Imaging) mapea la información metabólica de un volumen de interés (VOI) en una matriz espectral.

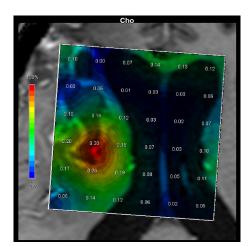
La espectroscopia de volumen único (**SVS**, Single-Volume Spectroscopy) mapea la información metabólica de un volumen en un espectro. La SVS es útil en caso de cambios patológicos que no se pueden delimitar espacialmente a unos pocos VOI:

Ejemplo con metanol (CH3OH) El cociente de las áreas de pico es 3 : 1. Como resultado, los picos pueden estar asociados bien con el grupo hidroxilo (OH), bien con los 3 átomos de hidrógeno equivalentes del grupo metilo (CH3). El grado de desplazamiento químico puede expresarse en δ_{ppm} (ppm = partes por millón). δ_{ppm} = –1,5 significa que la frecuencia del grupo OH se ha reducido en 1,5 millonésimas (es decir, con 60 Hz a una frecuencia de Larmor de 40 MHz).



En la práctica, la comparación de los espectros no se realiza utilizando las áreas de pico absolutas, sino las intensidades relativas de señal. Se usan para comparar los espectros del tejido sano con los espectros del tejido patológico.

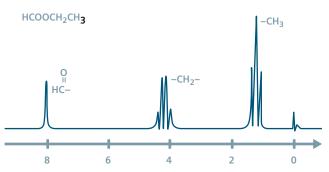




Mapa metabólico de cloro generado a partir de una medición CSI 3D

La separación fina de las líneas de resonancia

No todos los núcleos proporcionan líneas de resonancia sencillas (*singletes*). Algunos núcleos muestran una separación característica de las líneas, como tripletes o cuartetos. Esto se debe a la interacción magnética de los núcleos (acoplamiento espín-espín).







Artefactos relacionados con el tejido y el paciente

Artefactos de movimiento

Los artefactos más acusados de la imagen están relacionados con el movimiento durante la adquisición: Respiración, latidos, flujo sanguíneo, movimiento ocular, deglución y movimiento accidental del paciente.

Sombras y arrastre

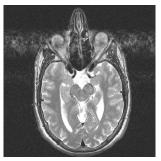
La respiración produce sombras: el tórax aparece como una estructura doble o múltiple con desplazamientos locales. Las estructuras ricas en señal, por ejemplo, la grasa subcutánea, amplifican todavía más las sombras.

Los movimientos aperiódicos de los ojos añaden continuamente arrastre a la imagen.

Esos artefactos de movimiento se ven exclusivamente en la dirección de codificación de fase.



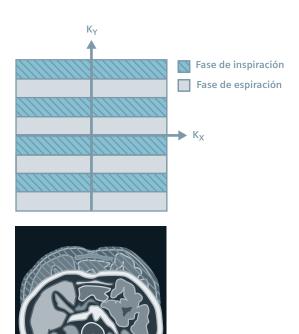
Sombras en las proximidades del tórax causadas por movimiento respiratorio periódico



Arrastre causado por movimiento ocular aperiódico

La fuente es una codificación incorrecta

Durante movimientos periódicos como la respiración, el tórax transita por varios pasos equidistantes de codificación de fase durante la fase de inhalación. Durante los pasos intermedios, el tórax está en la fase de espiración. Esto produce una codificación incorrecta cuasi periódica: el tórax aparece localmente desplazado en la imagen de RM.

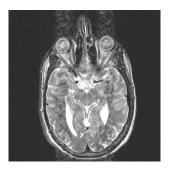


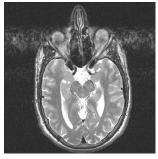
¿Cómo solucionamos los artefactos de movimiento?

Frecuentemente, se pueden reubicar los artefactos de movimiento a zonas de la imagen que no afectan a la interpretación: intercambiando las codificaciones de fase y frecuencia (intercambio).

Existen otras posibilidades:

- Supresión de grasa
- Promediar imágenes
- Técnicas de imagen rápida, por ejemplo, exámenes con apnea
- Técnicas radiales (BLADE)
- PACE, etc.





Reubicación de los artefactos de movimiento al intercambiar las codificaciones de fase y frecuencia

RESUMEN DE PUNTOS ESENCIALES

Se pueden clasificar los artefactos de movimiento en dos grupos: sombras y arrastre.

Las sombras son el resultado de movimiento cuasi periódico, por ejemplo, la respiración.

El arrastre representa estructuras aperiódicas, por ejemplo, movimiento ocular.

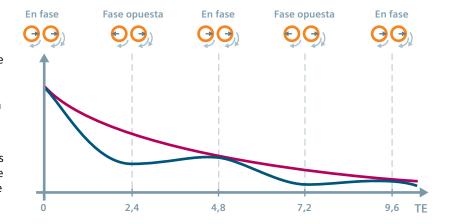
Artefacto de contorno causado por el desplazamiento químico

Cancelación de fase en imágenes en fase opuesta

Ciclo de fase

Pueden aparecer artefactos de contorno, también llamados «contorno negro» o «tinta china», en la interfaz de tejidos que contengan grasa y agua. Las frecuencias de resonancia diferentes que presentan los protones de hidrógeno ligados a la grasa o al agua (desplazamiento químico) son la fuente de un posible desplazamiento de fase que afecta a señal.

En una secuencia de espín eco, los protones de cada vóxel precesan en fase en el instante de la lectura. Con las secuencias de eco de gradiente, aparece el ciclo de fase: tras el pulso de excitación, los espines de grasa y agua inmersos en un campo magnético de 1,5 Teslas alternan la fase interna y la externa cada 2,4 ms.

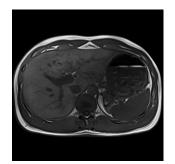


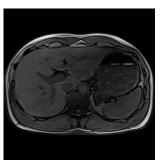
Imágenes de RM en fase y en fase opuesta

Las imágenes de RM en fase y en fase opuesta muestran una diferencia de contraste notable y pueden ayudar en la formulación de un diagnóstico diferencial.

En las imágenes en fase, la grasa y el agua generan una intensidad de señal superpuesta en un vóxel común. Las magnetizaciones transversales de la grasa y del agua poseen la misma orientación.

Si una secuencia de eco de gradiente genera datos de imagen en la fase opuesta, se adquiere una señal reducida. Las fuentes son las magnetizaciones transversales, que se cancelan entre sí. Esta «cancelación de fase» produce artefactos de contorno que aparecen con el grosor de un vóxel a lo largo de los límites de tejidos que contienen grasa y agua.





Reconstrucción de imagen en fase (izquierda) y en fase opuesta (derecha)

¿Qué podemos hacer con los artefactos de contorno?

Utilizar un tiempo de eco (TE) tal que los espines de grasa y de agua estén en fase.

0,2 Teslas: TE en fase	36,7 ms, 73,5 ms
0,2 Teslas: TE en fase opuesta	18,4 ms, 55,1 ms
1,5 Teslas: TE en fase	4,8 ms, 9,6 ms
1,5 Teslas: TE en fase opuesta	2,4 ms, 7,2 ms
3,0 Teslas: TE en fase	2,46 ms, 4,92 ms
3,0 Teslas: TE en fase opuesta	(1,23 ms*) 3,69 ms, 6,15 ms

^{*} no recomendado

Artefactos relacionados con el tejido y el paciente

Artefactos relacionados con el sistema

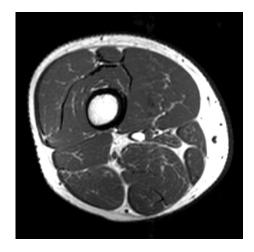
Artefactos relacionados con la aplicación y el usuario

Artefactos ocasionados por desplazamiento químico

Registros incorrectos en la imagen

Estructuras con apariencia de relieve

Los vóxeles que contienen transiciones directas entre tejidos con diferencias significativas en los contenidos de grasa y agua, por ejemplo, vértebras o discos intervertebrales, así como transiciones entre bazo y riñones y la grasa circundante. El artefacto aparece en la imagen como un desplazamiento espacial. Dado que tanto los protones del agua como los de la grasa contribuyen a generar la imagen, el artefacto está causado por su desplazamiento químico de 3,4 ppm. Para más detalles acerca del desplazamiento químico, consulte el capítulo 2, *Saturación y desplazamiento químico*.



Artefacto de desplazamiento químico

La fuente de los artefactos de desplazamiento químico

Debido a su desplazamiento químico, las señales de los protones de grasa y agua de un vóxel se asignan a píxeles de imagen diferentes durante la reconstrucción de la imagen. En las transiciones entre grasa y agua, esas codificaciones incorrectas provocan un ribete brillante en un lado y un ribete oscuro en el lado opuesto de una estructura anatómica, en la dirección de codificación de frecuencia (lectura).



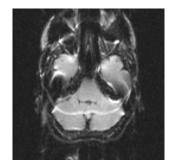
Artefactos de desplazamiento químico en EPI

En la obtención de imágenes ecoplanares también aparecen artefactos de desplazamiento químico. Puesto que la rápida caída de T_2^{\star} de FID (decaimiento de la inducción libre) deja solo 100 ms para generar ecos, la lectura está generalmente limitada a entre 64 y 128 ecos.

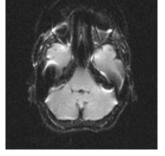
En secuencias EPI con sus reducidos anchos de banda en la dirección de codificación de fase, el desplazamiento químico de la grasa y del agua aparece como un artefacto claramente definido en esa dirección.

Artefactos de desplazamiento químico con sistemas de 1 Tesla

Ancho de banda de lectura	780 Hz
Ancho de banda de fase	7 Hz
Desplazamiento	21 píxeles



Desplazamiento de grasa y agua en la cabeza



Eliminación de artefactos en EPI mediante supresión de grasa

¿Qué podemos hacer con los artefactos de desplazamiento químico?

En las imágenes del cerebro, el desplazamiento químico no es importante, puesto que la intensidad la señal de la grasa es considerablemente inferior a la del agua. En todos los demás casos, se pueden utilizar las soluciones siguientes:

- Utilizar secuencias con anchos de banda mayores
- Intercambiar las direcciones de codificación de fase y de frecuencia
- Utilizar la secuencia STIR
- Supresión de grasa o de agua

Artefacto de distorsión (susceptibilidad)

Intensidades de señal alteradas o desplazadas debido a inhomogeneidades de campo locales

Artefactos de susceptibilidad en la imagen

La intensidad del artefacto depende de las condiciones locales. Puede aparecer como un aumento o como una reducción de la señal.

Las zonas de transición entre tejido y hueso o entre tejido y aire son especialmente susceptibles. Por ejemplo, las zonas problemáticas son los senos paranasales, las órbitas, los pulmones, corazón, estómago y las asas intestinales.

El artefacto de distorsión se nota especialmente con las secuencias de eco de gradiente y EPI.

Los objetos metálicos o ferromagnéticos dentro o sobre el cuerpo del paciente o su ropa (por ejemplo, cremalleras) también provocan artefactos de distorsión.

Susceptibilidad magnética e inhomogeneidad de campo

La magnetizabilidad (susceptibilidad magnética) es la capacidad de un tejido de convertirse en magnético. En las transiciones entre tejidos con magnetizabilidades diferentes, se generan gradientes locales de campo magnético que producen inhomogeneidades de campo. En la mayoría de los casos, son lo suficientemente pequeñas como para no causar artefactos. La técnica espín eco compensa totalmente esas inhomogeneidades.

Con las técnicas de eco de gradiente, las zonas de inhomogeneidad de campo pueden provocar fuertes pérdidas de señal. Las inhomogeneidades locales de campo no se compensan.

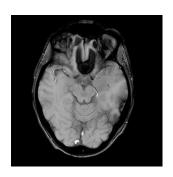
Con la imagen EPI, el ancho de banda extremadamente bajo de las secuencias produce distorsiones adicionales en la dirección de codificación de fase.

Cuanto más elevada es la intensidad de campo del campo magnético principal, más fuerte es el efecto. Los metales conductores o no ferromagnéticos provocarán pérdidas de señal y distorsiones.

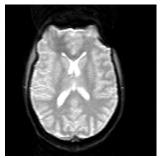
¿Qué podemos hacer con los artefactos de susceptibilidad?

Cuanto más fuertes son las distorsiones en la imagen de RM, más bajo es el ancho de banda de una secuencia de pulsos o más alta es la inhomogeneidad del campo magnético. Las soluciones posibles son:

- Utilizar una secuencia espín eco para eliminar las posibles pérdidas de señal aplicando el pulso de refase de 180°.
- Reducir el vóxel a fin de reducir las diferencias en el campo magnético.
- Reducir el tiempo de eco TE para reducir el periodo de desfase.
- Utilizar secuencias con anchos de banda mayores.



Artefactos con pérdida de señal en la región de los senos (secuencia de eco de gradiente)



Artefactos de susceptibilidad en imagen EPI



Artefactos de susceptibilidad causados por objetos ferromagnéticos sobre el cuerpo del paciente

Artefactos relacionados con el sistema

Artefactos de distorsión

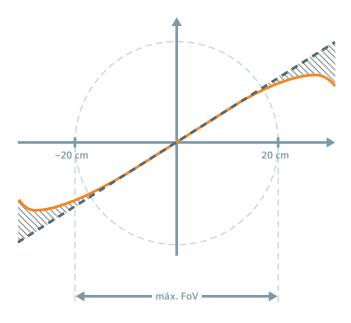
Distorsiones de la imagen en el borde de un campo de visión grande

Fuentes de distorsión

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.

En situaciones ideales, los gradientes del campo magnético aumentan linealmente dentro del volumen de imagen del imán. En la realidad, no obstante, la linealidad se reduce en el borde del campo de visión. El tamaño del campo de visión que el sistema de gradiente puede adquirir está, por ejemplo, limitado por la longitud de la bobina de gradiente.

En nuestro ejemplo se muestra una desviación del 5% en el borde del volumen de medición, que tiene unos 40 cm de diámetro. Es decir, toda la información espacial a lo largo del borde esta desplazada un 5% (1 cm).



¿Qué podemos hacer en caso de distorsiones?

Utilizando el llamado filtro de «corrección de la distorsión 2D o 3D», que tiene en cuenta las propiedades conocidas del campo de gradiente, se pueden realizar correcciones durante la reconstrucción de la imagen.

Desventaja: El filtro aumenta el tiempo de reconstrucción. Además, el posicionamiento del corte en las imágenes resultantes ya no está diferenciado. Por ese motivo, el posicionamiento de corte o la visualización de corte no están permitidas en esas imágenes filtradas.

Alternativas:

- Desplazar la mesa durante la exploración
- Medir en dos campos de visión más pequeños
- Posicionar la región de interés en el isocentro del imán

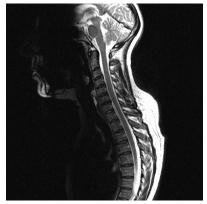


Imagen original sin filtrar, con distorsión



Corrección de distorsión utilizando un filtro para FOV grande

Interferencia de RF

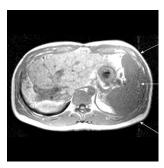
Interferencia en la imagen causada por irradiación de RF

Fuentes de interferencia de RF

Durante la medición se transmiten y se reciben pulsos de RF. Los campos de RF externos generados por radios, teléfonos móviles, controles electrónicos o motores eléctricos emiten señales RF de interferencia dentro de los sistemas de RM, lo que afecta negativamente la calidad de la imagen.

Para proteger los escáneres de RM de los campos de radiofrecuencia externos, estos se instalan en salas con apantallamiento frente a RF (jaula de Faraday). La sala apantallada a RF también protege al entorno de los efectos de los campos RF generados por la RM.





Artefactos provocados por irradiación de RF

¿Qué podemos hacer con la irradiación por RF?

La interferencia de RF está causada por fuentes externas a la sala de examen. Por esta razón, asegúrese siempre de que la puerta de la sala esté cerrada debidamente.

Después de alteraciones estructurales se pueden generar nuevos campos de RF en la sala de examen, que pueden causar interferencias dentro del apantallamiento de RF, por ejemplo, al taladrar pasos para cables. En ese caso, los ingenieros de mantenimiento deben investigar cuidadosamente las causas y ubicaciones de las posibles nuevas fuentes de interferencia.

Artefactos relacionados con la aplicación y el usuario

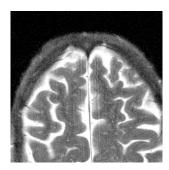
Artefactos de truncación (ringing)

Oscilaciones periódicas (franjas o anillos) en la imagen

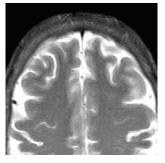
Artefactos de truncación y muestreo de datos

Las transiciones abruptas de señal en los tejidos pueden causar artefactos causados por truncación. Se generan oscilaciones paralelas a las interfaces entre tejidos. En la imagen aparecen franjas o anillos, alternando intensidades altas y bajas de señal, también llamadas «oscilaciones en contornos».

Se podría crear perfectamente una imagen de un objeto si se dispusiera de una ventana infinita de adquisición de datos. Debido a que solo se dispone de un periodo de tiempo limitado para la medición, esta se interrumpe en ciertas ubicaciones o no se continúa. Por lo general eso no afecta negativamente a la imagen de RM. Solo las interfaces de alto contraste entre tejidos muestran artefactos de truncación.



Oscilación en contornos sin usar filtros



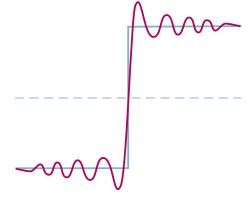
Aplicación de filtro débil con pérdidas mínimas de nitidez

La fuente de las oscilaciones en contornos

El artefacto de oscilación en contornos está causado por el número limitado de puntos de muestreo durante la exploración y la transformada de Fourier posterior. La transformada de Fourier también está limitada por el número de elementos de Fourier utilizados. Las transiciones abruptas de señal se simulan mediante aproximaciones con curvas.

La transformada de Fourier aproxima un escalón en la intensidad de la señal en el contorno del objeto mediante múltiplos armónicos de una curva sinusoidal. Teóricamente, se debería utilizar un número infinito de armónicos para visualizar un rectángulo.

Con una aproximación finita, aparecen picos de amplitud individuales en las transiciones de contorno. Reciben el nombre de artefactos de Gibbs. Aparecen como oscilaciones de la intensidad de la imagen. También conocidos como *ringing*.



¿Qué podemos hacer con los artefactos de truncación?

- Utilizar un filtro débil de datos sin procesar (filtro Hamming). La intensidad del filtro determina las pérdidas de nitidez.
- Aumentar el tamaño de la matriz de medición.

Artefactos de convolución (aliasing)

Solapamiento al recibir señal desde fuera del campo de visión

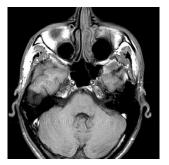
Fuentes de los artefactos de convolución

Se generan convoluciones 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.

El tejido excitado fuera del volumen sensible de la bobina contiene información de frecuencia o de fase más alta o más baja. A causa de interpretaciones erróneas durante la transformada de Fourier (inframuestreo de la señal), las áreas de tejido del lado opuesto se sitúan dentro del FOV. Por esta razón el área de la imagen contiene ambos conjuntos de información de señal: la información original y la contribución plegada sobre sí misma. Con una tasa de muestreo determinada, solo se puede interpretar correctamente hasta cierta frecuencia máxima.



Convolución de la nariz y parte posterior de la cabeza situada fuera del campo de visión



El sobremuestreo evita los artefactos de convolución durante la medición

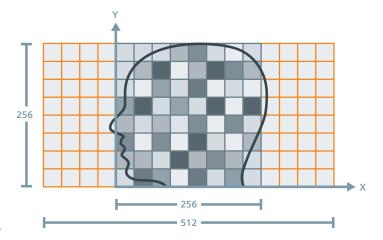
¿Qué podemos hacer con los artefactos de convolución?

La convolución se evita eficazmente duplicando el número de puntos de muestreo (por ejemplo, 512 en vez de 256) durante el muestreo/sobremuestreo de datos.

En la mayoría de los casos se puede observar este artefacto en la dirección de codificación de fase. Se recomienda aumentar el número de puntos de muestreo en la dirección de codificación de fase; no obstante, el tiempo de medición aumenta consecuentemente.

Según el objeto que se mide, una solución adecuada puede ser intercambiar la codificación espacial. Para posicionamientos transversales o sagitales del corte, el eje y está configurado como la dirección de codificación de fase de forma predeterminada. Para cortes coronales, el configurado es el eje x.

En dirección de lectura se usa automáticamente la técnica de sobremuestreo.





D Α Acoplamiento espín-espín, 113 Artefactos de desplazamiento Dark Fluid, 40 químico, 124 ADC, 81 Desfase de espines, 11 Artefactos de distorsión, 130 Desplazamiento de fase, 11, 18, 20 Mapa ADC, 82 Artefactos de flujo, 33 Mapa ADC promediado, 89 Desplazamiento químico, 42, 60 Artefactos de movimiento, 116 Arrastre, 116 Artefactos, 42 Artefacto de aliasing, 138 DESS, 56 В Artefacto de contorno, 120 Diferencia de fase, 19 Banda de saturación, 29 Artefacto de corte, 134 Difusión, 78 BOLD, 102 Artefacto de ringing, 134 Anisotropía, 88 Artefacto por desplazamiento Coeficiente de difusión, 80 químico, 120 Coeficiente de difusión promediado Artefactos en el tiempo, 81 CAIPIRINHA, 74 Contraste de difusión, 86 Aliasing, 138 Campo de visión, 69 Arrastre, 116 Potenciación en difusión, 85 Captación por desplazamiento químico, 112 Artefactos de convolución, 138 Según la dirección, 88 Ciclo de fase, 120 Artefactos de desplazamiento Tensor de difusión, 90 químico, 124 **CISS**, 58 Difusión direccional, 88 Artefactos de Gibbs, 135 Codificación de velocidad, 21 Dixon, 43 Artefactos de movimiento, 116 Codificación incorrecta, 117 Dominio de la frecuencia, 110 Distorsiones, 130 Coeficiente de difusión aparente, 81 Dominio del tiempo, 110 Interferencias de RF, 132 Coherencia de fase, 15 Oscilaciones en contornos, 135 Contraste de susceptibilidad, 93 Sombras, 116 Contraste de transferencia de magnetización, 44 Artefactos de convolución, 138 CSI, 112

E G M GBP, 94 Efecto de flujo de entrada, 4 Magnetizabilidad, 128 Efecto jet, 12 GMR, 15 Magnitud de fase, 22 Efecto T₂ (T₂-shine through), 87 Gráfica global del bolo, 94 Magnitud de turbo inversiónrecuperación, 51 Efecto wash-out, 9 Mapa FA, 90 Η En fase, 121 Mapa MTT, 97 EPI segmentada, 66 Half-Fourier MEDIC, 60 Espectro, 110 HASTE, 52 MIP, 3 Espectroscopia de volumen único, 112 VIBE, 62 Movimiento browniano, 78 Espectroscopia por RM, 110 HASTE, 52 MTC, 44 MTS, 44 F I FLAIR, 40 Imagen compensada en flujo, 19 \mathbf{O} Flujo Imagen con tensor de difusión, 90 Oposición de fase, 120 Compensación de flujo, 15 Imagen de magnitud, 22 Datos con codificación de flujo, 19 Imagen de suma de magnitudes, 23 P Laminar, 10 Imagen de traza, 89 PACE, 105 Sensibilidad de flujo, 21 Imagen mosaico, 106 Paradigma, 104 Turbulencias, 12 Imagen por contraste de fase, 18 PBP, 98 Velocidad del flujo, 19 Imagen potenciada en difusión, 86 Perfil de sensibilidad, 70 Flujo laminar, 10 Imágenes potenciadas en perfusión, 92 Perfusión, 92 Flujo sanguíneo cerebral relativo, 96 Interferencia de RF, 132 Pico, 111 FOV, 69 Inversión de fase, 20 Porcentaje de línea base en el pico, 98 FOV (campo de visión) Primer pase, 92 L Distorsiones, 130 Proyección de intensidad máxima, 3 Fuera de resonancia, 66 Línea de resonancia, 111 Prueba T, 104

Т R Resolución, 69 Saturación normal, 30 Tasa de muestreo, 69 rFSC, 96 Saturación paralela, 32 Tiempo al pico, 99 rVSC, 96 Saturación selectiva de tejidos, 36 Tiempo de tránsito medio, 97 Secuencias Time-of-Flight, 2 S **CISS**, 58 TIR, 50 HASTE, 52 TIRM, 51 Sangre brillante, 4 MEDIC, 60 ToF, 2 Sangre oscura, 8 TurboFLASH, 54 TTP, 99 Saturación TurboGSE, 64 Turbo inversión-recuperación, 50 Presaturación, 30 Saturación de agua, 43 VIBE, 62 TurboFlash, 54 Saturación de grasa, 42 SENSE, 68 TurboGSE, 64 Sensibilidad de flujo, 21 Saturación espacial, 28 V Sombras, 116 Saturación móvil, 34 STIR, 38, 41 Saturación paralela, 32 Valor b, 85 Suma de magnitudes, 23 Saturación selectiva, 36 Velocidad del flujo, 18 Susceptibilidad, 128 Selectiva en frecuencia, 43 Venc, 21 BOLD, 103 Saturación de seguimiento, 34 VIBE, 62 Perfusión, 93 Saturación espacial, 28 Volumen sanguíneo cerebral relativo, 96 SVS, 112 Saturación espectral, 42

Imagen de portada: Visualización de tensor de difusión de una imagen de RM potenciada en difusión del cerebro, postprocesada con BrainSuite Diffusion Pipeline para mostrar funciones de distribución de orientaciones (ODF) en una vista de superficie. BrainSuite.org

Sede de Siemens Healthcare

Siemens Healthcare GmbH Henkestraße 127 91052 Erlangen Alemania Teléfono: + 49 9131 84-0 siemens.com/healthcare

N.º de impresión MR-07001G.643.02.01.04 | © Siemens Healthcare GmbH, 2015