

Imágenes por Resonancia Magnética (MRI)

Diagnóstico por la imagen

Sistemas e Imágenes Médicas

Resonancia Magnética

Introducción

La Imagen por Resonancia Magnética (MRI) es una técnica no ionizante:

- con capacidad tridimensional
- excelente contraste para los tejidos blandos
- alta resolución espacial (~1 mm)

Se basa en la medición de las propiedades magnéticas de los tejidos, en especial de los protones (núcleos de H) presentes en el agua y, en menor medida, en los lípidos.

Resonancia Magnética

Introducción

Resonancia Magnética Nuclear

Imágenes por RM

Instrumentación

Características de imagen

Resonancia Magnética

Obtención de imágenes

El paciente es colocado dentro de un potente imán que produce un campo magnético estático muy intenso (1-3 T).

Se aplica un señal de RF a través del cuerpo.

Los protones absorben parte de la energía de la RF al entrar en resonancia magnética.

Al cesar la señal de RF, la energía absorbida es re-emitida en forma de señal de RF.

Esta emisión de RF es medida mediante una bobina sintonizada

Resonancia Magnética

Obtención de imágenes

La técnica de RMI mide el contenido en hidrógeno de los vóxeles individuales de cada corte transversal del paciente.

Los átomos de H producen una señal debido a su resonancia magnética.

La información espacial se obtiene al utilizar gradientes de campo magnético en las tres dimensiones.

Las frecuencias de resonancia de cada vóxel varían linealmente con su localización.

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

Magnetismo nuclear

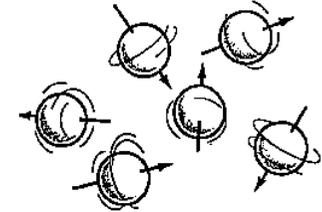
Los núcleos con un número impar de protones presentan la propiedad de la resonancia magnética:

Cada protón es una carga positiva que gira alrededor de un eje produciendo un pequeño bucle de corriente que genera un dipolo magnético.

Este dipolo tiene un momento magnético m , representado por un vector apuntando de N a S.

En ausencia de un campo magnético, los núcleos apuntan en direcciones aleatorias.

El efecto magnético neto es cero.



Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

Magnetismo nuclear

En presencia de un campo eléctrico B , los dipolos magnéticos se alinean con un cierto ángulo respecto a la dirección paralela o antiparalela al campo magnético.

Debido al menor coste energético que tiene alinearse en paralelo al campo, un número algo superior de dipolos se orientan en esta dirección (aprox. 3 ppm).

Esta pequeña diferencia de orientaciones provoca un momento magnético neto M_z en la dirección de B

La MRI sólo puede detectar el exceso de dipolos en esta orientación, no el número total de protones.

simulación: <http://www.bjopg.se/Coherence/Coherence.html>

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

Magnetismo nuclear

Los dipolos sometidos a un campo magnético estático sufren un movimiento de precesión orientado hacia la dirección del campo.

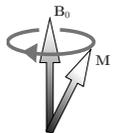
comienzan a girar alrededor del eje que define la dirección del campo con una frecuencia fija (frecuencia de Larmor).

El vector magnético m de cada dipolo se descompone en:

una componente longitudinal m_z que apunta a la dirección Z

una componente transversal m_{xy} que gira en el plano XY

Considerando todos los protones detectables de un vóxel, los vectores m_z se suman formando una magnetización longitudinal neta M_z , mientras que los vectores m_{xy} se cancelan entre sí.



Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

Resonancia nuclear

La frecuencia de precesión (Larmor) es proporcional a:

La intensidad del campo magnético

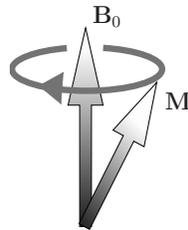
Una constante del núcleo denominada ratio giromagnético γ

Para el núcleo de hidrógeno la frecuencia de precesión es:

$$f = \gamma \cdot B_0$$

donde γ es 42,58 MHz / T

esta frecuencia corresponde a una energía de 0.2 μeV , que es la energía requerida para cambiar un dipolo de la orientación paralela a la antiparalela



Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

Resonancia nuclear

Resonancia magnética:

Al someter a un dipolo a una señal de RF a la frecuencia de Larmor, se le aplica justo la energía requerida para cambiar su orientación de paralelo a antiparalelo.

Mientras se mantiene la señal de RF, más dipolos cambian de orientación, girando el momento magnético neto M .

Pulso de 180°:

Se aplica un pulso de RF con una duración y energía tal que produce un giro completo del momento magnético M , invirtiendo su componente M_z

Pulso de 90°:

Se aplica un pulso de RF con una duración y energía tal que produce un giro de 90° del momento magnético M , cancelando su componente longitudinal M_z y creando un momento magnético transversal M_{xy} perpendicular a B y que gira en el plano XY a la frecuencia de Larmor

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

Resonancia nuclear

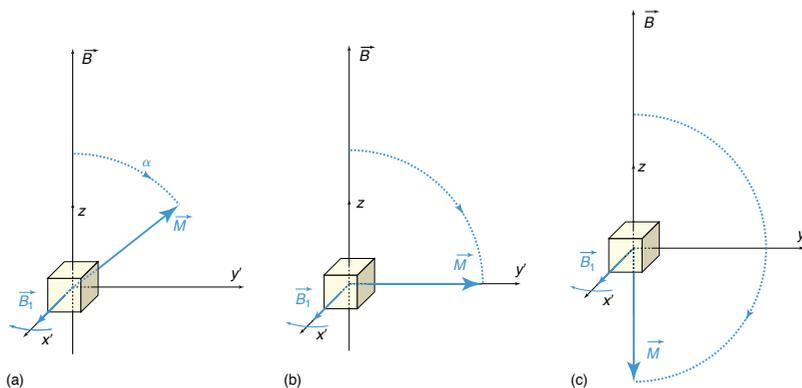


Figure 4.4 (a) \vec{M} precesses about \vec{B}_1 and is rotated away from the z-axis to the y' -axis. The angle α between the z-axis and \vec{M} is called the flip angle. (b) $\alpha = 90^\circ$, which is obtained by a 90° RF-pulse. (c) $\alpha = 180^\circ$, which is obtained by a 180° RF-pulse, also called an inversion pulse.

rotura del equilibrio magnético por resonancia magnética

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

La señal de resonancia magnética

Cuando el pulso de 90° cesa, el vector magnético M_{xy} continúa girando en el plano transversal XY durante un tiempo.

Este giro induce una señal de RF en una bobina a la frecuencia de resonancia.

Mediante técnicas de codificación espacial y procesado de la señal se pueden identificar las señales procedentes de cada vóxel de la matriz de adquisición.

Sólo el componente M_{xy} produce la señal medible, pero su valor es proporcional al valor de M_z previo al pulso.

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Resonancia Magnética

La señal de resonancia magnética

- El valor de pico de la señal inducida es proporcional a:
 - La densidad de protones (PD, el número de protones por mm^3) del vóxel
 - El ratio giromagnético del núcleo
 - La intensidad del campo magnético estático B
- Sólo los protones móviles generan señales:
 - los que forman parte de moléculas complejas o están inmovilizados en el hueso no contribuyen a la señal.
 - La mayor parte de la señal procede del agua corporal.
 - El aire atrapado no produce ninguna señal.
 - La grasa tiene un PD algo superior al resto de tejidos blandos.
 - La materia gris tiene un PD algo superior a la materia blanca.
 - Los tejidos blandos en general tienen una PD similar.

Resonancia Magnética

Free induction decay (FID)

- Inmediatamente después del pulso de 90° la señal de MR es máxima.
- A partir de ese instante los dipolos comienza a volver a su orientación original. Como consecuencia:
 - M_z empieza a crecer hasta su valor original
 - M_{xy} decae, reduciéndose proporcionalmente la amplitud de la señal de RF inducida (*sin embargo la frecuencia permanece igual*)
- El vector del momento magnético M es la suma de sus componentes longitudinal y transversal.
 - Mientras M_z aumenta y M_{xy} decrece, el vector M se mueve en espiral del plano transversal al longitudinal.

simulación: <http://www.drcmr.dk/BlochSimulator/>

Resonancia Magnética

Free induction decay (FID)

El fenómeno de relajación se debe a dos procesos independientes:

Relajación **spin-lattice** (recuperación T_1)

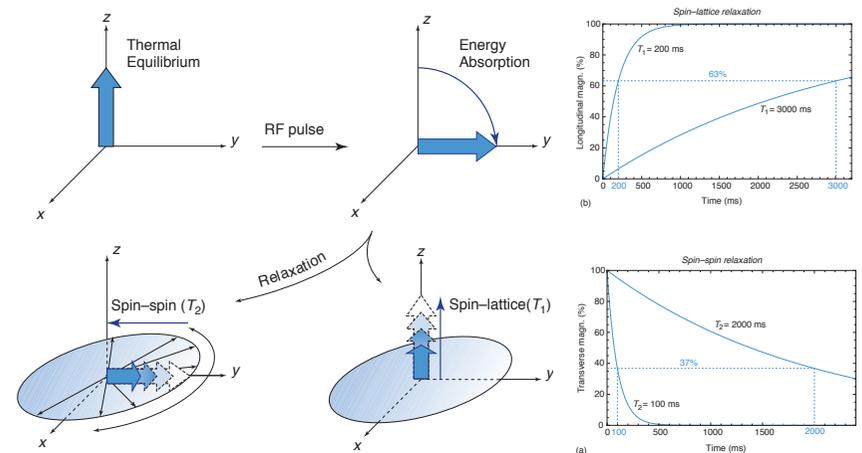
Los protones excitados van cediendo su exceso de energía a la estructura molecular (*lattice*) y se vuelven a alinear en paralelo al eje Z. La componente M_z reaparece lentamente de manera exponencial con una constante de tiempo T_1

Relajación **spin-spin** (decaimiento T_2)

Los núcleos, que estaban girando en el plano XY de manera coherente (en fase), empiezan a cederse energía entre ellos, perdiendo la coherencia de fase. La componente M_{xy} decae rápidamente de manera exponencial con una constante de tiempo T_2

Resonancia Magnética

Free induction decay (FID)



Resonancia Magnética

Free induction decay (FID)

Tissue	T1 (0.5 T) (ms)	T1 (1.5 T) (ms)	T2 (ms)
Adipose	210	260	80
Liver	350	500	40
Muscle	550	870	45
White matter	500	780	90
Gray matter	650	920	100
Cerebrospinal fluid	1800	2400	160

After Sprawls, P Jr: Physical Principles of Medical Imaging. Rockville, MD: Aspen, 1987 (Table 27-1).

Resonancia Magnética

Relajación spin-lattice

T_1 depende del campo magnético y el tipo de tejido:

Moléculas grandes con poco movimiento y cercano a la frecuencia de resonancia absorben muy bien la energía de los dipolos excitados (T_1 corto). Ejemplos:

La grasa (moléculas grandes con poca energía inherente) y el agua unida a la superficie de las proteínas.

Moléculas ligeras y pequeñas, con poca inercia, no son eficientes para absorber la energía de excitación (T_1 largo). Ejemplos:

El agua libre, urea, fluidos amniótico y cerebroespinal y otras soluciones salinas. A mayor proporción de agua libre en el tejido, mayor valor de T_1 .

Los átomos de sólidos y macromoléculas rígidas son los menos efectivos para absorber la energía de excitación (T_1 muy largo).

Ejemplos:

Huesos compactos, dientes y cálculos.

Resonancia Magnética

Relajación spin-spin

T_2 depende de:

Las variaciones del campo magnético B cercano producido por los protones vecinos.

Esta variación local es mayor en sólidos y macromoléculas rígidas.

Huesos compactos, dientes y cálculos tienen un T_2 muy corto.

Las moléculas ligeras tienen un movimiento térmico rápido que suaviza las variaciones del campo local.

El agua libre, urea, fluidos amniótico y cerebroespinal y otras soluciones salinas tienen un T_2 largo. A mayor proporción de agua libre en el tejido, mayor valor de T_2 .

Las moléculas grandes y con poco movimiento aumentan el efecto de la variación local (T_2 corto). Ejemplos:

El agua unida a la superficie de las proteínas y la grasa.

Resonancia Magnética

Interacción con los tejidos

T_2 es siempre más corto que T_1

T_2 no se ve afectado por el campo magnético

T_1 se incrementa con la intensidad del campo magnético

Los tejidos anormales suelen tener un mayor PD, T_1 y T_2 que los tejidos sanos, debido al incremento en su contenido de agua o vascularidad

T_1 y T_2 tienen un rango de variación mayor entre distintos tejidos que PD

El rango de valores de T_1 y T_2 para los tejidos cerebrales es mucho más amplio que la variación de números CT, lo que mejora la capacidad de la RMI sobre el TAC para resolver el contraste en tejidos blandos.

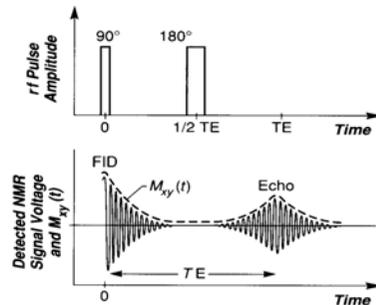
Resonancia Magnética

Interacción con los tejidos

T_2 no se puede medir directamente, sino que se mide T_2^* .

Es un tiempo más corto debido a la no-homogeneidad de B por las imperfecciones del imán permanente.

Se puede calcular el valor real de T_2 aplicando una secuencia de pulsos de señales de RF conocida como secuencia *spin-echo*.



ejemplos de secuencias:

<http://www.bjopg.se/SpinDemo/SpinDemo.html>

Imágenes por RM

Codificación espacial

Para obtener una imagen, se analizan las señales emitidas por el paciente en función de su amplitud, frecuencia y fase y se transforman al dominio de Fourier para crear los píxeles de la imagen.

Se usan gradientes magnéticos para localizar la señal de RM

Esta señal se codifica a distintas frecuencias mediante gradientes de fase y de frecuencia

Procesos necesarios:

Selección del corte (gradiente Z)

Codificación en fase (gradiente Y)

Codificación en frecuencia (gradiente X)

Estos procesos se realizan mediante una **secuencia** que consiste en una sucesión de pulsos de RF determinados.

Imágenes por RM

Codificación espacial

Selección de corte

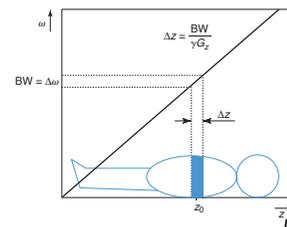
Se aplica un gradiente magnético en el eje Z

Las frecuencias de resonancia son proporcionales al gradiente

Se aplica una señal de RF que contiene un rango estrecho de frecuencias

Sólo los protones de un corte fino del paciente, cuyas frecuencias de resonancia coinciden con la señal de RF, se excitarán y producirán señal

Los distintos cortes se seleccionan variando la frecuencia central del pulso, y su grosor variando el ancho de la señal de RF o el gradiente



simulación:

<http://www.bjopg.se/SliceSelect/Slice2.html>

Imágenes por RM

Codificación espacial

Selección de corte

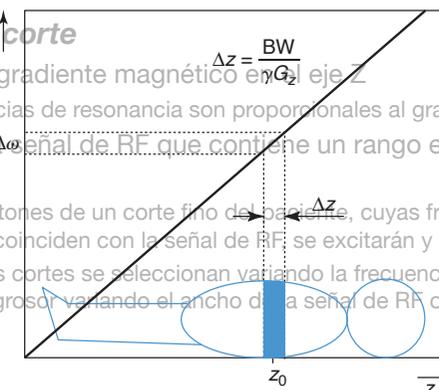
Se aplica un gradiente magnético en el eje Z

Las frecuencias de resonancia son proporcionales al gradiente

Se aplica una señal de RF que contiene un rango estrecho de frecuencias

Sólo los protones de un corte fino del paciente, cuyas frecuencias de resonancia coinciden con la señal de RF, se excitarán y producirán señal

Los distintos cortes se seleccionan variando la frecuencia central del pulso, y su grosor variando el ancho de la señal de RF o el gradiente



simulación:

<http://www.bjopg.se/SliceSelect/Slice2.html>

Imágenes por RM

Codificación espacial

Codificación en fase

En un eje distinto al eje que define el corte (normalmente Y), se aplica un gradiente magnético que produce un cambio de fase en la señal proporcional a la posición en Y. Este desfase se va incrementando secuencialmente en cada pulso durante n pulsos.

Codificación en frecuencia

A la hora de leer cada pulso, se aplica otro gradiente en el eje perpendicular (eje X). La frecuencia de resonancia emitida es proporcional a la posición en X.

Imágenes por RM

Codificación espacial

Reconstrucción de la imagen

Las señales medidas van rellenando una matriz de datos codificada en frecuencia y fase (espacio K).

Al terminar la secuencia después de realizar n pulsos, la matriz en el espacio K se convierte en matriz de imagen mediante una transformada de Fourier.

Imágenes por RM

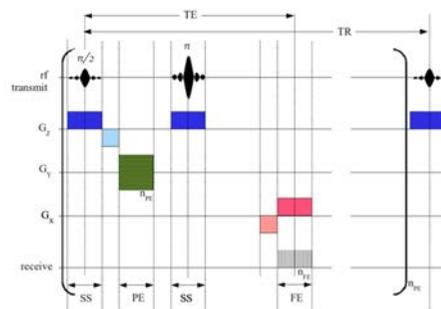
Secuencia de codificación espacial (SE)

Cada corte del paciente se analiza con una secuencia de pulsos de gradiente.

Un gradiente en Z define el corte. Se aplica al mismo tiempo que los pulsos de RF (SS).

Un gradiente ortogonal (en Y) codifica en fase entre los pulsos de RF de 90° y 180° (PE).

Un tercer gradiente ortogonal a los otros (en X) codifica en frecuencia mientras se mide la señal (FE).



Imágenes por RM

Secuencia de codificación espacial (SE)

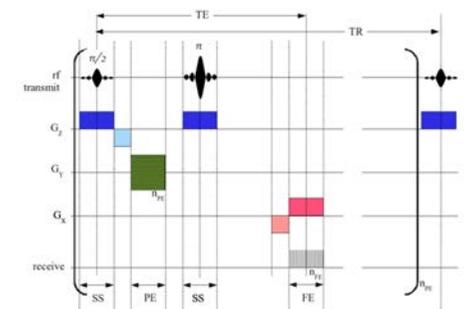
Cada corte del paciente se analiza con una secuencia de pulsos de gradiente.

Un gradiente en Z define el corte. Se aplica al mismo tiempo que los pulsos de RF (SS).

Un gradiente ortogonal (en Y) codifica en fase entre los pulsos de RF de 90° y 180° (PE).

Un tercer gradiente ortogonal a los otros (en X) codifica en frecuencia mientras se mide la señal (FE).

La secuencia se repite n veces para las distintas fases.



Imágenes por RM

Secuencia de codificación espacial (SE)

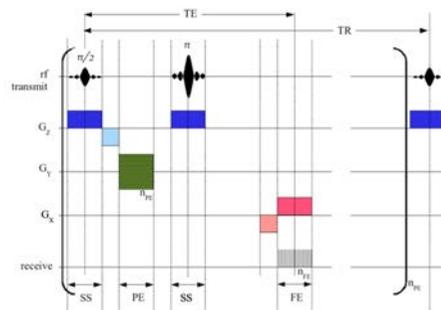
Cada corte del paciente se analiza con una secuencia de pulsos de gradiente.

Un gradiente en Z define el corte. Se aplica al mismo tiempo que los pulsos de RF (SS).
Un gradiente ortogonal (en Y) codifica en fase entre los pulsos de RF de 90° y 180° (PE).
Un tercer gradiente ortogonal a los otros (en X) codifica en frecuencia mientras se mide la señal (FE).

La secuencia se repite n veces para las distintas fases.

Toda la secuencia se repite N_{ex} veces para reducir el ruido

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]



Joan Vila Francés

Imágenes por RM

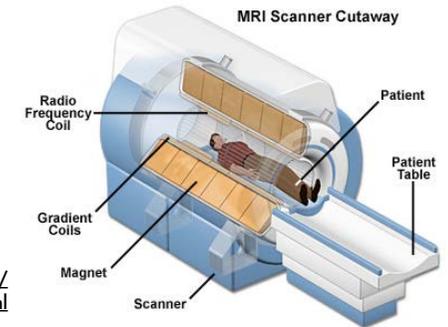
Instrumentación

El equipo está formado por:

un núcleo magnético principal

un conjunto de bobinas para generar los gradientes

un conjunto de bobinas para emitir y recibir las señales de RF
la electrónica asociada



<http://www.magnet.fsu.edu/education/tutorials/magnetacademy/mri/fullarticle.html>

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Imágenes por RM

Instrumentación

Imán principal:

Un imán permanente, formado por dos polos planos de metal magnetizado (hasta 0.3T)

Un electroimán resistivo (hasta 0.5T)

Un electroimán superconductor (hasta 7T)

Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Imágenes por RM

Instrumentación

Bobinas:

Las bobinas de *shim*, alimentadas en DC, se usan para ajustar la uniformidad del campo magnético principal.

Tres conjuntos de bobinas de gradiente, alimentadas en DC, generan un gradiente magnético en cada eje (unos 20mT/m).

Bobinas de RF (transmisión/recepción). Se sintonizan a la frecuencia de resonancia. Tipos:

de cuerpo: transmite los pulsos de RF

de cabeza: se pone en un casco y transmite y recibe las señales de la cabeza

locales o de **superficie:** se ponen lo más cerca posible de la superficie para recibir con más sensibilidad la señal

Bobinas en **phase array:** múltiples antenas que se combinan para mejorar la transmisión / sensibilidad de recepción

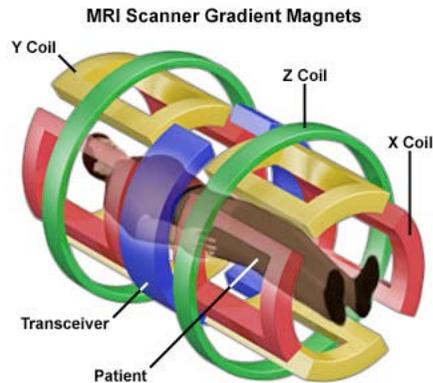
Diagnóstico por la imagen [SIM – Máster IB]

Joan Vila Francés

Imágenes por RM

Instrumentación

Bobinas:



<http://www.magnet.fsu.edu/education/tutorials/magnetacademy/mri/fullarticle.html>

Calidad en imágenes por RM

Relación señal-ruido

El ruido en RM procede de:

Paciente: el movimiento térmico del hidrógeno en el paciente produce un ruido blanco de fondo

Escáner: los circuitos de lectura tienen ruido electrónico

Entorno: interferencias de RF

Se puede mejorar la SNR:

Incrementando la señal

incrementando el tamaño de vóxel

decrementando el tiempo TE

incrementando el tiempo TR

Reduciendo el ruido

incrementando N_{ex} (n° de excitaciones)

reduciendo el ancho de banda del receptor

posicionando las bobinas más cerca del paciente

Calidad en imágenes por RM

Contraste

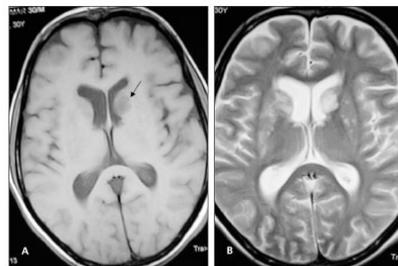
El contraste es la diferencia en SNR entre tejidos adyacentes.

Se mejora:

usando técnicas de ponderación en PD, T_1 o T_2 , según el tejido a resaltar

resaltar

usando agentes de contraste paramagnéticos



imágenes ponderadas en T_1 (izq.) y T_2 (dcha.) de un cerebro

Calidad en imágenes por RM

Contraste

Ponderación en PD, T_1 o T_2

se ajusta según los valores del tiempo de repetición TR y de eco TE

Tipo	TR	TE
ponderada en T_1	largo	corto
ponderada en T_2	corto	corto
ponderada en PD	largo	largo

Calidad en imágenes por RM

Resolución espacial

La resolución de imagen viene dada por el tamaño de vóxel.

Se controla mediante el tamaño de matriz de codificaciones y el grosor del corte.

Es inversamente proporcional al SNR.

Calidad en imágenes por RM

Tiempo de exploración

El tiempo de exploración depende del tiempo TR , el número de codificaciones de fases de la matriz K y el número de excitaciones (N_{ex}).

Reducción de TR :

Reduce el SNR

Reduce el número de cortes por adquisición

Aumenta la ponderación en T_1

Reducción de la matriz de fases:

Reduce la resolución

Reducción de N_{ex} :

Reduce el SNR

Decrementa las aberraciones por movimiento