

PRINCIPIOS BÁSICOS DE RM: LO QUE TODO RADIÓLOGO DEBE CONOCER PARA SU PRÁCTICA DIARIA

Tipo: Presentación Electrónica Educativa

Autores: Sonia Claret Loaiza, Victor Federico Cáceres Filippon

Objetivos Docentes

Nuestro objetivo es facilitar la comprensión de los conceptos técnicos de la RM, exponiéndolos de una manera sencilla, centrándonos en su aplicación a la práctica diaria.

Comenzaremos, por tanto, por los principios físicos más elementales, continuando con la exposición de las secuencias más habituales en nuestro día a día:

- Introducción
- Fenómeno de resonancia
 - Excitación
 - Relajación
- Contraste entre tejidos
- El eco. Secuencias espín eco y eco de gradiente
- Opciones que modifican el contraste entre tejidos
 - Secuencias inversión-recuperación
 - Técnicas de saturación selectiva de la grasa
 - Fenómeno de desplazamiento químico. Fase/fase opuesta
- Opciones que aumentan la rapidez de las secuencias
- Contraste paramagnético: gadolinio
- Difusión
- Últimas consideraciones: productos de degradación de la hemoglobina

Revisión del tema

INTRODUCCIÓN

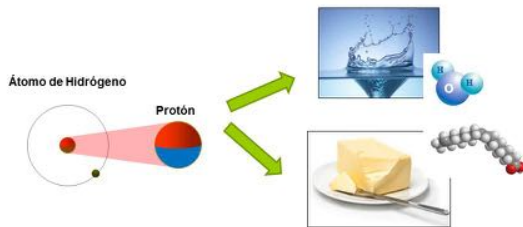
Las imágenes que obtenemos por RM son el resultado de la señal que emiten los **protones**. De todos los **elementos** que componen nuestro organismo, sólo aquellos que presenten un **número impar de protones** tendrán la capacidad de emitir señal, y de éstos el átomo de hidrógeno es el que más abunda

con diferencia.

Este átomo de hidrógeno lo vamos a encontrar principalmente de dos formas: unido a un átomo de oxígeno formando el agua, o unido a átomos de carbono constituyendo la grasa.

1. Un poco de física...

- Las imágenes obtenidas por RM se basan en la señal emitida por los **protones**.
- El protón es el núcleo del átomo de **hidrógeno**, elemento que abunda en gran cantidad en el cuerpo.



Idea clave:

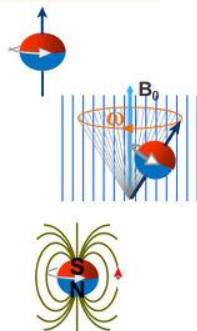
Las imágenes de RM van a ser el resultado de la señal que emiten los protones de los átomos de hidrógeno que forman parte del agua y de la grasa.

El protón presenta carga eléctrica, lo cual le va a conferir de dos tipos de movimientos:

- *Momento magnético o spin*, que consiste en el giro que realiza el protón sobre su propio eje.
- Movimiento de *precesión*, que se define como el giro que realiza el protón alrededor del eje del campo magnético externo donde lo situemos.

1. Un poco de física...

- El protón presenta carga eléctrica
 - giro espontáneo sobre su propio eje (momento magnético angular o **spin**).
- Además, giran alrededor del eje del campo magnético externo
 - **precesión**.
 - Exclusiva de cada elemento.
 - Depende de la intensidad del campo magnético.
- Campo magnético propio (se comportan como un **imán**).



La precesión va a mostrar dos particularidades:

- Es exclusiva de cada elemento.
- Es directamente proporcional al campo magnético externo.

En ausencia de campo magnético los protones se van a situar al azar y todos con la misma energía. Si los introducimos en el seno de un campo magnético externo estos protones se van a alinear, adoptando dos

orientaciones:

- Unos se alinearán a favor del campo, son los protones que llamaremos en paralelo (situación de baja energía).
 - Otros se alinearán en contra del campo, son los protones en antiparalelo (situación de alta energía).
- Como es lógico pensar es más fácil alinearse a favor del campo que en contra, por lo que existirá un ligero predominio de los protones en paralelo con respecto a los antiparalelo.

1. Un poco de física...

□ En ausencia de campo magnético: protones orientados al azar y con la misma energía.

□ Ante un campo magnético externo se **alinean** en el sentido del mismo, unos **a favor** (posición de menor energía) y otros **en contra** (posición de mayor energía), predominando los primeros.

Ideas clave:

Los protones de los átomos de H⁺, debido a su carga eléctrica, van a presentar dos movimientos, un giro sobre su propio eje (spín) y otro giro alrededor del campo magnético externo donde los situemos (precesión).

En el seno de un campo magnético los protones se alinean, existiendo un ligero predominio de los protones a favor del campo con respecto a los que se orientan en contra.

FENÓMENO DE RESONANCIA

La resonancia se consigue aplicando una onda electromagnética cuya frecuencia coincida con la frecuencia de precesión del protón que queramos excitar. Dicha frecuencia de precesión o de Larmor podemos calcularla mediante la siguiente fórmula:

$$w = g \cdot B_0$$

w : frecuencia de precesión

g : constante giro-magnética (dependiente del átomo en cuestión)

B₀ : intensidad del campo magnético externo

1. Excitación

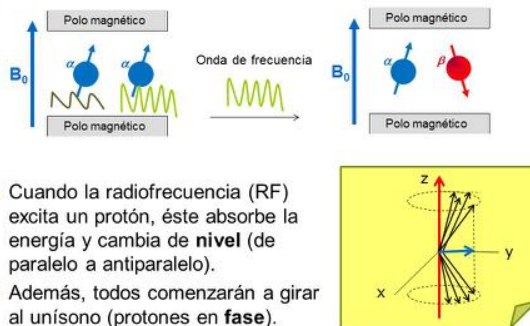
Pongamos un ejemplo: supongamos que tenemos dos protones de dos átomos de H⁺ que se encuentran en entornos moleculares distintos, es decir, uno en el agua y otro en la grasa, en el interior de un campo magnético externo. Estos protones van a estar alineados a favor del campo y, debido a sus entornos moleculares, sus frecuencias de precesión van a ser algo diferentes (digamos que “van a girar a velocidades algo distintas”).

¿Qué ocurre cuando emitimos una onda de radio cuya frecuencia es la misma que la frecuencia de precesión de uno de los dos protones de nuestro ejemplo? Pues que este protón va a absorber esa energía, y esto va a implicar dos cosas:

- Va a cambiar de orientación.

- Todos aquellos protones con la misma frecuencia de precesión que se han excitado por nuestra onda de radio van a comenzar a girar al unísono o en tiempo (si suponemos que los protones son como relojes, en situación de reposo estos marcan horas diferentes; cuando los protones se excitan estos sincronizan sus “manillas” y “marcan la misma hora”). Es lo que se conoce como *protones en fase*.

2. Excitación



Si representáramos esto de forma vectorial, y explicado de manera sencilla, tendríamos que:

- Antes de la excitación existe un predominio de vectores (correspondientes a los ejes de los protones) en paralelo, y por lo tanto, el vector resultante (en azul) se “dibujará” sobre el eje z o eje longitudinal.
- Una vez excitados una serie de protones, estos van a cambiar su orientación hacia antiparalelo, de manera que en este caso, el vector resultante se localizará sobre el eje xy o eje transversal, sufriendo una angulación de 90° con respecto a la situación de “reposo”.

2. Relajación

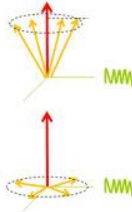
Al finalizar nuestra onda de radio, los protones excitados van a volver a su posición original liberando la energía absorbida también en forma de radio, aunque con unas características diferentes con respecto a nuestra onda, dependiendo del entorno molecular donde se sitúen dichos protones (por ejemplo, si emitimos un sonido dentro de una cueva, el eco que recibimos va a presentar unas características diferentes que dependerán de la amplitud de la cueva, la rugosidad de sus paredes, etc). Por ello, esta onda que recibimos nos dará información sobre el tejido donde se encuentra nuestro átomo de H⁺.

Existen dos componentes dentro de la relajación, inseparables en la práctica (ocurren al mismo tiempo) y que se corresponden con los ejes de orientación de los protones:

- Relajación longitudinal o T1 (eje z o “vertical”). Depende de las interacciones de los átomos de H⁺ con su entorno y es de mayor duración.
- Relajación transversal o T2 (eje xy u “horizontal”). Depende de las interacciones de los átomos de H⁺ entre sí y es de menor duración. Constituye el *desfase de los protones* (recordemos que con la excitación los protones se ponían en fase –giraban al unísono-, esta relajación implica que los protones comenzarán a girar a destiempo, tal y como lo hacían antes de ser excitados).

3. Relajación

- Al finalizar la RF el protón vuelve a su estado inicial, liberando la energía absorbida también en forma de onda de RF.
- Se compone de dos partes (vectores correspondientes con los ejes de orientación de los protones):
 - **Relajación longitudinal o T1** (depende de las interacciones del átomo con su entorno). Es de mayor duración.
 - **Relajación transversal o T2** (depende de las interacciones de los átomos entre sí). Es el desfase de los protones, y el de menor duración.



Ideas clave:

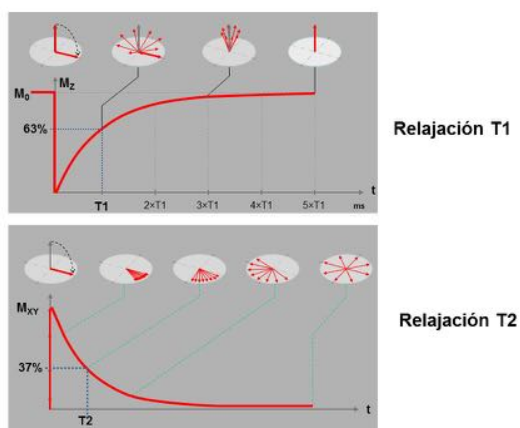
Cuando emitimos una onda de radio cuya frecuencia es idéntica a la frecuencia de precesión de una serie de protones, estos van a cambiar su orientación y van a comenzar a girar al unísono (puesta en fase). Este es el fenómeno de resonancia.

En la relajación (componente longitudinal o T1 + componente transversal o T2) estos protones van a liberar la energía también en forma de onda electromagnética (con unas características específicas en función del entorno molecular donde se encuentren), que es la que utilizaremos para formar nuestra imagen de RM.

Si representamos los dos componentes de la relajación de forma gráfica, tenemos:

Hemos visto que cuando una serie de átomos de H⁺ se excitan, el vector resultante cambia de estar en el eje z al eje xy. Debido a que nuestra referencia en la relajación T1 es el eje z, en un primer momento partiremos desde un valor 0 (todo el vector está en el eje transversal, y no suma nada en el longitudinal). Esto hace que en la imagen lo veamos “negro” (aquello que tiene valor 0 no emite señal). A medida que los átomos se relajan, sus vectores irán verticalizándose y, por lo tanto, se irán sumando (curva ascendente, y cada vez menos “negro” en la imagen) hasta que llegue un punto en el que el vector resultante únicamente se encuentre en el eje longitudinal, alcanzando el valor máximo de intensidad de señal (“blanco” en la imagen).

Se define tiempo T1 como el tiempo transcurrido cuando se alcanza una magnetización longitudinal del 63%.



En el caso de la relajación T2, nuestra referencia es el eje transversal o xy, y por tanto, como el vector

resultante tras la excitación se “coloca” en este eje, comenzaremos la relajación con el valor máximo (lo veremos “blanco” en la imagen). A medida que transcurre el tiempo, los vectores se irán separando y sumando menos, por lo que la curva de relajación será descendente y cada vez se emitirá menos intensidad de señal (más “negro” en la imagen). Al final de la relajación, los vectores se encontrarán enfrentados y por tanto se anularán entre sí: esto implica un valor 0 y ninguna emisión de señal (“negro” en imagen).

Se define tiempo T2 como el tiempo que ha transcurrido cuando la magnetización transversal ha decrecido un 37% de la inicial.

Idea clave:

La relajación T1 adopta una curva ascendente (los vectores se van sumando a medida que se verticalizan), mientras que la relajación T2 tiene morfología de curva descendente (los vectores se van separando –desfase de los protones- hasta que se enfrentan y se anulan).

CONTRASTE ENTRE TEJIDOS

De la señal que obtenemos de la relajación de los protones se va a confeccionar una escala de grises de manera que:

- Aquellos tejidos que emitan mucha intensidad de señal serán hiperintensos (“blanco”).
- Aquellos que emitan menos intensidad de señal serán de intensidad intermedia (“gris claro”). Es mejor decir de intensidad intermedia (parámetro absoluto) que isointenso (parámetro relativo, ¿isointenso con respecto a qué?).
- Aquellos que emitan poca intensidad de señal serán hipointensos (“gris oscuro”).
- Aquellos que no emitan nada lo veremos “negro”.

La intensidad de señal que emiten los tejidos va a depender, entre otros factores, de la relajación T1 y T2 de los átomos de H⁺ que los conforman (y esto, a su vez, de la facilidad con la que estos átomos interaccionen).

Supongamos que tenemos dos tipos de elementos: la grasa y el agua.

- En la grasa, los átomos de H⁺ van a estar muy pegados, y por lo tanto a un protón le va a ser fácil ceder su energía al que tiene próximo, esto va a implicar que la relajación T1 y T2 serán rápidas (tiempo T1 y T2 cortos, de menos de 300 ms).
- En el líquido, sin embargo, los átomos están separados y en continuo movimiento, por lo que a un protón le será difícil encontrar a otro a quien cederle su energía. Esto se traduce en una relajación T1 y T2 lentas (tiempo T1 y T2 largos, de 2-3 seg).

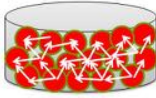
¿Y esto que traducción tiene en nuestra imagen de RM?

Si analizamos cada componente de la relajación por separado nos encontramos que:

4. Contraste entre tejidos

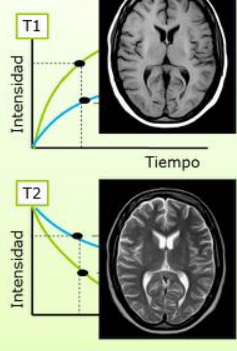
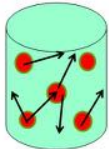
Sólidos: más fácil intercambiar energía

T1 y T2 cortos



Líquidos: más difícil intercambiar energía

T1 y T2 largos



La grasa (línea verde) tiene un T1 corto (curva ascendente con mucha pendiente), por lo que emite más intensidad de señal.

El líquido (línea azul) tiene un T1 largo (curva con menos pendiente), por lo que emite menos señal.
EN IMÁGENES POTENCIADAS EN T1 LA GRASA ES HIPERINTENSA Y EL LÍQUIDO ES HIPOINTENSO.

El agua tiene un T2 largo (curva con menos pendiente) y, por ello, en este caso emite más intensidad de señal (porque en este caso la curva es descendente).

La grasa tiene un T2 corto (curva con mucha pendiente), y por ello emite menos intensidad de señal.
EN IMÁGENES POTENCIADAS EN T2, EL LÍQUIDO ES HIPERINTENSO Y LA GRASA HIPOINTENSA (en las secuencias actuales lo vemos como intensidad intermedia debido al uso del multieco -FSE-, que no permite la recuperación completa del vector).

Idea clave:

La grasa (átomos de H⁺ muy juntos) presenta tiempos de relajación T1 y T2 cortos, mientras que el agua (átomos muy separados) presenta tiempos largos.

EL ECO. SECUENCIAS SPÍN ECO Y ECO DE GRADIENTE.

Si emitimos una sola onda de radiofrecuencia, la señal que recibamos va a decaer a gran velocidad (es lo que conocemos como caída de la inducción libre o FID) y además, estará muy influenciada por la falta de homogeneidad del campo magnético externo.

¿Cómo solucionar esto? Emitiendo una o varias ondas electromagnéticas que sean eco de la primera, con el objetivo de volver a poner a los protones en fase.

Dependiendo de cómo lo hagamos, obtendremos dos tipos de secuencias: las secuencias spin eco y las secuencias eco de gradiente.

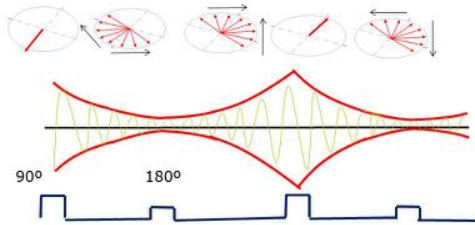
1. Secuencias spin eco.

En este tipo de secuencias, tras el primer impulso de 90°, la nueva puesta en fase la haremos emitiendo un segundo impulso de 180°, de manera que conseguimos una imagen especular del desfase de los protones.

6. Secuencias spin eco

- Tras un impulso inicial de 90° , la nueva puesta en fase se obtiene mediante un impulso de RF de 180°

→ imagen en espejo del desfase de los protones



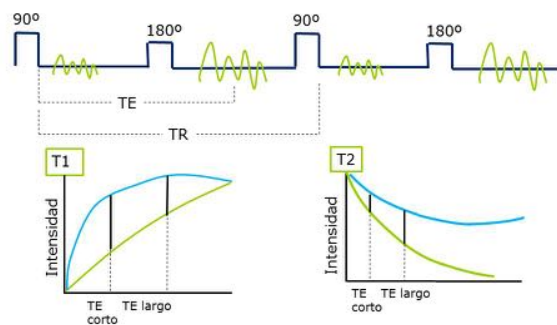
Si representamos mediante un esquema temporal la sucesión de impulsos (a modo de ECG) vemos que existen dos tiempos, el tiempo de eco y el tiempo de repetición.

- **Tiempo de eco (TE):** es el tiempo que transcurre entre la primera onda de 90° y la señal que recibimos.
- **Tiempo de repetición (TR):** es el tiempo que transcurre entre una onda de 90° y la siguiente onda de 90° .

La importancia de conocer estos tiempo radica en que, en función de si escogemos TE y TR cortos o largos, vamos a obtener secuencias potenciadas en T1, en T2 o secuencias mixtas (DP).

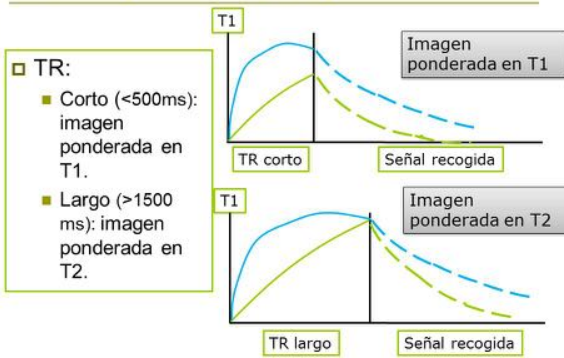
- Así, si nos centramos en la relajación T1 vemos que si escogemos un TE corto (<30 ms) la diferencia de contraste entre la grasa y el agua va a ser mayor que si elegimos un TE largo.
- Si nos centramos en la relajación T2 vemos que ocurre lo contrario, es con el TE largo (>80 ms) donde obtenemos mayor contraste entre tejidos.

7. Tiempo de eco y repetición



- Por otro lado, un TR corto (< 500 ms) nos va a permitir obtener una señal con mayor contraste entre tejidos.
- Sin embargo, al escoger un TR largo (>1500 ms) tendremos una relajación T1 completa de los tejidos, y por lo tanto la señal que recojamos va a presentar un menor contraste. Si no presenta componente T1 tendrá componente T2.

7. Tiempo de eco y repetición



Idea clave:

TE y TR cortos: imagen potenciada en T1.

TE y TR largos: imagen potenciada en T2.

TE corto y TR largo: imagen mixta o DP.

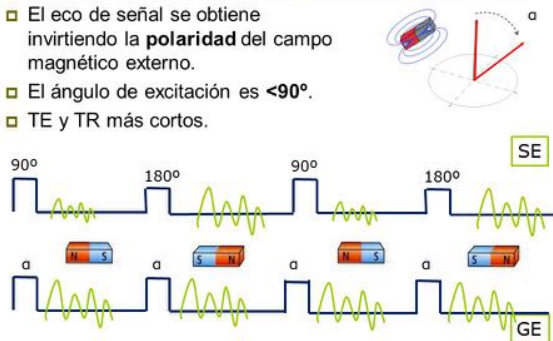
2. Secuencias eco de gradiente.

En este caso, la puesta en fase de los protones se consigue invirtiendo la polaridad del campo magnético externo (la máquina de RM presenta varios imanes que al ir cambiando su polaridad influirán en los protones para que cambien su orientación).

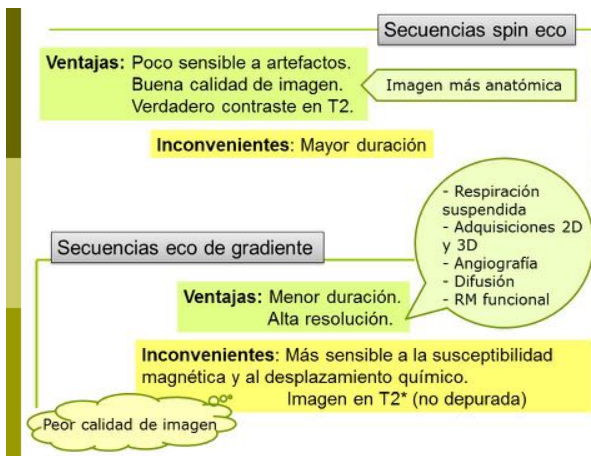
El ángulo de excitación, que hemos visto que era de 90° para las secuencias SE, ahora puede ser menor (ángulo), lo que implica una mayor rapidez de la secuencia (TE y TR más cortos).

8. Secuencia eco de gradiente

- El eco de señal se obtiene invirtiendo la **polaridad** del campo magnético externo.
- El ángulo de excitación es $<90^\circ$.
- TE y TR más cortos.



En resumen, si comparamos ambos tipos de secuencias tenemos que:



Existen excepciones en cuanto a la “mala calidad” de imagen de las secuencias eco de gradiente, como por ejemplo la secuencia FIESTA, que es un eco de gradiente con una gran definición anatómica de la imagen, la utilizamos para el estudio fundamentalmente de pares craneales (potencia la alta señal del LCR a nivel de cisternas basales sobre el resto del estudio, que presenta baja intensidad de señal).

Idea clave:

Dos tipos de secuencias:

- **Spin eco (SE): mayor duración aunque normalmente imágenes más anatómicas.**
- **Eco de gradiente (GE): más cortas, alta resolución (muchos contraste entre tejidos), aunque generalmente imágenes menos anatómicas.**

OPCIONES QUE MODIFICAN EL CONTRASTE ENTRE TEJIDOS.

- Secuencias inversión-recuperación (STIR, FLAIR).
- Opciones que permiten una saturación selectiva de la grasa (fat-sat, SPIR).
- Técnicas que utilizan el fenómeno de desplazamiento químico (fase/fase opuesta).

Secuencias inversión-recuperación.

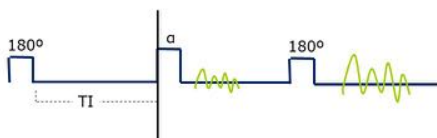
Consiste en emitir una onda de 180° antes de comenzar la secuencia normal, lo cual aumenta la duración de la misma pero al mismo tiempo incrementa la potencia de la señal obtenida y permite anular a voluntad determinados tejidos, con lo que aumentamos el contraste.

Secuencias inversión-recuperación

- Impulso inicial de 180° antes de comenzar con la secuencia



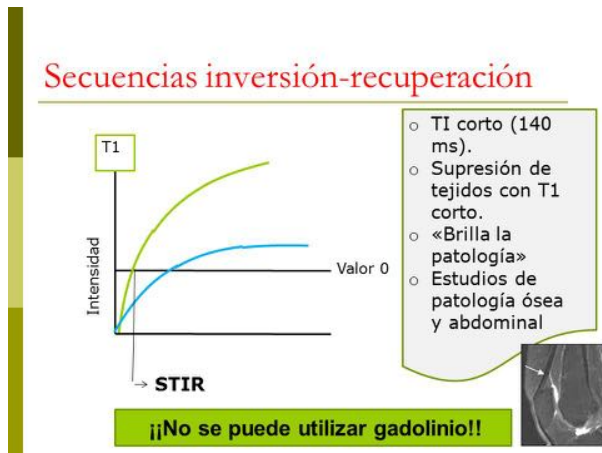
- Prolonga la duración de la secuencia.
- Aumenta la señal.
- Permite anular a voluntad la señal de determinados tejidos (> el contraste).



El tiempo de inversión (TI) es el tiempo que transcurre entre la primera onda de 180° y el comienzo de la secuencia. Dependiendo del TI que escojamos anularemos uno u otro tejido.

STIR.

Al emitir la onda de 180°, tanto la grasa (línea verde) como el agua (línea azul) van a empezar a relajarse desde valores negativos. Si comenzamos la secuencia en el momento en el que la grasa está pasando por el valor 0, obtendremos una secuencia STIR.



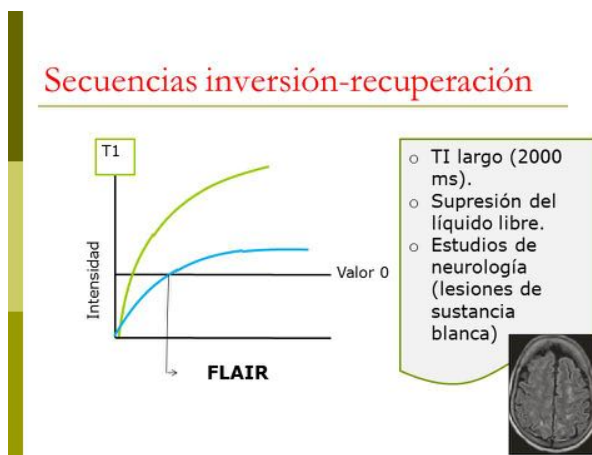
El STIR se obtiene con TI cortos (140 ms) y nos permite anular todos aquellos tejidos con un T1 corto, de tal manera que se suele decir que nos “brilla la patología”, ya que en estructuras patológicas suele haber edema, y el agua es lo único que nos daría alta señal en esta secuencia.

Se utiliza especialmente en estudios de abdomen y músculo-esquelético.

Especial consideración hay que tener con el empleo de gadolinio, puesto que el contraste va a acortar el T1 de los tejidos (y ya hemos dicho que en el STIR se anulan todos los tejidos con T1 corto).

FLAIR

Si comenzamos la secuencia en el momento en el que es el agua el que está pasando por el valor 0, conseguiremos una secuencia FLAIR.



El FLAIR se obtiene con TI largos (2000 ms) y nos permite suprimir el líquido libre.

Lo utilizaremos fundamentalmente en neurología para el estudio de las lesiones de la sustancia blanca.

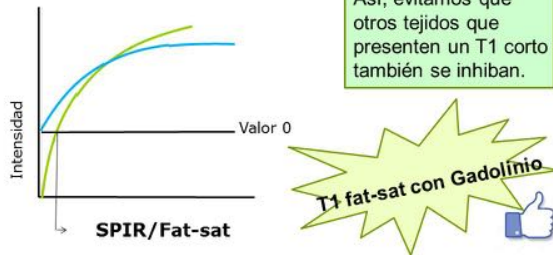
Técnicas de saturación selectiva de la grasa.

En esta ocasión, se emite una onda de 180° cuya frecuencia sólo coincide con la frecuencia de precesión

del átomo de H⁺ de la grasa, de manera que es el único tejido que se suprime.
Si comenzamos la secuencia en el momento en el que la grasa está pasando por el valor 0 obtenemos las secuencias con fat-sat o SPIR.

Saturación selectiva de la grasa

- Se emite una onda de radio de 180° cuya frecuencia sólo coincida con la frecuencia de precesión de la grasa.



De esta manera evitamos que otros tejidos que presenten un T1 corto similar a la grasa se anulen. Aquí si podemos utilizar el gadolinio, siendo la secuencia más empleada el **T1 fat-sat con gadolinio**.

Ideas clave:

Las secuencias inversión-recuperación invierten la relajación de todos los tejidos. Si elegimos un TI corto, anularemos la grasa, pero también todos aquellos tejidos con T1 corto. Si elegimos un TI largo suprimiremos el agua libre (estudios de neurología).

El fat-sat/SPIR suprime de forma selectiva la grasa (si podemos usar el gadolinio).

Fenómeno de desplazamiento químico. Fase/Fase opuesta.

Los protones de H⁺ que están formando parte de la grasa y del agua presentan una frecuencia de precesión algo diferente debido a sus entornos moleculares (los átomos del agua “giran” más rápido que lo de la grasa).

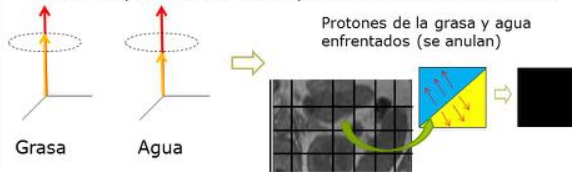
A determinados tiempo de eco (2.4 ms, 6.6 ms, etc) los vectores de ambos tejidos se encontrarán enfrentados (es lo que utilizamos en la FASE OPUESTA), mientras que a otros tiempos de eco (4.4 ms, 8.8 ms, etc) se encontrarán en fase (es lo que utilizamos en la FASE).

FASE OPUESTA.

En el momento en el que los vectores de ambos tejidos se encuentran enfrentados, estos vectores se anulan. Esto implica que, si tomamos una imagen, la dividimos en unidades o voxels y elegimos un voxel donde existe parte de agua (órgano) y parte de grasa (mesenterio) veremos que los vectores al anularse no emiten señal, y por lo tanto ese voxel lo veremos negro. Esto explica la línea negra que aparece rodeando los órganos en la fase opuesta.

Fenómeno de desplazamiento químico

- Los protones de H⁺ del agua y la grasa presentan una frecuencia de precesión algo diferente a causa de sus entornos moleculares.
- A determinados TE (4.4 ms, 8.8 ms, etc) los vectores de ambos tejidos se encontrarán en fase, mientras que a otros TE (2.4 ms, 6.6 ms, etc) se encontrarán enfrentados.

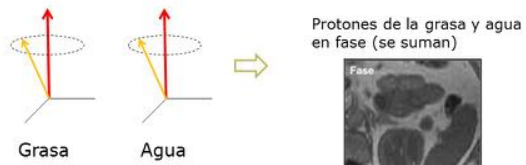


FASE.

Cuando coinciden ambos vectores en el mismo lugar y momento, estos se suman, lo que se traduce en una mayor intensidad de señal en la imagen.

Fenómeno de desplazamiento químico

- Los protones de H⁺ del agua y la grasa presentan una frecuencia de precesión algo diferente a causa de sus entornos moleculares.
- A determinados TE (4.4 ms, 8.8 ms, etc) los vectores de ambos tejidos se encontrarán en fase, mientras que a otros TE (2.4 ms, 6.6 ms, etc) se encontrarán enfrentados.



TÉCNICA FASE/FASE OPUESTA.

Con esta técnica no anulamos la grasa, sino que detectamos aquellos voxels donde existe una mezcla de agua y grasa. ¿Y esto qué utilidad tiene? Pongamos un ejemplo:

Supongamos que tenemos un paciente un adenocarcinoma de colon en el que se descubre un nódulo en una glándula suprarrenal. Podemos pensar ¿es una metástasis o un adenoma?

Como vemos, el nódulo cae de señal en la fase opuesta, lo que significa que tiene una mezcla de agua y grasa. Sabemos que el adenoma presenta grasa intracitoplasmática, mientras que las metástasis no.

Secuencia Fase/Fase opuesta

- Esta técnica no anula la grasa, sino que detecta aquellos voxels (unidad de volumen) en los que hay una **mezcla de agua y grasa**.



Paciente con ADC de colon en el que se detecta un nódulo suprarenal:

¿Adenoma o MTS??

Las lesiones puramente grasas como los lipomas no presentarán caída de señal en fase opuesta, únicamente presentarán un artefacto de cancelación en su borde.

Idea clave:

La fase/fase opuesta detecta los voxels con mezcla de agua y grasa (cae la señal en fase opuesta).

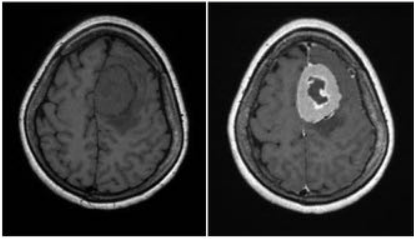
OPCIONES QUE AUMENTAN LA RAPIDEZ DE LAS SECUENCIAS

- Tren de eco: secuencia multieco (**FSE, TSE**).
- Single Shot (**SSh**): en un solo TR se completa toda la imagen.
- Eco planar: tren de eco aplicado a secuencia eco de gradiente (**GRE-EPI, IR-EPI, etc**).
- Restauración rápida de la magnetización: para secuencias T2, forzamos a la magnetización mediante un impulso de RF adecuado (**FRFGE, drive restore**).
- Antenas con varios receptores y técnicas de cálculos para la reconstrucción de la imagen (imágenes en paralelo: **SENSE**).
- Recogida de un semiplano de Fourier (**HASTE, HalfScan**).

CONTRASTE PARAMAGNÉTICO: GADOLINIO

El gadolinio es una sustancia que produce pequeños campos magnéticos locales acortando así el tiempo de relajación T1 de los tejidos cercanos que se ven afectados por el mismo, tales como vasos, hipófisis, etc, o tejidos anormales por daño de la barrera hematoencefálica o hematotisular (especialmente tumores). En este sentido, se dice que estos tejidos **realzan** tras la administración de contraste, es decir, experimentan un aumento de su intensidad de señal que contrasta con la emitida por los tejidos circundantes.

Contraste paramagnético: gadolinio



RM de cráneo sin y con contraste iv (gadolinio), donde observamos el intenso realce de una lesión frontal parasagital izquierda con un área de necrosis central, en relación con meningioma. El realce refleja rotura de la barrera hemato-encefálica de los vasos anómalos tumorales, y no aumento de la vascularización en sí.

Como ya hemos expuesto previamente, el contraste debemos utilizarlo en secuencias ponderadas en T1, ya sea con fat-sat (musculo-esquelético, abdomen) o sin él (neurorradiología). En cuanto al momento de emplearlo, puede realizarse al final del procedimiento (que es lo más habitual) o, en casos en los que el paciente no colabore y sea de máxima importancia el contraste, podemos realizarla antes del T2 y el FLAIR, pues no va a artefactuar de forma significativa la imagen obtenida con estas secuencias.

Idea clave:

Tras la administración de gadolinio, realzan (por acortamiento de la relajación T1) algunos tejidos de forma normal, y otros por daño de la barrera hematoencefálica o hematotisular (tumores especialmente). Se utiliza en secuencias T1 +/- fat-sat.

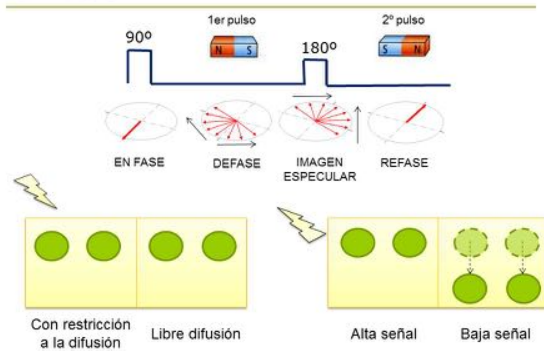
DIFUSIÓN

La secuencia de difusión se basa en la capacidad que tienen los protones, principalmente aquellos asociados a las moléculas de agua, para moverse o difundir a través de un entorno molecular, ya sea intracelular como extracelular o en el interior de los vasos sanguíneos.

En la práctica este movimiento va a estar limitado en mayor o menor medida por el tejido en el que se localicen estas moléculas, lo que supondrá un desplazamiento neto mucho menor que el esperado, conocido como coeficiente o imagen de difusión.

La representación de esta imagen de difusión se consigue aplicando un doble gradiente en una secuencia convencional de espín eco ponderada en T2. De esta forma, con la aplicación de un pulso de radiofrecuencia de 90° se logra que todas las moléculas contenidas en el interior de un vóxel presenten la misma fase. Posteriormente, y tras la aplicación del primer gradiente, se logra una rápida pérdida de fase de las moléculas de agua. La aplicación del segundo gradiente, tras el pulso de 180° , refasará solamente los protones que tengan la misma posición a la presentada previo al primer gradiente; al mismo tiempo, aquellas moléculas con gran movimiento presentarán una caída de su señal.

Difusión



En este caso el contraste de tejidos es similar al que habíamos descrito anteriormente: lo que permanezca en el mismo sitio emitirá un máximo de señal (“blanco” en la imagen) y lo que se mueva no emitirá nada de señal (“negro” en la imagen).

Valoración cualitativa

El grado de difusión también va a depender del valor o factor b , parámetro determinado por la magnitud y duración del gradiente aplicado y por el intervalo de tiempo existente entre los dos pulsos.

De esta forma, tanto un gradiente de larga duración como un intervalo largo entre dos pulsos van a dar lugar a un aumento de la potenciación en T2, con lo que en imagen lo veremos con una alta intensidad de señal sin que exista una verdadera restricción al movimiento. Esto es lo que conocemos como efecto residual T2 o contaminación T2. Para evitar esto, es necesario aplicar varios gradientes con distintos valores b , preferiblemente modificando la magnitud del campo.

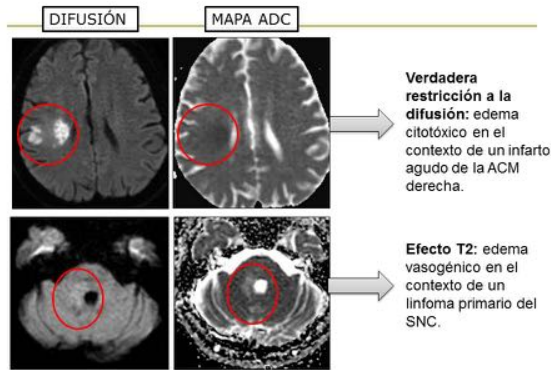
Así, un valor b bajo presenta poca sensibilidad a la restricción del movimiento, es decir, sólo presentarán caída de señal aquellas moléculas con libre movimiento (esto en la práctica no es así debido al efecto T2 de muchos de estos tejidos). Sin embargo, un valor b alto supondrá una caída de señal de todas aquellas moléculas que presentan restricción a la difusión, con mayor sensibilidad a medida que aumentemos el valor b .

Valoración cuantitativa

Para valorar cuantitativamente la difusión debemos recurrir al mapa ADC (coeficiente de difusión aparente). Este se obtiene tras un cálculo matemático que relaciona los datos de las imágenes obtenidas con un gradiente 0s/mm^2 y de aquellas con valores b mayores (50, 500 o 1000 s/mm^2), siendo necesario para la adquisición de este mapa ADC al menos dos valores b .

El mapa del ADC provee un contraste basado únicamente en las diferencias de la difusión del agua en los tejidos, sin contaminación por la relación T2.

Podríamos decir que el mapa ADC constituye el “negativo” de la imagen de difusión: así, cuando existe una verdadera restricción a la difusión lo veremos “blanco” en esta secuencia y “negro” en el mapa ADC; en aquellos casos de efecto T2, aparecerá “blanco” en difusión y “blanco” en el mapa ADC (no existe restricción al movimiento). De aquí se deriva la gran importancia de esta herramienta en casos como el infarto subagudo ó los quistes simples, que emitirán una alta señal en la secuencia de difusión por efecto T2.



Ideas clave:

La difusión refleja la capacidad de movimiento de los átomos de hidrógeno. En aquellos casos en los que esté dificultado o restringido (tumores, abscesos, infartos agudos), obtendremos una alta intensidad de señal del tejido/lesión en cuestión. No obstante, debemos corroborarlo con el mapa ADC, donde existirá una caída de señal.

El efecto T2 consiste en un aumento de la intensidad de señal tanto en difusión como en el mapa ADC, por lo que no estaríamos ante una verdadera restricción.

ÚLTIMAS CONSIDERACIONES: PRODUCTOS DE DEGRADACIÓN DE LA HEMOGLOBINA

El **hierro** produce una heterogeneidad del campo magnético, lo que se traduce en vacíos de señal en la imagen, sobre todo cuando utilizamos secuencias T2 en eco de gradiente (recordemos que eran más susceptibles a los artefactos). Esto tiene sus ventajas: sabemos que los productos crónicos de la degradación de la hemoglobina son sustancias paramagnéticas, por lo que en la imagen veremos la sangre crónica como vacíos de señal.

Últimas consideraciones...

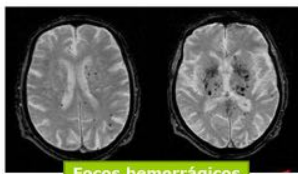
□ **Hierro:**

Heterogeneidad del campo magnético

Vacío de señal en la imagen final

Más en secuencias T2 y en eco de gradiente

Ventaja:



Los productos crónicos de la degradación de la hemoglobina son paramagnéticos

Idea clave:

Los productos de la degradación de la hemoglobina se manifiestan como caídas de señal en las secuencias T2 eco de gradiente (secuencia de susceptibilidad magnética). Imágenes en esta sección:

1. Un poco de física...

- ❑ Las imágenes obtenidas por RM se basan en la señal emitida por los **protones**.
- ❑ El protón es el núcleo del átomo de **hidrógeno**, elemento que abunda en gran cantidad en el cuerpo.

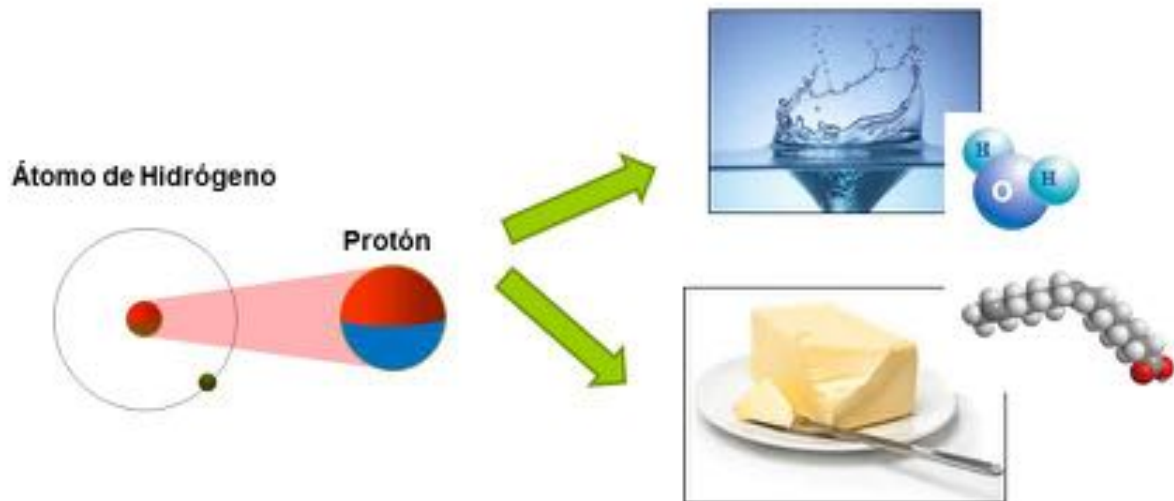


Fig. 1: El protón de hidrógeno en sus dos formas principales: agua y grasa.

1. Un poco de física...

- El protón presenta carga eléctrica
 - giro espontáneo sobre su propio eje (momento magnético angular o **spin**).
- Además, giran alrededor del eje del campo magnético externo
 - **precesión**.
 - Exclusiva de cada elemento.
 - Depende de la intensidad del campo magnético.
- Campo magnético propio (se comportan como un **imán**).

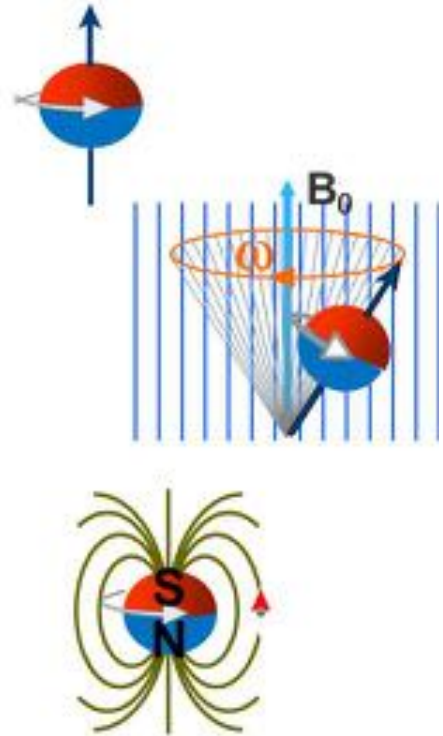
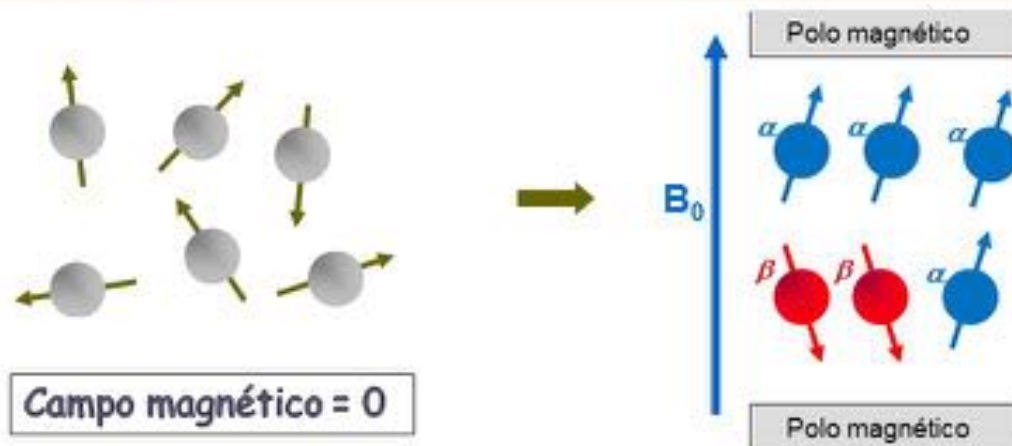


Fig. 2: Movimientos del protón: spín y precesión.

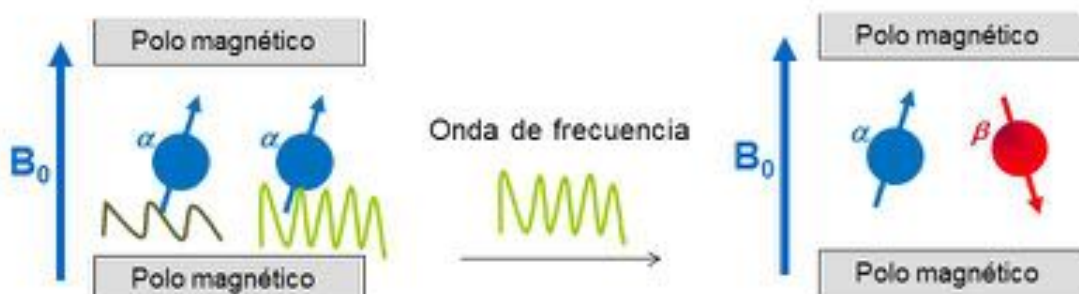
1. Un poco de física...



- En ausencia de campo magnético: protones orientados al azar y con la misma energía.
- Ante un campo magnético externo se **alinean** en el sentido del mismo, unos **a favor** (posición de menor energía) y otros **en contra** (posición de mayor energía), predominando los primeros.

Fig. 3: Comportamiento de los protones ante la influencia de un campo magnético.

2. Excitación



- Cuando la radiofrecuencia (RF) excita un protón, éste absorbe la energía y cambia de **nivel** (de paralelo a antiparalelo).
- Además, todos comenzarán a girar al unísono (protones en **fase**).

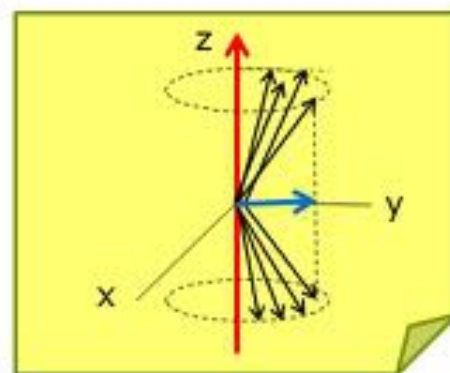


Fig. 4: Fase de excitación: cambio de nivel y puesta en fase.

3. Relajación

- ❑ Al finalizar la RF el protón vuelve a su estado inicial, liberando la energía absorbida también en forma de onda de RF.
- ❑ Se compone de dos partes (vectores correspondientes con los ejes de orientación de los protones):
 - **Relajación longitudinal o T1** (depende de las interacciones del átomo con su entorno). Es de mayor duración.
 - **Relajación transversal o T2** (depende de las interacciones de los átomos entre sí). Es el desfase de los protones, y el de menor duración.

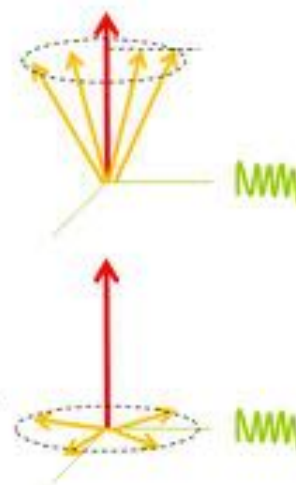
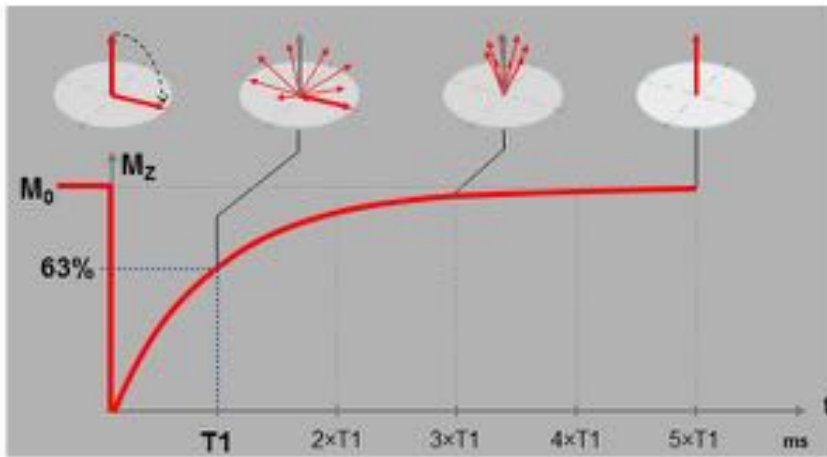
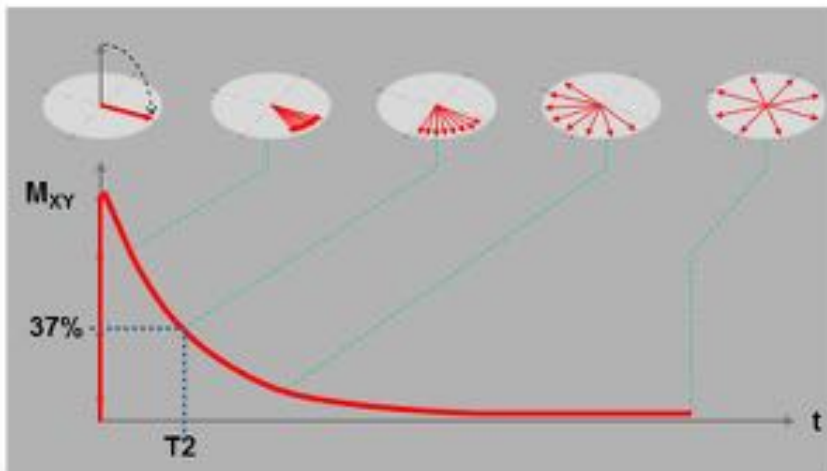


Fig. 5: Fase de relajación: tiempo T1 y T2.



Relajación T1



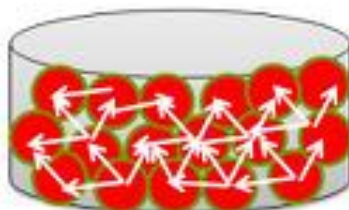
Relajación T2

Fig. 6: Relajación T1 y T2.

4. Contraste entre tejidos

Sólidos: más fácil intercambiar energía

T1 y T2 cortos



Líquidos: más difícil intercambiar energía

T1 y T2 largos

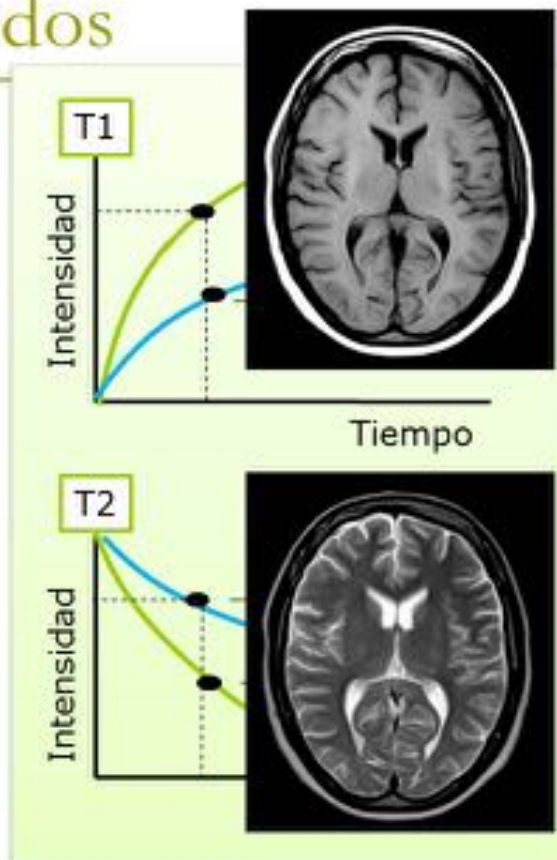
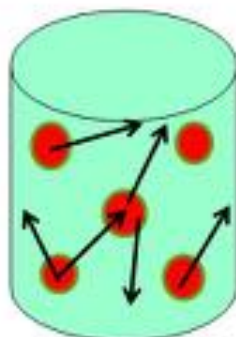


Fig. 7: Contraste entre tejidos. Diferentes comportamientos de los protones ligados al agua o a la grasa.

6. Secuencias spin eco

- Tras un impulso inicial de 90° , la nueva puesta en fase se obtiene mediante un impulso de RF de 180°
 - imagen en espejo del desfase de los protones

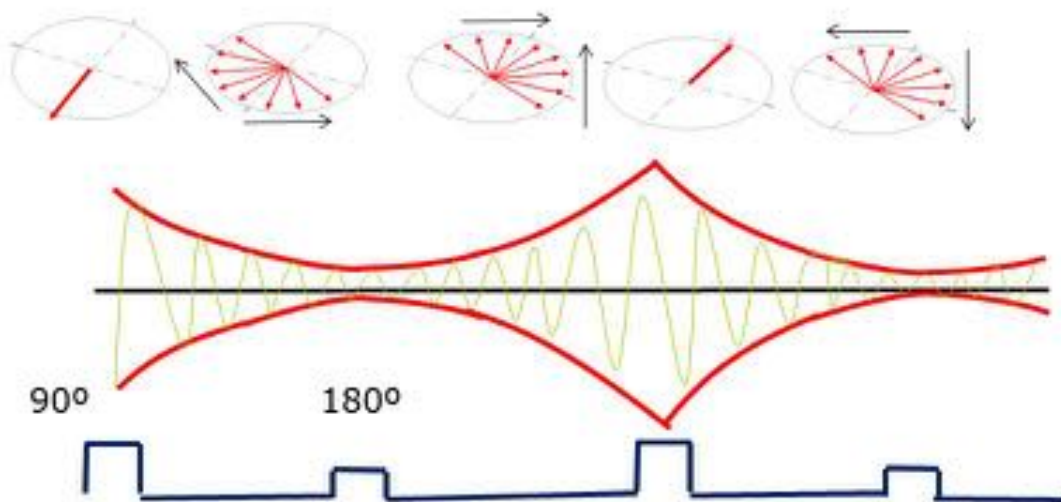


Fig. 8: Secuencias spín eco.

7. Tiempo de eco y repetición

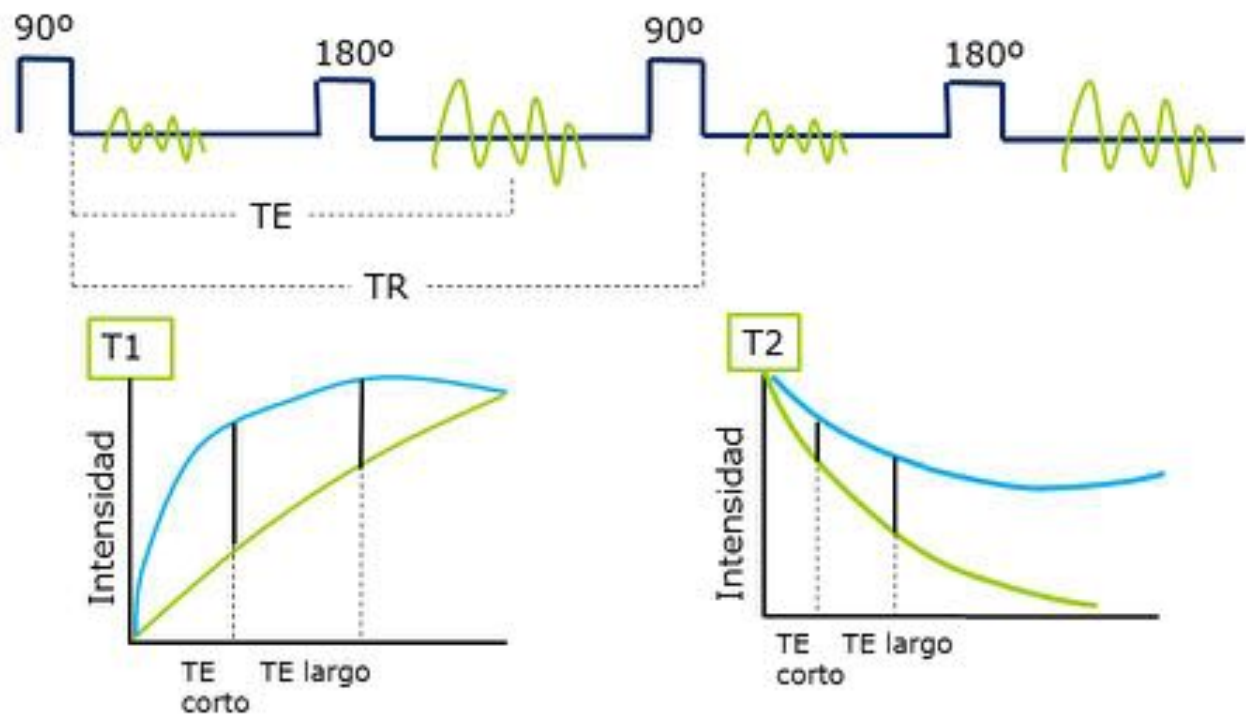


Fig. 9: Tiempo de eco.

7. Tiempo de eco y repetición

□ TR:

- Corto (<500ms): imagen ponderada en T1.
- Largo (>1500 ms): imagen ponderada en T2.

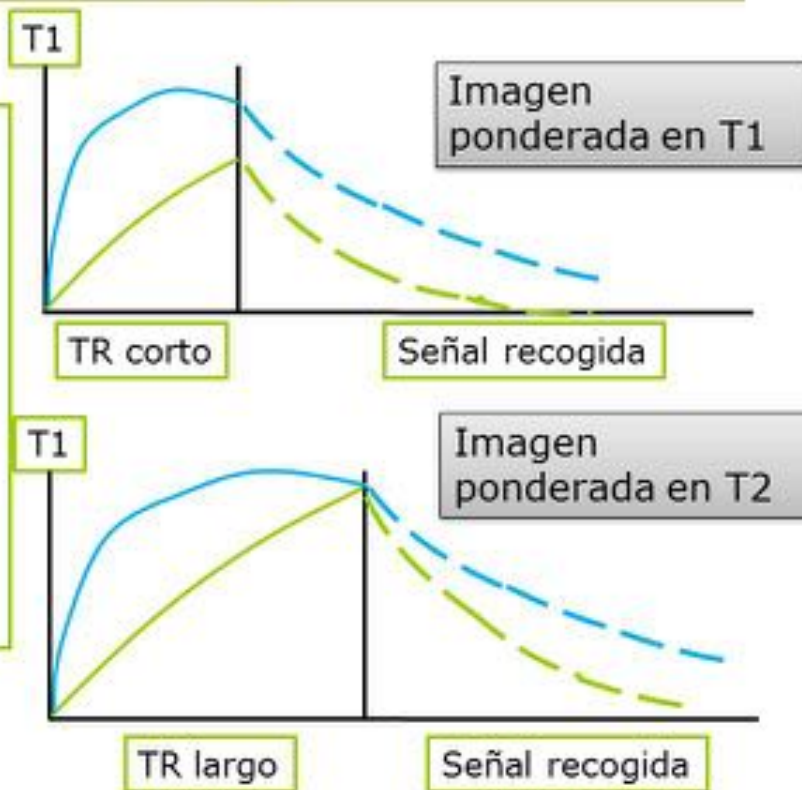


Fig. 10: Tiempo de repetición.

8. Secuencia eco de gradiente

- ❑ El eco de señal se obtiene invirtiendo la **polaridad** del campo magnético externo.
- ❑ El ángulo de excitación es $<90^\circ$.
- ❑ TE y TR más cortos.

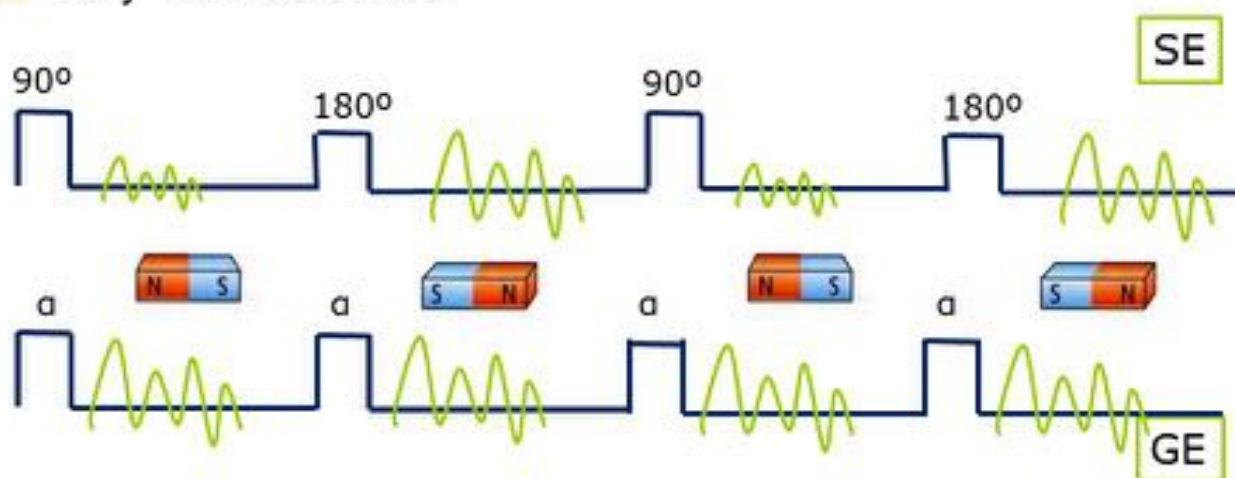
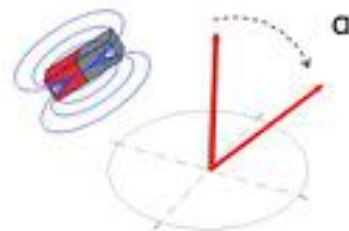


Fig. 11: Secuencias eco de gradiente.

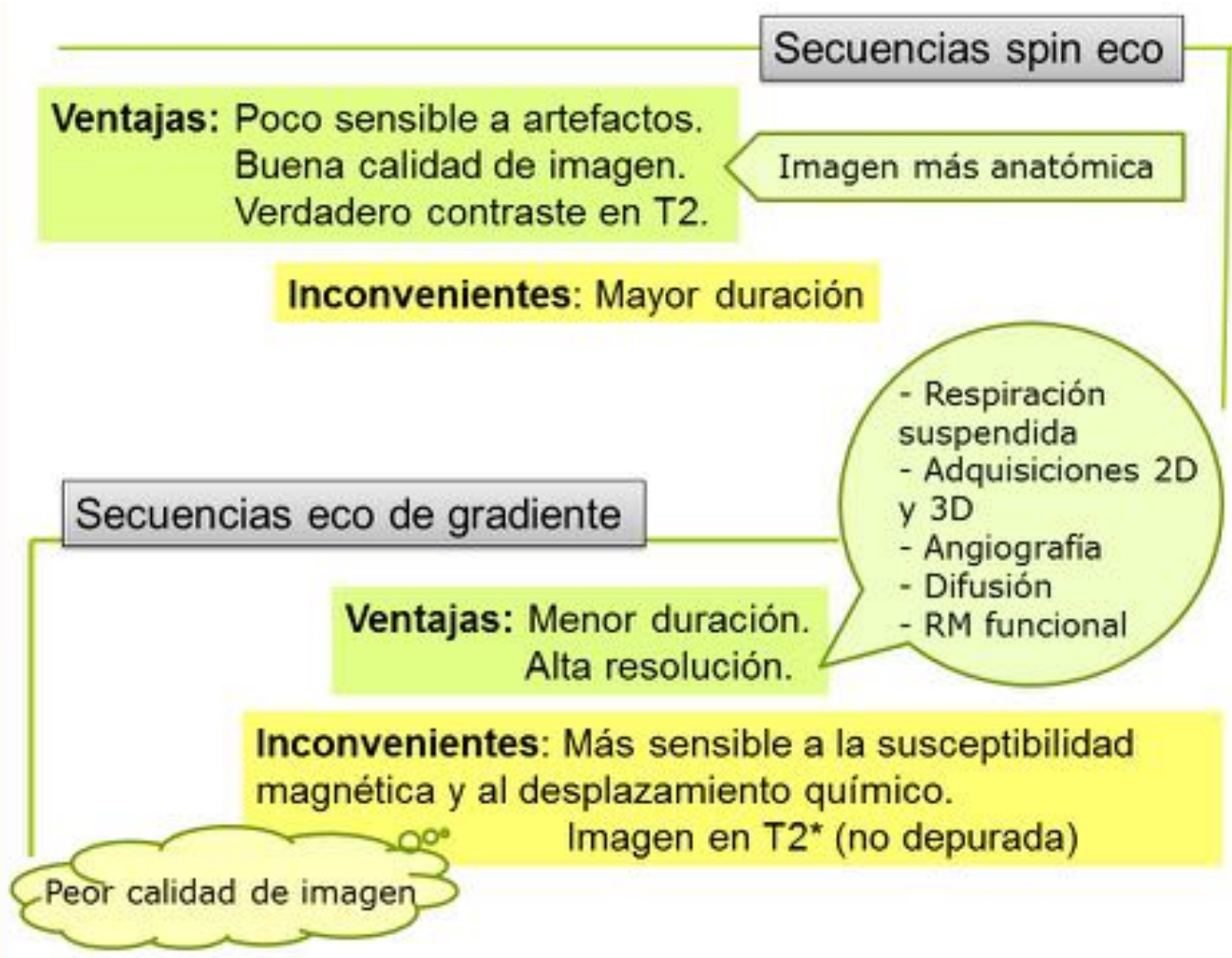


Fig. 12: Diferencias entre las secuencias spín eco y eco de gradiente.

Secuencias inversión-recuperación

- Impulso inicial de 180° antes de comenzar con la secuencia



- Prolonga la duración de la secuencia.
- Aumenta la señal.
- Permite anular a voluntad la señal de determinados tejidos (> el contraste).

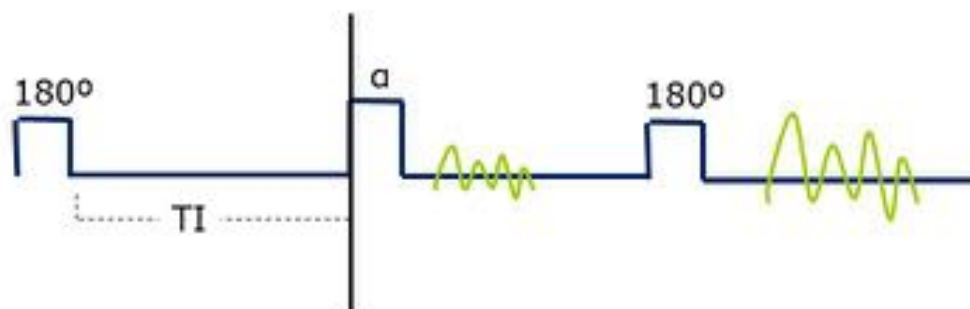
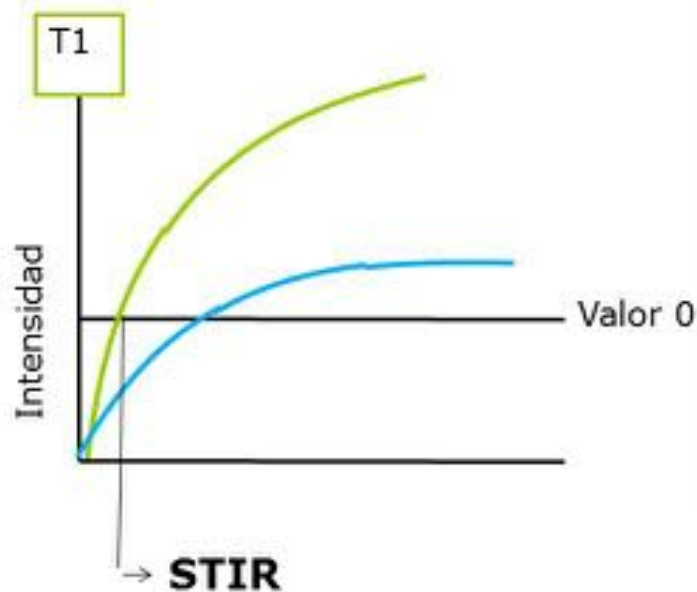


Fig. 13: Principios básicos de las secuencias inversión-recuperación.

Secuencias inversión-recuperación



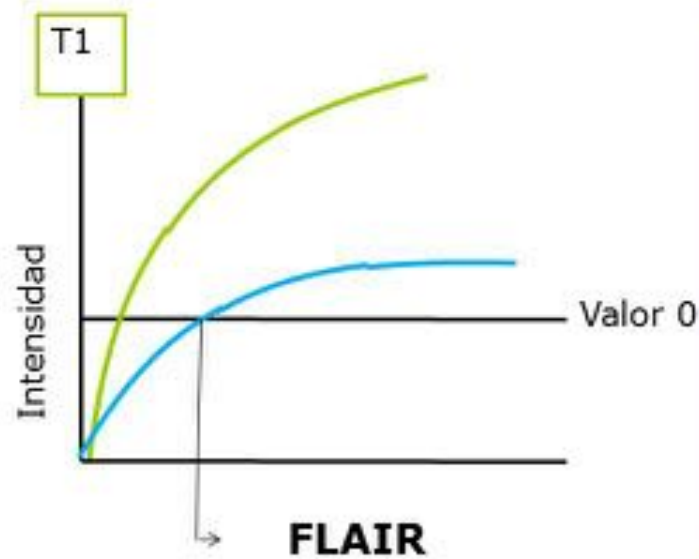
- TI corto (140 ms).
- Supresión de tejidos con T1 corto.
- «Brilla la patología»
- Estudios de patología ósea y abdominal

¡¡No se puede utilizar gadolinio!!



Fig. 14: Secuencia STIR.

Secuencias inversión-recuperación



- TI largo (2000 ms).
- Supresión del líquido libre.
- Estudios de neurología (lesiones de sustancia blanca)

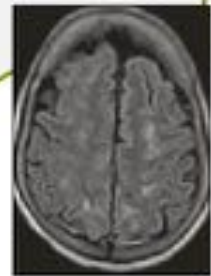
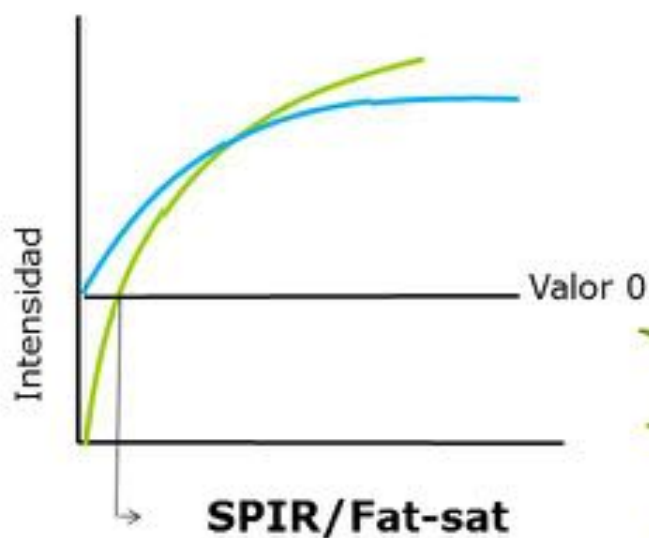


Fig. 15: Secuencia FLAIR.

Saturación selectiva de la grasa

- Se emite una onda de radio de 180° cuya frecuencia sólo coincida con la frecuencia de precesión de la grasa.



Así, evitamos que otros tejidos que presenten un T1 corto también se inhiban.

T1 fat-sat con Gadolinio



Fig. 16: Técnica de saturación selectiva de la grasa (fat-sat).

Fenómeno de desplazamiento químico

- Los protones de H^+ del agua y la grasa presentan una frecuencia de precesión algo diferente a causa de sus entornos moleculares.
- A determinados TE (4.4 ms, 8.8 ms, etc) los vectores de ambos tejidos se encontrarán en fase, mientras que a otros TE (2.4 ms, 6.6 ms, etc) se encontrarán enfrentados.

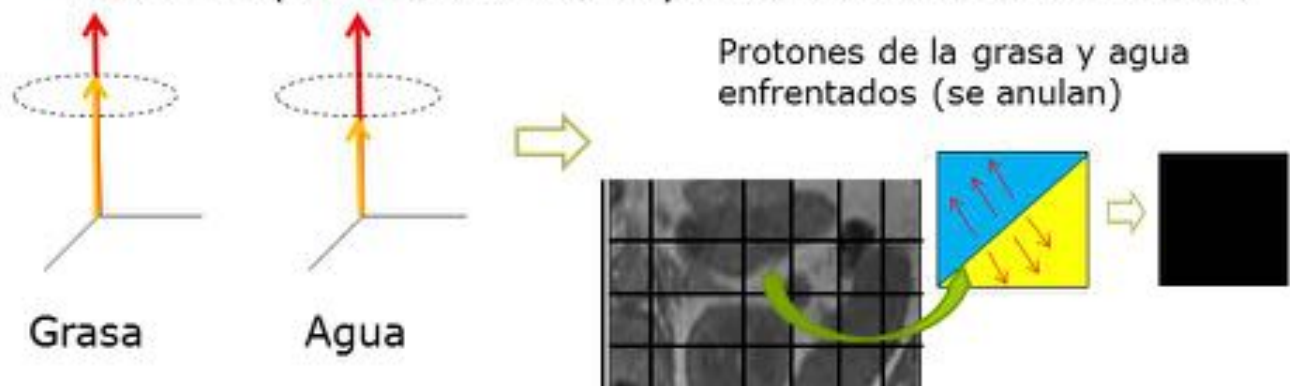


Fig. 17: Fenómeno de desplazamiento químico: fase opuesta.

Fenómeno de desplazamiento químico

- Los protones de H^+ del agua y la grasa presentan una frecuencia de precesión algo diferente a causa de sus entornos moleculares.
- A determinados TE (4.4 ms, 8.8 ms, etc) los vectores de ambos tejidos se encontrarán en fase, mientras que a otros TE (2.4 ms, 6.6 ms, etc) se encontrarán enfrentados.

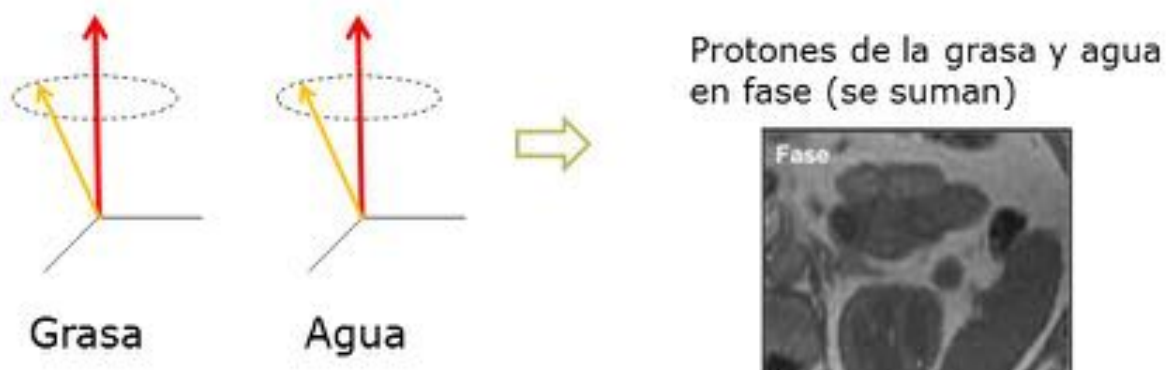


Fig. 18: Fenómeno de desplazamiento químico: fase.

Secuencia Fase/Fase opuesta

- Esta técnica no anula la grasa, sino que detecta aquellos voxels (unidad de volumen) en los que hay una **mezcla de agua y grasa**.

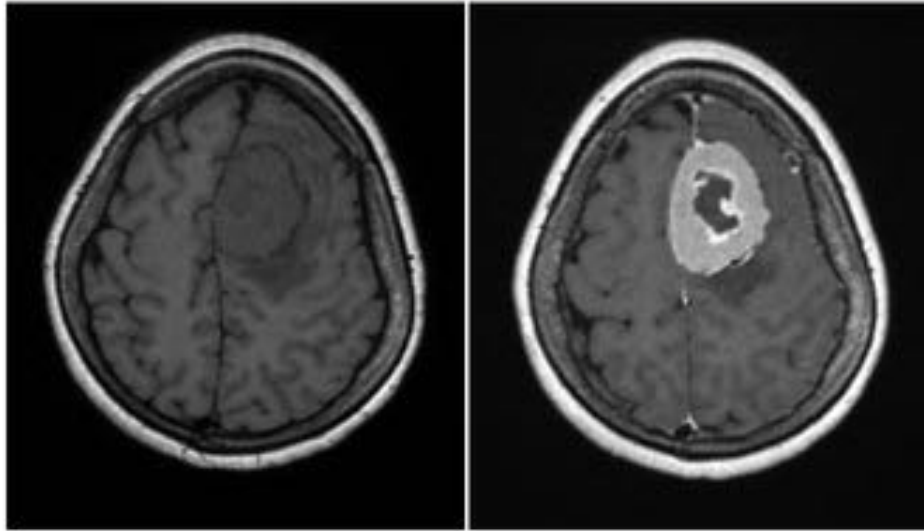


Paciente con ADC de colon en el que se detecta un nódulo suprarrenal:

¿¿Adenoma o MTS??

Fig. 19: Utilidad de la secuencia fase/fase opuesta.

Contraste paramagnético: gadolinio



RM de cráneo sin y con contraste iv (gadolinio), donde observamos el intenso realce de una lesión frontal parasagital izquierda con un área de necrosis central, en relación con meningioma. El realce refleja rotura de la barrera hemato-encefálica de los vasos anómalos tumorales, y no aumento de la vascularización en sí.

Fig. 20: Intenso realce de un meningioma frontal parasagital izquierdo tras la administración de gadolinio.

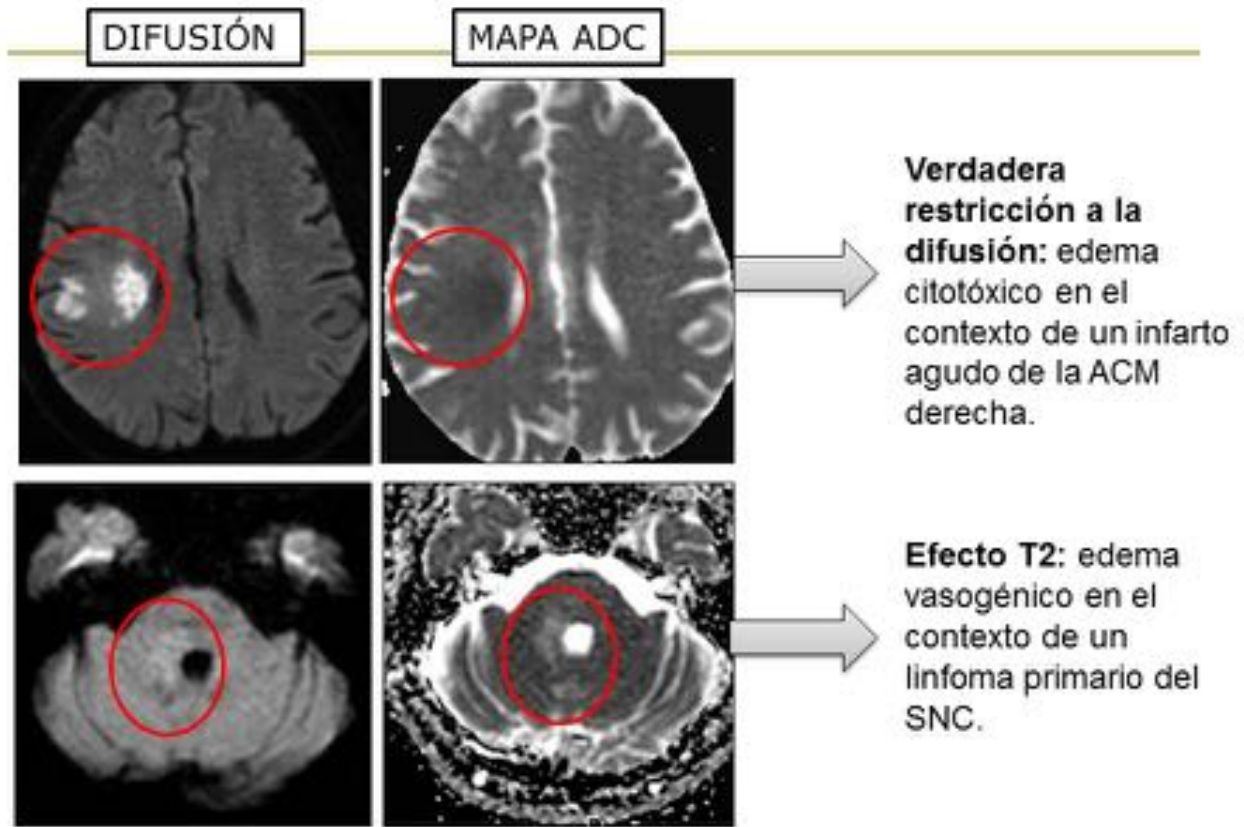


Fig. 21: Diferencia entre restricción a la difusión y efecto T2.

Difusión

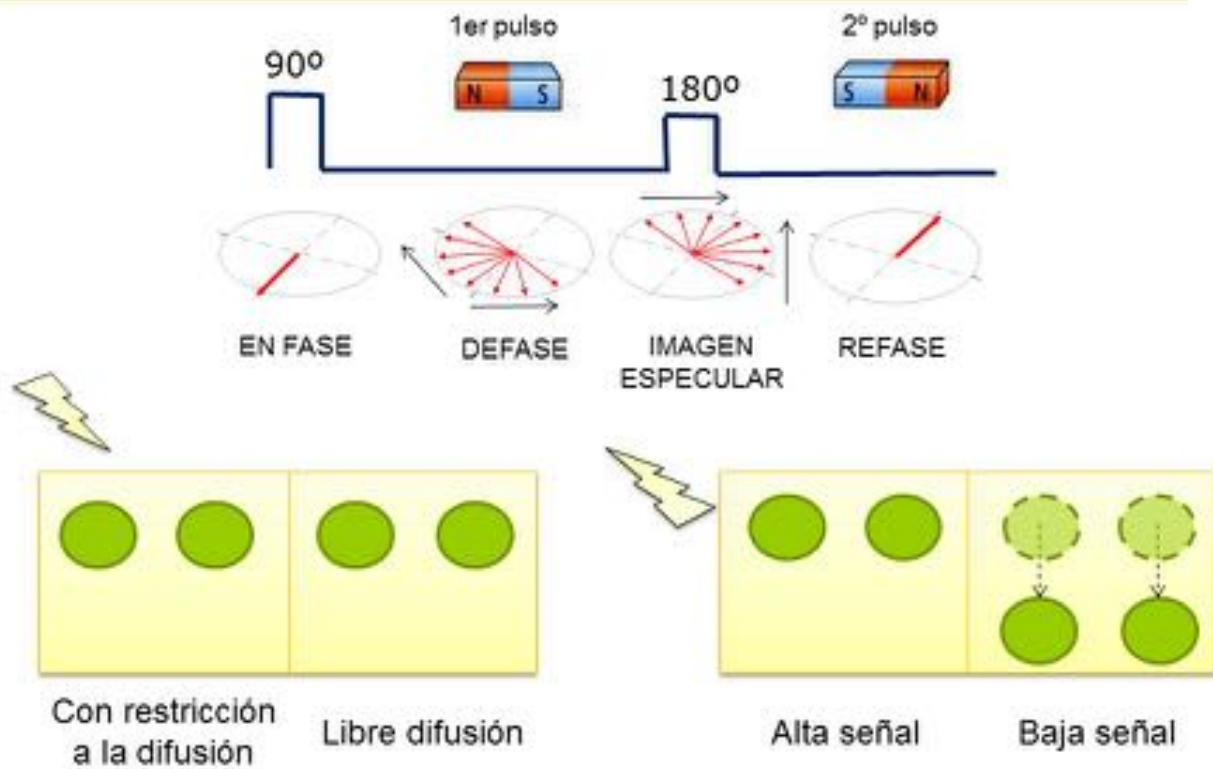


Fig. 22: Principios básicos de la difusión.

Últimas consideraciones...

□ Hierro:

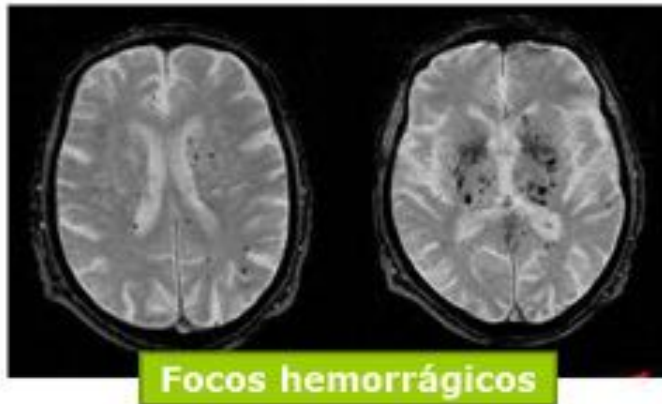
Heterogeneidad del campo magnético



Vacío de señal en la imagen final

Más en secuencias T2 y en eco de gradiente

Ventaja:



Los productos crónicos de la degradación de la hemoglobina son paramagnéticos

Fig. 23: Secuencia T2 eco de gradiente (conocida como hemosiderina o SWAN), donde se manifiestan focos de microhemorragia.

Conclusiones

Es de máxima importancia el conocimiento de los principios básicos de la RM para realizar una buena valoración de estos estudios, tanto en su programación como en la interpretación de los hallazgos encontrados, constituyendo una parte fundamental en la formación del radiólogo.

Bibliografía / Referencias

- Oleaga Zufiría O, Lafuente Martínez J. Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética. Madrid:Panamericana;2007.
- Coussement A. El canto de los protones: un cómic (¿la RM sin esfuerzo?). Centre Hospitalier Universitaire, Nice, France.
- Morillo A. J. Apuntes Magnéticos. Física de la resonancia magnética-secuencias. 2011.
- Ahualli J. Aspectos generales de las secuencias de difusión de imagen en resonancia magnética. RAR

2010;74(3):226-236.

- Contreras Lizardo, O. A. Secuencias funcionales en resonancia magnética (difusión, DTI, espectroscopia). Arch Neurocién 2009;14(1):58-68.