

PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

1. SEGURIDAD EN LAS EXPLORACIONES DE RESONANCIA MAGNÉTICA

- 1.1. *Influencia del campo magnético estático*
- 1.2. *Influencia del campo magnético de gradientes*
- 1.3. *Influencia del campo de radiofrecuencia*
- 1.4. *Exposición al ruido*
- 1.5. *Exposición a líquidos criogénicos*
- 1.6. *Dispositivos compatibles con la Resonancia Magnética*

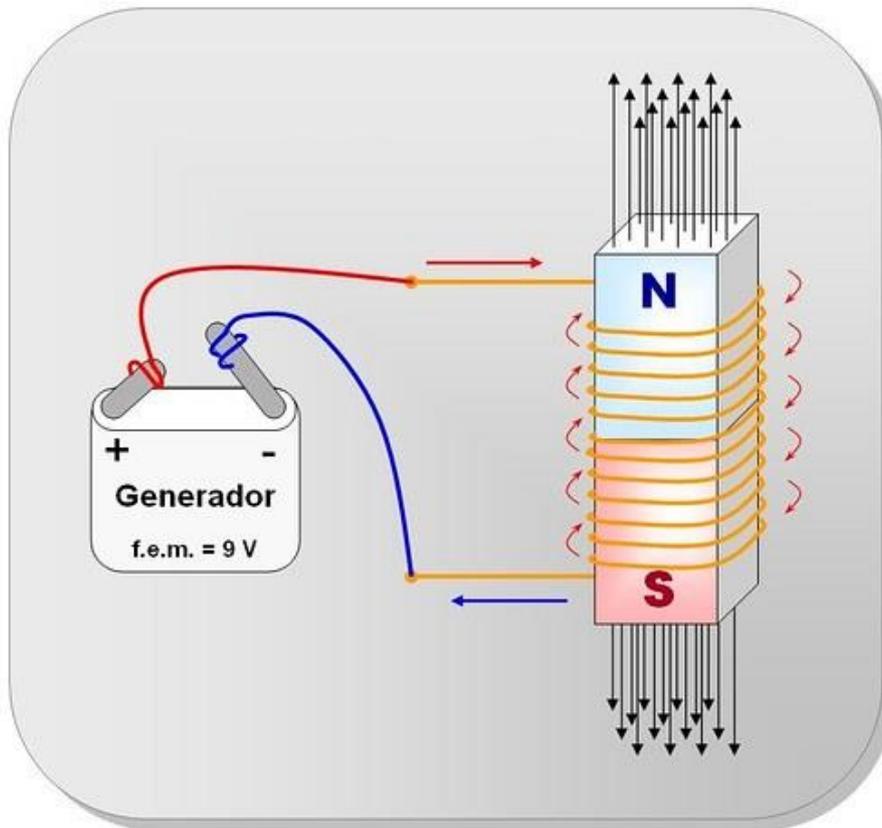
2. CAPTURA DE SEÑAL: TRANSFORMADA DE FOURIER, ESPACIO K Y MATRIZ DE DATOS

3. TIEMPO DE REPETICIÓN, TIEMPO DE ECO, TIEMPO DE INVERSIÓN Y TIEMPO DE ADQUISICIÓN

4. SECUENCIAS DE ADQUISICIÓN CLÁSICAS: ESPÍN ECO Y ECO DE GRADIENTE

- 4.1 *Secuencia espín eco*
- 4.2 *Secuencia eco de gradiente*

1. SEGURIDAD EN LAS EXPLORACIONES DE RESONANCIA MAGNÉTICA



La prescripción de una exploración de RM debe estar solicitada por un médico especialista, y realizada por un personal técnico cualificado, haciendo que esto garantice la seguridad del paciente y del personal sanitario.

Para identificar los posibles riesgos de la RM, además de conocer la influencia del campo magnético estático, de los gradientes y de la radiofrecuencia, también es necesario conocer los riesgos asociados al elevado ruido (acústico) y del sistema de refrigeración del equipo.

1.1. Influencia del campo magnético estático

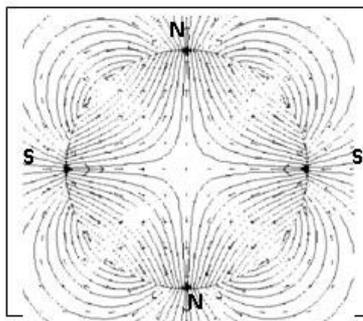


Fig. Líneas del campo magnético estático en la superficie de un imán permanente multipolar de polaridades norte (N) y sur (S), alternas

El equipo de RM genera un campo magnético estático en la sala de exploración, que debe estar correctamente señalado, advirtiendo de su existencia. La intensidad del mismo variará entre 0,2 a 3 T en equipos clínicos, pudiendo llegar a los 20 T en los equipos de investigación.

La mayoría de los equipos de RM de 1,5 o 3 T son superconductores y el *campo magnético estático permanece siempre activo*. En cambio imanes de tipo resistivo, donde la intensidad del su campo está por debajo de 0,6 T, suelen apagarse cuando no están siendo utilizados.

La mayor intensidad del campo magnético se produce en el túnel del imán, disminuyendo su intensidad a medida que de aumenta la distancia a este. A pesar de que el área de acceso controlado suele corresponder a la sala del imán, es posible que el campo supere los 0,5 mT en las salas anexas, por lo que es necesario que estén debidamente señalizadas.

Este campo magnético residual producido por el campo magnético estático, esta siempre presente; sin embargo, el producidos por los campos de gradiente y de RF, solo están activos durante la adquisición de datos.

El campo magnético estático ejerce una fuerte atracción sobre los objetos ferromagnéticos, pudiendo ser desplazados sin control hacia el interior del imán. Este fenómeno se denomina **efecto proyectil** y es muy peligroso, pudiendo herir gravemente a cualquier persona que se encuentre en la trayectoria de desplazamiento dentro de la sala. Se debe comprobar la compatibilidad de todo el material (camilla, silla de ruedas, botella de oxígeno, etc.) o instrumental (tijeras, fonendoscopio, etc..) antes de entrar en la sala de exploración.

Antes de acceder a la sala de exploración, se le realizará una entrevista de seguridad al paciente, indicándole la necesidad de quitarse cualquier objeto metálico. También se comprobará que no es portador de ningún dispositivo metálico como marcapasos, clips quirúrgicos, prótesis ortopédicas, etc., o cuerpos extraños (virutas, metralla, etc.). Si el paciente tuviera alguno de estos materiales o dispositivos, se procederá a comprobar su compatibilidad con la RM.

Se han descrito algunos síntomas en personas que, a pesar de estar bajo la influencia de un campo magnético inferior a 3 T, presentaban mareos, vértigos, náuseas, sabor metálico, destellos de luz y falta de coordinación, los cuales cesaban cuando dejaban de estar bajo la influencia del campo magnético.

1.2. Influencia del campo magnético de gradientes

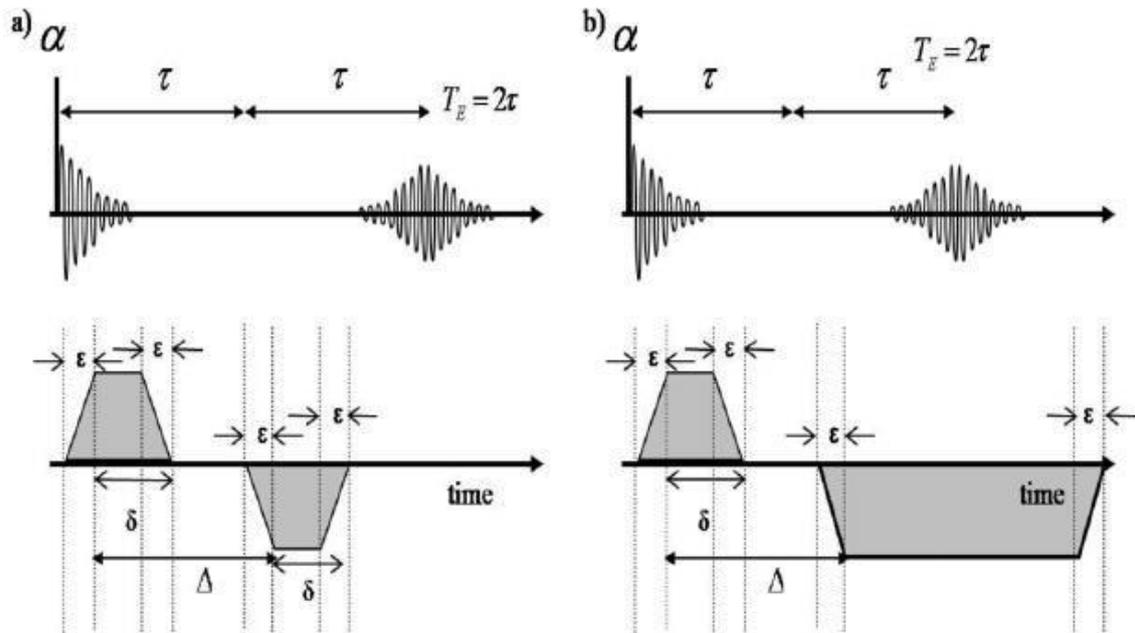


Figura 1. Diagrama de tiempos utilizados en una secuencia de pulsos y gradientes para medir el coeficiente de difusión con gradientes trapezoidales en una secuencia de eco de gradiente (a) y una secuencia para hacer imágenes monodimensionales (b). Los esquemas superiores representan los pulsos de radio frecuencia y los inferiores los de gradiente.

El campo magnético generado por los gradientes para localizar espacialmente la señal de RM y codificarla para generar la imagen, puede producir contracciones musculares por estimulación del sistema nervioso periférico.

Hay otros efectos, mucho menos frecuentes, pero que deben ser tenidos en cuenta igualmente:

- Las variaciones del campo magnético podrían inducir un campo eléctrico susceptible de provocar una fibrilación ventricular. Esto resulta poco probable, pues los equipos de 1 T inducen un campo eléctrico de 10 mA/ m², siendo necesario un campo eléctrico mucho mayor (3 A/m²) para producir dicha fibrilación ventricular.
- Aparición de magnetosfenos o efectos luminosos en campos de 2 a 5 T .

Los efectos producidos son reversibles y desaparecen cuando cesa la secuencia de pulsos de radiofrecuencia.

1.3. Influencia del campo de radiofrecuencia

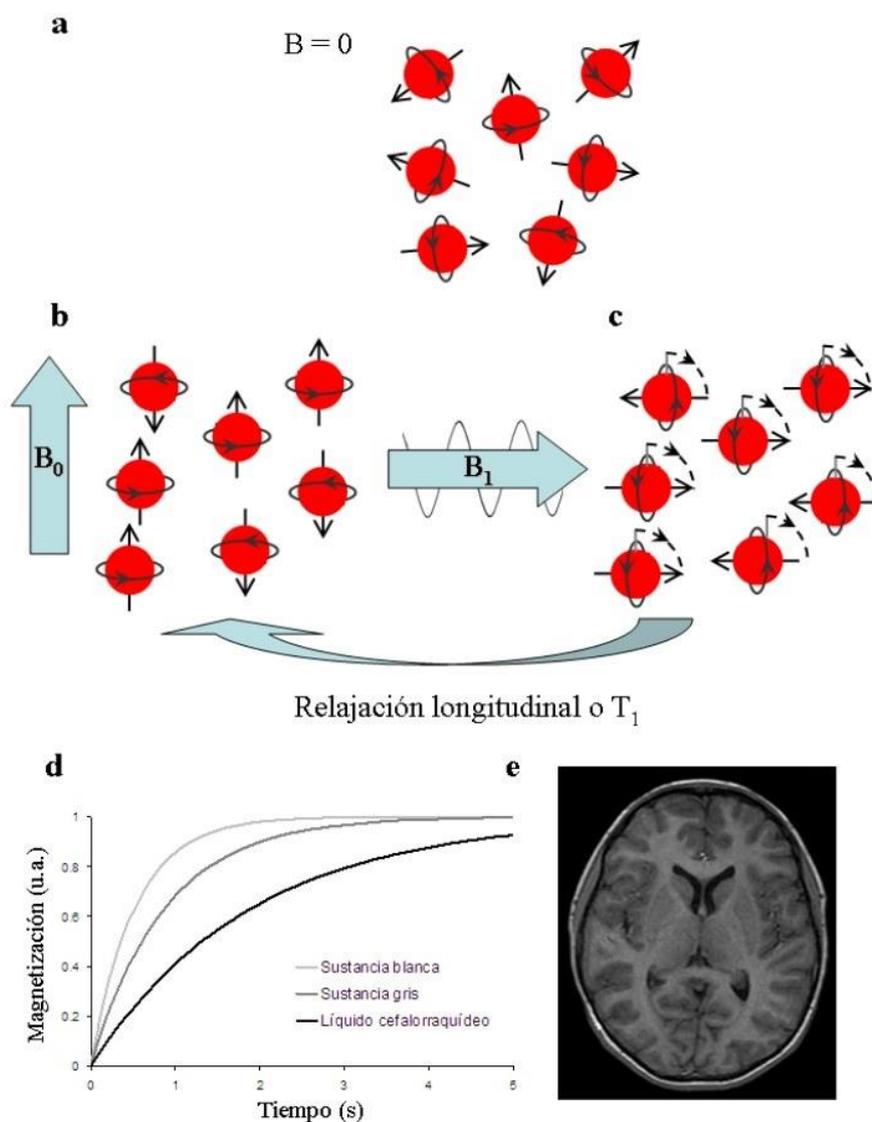


Figura 1. Proceso de relajación longitudinal o T_1

(a) En ausencia de un campo magnético externo, los spins de los núcleos de hidrógeno apuntan en direcciones aleatorias, por lo que la suma vectorial es cero y, por ende, el momento magnético total de la muestra es nulo. (b) Al colocarse la muestra en un campo magnético B_0 , los spins tienden a alinearse en la dirección de éste; una mayor cantidad lo hace en dirección paralela que antiparalela, generando así un momento magnético neto en dirección del campo externo (longitudinal). (c) Un breve pulso electromagnético B_1 en dirección perpendicular a B_0 inclina los spins al plano perpendicular reduciendo el momento magnético total longitudinal a cero. Al apagar el campo B_1 los spins retornan gradualmente a su posición original, recuperándose de esta manera la magnetización en la dirección del campo externo B_0 , proceso que se denomina relajación longitudinal o T_1 . (d) Este proceso tiene diferentes constantes de tiempo dependiendo del medio en el que se encuentren los protones (u.a.=unidades arbitrarias). (e) Mediante la medición de los valores de relajación longitudinal en distintas partes del cerebro se puede construir una imagen anatómica o de tipo T_1 .

Tal y como se ha comentado, la **obtención de la señal de RM de los tejidos es posible gracias a la combinación del campo magnético estático, el campo magnético de los gradientes y el pulso de radiofrecuencia.**

El principal efecto de la radiofrecuencia (RF) sobre los tejidos es el depósito de calor, pudiendo llegar a producir quemaduras en el paciente de diferente gravedad.

La energía calorífica absorbida por los tejidos depende de varios parámetros, entre los que se pueden destacar: el volumen del paciente, y su capacidad para disipar el calor, la frecuencia generada y la bobina utilizada.

La cantidad de energía depositada en el organismo cuando se expone a emisiones de radiofrecuencia se cuantifica mediante un parámetro denominado **coeficiente de absorción específica**, más conocido como **SAR** (del inglés, *specific absorption rate*).

Existen tres niveles de SAR:

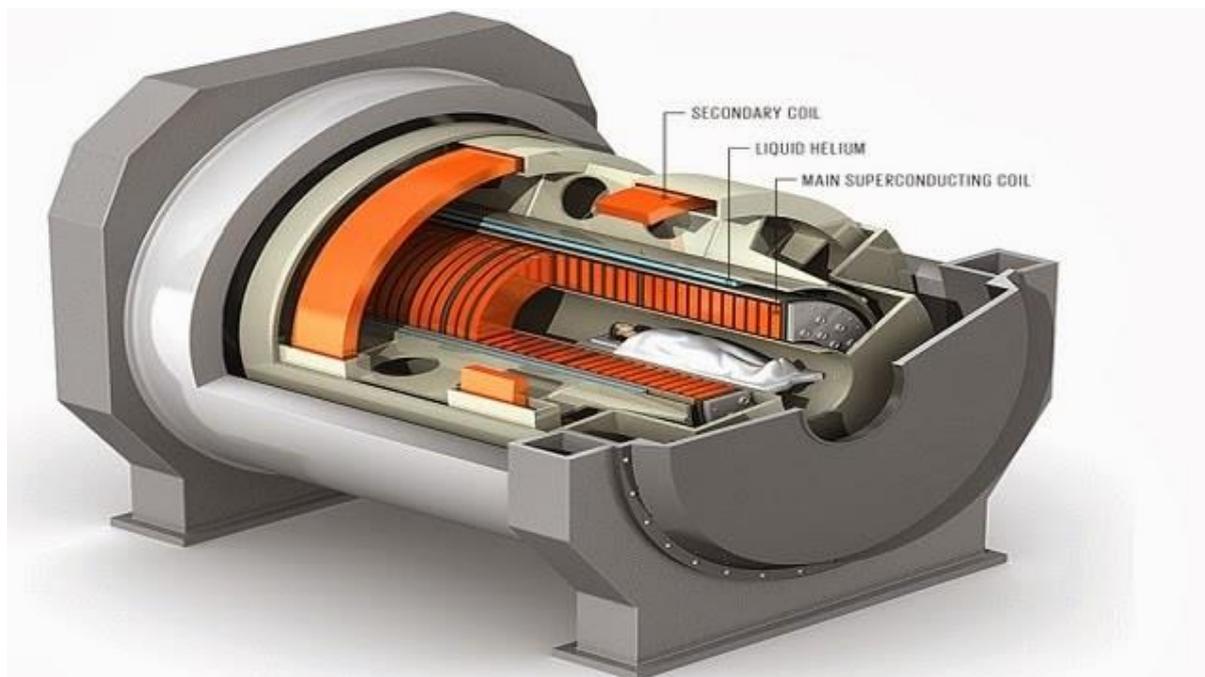
- niveles normal y controlado (I y II, respectivamente) son susceptibles de ser modificados por el operador en circunstancias específicas.
- nivel de investigación experimental (III) --> está limitado habitualmente por el equipo.

El SAR se expresa como cociente de vatios por kilogramo de peso (W / kg) y debe ser especialmente tenido en cuenta en pacientes embarazadas y niños.

Los equipos de RM limitan el SAR de cada paciente de manera automática basándose en su peso. Además, disponen de un sistema de alarma cuando sobrepasan el límite especificado en función del tipo de exploración, obligando a modificar algún parámetro de la secuencia que disminuya su valor.

Los órganos más sensibles al incremento de la temperatura son los ojos y los testículos por su baja irrigación.

1.4. Exposición al ruido



El ruido que se produce durante una exploración de RM se debe a las vibraciones mecánicas de las bobinas de gradiente. Su intensidad es variable en función del diseño de la bobina, la secuencia de pulsos y la duración de la exposición y, en general, empieza a ser problemático en quipos de más de 0,5 T.

Dentro del túnel, el nivel de intensidad de sonido puede ser superior a 80 dD , por lo que para paliar el ruido se suelen utilizar protectores auditivos de cera o espuma. Lo ideal es disponer de auriculares que puedan estar conectados a un sistema de audio para escuchar música.

En la mayoría de los estudios, ambos dispositivos de insonorización solo consiguen amortiguar el ruido, sin llegar a eliminarlo completamente.

En ocasiones los pacientes comentan tener sensación de acúfenos después de realizar la exploración.

Para proteger a los trabajadores de la exposición al ruido, la sala del imán, además de tener un apantallamiento para el campo eléctrico (Jaula de Faraday), también dispone de paneles de protección acústica para minimizar el ruido en las salas anexas. La exposición promedio diaria al ruido de los trabajadores debe ser menos de 80 dB.

1.5. Exposición a líquidos criogénicos



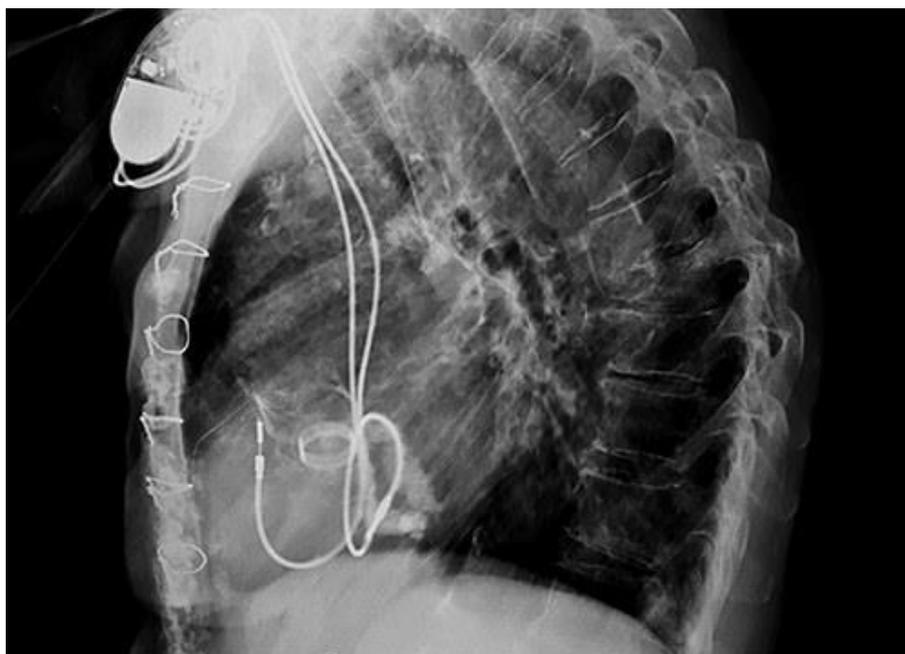
Los equipos de RM utilizados en clínica e investigación de alto y ultra alto campo magnético tienen un imán superconductor. Para su correcto funcionamiento, necesitan que la bobina que genera el campo magnético estático esté a una temperatura muy bajo (-269°C). Para conseguirlo, la bobina se sumerge en helio líquido, el cual debe ser recargado con periodicidad por personal especializado en mantenimiento.

El contacto directo con helio líquido podría producir congelación, aunque es un riesgo importante durante una exploración de RM.

Los fluidos criogénicos forman parte de un circuito interno y no suponen un peligro en la práctica habitual. Sin embargo, en determinadas circunstancias se puede producir un calentamiento del helio líquido (vaporización del helio), con su consiguiente salida al exterior. Esta situación de riesgo es conocida como **quench**.

Existe una chimenea de evacuación de helio gaseoso fuera de las instalaciones del edificio. Si se produjera una obstrucción de este conducto de evacuación, el helio gaseoso se liberaría en la sala de exploración desplazando al oxígeno ambiente y creando una situación de peligro por asfixia. Ante esta situación, toda persona que se encuentre dentro de la sala de exploración deberá salir inmediatamente.

1.6. Dispositivos compatibles con la Resonancia Magnética



Debido a los avances tecnológicos y la variedad de materiales, no es sencillo hacer una clasificación universal de los dispositivos que pueden portar el paciente, y que son incompatibles con las exploraciones de RM.

La forma más segura para determinar la compatibilidad de un dispositivo es consultar las especificaciones técnicas del fabricante, pero en ocasiones esta información no está disponible y es necesario utilizar otros recursos. Se pueden consultar algunas páginas webs oficiales que ofrecen un amplio listado de materiales y su nivel de compatibilidad en función del campo magnético estático (www.RMIsafety.com y www.MRIsafetybook.com).

Siempre se debe informar al médico radiólogo cuando el paciente sea portador de algún dispositivo metálico para que valore su compatibilidad. El siguiente cuadro muestra un listado general de elementos en función de sus características de compatibilidad con la exploración en RM.

Listado de elementos incompatibles y susceptibles de valoración en cada caso	
Incompatibles	Valorar compatibilidad
<ul style="list-style-type: none">• Marcapasos• Neuroestimuladores• Implantes cocleares• Audífonos• Bombas de insulina	<ul style="list-style-type: none">• Clips vasculares• Stent, coils y filtros• Válvulas cardíacas• Válvulas de derivación• Prótesis ortopédicas• Grapas quirúrgicas• Tornillos quirúrgicos• Prótesis dentales y otros dispositivos• Dispositivo intrauterino

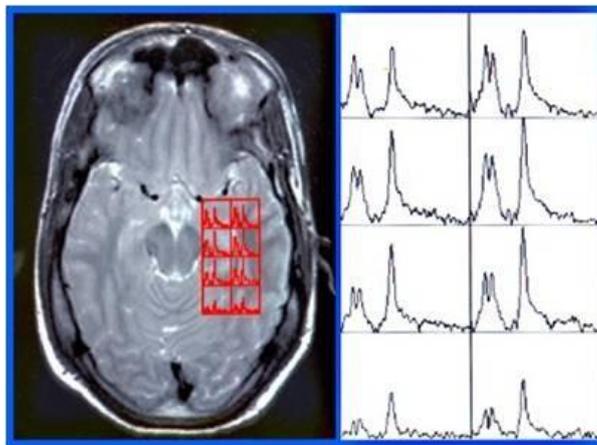
1 - Cuadro 1. Listado de elementos incompatibles y susceptibles de valoración en cada caso

RECUERDA

Comprobar la ausencia de dispositivos incompatibles en el paciente (marcapasos, audífonos, etc.) y material ferromagnético (anillos, reloj, pendientes, etc.).

- Evitar exposiciones innecesarias al campo magnético de gradiente y radiofrecuencia(no entrar en la sala durante la adquisición de imágenes).
- La exposición promedio diaria al ruido de los trabajadores debe ser inferior a 80 dB(A).
- Ante una situación de *quench*, abandonar la sala del imán rápidamente, adoptando una posición de desplazamiento lo más pegada posible al suelo .

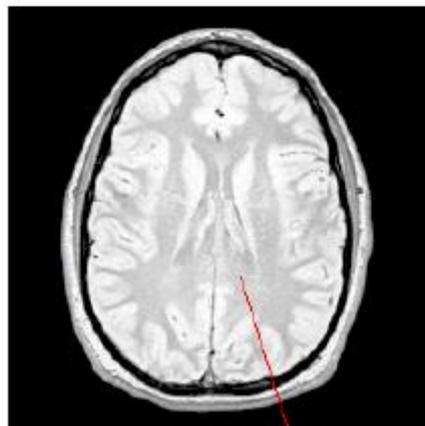
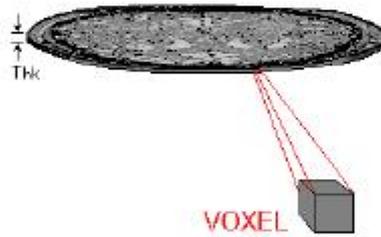
2. CAPTURA DE SEÑAL: TRANSFORMADA DE FOURIER, ESPACIO K Y MATRIZ DE DATOS



Al cesar el pulso de RF, la relajación de los núcleos induce una señal electromagnética en la antena receptora procedente de todos los vóxeles de un plano de corte. Para obtener la imagen , es necesario individualizar la señal de cada vóxel mediante una codificación en frecuencia y fase.

VAMOS A RECORDAR....

La RM es una técnica de imagen tomográfica: genera imágenes de cortes (slices) bidimensionales del organismo (en escala de grises).El corte se compone de elementos de volumen o voxels (de unos 3 mm³). •Cada voxel corresponde a un píxel de la imagen.



Pixel

Relajación y contraste

En RM el contraste de las imágenes quedan determinado por los parámetros de la secuencia utilizada (dependiente del usuario) y por otros 3 parámetros dependientes del tejido en cuestión, estos son:

- **PD:** densidad de protones, en este tipo de imágenes cada pixel representa la cantidad de protones que hay.
- **T1:** tiempo de relajación T1, en este tipo de imágenes el tiempo de relajación de la componente longitudinal T_z es el que tiene mayor peso en el valor de cada píxel, es usual llamarlas imágenes T1 weighted.
- **T2:** tiempo de relajación T2, ídem que T1 pero tomando en cuenta el tiempo de relajación de la componente transversal T_{xy} . Los tiempos de relajación son únicos para cada tipo de tejido y son quienes juegan un papel fundamental para obtener el contraste de las imágenes.

Hemos visto que los protones tienen un momento magnético llamado spin y cuando estos son incluidos en un campo externo B_0 se obtiene una magnetización neta M en el sentido de B_0 .

Al excitar estos protones con RF de frecuencia igual a la de precesión (Larmor), estos absorben energía. Solo esta frecuencia producirá absorción de energía y rotación del vector M . Todo el resto de las frecuencias de RF no tendrán efecto sobre los protones. Al retirar la RF, se detectan mediante antenas en el plano transversal la señal emitida por los protones. La señal medida es la suma de todas las señales de los protones de todo el tejido excitado.

Debemos diferenciar de donde proviene cada una de las señales, tantas señales diferentes como pixeles en mi imagen. Llamamos a esto **Localización espacial**.

Localización espacial

- Debemos lograr que en cada punto del espacio exista un campo magnético ligeramente diferente a B_0 , de esta forma la frecuencia de precesión de los átomos variara en el espacio.
- Esto se logra con el uso de gradientes, hay 3 gradientes, uno para cada uno de las direcciones espaciales x, y, z .

Codificación en frecuencias

Alta amplitud de señal

Baja amplitud de señal

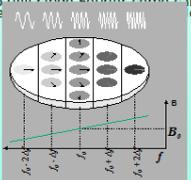
Codificación Espacial

De esta forma utiliza uno de los gradientes (z por ejemplo) para excitar solo una slice (rebanada) de tejido para así formar una imagen en 2D. Luego los otros 2 gradientes se utilizan para lograr codificación en frecuencia. De esta forma cada punto del espacio posee un único valor de frecuencia. Es decir cada voxel (píxel en nuestra imagen) va a responder a una frecuencia de resonancia diferente.

En realidad se utiliza codificación en frecuencia en una dirección y en fase en la otra pero no vamos a entrar en detalle. Al recibir la señal de RM, recibimos la suma de todos los protones de todo el slice excitado. Luego utilizando [Fourier](#) como sabemos, separamos en componentes de frecuencia y tendremos así el valor de cada uno de nuestros pixeles.

Codificación Espacial

- De esta forma utiliza uno de los gradientes (z por ejemplo) para excitar solo una slice (rebanada) de tejido para así formar una imagen en 2D.
- Luego los otros 2 gradientes se utilizan para lograr codificación en frecuencia.
- De esta forma cada punto del espacio posee un único valor de frecuencia. Es decir cada voxel (pixel en mi imagen) va a responder a una frecuencia de resonancia diferente.
- En realidad se utiliza codificación en frecuencia en una dirección y en fase en la otra pero no vamos a entrar en detalle.
- Al recibir la señal de MR, recibimos la suma de todos los protones de todo el slice excitado. Luego utilizando Fourier como sabemos, separamos en componentes de frecuencia y tendremos así el valor de cada uno de nuestros pixeles.

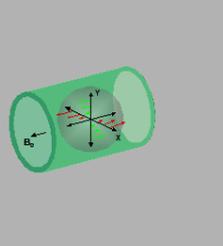


Gradientes

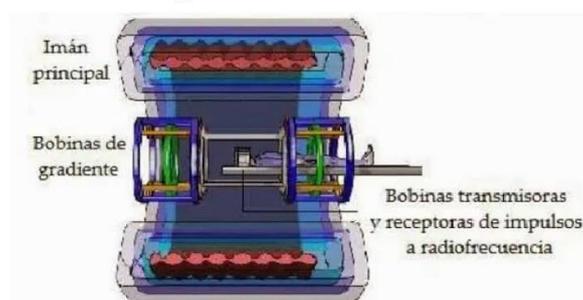
La idea es lograr variaciones en el campo B_0 , en cada una de las direcciones. Para ello hay 3 gradientes, G_x , G_y , G_z .

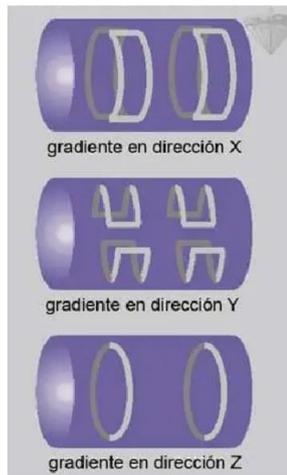
Gradientes

- La idea es lograr variaciones en el campo B_0 , en cada una de las direcciones.
- Para ello hay 3 gradientes, G_x , G_y , G_z .



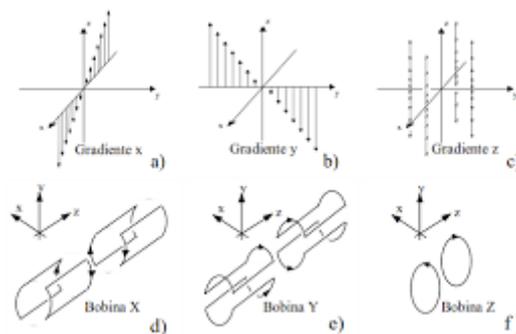
Bobinas de gradiente





Los gradientes de campo magnético son campos magnéticos muy débiles que varían con la posición y que se superponen al campo magnético principal.

con el fin de obtener proyecciones desde distintas direcciones, interesa poder orientar los gradientes de campo magnético a lo largo de los ejes X, y y X o a lo largo de una dirección oblicua. Para ello existen tres parejas de bobinas, denominadas «bobinas de gradiente X, y o Z», según cuál sea la dirección a lo largo de la cual generan el gradiente

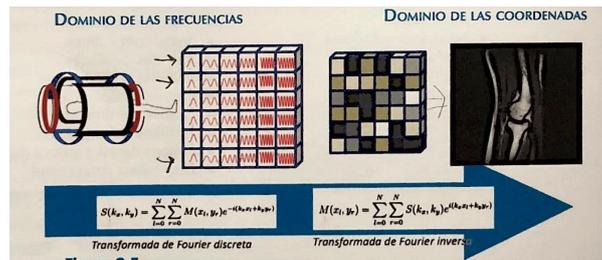


Uno de los tres gradientes (G_z) emitirá un pulso de radiofrecuencia para seleccionar el plano de corte. Todos los núcleos que se encuentren en dicho plano, precesarán a una determinada frecuencia. El pulso de RF está determinado por un ancho de banda (*bandwidth*) centrado alrededor de la frecuencia de resonancia.

A continuación, otro gradiente (G_y) empieza la codificación de la señal a lo largo de uno de los lados. Cada fila recibirá una frecuencia diferente a la de las demás filas; de esta manera, todos los núcleos de la misma fila reciben la misma frecuencia. Cuando el gradiente G_y cesa, los núcleos de cada fila estarán desfasados respecto del resto. Presentarán mayor desfase aquellos que se encuentran en la fila que percibirá un campo magnético mayor. Los núcleos continuarán precesando a la frecuencia del campo magnético principal, conservando este desfase por fila. Este gradiente se denomina **gradiente de codificación de fase**.

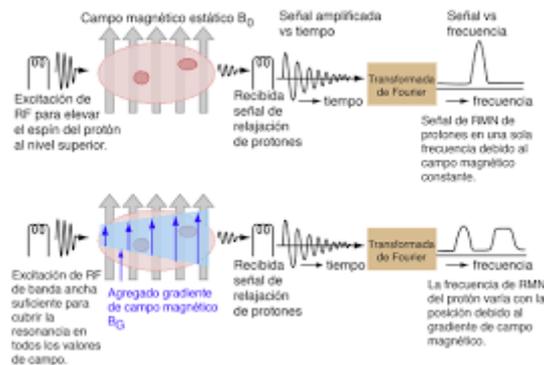
Finalmente, para diferenciar la señal de cada vóxel dentro de la fila, se aplicará otro gradiente perpendicular al anterior (G_x), que agrupará los vóxeles por columnas, haciendo que se relajen a frecuencias distintas en función de la columna en la que se encuentren.

Hay que repetir todo el proceso modificando el valor del gradiente codificador de fase G_y tantas veces como filas haya en el plano. El número de filas se denomina dimensión de fase del campo de visión.



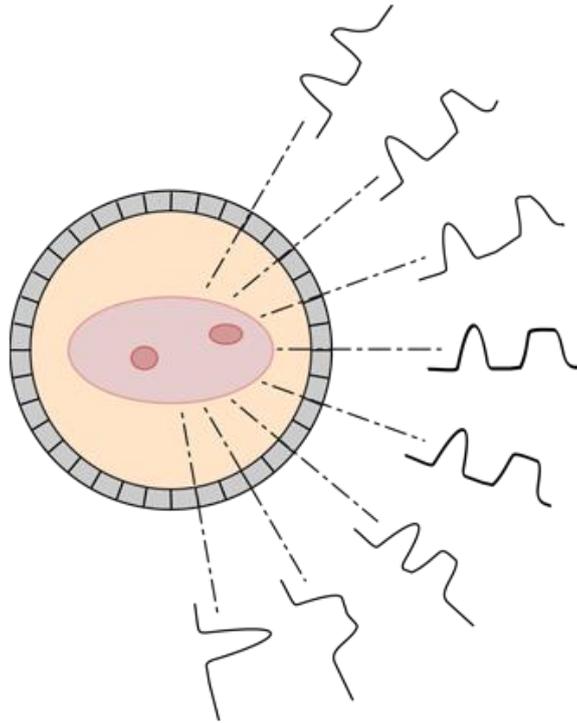
2 - Simplificación del proceso de formación de imagen

La señal recogida en la antena receptora tendrá implícita una codificación espacial de todo el plano de corte. Se transforma en una señal de frecuencias, que se correlaciona con una escala cromática, para después volver a transformarse en una codificación espacial que formará la imagen digital.



3 - Este esquema de puede ayudar a visualizar el proceso de formación de imágenes. Se presume que hay dos regiones de la muestra que contienen hidrógenos suficientes para producir una fuerte señal de RM. El dibujo superior visualiza un proceso de RM, con un campo magnético constante aplicado a toda la muestra. La frecuencia spin-flip del hidrógeno, es entonces la misma para todas las partes de la muestra. Una vez excitado por la señal de RF, los hidrógenos tenderá a volver a sus estados más bajos en un proceso llamado "relajación", y vuelven a emitir radiación de RF a su frecuencia de Larmor. Esta señal es detectada como una función del tiempo, y luego se convierte en intensidad de señal en función de la frecuencia, por medio de una transformación de Fourier. Dado que los protones en cada una de las áreas activas de la muestra, está sometidos al mismo campo magnético, producirán la misma frecuencia de radiación y la transformada de Fourier de la señal detectada, tendrá sólo un pico. Este pico único, demuestra la presencia de átomos de hidrógeno, pero no da información para localizarlos en la muestra.

La información sobre la ubicación de los átomos de hidrógeno se puede conseguir mediante la adición de un campo de gradiente calibrado, a través de la región de la muestra como se muestra en el dibujo inferior de arriba. Con un campo magnético aumentando a medida que se mueve a la derecha a través de la muestra, la energía spin-flip y por lo tanto la frecuencia de la señal emitida, aumenta de izquierda a derecha. Cuando es excitada por un transmisor de RF, la señal emitida contiene diferentes frecuencias para las dos áreas de concentración de protones. Estas frecuencias pueden ser separadas por medio de la transformada de Fourier, y el ejemplo da dos regiones diferentes de frecuencia, para las dos áreas de la muestra. Este es el principio del proceso de localización de los átomos de hidrógeno. En el boceto, sólo los ubica a lo largo de la dirección horizontal, sin dar ninguna indicación de que están a diferentes alturas.



4 - Cuando se utiliza un *gradiente de campo giratorio*, se recoge la información de posición lineal a lo largo de un número de direcciones diferentes. Esa información puede combinarse para producir un mapa de dos dimensiones de las densidades de protones. Las señales de protones de la RM son bastante sensibles a las diferencias en el contenido de protones, que son características de los diferentes tipos de tejido. A pesar de que la resolución espacial de la RM no es tan grande como una película convencional de rayos X, su resolución de contraste es mucho mejor para los tejidos. El escaneo rápido y la reconstrucción por ordenador, dan imágenes de los órganos bien resueltas.

Se deben recoger tantos ecos como tenga la dimensión de fase para aplicar después un proceso matemático conocido como *transformada de Fourier* y construir la imagen.

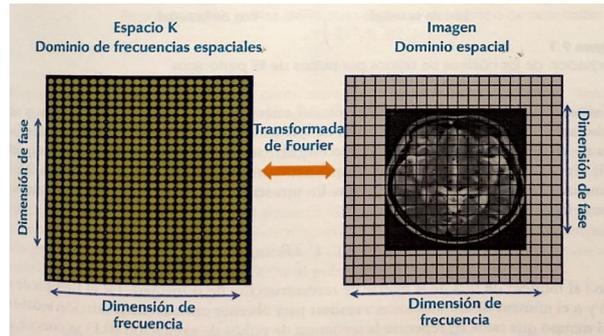
Los ecos se almacenan atendiendo a sus frecuencias espaciales de manera ordenada en una base de datos denominada *espacio K*.

" El espacio K es la representación matemática de las señales de RM codificadas por el método Fourier. Este espacio se organiza mediante una matriz de datos crudos o dominio de frecuencias que contienen la información de la imagen. Cada línea del espacio K corresponde al eco obtenido tras una codificación de fase diferente. Y cada columna corresponde a una frecuencia espacial determinada. "

Los datos almacenados en el espacio K son los datos crudos (raw data) de la secuencia. El espacio K está formado por una matriz de datos cuyas dimensiones dependen del número de decodificaciones de fase, que se representan en la coordenada Y formando filas, y por el número de muestreo del eco, que se representa en el eje X en forma de columnas.

Almacenar esta información en la matriz de datos del espacio K, en formato de frecuencias espaciales, permite aplicar después la transformación de Fourier para reconstruir la imagen.

La matriz de la imagen final es diferente de la matriz del espacio K, cada vóxel de la matriz de datos contiene información de toda la imagen, como puede verse en la siguiente imagen.

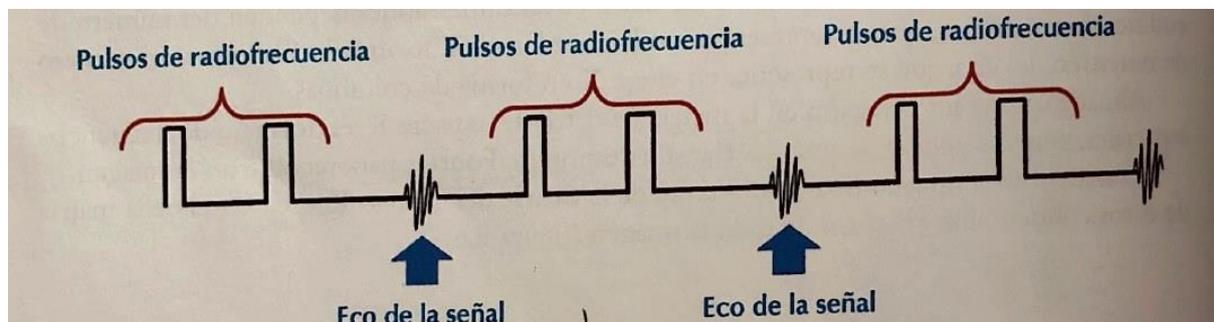


5 - Dominios de frecuencia y de coordenadas. La transformada de Fourier es una función matemática que permite transformar un dominio en el otro y viceversa.

Existen diferentes técnicas de llenado y lectura o muestreo de los datos en el espacio K para optimizar el tiempo de adquisición de las secuencias de imágenes.

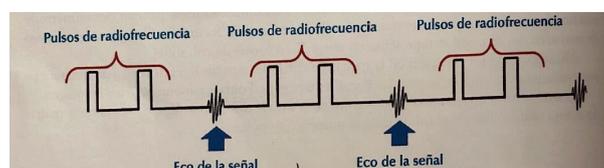
Para completar la imagen de cada corte es necesario repetir la secuencia de pulsos de RF tantas veces como filas tenga la matriz de datos . Obtener una buena resolución espacial en la imagen requiere alrededor de 256 filas. A mayor número de filas, mejor resolución espacial, pero también requiere mayor número de repeticiones y, por consiguiente, más tiempo para completar la secuencia de adquisición.

3. TIEMPO DE REPETICIÓN, TIEMPO DE ECO, TIEMPO DE INVERSIÓN Y TIEMPO DE ADQUISICIÓN



Algunos de los factores que influyen en la intensidad de la señal recibida de los tejidos son la secuencia de pulsos, el tiempo de repetición (TR), el tiempo de eco (TE) y el tiempo de inversión(TI) .

Para obtener la imagen de RM es necesario excitar los núcleos de determinados tejidos con varias secuencias de pulsos de RF, las cuales se repiten de forma periódica en el tiempo, como muestra la siguiente imagen.



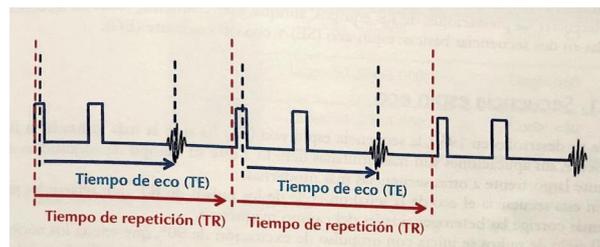
Existen diferentes secuencias en función del intervalo de tiempo entre los pulsos y el tipo de pulso aplicado (90° o 180°). La elección de una secuencia de pulsos determinará la señal obtenida de un tejido, por lo que es necesario elegirla cuidadosamente. El tiempo de adquisición de una secuencia de pulsos es el tiempo que transcurre desde el inicio del pulso de RF hasta que finaliza la reconstrucción de la imagen.

En una secuencia **espín eco** se puede calcular con la siguiente fórmula:

$$T_a = l \cdot TR \cdot n$$

siendo l el número de filas de la matriz de la reconstrucción de la imagen, TR es el tiempo de repetición y n el número de adquisiciones a realizar para obtener una adecuada relación señal-ruido.

El tiempo que tarda en repetirse la secuencia de pulsos de excitación (RF) se conoce como **tiempo de repetición (TR)**. De manera general, se considera un tiempo corto cuando es inferior a 600 ms, y largo cuando supera los 1500 ms. En la siguiente figura se muestra una representación gráfica del tiempo de eco y del tiempo de repetición.



7 - Representación gráfica del tiempo de eco y del tiempo de repetición

Para hacer la lectura de la señal emitida por los tejidos después de haber sido excitada con un pulso inicial de RF hay que esperar un tiempo determinado: es el **tiempo de eco (TE)**.

Cuanto más corto sea el TE, más intensa será la señal obtenida, pero menor diferencia habrá entre los tejidos. Si el TE es demasiado largo, la intensidad de la señal será muy débil y la imagen tendrá peor relación señal-ruido (ver figura anterior).

Ejemplo para el cálculo del tiempo de adquisición de una secuencia SE que tiene una matriz de 256 · 256, un TR de 1.000 ms y 1 adquisición:

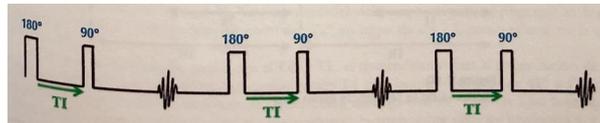
Tiempo de adquisición = 256 · 1.000 ms · 1.
 Tiempo de adquisición = 256.000 ms.
 Tiempo de adquisición = 256 s.
 Tiempo de adquisición = 4 minutos y 26 segundos.

Hay un tipo de secuencia conocida como **secuencia de inversión recuperación (IR)**, cuyo propósito es anular la señal de un determinado tejido aprovechando la diferencia en los TR de los elementos.

La secuencia IR se inicia con un pulso de 180°. Después se espera un tiempo, denominado **tiempo de inversión (TI)**, y a continuación se inicia la secuencia de adquisición **espín eco (SE)**,

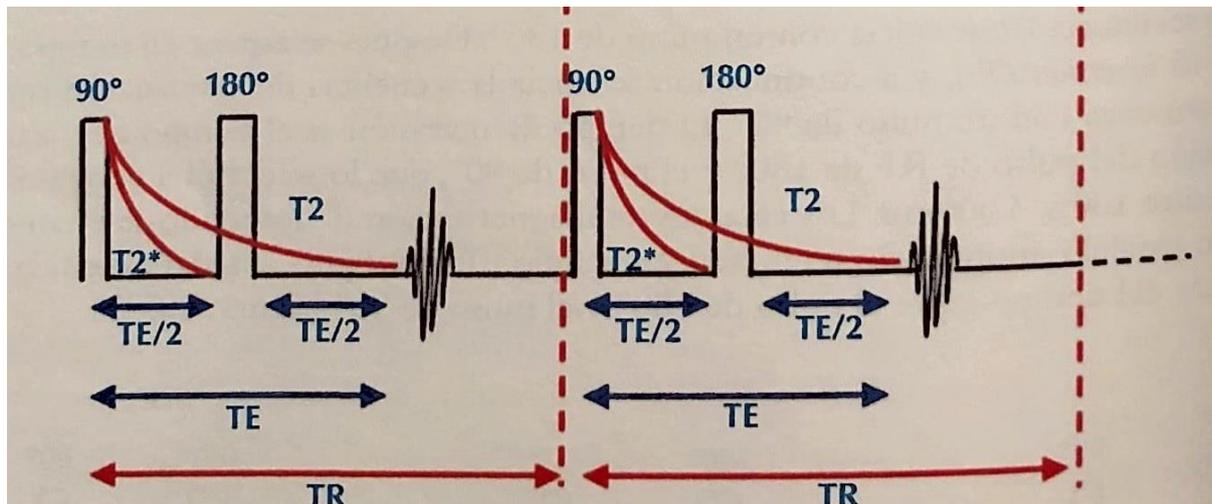
la cual comienza con un pulso de 90° . El tiempo de inversión es el tiempo que transcurre desde la emisión del pulso de RF de 180° y el pulso de 90° , que lo selecciona el operador y su valor varía entre 100 y 3.000 ms.

Los vectores de magnetización de los tejidos estarán orientados en sentido paralelo, antiparalelo o tendrán valor nulo (0). Por tanto, la señal obtenida de los tejidos depende del tiempo entre el pulso de 180° y el pulso de 90° (siguiente figura).



8 - Representación gráfica de una secuencia de inversión recuperación

4. SECUENCIAS DE ADQUISICIÓN CLÁSICAS: ESPÍN ECO Y ECO DE GRADIENTE

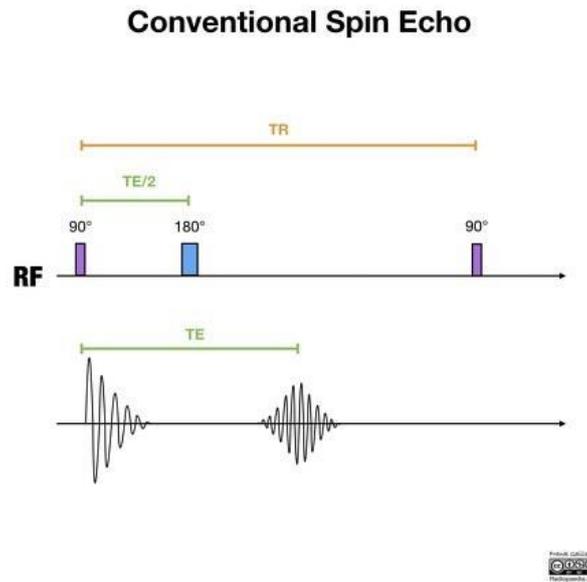


Una secuencia de adquisición es la combinación de pulsos de RF y gradientes aplicados de una manera ordenada y secuencial para obtener la imagen de RM. Básicamente, se determina por los grados de inclinación del vector de magnetización, el tiempo de repetición (TR) de cada pulso, y el tiempo eco (TE) de la señal.

Una exploración de RM consiste en realizar entre 5 y 10 secuencias en las que cada una de ellas aporta diferente información anatómica y funcional de los tejidos.

Existe una notable proliferación de secuencias de adquisición (FLASH, HASTE, DRIVE, SSTSHE, EPI, etc.), que se debe, en parte, al afán innovador de los fabricantes con el ánimo de diferenciar las prestaciones de sus equipos, aunque, esencialmente, todas las secuencias están basadas en dos secuencias básicas: *espín eco (SE)* y *eco de gradiente (EG)*.

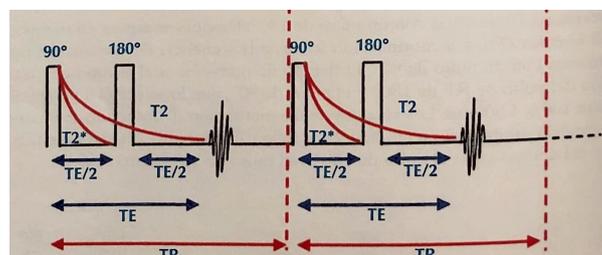
4.1 Secuencia espín eco



Desde su desarrollo en 1950, la secuencia espín eco (SE) ha sido la más utilizada en RM. Actualmente, sus aplicaciones son más limitadas debido a que su tiempo de adquisición es relativamente largo, frente a otras secuencias más modernas.

En esta secuencia el eco de la señal procede de los pulsos de RF que refasan los protones, y además corrige las heterogeneidades del campo magnético. El ciclo de pulsos se inicia con un pulso de excitación de 90° , que excita los núcleos e inclina el vector de magnetización al plano transversal. En este momento todos los núcleos están en fase con una magnetización positiva.

Cuando cesa el pulso de RF, los núcleos empiezan a relajarse perdiendo su coherencia de fase. En este momento se aplica uno o dos pulsos de 180° para refasar los protones. La posición de los vectores desfasados se invierte y los núcleos vuelven a estar en fase, formando una o dos señales de eco (en función de los pulsos emitidos de 180°). Este pulso de 180° se emite en la mitad del tiempo de eco ($TE/2$), como se muestra en la siguiente imagen.



9 - Esquema de la secuencia espín eco

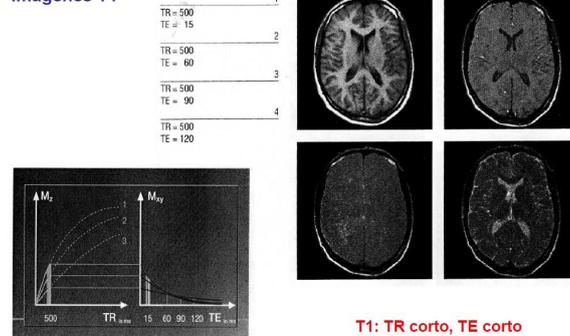
Las secuencias inducen un determinado contraste en la imagen. Las secuencias SE permiten potenciar las imágenes en T_1 , T_2 y DP variando, entre otros, los parámetros TR y TE .

	TR (en ms)	TE (en ms)
T1	Corto: 300-800	Corto: <40
T2	Largo: >1.500-3.000	Largo: >60
DP	Largo: >1.500-3.000	Corto: <40

10 - Potenciones en T1 , T2 y DP en función del TR y TE

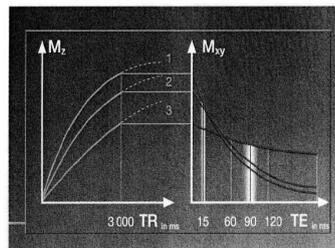
El contraste entre los tejidos cuando se potencia en T1 y T2 se basa preferentemente en su relajación T1 y T2, respectivamente. Las imágenes potenciadas en DP, suelen reflejar principalmente las diferencias respecto a la cantidad de protones de los tejidos. Es posible realizar una secuencia dual (con dos ecos), donde para un mismo TR podemos recoger la señal en un primer eco (TE corto), obteniendo una imagen potenciada en DP, y un segundo eco (TE largo) para una imagen potenciada en T2.

Imágenes T1



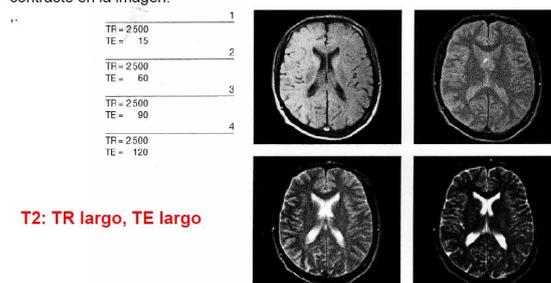
Imágenes de densidad protónica

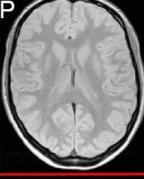
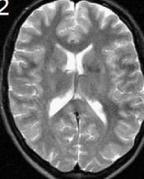
Usando TR largos, M_z se satura para todos los tejidos por lo que la diferencia en las señales proviene de la densidad de protones en cada tejido. Como TE es corto, no ha dado tiempo a que los spines de los distintos tejidos se desfasen por lo que la imantación transversal es grande para todos los tejidos.



Imágenes T2

Con un TE largo el tiempo τ hasta el pulso de 180° es grande. En los tejidos con T2 corto los spines se habrán desfasado más y la imantación transversal será menor, por lo que darán menos señal que los tejidos con T2 largo. La diferencia en las señales de los distintos tejidos vendrá dada por los diferentes valores de T2 y de ahí el alto contraste en la imagen.



	TR corto	TR Largo
TE corto	T1 	DP 
TE largo		T2 

4.2. Secuencia eco de gradiente

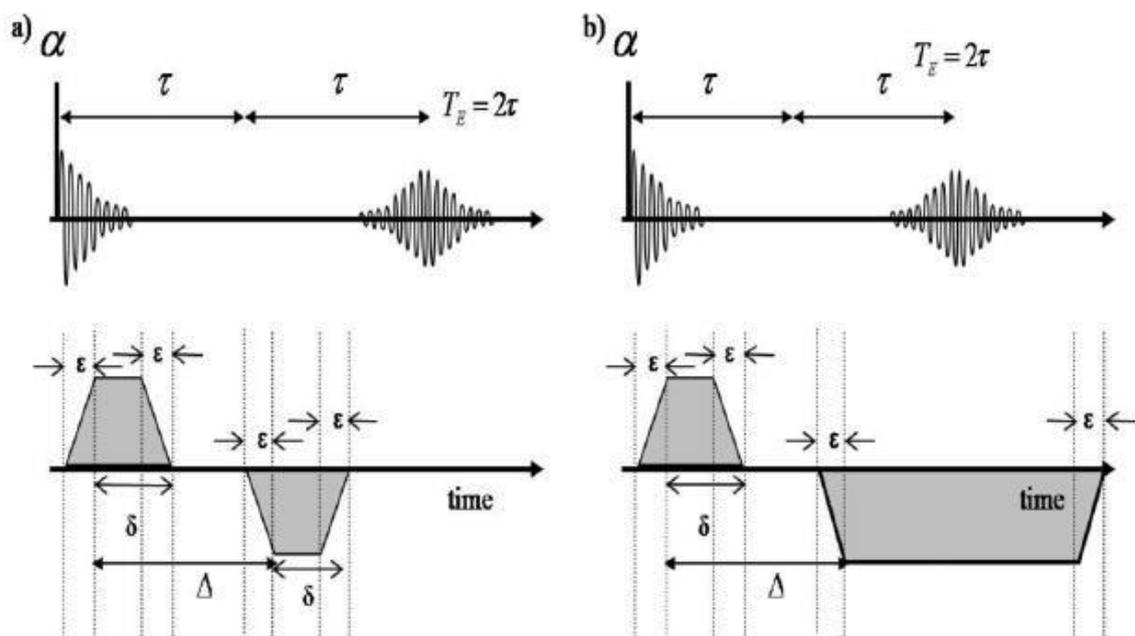


Figura 1. Diagrama de tiempos utilizados en una secuencia de pulsos y gradientes para medir el coeficiente de difusión con gradientes trapezoidales en una secuencia de eco de gradiente (a) y una secuencia para hacer imágenes monodimensionales (b). Los esquemas superiores representan los pulsos de radio frecuencia y los inferiores los de gradiente.

Existen dos formas de reducir los tiempos de exploración de RM. Una de ellas es realizar un relleno parcial del espacio K (aprovechando lo que se conoce como adquisición reducida, o bien haciendo uso de la simetría del espacio K) y la otra es disminuir la duración de los ciclos de pulsos reduciendo el TR. Las secuencias EG se basan en la reducción del TR.

La característica principal de estas secuencias es la formación del eco mediante la aplicación de gradientes bipolares (gradientes de igual amplitud y duración, pero signo opuesto) y no por pulsos de refase de 180° , como ocurre en las secuencias SE.

La secuencia se inicia con un pulso de excitación cuyo ángulo de inclinación del vector de magnetización varía entre 10° y 70° . Esto hace posible TR y TE más cortos que en SE. El

inconveniente de utilizar ángulos más pequeños es la pérdida de señal debido a una menor magnetización transversal y a su rápida desaparición.

A continuación, se aplica durante un tiempo corto un gradiente de campo magnético (se crea un campo magnético adicional al campo magnético existente), que provoca un desfase más rápido de los protones. Cuando se interrumpe este gradiente de campo magnético, se vuelve a conectar otra vez con idéntica intensidad, pero en dirección opuesta, para que los protones precesen en fase y se produzca la señal del eco.

La secuencia EG no corrige las heterogeneidades del campo magnético principal, ni la de sus propios tejidos, obteniéndose un contraste T2* en lugar de un T2, como ocurre en la secuencia SE.

El ángulo de inclinación, junto con el TR y TE, es determinante para la potenciación de la imagen en T1 y T2. Se considera una potenciación T1 con ángulos menores de 45° y T2 con superiores a 45°. Realmente, se obtiene una información sensible a T2* sensible a las heterogeneidades del campo magnético causadas por múltiples factores, entre ellos los productos por la degradación de la hemoglobina (Hb). Por este motivo, una de las aplicaciones de la secuencia EG es la detección de hemorragias.