

TÉCNICA DE LA IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA

JAVIER LAFUENTE MARTÍNEZ Y LUIS HERNÁNDEZ MORENO
Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

GENERALIDADES Y CONCEPTOS BÁSICOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA (RM)

La imagen por resonancia magnética (IRM) es un método tomográfico de emisión cuyas principales ventajas sobre otros métodos de imagen son: a) su capacidad multiplanar, con la posibilidad de obtener cortes o planos primarios en cualquier dirección del espacio; b) su elevada resolución de contraste, que es cientos de veces mayor que en cualquier otro método de imagen, c) la ausencia de efectos nocivos conocidos al no utilizar radiaciones ionizantes, y d) la amplia versatilidad para el manejo del contraste.

La IRM se basa en la excitación de los núcleos de uno de los tres isótopos del hidrógeno, el ^1H , previamente introducidos en un potente campo magnético estático, denominado B_0 . La intensidad del campo magnético que se utiliza para la obtención de imágenes médicas en RM oscila entre 0,012 y 2 Teslas. Los imanes para producir ese campo magnético pueden ser permanentes, resistivos, superconductivos o mixtos. Los imanes que producen campos magnéticos altos, a partir de 0,5 T, son superconductivos.

Los protones magnetizados en el campo magnético (CM), en estado de relajación, adquieren dos orientaciones: de baja y alta energía, o paralelos y antiparalelos respectivamente.

Simultáneamente, los momentos magnéticos de los protones realizan un movimiento de precesión alrededor del eje del campo magnético. La frecuencia de precesión depende de la intensidad del campo. Para un CM de 1T la frecuencia de precesión es de 45 MHz. Esta aumenta o disminuye de manera proporcional al CM, de tal manera que en un CM de 0,5 T la frecuencia de precesión es de 22,5 MHz y en 2T de 90 MHz.

En una pequeña proporción, predominan los protones de orientación paralela o de baja energía, formándose en la muestra un vector de magnetización neto, orientado en la dirección del campo magnético. En esta situación, los protones están en

estado de magnetización y relajación. Cuanto más intenso es el CM, mayor es la proporción de paralelos sobre antiparalelos, y el vector neto es mayor.

Como únicamente se puede medir magnetización en el plano transversal, la muestra es expuesta a pulsos de radiofrecuencia, junto a gradientes de campo magnético variables, que inclinan el vector de magnetización de la loncha o volumen seleccionado hacia el plano transversal. La radiofrecuencia es devuelta en forma de señal eléctrica oscilante (Fig. 1), generalmente en forma de eco. Estas señales, codificadas en fase y frecuencia mediante gradientes, se utilizan para formar la imagen. La amplitud del eco se reflejará en el menor o mayor brillo de la imagen final, y depende preferentemente de la densidad protónica, la relajación T1 y T2, y en menor medida de otros factores como el flujo, la perfusión, la difusión y la transferencia de la magnetización.¹³

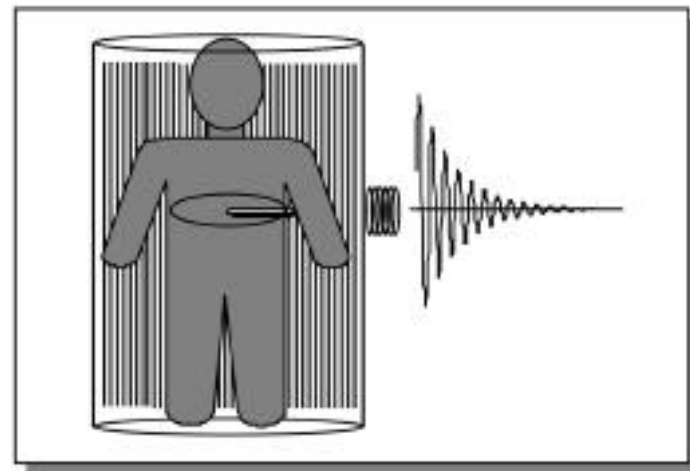


Fig. 1. Señal de resonancia magnética. El vector de magnetización se inclina 90° , desde el eje z, paralelo al CM, hasta el plano transversal "x,y". Su precesión produce una corriente eléctrica alterna o señal de RM sobre una bobina receptora.

La diferencia de señal entre los diferentes tejidos traduce la resolución de contraste. Esta es superior a la de cualquier otro método de imagen diagnóstica. En la IRM, la señal y el contraste entre tejidos pueden ser manejados por el operador según las diferentes potenciaciones de las secuencias, incluso puede suprimirse la señal de diferentes tejidos. Esta posibilidad de manejo de los contrastes, junto a la capacidad multiplanar, hacen de este método diagnóstico una herramienta excepcional en el diagnóstico médico.

Uno de los inconvenientes de la IRM es el largo tiempo de exploración. Desde la utilización práctica de la resonancia magnética como método de imagen diagnóstica a comienzos de la década de los ochenta, la disminución en los tiempos de exploración junto con mejoras en la resolución espacial, han sido objetivos preferentes en la evolución tecnológica de este moderno método de imagen médica.

Secuencias de lectura

Aunque existen decenas de siglas y acrónimos de secuencias, la mayoría son modificaciones y variantes de las secuencias básicas que se van a describir a continuación. Para crear una imagen es necesaria la aplicación de pulsos de excitación de RF durante el proceso de relajación. Inmediatamente después, se mide la señal obtenida, generalmente en forma de eco. Para la obtención de estas señales de eco puede ser necesaria la aplicación de uno o más pulsos de refase de RF, o bien de gradientes. El conjunto de cada pulso de excitación de RF y los pulsos o gradientes de refase posteriores necesarios para producir una señal medible se denomina ciclo de pulsos. Junto a los pulsos de RF es necesaria la aplicación de gradientes de campo magnético para la localización y codificación espacial de la señal. En IRM, es necesario repetir estos ciclos 64, 128, 256, 512 ó 1024 veces para rellenar el espacio K o matriz de datos crudos y la posterior reconstrucción de la imagen. Se denomina secuencia a esta repetición o serie de ciclos de pulso o pulsos y gradientes asociados.

Secuencia espín-eco

La secuencia más elemental, más conocida y, probablemente todavía hoy, la más utilizada en IRM, es la secuencia espín-eco, eco de espín o SE. El esquema básico de la misma consiste en un pulso de excitación inicial de 90° para inclinar el vector de magnetización longitudinal al plano transversal, seguido de uno o dos pulsos de refase de 180° para obtener uno o dos ecos respectivamente (Fig. 2).^{16, 26, 31}

Cuando el ciclo de pulsos contiene más de una señal de eco, generalmente dos, se denomina secuencia multieco, doble eco o *dual echo*. En este caso, con cada eco se forma una imagen. Esta secuencia produce un contraste estándar entre tejidos, de fácil reconocimiento, que depende preferentemente de la DP, T1 y T2. Los pulsos de refase de 180° corrigen las heterogeneidades del campo magnético, no aleatorias, y, en menor medida, las heterogeneidades en los campos magnéticos locales producidas por diferencias de susceptibilidad mag-

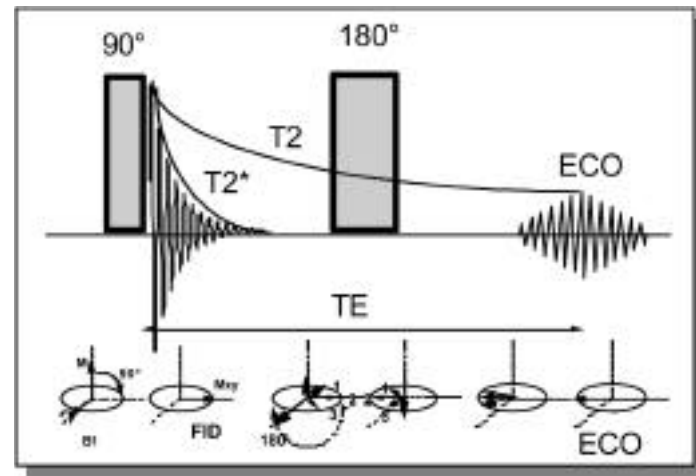


Fig. 2. Esquema de la secuencia SE monoeco. Tras un pulso inicial de 90° aparece la FID, que marca la curva de decaimiento $T2^*$. La aplicación de un pulso 180° en un tiempo TE/2.

nética de los tejidos. Los ecos obtenidos decaen exclusivamente por la relajación T2 de los tejidos, debido a la interacción protón-protón.¹³

El contraste de la imagen, seleccionando una potenciación en DP, T1 o T2, se regula manejando los parámetros: a) tiempo de repetición (TR), que controla la cantidad de relajación longitudinal, y b) tiempo de eco (TE), que controla la cantidad de desfase del componente transversal de la magnetización. La potenciación en T1 se obtiene combinando un TR corto y un TE largo; la potenciación en DP con un TR largo y un TE corto, y la potenciación en T2 con un TR largo y un TE largo. Los dos ecos para formar las imágenes de DP y T2 se obtienen en el mismo TR tras un único pulso de excitación. Típicamente, en la secuencia SE el tiempo de adquisición de imágenes potenciadas en T1 y T2 puede variar de 1 a 10 minutos, dependiendo de la longitud del TR, del número de píxeles de la matriz en la dirección de la codificación de fase y del número de adquisiciones o NEX.

Secuencia inversión recuperación

Los ciclos de pulsos de la secuencia inversión recuperación (IR) se inician con un pulso de excitación de 180° , que invierte el vector de la magnetización longitudinal. Durante su relajación, tras un tiempo denominado TI, se aplica un pulso de 90° para inclinar el vector de magnetización al plano transversal y poder medir la señal. En este momento, el ciclo continúa como en la secuencia SE, aplicándose posteriormente un pulso de 180° para el refase y producción del eco (Fig. 3). La principal ventaja de esta secuencia es la obtención de imágenes con una fuerte potenciación en T1, debido a que las curvas de relajación longitudinal comienzan desde un valor doble, y por lo tanto su separación durante la relajación es mayor que en SE. Su inconveniente principal es la necesidad de aplicar tiempos de repetición más largos, para que la relajación longitudinal se complete. La utilización de TR largos prolonga el tiempo de adquisición.⁴

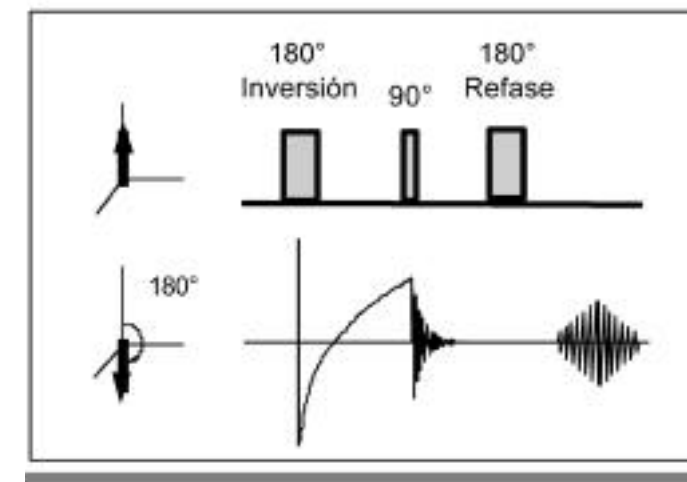


Fig. 3. Esquema de la secuencia IR. Pulso inicial de 180° que invierte la magnetización longitudinal. Durante el proceso de relajación se aplica un pulso de 90° que traslada la magnetización longitudinal, desde cualquier valor positivo o negativo, al plano transversal. Posteriormente, la secuencia continúa como en SE, con un pulso de 90° y otro de 180° para la obtención del eco.

La aplicación del pulso de inversión cuando el vector de un tejido está pasando por 0, en el que su magnetización longitudinal tiene un valor 0, suprime su señal. Esta posibilidad es útil para eliminar la señal de tejidos con un T1 muy corto como, por ejemplo, la grasa. Esta variante de la secuencia IR se denomina *STIR* o inversión recuperación con un tiempo de inversión corto (Fig. 4). Utilizando un TI largo también se puede eliminar la señal de tejidos con un T1 largo como, por ejemplo, el LCR. Esta secuencia se denomina *FLAIR* (Fig. 4).^{17,33,38} En la secuencia IR, además de los parámetros TR y TE, se añade por lo tanto un tercer parámetro: el tiempo de inversión (TI) o

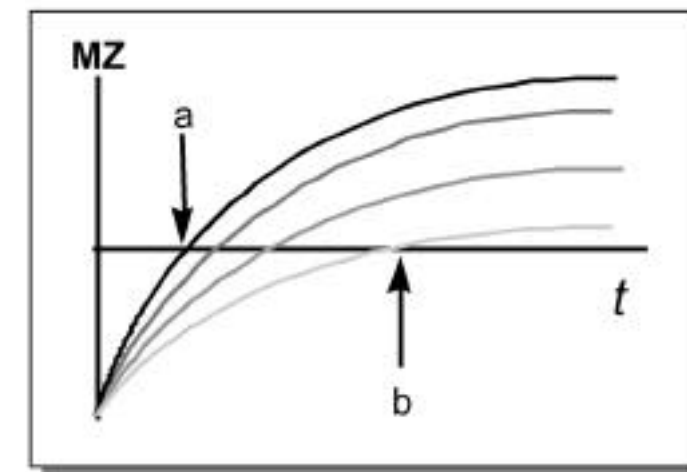


Fig. 4. Curvas de relajación T1 en la secuencia IR. Durante la relajación longitudinal, la aplicación de un pulso de 90° en el momento a, suprime la señal de un tejido con un T1 corto (STIR). Si se aplica en el tiempo b, se suprime la señal de un tejido con un T1 largo (FLAIR).

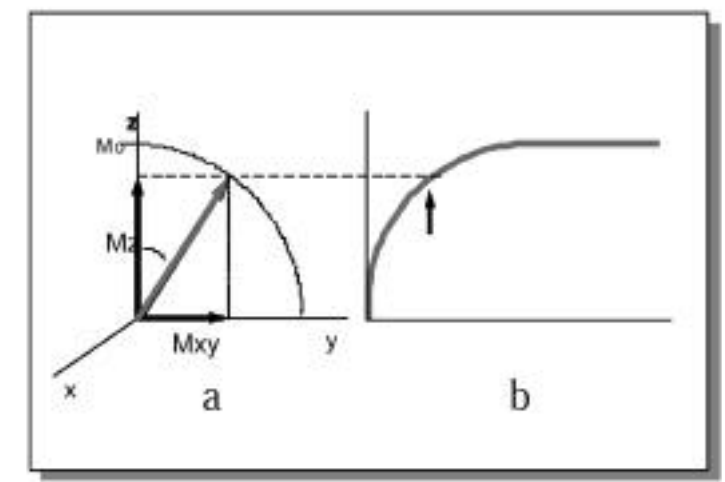


Fig. 5. Pulso de RF de ángulo limitado. Tras la aplicación de un pulso de excitación menor de 90° la relajación longitudinal se completa más rápidamente (a), debido a que parte de valores más cercanos al estado de relajación (b).

tiempo de aplicación del pulso de 90° , que determina no sólo el contraste de la imagen sino que posibilita la eliminación de la señal de determinados tejidos.

En IR el contraste de la imagen y la señal del fondo pueden malinterpretarse debido a que la reconstrucción de la imagen puede realizarse de dos modos: real o modular.

Secuencias de eco de gradiente con ángulo limitado (EG)

Este tipo de secuencias abarcan un amplio y diverso grupo cuya principal característica es la obtención del eco mediante la aplicación de gradientes alternantes o inversos, en vez de pulsos de refase de RF de 180° . Junto a este tipo de refase se utilizan ángulos de excitación limitados, menores de 90° , que permiten la utilización de TR mucho más cortos que en SE. Esta combinación de ángulo limitado y refase por gradientes permite acortar el tiempo de adquisición de la imagen de una manera notable.^{15, 39} El acortamiento del TR es uno de los mecanismos de reducción del tiempo de exploración. Con TR cortos es necesaria la utilización de ángulos de excitación menores de 90° , para no saturar la muestra.

La aplicación de un ángulo menor de 90° inclina el vector de magnetización, de modo que puede descomponerse en una componente longitudinal (Mz) y otra transversal (Mxy) (Fig. 5a). La intensidad de la señal de RM va a depender únicamente del componente transversal (Mxy). Con ángulos menores de 90° , al partir de una posición más cercana al eje z, la recuperación del vector de magnetización longitudinal es más rápida, siendo posible la aplicación de TR cortos sin saturar la muestra (Fig. 5b). Como contrapartida, el componente transversal es menor. La señal es más baja y las imágenes son más ruidosas. Habitualmente, esto obliga a aumentar el número de adquisiciones.

En las secuencias SE se aplica un pulso de RF de 180° para refasar los protones, mientras que en las secuencias EG el

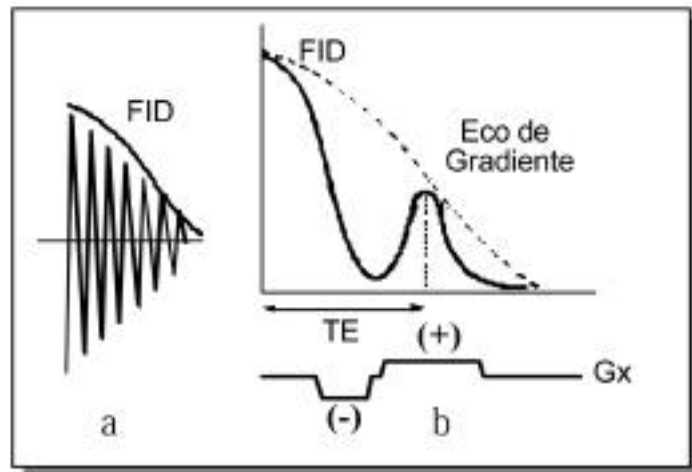


Fig. 6. Refase por gradientes en EG. El eco se obtiene mediante la aplicación de un gradiente de lectura alternante o bipolar, con un desfase (lóbulo negativo) que destruye la FID, y un posterior refase (lóbulo positivo) en el eje de codificación de frecuencia (Gx), que rehace la coherencia de fase. El centro del eco (TE) coincide con el centro del gradiente.

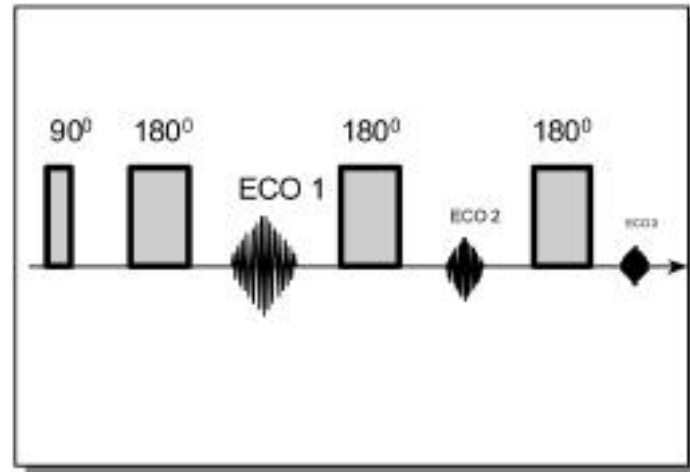


Fig. 7. Secuencia SE multieco. Ejemplo de secuencia SE multieco con tres pulsos de refase de 180° , que producen otros tantos ecos. Este tipo de secuencia es la base de TSE.

eco se forma por un mecanismo diferente: la aplicación de un gradiente, generalmente en la dirección del eje x (Gx) (Fig. 6).

En las secuencias EG se puede producir el eco a partir de la FID o a partir de un eco más lejano, con una estructura similar a la de una secuencia SE. Las secuencias EG se pueden dividir, por lo tanto, en dos grandes grupos, según se forme el eco a partir de la FID o del eco de espín. La formación del eco a partir de la FID permite tiempos de eco muy cortos.

En estas secuencias, el contraste de la imagen y su potenciación en T1, DP o T2, depende preferentemente del ángulo de inclinación y del TE. La aplicación de ángulos entre 40° y 60° , y TE cortos, potencia la imagen en T1. Para la obtención de imágenes puras T1 es necesario destruir cualquier magnetización transversal residual antes de cada pulso de excitación que pudiera "contaminar" el siguiente ciclo.⁴⁰ Estas secuencias se denominan *spoiled gradient-echo*. Por el contrario, ángulos pequeños y TE más largos la potencian en T2.

En estas secuencias, la potenciación es en T2* y no en T2, debido a que los gradientes para la formación de los ecos no cancelan los efectos de las heterogeneidades del campo magnético y los efectos de susceptibilidad magnética, como sucede con los pulsos de refase de 180° en la secuencia SE.

En las secuencias EG, al igual que en SE e IR, cada TR corresponde a una codificación de fase o relleno de una línea del espacio K. Este hecho y sus consecuencias sobre el tiempo de adquisición de la imagen serán discutidos posteriormente.

Secuencia turbo espín-eco (TSE)

La secuencia turbo espín-eco (TSE) o *fast spin-echo* (FSE) es una secuencia rápida desarrollada comercialmente a partir de la secuencia RARE, como modificación de la secuencia SE multieco.^{19, 21} El ciclo de pulsos de esta secuencia se caracteriza por la aplicación de un pulso de excitación de 90° , igual que

en SE, y la posterior formación de dos o más ecos de espín producidos por pulsos de refase de 180° (Fig. 7). Típicamente, en la utilización convencional de la secuencia se adquieren entre 4 y 32 ecos (siempre más de 2), aunque pueden llegar a 256 en su modalidad *single-shot*. El número de ecos se denomina longitud del tren de ecos, *echo train length*, ETL, factor turbo o TF. La característica básica de esta secuencia es que cada eco se codifica con una fase distinta (Fig. 8). Por lo tanto, en cada TR se rellenan tantas líneas del espacio K como ecos. La consecuencia inmediata es una disminución drástica del tiempo de adquisición, proporcional al TF, o lo que es lo mismo al número de líneas del espacio K que se rellenan en cada TR. En la secuencia SE convencional cada eco, uno o dos, obtenidos en un

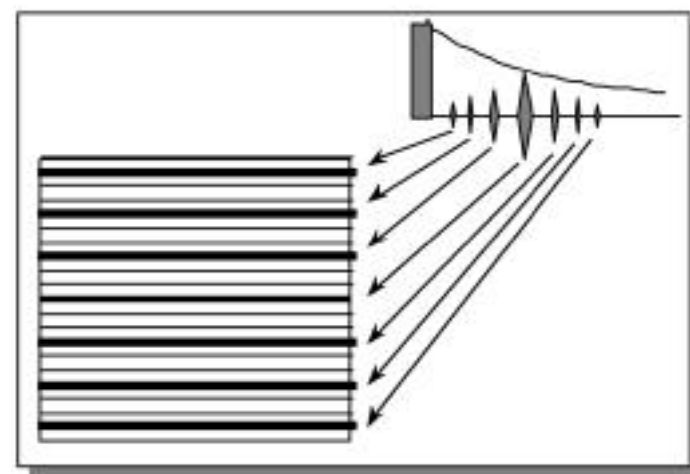


Fig. 8. Secuencia TSE. Esquema de un segmento o TR en TSE, y su relleno del espacio K. Cada eco de un TR sirve para rellenar una línea del espacio K.

TR tienen la misma codificación de fase; cada línea del espacio K se adquiere en un TR distinto. Cuando el número de cortes no es un factor limitante, el tiempo de adquisición de la imagen es inversamente proporcional al número de ecos o longitud del tren de ecos. Por ejemplo, un tren de ecos de 8 reduciría teóricamente el tiempo de adquisición por un factor de ocho. El número de líneas que se rellenan en cada TR se denomina segmento (Fig. 8).

El contraste obtenido en la secuencia TSE es en general similar al de una secuencia SE convencional. Las diferencias existentes son principalmente un aumento del brillo de la grasa aún en imágenes potenciadas en T2.⁵ Esto es debido al efecto denominado acoplamiento J, cuya causa es la aplicación de múltiples pulsos de refase de 180° . Este efecto puede evitarse con la aplicación de técnicas de supresión de grasa. Otras diferencias son la aparición de artefacto por emborronamiento cuando se utilizan tiempos de eco largos. El detalle puede mejorarse aplicando técnicas de HF en TSE segmentado. Por último el efecto de transferencia de la magnetización, igualmente producido por la aplicación de múltiples pulsos de refase de 180° , puede saturar algunas estructuras y disminuir la capacidad de detección de la patología.

En TSE, el manejo del TE es similar, debiendo situar las líneas centrales del espacio K alrededor del TE seleccionado, ya que son las líneas centrales, o de codificaciones de fase bajas, las que aportan el contraste global a la imagen. En TSE, el tiempo de eco se denomina TE efectivo (TE_{ef}), debido a que existen tantos tiempos de eco como ecos, pero únicamente el tiempo de eco de los centrales en el espacio K determina el contraste de la imagen.

La secuencia TSE se puede combinar con prepulsos de preparación de la magnetización, como un pulso de inversión de 180° (IR-TSE), o con técnicas de saturación de la grasa (TSE-Spir).²

Secuencia eco-planar

La secuencia eco-planar (EPI) es una forma de adquisición ultrarrápida, desarrollada por Mansfield en el año 1977.²³ Sin embargo, hasta la década de los noventa no ha tenido aplicaciones clínicas de rutina.

La rapidez de la secuencia deriva de la adquisición de múltiples líneas del espacio K tras el pulso de excitación. Al igual que en TSE, el factor de aceleración depende del número de codificaciones de fase por TR. En su forma más pura se adquieren todos los perfiles o vistas tras un único pulso de excitación (*single-shot* o *snapshot*). En estas condiciones, y con una matriz de baja resolución, la adquisición de la imagen puede durar 50-100 ms.

En EPI, los ecos se obtienen a partir de la FID, aplicando muy rápidamente gradientes de lectura alternativos de signo inverso (EG-EPI) (Fig. 9). El refase por gradientes reduce notablemente el espaciamiento entre ecos, de tal manera que se pueden adquirir cuatro ecos de gradiente en el mismo tiempo que un eco del espín en TSE.

En EG-EPI la potenciación es muy fuerte en T2*. Las consecuencias son: a) una alta sensibilidad a artefactos por sus-

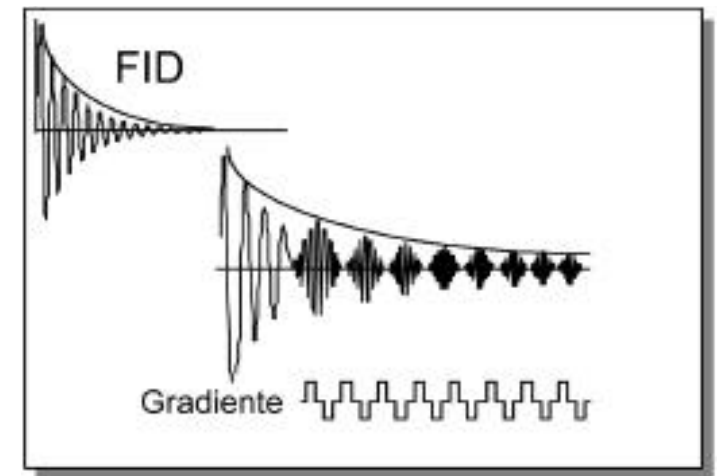


Fig. 9. Esquema básico de EPI. Técnica EPI: la FID se descompone en múltiples ecos de gradiente mediante la aplicación muy rápida de gradientes alternativos, positivos y negativos, en la dirección de codificación de frecuencia (Gx). Cada eco se codifica con una fase distinta.

ceptibilidad magnética; b) un desplazamiento químico mucho mayor que en cualquier otra secuencia que, además, al contrario que en las demás secuencias, se produce en la dirección de la codificación de fase, y c) una SNR pobre. El gran desplazamiento químico obliga a efectuar la supresión de la grasa.

Para la técnica de disparo único (*single-shot*), en la que todas las codificaciones de fase se producen tras un único pulso de excitación, se aplican gradientes muy intensos y rápidos, del orden de 25-40 mT/m en menos de 200 μ s.^{3, 12}

La técnica de múltiples disparos (*multi-shot*), en la se adquiere únicamente una parte del espacio K tras cada pulso de excitación (segmentación del espacio K), es la más utilizada actualmente para la adquisición de imágenes diagnósticas. Esta técnica puede realizarse en la mayoría de las máquinas actuales, incluso con gradientes estándar.²⁵

La alta resolución temporal de EG-EPI *single-shot* permite efectuar estudios funcionales y de perfusión cerebrales, y estudios cardíacos con secuencias de 10-12 imágenes por segundo. En el sistema músculo-esquelético son posibles los estudios cinemáticos articulares. Esta forma de EPI es la base de la fluoroscopia por RM.

En EPI, los ecos también pueden obtenerse a partir de un eco del espín (SE-EPI), cuya utilidad es la potenciación en T2, con menos efecto T2*, debido a la aplicación de pulsos de refase de 180° (Fig. 10). SE-EPI puede combinarse con pulsos de inversión previos (IR-EPI), para aumentar el contraste de la imagen.

Se puede decir, genéricamente, que en todas las secuencias de RM la rapidez de la adquisición es inversamente proporcional a la calidad de la imagen; esto es, si cabe, más manifiesto en la secuencia EPI. Por ello, en las aplicaciones actuales en estudios de cuerpo el relleno del espacio K en la secuencia EPI se realiza de forma segmentada; el espacio K se rellena con múltiples disparos (*multi-shot*). Al igual que en TSE, el nú-

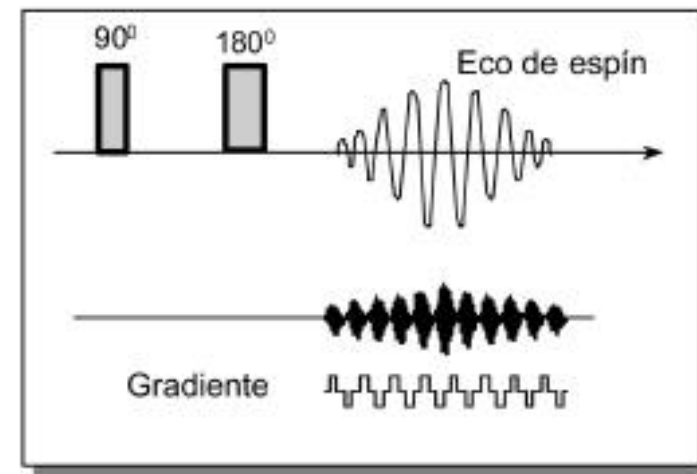


Fig. 10. Esquema básico de SE-EPI. SE-EPI: en este caso es el eco de espín, en vez de la FID, el que se descompone en múltiples ecos de gradiente.

mero de disparos equivale al número de segmentos, y el número de ecos al factor turbo.

Secuencia GraSE

La secuencia *GraSE* (*gradient and spin-echo*) es la secuencia rápida más compleja y moderna. En ella, se combinan las secuencias TSE y EPI. Tras un pulso de excitación se obtienen múltiples ecos de espín por refase, mediante pulsos de 180°. El número de ecos de espín equivale al factor turbo. Cada eco de espín se descompone, a su vez, en múltiples ecos de gradiente mediante cambios de polaridad muy rápidos del gradiente de lectura. El número de ecos de gradiente es el factor EPI.

Al igual que en TSE y EPI, se adquieren múltiples vistas o perfiles en cada TR con una codificación de fase distinta. El principio, por lo tanto, es un relleno de múltiples líneas del espacio K por cada TR.¹⁰ El factor de aceleración es el producto del factor turbo multiplicado por el factor EPI (Fig. 11).

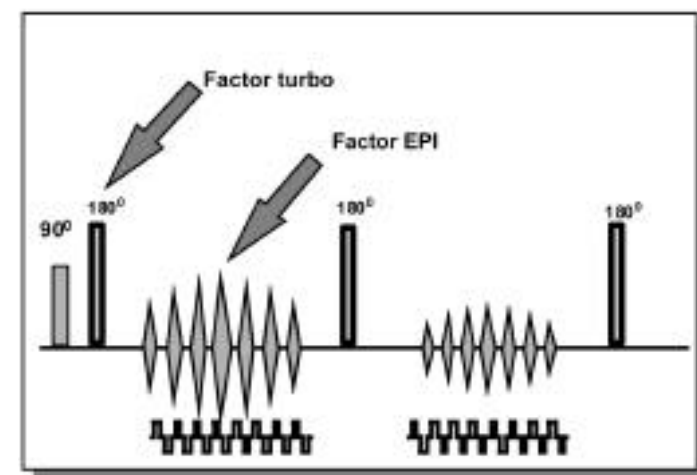


Fig. 11. Esquema de la secuencia *GraSE*. Combinación de ecos de espín y ecos de gradiente. Cada eco de espín (componente TSE) se descompone en múltiples ecos de gradiente (componente EPI).

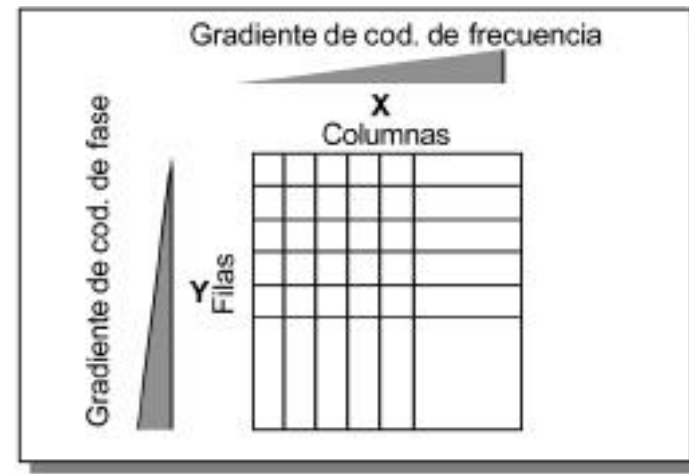


Fig. 12. Obtención de la imagen en RM. Separación de las filas y columnas de la matriz mediante la aplicación de gradientes en los ejes "x" e "y" respectivamente.

Es posible adquirir imágenes de alta resolución con tiempos relativamente cortos.^{10, 11} El contraste en la secuencia GRASE está condicionado por los ecos de espín más que por los ecos de gradiente, por lo que la curva de decaimiento es T2 en vez de T2*.

Reconstrucción de la imagen

Para la formación de la imagen como una matriz de píxeles, la señal obtenida se codifica en fase y frecuencia, para independizar las filas y columnas (ejes x,y) (Fig. 12).

Codificación de frecuencia

La codificación de frecuencia permite separar una de las coordenadas de la matriz como, por ejemplo, las columnas. Esta se efectúa aplicando un gradiente de campo magnético

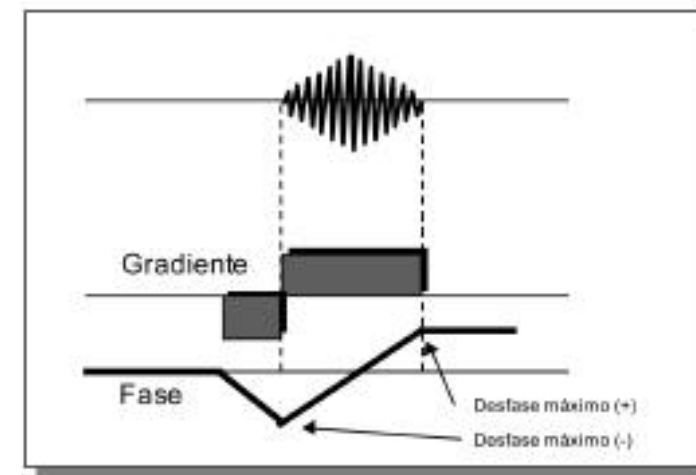


Fig. 13. Esquema del gradiente de lectura. Durante la lectura del eco se aplica un gradiente negativo-positivo, que produce diferentes frecuencias en sentido horizontal.

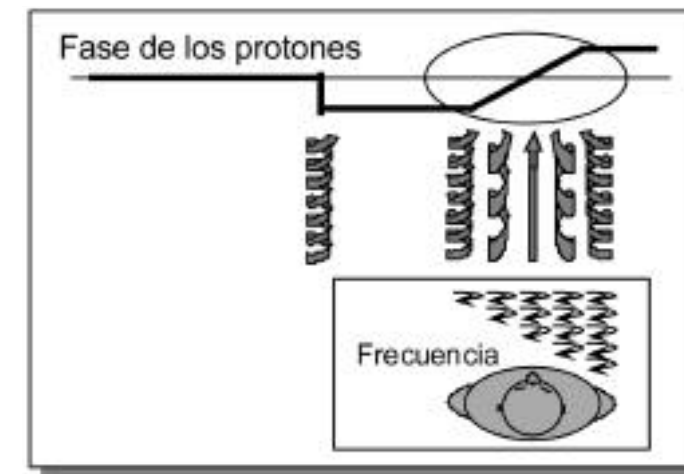


Fig. 14. Codificación de frecuencia. Antes de la señal de eco se aplica un gradiente que desfasa los protones en sentido horizontal. Durante la lectura y muestreo del eco, los protones se refasan progresivamente. Este gradiente varía las frecuencias en sentido transversal. En el centro del eco, el gradiente tiene un valor igual a 0 y la frecuencia es 0. En este instante la fase y frecuencia de los protones es igual en todo el corte. En los extremos del gradiente el desfase es máximo

durante la lectura del eco, de tal manera que los protones de las distintas columnas precesan con una frecuencia diferente según el campo magnético percibido. En una secuencia SE convencional se codifican todas las columnas tras un único pulso de excitación de radiofrecuencia de 90°. El gradiente para la codificación de frecuencia se aplica durante la obtención del eco mediante un gradiente de desfase al comienzo, que se invierte a lo largo del eco, de tal manera que en el centro del eco el desfase es 0 (Fig. 13). En cada punto o momento de muestreo del eco, los protones de la muestra tienen una frecuencia diferente en sentido horizontal. Durante el eco, los protones del corte tienen diferentes frecuencias en sentido horizontal.

La señal de eco tiene una amplitud creciente primero y decreciente después por dos motivos: a) el refase mediante el pul-

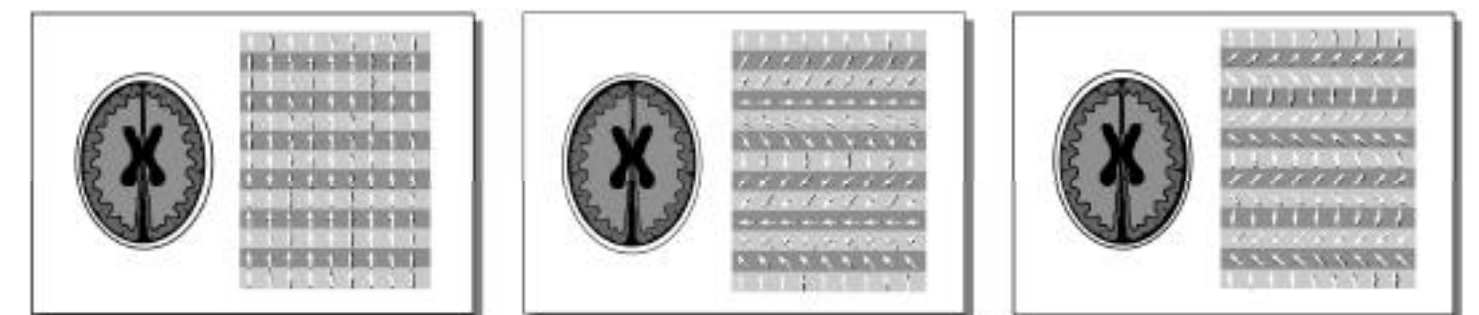


Fig. 15. a) Codificación de fase 0: los protones de este corte esquemático del cráneo tienen la misma fase en sentido vertical. b) Codificación de fase 1: mediante la aplicación de un gradiente los protones se desfasan 360° en sentido vertical. c) Codificación de fase 2: un gradiente más intenso que en la figura 15 b, los protones se desfasan 720° en sentido vertical.

so de RF de 180° y el posterior desfase, y b) por la aplicación del gradiente durante la lectura del eco. El gradiente produce un desfase máximo al inicio del eco, pasa por un desfase igual a 0 en el punto medio y alcanza un desfase máximo en sentido inverso al final (Fig. 14). El eco es una señal analógica que debe ser muestreada para su conversión analógico-digital. El muestreo se efectúa con una determinada frecuencia, denominada frecuencia de muestreo. Posteriormente, se descompone en sus múltiples frecuencias y sus correspondientes intensidades mediante la transformación de Fourier (FT).

Por lo tanto, a cada columna le corresponde una frecuencia, de tal manera que en RM frecuencia equivale a localización espacial.

Durante la lectura del eco se adquiere información de todas las columnas de la matriz; en la secuencia SE convencional se obtiene tras un único pulso de excitación. En todos los TR sucesivos se repite el proceso sin variaciones.

Codificación de fase

La otra dimensión de la imagen, las filas, se obtiene codificando en fase secuencialmente el espacio K. La información necesaria para independizar las filas se adquiere codificando en fase los protones de la muestra. Es necesario adquirir tantas codificaciones de fase como filas tenga la matriz. Cada codificación de fase se denomina también vista o perfil. La diferencia entre cada una consiste en la distinta fase de los protones del corte tomográfico en sentido vertical, que determina una frecuencia espacial diferente.

Cada vista contiene información de todo el corte, pero con una fase diferente. En la codificación de fase 0, en la que no se ha aplicado gradiente en sentido vertical, todos los protones del corte tienen la misma fase y frecuencia (Fig. 15a). En la primera codificación de fase los protones se desfasan 360° desde el extremo inferior hasta el superior de la imagen. Expresándolo gráficamente podríamos decir que se ha dado una vuelta de 360° a la fase de los protones (Fig. 15b). En la segunda codificación de fase, el desfase es de 720° (Fig. 15c). En cada codificación de fase sucesiva los protones se desfasan otros 360°. La codificación 127 supone que los protones se han desfasado 128 veces 360° en sentido vertical.

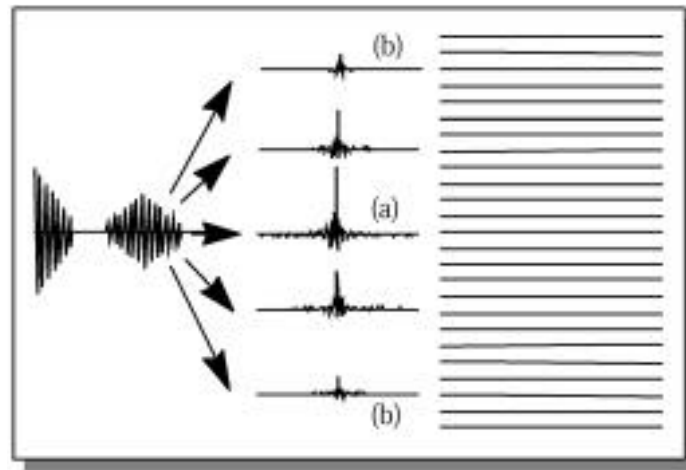


Fig. 16. Señales de los ecos y su ordenación en el espacio K. Los ecos con codificaciones de fase bajas (a) tienen una intensidad mayor que los ecos con una codificación de fase extrema (b). Por convención, el eco con una codificación de fase 0 se sitúa en el centro del espacio K, y los ecos con una codificación de fase máxima en los extremos.

Las codificaciones con poco desfase determinan la resolución de contraste de la imagen, mientras que las codificaciones extremas determinan el detalle fino. Por efecto de cancelación de la señal de unos protones con otros de fase opuesta, los ecos con codificaciones de fase extremas son muy débiles y apenas contribuyen a la señal global de la imagen. Los ecos de baja codificación de fase son más intensos, debido a una escasa cancelación de la señal de los protones (Fig. 16). Estos ecos centrales contribuyen no sólo al contraste de la imagen sino a la mayor parte de la señal. Este hecho se produce porque los tejidos son heterogéneos y no se cancela la señal de todos los protones que tienen una dirección opuesta. En las codificaciones de fase bajas (bajas frecuencias espaciales) el vector neto es mayor que en las codificaciones de fase altas (altas frecuencias espaciales). En un objeto perfectamente homogéneo se produciría una cancelación total, no existiendo señal de RM para codificaciones de fase distintas de 0.

Cada eco, con una codificación de fase, incluye información de todo el corte. Mediante una segunda TF se obtiene la imagen final.

Los ecos de cada TR difieren entre sí porque tienen una codificación de fase distinta, de tal manera que para la obtención de una imagen con una matriz de 256 x 256 hay que efectuar 256 codificaciones de fase, desde -128 a +127.

El tiempo de adquisición de una imagen en RM se calcula mediante la fórmula:

$$T = TR \times N_{cf}^0 \times N_{adq}^0$$

donde:

TR = tiempo de repetición entre los sucesivos pulsos de excitación

N_{cf}^0 = número de codificaciones de fase

N_{adq}^0 = número de adquisiciones o veces que la secuencia se repite, bien para obtener una relación S/R adecuada, o con el propósito de reducir los artefactos por movimiento

Espacio K

La matriz de datos crudos, espacio de Fourier o espacio K es un término confuso para la mayoría de los usuarios de RM, aunque es un concepto relativamente simple cuya comprensión es cada vez más necesaria para una correcta utilización de las modernas secuencias en IRM, especialmente para las secuencias rápidas basadas en el relleno de más de una línea del espacio K tras un pulso de excitación. La letra K representa las frecuencias espaciales del objeto. El espacio K también recibe la denominación de matriz de datos crudos o dominio de la frecuencia. Consiste en una matriz o conjunto de números cuya TF es la imagen final. Cada fila representa un eco, que está compuesto de diferentes frecuencias y sus correspondientes intensidades (Fig. 17). Por ejemplo, 256 frecuencias en el caso de una matriz de 256x256. El eco obtenido es una señal oscilante compleja, compuesta de 256 muestras correspondientes a 256 frecuencias e intensidades distintas, por lo que cada punto de cada fila representa un punto diferente de muestreo de la señal compleja de cada eco (Fig. 17). Por lo tanto, en cada línea del espacio K está contenida información de todo el corte o sección tomográfica.

La diferencia entre cada fila es que cada una se adquiere con una codificación de fase distinta. En el ejemplo anterior de una matriz de 256x256, han de efectuarse también 256 codificaciones de fase. Convencionalmente, se ha establecido que en la línea central del espacio K se coloca la codificación de fase 0. Las sucesivas líneas en sentido ascendente representan las codificaciones de fase numeradas desde +1 hasta

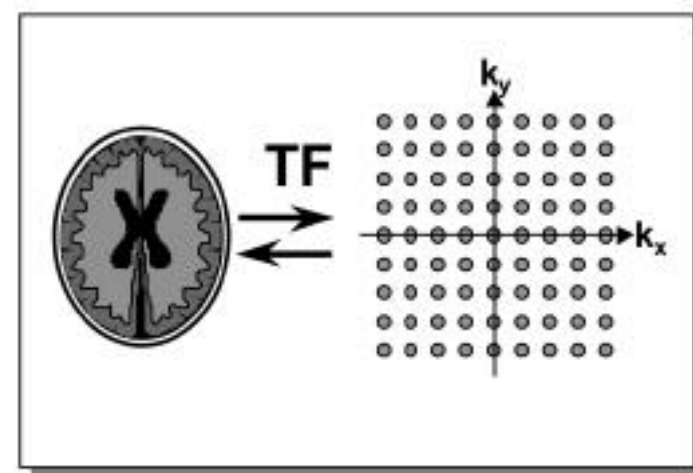


Fig. 17. Representación de la imagen y el espacio K. Cada línea del espacio K corresponde a una señal de eco, y se representa mediante puntos. Cada punto representa una muestra del eco con una codificación diferente en sentido horizontal. El eje Kx representa las frecuencias espaciales horizontales y el eje Ky las verticales. La TF del espacio K es la imagen final y viceversa.

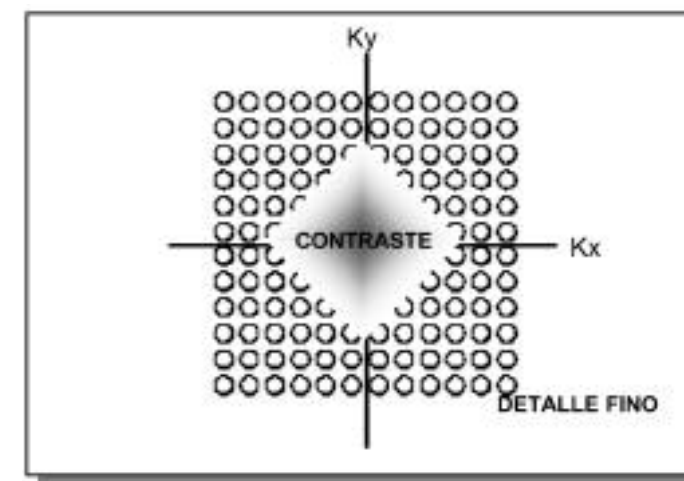


Fig. 18. Contraste y detalle en el espacio K. La parte central del espacio K aporta la mayor parte de la señal y contraste a la imagen final. Los extremos aportan el detalle pero contribuyen escasamente a la señal.

+127 hacia un extremo, y en sentido descendente desde -1 hasta -128.

Cada línea del espacio K corresponde al eco obtenido tras la aplicación de un gradiente de codificación de fase. Cada punto de cada línea de la figura corresponde a una frecuencia espacial determinada (Fig. 17). Como se ha mencionado anteriormente, la amplitud de los ecos es máxima en las líneas centrales del espacio K, y mucho menor en los extremos, donde el gradiente aplicado es mayor y por lo tanto se produce más desfase (Fig. 16). El centro del espacio K genera el contraste y la mayor parte de la señal en la imagen. Los extremos aportan el detalle (Fig. 18). Los ecos obtenidos con una codificación igual pero de signo inverso, por ejemplo la codificación de fase +35 y la codificación -35, son simétricos pero invertidos. Ello hace

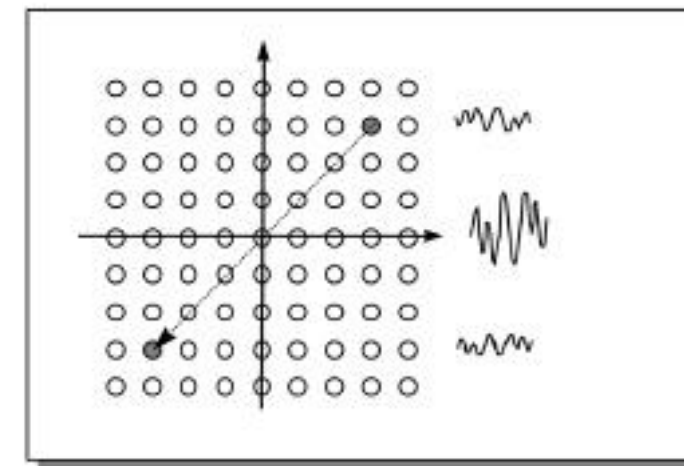


Fig. 19. Simetría conjugada o hermitiana del espacio K. Cada eco tiene su simétrico con la misma codificación de fase de signo contrario. También cada punto de muestreo del eco tiene su simétrico respecto al origen en el lado opuesto del espacio K.

que el espacio K sea simétrico desde su línea central o codificación de fase 0 hacia los extremos. Esto se denomina simetría hermitiana o conjugada. También los ecos son simétricos en su mitad ascendente y descendente. Por lo tanto el espacio K es simétrico respecto al centro de coordenadas (Fig. 19).

Aunque no existe una correspondencia entre la localización los puntos de cada línea del espacio K y la localización de los píxeles en la imagen final, las diferentes partes del espacio K tienen una correspondencia con las frecuencias espaciales en la imagen. Los datos cercanos a las líneas centrales corresponden a las bajas frecuencias espaciales y proporcionan información sobre el contraste, contornos y objetos groseros, mientras que las líneas extremas lo hacen sobre el detalle fino y la resolución espacial.

Estas consideraciones sobre el espacio K en cuanto a la intensidad de los ecos, simetría y correlación con la imagen final tienen una gran importancia para la posterior discusión sobre la secuencia TSE.

De acuerdo con lo expuesto hasta el momento, se puede comprender por qué los tiempos de exploración en RM suelen ser largos, especialmente para la obtención de imágenes potenciadas en DP y T2 que necesitan un TR largo. Por ejemplo, en una secuencia SE convencional potenciada en T2, en la que se utiliza un TR de aproximadamente 2000 ms, la obtención de la imagen puede durar del orden de 8-16 minutos dependiendo del número de NEX. En el mejor de los casos, con una adquisición y según la fórmula anterior: $2000 \text{ ms} \times 1 \text{ NEX} \times 256 = 8 \text{ min}$.

Los tiempos de exploración largos presentan múltiples inconvenientes, como son la intolerancia por parte del paciente, sobre todo si tiene claustrofobia o dolor, y la aparición de artefactos por movimientos voluntarios o involuntarios. Además, no es posible efectuar estudios 3D volumétricos con adquisición isotrópica en un tiempo razonable, ni estudios dinámicos con contraste intravenoso. Por último, hay que considerar el bajo número de pacientes que se pueden explorar.

Ruido. Relación señal/ruido (SNR o Signal to Noise Ratio)

El ruido se define como un componente no deseado, aleatorio, añadido a la señal, que produce una desviación de sus valores. En la imagen, el ruido aparece como un granulado que afecta a la calidad, deteriorando tanto la resolución de contraste como la resolución espacial.^{7, 36}

La intensidad de señal de un vóxel va a ser determinante en la calidad de la imagen. Cuanto más intensa sea ésta, más calidad tendrá. Sin embargo, la señal puede ser distorsionada por la existencia de ruido. En las imágenes diagnósticas es deseable una relación SNR lo mayor posible. Básicamente la imagen será más ruidosa cuanto más pequeño sea el vóxel, lo que sucede en cortes finos (vóxel menor en el eje z, con matrices grandes (el vóxel es menor en una matriz de 512x512 que en una de 256x256)). También depende de la secuencia de pulsos. Las secuencias de ángulo limitado, como las secuencias EG, en las que el componente transversal de la magnetización

es menor que en la secuencia SE, la S/R es menor. También depende de la frecuencia de operación o frecuencia del sistema f_0 (*operating frequency*) y por lo tanto de la fuerza del CM. En general la SNR tiene una relación lineal con el CM:

$$K \propto B_0$$

Las medidas representan el número total componentes de la señal utilizadas en la reconstrucción de Fourier; para la reconstrucción 2DFT la fórmula es:

$$\text{Medidas} = N_x \times N_y \times \text{NEX}$$

La SNR es proporcional a la raíz cuadrada de las medidas y no al número de medidas directamente.

El ancho de banda de recepción representa el rango de frecuencias que cruza un vóxel, y se define:

$$\text{Ancho de banda} = \frac{N_x}{\text{tiempo de muestreo}}$$

Cuando el ancho de banda es grande existe más ruido en la imagen. De manera inversa, éste disminuye con anchos de banda pequeños.

La amplitud del eco tiene una influencia clara en la SNR. Los ecos centrales del espacio K tienen una gran amplitud, mientras que los ecos extremos son más débiles (Fig. 15). Estos últimos tienen una SNR más baja que los centrales, debido a que el ruido es constante, y la señal es menor. La imagen final tiene una SNR propia que está en función de la de cada eco individual. Si se logran mejorar éstos, se mejorará la SNR de la imagen final.

La S/R puede mejorarse modificando los siguientes parámetros: aumentando el TR, disminuyendo el TE, utilizando anchos de banda menores, aplicando técnicas 3D, aumentando el número de adquisiciones (NEX), y aumentando el tamaño del vóxel.

Resolución espacial

La resolución espacial o capacidad de diferenciar dos puntos cercanos y pequeños en la imagen, traduce la nitidez en la visualización de las estructuras. Básicamente depende del tamaño del vóxel, y por lo tanto de tres parámetros principales como son: el tamaño de la matriz, el campo de medición o FOV, y el grosor de corte. Como el vóxel suele ser anisotrópico (la dimensión en el eje z es mucho mayor que en x,y), la resolución no es igual en todas las dimensiones, siendo menor en la dirección z.

La resolución se puede aumentar utilizando matrices mayores (512x512 en vez de 128x128), disminuyendo el FOV, o disminuyendo el grosor de corte, todo ello encaminado a disminuir el tamaño del vóxel. El efecto adverso en una drástica disminución de la S/R, que exige aumentar el número de adquisiciones. Esto junto al aumento del número de codificacio-

nes de fase necesario para aumentar la matriz hace que el tiempo de exploración en las técnicas de alta resolución sea largo. Por este motivo es frecuente la utilización de secuencias rápidas como TSE o GraSE.

Métodos para disminuir el tiempo de adquisición

Desde el comienzo de la IRM, han sido explorados muchos mecanismos encaminados a reducir el tiempo de exploración.^{29, 32, 37} Básicamente, se pueden utilizar cuatro procedimientos con este propósito: reducción del TR, reducción del número de adquisiciones, reducción del número de codificaciones de fase, y el relleno de más de una línea del espacio K en cada TR. A continuación se describen los métodos convencionales para disminuir el tiempo de exploración.

a) Reducción del tiempo de repetición

La reducción del tiempo de repetición conlleva la utilización de ángulos de excitación menores de 90° para no saturar la muestra y mantener una SNR aceptable. A su vez, los ecos se obtienen mediante gradientes en vez de pulsos de RF de refase de 180°. La primera de estas secuencias denominada FLASH (*Fast low angle shot*), fue desarrollada en 1986 por Siemens. En este tipo de secuencias se pueden utilizar tiempos de repetición de 30-50 ms. Como siguen el esquema de un ciclo de pulso o TR por codificación de fase, el tiempo de exploración puede disminuir notablemente.

Estas secuencias de eco de gradiente con ángulo limitado han evolucionado de manera notable, habiendo sido desarrolladas recientemente las secuencias denominadas turbo eco de gradiente (*Turbo Flash, Turbo field eco, etc.*). En éstas se utilizan tiempos de repetición extremadamente cortos, del orden de 10 ms.

Debido a la utilización de ángulos de excitación limitados, todas estas secuencias se ven penalizadas, en general, por una baja SNR que obliga, con frecuencia, a un aumento del número de adquisiciones.

b) Reducción del número de adquisiciones

El número de adquisiciones o de excitaciones es el número de veces que se recolectan los datos por cada codificación de fase. Cuando se duplica el número de adquisiciones la SNR mejora en $\sqrt{2}$, esto es, aproximadamente un 41%.

La relación entre el número de adquisiciones y la duración de la exploración es aritmética. Si se duplica el número de adquisiciones, se duplica el tiempo de exploración. El mínimo tiempo de exploración se consigue con 1 NEX, siendo habitual la utilización de 1-4 NEX en las secuencias convencionales. En secuencias rápidas como TSE y Turbo eco de gradiente se puede alcanzar los 8-12 NEX.

c) Reducción del número de codificaciones de fase

El número de codificaciones de fase afecta directamente al tiempo de adquisición de la imagen. Existen varias técnicas en las que se reduce el número de codificaciones de fase, con lo que es necesario efectuar un menor número de TR o ciclos.

Generalmente se sacrifican las codificaciones de fase extremas, cuya señal es muy débil, y aunque condicionan el detalle, su contribución final a la imagen es escasa.

Estas técnicas, como la adquisición de un porcentaje de barrido, el FOV rectangular y *Half Fourier*, se desarrollan más ampliamente en la sección siguiente.

d) Relleno de más de una línea del espacio K en cada TR

Existen otros métodos para reducir el tiempo de exploración, como son los basados en un relleno más rápido del espacio K. Estas técnicas se basan en la adquisición de más de una línea del espacio K tras cada pulso de excitación. Este es el fundamento de las modernas secuencias:

- Secuencia Turbo espín eco
- Secuencia eco-planar
- Secuencia de eco de gradiente y del espín (*Gradient and spin-echo o GraSE*)

Todas ellas se basan en la obtención de múltiples ecos tras la aplicación del pulso de excitación, codificándose cada eco con una fase distinta. Es posible incluso la lectura de todo el espacio K con un único pulso de excitación (*single shot* o disparo único).

Métodos basados en el manejo avanzado del espacio K

a) *Partial scan*, relleno parcial o porcentaje de barrido del espacio K

Con el objetivo de reducir el tiempo de exploración se puede suprimir la adquisición de algunas líneas extremas del espacio K o codificaciones de fase extremas. Estas son sustituidas por un valor 0 (*zero-filling*), con lo que, en teoría, se rellenan todas las líneas y el píxel se mantiene cuadrado (Fig. 20).

La cantidad de líneas que no se adquieren está definida por el parámetro "porcentaje de *scan*". Por ejemplo, un porcentaje de *scan* del 30% supone que no se ha adquirido un 15% de li-

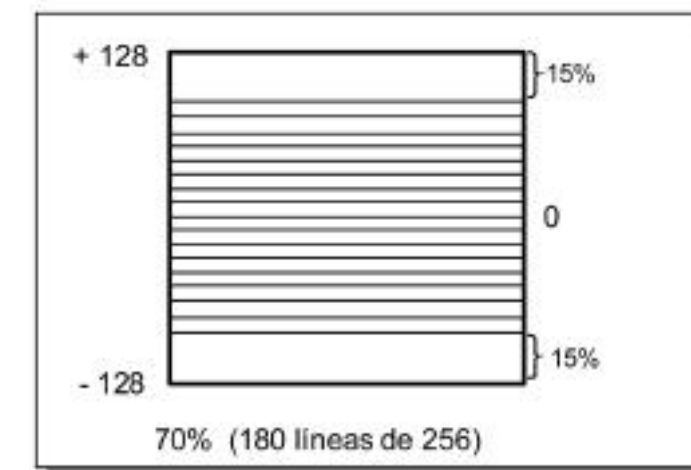


Fig. 20. Ejemplo de *partial scan* o *zero-filling*. En una matriz de 256x256, en la que se han eliminado el 30% de las codificaciones de fase, siendo sustituidas por valores 0. Se mantiene un FOV cuadrado.

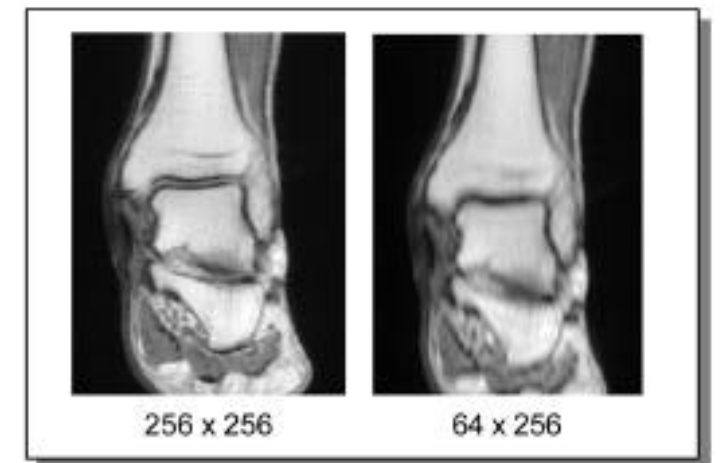


Fig. 21. Ejemplo de relleno parcial. Ejemplo de adquisición del 100% del espacio K (imagen izquierda) y adquisición únicamente del 25% (imagen derecha). Obsérvese en esta proyección coronal del tobillo la notable disminución del detalle en adquisición con porcentaje de barrido del 25%, sin detrimento del contraste.

neas cada extremo del espacio K. Evidentemente, al suprimir algunas líneas que aportan parte del detalle de la imagen existe una cierta disminución de la resolución espacial, aunque el contraste permanece prácticamente invariable.^{7, 30} Es habitual una reducción del 20-25% de las codificaciones de fase, disminuyendo el tiempo de exploración en la misma proporción. Este porcentaje apenas afecta al detalle de la imagen, aunque para evitar el artefacto de emborronamiento o el artefacto *ringing* no es aconsejable una disminución mayor del 20% (Fig. 21). En los parámetros de este estudio se puede observar que en la imagen de la derecha, se han adquirido únicamente 64 líneas en una matriz de 256, y que las líneas no adquiridas han sido sustituidas por valores nulos. Esto no quiere decir que la matriz tenga 256 columnas y 64 filas. En algunos equipos de

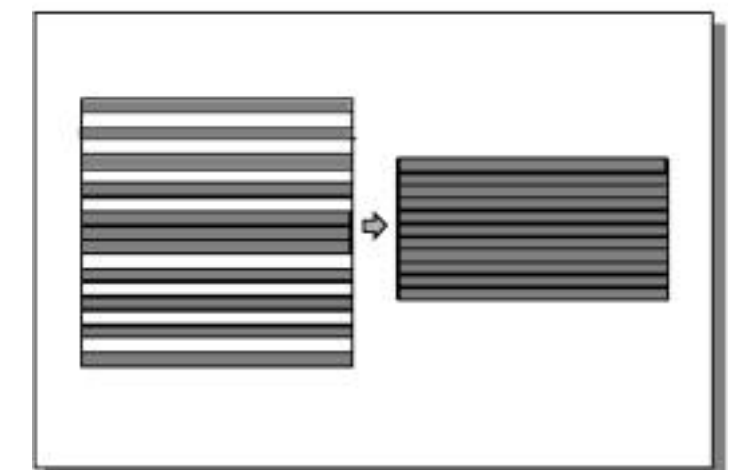


Fig. 22. FOV rectangular. Se adquieren líneas alternas del espacio K, "comprimiéndose" la matriz final. El número de líneas no adquiridas depende del porcentaje de FOV rectangular. En porcentajes menores del 50% se mantienen las líneas centrales del espacio K.

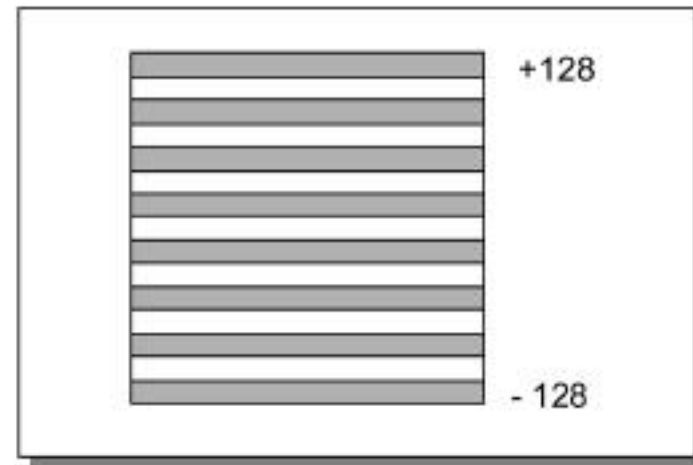


Fig. 23. FOV rectangular. Ejemplo de FOV rectangular al 50%. Se adquiere una línea de cada dos. El detalle de la imagen se mantiene prácticamente intacto, debido a que se no se eliminan las codificaciones de fase extremas.

RM es posible eliminar codificaciones fase extremas sin ser sustituidas por ningún valor. Si simultáneamente se mantiene un FOV cuadrado, el píxel se alargará en la dirección de la codificación de fase (píxel rectangular). Esto produce un emborronamiento similar al caso anterior.

b) FOV rectangular

Este tipo de relleno se basa en la adquisición alterna de líneas del espacio K. La alternancia se efectúa a expensas de las líneas más alejadas del centro del espacio K para no comprometer la resolución de contraste ni la SNR, al ser adquiridos ecos con mayor señal. Las líneas no adquiridas no se representan, y el FOV se "comprime" para rellenar estos huecos (Fig. 22). El campo final es rectangular, manteniendo un píxel cuadrado. Este método se utiliza para acortar el tiempo de adquisición y, simultáneamente, acoplar el campo de medición a determinadas regiones anatómicas.

La resolución espacial y el detalle en la imagen se mantienen, ya que se adquieren suficientes codificaciones de fase extremas (1 de cada 2 en un FOV rectangular al 50%) (Fig. 23). Por ejemplo, en una matriz de 256 x 256 con un FOV al 75% se miden, únicamente, 192 codificaciones de fase o perfiles y el tamaño del FOV final en la dirección de la codificación de fase disminuye en un 25%.

c) Fourier parcial o *Half Fourier*.

La imagen con Fourier parcial o *Half Fourier* es un método de reconstrucción de la imagen que sólo adquiere los datos o ecos de aproximadamente la mitad del espacio K. (Fig. 24).⁹ Aunque en teoría es posible la lectura de sólo la mitad del espacio K, en la práctica se adquiere algo más de la mitad, entre un 60-75%, para generar una imagen. A esta forma de adquisición también se la denomina técnica de simetría de fase conjugada (*phase conjugate symmetry*).

En algunas publicaciones se la denomina, de manera incorrecta, NEX fraccionado. Esta última denominación es erró-

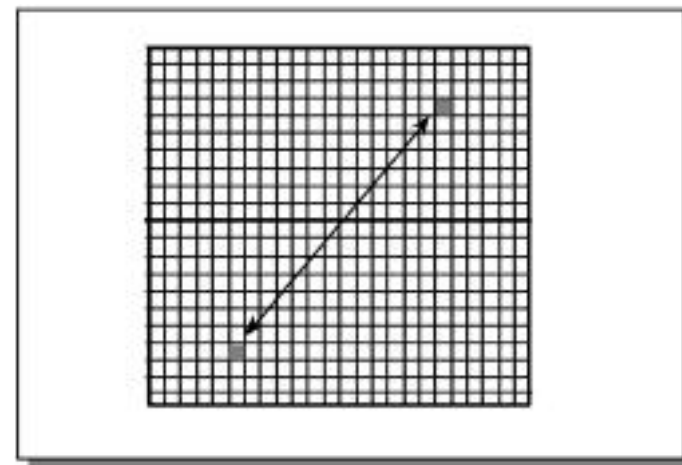


Fig. 24. Simetría hermitiana del espacio K. Representación del espacio K en forma de cuadrícula. Simetría hermitiana o conjugada del espacio K: cada punto de muestreo del eco a un lado del espacio K, tiene otro simétrico en el lado opuesto.

nea porque lo que se fracciona es el número total de codificaciones de fase y no el número de adquisiciones, que en ningún caso puede tener un valor inferior a la unidad.

Las imágenes generadas mediante Fourier parcial se basan en la denominada simetría hermitiana del espacio K ya descrita anteriormente (Fig. 24). La señal de eco obtenida con una codificación de fase positiva, o de un lado del espacio K, es simétrica con respecto a la señal con la misma codificación de fase negativa, o del lado opuesto del espacio K. El valor de un punto en un lado del espacio K es el complejo conjugado de su punto simétrico respecto al origen. Ambos puntos tienen un componente real del mismo signo y un componente imaginario de signo contrario.

La simetría es perfecta si el campo magnético principal y los gradientes son perfectamente homogéneos. En la realidad

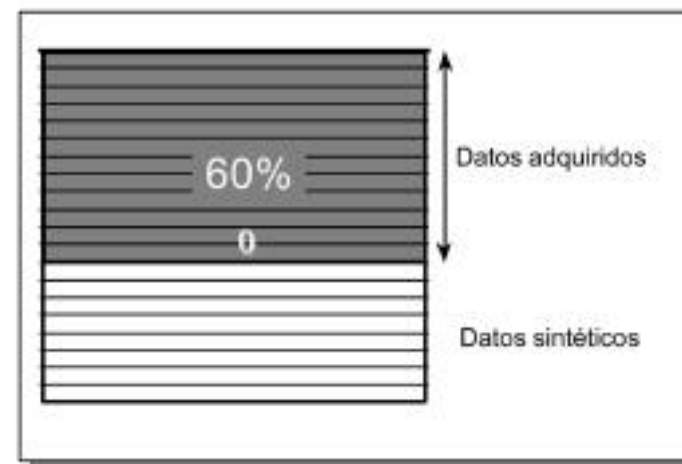


Fig. 25. Fourier parcial. Ejemplo de Fourier parcial al 60%: se adquieren el 60% de las líneas del espacio K. Para la reconstrucción final de la imagen, el 40% restante se calcula a partir de las líneas adquiridas

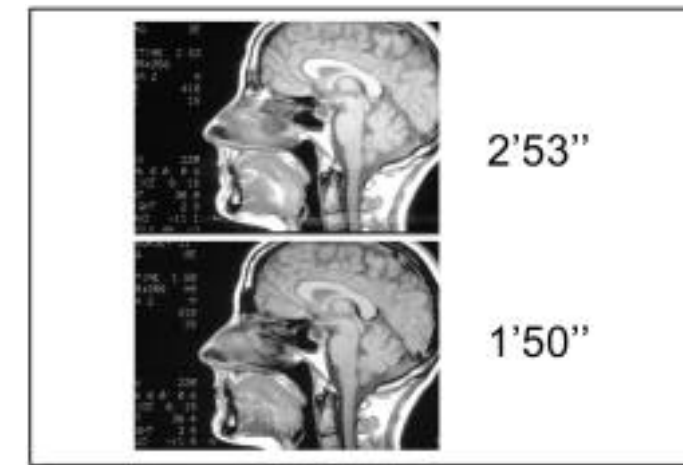


Fig. 26. Fourier parcial. Ejemplo de un corte sagital del cráneo con un espacio K al 100% (imagen superior), y la misma con un *half scan* al 60% (imagen inferior), en la que el tiempo de adquisición es un 40% menor. La calidad de la imagen es prácticamente igual.

esto no sucede, por lo que en la práctica se adquieren algo más de la mitad de las líneas (Fig. 25), debido a los errores de fase a través de la muestra.⁷ Estas líneas adicionales sirven para la corrección de dichos errores.²²

La disminución del tiempo de adquisición en la técnica de Fourier parcial es proporcional al número de líneas que se dejan de obtener. Normalmente suele ser del 40-45% (Fig. 26). Con esta técnica, el FOV y el tamaño del vóxel permanecen inalterados.

La técnica de Fourier parcial se ve penalizada con una cierta pérdida de la SNR. Por ejemplo, con una adquisición al 50% la SNR se reduce por un factor, comparada con una lectura total del espacio K.

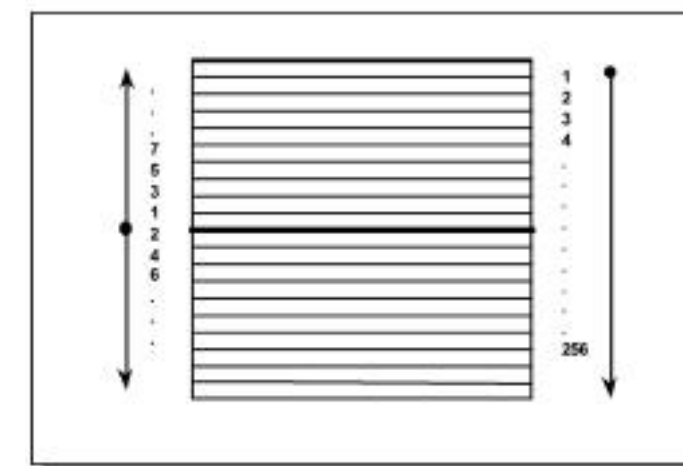


Fig. 27. Barridos del espacio K. Tipos básicos de lectura del espacio K: barrido centro-extremos (izquierda), y barrido lineal de extremo a extremo (derecha).

Los artefactos por movimiento son más acentuados, puesto que si aparecen durante una fase de la adquisición, también son duplicados con los datos sintéticos o calculados. Por este motivo, se aplica con frecuencia al estudio de estructuras y zonas anatómicas menos susceptibles a artefactos por movimiento, así como para técnicas de alta resolución, que precisan de tiempos de adquisición largos.

Existen combinaciones de todas las técnicas revisadas (porcentaje de scan, FOV rectangular, Fourier parcial). Incluso existen otras combinaciones encaminadas a la obtención más rápida de imágenes, como es la utilización de una secuencia con un TR corto, TE corto y Fourier parcial, como en la secuencia denominada RASE (*Rapid acquisition spin-echo*).

Otras lecturas del espacio K

En las secuencias que se basan en el relleno de varias líneas del espacio K por cada TR se pueden realizar dos tipos de barrido o relleno. El recorrido del espacio K desde una codificación de fase extrema hasta la opuesta pasando por el centro se denomina barrido lineal. Inicialmente se obtiene el eco con una codificación de fase -127 y finalmente el eco +128 (Fig. 27).

Otra posibilidad es un relleno que comienza en el centro, con la codificación de fase 0, y alternativamente se obtienen los ecos hacia la periferia hasta alcanzar los extremos (barrido centro-extremos o *low-high*) (Fig. 27). Este barrido se puede efectuar alternando codificaciones de fase positivas y negativas en un segmento, o adquiriendo segmentos que tengan codificaciones de fase únicamente positivas o negativas.³⁰

En el barrido centro-extremos (*low-high*), las codificaciones de fase bajas, que aportan el contraste de la imagen, se adquieren al comienzo del TR, mientras que en el barrido lineal los ecos centrales se adquieren en la mitad del barrido (Fig. 28).

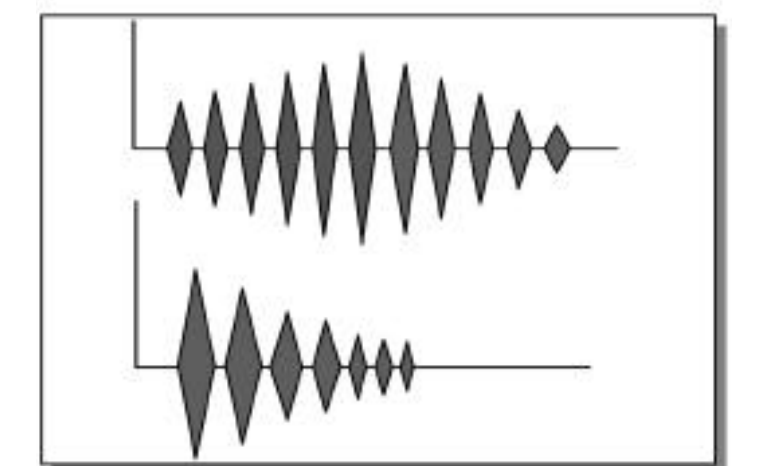


Fig. 28. Intensidad de los ecos según el barrido del espacio K. En un barrido lineal los ecos centrales del espacio K se adquieren en el centro de la adquisición (esquema superior). En un barrido centro-extremos los ecos centrales se adquieren al principio (esquema inferior).

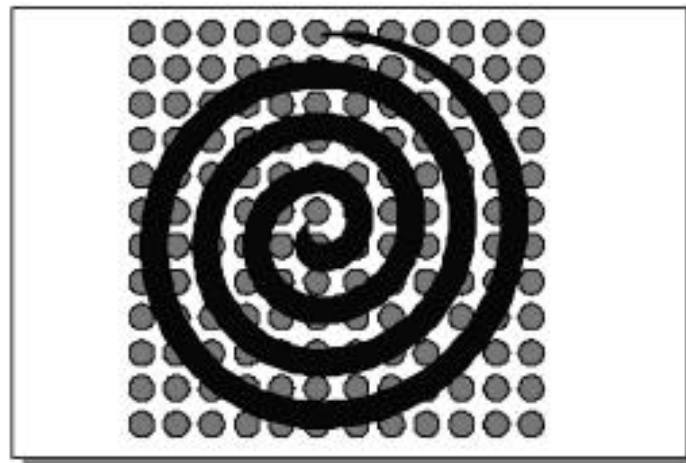


Fig. 29. Lectura espiral del espacio K. En la lectura espiral, inicialmente se adquieren los puntos centrales del espacio K.

En estas secuencias que rellenan más de una línea del espacio K por cada TR se puede efectuar una lectura de todo el espacio tras un único pulso de excitación (256 ecos). Este tipo de secuencia, como se ha comentado anteriormente, se denomina *single-shot* o disparo único.

Sin embargo, en la práctica es más habitual la adquisición segmentada del espacio K. Los ecos de cada TR rellenan parcialmente el espacio K, siendo necesario más de un pulso de excitación para el relleno total. Por ejemplo, en una matriz de 256, si cada TR tiene 8 ecos, son necesarios 32 TR o 32 segmentos para completar la adquisición.

Existe un relleno especial del espacio K consistente en una lectura espiral. Este tipo de relleno se utiliza en la secuencia EPI. Se adquieren inicialmente los puntos centrales del espacio K y, progresivamente siguiendo una espiral, los más alejados del centro (Fig. 29). Para esto es necesaria la aplicación de gradientes oscilantes rápidos en los dos ejes, x e y, desfasados 90° entre sí.

Este tipo de lectura es menos sensible al decaimiento T2* y a los artefactos por movimiento. En su modalidad *single-shot* se utiliza con matrices de 64x64, obteniéndose imágenes de muy baja resolución.

La forma de adquisición espiral segmentada se utiliza para reducir los artefactos por susceptibilidad magnética y obtener imágenes con mayor resolución. En esta modalidad cada espiral se rota 90° con respecto a la anterior.

En cualquiera de sus modalidades, puede considerarse que el relleno espiral es la forma más eficiente de barrido del espacio K,²⁷ debido a que es la forma más rápida de cubrir una zona circular del espacio K. Las imágenes obtenidas son muy poco sensibles a los fenómenos de turbulencia por el flujo, por lo que actualmente se utilizan para estudios vasculares y cardiacos. El inconveniente principal es la complejidad de la reconstrucción de la imagen a partir de los datos obtenidos de este modo, por lo que en la práctica clínica no ha sustituido al FOV rectangular o al barrido parcial.

Imagen *Key-hole*

Esta modalidad de adquisición rápida de imágenes se inicia con una primera adquisición de alta resolución de todo el espacio K. Posteriormente se adquiere el mismo corte repetidas veces con un porcentaje de barrido muy bajo, para reducir el tiempo de exploración. Para la reconstrucción final de todas las imágenes se utilizan los datos completos de la primera, que aportan el detalle, mientras que las demás aportan el contraste. Esta secuencia se aplica fundamentalmente para estudios dinámicos y funcionales.^{6, 14}

Técnicas con preparación del contraste

En este apartado las técnicas más conocidas son las que permite la supresión de la señal de la grasa. Una secuencia que se utiliza habitualmente con este propósito es la secuencia STIR. Tras la aplicación de un pulso de inversión de 180°, durante su recuperación longitudinal, la grasa se suprime aplicando el pulso de 90° cuando su magnetización longitudinal por el punto 0. En los sistemas de medio y alto campo el este tiempo de inversión suele ser de 100-150 ms. Los inconvenientes de esta técnica son los largos tiempos de exploración y una S/R baja (imágenes muy ruidosas) y una alta sensibilidad al movimiento. Su principal aplicación en ME es la detección de zonas con mayor cantidad de agua libre, como el edema, especialmente si se localiza en la médula ósea,¹⁸ donde mediante otras secuencias puede ser difícil la diferenciación entre edema y médula ósea.

Otras técnicas de supresión de la grasa se basan en la saturación de la grasa por saturación espectral. Estas secuencias (CHESS, SPIR, etc.) se basan en la distinta frecuencia de precesión de los átomos de ¹H en el agua y en la grasa. Aplicando al comienzo de la secuencia pulsos de RF en la frecuencia de precesión de la grasa, esta se satura. Posteriormente se inicia el ciclo con pulsos de excitación de RF en la frecuencia del ¹H en el agua para adquirir la imagen. En el sistema músculo esquelético esta forma de supresión grasa es útil para el estudio de meniscos, cartilago articular y para estudios realizados con gadolinio.

En la secuencias turbo EG (Turbo FLASH, TFE etc.) se aplica un pulso de preparación consistente en un pulso de inversión de 180°, para aumentar el contraste durante la adquisición de la imagen. Esta secuencia rápida, basada en las secuencias de EG, tiene escasas aplicaciones en ME, utilizándose habitualmente para estudios dinámicos de cuerpo.

Adquisición 2D versus 3D

La adquisición 2D supone la excitación de cortes independientes, bien un corte por cada TR, o bien varios cortes por cada TR (técnica multicorte). La primera forma de adquisición se aplica preferentemente en las secuencias rápidas, para estudios dinámicos o con respiración mantenida, mientras que la técnica multicorte se aplica de forma habitual en todo tipo de

secuencias, siempre que el TR sea lo suficientemente largo para excitar simultáneamente varios cortes. En la adquisición 2D la resolución en la dirección del plano (x,y) puede ser muy alta. Por ejemplo con un FOV de 150 y una matriz de 256, la resolución es de 0,5. El grosor de corte mínimo es de 3-4 mm, por lo que la resolución en este eje es mucho menor.

Con la técnica 3D se puede mejorar mucho la resolución en la dirección del grosor de corte. En esta forma se adquiere un volumen en vez de cortes. Durante la adquisición del volumen total, este se divide a su vez en cortes más o menos finos en la dirección del grosor de corte (habitualmente el eje z), aplicando una 2ª codificación de fase en esta dirección. El tiempo de exploración es más largo, siendo el resultado de multiplicar el TR por el n° de codificaciones de fase en el eje y, y por el n° de codificaciones de fase en el eje z (particiones). El n° de cortes o particiones del volumen depende del n° de codificaciones de fase en esta dirección, y suele ser de 30 hasta 128. Debido al largo tiempo de adquisición, se utilizan secuencias EG, cuyo TR es mucho más corto que en otras secuencias. La principal ventajas de la técnica 3D es la adquisición de cortes muy finos sin el inconveniente de una drástica disminución de la S/R.

SEMIOLÓGIA BÁSICA

La señal de RM y como consecuencia el contraste en las imágenes depende preferentemente de la DP, el T1 y T2 de los tejidos, y en menor medida del flujo, perfusión, difusión, etc. Dependiendo de la técnica y la secuencia de pulso utilizada un tejido puede verse blanco, negro, o en todo el rango de grises intermedios.

De una manera elemental la mayoría de los tejidos patológicos, al contener una mayor proporción de agua libre, tienen un T1 más largo y un T2 también más largo por lo que se ven oscuros en T1 y brillantes en T2 (Figs. 30 y 31). La intensidad

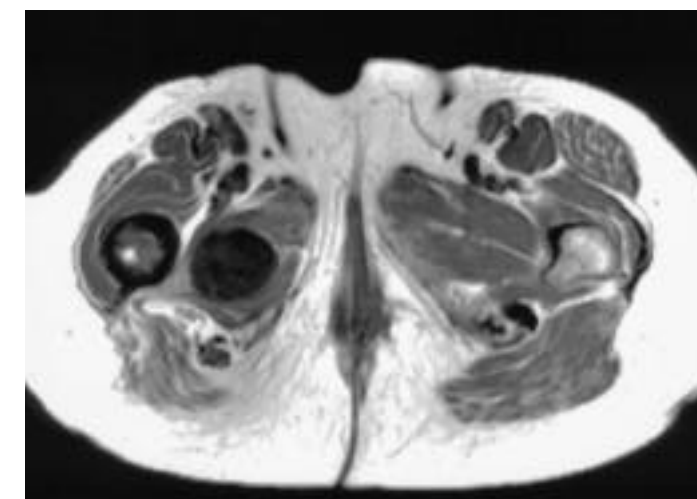


Fig. 30. Corte axial de la pelvis SE T1. Masa hipointensa de bordes bien definidos en el músculo pectíneo y alteración de la señal del fémur adyacente. Mixoma intramuscular asociado a displasia fibrosa (Síndrome de Mazabraud).

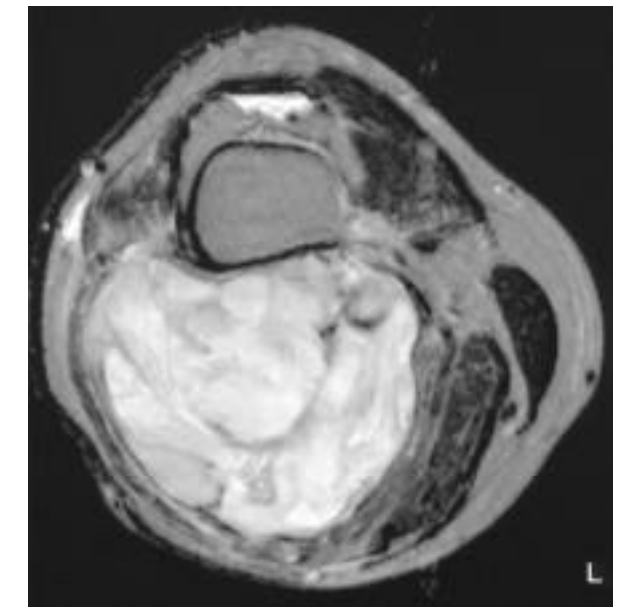


Fig. 31. Corte axial de la rodilla SE T2. Masa de gran tamaño en el hueso poplíteo, hiperintensa y de estructura heterogénea. Diagnóstico: liposarcoma mixoide.

de la señal en DP depende de si la imagen está verdaderamente potenciada en DP. Para esto se requieren TR muy largos con el fin de eliminar totalmente el efecto T1 (en SE aproximadamente 3000-4000ms). En este caso las lesiones son generalmente ligeramente hiperintensas. Habitualmente se utilizan TR más cortos, por lo que la patología y las estructuras con una alta densidad protónica, debido a cierto efecto T1, son discretamente hipointensas.

En la tabla siguiente se esquematiza la señal de algunas estructuras y patologías en T1 y T2, en secuencias con un contraste estándar como puede ser en SE.

Estructura	T1	T2
Músculo:	Intermedia	Intermedia
Bazo:	Intermedia-baja	Intermedia-alta
Higado:	Intermedia-alta	Intermedia
Hueso, cartilago fibroso, calcificaciones, tendones:	Baja	Baja
Grasa:	Alta	Intermedia-alta
Líquido:	Baja	Alta
Líquido proteináceo:	Alta	Alta
Colecciones serosas:	Baja	Alta
Procesos patológicos: edema, inflamación, tumor:	Baja	Alta
Hematoma subagudo:	Alta	Alta
Hematoma agudo:	Variable	Alta
Hematoma crónico:	Variable	Baja
Cartilago hialino:	Baja	Intermedia

Naturalmente la intensidad de la señal de un proceso patológico depende del órgano o estructura de referencia, o en el que asiente. Por ejemplo en una rotura meniscal, la zona de

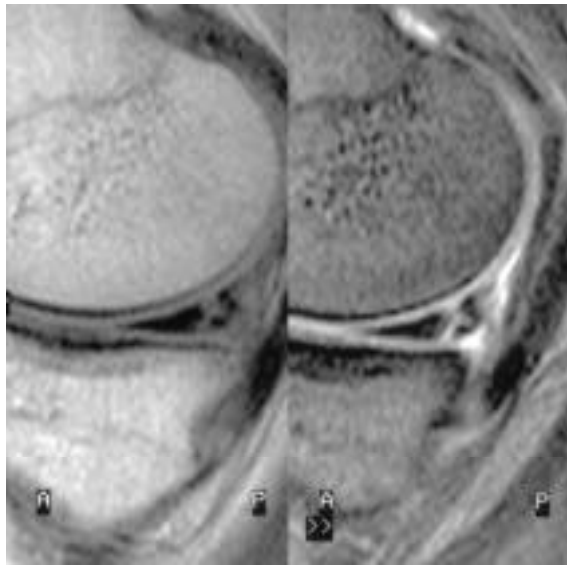


Fig. 32. Cortes sagitales SE T1 (izq.) y EG T2* (dcha.). Imagen lineal que atraviesa el menisco en su porción periférica, hiperintensa en T1 con respecto al menisco, y en T2* (efecto artrográfico). Diagnóstico: rotura periférica del cuerno posterior del menisco interno.

fractura, muestra una intensidad de señal mayor que el menisco en todas las secuencias, tanto T1 como T2, cuya intensidad de señal es muy baja (Fig. 32).¹

El contraste más estándar y fácilmente reconocible es el que se obtiene en la secuencia SE. Todas las demás secuencias tienen características especiales en cuanto al contraste. Por ejemplo las secuencias EG potenciadas en T2* la intensidad de señal de la grasa puede ser similar a la del músculo, y la señal de la médula ósea muy baja por efectos de susceptibilidad magnética. En TSE T2 la señal de la grasa es igual que en SE T1. En esta secuencia la señal de estructuras con un T2 muy corto, como el cartilago fibroso, es muy baja. En esta secuencia, por efecto MTC, algunas lesiones no contrastan suficientemente con el órgano de referencia.

La señal y el contraste de la patología no siempre es como se ha descrito anteriormente. En ocasiones las lesiones se pueden ver hiperintensas en T1, o hipointensas en T2. Las lesiones hiperintensas en T1 pueden ser por un alto contenido en grasa (como tumores grasos: lipomas, liposarcomas, etc.), lesiones quísticas y/o necróticas, con un alto contenido proteico (quistes con estas características), o por la existencia de sustancias paramagnéticas que acortan el T1, como los productos de degradación de la sangre en los hematomas subagudos.

En otras ocasiones las lesiones pueden ser hipointensas en T2. La causa puede ser una baja celularidad (baja DP), como en algunas lesiones fibrosas, o por la presencia de sustancias ferromagnéticas o de calcio (Fig. 33).

Imagen del cartilago

El abundante contenido en agua del cartilago hace que sea especialmente susceptible de estudio mediante RM. Se pueden



Fig. 33. Corte coronal de la rodilla EG T2*. Derrame articular visible en el receso suprarotuliano con extensas imágenes hipointensas en la sinovial que corresponden a depósitos de hemosiderina. Las secuencias de eco de gradiente (EG) son muy sensibles a los efectos de susceptibilidad magnética facilitando la identificación de depósitos de hemosiderina. Diagnóstico: Sinovitis vellonodular pigmentada.

utilizar secuencias potenciadas en T1 o en T2. En el primer grupo se utilizan secuencias con potenciación preferente en DP con saturación espectral de la grasa (Fig. 34). Para una mayor resolución pueden utilizarse técnicas 3D. En las secuencias T2 la visualización del cartilago se puede mejorar con la técnica de transferencia de la magnetización (MTC), junto con secuen-

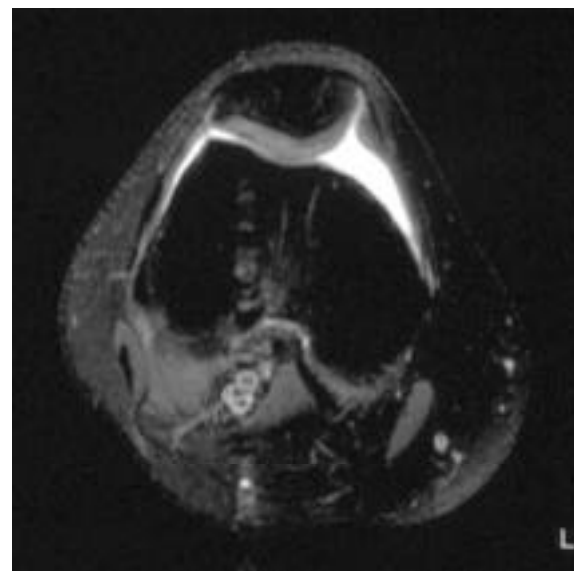


Fig. 34. Corte axial de la rodilla potenciado en DP con saturación espectral de la grasa. El cartilago muestra una intensidad de señal intermedia, existiendo un excelente contraste con el líquido sinovial adyacente. Diagnóstico: cartilago rotuliano normal.

cias EG. Esta técnica consiste en la aplicación de un pulso de RF fuera de resonancia, saturando el agua ligada a las macromoléculas, al comienzo de la secuencia. Esto aumenta notablemente el contraste entre el líquido sinovial hiperintenso, y el cartilago algo más oscuro.

Utilizando las técnicas adecuadas, se pueden diferenciar 3 capas: una fina capa superficial hipointensa (que corresponde a la lámina splendens), una capa intermedia más gruesa, rica en protones, y una capa interna hipointensa que corresponde a la zona de cartilago calcificado.

Imagen de la médula ósea

La médula ósea sufre transformaciones con la edad, convirtiéndose en médula amarilla a partir de la adolescencia. El proceso suele comenzar en la diáfisis de los huesos largos distales. En la edad adulta persisten zonas de médula roja en la pelvis la columna y el cráneo. Esta mezcla de médula roja y amarilla puede producir áreas de médula con una señal heterogénea.

La médula amarilla está compuesta en un 90% por grasa, y en un 10% por agua, de tal manera que debido al T1 corto es hiperintensa en T1. Su señal se puede anular con técnicas de supresión grasa (SPIR o STIR). La médula roja es celular en un 20% y contiene agua en un 40%. Su señal es isointensa con el músculo tanto en T1 como en T2, aún utilizando técnicas de supresión grasa.

La mayoría de los procesos patológicos alargan el T1 de la médula, visualizándose hipointensos con respecto a la grasa circundante. Las secuencias potenciadas en T1 son sensibles para la detección de patología medular. Las secuencias de supresión grasa aumentan la capacidad de detección de la patología, especialmente en el caso del edema medular, al suprimir la señal de la grasa.

ARTROGRAFÍA POR RM

La artrografía por RM es una técnica claramente establecida para el diagnóstico de lesiones del cartilago articular, lesiones condrales y cuerpos libres intraarticulares. Consiste en el relleno y distensión del espacio articular con medio de contraste, específicamente compuestos de gadolinio. El contraste puede alcanzar la cavidad articular por inyección directa, o por administración endovenosa. La administración directa consiste en inyectar una solución de gadolinio y suero salino (0,1 cc de gadolinio en 20 cc de suero) antes del examen RM.²⁸ Para la visualización de la articulación distendida se utilizan secuencias T1 con supresión grasa (preferentemente supresión espectral o SPIR) (Fig. 35). La articulación más comúnmente estudiada mediante esta técnica es el hombro, y sus indicaciones principales son el estudio del complejo cartilago-ligamentoso, y del manguito de los rotadores.

Si el contraste es administrado por vía endovenosa este es secretado posteriormente a través de la sinovial, siendo im-

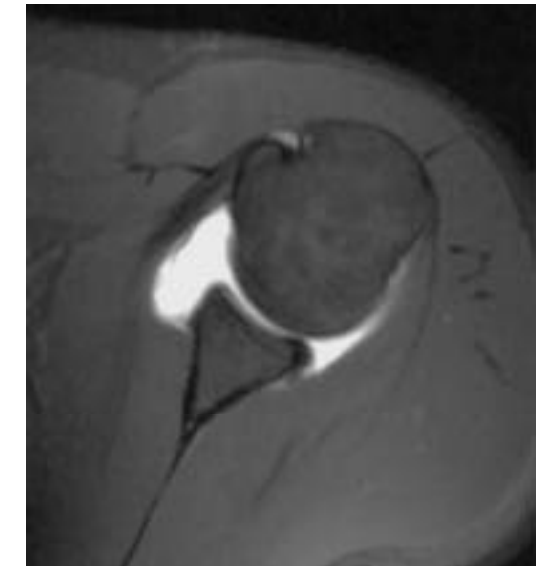


Fig. 35. Artrografía RM de hombro. Corte axial T1 con saturación de la grasa. Ausencia de visualización, por avulsión, del rodete glenoideo en su porción anteroinferior. Paciente con luxación recidivante de hombro.

prescindible para su demostración intraarticular la presencia de una sinovitis activa.³⁴ Esta técnica se utiliza menos que la inyección intraarticular directa.

ANGIOGRAFÍA POR RM

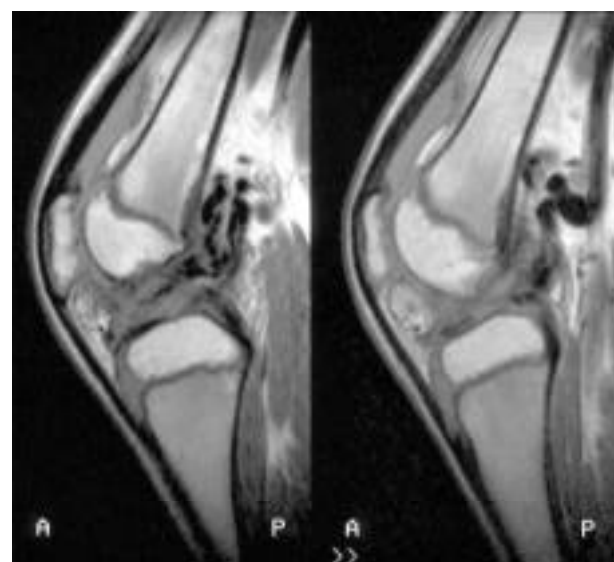
La angiografía, o estudio de los vasos sanguíneos, mediante RM puede efectuarse actualmente mediante cuatro técnicas: tiempo de vuelo o *time of flight* (TOF), contraste de fase o *phase contrast*, técnicas de sangre negra, y técnicas con Gadolinio.

La técnica TOF se basa en el realce de los vasos vascular aumentando la señal de los protones móviles de la sangre y, simultáneamente, suprimiendo la señal de los protones de los tejidos estacionarios. La alta señal de la sangre se basa en el fenómeno del realce de flujo (*flow related enhancement*) que muestran los vasos en las secuencias de eco de gradiente. La señal de los tejidos que rodean los vasos (tejidos estacionarios) se atenúa o suprime por la aplicación de TR muy cortos que saturan su señal. Por el contrario los protones de la sangre fuera del corte que llegan con un vector longitudinal grande no da tiempo a que se saturen durante su paso por el corte, manteniendo un vector de magnetización longitudinal grande y, como consecuencia, muestran una alta señal. La técnica es sencilla, pudiéndose efectuar en la mayoría de los equipos de RM. Los vasos se demuestran mejor si son perpendiculares al corte, y es posible demostrar selectivamente arterias o venas, aplicando bandas de saturación para eliminar el flujo en una dirección determinada. La angiografía por técnica TOF puede adquirirse en forma 2D o 3D. La técnica 2D es más rápida pero tiene menor resolución. La técnica 3D muestra más detalle y está más indicada en vasos finos y tortuosos, pero es más len-

ta. En la técnica TOF la señal de los vasos puede realizarse con la administración de gadolinio endovenoso. Los cortes obtenidos se reconstruyen y se visualizan mediante técnica MIP.

La técnica angiográfica de contraste de fase (*phase contrast o PC*) es algo más compleja, y requiere una tecnología más sofisticada. Se basa en los cambios de fase de los protones de la sangre con respecto a los de los tejidos estacionarios a lo largo de un gradiente. Se aplican gradientes bipolares (gradiente positivo e inmediatamente un gradiente en sentido opuesto para refasar los protones) en las tres direcciones del espacio. Los tejidos no móviles (tejidos estacionarios) no presentan una ganancia neta de la fase al compensarse el gradiente positivo con el negativo. La sangre, sin embargo, mantiene un cierto cambio de fase al moverse fuera del plano, que no se compensa con el segundo gradiente. Este desfase se puede medir. La selección y amplitud de los gradientes permiten demostrar sangre arterial o venosa, según la velocidad del flujo. Se puede adquirir con técnica 2D o 3D. Los cortes son reconstruidos y los vasos se muestran finalmente con técnica MIP, al igual que en TOF. Las secuencias utilizadas en la angiografía por *PC* son las de eco de gradiente con ángulo limitado (Figs. 36 y 37).

Las técnicas de sangre negra se basan en la pérdida de señal que presentan los protones móviles en las secuencia basadas en los ecos del espín. Para producir una señal, los protones deben recibir un pulso de excitación y otro de refase de 180°. Los protones estacionarios reciben ambos, mientras que los protones móviles (la sangre) que han abandonado el corte antes del pulso de refase, no emiten señal. Al contrario de lo que sucede en las técnicas descritas previamente (*TOF* y *PC*) la señal proviene de los tejidos estacionarios, mientras que la sangre es negra. Este efecto de sangre negra aumenta cuanto mayor es la velocidad de la sangre, mayor es el grosor del corte y mayor es el parámetro TE. El efecto también es más marcado en las secuencias SE multieco, como la secuencia TSE.²⁰

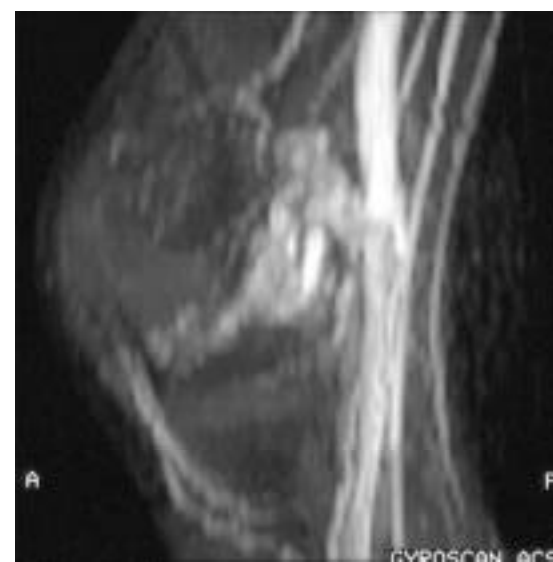


Figs. 36 y 37. a) Cortes sagitales de rodilla SE T1. Imágenes tubulares hipointensas de aspecto serpinginoso que se dirigen desde los vasos poplíteos hacia la articulación. b) Angiografía RM por contraste de fase. Se delimita correctamente la lesión vascular y sus vasos de drenaje. Diagnóstico: malformación arterio-venosa sinovial.

La angiografía RM con gadolinio se basa en el acortamiento del T1 de la sangre cuando se inyecta una sustancia paramagnética, como un compuesto de Gd. Se utiliza la técnica 3D con secuencias de eco de gradiente con TR y TE muy cortos. El gadolinio produce una rápida recuperación del vector de magnetización longitudinal (acortamiento del T1) de la sangre, que no se satura aún con tiempos de repetición tan cortos, mientras que los tejidos estacionarios sufren el efecto de la saturación, y la consiguiente pérdida de señal. Los datos 3D se adquieren durante el primer paso del bolo de contraste por el territorio vascular deseado, lo que exige un cálculo del tiempo de paso o *timing* muy preciso. Como el tiempo de circulación de la sangre puede ser muy variable, es aconsejable la utilización de un inyector automático en vez de inyección manual, y un mecanismo de detección automática de la llegada del bolo de contraste. Con esta técnica los tiempos de exploración son más cortos que en las técnicas anteriores, del orden de segundos, pudiendo efectuarse con respiración mantenida. Es la técnica utilizada actualmente para el estudio de los grandes vasos, y ramas principales de la aorta abdominal.

BOBINAS

Las bobinas o antenas de recepción son los elementos que se colocan cerca de la zona a explorar para recibir la señal de RM. Para los estudios del sistema músculo-esquelético se pueden utilizar según su forma antenas de volumen o antenas de superficie, y según su tecnología antenas lineales y antenas de cuadratura. Lo ideal es la combinación de antenas de volumen, que rodean casi totalmente la zona a estudiar, y antenas de cuadratura, que reciben la señal por dos canales ortogonales, aumentando la señal en un 40% con respecto a las bobinas lineales. Como principio básico la bobina debe estar lo más cerca posible y cubrir toda la zona a estudiar. Los equipos de RM



actuales permiten la combinación de varias bobinas para el estudio de áreas con diferentes FOV y una alta S/R. Para cubrir áreas extensas con una alta S/R se utilizan bobinas multielemento o *phased-array*.

CONTRASTE INTRAVENOSO (GADOLINIO)

Aunque el contraste entre los tejidos es muy alto en la RM, en ocasiones es insuficiente para diferenciar las estructuras normales y patológicas, o para caracterizar estas últimas. Los medios de contraste utilizados en el sistema músculo-esquelético modifican la señal de los tejidos aumentando la relajación T1. El medio de contraste más utilizado son los compuestos de gadolinio (Gd). El Gd⁺⁺⁺ es una sustancia paramagnética que tiene 7 electrones no apareados. Un electrón no apareado tiene un momento magnético grande; 657 veces mayor que el del protón. Los medios de contraste de Gd no son específicos de ningún tejido. Su mecanismo de acción es indirecto, influenciando la relajación de los tejidos adyacentes, su T1. La distribución del contraste en los tejidos es bicompartmental, como en los compuestos yodados, vascular e intersticial.

Es posible aumentar el contraste entre tejido normal y la lesión aprovechando la fase vascular del realce, marcando las diferencias de la vascularización entre un parénquima normal y otro patológico (Fig. 38).

En los tumores de partes blandas y en los tumores óseos la utilización de compuestos de gadolinio, tanto en forma de estudios dinámicos como estáticos, permite diferenciar zonas de tumor viable, necrosis y edema peritumoral, y por lo tanto la respuesta al tratamiento. Asimismo es útil para la diferenciación entre una recidiva tumoral y cambios postquirúrgicos. Para el diag-

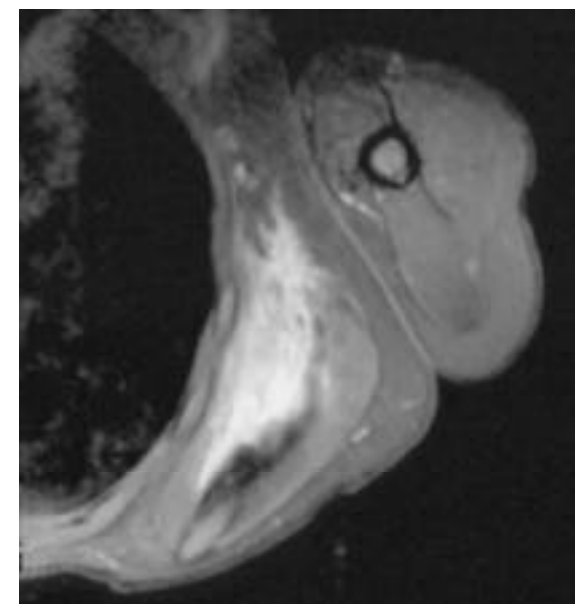


Fig. 38. Corte axial de la región axilar, T1 con saturación de la grasa, tras la administración de Gd intravenoso. Masa de aspecto infiltrativo entre la escápula y la pared torácica que presenta un marcado realce, con buen contraste entre la masa y los tejidos adyacentes. Diagnóstico: fibromatosis agresiva.

nóstico rutinario de los tumores de las partes blandas no está indicada la utilización de gadolinio, ya que aumenta la duración de la exploración, la encarece, y no suele aumentar la capacidad de detección ni la caracterización. Se ha propuesto la diferenciación entre tumores benignos y malignos por el grado de vascularización y realce. Sin embargo el gran solapamiento que puede existir entre ambos no permite una diferenciación fiable por el grado y rapidez del realce tras la administración de Gd (35).

En las lesiones inflamatorias articulares la administración de contraste permite diferenciar entre el líquido articular y la membrana sinovial, pudiendo valorarse el grado de hipertrofia sinovial existente. Ocasionalmente la utilización del medio de contraste resulta útil en la evaluación de la infección musculoesquelética al diferenciar un proceso infeccioso en fase flemosa, donde va a existir un realce difuso, de un absceso que va a presentar una captación periférica.

BIBLIOGRAFÍA

- Anderson MW, Raghavan N, Seidenwurm DJ, Greenspan A, Drake C. Evaluation of meniscal tears: fast spin-echo versus conventional spin-echo magnetic resonance imaging. *Acad Radiol* 1995; 2: 209-214
- Arndt WF 3rd, Truax AL, Barnett FM, Simmons GE, Brown DC. MR diagnosis of bone contusions of the knee: comparison of coronal T2-weighted fast spin-echo with fat saturation and fast spin-echo STIR images with conventional STIR images. *Am J Roentgenol* 1996; 166: 119-124
- Bruder H, Fischer H, Reinfelder H, Schmitt F. Image Reconstruction for Echo Planar Imaging with Nonequidistant k-Space Sampling. *Magn Reson Med* 1992; 23: 311-323
- Bydder GM, Steiner RE, Blumgart LH, Khenia S, Young IR. MR imaging of the liver using short T1 inversion recovery sequences. *J Comput Assist Tomogr* 1985; 9: 1084-1089
- Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC. Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1992; 10: 497-511
- Duerk JL, Lewin JS, Wu DH. Application of keyhole imaging to interventional MRI: a simulation study to predict sequence requirements. *J Magn Reson Imaging* 1996; 6: 918-924
- Elster DE. *Question and Answers in Magnetic Resonance Imaging*. Mosby, St Louis 1994
- Feinberg D, Oshio K. GRASE MR imaging: a new fast clinical imaging technique. *Radiology* 1991; 181: 597-602
- Feinberg DA, Hale JD, Watts JC, Kaufman L, Mark A. Halving MR imaging time by conjugation: demonstration at 3.5kG. *Radiology* 1986; 161: 527-531
- Feinberg DA, Oshio K. GRASE (gradient- and spin-echo) MR imaging: a new fast clinical imaging technique. *Radiology* 1991; 181: 597-602
- Fellner F, Schmitt R, Trenkler J, Fellner C. Turbo gradient-spin-echo (GRASE): first clinical experiences with a fast T2-weighted sequence in MRI of the brain. *Eur J Radiol* 1995; 19: 171-176
- Forzaneh F, Riederer S, Pelc N. Analysis of T2 Limitations and Off-Resonance Effects on Spatial Resolution and Artifacts in Echo-Planar Imaging. *Magn Reson Med* 1990; 14: 123-139
- Fullerton G. Physiologic basis of magnetic relaxation. *Magnetic resonance imaging*, Mosby-Year Book, St. Louis, 1992; 88-108
- Gao GH, Xiong J, Lai S, Haacke EM, Woldorff MG, Li J, Fox PT. Improving the temporal resolution of functional MR imaging using keyhole techniques. *Magn Reson Med* 1996; 35: 854-860
- Haase A, Frahm J, Matthaei D. FLASH imaging: rapid NMR imaging using low flip angle pulses. *J Magn Reson* 1986; 67: 217-225
- Hahn E. Spin echoes. *Phys Rev* 1950; 80: 580-594

17. Hajnal J, Bryant D, Kasubosky L. Use of fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) pulse sequence in MRI of the brain. *J Comput Assist Tomogr* **1992**;16: 841-844
18. Harned EM, Mitchell DG, Burk DJ, Vinitzky S, Rifkin MD. Bone marrow findings on magnetic resonance images of the knee: accentuation by fat suppression. *Magn Reson Imaging* **1990**; 8:27-31
19. Henning J, Nauerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Mag Reson Med* **1986**; 3: 823-833
20. Listerud J, Atlas SW. The suitability of 3DFSE pulse sequences as a black blood MRA technique. *Abstracts of the Proceedings of the annual Meeting of RSNA, Chicago* **1992**
21. Listerud J, Einstein S, Outwater E, Kressel HY. First principles of fast spin echo. *Magn Reson Q* **1992**; 8: 199-244
22. MacFall J, Pelc N, Vavrek RM. Correction for spatially dependent phase shifts for partial Fourier imaging. *Magn Reson Imaging* **1998**; 6:143-155
23. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin-echoes. *J Phys Chem Solid State Phys* **1977**; 10: 55-58
24. Mansfield P, Mandsley AA. Planar spin imaging by NMR. *J Magn Reson* **1977**;27: 101-119
25. McKinnon G. Ultrafast interleaved gradient echo-planar imaging on standard scanner. *Magn Reson Med* **1993**; 30: 609-616
26. Meiboom S, Gill D. Modified spin-echo method for measuring nuclear relaxation times. *Rev Sci Instr* **1958**; 29: 688-691
27. Meyer C, Hu B, Nishimura D. Fast spiral coronary artery imaging. *Magn Reson Med* **1995**; 28: 202-213
28. Palmer WE, Caslowitz PL, Chew FS. MR arthrography of the shoulder. Normal intra-articular structures and common abnormalities. *AJR* **1995**; 164: 141-146
29. Petersein J, Saini S. Fast MR Imaging: Technical Strategies. *AJR* **1995**; 165: 1105-1109
30. Philips. *Gyroscan. NT Application Guide*, Philips Medical Systems **1994**
31. Purcell E, Torrey H, Pound R. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Phys Rev* **1946**;69: 37-38
32. Stehling MK, Nitz W, Holzknrecht N. Fast and ultra-fast magnetic resonance tomography. Basic principles, pulse sequences and special properties. *Radiologe* **1995**; 35: 879-893
33. Thomas DJ, Pennock J, Hajnal J, Young IR, Bydder GM, Steiner RE. Magnetic resonance imaging of the spinal cord in multiple sclerosis by fluid-attenuated inversion recovery. *Lancet* **1993**;341:593-594
34. Tirman PFJ, Steinbach LS, Belzer JP, Bost FW. A practical approach to imaging of the shoulder with emphasis on MR imaging. *Orthop Clin North Am* **1997**;28: 484-515
35. Verstraete KL, De Deene Y, Roels H. Benign and malignant musculoskeletal lesions: Dynamic contrast-enhanced MR imaging-parametric "first pass" images despite tissue vascularization and perfusion. *Radiology* **1994**; 192: 835-834
36. Vlaardingerbroek MT, den Boer JA. *Magnetic Resonance Imaging*, Springer, Berlin **1996**
37. Wehrli F. *Introduction to Fast-Scan Magnetic Resonance*, General Electric, Milwaukee **1986**
38. White S, Hajnal J, Young I. Use of fluid-attenuation inversion recovery pulse sequences for imaging the spinal cord. *Magn Reson Med* **1992**;28: 153-152
39. Winkler ML, Ortendahl DA, Mills TC. Characteristics of partial flip angle and reversal MR imaging. *Radiology* **1988**;166: 17-26
40. Zur Y, Wood M, Neuringer L. Spoiling of transverse magnetization in steady-state sequences. *Magn Reson Med* **1991**;21: 251-263