

ARTÍCULOS ORIGINALES

Resonancia Magnética en Bajo Campo: Aspectos a tener en cuenta.

Nerea Gómez Mouriz, Eva Domínguez Castaño, Ana Capelastegui Alber, Amaya Merino Jovellanos, Ibone Saralegui Prieto, Begoña Fernández-Ruanova.

Osatek, Unidad de Las Arenas, Ambulatorio Las Arenas, Getxo (Bizkaia).

Objetivo

Describir las características de los equipos de Resonancia Magnética de bajo campo y las consideraciones prácticas que deben tenerse en cuenta en el trabajo diario: aspectos técnicos, aplicaciones, diseño de secuencias, seguridad, percepción del paciente, plan de cuidados.

Material y método

Revisamos nuestra experiencia de 8 años de trabajo en un equipo de bajo campo en la Unidad de Osatek del Ambulatorio de Las Arenas (Getxo, Vizcaya). Se trata de un Magnetom Open de Siemens, imán resistivo de 0,2 Tesla. Durante este tiempo hemos realizado más de 42.000 exploraciones y hemos sido designados Centro de Referencia de Siemens para RM de bajo campo. Revisamos con especial atención el trabajo de optimización de protocolos y secuencias.

Resultados

Al ser la señal/ruido inferior a los equipos de alto campo es necesario optimizar cuidadosamente las secuencias para obtener mejores resultados. Aún así, la calidad de la imagen es en general inferior, determinadas secuencias no podemos realizar y la duración de los estudios es mayor que en los equipos de alto campo. Los artefactos provocados por susceptibilidad magnética y desplazamiento químico son menores que en alto campo. La percepción del paciente es mejor debido al diseño abierto de estos equipos y los riesgos debidos al campo magnético son en general menores.

Conclusión

Los equipos de Resonancia Magnética de bajo campo tienen unas características diferenciales con respecto a los de alto campo que deben tenerse en cuenta en el manejo de pacientes y en la realización de estudios¹.

Palabras clave: Resonancia Magnética (RM), sistemas de alto campo magnético, sistemas de bajo campo magnético, calidad de la imagen.

Recibido: 25-09-04
Aceptado: 14-10-04

Aim

We shall describe the characteristics of the low-power field Magnetic Resonance (MR) units and the practical considerations to bear in mind in day-to-day-work-technical aspects, applications, pattern of sequence, safety and patient's perception.

Material and Methodology

We look over our eight-year work experience in a low-power field MR unit in the Osatek division of the State health-service hospital in Las Arenas (Getxo, Bizkaia). The equipment we have been using is a Siemens' Magnetom Open, a 0.2 Tesla resistive magnet. In these 8 years we have carried out some 42,000 MR scanings and we have been appointed Siemens' Reference Centre for low-power field MR. We examine with special attention the optimization of medical records and sequences.

Results

Being the signal inferior to the one of the high-power field systems it is necessary to carefully optimize the sequences in order to obtain better results. In spite of this optimisation, the image quality is, in general, lower-certain sequences cannot be carried out and the duration of the scanning is longer than in the high-power field units. Nevertheless artefacts caused by the magnetic susceptibility and chemical displacement are lower than in high-power field systems. The patient's perception is better due to the open design of the units and the risks due to the magnetic field are as well lower, in general, than in high-power field units.

Conclusions

All the arguments set out in the present paper lead to the conclusion that low-power field MR units have differential characteristics with respect to high-power field systems that should be taken into account when handling patients and carrying out the examinations.

Key Words: Magnetic Resonance, high-power field systems, low power field systems, image quality.

Correspondencia:
Osatek, Unidad de Las Arenas, Ambulatorio Las Arenas, Getxo (Bizkaia).
C/ Bidebarrieta, 10.
48930 Getxo (Bizkaia).
Tel.: 94 6007175
Fax: 94 6007076
e-mail: ngomez@osatek.es

Introducción

Los equipos de Resonancia Magnética (RM) de bajo campo aparecen a principios de los 90 y actualmente representan el 25 % de los instalados en nuestro país. Estos equipos tienen un diseño abierto, en forma de "C", frente al clásico túnel de los equipos de alto campo, lo que hace que sean más atractivos para los pacientes.

La relación señal/ruido es indudablemente mejor en los equipos de alto campo. Sin embargo, los avances

tecnológicos y la optimización día a día de las secuencias hacen que en los sistemas de RM de bajo campo sea posible también la obtención de imágenes de calidad.

A pesar de esto, en la evolución de los sistemas de RM una mayor intensidad del Campo Magnético (CM) es sinónimo de calidad de imagen ^{1,2}.

Las tablas I-IV resumen las características diferenciales de los equipos de bajo campo y configuración abierta frente a los cilíndricos de medio-alto campo:

TABLA I. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LA INSTALACIÓN

	ALTO CAMPO	BAJO CAMPO
-CM que se disipa en la sala de exploración.	-Grande. Mayor peligro:"efecto proyectil" (*)	-Limitado.
-Fuerza del CM	-Medio a alto.	-Bajo.
-Requerimientos de espacio	-antes > hoy en día es parecido en ambos	-antes <
-Diseño.	-Cerrado: Tubo cilíndrico de unos 60 cm de apertura (abierto por un solo extremo o por los dos).La evolución en el diseño de equipos de alto CM tiende a acortar el tubo y aumentar su diámetro.	-Abierto: (Resistivo) bobinado superior y otro inferior, aguantados por un soporte en C creando un CM vertical sobre el paciente. Posibilidad técnicas intervencionistas.
-Mantenimiento	-Necesita gases criogénicos (opera a la temperatura del Helio líquido)	-No se requieren criógenos
-Rentabilidad	-Posibilidad de hacer más pacientes, más rápido. (<tiempos de adquisición)	-Mayores tiempos de adquisición
-Coste del equipo	->	-<

*Efecto proyectil: los objetos ferromagnéticos son atraídos por la fuerza del imán como proyectiles.

TABLA II. APLICACIONES

	ALTO CAMPO	BAJO CAMPO
-Resolución espacial.	-Mejor resolución espacial. (Posibilidad de menores grosores de corte, matrices mayores, menores FOV)	-Peor resolución. (Mayor dificultad para conseguir una buena resolución espacial para aplicaciones que requieren pequeño FOV)
-Posibilidad de: .angio .Fat Sat .Espectroscopia	-Sí.	-angio: se puede hacer algo -Limitaciones técnicas que los imposibilitan.
-SNR	Mejor SNR	No tan buena SNR
-Artefactos.	-Más propenso a artefactos.	-Menos artefactos de susceptibilidad y desplazamiento químico. Los tiempos de adquisición mayores hacen que haya mayor posibilidad de artefactos por movimiento.

TABLA III. SEGURIDAD

	ALTO CAMPO	BAJO CAMPO
-Efecto SAR. Calentamiento:	-Mayor.	-Aproximadamente 50 veces menor que un sistema de 1,5T.
-Peligro: "efecto proyectil".	-Mayor. A > CM > precauciones se han de tomar.	
-Peligro: Quench	-En imanes superconductivos que utilizan criógenos.	

TABLA IV. PERCEPCIÓN DEL PACIENTE

	ALTO CAMPO	BAJO CAMPO
-Claustrofobia.	-Peor tolerancia.	-Mejor tolerancia del paciente por tratarse de diseños abiertos.
-Ruido.	-Ruido más fuerte a soportar por el paciente (importante usar protección auditiva)	-Menor ruido.

1. Características técnicas de la exploración

1.1. El campo magnético (CM) en los sistemas de RM

En los sistemas de RM hay un campo magnético propiamente dicho (B^0): uniforme, homogéneo, que está continuamente encendido mientras se trabaja con él y, los gradientes (B^i (x, y, z)) que son variaciones del CM medidos a lo largo de una dirección. Son mucho más débiles, no uniformes y se apagan y se encienden sucesivamente.

La resultante efectiva (B^{eff}) está determinada por el CM principal y los gradientes. Está expresado mediante la ecuación:

$$B^{eff}(x, y, z) = B^0 + B^i(x, y, z)$$

Por tanto, al interesarnos por una máquina de RM, aparte del CM estático de trabajo hay que interesarse en la tecnología de los gradientes³.

1.2. Tipos de imanes

Los equipos de RM se pueden clasificar de acuerdo con: La intensidad del CM:

<u>Fuerza del CM</u>	<u>Tipo</u>
< 0,5 T	Bajo CM
0,5-1,5 T	Medio-Alto CM

La forma de generar el CM:

-Permanente: crean un CM por medio de sustancias ferromagnéticas. Tienen un elevado peso que está en relación con la intensidad del campo (son de bajo CM).

-Electroimanes: crean un CM a través de una corriente eléctrica³.

Pueden ser:

- Resistivo: hacen circular la corriente por cables a temperatura ambiente. El CM es limitado ($\leq 0,4T$), precisa instalación evacuadora de calor (agua) y apantallamiento magnético.

La RM de nuestra unidad corresponde a un imán resistivo, consiste en un CM de 0,2 T vertical con un soporte en C, con una tabla perpendicular donde se coloca al paciente. (Fig. 1)



Fig.1 Imán resistivo de 0,2 T con un diseño abierto en forma de C.

- Superconductivos: utilizan cables a una temperatura próxima al cero absoluto ($-272\text{ }^{\circ}\text{C}$), lo que permite que la corriente circule sin resistencia y no se genere calor (se basan en las propiedades de ciertas aleaciones metálicas que al ser enfriadas pierden su resistencia eléctrica).

ca). Necesita reposición de criógenos (opera a la temperatura del Helio líquido), precisa apantallamiento magnético y su coste es elevado. Los equipos de alto CM son de este tipo.(Fig.2 y 3)



Fig.2 y 3 El diseño de los equipos de alto CM consiste en un tubo cilíndrico abierto por sólo un extremo o por los dos.

1.3. Rentabilidad

Una de las ventajas de los sistemas de bajo campo es el aspecto económico. Su coste (aproximadamente el 30% menos un sistema de 0,2 T que un superconductor de 0,5 T) y el precio de instalación son menores, y si comparamos también los gastos de mantenimiento, resultan más económicos desde el momento en que no utilizan criógenos.

Sin embargo, los sistemas de bajo campo requieren mayores tiempos de adquisición, limitándonos por tanto el número de exploraciones. En nuestra experiencia realizamos con un imán resistivo de 0,2T una media bastante aceptable de 12 pacientes en 8 horas frente a 16 pacientes en el mismo intervalo de tiempo en un equipo

de 1T. Por lo que estimamos que la duración de los estudios es aproximadamente un 33% superior en los equipos de bajo campo.

2. Aplicaciones

2.1. Principales factores que intervienen en la calidad de la imagen

La calidad de la imagen viene determinada por muchos factores:

- CM:
 - homogeneidad
 - intensidad
- Tipo de bobina usada y centraje correcto-adequado.
- Utilización de gadolinio.
- Parámetros de la secuencia:
 - tiempo de adquisición
 - potenciación de la secuencia (TR, TE, TI, ángulo)
 - relación señal/ruido (SNR)
 - resolución espacial:
 - *número de adquisiciones
 - *matriz, grosor de corte, tamaño del voxel (_BW _ruido)
 - *FOV rectangular
 - *dirección de fase

Los parámetros se ven limitados por el campo magnético y el software disponible⁴. Pero debemos tener en cuenta que una buena y responsable optimización de las secuencias dan lugar a un mejor rendimiento.

2.2. Consideraciones generales en el diseño de las secuencias.

En los sistemas de bajo campo se disminuye el tiempo de relajación T1 de los tejidos biológicos, se disminuyen también los artefactos de flujo, desplazamiento químico y susceptibilidad magnética y hay un menor depósito de Radio Frecuencia (RF).

Un camino para mejorar el cociente señal/ruido es usar secuencias con bajo Bandwidth (BW). La reducción del BW en los sistemas de alto CM está limitado por el aumento de artefactos por desplazamiento químico (la diferencia en la frecuencia de resonancia entre los protones de la grasa y del agua en un sistema de 0,2 T es sólo 30 Hz, mientras que en un sistema de 1,5 T es de 220 Hz).

2.2.1. Secuencias potenciadas en T1

Los tiempos de relajación T1 se reducen en los sistemas de RM de bajo campo.

En el CRÁNEO la sustancia gris y la sustancia blanca tienen el tiempo de relajación T1 aproximadamente el 40-50% menor en un sistema de RM de 0,2T (490 y 390

ms respectivamente) que en una 1,5 T (920 y 780 ms). Para conseguir un buen contraste T1 se precisan TR cortos (300-500 ms), pero esto reduce el número de cortes. "Si aumentamos el TR para cubrir todo el área de estudio y conseguir más cortes, el resultado es un peor contraste T1."

Soluciones:

- TE más cortos: nos permiten más cortes para un TR dado y mejora el contraste T1.
- Sustituir SE T1 por ecos de gradiente 2D potenciados en T1
- Ángulos de inclinación menores de 90°: mejoran el contraste T1 de las secuencias SE con valores de TR largos.

T1 axial de cráneo

TR= 560 ms
TE= 15
20 cortes, 5 mm, DF 0,2
FOV= 240 mm, 7/8
ACQ= 3
4min 27 sg

Cuando el TR es aproximadamente de 400 ms un ángulo de inclinación de 90° puede ser usado con un buen contraste T1. Empíricamente en un sistema de RM de 0,2 T, cuando el TR aumenta de 50 en 50 ms del TR idóneo (300-400 ms) el ángulo de inclinación podría ser reducido en 5-7° (con un TR de 550 ms por ejemplo, un flip angle de aproximadamente 75° podrá ser usado y "en teoría", mejoraríamos el contraste T1, en la práctica no hemos percibido esta mejora.)

En la Columna CERVICAL debido a que los sistemas de RM de bajo CM son menos vulnerables a los artefactos por movimiento en dirección de fase, las bandas de presaturación no son requeridas generalmente para imágenes sagitales potenciadas en T1 en la C.Cervical. Con la consiguiente reducción en el tiempo de adquisición y la mejora de contraste T1.

Para la C. DORSAL Y LUMBAR las saturaciones son necesarias en la parte anterior de la columna para evitar el artefacto de superposición o aliasing. Además, en la región lumbar y dorsal que es más susceptible a artefactos por movimiento (movimiento cardiaco, respiratorio, pulsaciones arteriales, movimiento peristáltico) la banda de saturación ayuda a eliminar estos artefactos. (Se utilizan también tanto en la columna cervical como dorsal técnicas de compensación de flujo RB).

2.2.2. Imágenes potenciadas en DP y T2

DP: TR largo y TE corto
T2: TR y TE largo

A diferencia del T1, el T2 es esencialmente independiente del CM. Estas secuencias con un TR largo requie-

ren altos tiempos de adquisición. Pueden ser sustituidas por otras técnicas con contraste T2 ó DP, como secuencias TSE ó GE (flash) o activar el Half Fourier, con la finalidad de acortar tiempos.

T2 axial de cráneo

TR= 2869 ms
TE= 25 y 112 ms
19 cortes, 5 mm, DF 0,3
MATRIZ 63%, 121*256
FOV= 220 mm, 6/8
ACQ= 2
11min 38sg

T2 axial de muñeca vhc

TR= 2097 ms
TE= 20 y 80 ms
15 cortes, 4mm, DF 0,2
MATRIZ= 72%, 138* 256
FOV= 160 mm, 6/8
ACQ= 1
4min 50sg

T2 axial HF

TR= 1938 ms
TE= 20 y 80 ms
17 cortes, 4mm, DF 0,4
MATRIZ= 70 %, 112* 256
FOV= 180 mm, 5/8
ACQ= 2
4 min 11 sg

TSE T2 DP axial

TR= 3611 ms
TE= 26 y 106 ms
17 cortes, 4mm, DF 0,1
MATRIZ= 73 %, 140* 256
FOV= 170mm, 6/8
ACQ= 2
3min 30 sg

Desventajas y limitaciones de las secuencias TSE

Los protones del agua en proximidad a macromoléculas tienen tiempos de relajación T2 muy cortos y no se observan con imágenes TSE.

Otra limitación potencialmente importante de las secuencias TSE se ve impuesta por la ausencia de sensibilidad a la hemorragia intracraneal y al depósito de hierro cerebral. Esta falta de sensibilidad es inherente a la propia técnica: el corto intervalo entre ecos de las secuencias TSE combinado con los menores efectos de susceptibilidad en el bajo campo, probablemente responden a la ausencia de señal de las lesiones con depósito de hierro en secuencias TSE.

En la COLUMNA las secuencias TSE T2 con un BW de 65 Hz/pixel con un grosor de corte de 4 mm y 2 adquisiciones obtenemos un buen contraste T2.

2.2.3. Secuencias eco de gradiente 2D

Las secuencias GE presentan algunas ventajas significativas respecto a las secuencias SE:

- < duración del tiempo de medición
- mejor relación señal/ruido por unidad de tiempo
- formación de imágenes 3D
- < valores SAR
- > contraste potenciado en T1 y/o T2*

Sin embargo, las secuencias GE son más sensibles a artefactos producidos por susceptibilidad magnética.

EG 2D potenciado en T1 (FLASH 2D T1)

TR corto TE corto_medio a alto

El uso de ángulos de inclinación largos (por ejemplo 60°) aumenta el contraste T1, TE cortos (por ejemplo 9 ms) disminuyen la potenciación en T2*. De este modo, un buen contraste T1 puede ser conseguido aún cuando se utilizan TR largos. Debido a la utilización de TE cortos y la eliminación del pulso de 180°, las secuencias EG proporcionan una alta cobertura en comparación a secuencias SE de igual TR.

Flash T1 sagital C. cervical

TR= 454 ms

TE= 17 ms

Ángulo de inclinación = 60

10 cortes, 4 mm, DF 0,1

ACQ= 4

FOV= 200 mm, 6/8

MATRIZ= 75%, 144*256

TA= 4min 24 sg

EG T2 (T2*)

Para el estudio de la patología degenerativa de la columna utilizamos este tipo de secuencias, proporcionan un mayor contraste mielográfico con alta intensidad del LCR.

La potenciación en T1 es minimizada por el uso de TR relativamente largos y ángulos de inclinación de pequeños a intermedios.

Flash sagital de columna cervical

TR= 600 ms

TE= 35 ms

Flip Angle= 25°

8 cortes, 4mm, DF 0,1

ADQ= 2

FOV= 250 mm, 6/8

MATRIZ= 75%, 144*256

TA= 2 min 57 sg

La potenciación en T2* se optimiza usando TE largos. Con un alto CM el TE está limitado por el aumento de artefactos por susceptibilidad e inhomogeneidad del CM.

Sin embargo, con bajos campos se pueden obtener imágenes de calidad con valores de TE largos. Otra ventaja de estas secuencias es que pueden utilizar bajos BW (nosotros 26). Esto mejora significativamente la señal/ruido y en una 0,2T los artefactos por desplazamiento químico no suponen un problema. Este bajo rango de frecuencias proporciona buen detalle anatómico.

2.2.4. Secuencias IR

STIR

Mediante la secuencia STIR obtenemos la supresión de grasa. Se utiliza un TI corto, nosotros con una máquina de 0,2 T 90ms. Eliminamos la señal de la grasa y damos a la imagen de un contraste T1 invertido: los tejidos con T1 largos aparecen más claros que los tejidos con T1 corto. Su principal aplicación en los sistemas de bajo campo es el sistema músculo esquelético (hay que tener en cuenta que no tenemos Fat Sat).

Para disminuir el artefacto de flujo en la secuencia STIR coronal de rodilla cambiamos la fase de L-R a H-F, subimos el FOV de 180 a 210, bajamos de 3 a 2 adquisiciones el TR hasta 3600 ms y ponemos Ph-0s% de alrededor del 100%.

El factor T1 está determinado por el TR y TI.

El factor T2 está determinado por el TE.

FLAIR

Lo aplicamos en las exploraciones del cráneo. Precisa un TI largo, 1600ms. Se suprime la señal del LCR. En nuestro caso nos encontramos con la limitación de que sólo disponemos de la cobertura que puede ofrecer 9 cortes.

Flair axial de cráneo

TR= 6000 ms

TE= 93 ms

TI= 1600

9 cortes, 7mm, DF 0,3

ADQ= 2

FOV= 220 mm, 6/8

MATRIZ= 80%, 154*256

TA= 4 min 43sg

1.3. Limitaciones técnicas

Tenemos una inferior relación señal/ruido, y hay ciertas exploraciones que o bien no podemos realizar o bien resultan de baja calidad debido a limitaciones técnicas.

Ej.: -estudios que requieren secuencias rápidas con captación dinámica del contraste como angioRM 3D. (Fig. 4)



Fig.4 El estudio angiográfico con captación dinámica de Gadolinio no se realiza en equipos de bajo campo.

-estudios que requieren saturación grasa: para diferenciar la grasa de la metaHb y en secuencias potenciadas en T1 con gadolinio para ver la captación del contraste. (Fig. 5)

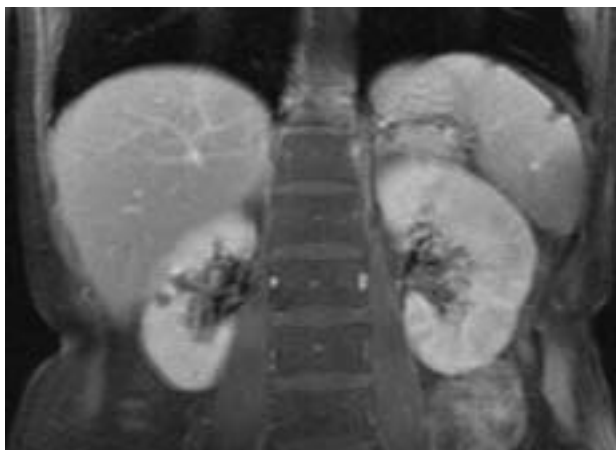


Fig.5 La diferencia en la frecuencia de resonancia entre el agua y la grasa en un equipo de 1,5 T es aproximadamente de 220 Hz. Esta diferencia nos permite saturar selectivamente la grasa.

-espectroscopía: se basa en secuencias EPI y a través de la cantidad de algunas moléculas presentes en los tejidos.

2.4. Efectos del CM en los artefactos producidos por susceptibilidad magnética (causados por cuerpos extraños, implantes metálicos o interfases entre tejidos-aire)

Al colocar un cuerpo en un CM, se comporta de una forma particular de acuerdo con su configuración inter-

na^{1,5,6}. Este fenómeno se cuantifica mediante la susceptibilidad magnética, que mide la tendencia de un cuerpo a magnetizarse cuando lo colocamos en un CM externo.

Los cuerpos materiales se pueden clasificar en:

- **Diamagnéticos** o no magnéticos: su susceptibilidad es negativa. Se encuentran entre ellos: Oro, Plata, Platino, Titanio, Tántalo, Tungsteno, materiales cerámicos, Zirconio, Silicona-nítrido, Plexiglás, Nylon, Teflón, Aluminio. Estos materiales pueden producir distorsiones o degradaciones de la imagen.
- **Paramagnéticos**: la susceptibilidad es positiva, tienden a desplazarse hacia las zonas donde el CM es mayor. Dentro de las sustancias paramagnéticas se encuentran las ferromagnéticas, que se caracterizan por una susceptibilidad muy elevada. Presentan una imantación permanente una vez fuera del CM.

Los materiales diamagnéticos aunque pueden ser sometidos a exploración RM, pueden producir una distorsión del CM que se traduce en artefactos en la imagen que algunas veces impiden obtener una información útil.

Las distorsiones locales del CM principal causan también artefactos. Pueden ser corregidos mediante shim-ming = conjunto de maniobras para alcanzar la uniformidad del campo.

Los materiales ferromagnéticos tienen una alta susceptibilidad. Se magnetizan fácilmente en un CM externo, esto altera la homogeneidad del CM y causa distorsiones.

En imágenes Spin Eco (SE) se reconoce como un área artefactada, la pérdida completa de la señal con deformaciones en los límites de esta región. Este tipo de artefactos es menos pronunciado con materiales no ferromagnéticos. También se observa que ocurre en las interfases entre tejidos o sustancias de diferente susceptibilidad magnética sobre todo cuando se usan secuencias eco de gradiente (GE). Los ejemplos más característicos son interfases entre tejido-aire (senos paranasales, pulmones y nasofaringe), interfase entre tejidos biológicos y material ferromagnético (depósitos de hemosiderina después de una hemorragia), o entre hueso y partes blandas.

Pérdida de señal originada por material ferromagnético y no ferromagnético en RM de alto y bajo CM con técnicas SE y EG:

El mecanismo por el que se distorsiona la imagen es el mismo en objetos metálicos ferromagnéticos y diamagnéticos, pero la magnitud y dirección del artefacto difiere.

* Usando una técnica SE la forma del artefacto es parecida en ambos campos: un área elongada de pérdida de señal a lo largo del eje de codificación de frecuencia

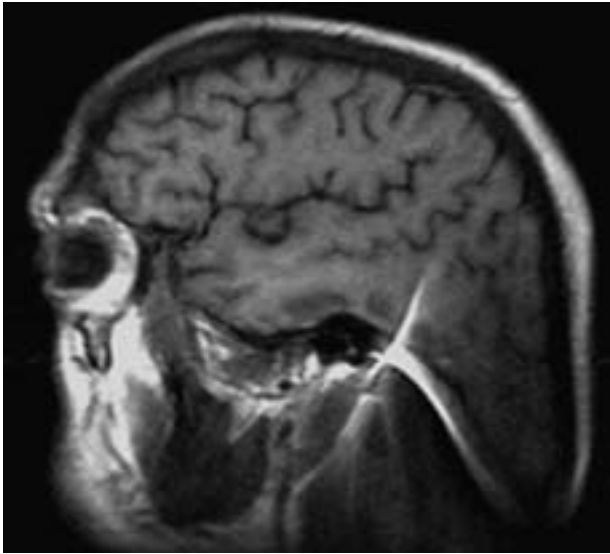


Fig. 6 Aunque la naturaleza de los implantes haga que sean compatibles con la RM, éstos pueden producir distorsiones en la imagen.

* Usando una técnica EG la forma del artefacto es un área de pérdida de señal ovalada sin márgenes hiperintensos. (Fig.7)

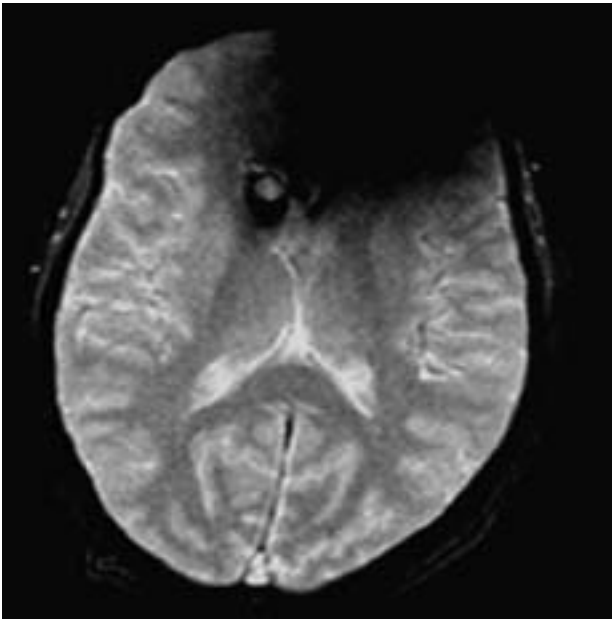


Fig.7 Los artefactos producidos por susceptibilidad magnética son más pronunciados en secuencias GE, dando lugar a un área de pérdida de señal. El artefacto aumenta en sistemas de RM de alto CM.

La distorsión de la imagen esta relacionada con la intensidad del CM (es proporcional al B_0 , se potencian en sistemas de RM de alto campo), la naturaleza química del implante metálico (susceptibilidad magnética), del tamaño, orientación y posición del objeto dentro del cuerpo, así como la técnica usada ⁷.

Los artefactos producidos por susceptibilidad son más pronunciados en secuencias GE y menos en secuencias TSE. En cualquier caso, los artefactos son mucho mayores en un equipo de alto CM. En las secuencias GE la pérdida de señal aumenta con valores de TE largos, especialmente en altos campos. Los efectos de susceptibilidad aumentan también cuando reducimos la matriz.

Artefacto * $a > B_0$

GE * $a > TE$ y $a > FOV$ (directamente proporcional)

* $a > BW$ y $a > \text{matriz}$ (inversamente proporcional)

Al trabajar con un imán de bajo campo (0,2 T), como la susceptibilidad magnética es muy pequeña, al estudiar la rodilla cubrimos con papel albal la rodilla contraria. Lo que conseguimos es ocultar la señal de esta última que se superpone a la imagen del miembro a estudiar por superposición o foldover, Wrap around...

Recomendaciones para reducir los artefactos inducidos por susceptibilidad:

1. Elección de un sistema de RM de bajo CM: cuando interfiere con la zona de interés a estudiar o por motivos de seguridad del paciente.

2. Secuencias recomendadas y parámetros:

TSE: es la técnica más recomendada ya que el artefacto es menor.

GE: los artefactos se acentúan por lo que es la técnica menos recomendada si bien podemos reducirlos de tres maneras^{1,8}:

- Usando TE cortos (los espines tienen menos tiempo para desfasearse)
- Disminuyendo el tamaño del voxel (disminuye las diferencias del CM dentro del voxel)
 - FOV más pequeño
 - Cortes más finos (por esta razón las secuencias 3D son menos susceptibles).
 - Aumentando la matriz
- Usando secuencias con BW más grandes

Los artefactos por susceptibilidad son proporcionales al B_0 . Por eso, son mayores en sistemas de RM de alto CM. En cualquier tipo de CM la secuencia que se artefacta más es la GE y la que menos las TSE.

2.5. Efectos del CM en el desplazamiento químico.

Aparecen porque la frecuencia de los átomos de Hidrógeno es diferente en la grasa y en el agua. Ocurre a lo largo de las zonas de transición entre tejidos con grandes diferencias en el contenido de grasa y de agua (por ejemplo alrededor de riñones, órbitas, columna vertebral, discos intervertebrales...). Esta diferencia es mayor cuando se utilizan mayores campos magnéticos y

se acentúa si disminuye la anchura de banda.

La grasa y el agua producen dos señales distintas, la imagen de RM puede ser considerada como la consistente en dos imágenes discretamente separadas, una la de la grasa y otra la del agua (ocurre en la dirección de codificación de frecuencia). Para imágenes obtenidas en una RM de 1,5 T el agua resuena aproximadamente a una frecuencia de 220 Hz más que la grasa, mientras que en una 0,2 T la diferencia de resonancia es sólo 30 Hz. Esta diferencia tan pequeña entre las frecuencias de resonancia de la grasa y el agua es la que hace que no puedas saturar específicamente una de las dos.

En regiones donde predomina el agua en un tejido y la grasa en el tejido adyacente habrá una región donde se producirá un solapamiento donde las señales de grasa y del agua son combinadas, produciendo una hiperintensidad de señal y/o una señal de vacío, donde ni la grasa ni el agua contribuye a la intensidad de señal 1,9. A veces estos artefactos interfieren en instalaciones con campos elevados, en especial en las imágenes en T1 a causa de la elevada intensidad de señal de la grasa. El artefacto asociado al desplazamiento químico con 0,2 T es prácticamente nulo.

Efectos del desplazamiento químico en instalaciones de bajo campo:

- Menores artefactos.
- No existe la posibilidad de saturar selectivamente la grasa.

Influencia de parámetros que inciden en el artefacto por desplazamiento químico:

- B_0 es directamente proporcional, $_CM$ artefacto
- BW es inversamente proporcional, $_BW$ artefacto
- Tamaño del pixel es directamente proporcional, por tanto:

matriz ($<$ tamaño del pixel) $_$ artefacto
FOV ($>$ tamaño del pixel) $_$ artefacto.

↑ Para reducir el artefacto por desplazamiento químico deberíamos usar una secuencia con amplio BW, FOV pequeño y matriz grande. Sin embargo, todos estos factores contribuyen a disminuir la Señal/Ruido (SNR). Cuando el BW es alto, con su consecuente penalización de SNR, el TE puede ser bajado (empleando un TE en que lo espines de la grasa y del agua se encuentren en fase).

3. Seguridad

3.1. Efecto SAR

Durante el examen de RM el paciente es expuesto a la emisión de pulsos de RF. El cuerpo absorbe parte de la energía de RF y la convierte en calor. Como consecuen-

cia, se podría producir un aumento de la temperatura corporal. SAR es por tanto una medida de absorción de Energía por el efecto de los pulsos de RF. El aumento de temperatura que puede sufrir el paciente dentro del imán depende de diversos factores: la intensidad de los pulsos de RF, el número de pulsos de RF por unidad de tiempo, el tamaño y condiciones del paciente y la intensidad del campo. El efecto SAR en un sistema de 0,2 T es aproximadamente 50 veces menor que en un 1,5 T, el depósito calórico aumenta con la intensidad del campo. Las ventajas con las que se encuentra el paciente en los sistemas de bajo campo son un menor riesgo de depósito calórico.

3.2. Efecto proyectil

La RM está compuesta por un potente imán que crea un campo magnético. En la sala de exploración los objetos ferromagnéticos son atraídos por la fuerza del imán acelerándose como proyectiles, pudiendo provocar lesiones graves. Para evitar esto, todo el personal debe conocer y adoptar una serie de medidas de seguridad 10,11. La fuerza del imán se incrementa al disminuir la distancia con el CM y es proporcional a la masa del objeto. (Fig.8).

Boy, 6, killed in MRI accident

By MELISSA KLEIN AND OLIVER W. FRICHARD
THE JOURNAL NEWS
(Copyright © 2000 by The Journal News)

VALHALLA — A 6-year-old boy died two days after he was smashed in the head by a metal oxygen canister that was pulled by magnetic force into the MRI machine where he was being examined, Westchester Medical Center officials said yesterday.

Fig.8 Una de las normas básicas a tener en cuenta en el acceso al entorno de la RM consiste en el control del material que se introduce en la sala de RM y de que éste sea siempre compatible. De lo contrario, el material puede convertirse en un auténtico proyectil. Debido a este efecto hay descrita la muerte de un niño.

Las precauciones deben ser mayores cuanto más potente sean el imán y los gradientes que se utilicen. Debemos recordar también que la fuerza del imán está siempre presente en los imanes superconductivos (Fig.9), no es así en los imanes resistivos. En estos últimos cuando apagamos el equipo el imán se desactiva.



Fig.9 En los imanes superconductivos cuando el equipo está apagado la fuerza del imán sigue siendo la misma que cuando están encendidos. No ocurre lo mismo con los imanes resistivos.

3.3. Quench

En los imanes superconductivos se utiliza el Helio líquido como refrigerante para que la corriente eléctrica circule sin resistencia. Cuando se produce un Quench el CM desciende en cuestión de segundos, el Helio se evapora y se emite al exterior a través del conducto de evacuación de gases. El riesgo viene determinado por un mal funcionamiento de este conducto que hace que el Helio pueda fluir a las instalaciones de RM.

Los imanes de bajo campo al no utilizar Helio están exentos de riesgo por Quench.

4. Percepción del paciente

4.1. Claustrofobia

Los métodos diagnósticos que requieren permanecer en un espacio cerrado como es el caso de la RM pueden producir ansiedad. La sensación de angustia en algunos casos imposibilita la realización de la prueba. Una mayor relación visual con el entorno disminuye significativamente esta ansiedad. Por ello, un alto porcentaje de pacientes con claustrofobia pueden llegar a realizarse la prueba en equipos abiertos^{11,12}.

Si bien, la evolución del diseño de los equipos de alto campo tiende a acortar el tubo y aumentar su diámetro. Además pronto veremos en el mercado diseños abiertos de alto CM.

4.2. Ruido

Las secuencias de medición muy ruidosas causan molestias importantes que debemos evitar proporcionando al paciente protección auditiva (tapones, auriculares no magnéticos...). El nivel de ruido acústico depende de la intensidad del CM y de las secuencias utilizadas¹¹.

5. Preparación general del paciente previa a la realización de la resonancia magnética.

El Plan de Cuidados que proporcionaremos al paciente que acude a realizarse una Resonancia Magnética (RM) y, en especial a aquellos con ansiedad y/o claustrofobia consiste en:

1) Proporcionar información oral y escrita, atendiendo a dudas y preguntas. Siempre, antes de la prueba, obtener un Cuestionario de Seguridad firmado para poder descartar contraindicaciones.

En caso de que el paciente sea portador de implantes, saber de qué implante se trata, fecha de implantación y verificar su compatibilidad con la RM.

(www.MRIsafety.com)

2) **Tranquilizar** al paciente si presenta ansiedad:

- Mostrarle la máquina antes de realizar la prueba e indicarle cuál será su posición.
- Sugerirle la posibilidad de entrar con acompañante.
- Explicarle la posibilidad de interrumpir la prueba si lo viera necesario (se le proporciona un timbre para que nos pueda avisar).
- Indicarle que nos comunicaremos con él durante la prueba mediante altavoces y que estará vigilado en todo momento.

Si debido a la ansiedad decide no realizarse la exploración le daremos la posibilidad de intentar hacérsela otro día tras tratamiento ansiolítico/tranquilizante prescrito por su médico.

3) Pasarle a una cabina para que se cambie proporcionándole bata y calzas. Así nos aseguraremos de que el paciente no lleva objetos metálicos que puedan convertirse en misiles o provoquen artefactos en la imagen. Revisaremos el Cuestionario Seguridad.

4) Una vez dentro de la sala de la RM explicar al paciente en qué va a consistir la prueba:

- el tiempo aproximado
- la importancia de su colaboración permaneciendo lo más quieto posible.
- Informarle que la prueba no es dolorosa y que oirá ruidos de diferente intensidad. Proporcionar protección acústica.
- Coger vía IV si la RM es con contraste, explicando el objetivo de su uso.

5) No es necesario que acuda en ayunas, salvo que se le haya indicado lo contrario. Suele recomendarse sólo en exploraciones de pelvis o de abdomen.

6) Permanecer en comunicación visual y auditiva durante la prueba

7) Informar que después de la realización de la RM, aun habiendo introducido contraste, se puede seguir con los hábitos cotidianos.

Debemos tener en cuenta que con frecuencia el paciente acude con miedo a hacerse la exploración de RM. Miedo motivado básicamente, por el hecho de tener que introducirse en un espacio cerrado. La atención consiste fundamentalmente en informar y tranquilizar.

Bibliografía:

1. Parizel P. The Influence of Field Strength on Magnetic Resonance Imaging: A comparative Study in Physicochemical Phantoms, Isolated Brain Specimens and Clinical Applications. Universidad de Antwerpen, 1994.
2. Gronemeyer DH, Kaufman L, Rothschild P, Seibel RM. New possibilities and aspects of low-field magnetic resonance tomography. *Radiol Diag*.1989; 30 (4): 519-27.
3. Gili J. 20o Curso sobre biofísica de la RM aplicada a la clínica. Barcelona, 2004.
4. Adjei ON, Sugimura H, Tamura S, Shimizut Kihara Y, Kakitsubata S, et al. Motion related artifacts in spin-echo MR imaging: effects of sequence parameters on image quality at 1.5 Tesla. *Radiation Medicine* 1996; 14 (4): 179-83.
5. Matsuura H, Inoue T, Konno H, Sasaki M, Ogasawara K, Ogawa A. Quantification of susceptibility artifacts produced on high-field magnetic resonance images by various biomaterials used for neurosurgical implants. *J Neurosurg* 2002; 97(6):1472-5.
6. McKinstry RC 3rd, Jarret DY. Magnetic Susceptibility Artifacts on MRI: A Hairy Situation. *AJR* 2004; 182(2):532.
7. Ho HS. Safety of metallic implants in magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2001; 14 (4): 472-7.
8. Port JD, Pomper MG. Quantification and minimization of magnetic susceptibility artefacts on GRE images. *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24 (6): 958-64.
9. Mc Gibbon CA, Bencardino J, Palmer WE. Subchondral bone and cartilage thickness from MRI: effects of chemical-shift artifacts. *Magma* 2003; 16 (1):1-9.
10. Anonymous . The safe use of equipment in the magnetic resonance environment. *Health Devices* 2001; 30 (12): 421-44.
11. Shellock FG. *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*. Ed: Shellock FG. Boca Raton, Florida, 2001.
12. Deluca SA, Castronovo FP Jr. Hazards of magnetic resonance imaging. *Am Fam Physician*. 1990; 41 (1): 145-6.