

**37** Congreso  
Nacional  
CENTRO DE  
CONVENCIONES  
INTERNACIONALES

Barcelona  
22/25  
MAYO 2024

**seram**  
Sociedad Española de Radiología Médica

**FERM**  
FUNDACIÓN ESPAÑOLA DE RADIOLOGÍA MÉDICA

**RC** | RADIOLEGS  
DE CATALUNYA

# ARTEFACTOS EN RESONANCIA MAGNÉTICA: PRINCIPIOS BÁSICOS Y CLASIFICACIÓN

Lourdes Zenaida Escobar Ochoa, José Luis Turrillo Serrano de la Cruz, Marta Román Navarro, Natalia García González, Andrea de las Mercedes Salazar Salgado, Marta Ballesteros Ruiz, Natalia Carolina Rincón Manzano.

Hospital Universitario de Burgos, Burgos.

## OBJETIVO DOCENTE:

Revisar de manera práctica y sencilla los distintos artefactos en resonancia magnética (RM), así como repasar la utilidad diagnóstica de algunos de ellos y conocer las potenciales soluciones de aquellos que pudieran llevar a error diagnóstico y/o disminución de la calidad del estudio.

## REVISIÓN DEL TEMA:

Desde la llegada de la RM, la modalidad ha logrado amplia aceptación clínica como una alternativa no invasiva y libre de radiación ionizante, sin embargo, la calidad diagnóstica de las imágenes todavía está a menudo limitada por la presencia de artefactos relacionados con el paciente, el hardware o la interacción del paciente con el hardware.

Los artefactos son variaciones de intensidad de señal en la imagen que no corresponden a la distribución espacial de las estructuras en el corte.

La mayoría son fáciles de reconocer, pero ocasionalmente pueden simular patología.

La comprensión física de la RM puede ser útil para reconocer artefactos comunes, optimizar la calidad de la imagen y maximizar el rendimiento diagnóstico [1, 2].

## Debidos al campo magnético

- Shimming incorrecto

## Debidos susceptibilidad magnética

## Relacionados con los gradientes

- Corrientes de Eddy

## Relacionados con la radiofrecuencia (RF)

- Artefacto de ruido de RF
- Artefacto de cremallera
- Artefacto de excitación cruzada o “Crosstalk”

## Relacionados con la obtención de la imagen

- Artefacto de superposición de imágenes en el sentido de la fase o “Aliasing”
- Artefacto de desplazamiento químico
- Artefacto de truncamiento o de Gibbs
- Artefacto de volumen parcial

## Relacionados con el paciente

- Vacío de señal
- Artefacto de imagen fantasma o “Ghosting”
- Artefacto de emborronamiento o “Blurring”

**Figura 1.** Tipos de artefactos en RM.

## DEBIDOS AL CAMPO MAGNÉTICO

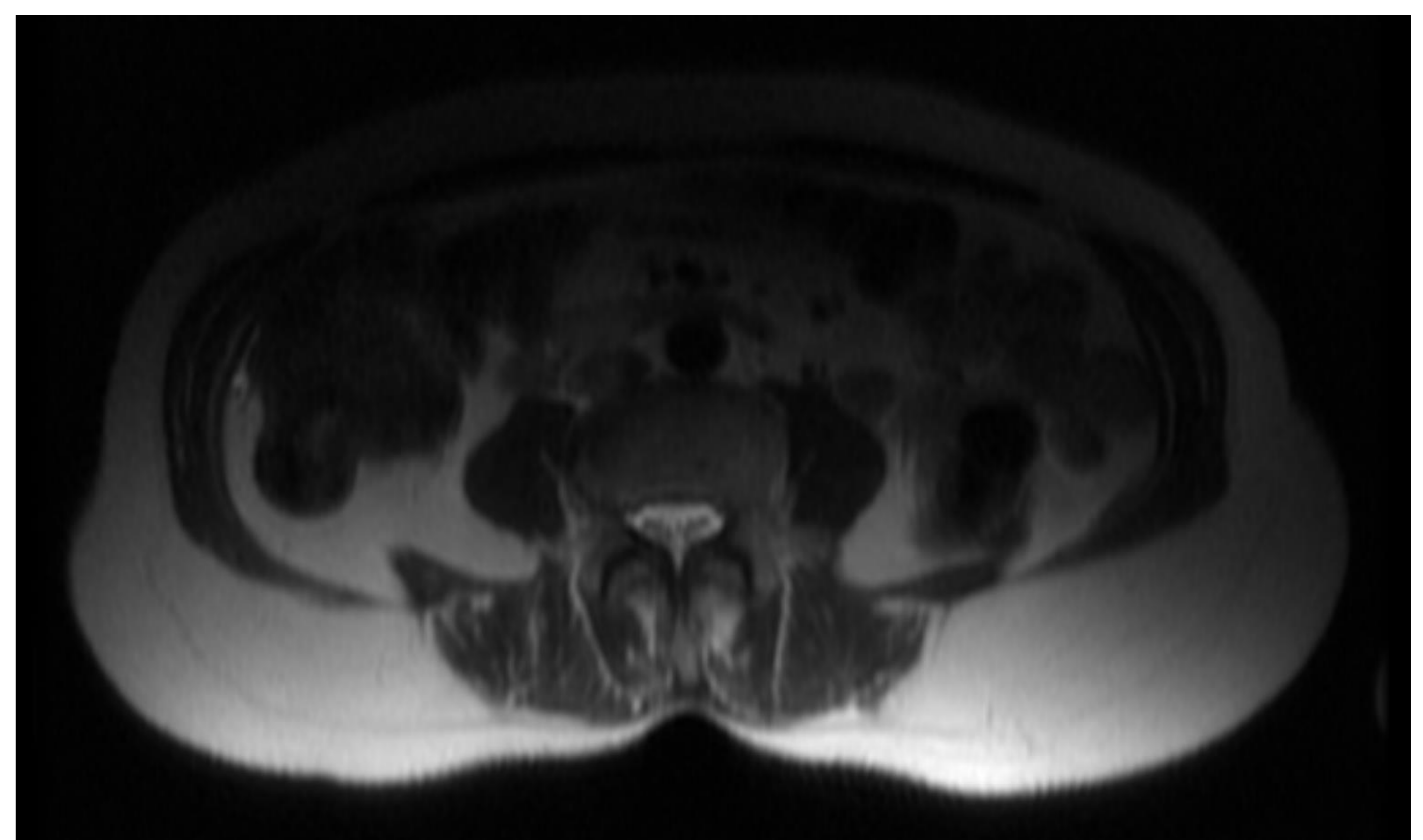
**Etiología:** inhomogeneidad del campo magnético principal, responde a diferentes causas:

- Imperfecciones en la fabricación y construcción del imán.
- Imperfecciones en el Shimming.
- Estructuras ferromagnéticas en movimiento (ascensores, coches, etc.) que pueden generar alteraciones en el campo magnético principal.

Se manifiesta como heterogeneidad en la intensidad de señal de estructuras incluidas en un mismo FOV (*Figura 2*).

**Solución:** realizar nuevo shimming.

- Shimming pasivo: se realiza una única vez cuando se monta el imán. Colocación de diversas placas de metal en determinados sitios para conseguir una buena homogeneidad del campo principal.
- Shimming activo: mediante bobinas que crean unos campos magnéticos adicionales para compensar las heterogeneidades del campo.



**Figura 2.** Inhomogeneidad del campo magnético. Nótese la diferencia de señal entre la parte anterior respecto a la posterior de este corte de abdomen.

## DEBIDOS A SUSCEPTIBILIDAD MAGNÉTICA

**Susceptibilidad Magnética (SM):** propiedad de cada sustancia que refleja el grado de magnetización que experimenta al ser sometida a un campo magnético.

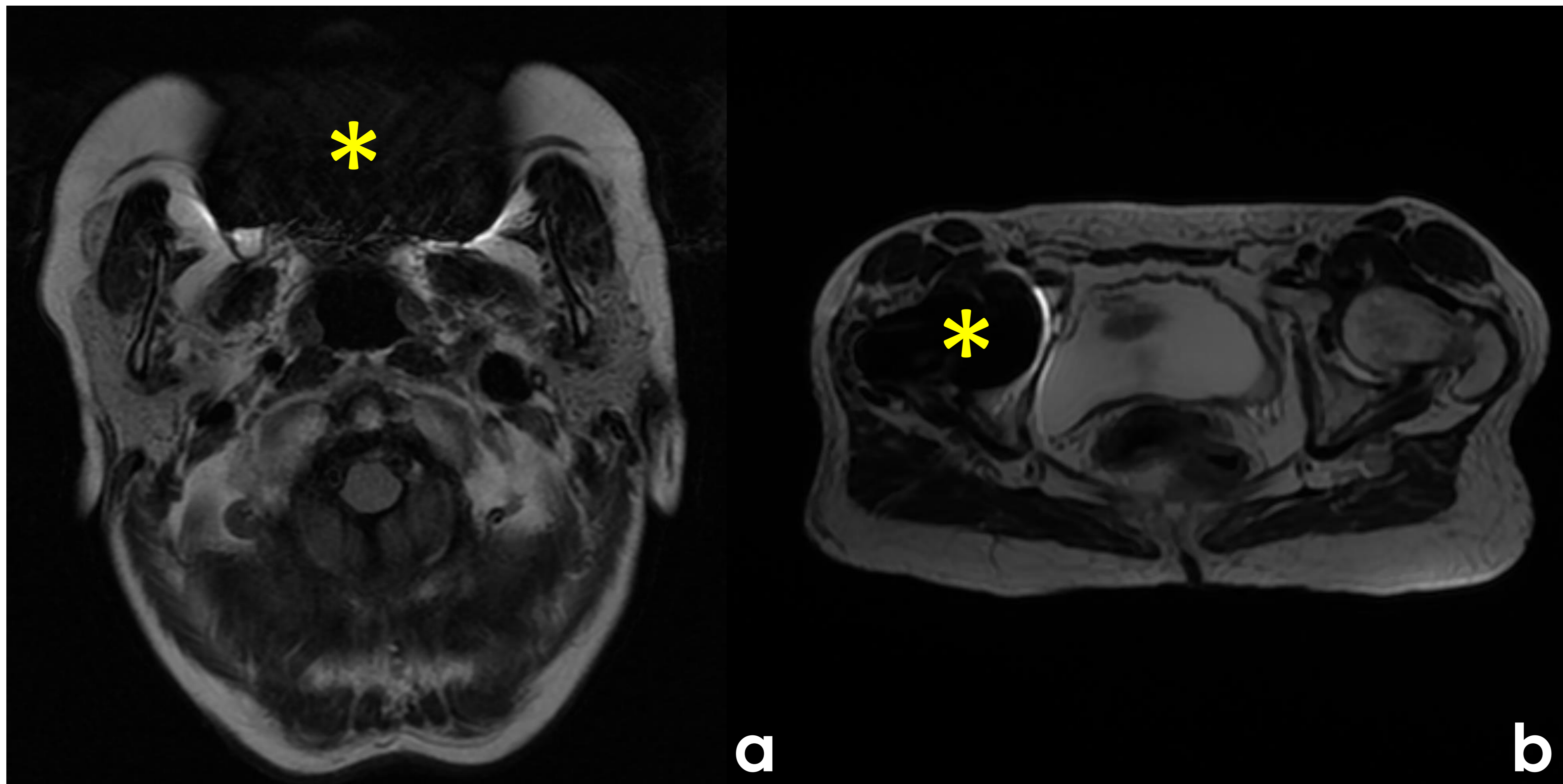
- Diamagnéticas: SM negativa – disminuye ligeramente la intensidad del campo magnético (Au, Ag, platino, titanio, mineral óseo).
- Paramagnéticas: SM positiva – aumenta intensidad del campo magnético (hemosiderina), incluye los ferromagnéticos (hierro).

**Etiología:** se produce en zonas donde hay dos sustancias contiguas con diferente SM, esto dará lugar a un campo magnético heterogéneo en esta zona (al crearse un gradiente de susceptibilidad). Por consiguiente veremos este artefacto en las interfases entre aire-hueso, tejido-metal, etc. (Figura 3).

**Solución:** utilizar secuencias de espín-eco (SE), RM con bajo campo magnético [1, 3, 4].



Los artefactos de SM por cuerpos extraños metálicos son menos prominentes en secuencias SE rápidas (FSE) que en secuencias SE convencionales [5].



**Figura 3.** Artefacto de susceptibilidad magnética. Áreas de caída de señal debido a prótesis dental (a) en un estudio craneal, y secundario a prótesis de cadera (b) en corte de pelvis (ambos señalados con asteriscos).

## RELACIONADOS CON LOS GRADIENTES

### CORRIENTES DE EDDY:

**Etiología:** se inducen al cortar o abrir la corriente eléctrica que circula por las bobinas de gradientes. Aparecen en la superficie de los materiales conductores como bobinas, imán.

Son residuos no deseables de gradientes magnéticos que persisten durante un tiempo variable después de que haya terminado el pulso de corriente eléctrica administrado a los gradientes.

**Solución:** meticuloso ajuste físico de las bobinas de gradientes durante la instalación inicial.

Utilización de gradientes apantallados (bobinados con diseño especial de los conductores y rodear a los gradientes con materiales que deriven las corrientes a tierra) [1, 4].

## RELACIONADOS CON LA RADIOFRECUENCIA

### ARTEFACTO DE CREMALLERA O INTERFERENCIA DE RF:

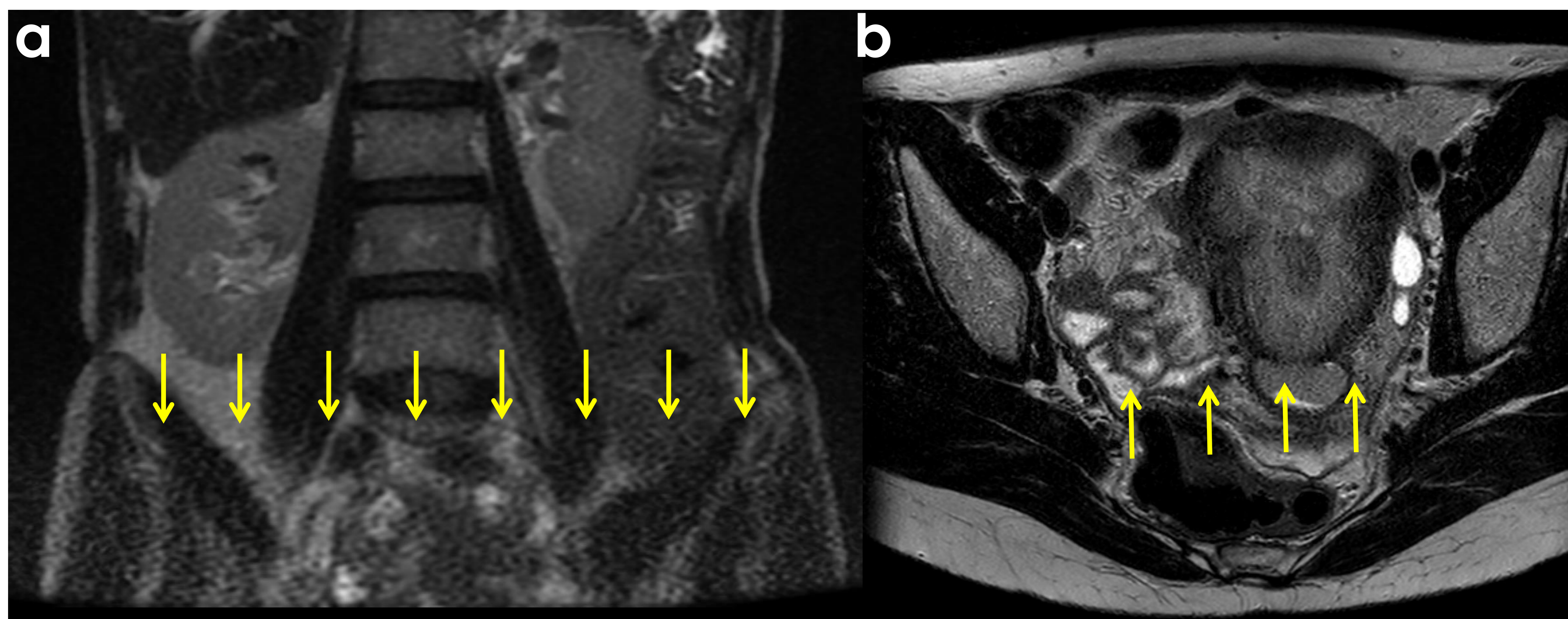
Los pulsos de RF utilizados en RM comparten rango de frecuencias con algunas otras fuentes de RF, como emisiones de radio, TV, reveladores, luces fluorescentes, etc.

La penetración de estas energías de RF dentro del sistema de RM da como resultado una imagen-ruido con un grado de degradación dependiente de la fuente de ruido y del sistema de RM.

- Ruido dentro de la sala: electricidad estática causada por el suelo (material con impropia conductividad) unido a baja humedad, introducción de aparatos no preparados para RM (pulsioxímetro, tensiómetro...).
- Ruido del sistema: mal funcionamiento de algún componente de sistema o porque el propio proceso de RM no solo genera imagen sino también ruido de fondo no deseado.



Se manifiesta como un patrón lineal de señal alta que corre paralelo a la dirección de codificación de fase (*Figura 4*).



**Figura 4.** Interferencia de RF. Bandas granulares en la dirección de fase de corte coronal de abdomen inferior (a) y en plano axial de pelvis (b). En el segundo caso, limita la valoración de área de interés (masa endometrial).

**Solución:** apantallamiento adecuado de la sala (jaula de Faraday), cierre completo de las puertas de la sala, mantener buena humedad relativa dentro de la sala [2, 4].

## EXCITACIÓN CRUZADA O CROSSTALK:

**Etiología:** Disminución de señal en el corte debido a un solapamiento en las frecuencias de diversos cortes.

- Cruce directo de cortes: al excitar los spins del primer corte éstos se desfasan, después cuando excitamos el segundo corte los spins de las estructuras cruzadas (ya en el primer corte excitadas) aun no han podido ponerse en fase por lo que se desfasaran aun más.
- Cruce de frecuencias: los cortes no se cruzan visiblemente pero los pulsos de frecuencia no son perfectamente rectangulares y hay un solapamiento de excitación de spins en cortes contiguos. Se da en secuencias FLAIR.

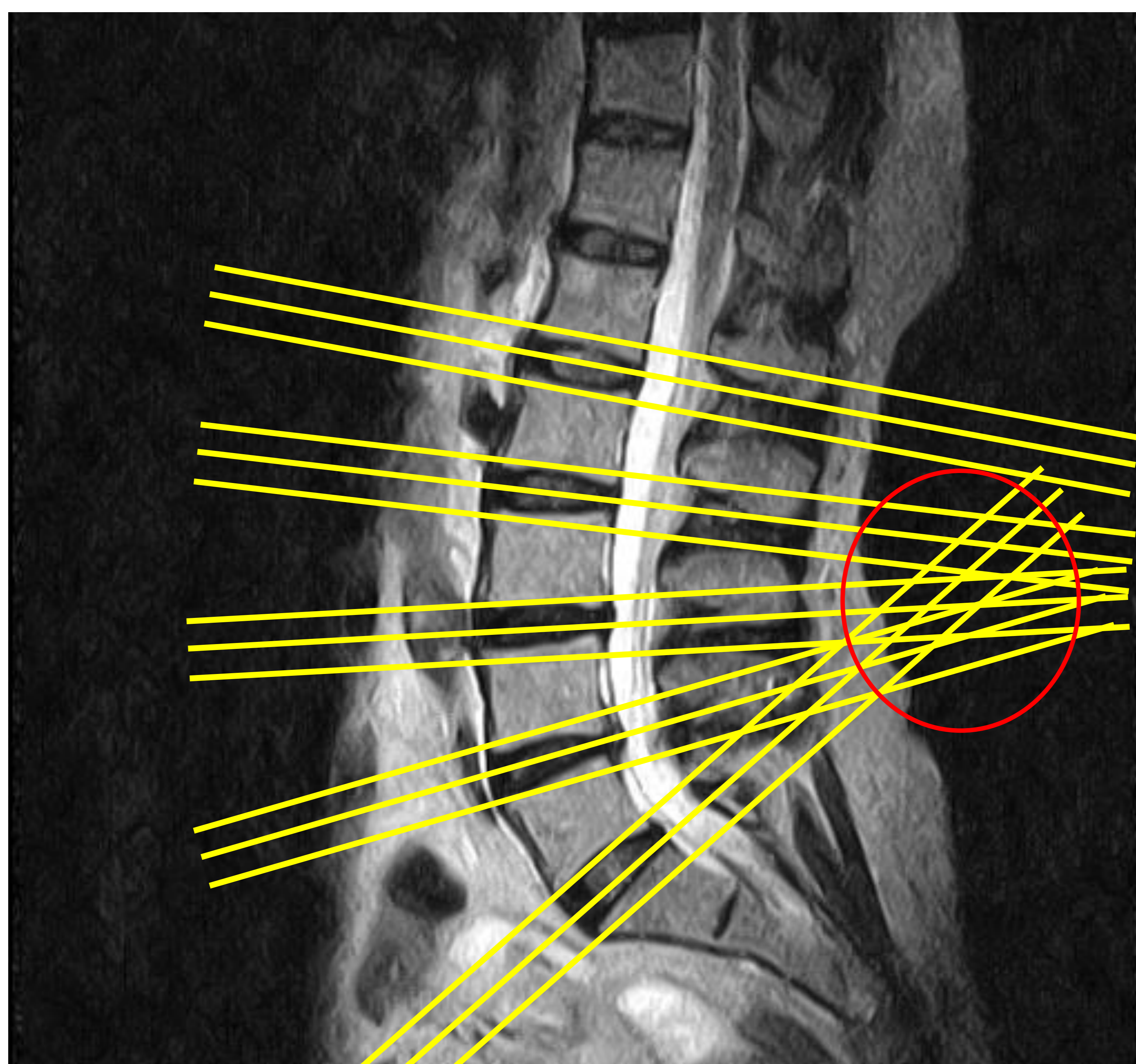


**Solución:** No cruzar los cortes donde haya estructuras de interés, estimulación intercalada o selectiva de la excitación de los cortes.

En secuencias FLAIR mantener una distancia entre corte y corte (gap) mínimo del 50% del grosor del corte.



El Crosstalk es clásicamente visible en estudios de columna lumbar, cuando los cortes axiales se obtienen disco a disco y no por segmento [4] (Figura 5).



**Figura 5.** Crosstalk. Superposición de cortes en columna lumbar (sitio típico).

## RELACIONADOS CON OBTENCIÓN DE IMAGEN

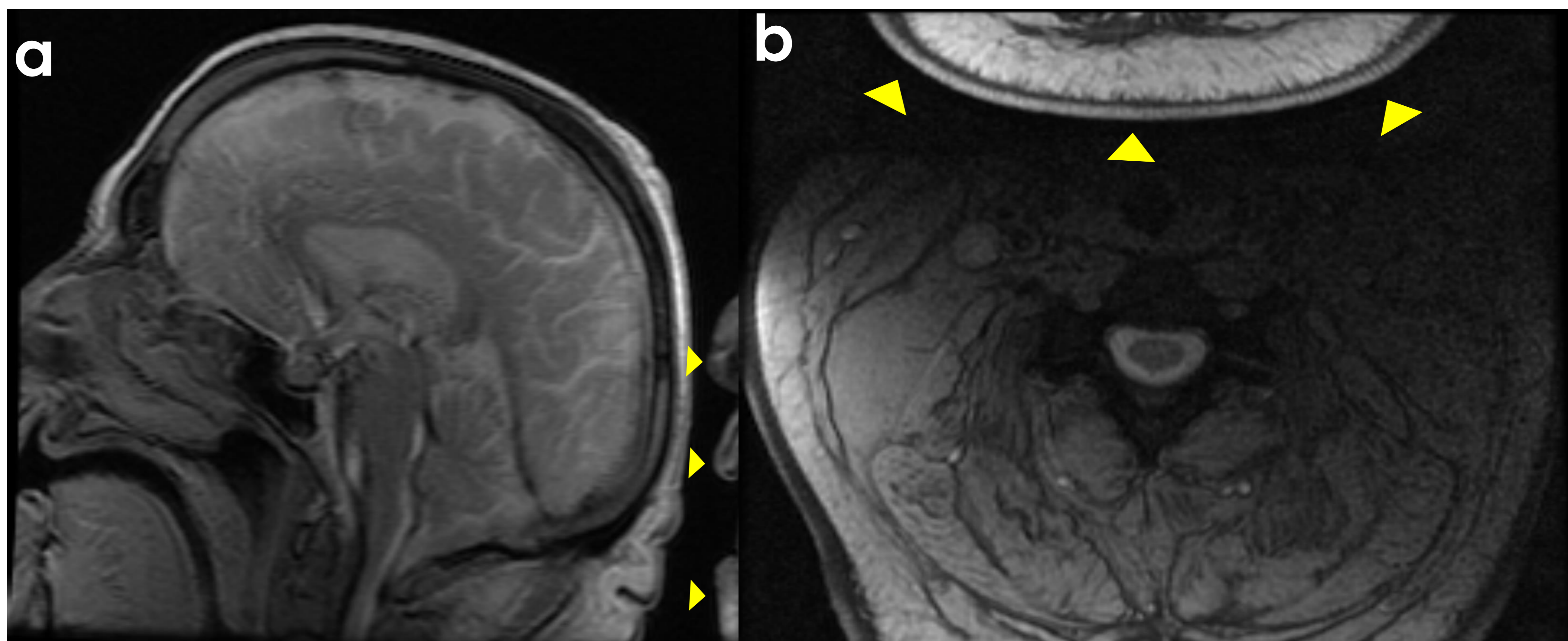
### ALIASING:

Una estructura anatómica que se encuentra fuera del FOV se proyecta en el otro lado de la imagen (*Figura 6*).

**Etiología:** Un área dentro del FOV tiene asignado un periodo de fase específico, mientras que a la estructura fuera del FOV se le asigna la misma fase también. Ocurre en la dirección de fase.

### Solución:

- Aumentar el área de adquisición (FOV).
- Ajustar la posición de las estructuras examinadas.
- Saturar el área fuera del FOV que puede ser susceptible de aliasing [1, 4, 5].



**Figura 6.** *Aliasing.* Cortes sagital de cráneo (a) y axial de cuello (b), nótese la proyección de estructuras no incluidas en el FOV, en el lado contrario de la imagen (señalado con cabezas de flecha amarillas).

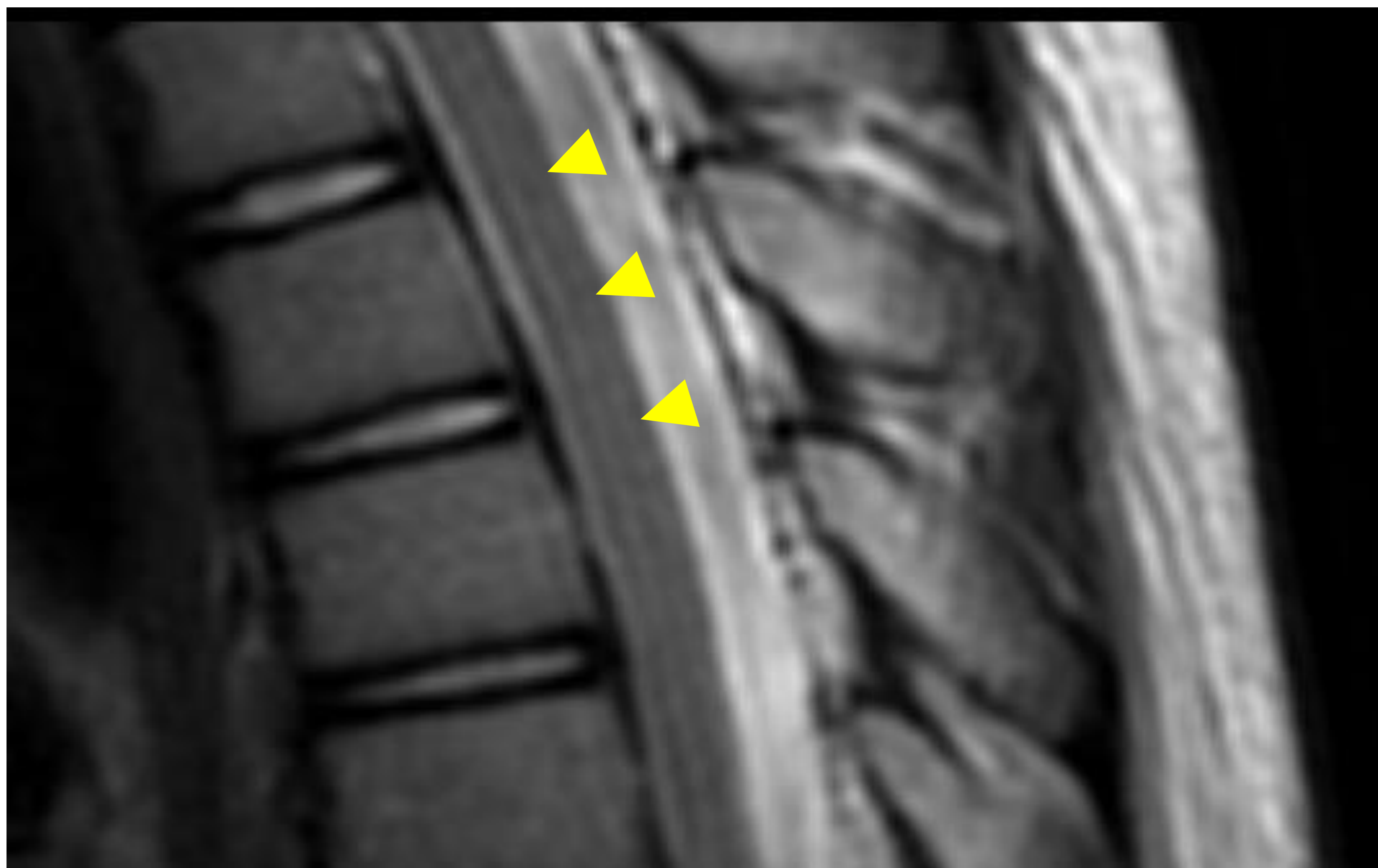
## TRUNCAMIENTO DE GIBBS:

Resulta del proceso de transformada de Fourier utilizado para reconstruir la señal de RM en imágenes.

Se presenta como rayas alternas en límites de alto contraste, puede ocurrir en cualquier dirección, más común en la dirección de fase (*Figura 7*). Es un artefacto típico de las imágenes sagitales en RM de columna.

## Solución:

- Disminuir tamaño de píxel (aumentar matriz, disminuir FOV).
- Disminuir longitud del tren de eco.
- Disminuir ancho de banda [1, 2, 4, 5].



**Figura 7.** Truncamiento de Gibbs. Líneas alternas hipo e hiperintensas (cabezas de flecha amarillas) superpuestas en topografía del cordón medular en corte sagital.

## DESPLAZAMIENTO QUÍMICO

### Tipo I:

Producido por las diferencias de frecuencia de precesión de protones de agua y grasa, que causan un registro erróneo en la dirección de la codificación de frecuencia.

Banda de hiperseñal y otra de ausencia de señal, ocurre en zonas de interfase grasa-agua (globo ocular, riñones, discos intervertebrales, etc.), a lo largo de la dirección de codificación de frecuencia (*Figura 8*).

### **Solución desplazamiento tipo I:**

- ✓ Saturación grasa.
- ✓ Reducción de tamaño del voxel.

*Cambiar la codificación de frecuencia y fase solo nos cambiará de dirección el artefacto.*

### Tipo II (Tinta China):

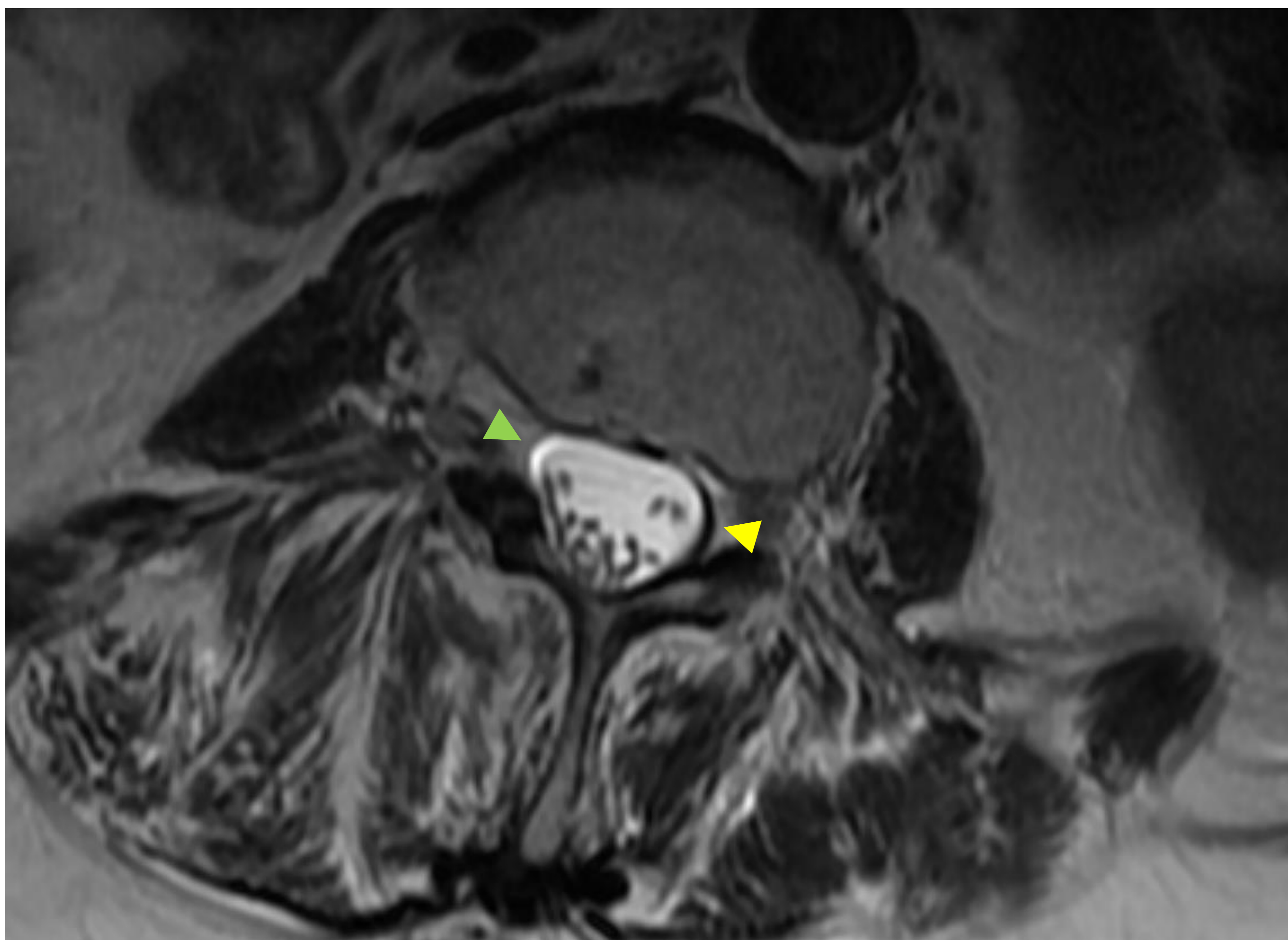
Ausencia de señal en los voxel que contienen grasa y agua en el borde de los tejidos. Aparece con tiempos de eco igual a 2,4 ms para RM 1.5T o 1,4 ms para RM 3T, cuando la señal de grasa y agua tienen fases opuestas, anulándose entre sí.

Borde hipointenso alrededor de estructuras abdominales en secuencias fuera de fase (*Figura 9*).

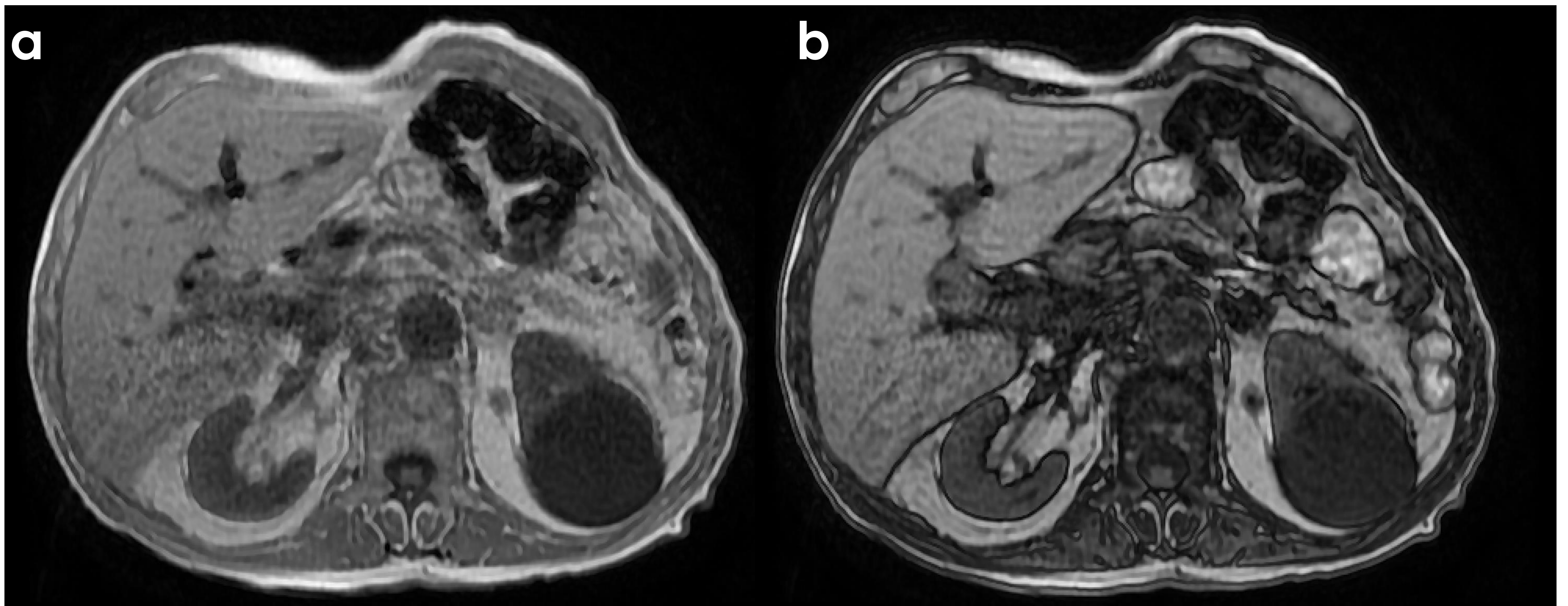
## Solución desplazamiento tipo II:

- ✓ Saturación grasa.
- ✓ Secuencias SE.
- ✓ Cambiar valores de tiempo de eco.

Curiosamente, el desplazamiento químico tipo II se utiliza como una ayuda diagnóstica para confirmar la presencia de grasa dentro de lesiones, por ejemplo en adenomas suprarrenales (secuencias de fase y fuera de fase), o para acentuar las interfases agua-grasa en los márgenes viscerales, ayudando así en la evaluación de tumores periféricos para una posible extensión extravisceral [1-5].



**Figura 8.** Desplazamiento químico tipo I. Banda de hiperseñal (cabeza de flecha verde) y otra de caída de señal (cabeza de flecha amarilla) en interfase LCR-grasa.



**Figura 9.** Desplazamiento químico tipo II. Secuencias en fase (a) y fuera de fase (b), este último con artefacto de tinta china rodeando a estructuras abdominales.

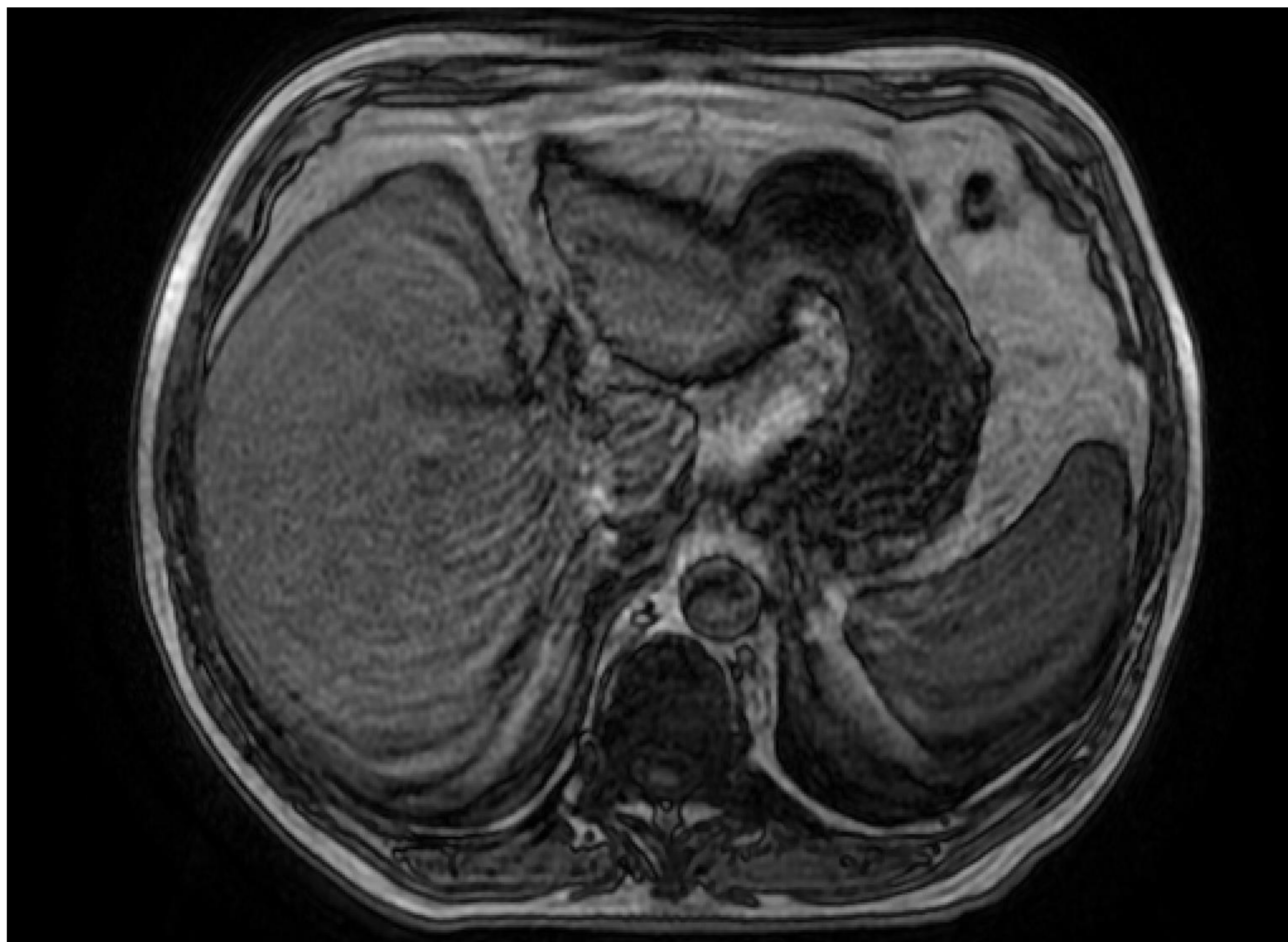
## RELACIONADOS CON EL PACIENTE

### ARTEFACTOS DE MOVIMIENTO:

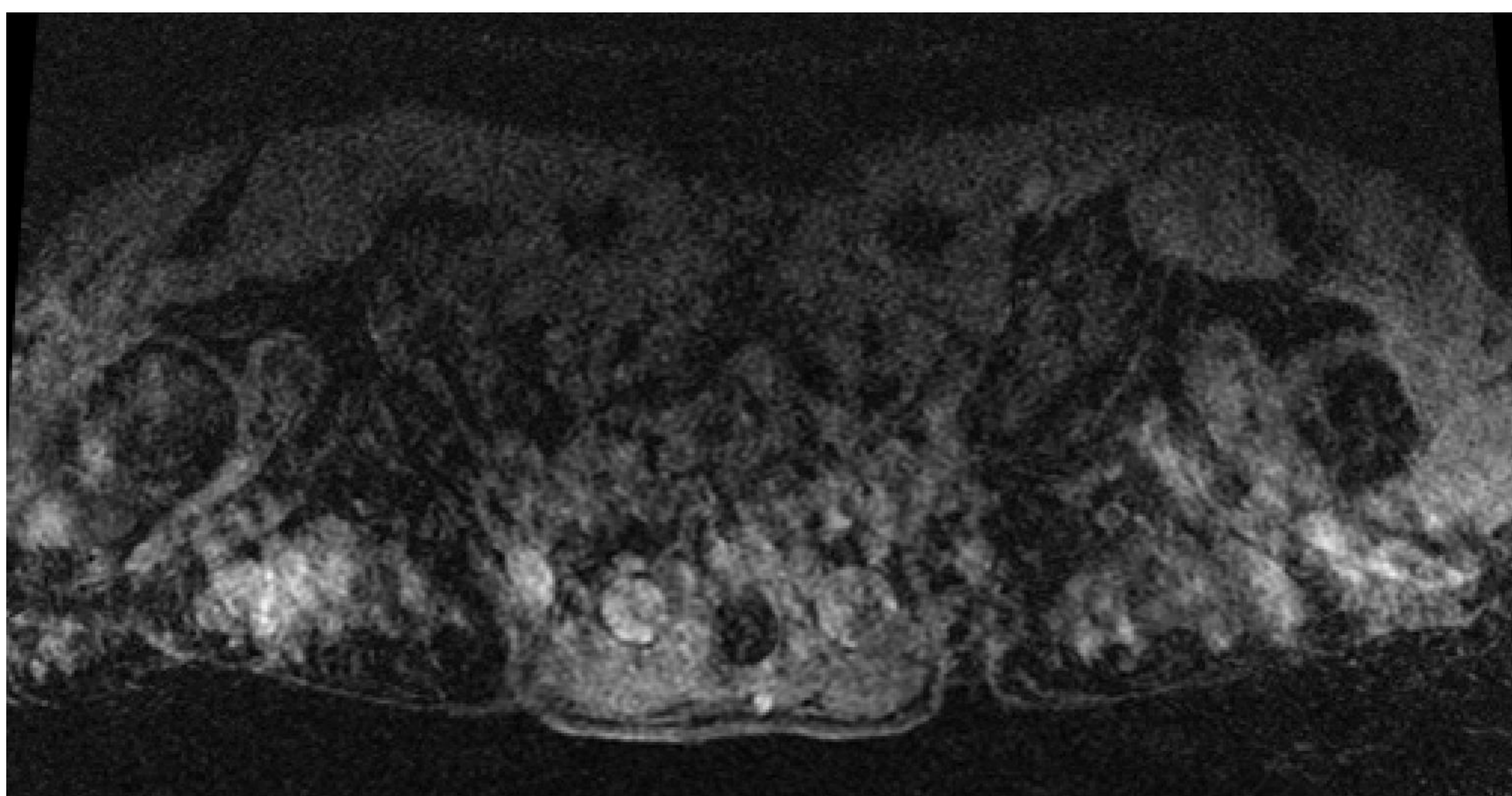
El movimiento puede manifestarse por de muchas maneras, incluyendo replicación a lo largo de la dirección de codificación de fase, desenfoque generalizado o pérdida de señal.

El **ghosting** es resultado de movimientos periódicos (respiración, latidos cardíacos, flujo sanguíneo, movimiento de LCR) (Figura 10).

El **blurring** es causado por movimientos aleatorios (movimiento físico, deglución, peristaltismo, movimiento ocular) [1-4] (Figura 11).



**Figura 10.** *Ghosting por dificultad respiratoria.*



**Figura 11.** *Blurring en paciente agitado.*

## CONCLUSIONES:

1. Los artefactos de RM son numerosos y dan una idea de la física detrás de cada secuencia.
2. Algunos artefactos afectan la calidad de la imagen, mientras que otros pueden confundirse con patología.
3. Las bases físicas de algunos artefactos tienen utilidad diagnóstica, por lo que algunas secuencias los utilizan con el fin expreso de identificar ciertas patologías.



## REFERENCIAS:

1. Morelli JN, Runge VM, Ai F, Attenberger U, Vu L, Schmeets SH, Nitz WR & Kirsch JE. (2011). An Image-based Approach to Understanding the Physics of MR Artifacts. *Radiographics*, 31(3), 849-866. <https://doi.org/10.1148/rg.313105115>
2. Sartori P, Rozowykniat M, Siviero L, Barba G, Peña A, Mayol N, Acosta D, Castro J & Ortiz A. (2015). Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética. *Revista Argentina de Radiología*, 79 (4),192-204.[fecha de Consulta 18 de Marzo de 2024]. ISSN: 1852-9992. Recuperado de: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=382543178003>
3. Gwiazdowski DFJ, Gimenez Leon DJ, Mora Jurado DA, et al . Los artefactos más frecuentes en resonancia magnética, tomografía computarizada y ecografía que todos los radiólogos deberían conocer. SERAM [Internet]. 18 de mayo de 2021 [citado 18 de marzo de 2024];1(1). Disponible en: <https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/3791>
4. Noda C, Ambale-Venkatesh B, Wagner J D, Kato Y, Ortman J & Lima J A. (2022). Primer on Commonly Occurring MRI Artifacts and How to Overcome Them. *Radiographics*, 42(3), E102-E103. <https://doi.org/10.1148/rg.210021>
5. Krupa K, & Bekiesińska-Figatowska M. (2015). Artifacts in magnetic resonance imaging. *Polish journal of radiology*, 80, 93–106. <https://doi.org/10.12659/PJR.892628>