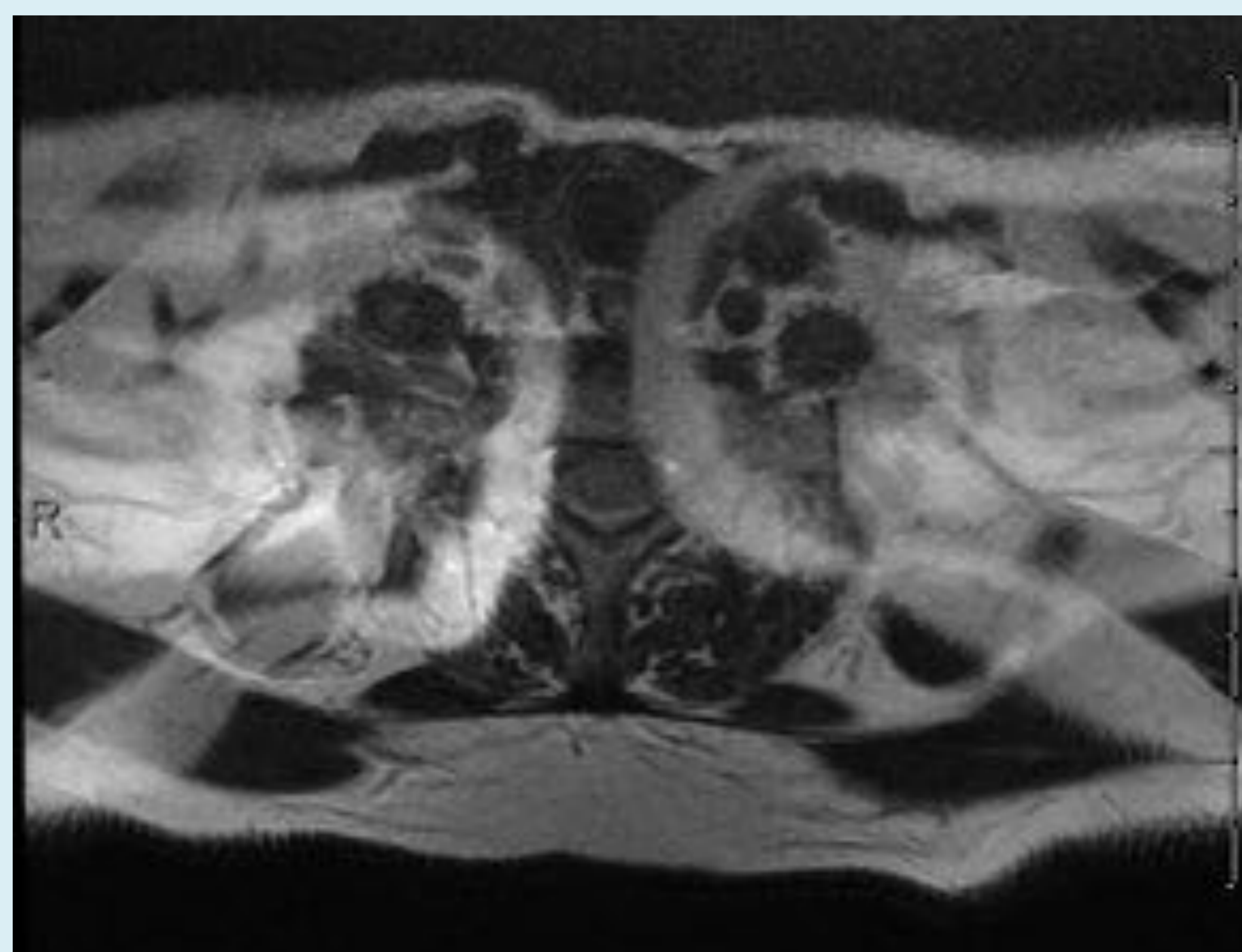
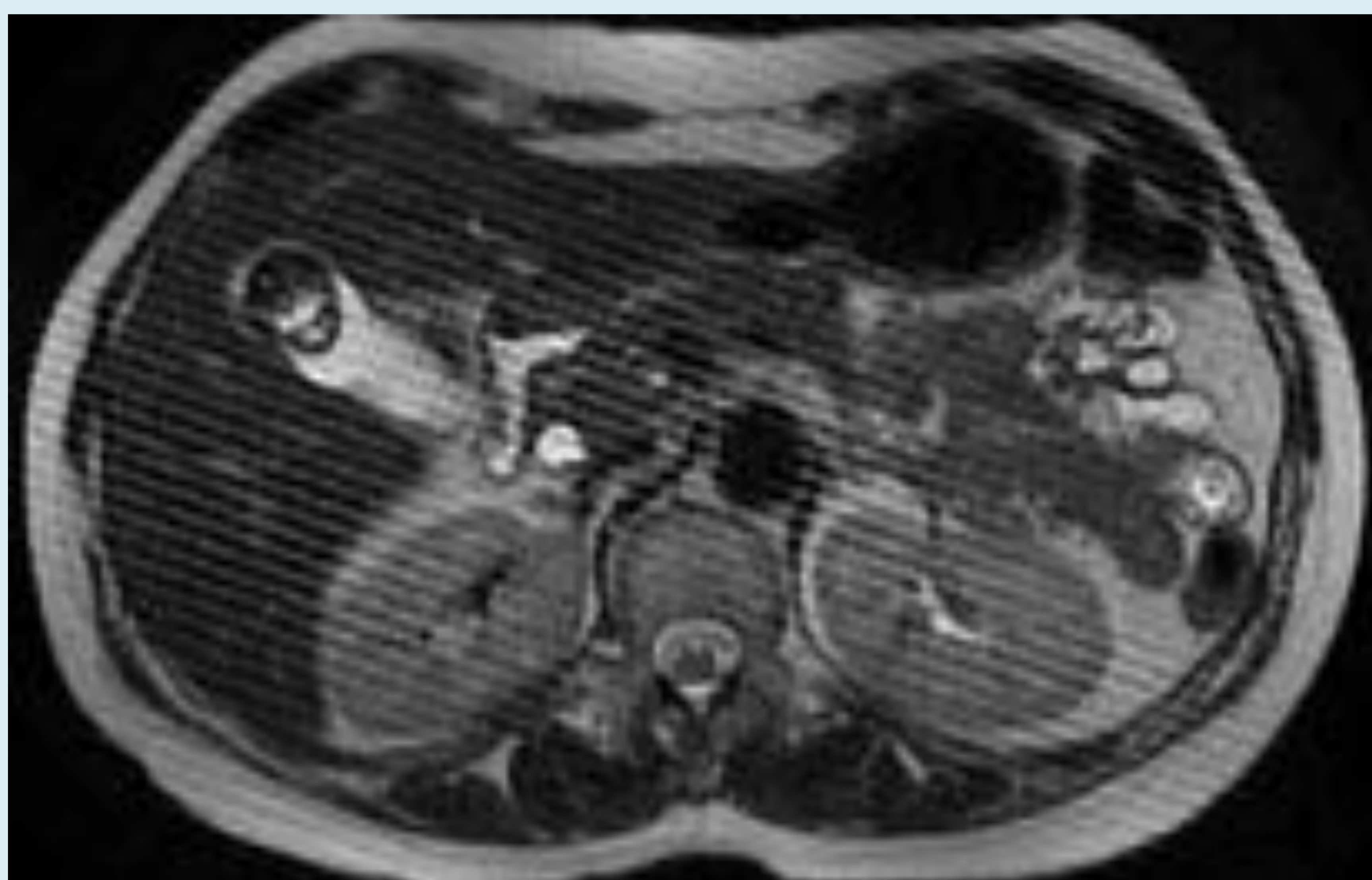


## “TRABAJANDO CON INTERFERENCIAS”

*Casos interactivos para reconocer y solucionar artefactos en RM*

ALEJANDRO MARÍN TORIBIO (HOSPITAL 12 OCTUBRE, MADRID Y HOSPITAL ASEPEYO COSLADA)



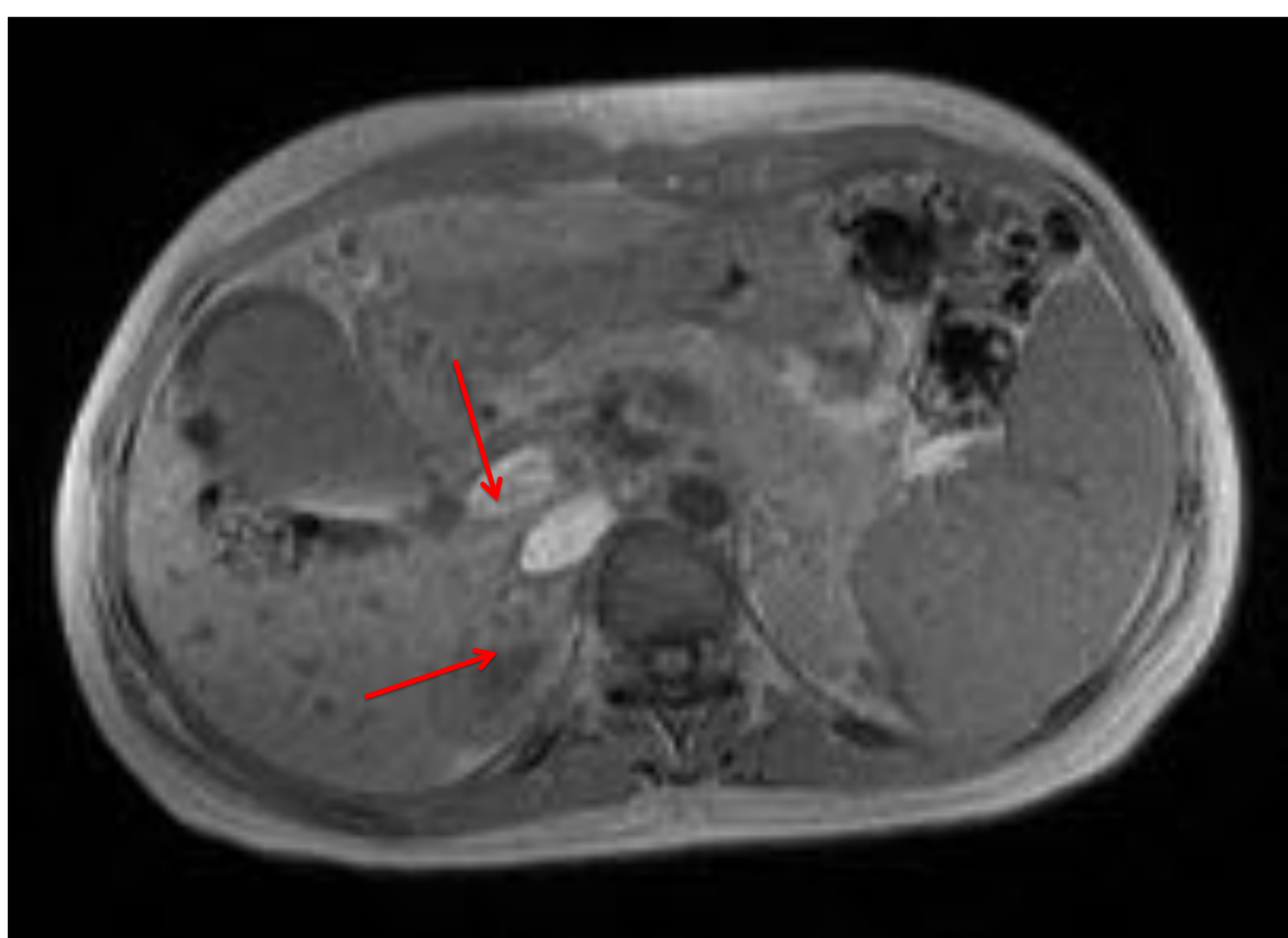
## OBJETIVO DOCENTE

- ✓ Los artefactos en RM es un tema muy **complejo** tanto porque requieren una base teórica importante para poder entenderlos y solucionarlos, así como porque son debidos a múltiples causas (algunas de las cuales no controlamos directamente).
- ✓ Sin embargo es muy **importante en nuestro trabajo diario**, ya que dependemos de una buena **calidad** de las imágenes, y además son **una fuente potencial de diagnósticos erróneos o pitfalls**. La impotencia cuando ni yo ni el técnico hemos sido capaces de resolverlos, es la motivación fundamental que me ha llevado a este trabajo.
- ✓ La física de la RM es un tema olvidado por muchos radiólogos por la dificultad en entenderla, sin embargo es útil tener claros unos pocos conceptos generales. El **formato caso con preguntas, permite ver la utilidad práctica y hace que sea más ameno este aprendizaje**.
- ✓ Mi intención principal es aprender e **intentar transmitir de forma sencilla** ciertos conceptos de RM necesarios para entender por qué se producen los artefactos y cómo podemos solucionarlos. Pido perdón por adelantado si en aras de la comprensión y practicidad, las explicaciones pierden profundidad y exactitud; pero creo que es necesario una visión global y fácil de comprender, estando dirigido este trabajo a residentes y a personas que se están iniciando en la RM, existiendo muchos libros y artículos científicos con más rigor descriptivo.

Los objetivos de esta presentación son:

1. Repasar mediante **ejemplos prácticos los distintos tipos de artefactos**, con la intención de aprender a **reconocer** su aspecto, haciendo hincapié en la sinonimia ya que los numerosos nombres en inglés y español de los mismos, hace si cabe más lioso y complejo el tema.
2. Explicar diferentes **conceptos físicos de RM de forma sencilla e intuitiva**.
3. Resumir las principales **estrategias para evitarlos, solucionarlos o al menos corregirlos** en parte.
4. Mostrar cómo podemos aprovecharnos de los artefactos y qué **ventajas** tienen en alguna ocasiones para el diagnóstico.

## ¿¿QUÉ ES UN ARTEFACTO??

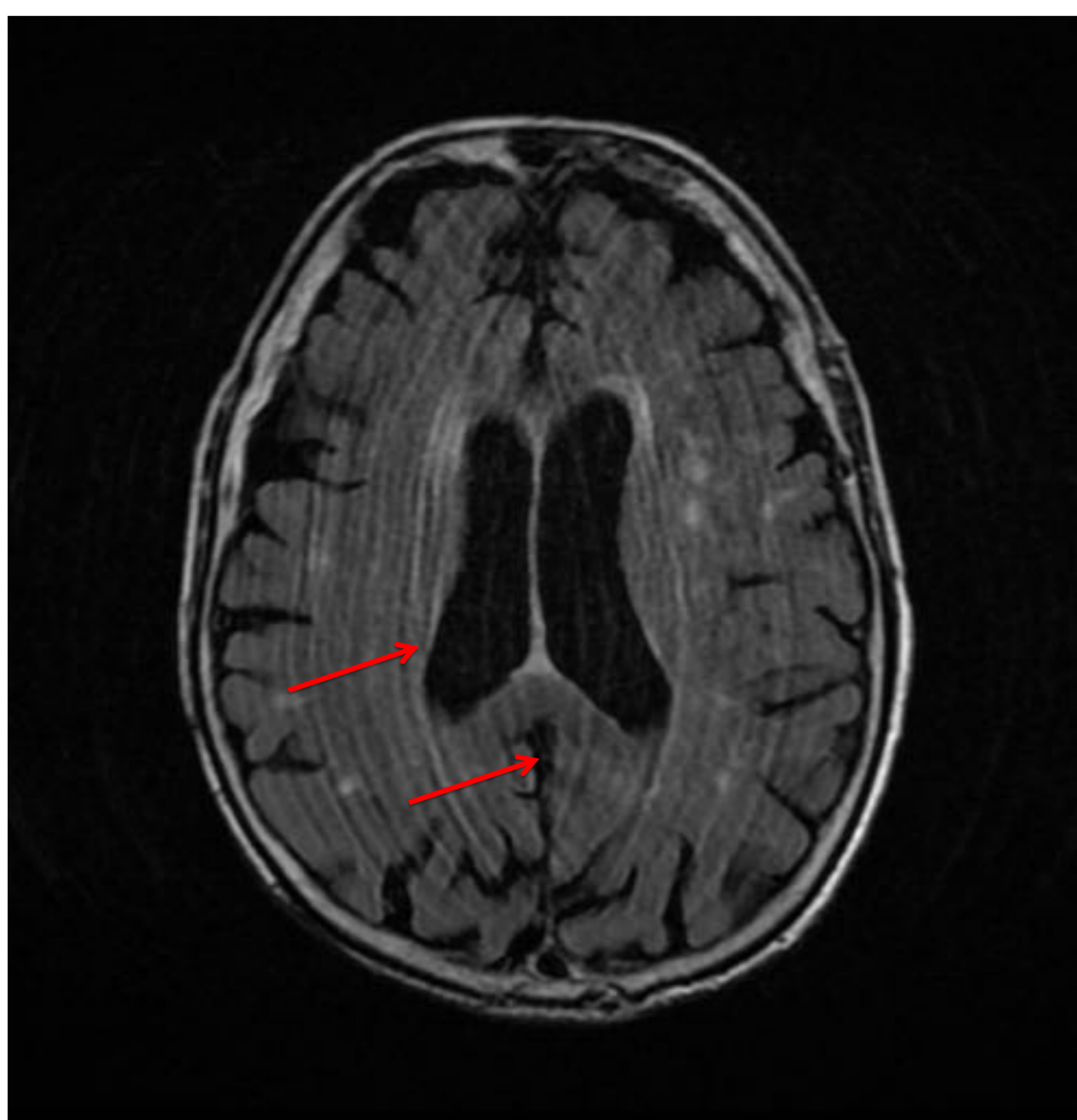


En esta diapositiva tenemos 2 imágenes de RM. La primera es una secuencia axial T1 sin contraste en fase, la segunda un axial FLAIR de cráneo.

¿Cual de ellas presenta un artefacto?

- 1- La de abdomen
- 2- La de cráneo
- 3- Ambas

Haz click para conocer la respuesta.



La respuesta es **AMBAS** ya que se define un **artefacto** como *cualquier característica de la imagen que no es real*. Puede ser **una imagen de flujo o vacío de flujo** (como en la primer imagen), **borrosidad, distorsión de la anatomía, pérdida de señal o imágenes falsas de distinta morfología que aparecen superpuestas a la anatomía normal**.

Estas imágenes falsas pueden degradar la calidad de la imagen, confundirnos o ninguna de ellas. En ocasiones incluso nos ayudan como luego veremos.

En la imagen de arriba observamos hiperintensidad de señal en T1 en las venas Cava inferior y Porta. Estos hallazgos no representan ni trombosis ni ausencia de flujo sino que son debidos al movimiento de los protones en la sangre y a la secuencia empleada.

En la imagen de abajo observamos múltiples artefactos lineales por movimiento que disminuyen la calidad de la imagen.

## ¿POR QUÉ SE PRODUCEN LOS ARTEFACTOS?

COMO TODO EN LA VIDA, NADA ES PERFECTO:

- Los pacientes se mueven a veces y sus órganos y fluidos también
- El campo magnético no es completamente homogéneo, y tampoco los gradientes son perfectos. A veces la sala no está perfectamente aislada, una puerta no cierra bien o el monitor de anestesia produce ondas de RF que interfieren.
- Los tejidos, prótesis o cuerpos extraños de los pacientes producen inhomogeneidades del campo magnético debido a que se crean gradientes magnéticos a través de ellos debido a sus diferencias moleculares. También debido a estas diferencias se producen artefactos como el desplazamiento químico.
- La toma de medidas no es continua/ en tiempo real ni la interpretación del ordenador a la hora de digitalizar los datos analógicos es siempre adecuada.

Por tanto podemos dividir los artefactos en 3 grandes grupos:

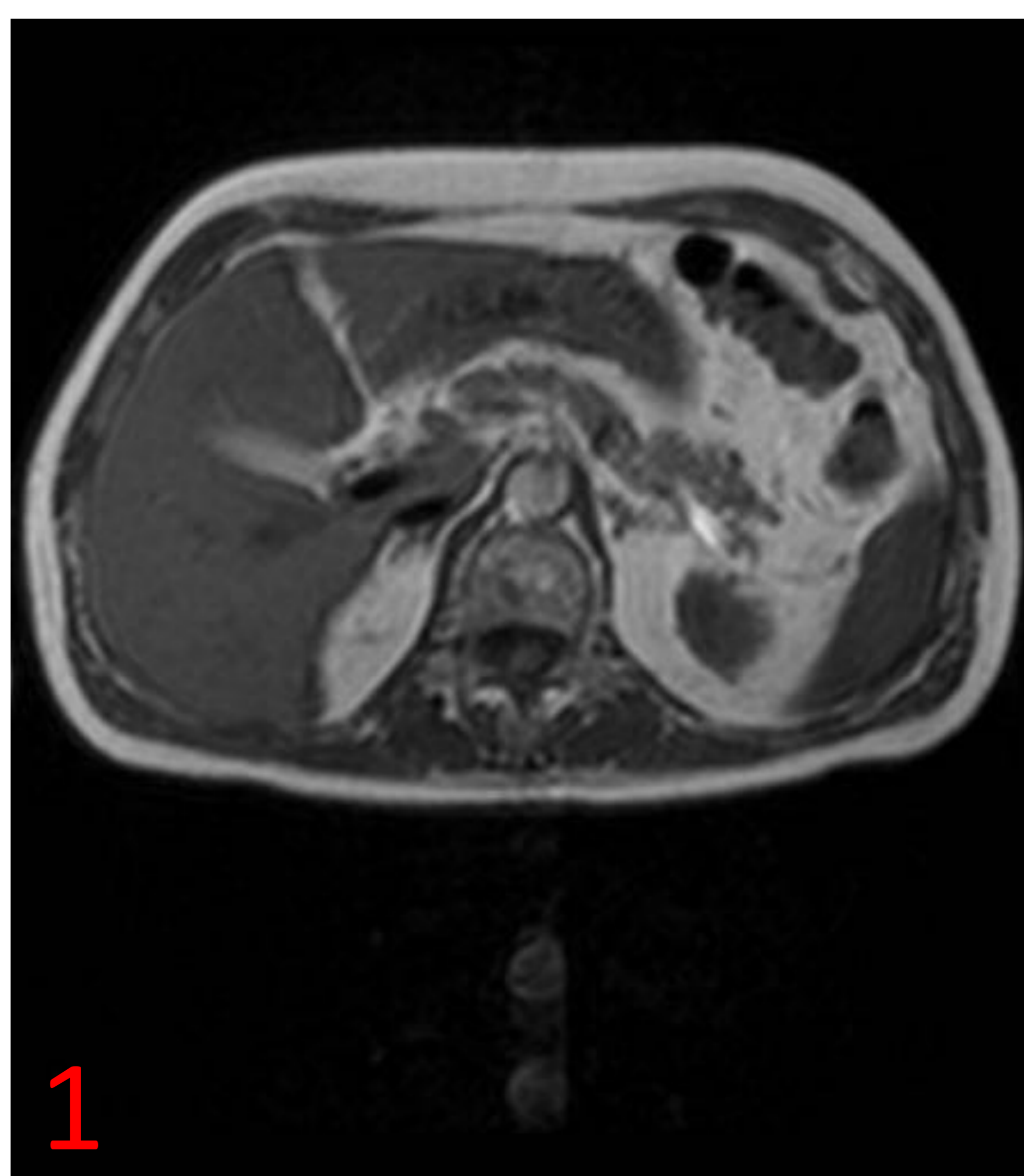
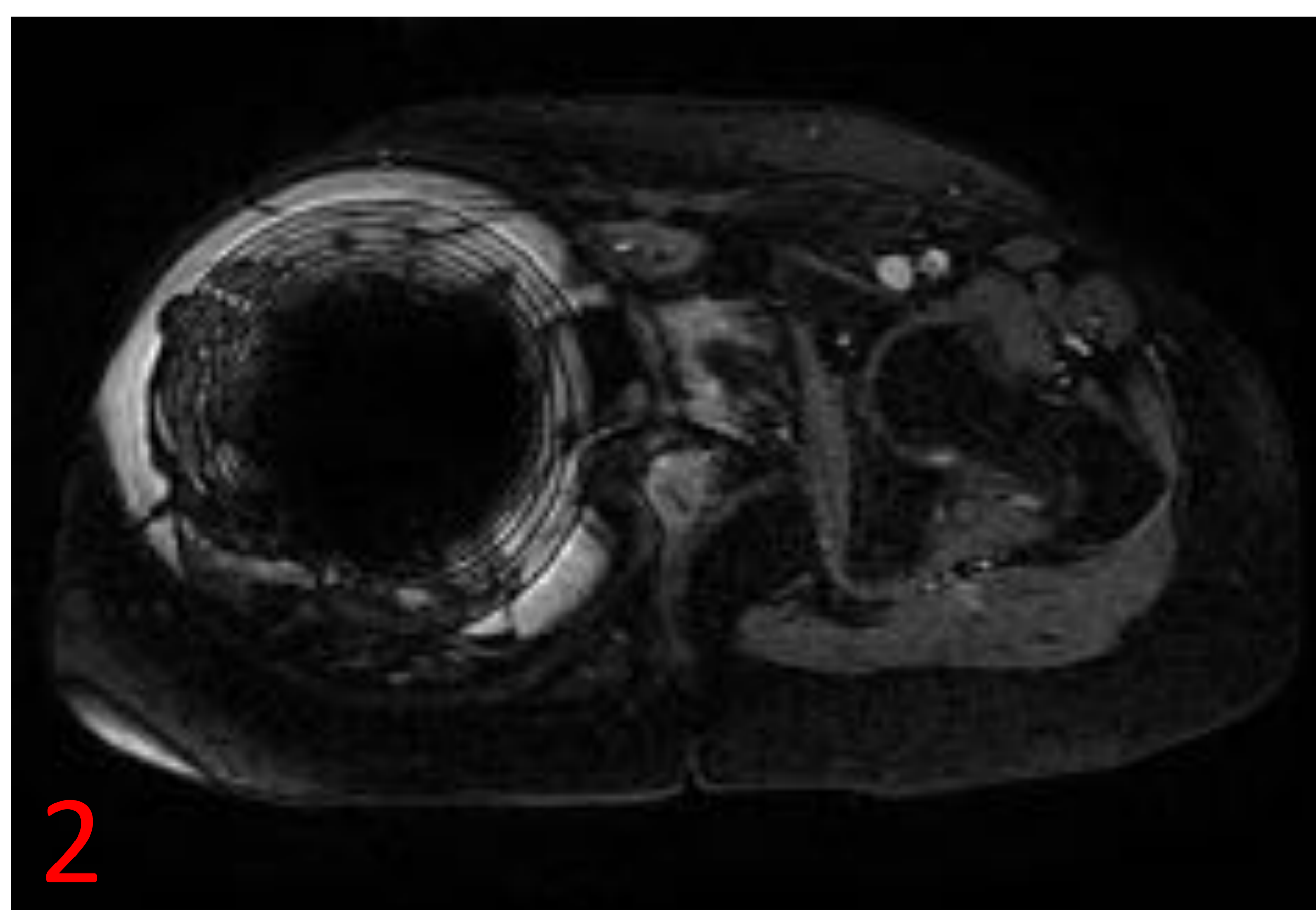
1. DE MOVIMIENTO: Corporal o fisiológico interno.

1. POR INHOMOGENEIDADES EN EL CAMPO MAGNÉTICO (por imperfecciones en el Hardware de la RM o por los tejidos o cuerpos extraños de los pacientes), INTERFERENCIAS DE ONDAS DE RF o POR LAS CARACTERÍSTICAS INTRÍNSICAS DE LOS TEJIDOS.

1. ARTEFACTOS AL DIGITALIZAR LA IMAGEN.

¿Sabrías reconocer a qué grupo pertenecen estos 3 artefactos?

(Haz click cuando lo sepas para saber si es lo que pensabas. La explicación la encontrarás más adelante)



Antes de seguir debemos conocer un poco mejor algunos conceptos sobre cómo funciona una RM...

## ¿Cómo funciona una RM? (explicación para "dummies")

Para obtener una imagen del cuerpo mediante RM necesitamos realizar los siguientes pasos:

1- **CREAMOS UN CAMPO MAGNÉTICO MUY POTENTE:** Esto alinea todos los protones en la dirección del campo magnético y les hace girar alrededor suyo (movimiento de precesión) como los planetas del sistema solar alrededor del Sol.

2- **APLICAMOS UNA ONDA DE RADIOFRECUENCIA (RF):** La energía de dicha RF es absorbida por los protones ya que presenta la misma frecuencia que la velocidad de giro/ frecuencia de precesión de estos (fenómeno de "resonancia"). Esta absorción de energía cambia su estado energético y hace que giren todos juntos alrededor del campo magnético (están en la misma fase/ en fase)

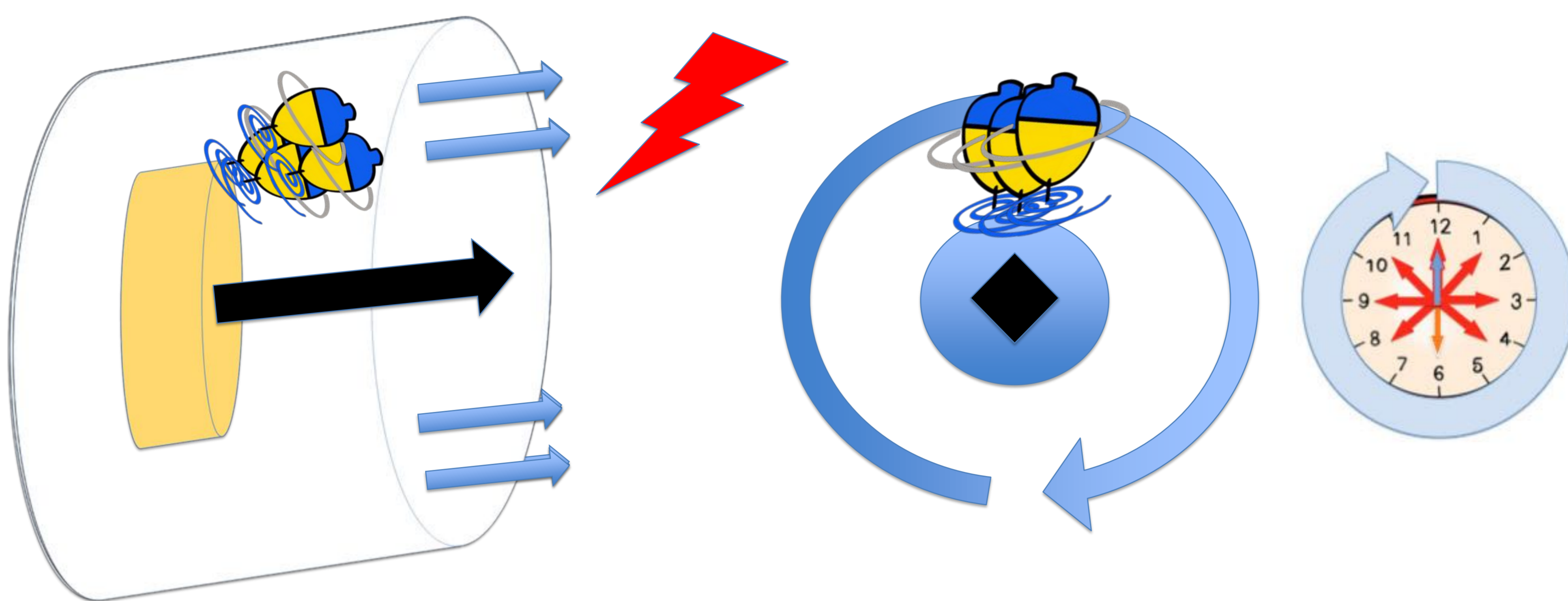


Imagen a la derecha que representa los protones alineados con el campo magnético y todos girando a la vez/ en fase y con mayor energía tras el pulso de radiofrecuencia.

Imagen a la izquierda con lo mismo visto de frente. Observa que la fase sería el equivalente de las horas alrededor de un reloj (diferentes posiciones en un giro de 360° alrededor de un centro)

\*\*Haz click para ver la animación hecha por mí.

3- **LOS PROTONES SE RELAJAN Y LIBERAN ENERGÍA EN FORMA DE ONDAS DE RADIOFRECUENCIA (ECOS):**

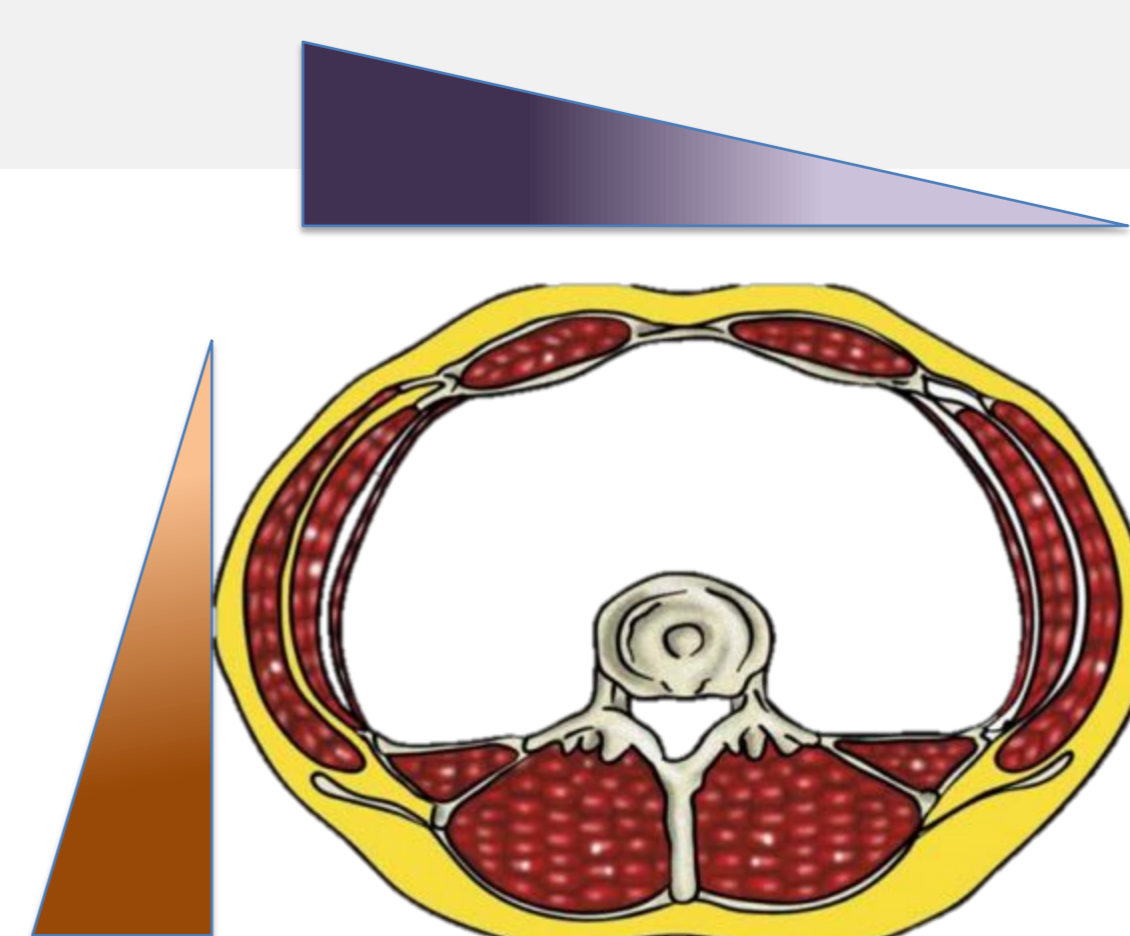
Los protones vuelven a su estado basal de menor energía, con giro alrededor del campo magnético pero cada uno en una fase, y liberan la energía en forma de RF (es lo que llamamos eco).

4- **CAPTAMOS LAS ONDAS DE RADIOFRECUENCIA (ECOS) GRACIAS A UNA ANTENA RECEPTORA:**

Con este eco podemos saber lo siguiente:

- De qué tipo de tejido está produciendo esa señal ya que cada tejido presenta una velocidad distinta de relajación (determinados por las constantes de relajación T1 y T2 de cada uno de ellos). Así el agua libera energía muy lentamente (T1 y T2 muy largos), mientras que la grasa se relaja fácilmente (cortos), lo que es importante porque los tejidos patológicos tienen mucha agua por el edema y la grasa aumenta el contraste entre los tejidos al interponerse entre órganos y planos musculares.

- De qué parte del cuerpo proviene cada eco. Esto es posible porque hemos aplicado previamente unos gradientes mediante unos imanes adicionales que se disponen en los 3 planos del espacio y crean pequeñas diferencias en el campo magnético a lo largo de estos, que permiten identificar cada parte del cuerpo (codificación "de cada protón" para poder luego decodificar y saber a quié corresponde la señal). Estos son los gradientes de selección de corte, de frecuencia y de fase.



## 5- ANALIZAR Y DIGITALIZAR LA SEÑAL:

La **codificación de los gradientes** viene determinados por el plano a estudio y por el técnico de radiodiagnóstico (TER): el gradiente de selección de corte se codifica en el eje perpendicular al plano que queremos estudiar (ej: cabeza- pies en el plano axial, AP en el plano coronal...).

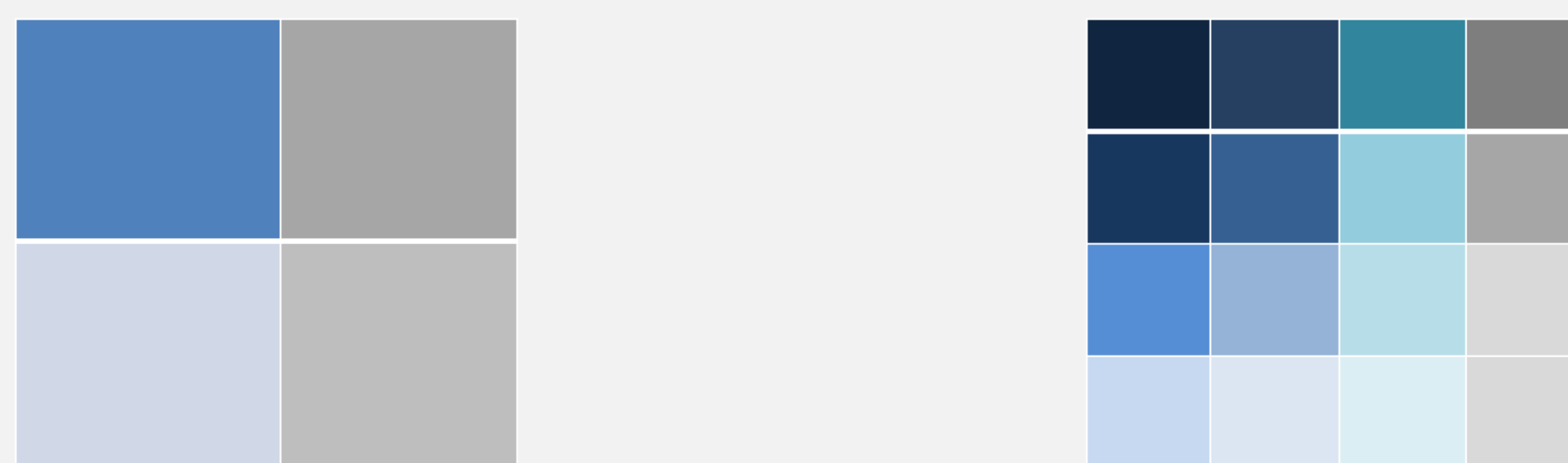
- El gradiente de selección de corte no sólo permite saber de qué corte proviene la señal sino que permite excitar selectivamente cada corte ya que conocemos la frecuencia específica a la que precesan sus protones.

- Los gradientes de frecuencia y de codificación los elige el TER. *Normalmente se elige el gradiente de codificación de fase para el eje más corto del plano a estudio* (ej: AP en el abdomen suele ser el más corto) *y el gradiente de frecuencia para el eje mas largo* ya que es más rápido. Esto, como veremos, luego permite disminuir el tiempo del estudio, así como los artefactos de solapamiento.

La velocidad a la que el digitalizador muestrea el gradiente de codificación de frecuencia es la **anchura de banda/ bandwidth**. Cuanto más estrecha/ más lenta es, mejor relación ruido tendremos, pero aumentará el artefacto de desplazamiento químico.

Los datos a partir de los ecos/ señales obtenidas se almacenan y se decodifican en el **espacio K/ matriz de datos**, representándose en un imagen en 2D en le ordenador, la cual está dividida en múltiples píxeles que forman una matriz de representación varias columnas y filas, donde se representa el área de interés/ a estudio (**FOV**).

- Cuanto mayor sea la matriz elegida, más píxeles habrá y mayor será la resolución de la imagen.
- Cuanto más pequeña sea el área estudiada, mayor será la resolución anatómica y los detalles que podremos apreciar, ya que dedicaremos toda la matriz de píxeles a representar esa pequeña parte.



Dependiendo de la señal obtenida se asigna a cada píxel un valor en la escala de grises y cuanto más diferencias haya entre las señales de los distintos tejidos, más fácil será diferenciarlo. Esa diferencia la podemos potenciar eligiendo el momento en el que recogemos los ecos (TE) y en el que repetimos el pulso de RF (TR). Así elegiremos estos 2 parámetros dependiendo de si queremos potenciar las diferencias en la relajación T1 o en la relajación T2 de los tejidos.

Las **SECUENCIAS** son precisamente varios parámetros programables que automatizan la secuencia de diferentes pulsos de RF, de gradientes y cuando se recibe la señal (TE) y cuando se repiten los pulsos (TR). Existen 2 grandes familias de secuencias:

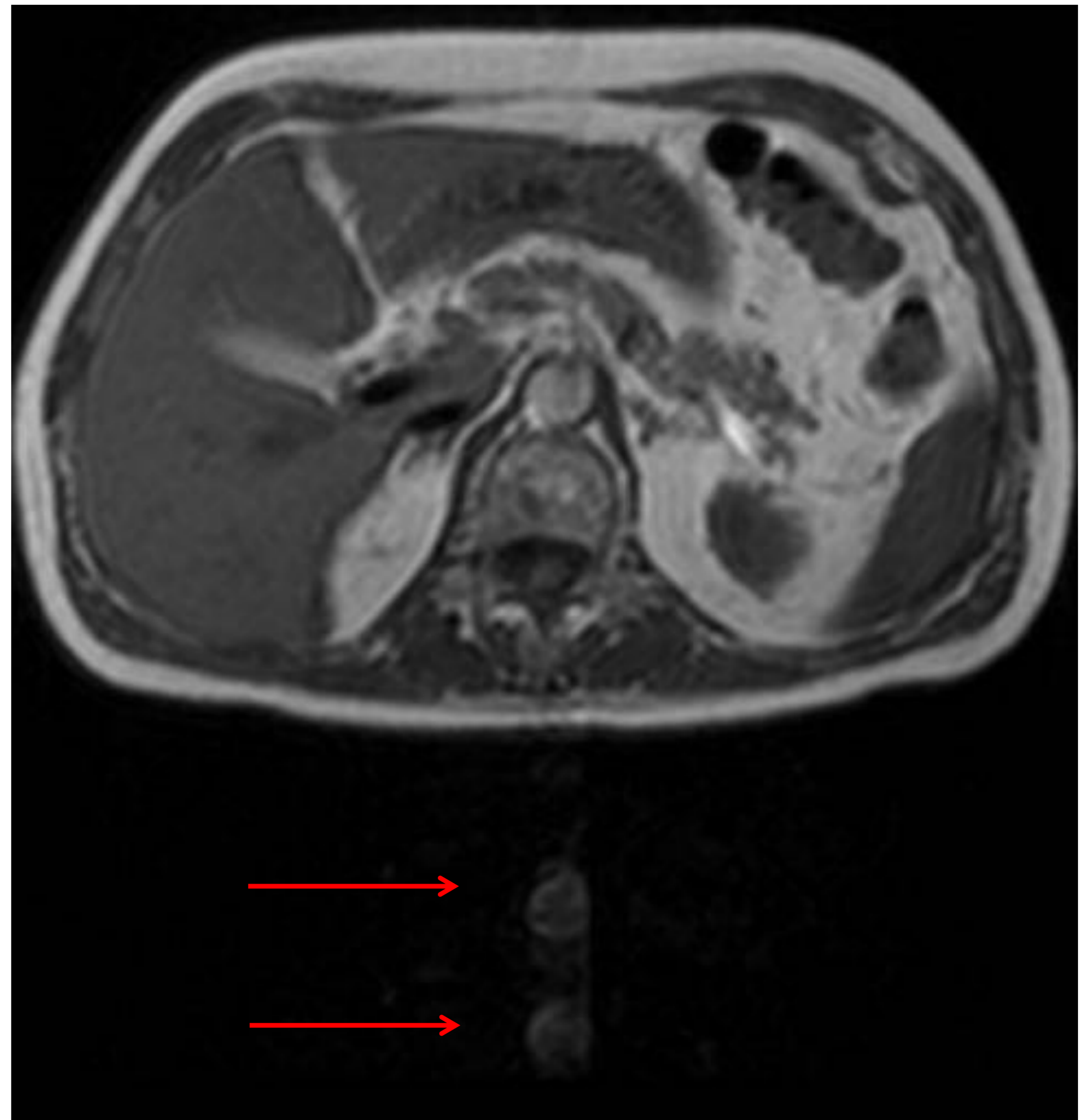
- **SpinEco**: Tienen un pulso de refase de 180º las hace **menos sensibles a los artefactos**.
- **Eco de gradiente**: Son más rápidas porque no usan pulsos de 180º sino un refase gracias a los gradientes, suelen ser **más susceptibles a los artefactos**.

La señal será mayor y el ruido aleatorio tendrá menos influencia al hacer la media si realizamos varias adquisiciones/ excitaciones, es lo que conocemos como **NAD (Nº adquisiciones)**, **NEX (Número de excitaciones)**.

Podemos aprovechar el tiempo de espera entre los pulsos de RF (TR) para excitar otros cortes y obtener ecos. Esto es lo que se conoce como **técnica de adquisición en paralelo** (parecido al multicorte en el TC). Dependiendo de la casa comercial estas técnicas se conocen como SENSE, ASSET, RAPID, SPEEDER.

Finalmente los pulsos de saturación selectivos se basan en que el agua, la grasa y la silicona precesan a frecuencias ligeramente distintas, por lo que se puede emitir un pulso de excitación selectivo que excita alguno de estos específicamente previo a la secuencia que queramos. Así conseguimos que dicho tejido se encuentre saturado (no le da tiempo a recuperarse y no emite señal.)

## ARTEFACTOS POR MOVIMIENTO



1. Aquí tenemos dos ejemplos de uno de los artefactos más frecuentes, el de movimiento. Sabrías decir cómo se conoce el de la foto de la izquierda y por qué su apariencia es completamente distinta al de la derecha?

Efectivamente, el artefacto de la derecha es un ghosting y es debido a la pulsatilidad periódica de la Aorta abdominal. El artefacto de la izquierda es un borrosidad de los contornos debido a los movimientos aleatorios del asa intestinal.

2. Con respecto a la codificación de gradientes, sabría en qué dirección está la codificación de fase en la foto de la derecha?

Como dijimos antes, lo que más sentido tiene es codificar la fase en AP (y por tanto la frecuencia quedará en der-izq) ya que es el diámetro más corto. Además todos los artefactos de movimiento (aleatorios o periódicos) se presentan en la dirección de fase por razones que ahora explicaremos. Por tanto la dirección de fase en el ejemplo de la derecha es AP.

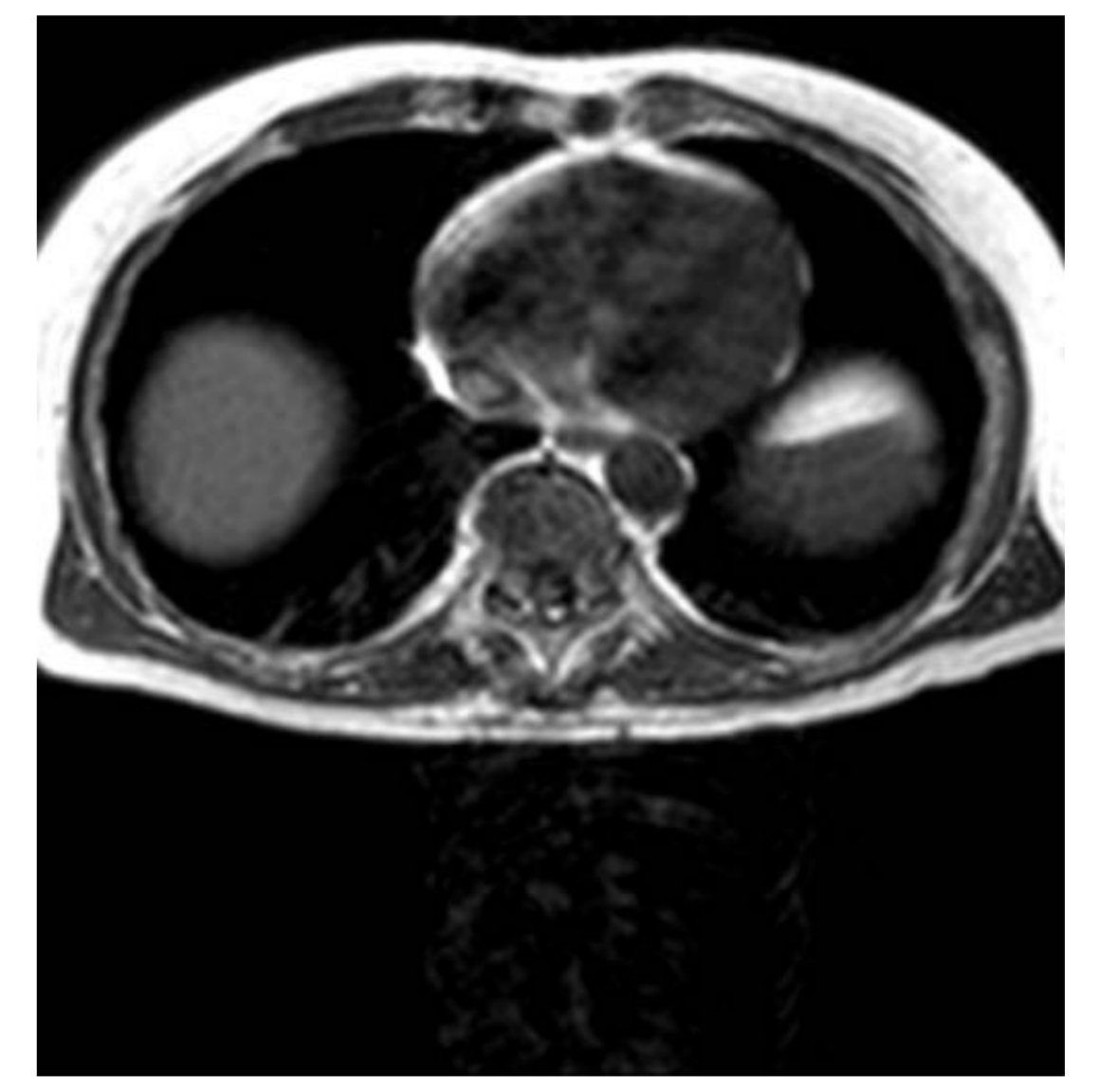
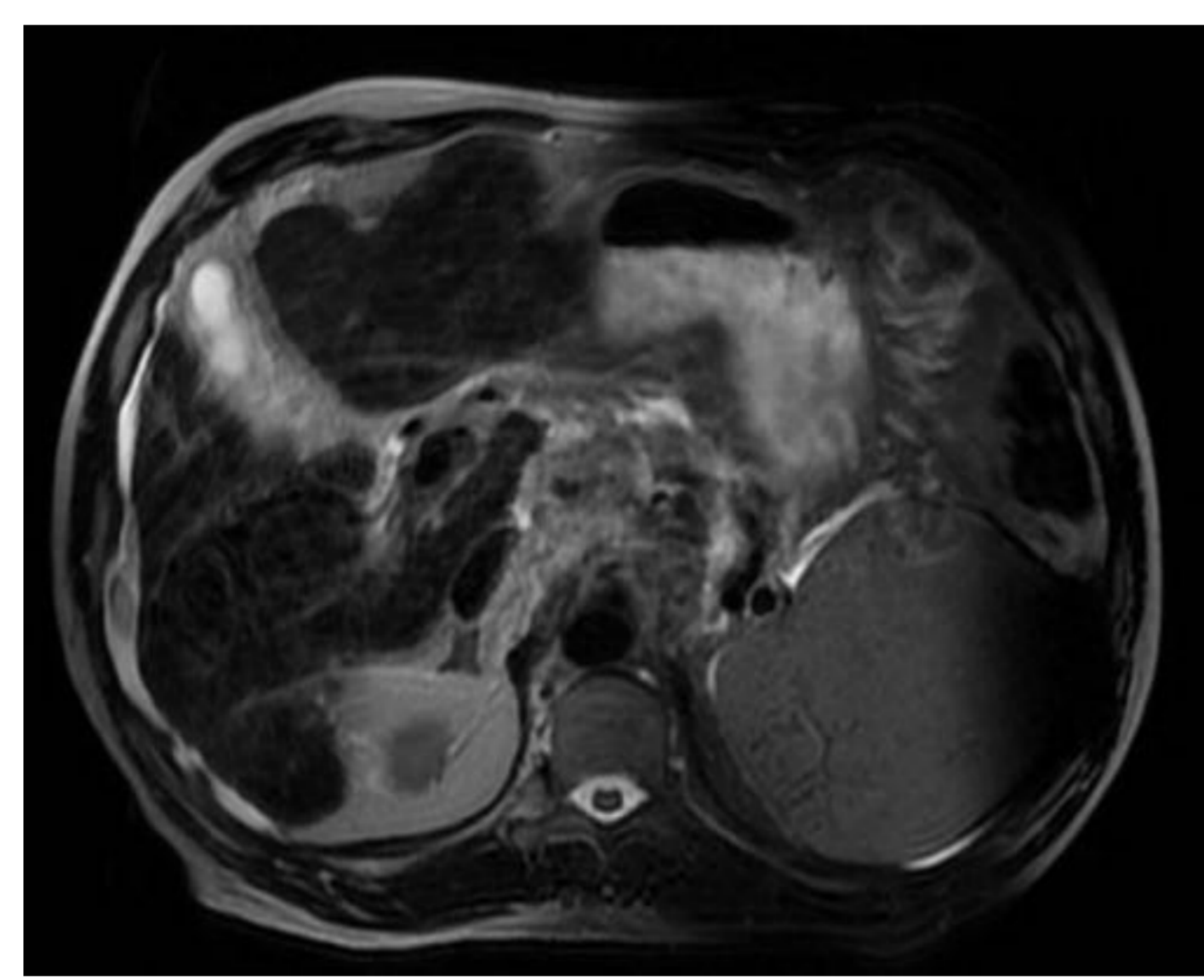
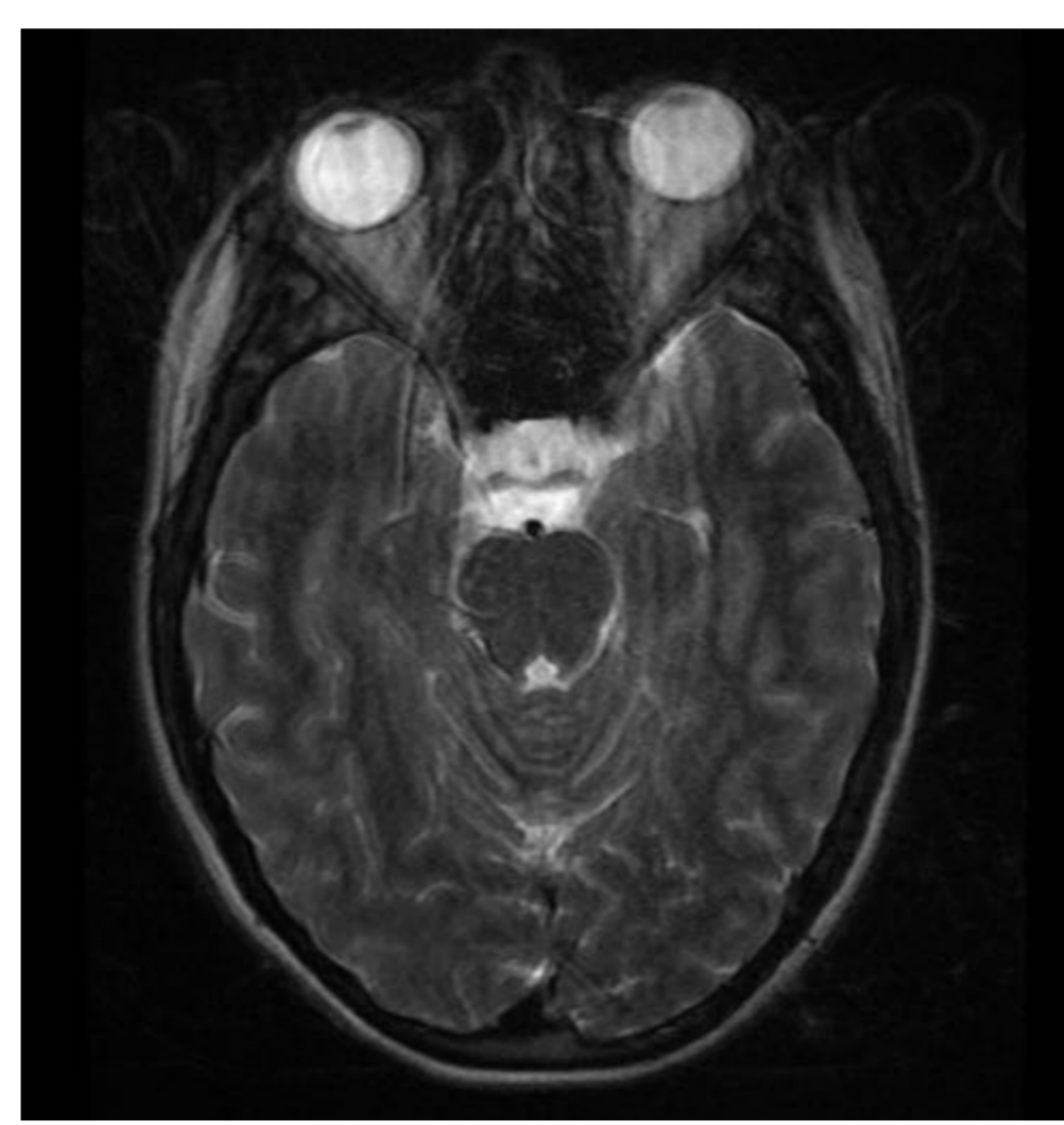
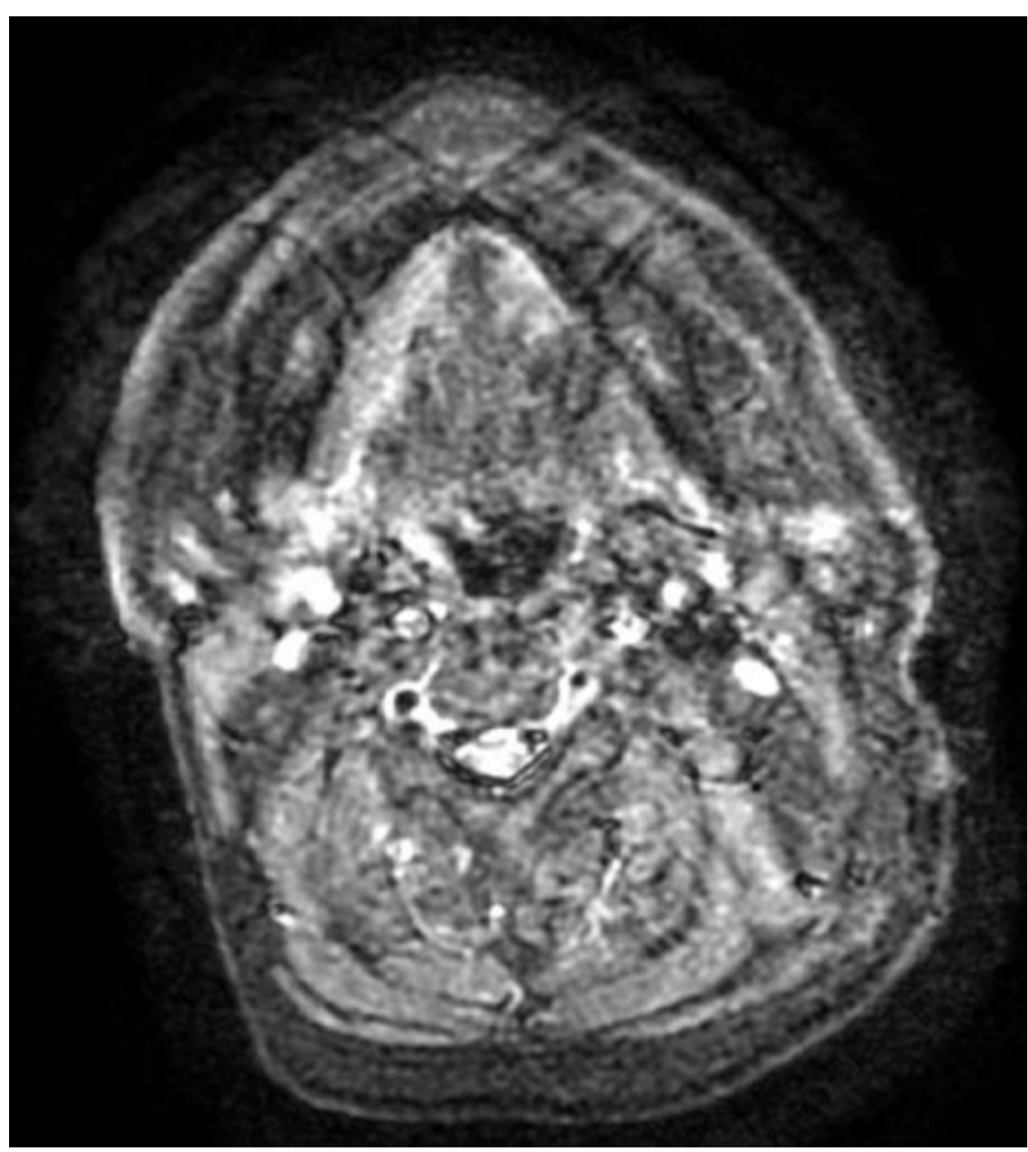
3. ¿En caso de que interfirieran en el diagnóstico, qué estrategias se te ocurren para corregirlos o eliminarlos?

En el caso de la derecha lo más eficiente sería administrar buscapina para disminuir la peristalsis o utilizar secuencias rápidas en las que no de tiempo a que haya movimiento.

En el caso de la izquierda, lo más fácil sería poner una banda de saturación por encima del FOV, para saturar los protones en movimiento. Existen posibilidades que comentamos a continuación.

Los artefactos de movimiento son muy frecuentes. Se producen en cualquier parte pero sobre todo en tórax y abdomen (respiración y latido cardiaco). Pueden ser por movimientos del paciente o movimientos fisiológicos de los órganos o de la sangre.

Si una estructura se mueve entre los distintos pasos de la codificación de fase (distintos TR), su señal va a codificarse en sitios distintos (si es al azar va a hacerlo de forma aleatoria) y va a dar una borrosidad y si es periódica en los mismos sitios y da lugar a fantasmas).



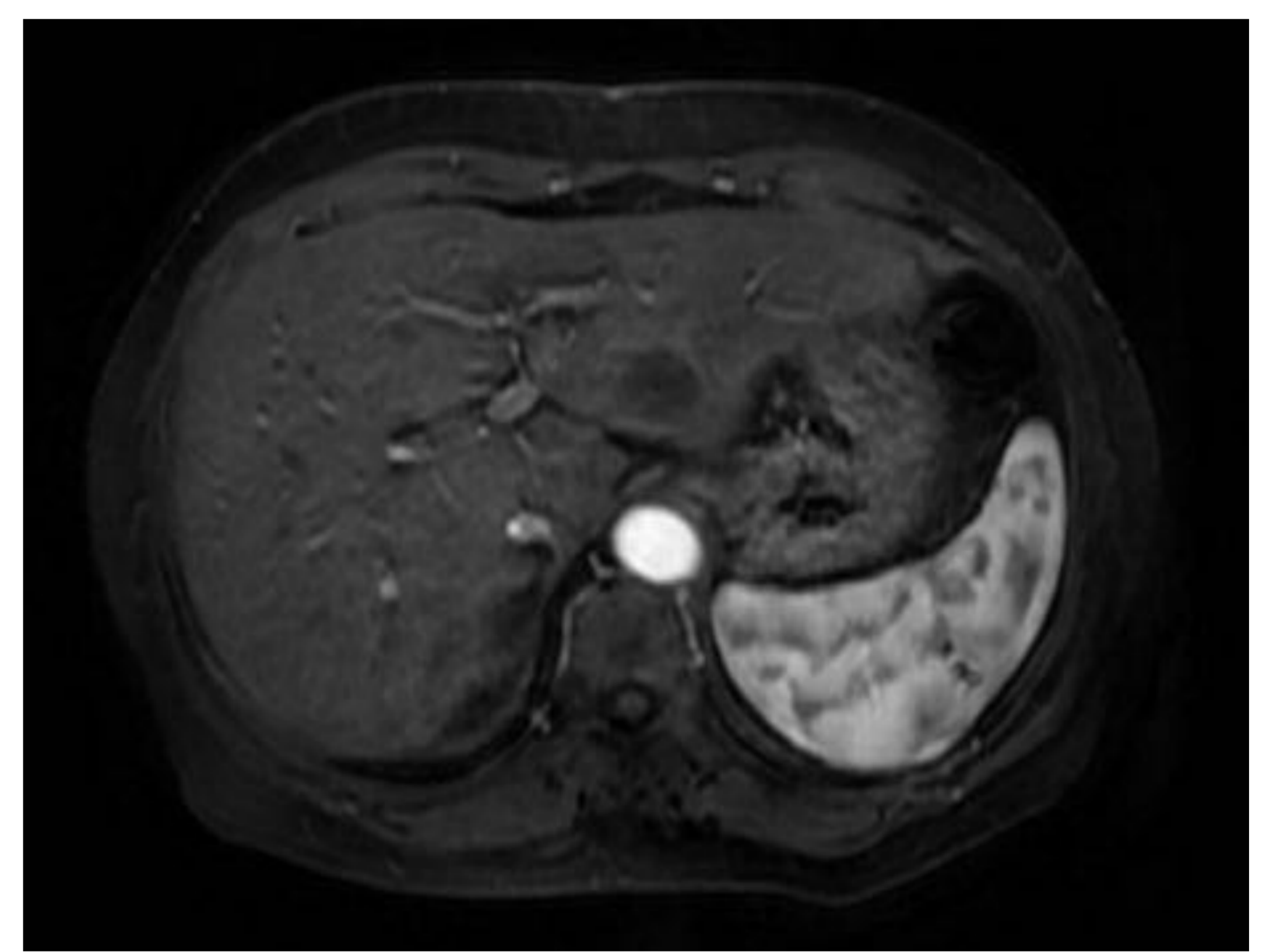
Por tanto existen 2 tipos de artefactos de movimiento:

- Movimientos aleatorios: Borrosidad y distorsión geométrica de la imagen en el eje de codificación de fase. Ej: Movimientos corporales, tragar, peristalsis...
- Movimientos periódicos: Latidos cardiacos, pulsación de los vasos, respiración: Ghosting (aparición de fantasmas o imágenes falsas que son la réplica de la estructura que se mueve y que aparecen superpuestas sobre otras estructuras a intervalos regulares de distancia).

✓ Los "fantasmas/ ghost" pueden tapar lesiones reales al superponerse encima o por el contrario simular lesiones (Ej: un nódulo hepático).

✓ Los artefactos de movimiento producen más problemas cuando el movimiento es de una estructura con alta intensidad de señal (ej: grasa), porque los fantasmas brillantes dejan ver menos el resto de estructuras.. Ej: pliegue graso en respiración de obeso.

✓ Suelen ser **MÁS IMPORTANTES EN SECUENCIAS DE TE Y TR LARGO** (da más tiempo al movimiento) y en equipos de 3 Teslas (3T) porque como la relación señal/ ruido es mayor se suele hacer menos adquisiciones (por tanto la media entre las distintas adquisiciones no puede eliminar lo espureo).

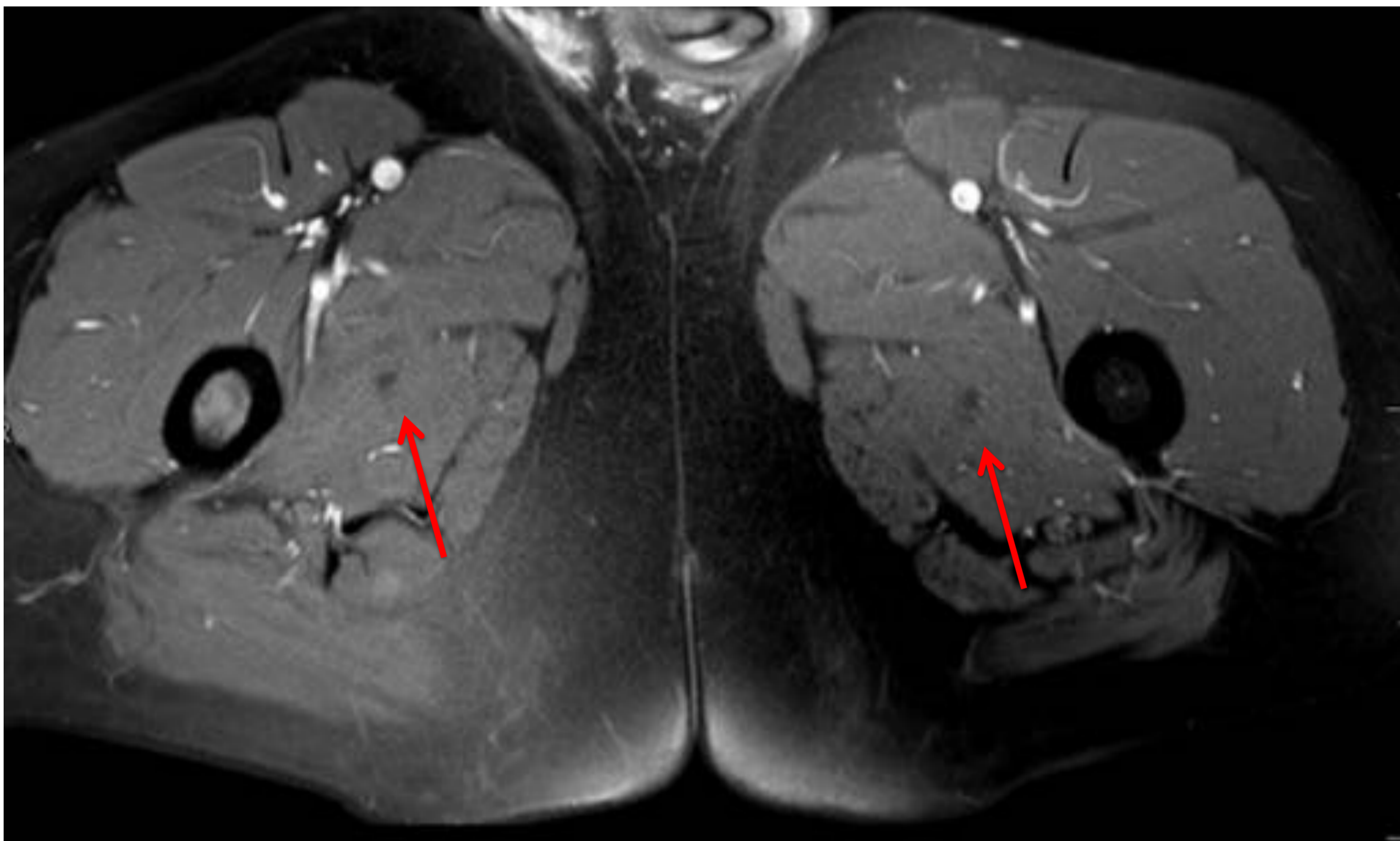


En este caso de arriba vemos que el ghosting de la Aorta es hipointenso debido al momento del latido y simula un nódulo hepático hipovascular. Lo reconocemos porque tiene exactamente la misma forma y tamaño que la Aorta y se encuentra en línea en la dirección de fase.



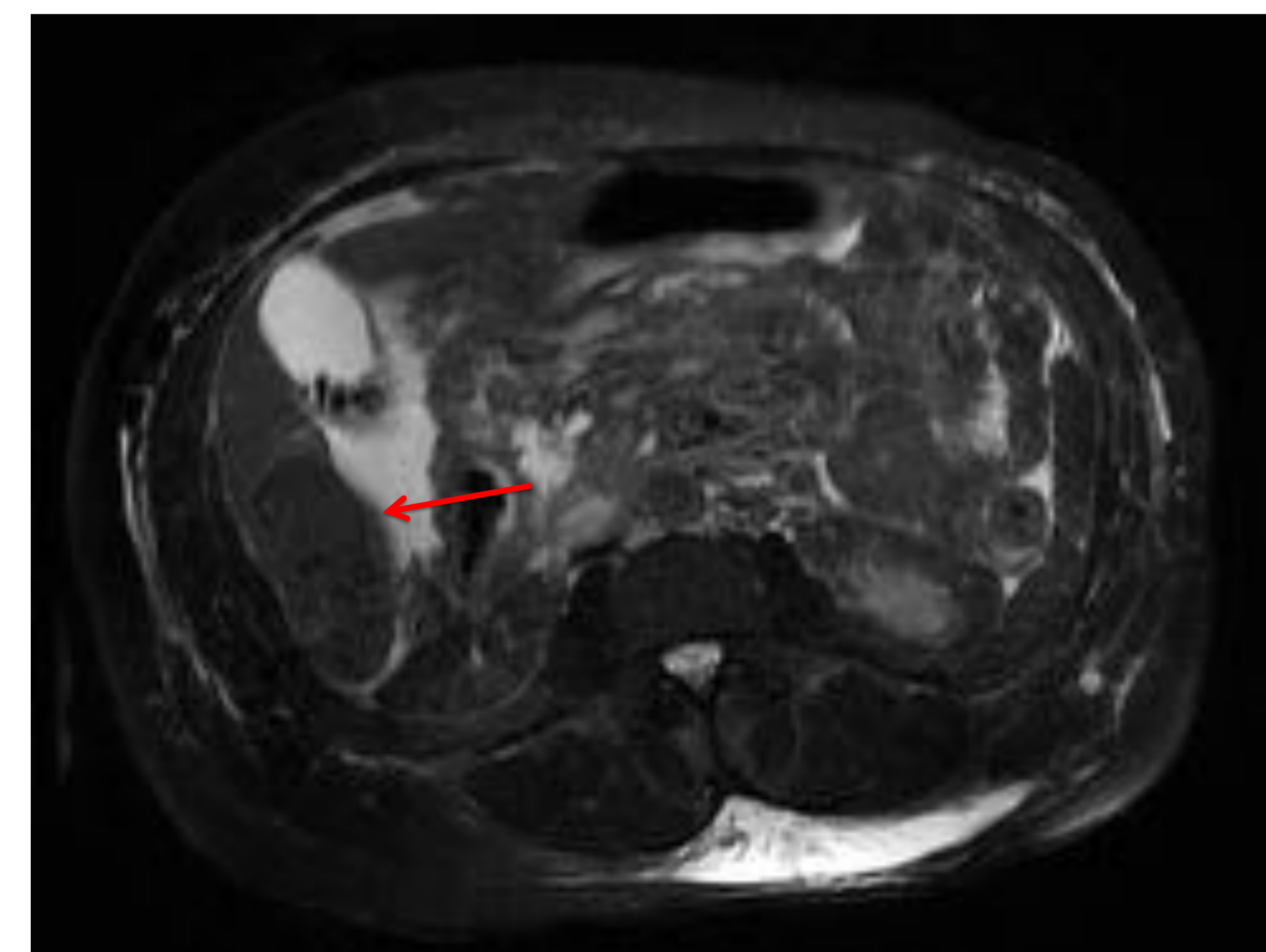
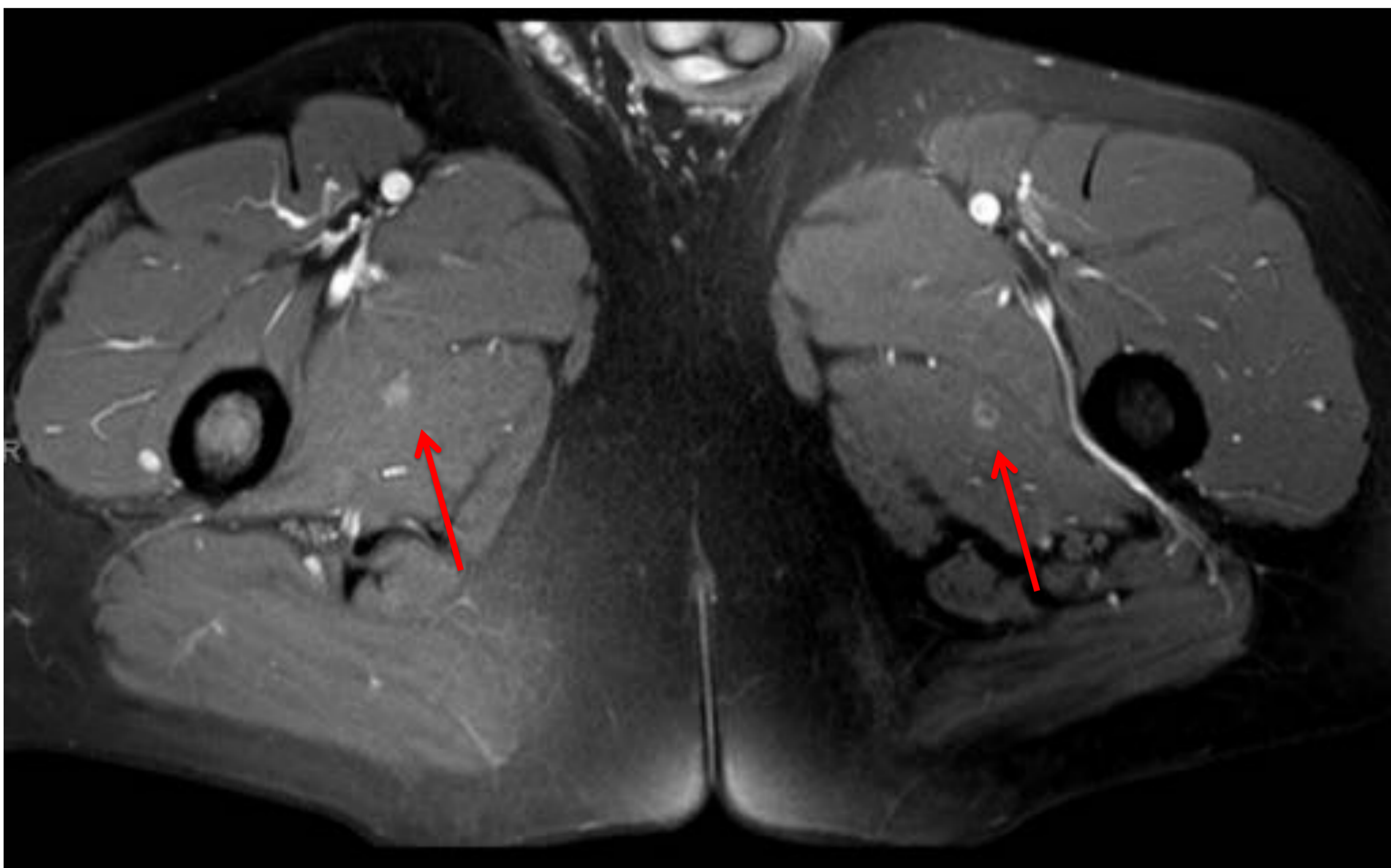
Características del ghosting:

- Siempre en la dirección de codificación de fase: Aunque los movimientos se produzcan en otros ejes los fantasmas van a aparecer sólo en esta dirección. Esto es debido a que tanto la codificación de frecuencia como de corte son procesos muy rápidos (duran msec) mientras que la codificación de fase dura segundos y da tiempo a que el movimiento sea de amplitud suficiente para producir un artefacto.
  - Los fantasmas tienen la misma forma de la estructura que los originó, aparecen paralelos a esta en la dirección de fase y su aspecto puede variar con respecto a la estructura original y ser hiper o hipointensos.
  - Las distancias regulares a las que aparecen los fantasmas dependen de la dirección del movimiento (eje X, Y o Z), del FOV en la dirección de fase, de la frecuencia del movimiento, de los NEX y del TR ().
- Para una misma secuencia, cuanto mayor es la frecuencia de un movimiento regular mayor es la distancia periódica a la que aparece.
- Aumentando los NEX corriges el movimiento aleatorio (haces una media entre las distintas adquisiciones y sólo quedan las estructuras estáticas) y distancias los artefactos periódicos.



**Artefacto de ghosting por pulsación vascular de la A. femoral en un paciente con antecedente de sarcoma de partes blandas** en tercio inferior del muslo

Observamos como tiene distintos aspectos (hipo e hiperintenso) en los sucesivos cortes del estudio con CIV. Siempre en línea con la A. femoral y además bilateral y en varios cortes hacen fácil reconocerlo como artefacto.



**Artefacto de ghosting de la vesícula biliar. Se observa el fantasma hipointenso de la vesícula biliar superpuesto en s. 6 hepático,**

reconociéndose incluso las litiasis en el interior. Obsérvese que el movimiento de la vesícula es principalmente en el eje cráneo-caudal durante la respiración. Sin embargo aparece en la dirección de la fase (AP)

## SOLUCIONES PARA LOS ARTEFACTOS DE MOVIMIENTO

### MOVIMIENTOS CORPORALES (borrosidad y distorsión):

- **Instrucciones Claras**
- **Inmovilización/ Buena Sujeción** Del Paciente/  
**Comodidad/ Tiempo De Exploración lo más corta posible**
- **Sedación// colchón inmovilizador de vacío** (bebés).
- **Secuencias de corrección de movimiento:** Multivane, Propeller, Blade, Jet, Radar..

### PULSACIONES VASCULARES (ghosting) :

Bandas de saturación (arriba o abajo de la zona anatómica a estudiar, dependiendo de si estamos por debajo del corazón o por encima, para saturar los protones del pulso arterial).

Cambiar la dirección de codificación de fase y frecuencia. Los artefactos siguen apareciendo pero superpuestos en otro sitio, quizá menos problemático.

### PERISTALTISMO INTESTINAL (borrosidad)

- **BUSCAPINA:** paraliza la peristalsis un tiempo corto (15-20 min)
- **Secuencias rápidas** → SS, FIESTA, HASTE
- **Aumentar el número de NEX (al menos 4-6)** (poco eficiente, ya que aumenta mucho el tiempo de la exploración)

### MOVIMIENTOS DE LOS OJOS (borrosidad y distorsión)

CERRAR LOS OJOS

### ARTEFACTO POR TRAGAR:

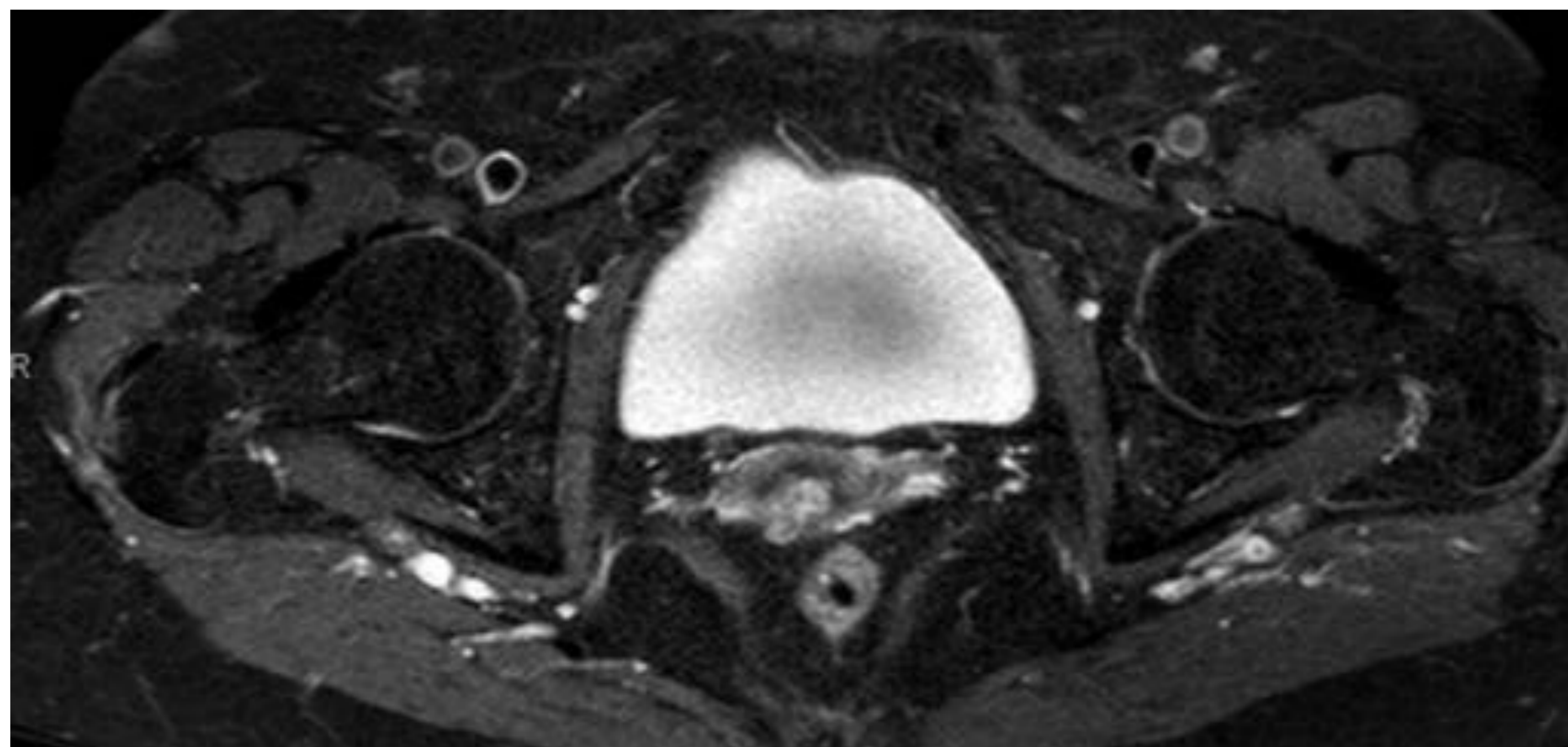
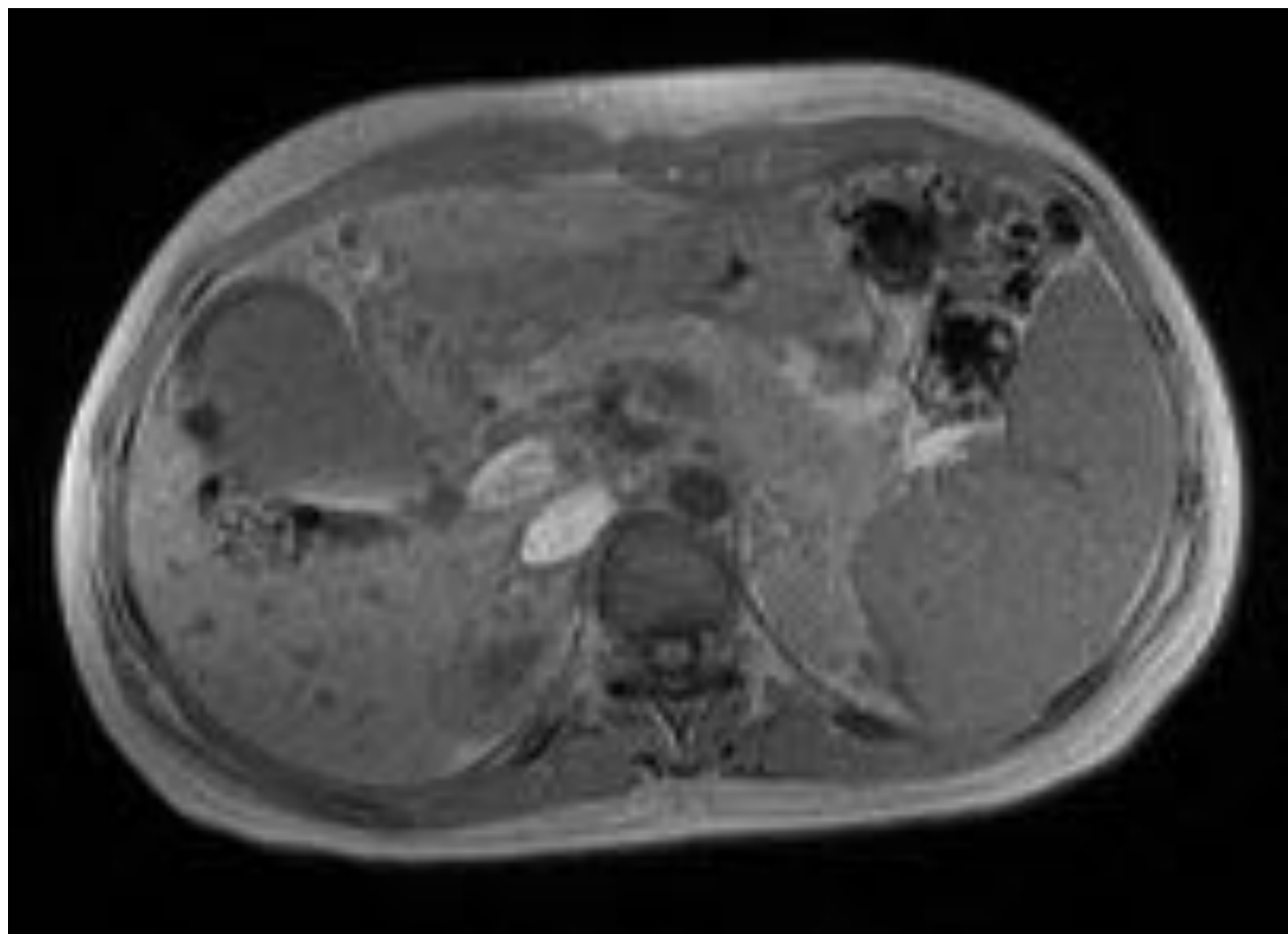
Bandas de saturación

### RESPIRACIÓN Y LATIDO CARDIACO (ghosting):

- **Apneas:** Secuencias cortas o realizadas en varios bloques que se unen luego. Suelen ser en inspiración (se aguanta más que en espiración)
- **Gating/ sincronización respiratoria o cardiaca:** Adquieren los datos en ciertas fases de la respiración (espiración que es más reproducible) o el latido cardiaco. Alargan mucho el tiempo de la exploración y sólo permiten secuencias con TR largos (DP o T2).
- **Métodos de compensación respiratoria:** Basados en un orden distinto de adquisición y ordenación los ecos dependiendo del momento de la respiración. No aumenta el tiempo de exploración pero funcionan mal en respiraciones irregulares

\* *El uso de las apneas o el gating respiratorio depende en parte del tipo de paciente: hay pacientes que hacen bien las apneas pero respiran muy irregular (el estudio con gating saldrá muy artefactado) y hay otros que es al revés (el estudio con gating saldrá mejor que la apnea).*

- **Aplicar pulsos de saturación de la grasa:** Muchos de los artefactos respiratorios son más aparentes debido al movimiento de la grasa de la región anterior del abdomen (es muy brillante y se nota más al superponerse).



Volviendo a la imagen del principio de la presentación y observando la imagen de la derecha, ¿por qué crees que tienen esa intensidad de señal los vasos?

En la imagen de la derecha la hiperintensidad en T1 no es por trombosis, es debida al efecto de entrada en el corte/ inflow de sangre nueva (con protones no saturados) lo que es más frecuente en las secuencias T1 y eco de gradiente (como ésta).

En la imagen de la izquierda (SE potenciada en T2 con saturación grasa) vemos los vasos femorales con vacío de señal en el centro ya que la sangre va muy rápido y no le da tiempo a producir señal, mientras que en la periferia, debido al rozamiento con la pared va más lenta y sí produce señal.

- **VACÍO DE SEÑAL/ FENÓMENO DE SALIDA DEL CORTE:** No da tiempo a que los H+ en movimiento reciban los pulsos de 90 y 180º necesarios para la excitación y refase y por tanto no producen señal. Este fenómeno se produce en secuencias SE (utilizan los pulsos mencionados de 90º y 180º), flujo rápido y corte fino (pasan poco tiempo en el corte y no reciben los 2 pulsos), vasos perpendiculares (pasan poco tiempo) y TE largo (cuando quieres escuchar el eco/ la señal ya la sangre ha pasado)
- **REFUERZO DE LA SEÑAL/ FENÓMENO DE ENTRADA EN EL CORTE (INFLOW):** En secuencias eco de gradiente (son más rápidas y no tienen que enviar 2 pulsos de 90 y 180º), la sangre que entra nueva produce más señal que el tejido estacionario ya que no presenta saturación por pulsos previos.
- **CAMBIO EN LA FASE:** Los H+ en movimiento pasan por varias zonas de un gradiente y se produce un cambio de fase, lo que se interpreta erróneamente y se le asigna una posición falsa. Produce ghosting en la dirección de fase. Además existe desfase de todos los protones en zonas con turbulencias y vacío de señal.

VACÍO DE SEÑAL INTRAVASCULAR	AUMENTO DE SEÑAL INTRAVASCULAR
Flujo rápido. Estenosis. Turbulencias	Flujo lento
Secuencias SE	Secuencias EG (ej: dual, difusión)
Corte fino	Corte grueso
TE y TR largos (Ej: T2)	TE y TR cortos (Ej: T1)
Vaso paralelo al plano de corte	Vaso perpendicular al corte



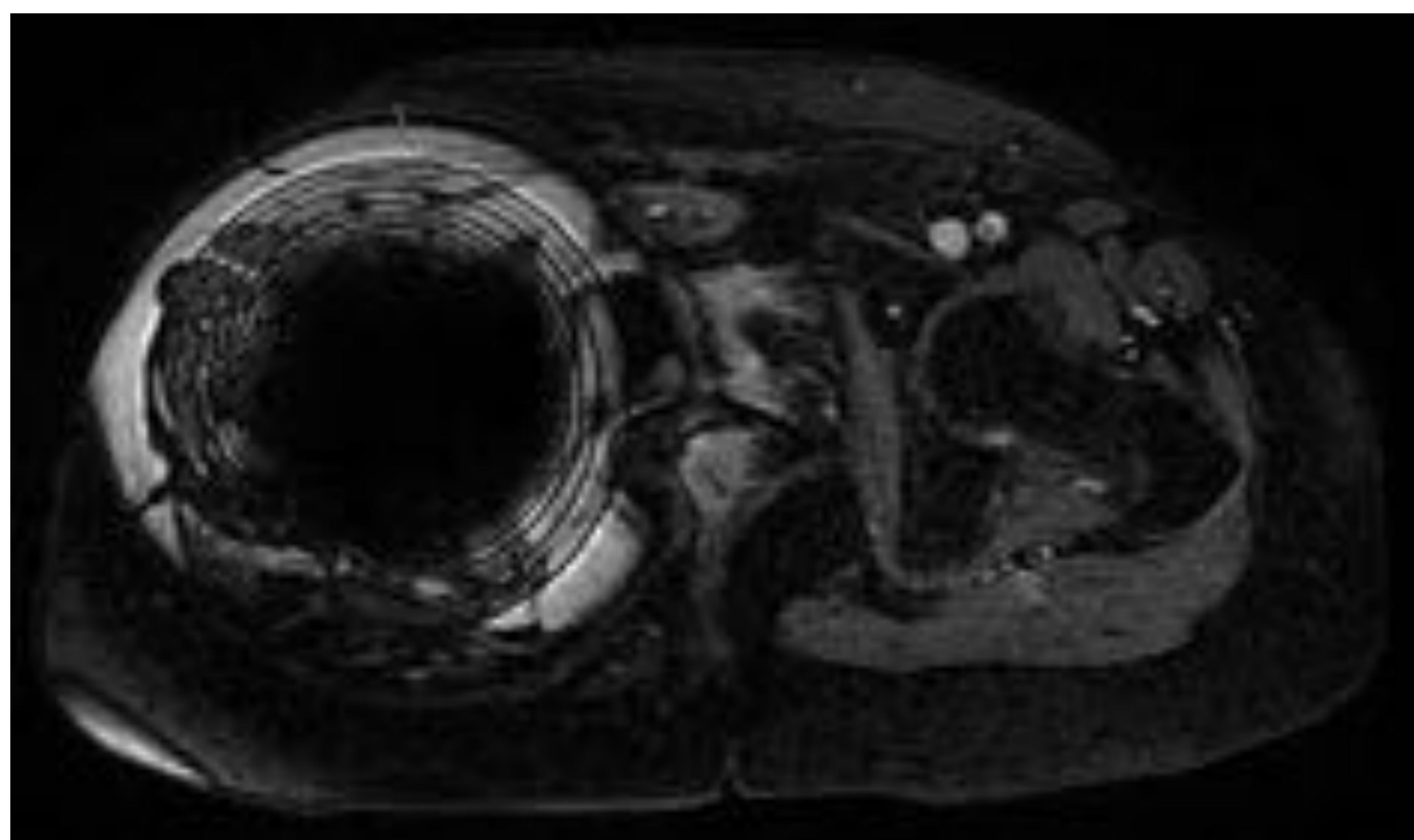
Teniendo en cuenta lo que hemos dicho antes, ¿que te parecen las imágenes en el interior del saco tecal?

Efectivamente, son artefactos de vacío de flujo por el movimiento pulsátil del LCR, más frecuentes cuanto mayor es su velocidad. No hay que confundirlos con sangrado, vasos dilatados de una malformación A-V ni implantes tumorales.

¿Qué puedes hacer para confirmarlo?

Mirar otras secuencias y comprobar que no se ven (ej: T1) o hacer secuencias eco de gradiente, en las que desaparecerán.

## ARTEFACTOS POR INHOMOGENEIDADES DEL CAMPO MAGNÉTICO O POR LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS TEJIDOS



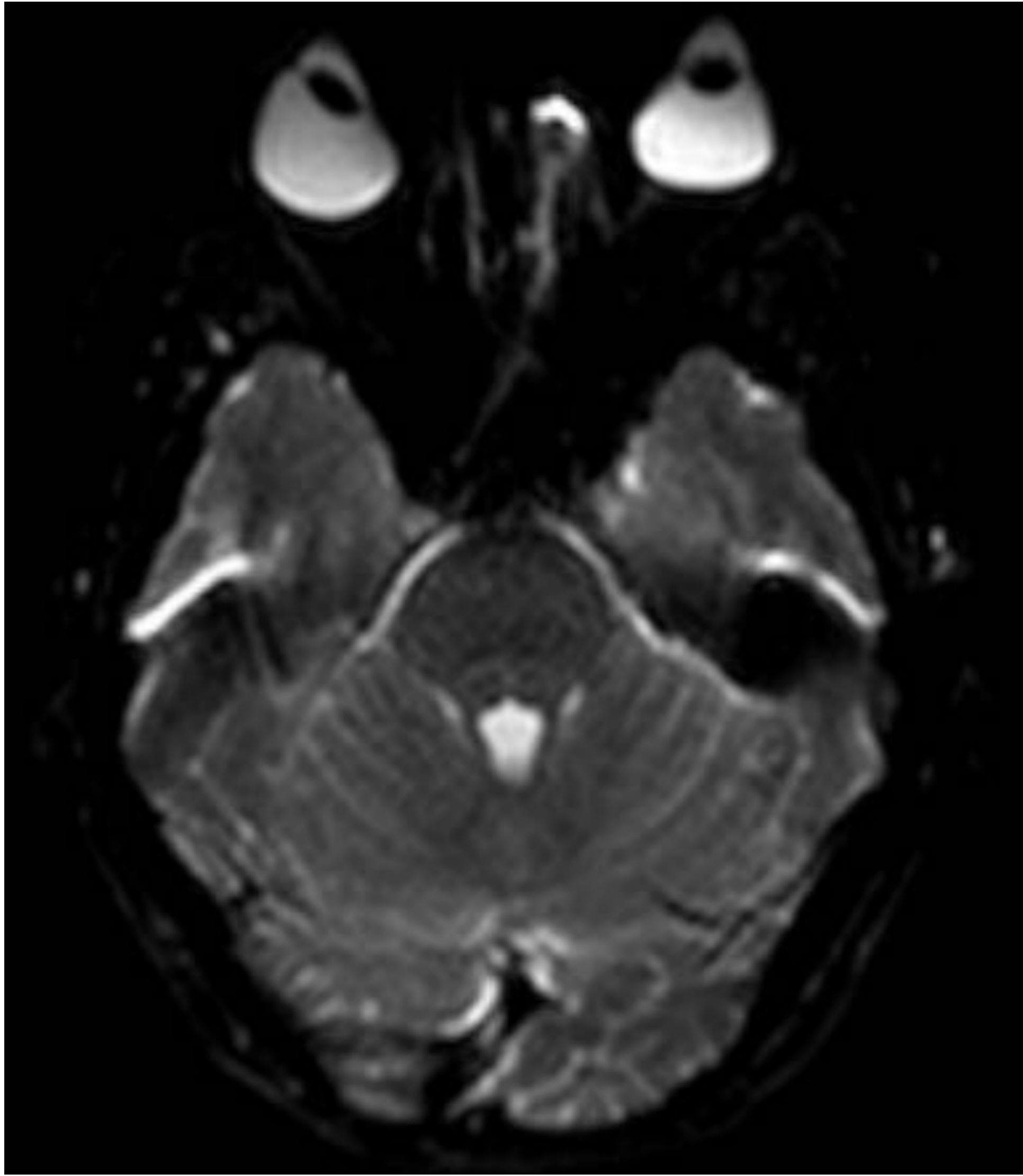
1. Por qué crees que se ha producido este artefacto?

Efectivamente, es un artefacto ferromagnético, que está produciendo una importante alteración del campo magnético en la zona de la cadera derecha, lo que produce un desfase de los protones (y por ello un vacío de señal), así como alteraciones en la codificación de la señal.



2. Aquí tenemos otro ejemplo por un material extraño. Con estos dos ejemplos, ¿cómo describirías la apariencia de este tipo de artefactos?

Son artefactos que producen un importante vacío de señal, con un característico borde hiperintenso y una alteración mucho más importante que lo que esperaríamos por el tamaño del cuerpo ferromagnético (debido a que afecta la magnetización de los tejidos adyacentes). Además asocian distorsión de la



3. En este caso no existe ningún material ferromagnético que produzca este artefacto. ¿Por qué cree que está producido?

Es un artefacto por susceptibilidad magnética en la interfase del hueso y lóbulo temporal con el aire en el interior de los peñascos. La secuencia es una secuencia de difusión, con una técnica que es de la familia de secuencias eco de gradiente, y por tanto más susceptibles a las inhomogeneidades del campo magnético.

**LA SUSCEPTIBILIDAD** es la propiedad de una sustancia o tejido de ser o no magnetizado cuando se expone a un campo magnético. Los tejidos o sustancias tienen diferentes susceptibilidades magnéticas dependiendo de la configuración de sus electrones y de cómo se alinean ante el campo magnético.

- Existen sustancias **diamagnéticas** que disminuyen débilmente el campo magnético (susceptibilidad negativa) como el agua y la mayoría de tejidos biológicos.
- Sustancias **inertes** como el aire cuya susceptibilidad es 0.
- Sustancias **paramagnéticas** que aumentan el campo magnético (platino, titanio, gadolinio)
- Sustancias **ferromagnéticas** que aumentan de forma exponencial/ multiplican el campo magnético.

**Las sustancias ferromagnéticas producen 2 efectos:**

1- Distorsionan el campo magnético y producen un cambio en las frecuencias de precesión (se altera la codificación de frecuencia) y dan lugar a **DISTORSIONES GEOMÉTRICAS**

2- Desfasan los átomos --> Desfase de protones y **VACÍO DE SEÑAL**. Característicamente con **UN BORDE HIPERINTENSO**.

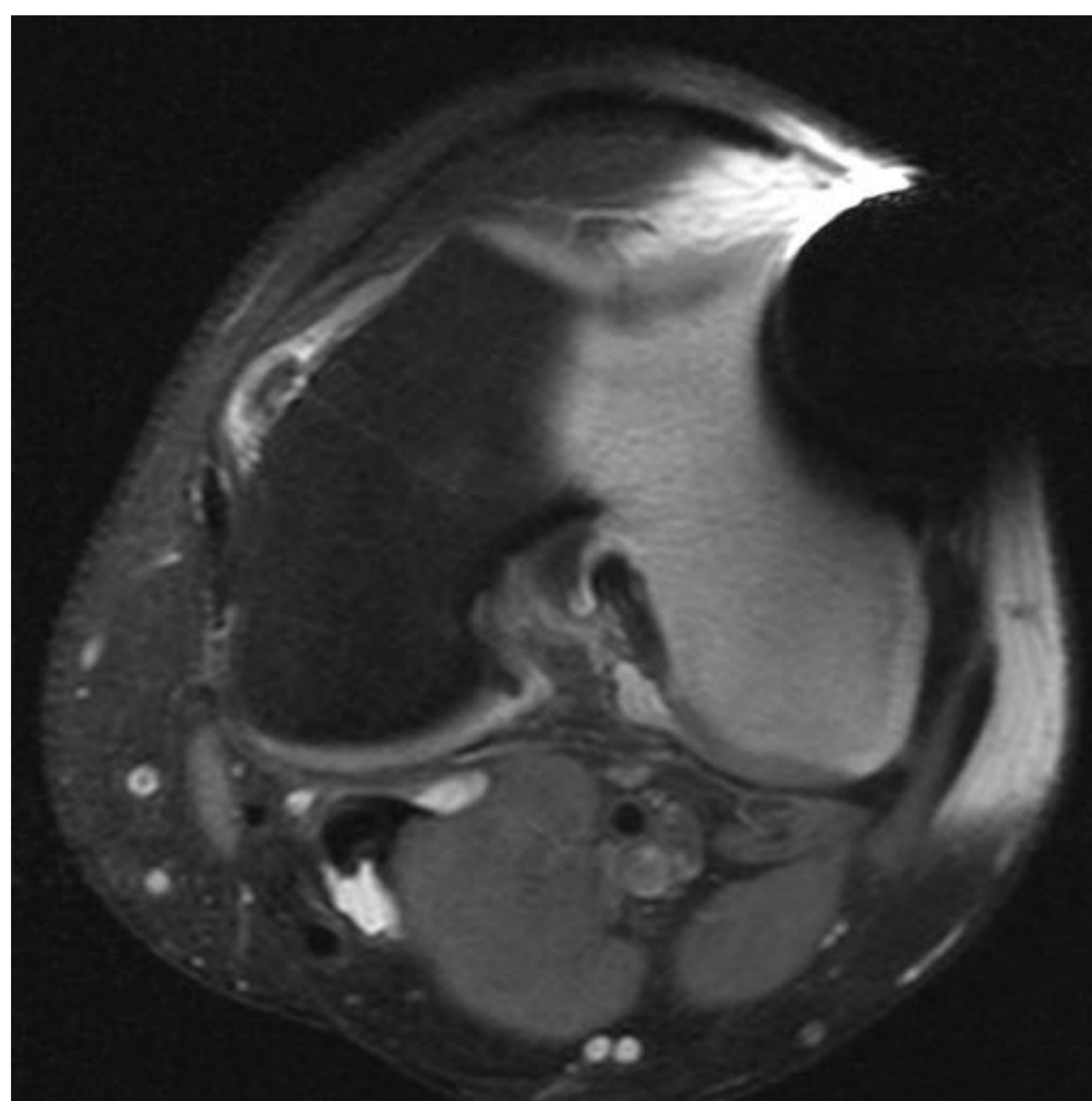
**Las interfases entre tejidos con distintas propiedades magnéticas** presentan gradientes magnéticos microscópicos entre ellos, lo que produce **efectos similares aunque menos intensos que los materiales ferromagnéticos**.

Los artefactos de susceptibilidad empeoran en:

- las **secuencias EG** (no hay pulso de refase de 180°).
- **TE largos** (los H<sup>+</sup> tienen más tiempo para desfasarse).
- **Campos magnéticos intensos (3T)**.

## SOLUCIONES PARA LOS ARTEFACTOS DE MOVIMIENTO

- ✓ Utilizar secuencias **FSE** en vez de **EG**.
- ✓ Utilizar **TE cortos**
- ✓ Utilizar **cortes finos**
- ✓ **Aumentar la matriz de codificación de frecuencia** y aumentar el **ancho de banda** (bandwidth)
- ✓ Intentar **no utilizar secuencias de supresión grasa** (y se las realiza alejar el shim volume, que es una forma de medida manual de los picos de grasa y agua que utilizamos para saber la frecuencia del pulso de saturación de la grasa y que quede una saturación homogénea)
- ✓ **Retirar si se puede el material y sustancias que en su composición presenten material ferromagnético** y sustancias que en su composición tienen partículas ferromagnéticas (maquillaje, laca del pelo, etc → lavar la cara o la cabeza).



Imágenes del mismo paciente de antes con esquirra metálica en partes blandas de la veritente peronea en el que vemos como el campo magnético altera la magnetización de los tejidos adyacentes y por tanto también la saturación de la grasa. Obsérvese la diferencia entre la secuencia T1 sagital (con TE corto) y sin supresión grasa, y la secuencia potenciada en DP (TE corto también) pero con supresión grasa, afectando el artefacto hasta la región intercondílea en la segunda imagen sagital; esto último dificultaba la valoración de los ligamentos cruzados.

\*\* Agradecimientos por las imágenes del caso de esquirra metálica cedidas por la Dra. Argüeso Chamorro del Hospital Asepeyo Coslada.

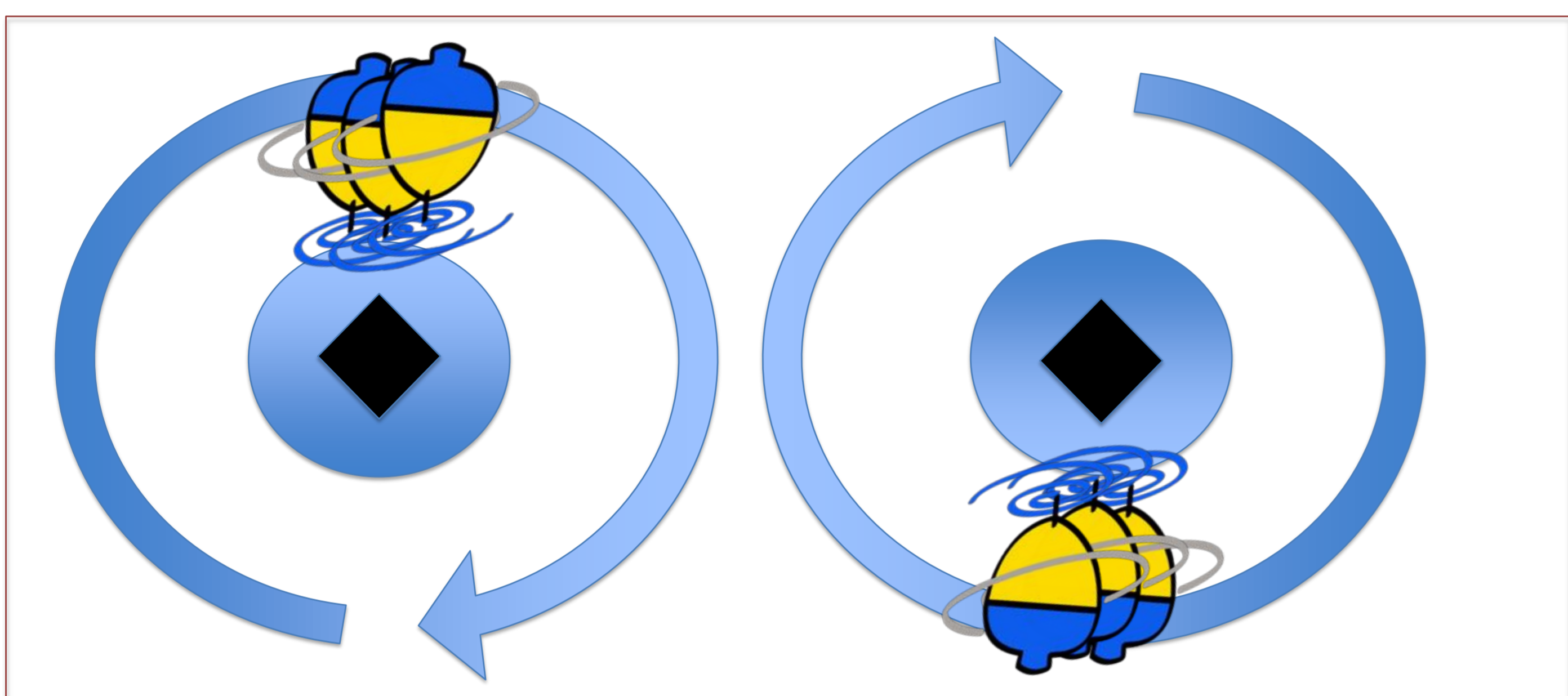


En esta secuencia eco de gradiente rápida para valorar el intestino se ha producido un artefacto. ¿cómo se llama?

Efectivamente es un artefacto de cancelación de fase/ de tinta china, que se caracteriza por el borde negro rodeando los órganos (en la interfase con la grasa mesentérica).

¿Sabes por que se ha producido?

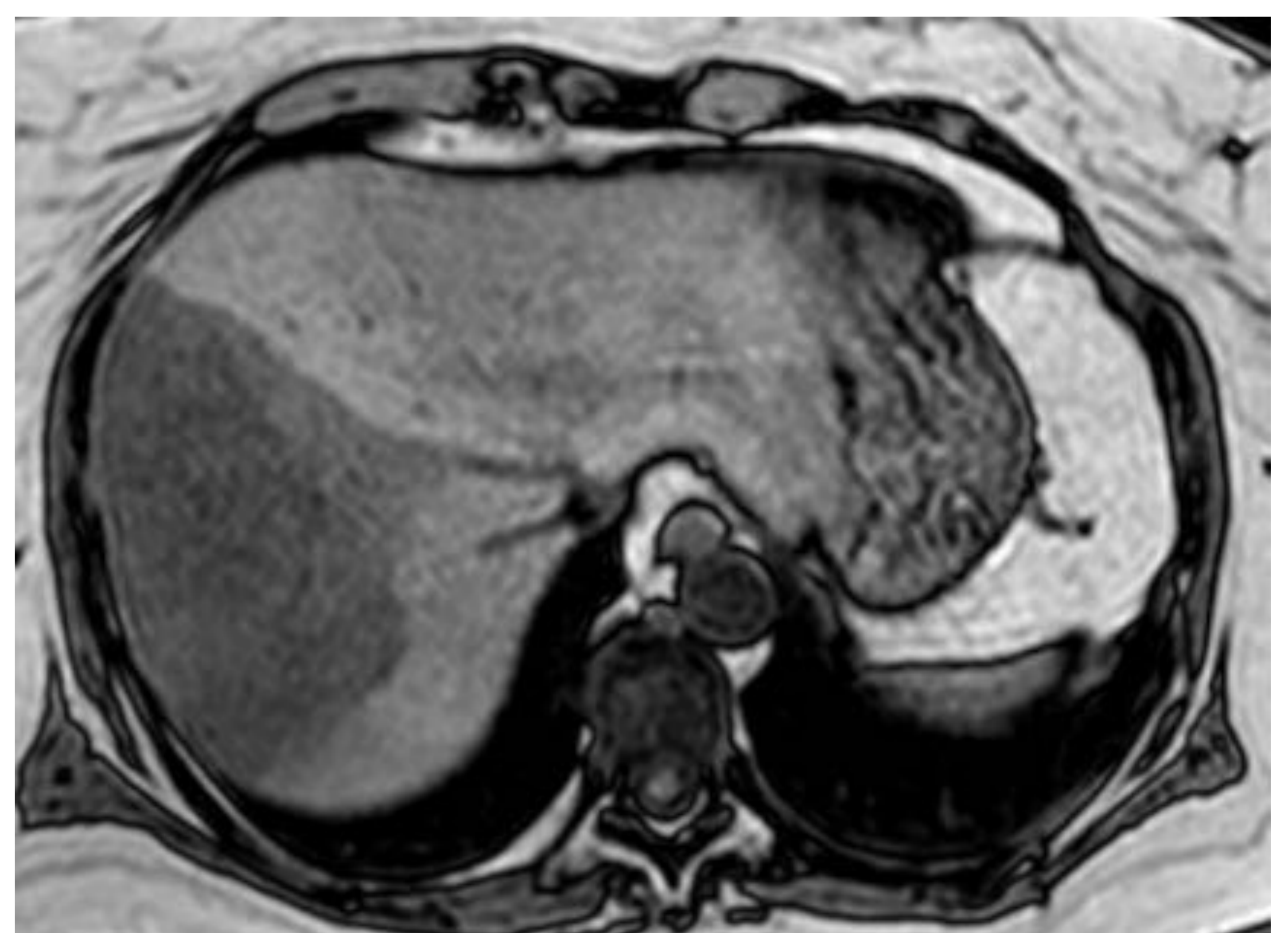
Es debido al TE que hemos utilizado (alrededor de 2) ya que en 1.5T a ese TE el agua y la grasa están en fase opuesta y cuando en un píxel coinciden protones de la grasa y del agua (en las interfases), su señal se anula.



Representación a la izquierda de protones de agua y grasa en fase opuesta el el mismo píxel (rectángulo rojo).

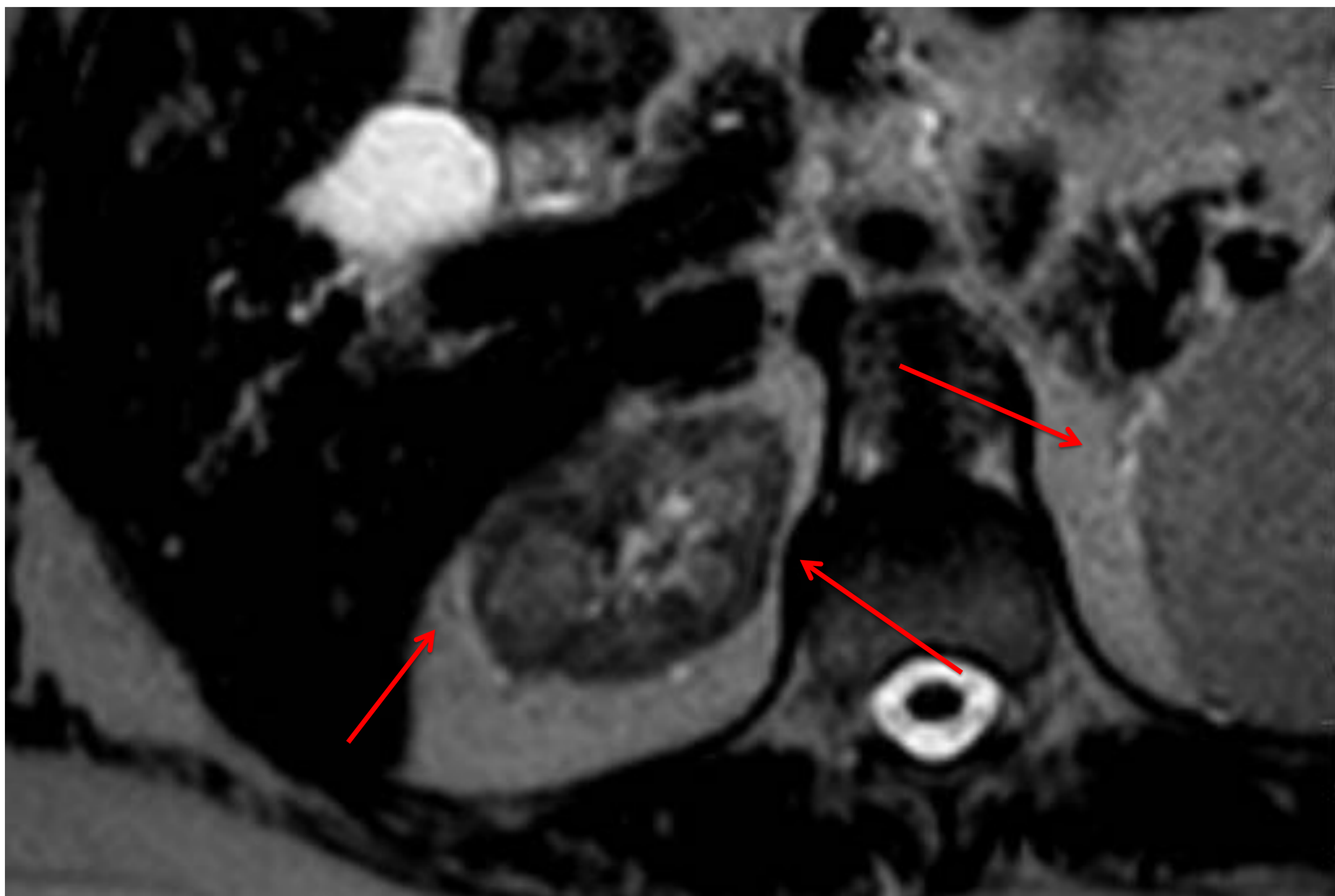
¿Cómo lo resolvería?

Muy bien. Cambiando el TE para que así no precesen los protones de agua y grasa en fase opuesta.



En las imágenes de arriba tenemos dos secuencias eco de gradiente en 1.5 T. En fase la de la derecha (porque presenta un TE de aprox. 4) y fuera de fase/ en fase opuesta a la izquierda (porque está realizada con un TE de aprox. 2). Vemos la caída de señal de un área triangular de bordes bien delimitados en s. 7 y 8 hepáticos por esteatosis focal (la presencia de lípidos intracelulares en el citoplasma acuoso de las células produce la anulación de la señal)





Si te fijas bien existe un borde negro en la vertiente izquierda del riñón derecho y un borde blanco en la vertiente de éste y del bazo. Esto también es un artefacto aunque es sutil. ¿Cómo se conoce este artefacto?

Efectivamente, de desplazamiento químico/chemical shift.

Gracias a este artefacto podemos deducir cual es la dirección de codificación de frecuencia en esta secuencia. ¿Cuál sería?

Muy bien, sería en el eje dcha- izq. porque todos los artefactos de desplazamiento de la grasa son siempre en la dirección del gradiente de frecuencia ya que se deben a una pequeña diferencia en la velocidad/frecuencia de precesión entre la grasa y el agua.

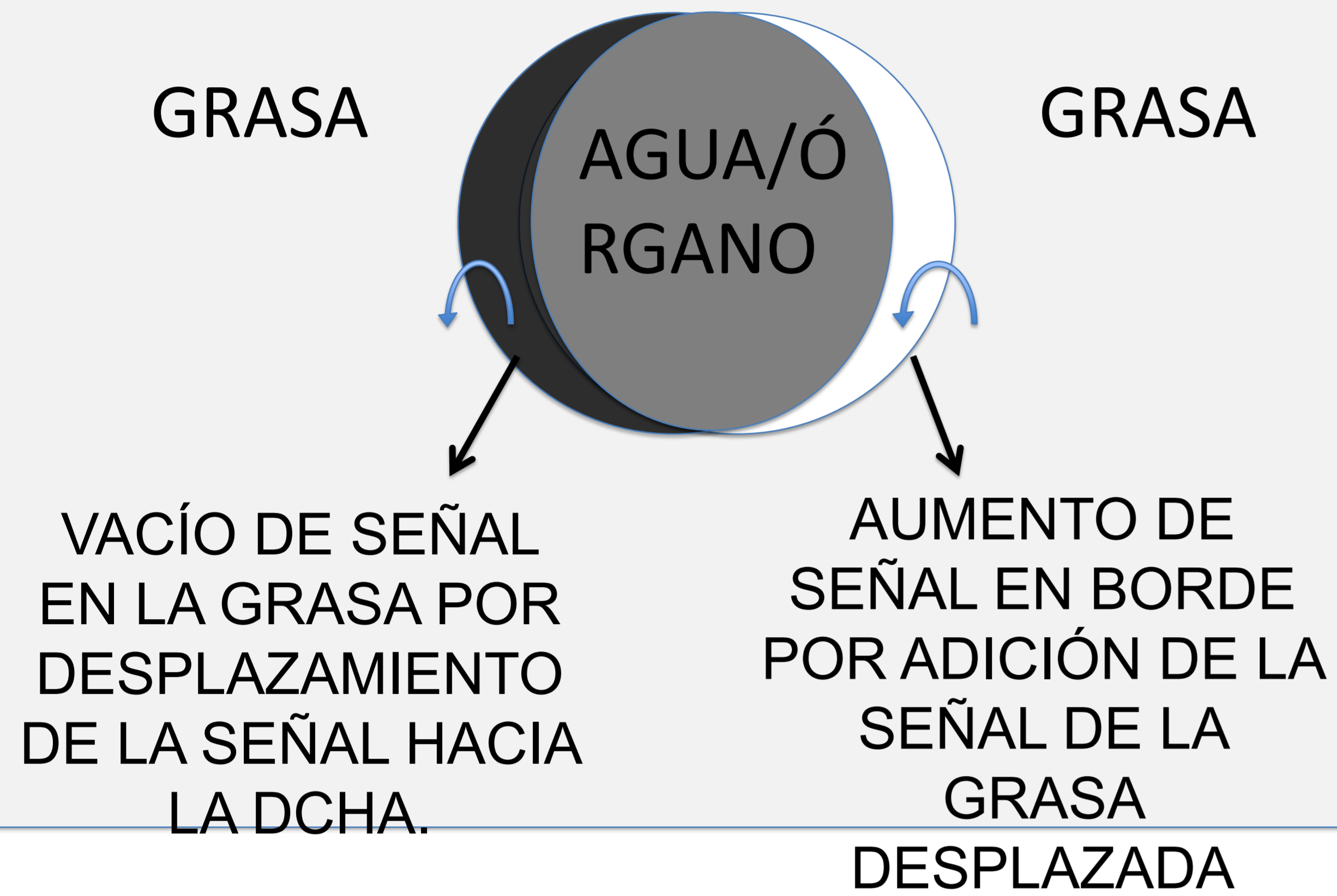
Los artefactos por las diferencias de precesión agua-grasa aparecen en cualquier parte del cuerpo donde existan interfases de agua y grasa. Más aparente en abdomen x la grasa mesentérica y retroperitoneal, pero también en las órbitas por ejemplo.

Hay **2 tipos**:

#### 1. DESPLAZAMIENTO QUÍMICO/ CHEMICAL SHIFT

- Se produce en cierto grado en todas las secuencias, **tanto en secuencias SE como EG.**
- **Cuanto > es el campo magnético mayor es este artefacto** xq aumentan las diferencias en la frec de precesión entre los H+ de la grasa y agua (no se observa apenas en RM de bajo campo y es más intenso en 3T).
- **Se produce porque** los H+ de la grasa están protegidos por las largas cadenas hidrocarbonadas de los triglicéridos. Por tanto les afecta menos el campo magnético y precesan (giran) un poco más despacio que los del agua (a menor frecuencia). **Como en la RM utilizamos las pequeñas diferencias en frecuencia para determinar la posición (codificación de frecuencia), esto produce un pequeño error de localización de la grasa, que se nota justo en las interfases con las partes blandas, dejando un vacío de señal en un lado y un aumento**
- **Aumenta cuanto menor sea el ancho de frec (bandwidth).**

## CODIFICACIÓN DE FASE

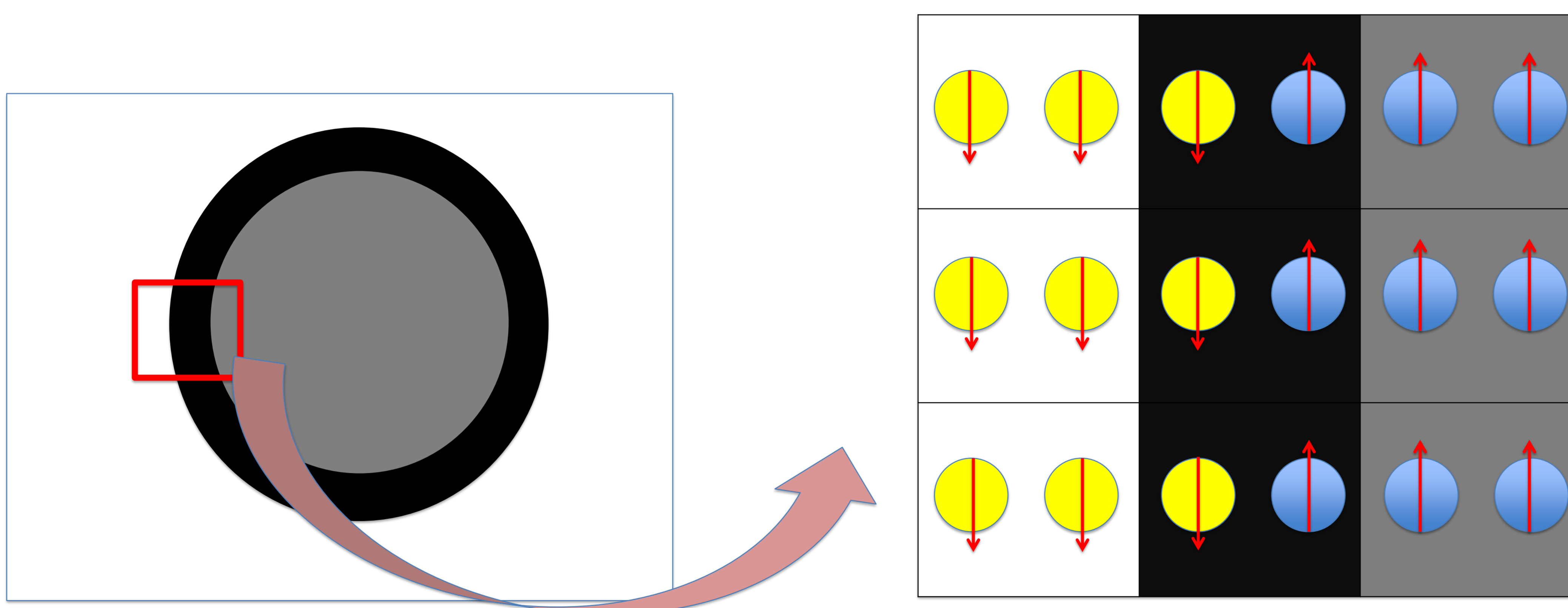


## SOLUCIONES DEL DESPLAZAMIENTO QUÍMICO:

- ✓ Utilizar técnicas de supresión de la grasa (así evitamos el problema de localización de ésta).
- ✓ Cambiar la dirección de codificación de los gradientes de frecuencia y fase (no elimina el artefacto pero cambia de posición y puede ayudar en caso de que exista una duda diagnóstica)
- ✓ Aumentar el ancho de banda (bandwith).

## 2. CANCELACIÓN DE LA FASE/ INDIA INK/ DESPLAZAMIENTO QUÍMICO DE 2º TIPO

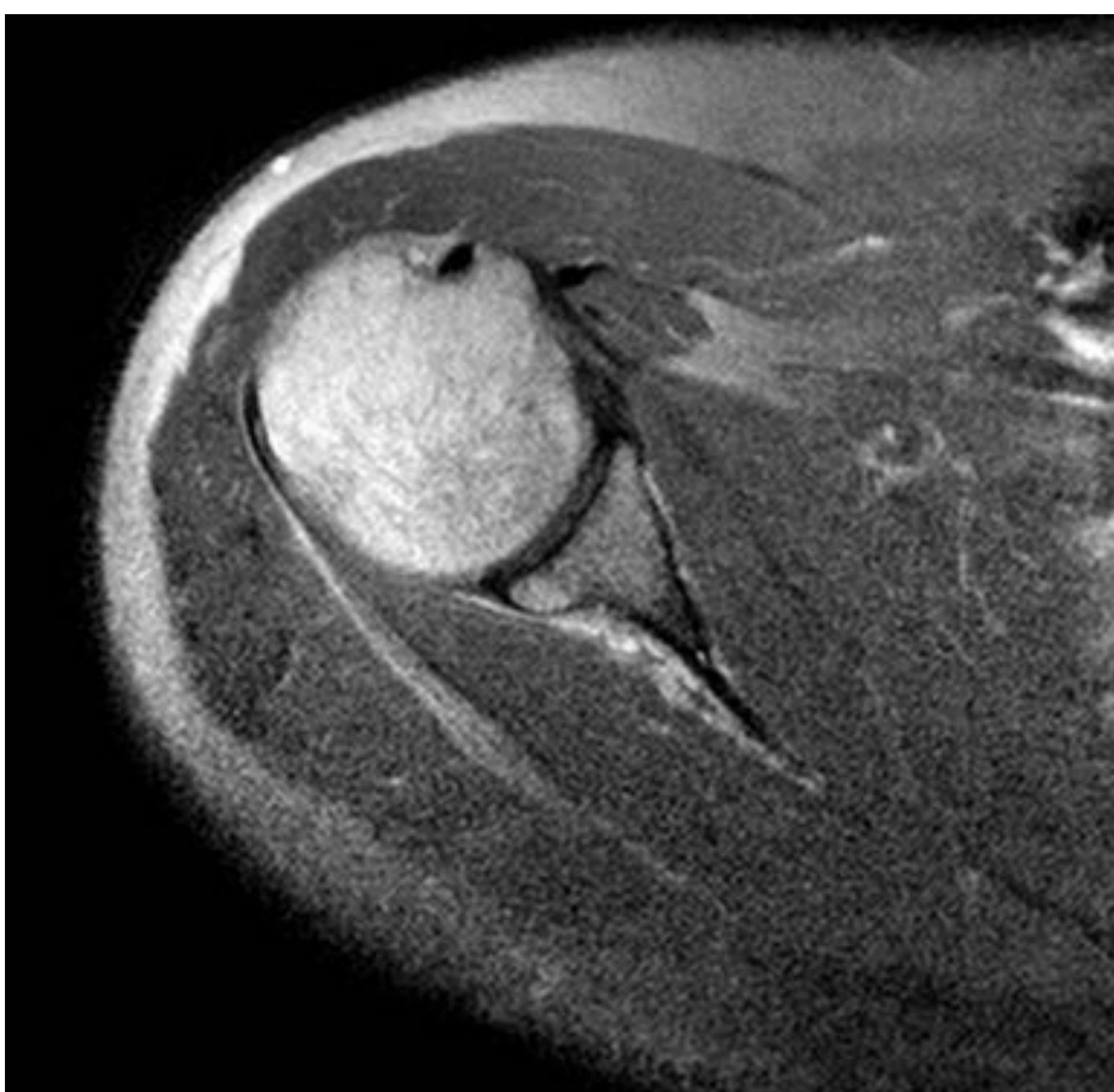
- **¿por qué ocurre?** Después del pulso de RF los H<sup>+</sup> de la grasa y el agua están en fase, pero después se empiezan a desfase rápidamente debido a sus propiedades. Si elegimos recoger la señal/ eco a un tiempo determinado que en RM de 1'5T es TE: 2, vamos a pillar a los H<sup>+</sup> del agua y de la grasa en fases completamente opuestas (secuencia fase opuesta), por lo que si están en el mismo pixel, su señal se va a anular y vamos a tener un pixel negro/ sin señal
- Nos delimita los bordes de un órgano o de una lesión quística en medio de grasa, así como también de una lesión grasa en medio de tejido de partes blandas con predominio del agua (ocurre siempre que un mismo pixel tenga H<sup>+</sup> de agua y de grasa a la vez). Así mismo vamos a tener este fenómeno cuando haya **grasa microscópica intracelular en un órgano** (esteatosis) o **lesión** (adenoma, carcinoma de células claras...)
- **SOLO OCURRE EN ECO DE GRADIENTE** (en SE no es un problema porque se aplica un pulso de 180º y el agua y la grasa se vuelven a refasar)



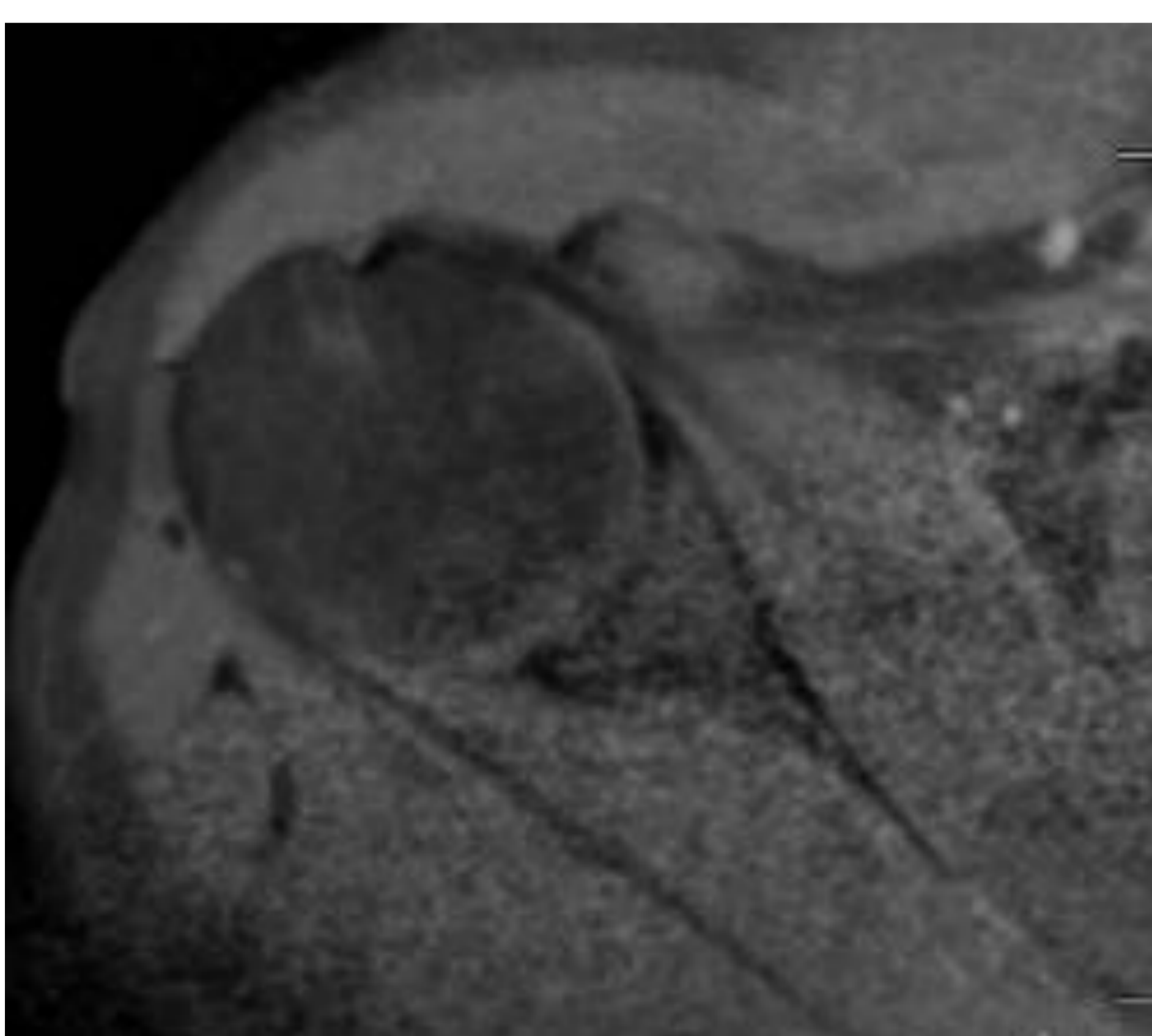
En la los píxeles de interfase entre la grasa (representada por H<sup>+</sup> amarillos) y el agua (representada mediante H<sup>+</sup> azules) coexisten H<sup>+</sup> de ambos tejidos. A un TE de 2 en RM de 1'5t la fase de ambos es opuesta y la señal se anula, produciendo el artefacto en tinta china a lo largo de toda la interfase

## SOLUCIONES AL ARTEFACTO DE CANCELACIÓN:

- ✓ TE en fase
- ✓ Usar secuencias SE
- ✓ Aplicar un pulso de supresión de la grasa



En esta imagen te muestro una secuencia que se realizó tras un pulso de saturación grasa. Como puedes ver no apenas existe saturación de esta. El paciente era muy grande y era difícil centrarle, así como colocar la antena de forma adecuada. ¿Por qué crees que la señal de la grasa no se suprimió adecuadamente?



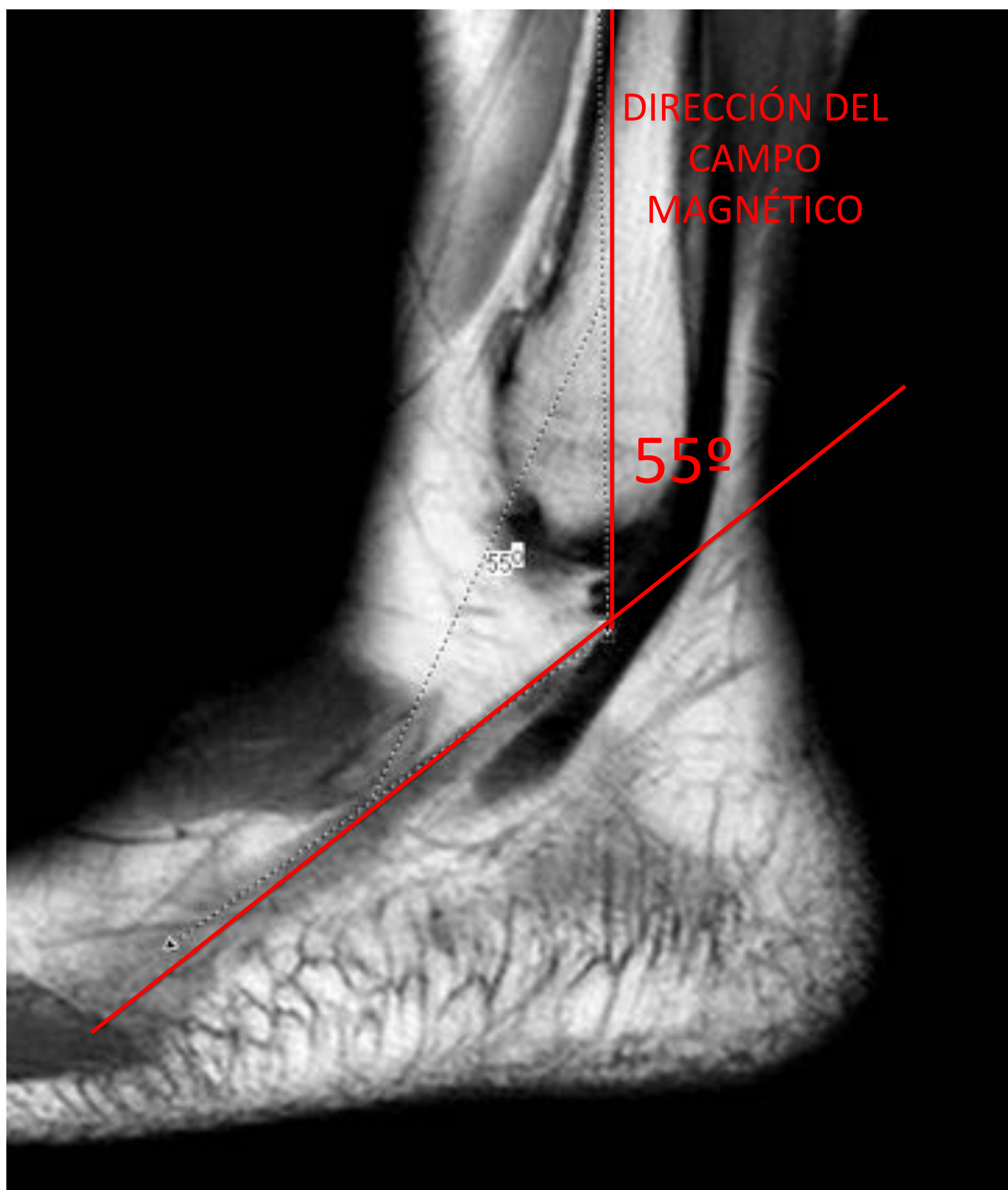
Efectivamente se colocó al paciente más centrado y se recolocó la antena y esta vez sí saturó bien. La inhomogeneidad del campo magnético es mayor en la periferia del imán y esto influye negativamente en homogeneidad de la saturación de la grasa.

Para valorar el edema y la captación de CIV utilizamos secuencias de supresión de la grasa, que son prepulsos selectivos de RF que excitan la grasa inmediatamente antes para que al realizar la secuencia no produzcan señal.

El éxito de estas secuencias depende en gran medida de la homogeneidad del campo magnético, produciendo artefactos frecuentemente en **FOV muy amplios** (es más fácil que haya diferencias de homogeneidad a lo largo de estos), en los **extremos e interfases con el aire** o si existe **material ferromagnético** que altera la homogeneidad.

## SOLUCIONES:

- Utilizar secuencia **STIR** en vez de pulsos de saturación de la grasa: No es tan susceptible a las inhomogeneidades del campo magnético. Por eso se utiliza cuando el FOV es grande (estudios de columna, RM cuerpo completo...). El inconveniente es que anula la señal del gadolinio (no debe utilizarse en estudios postCIV)
- **Centrar la anatomía a estudio en el isocentro del imán** (más homogéneo) y de la antena receptora (mejor señal).
- **Ajustar bien los picos de la grasa y el agua**. Si se hace manualmente elegir zona sin aire.
- **Utilizar nuevas técnicas de separación de la grasa y el agua/ DIXON** (DIXON, mDIXON, IDEAL, FATSEP, WFOP según la casa comercial): Permite obtener imágenes con saturación más homogénea.



En esta imagen sagital T1, observamos que la señal del tendón peroneo corto está atenuada. Sin embargo no se aprecian otros signos que sugieran tendinopatía.  
¿Cómo se conoce este artefacto?

Muy bien. Artefacto de ángulo mágico.

¿Qué secuencia haría para descartarlo?

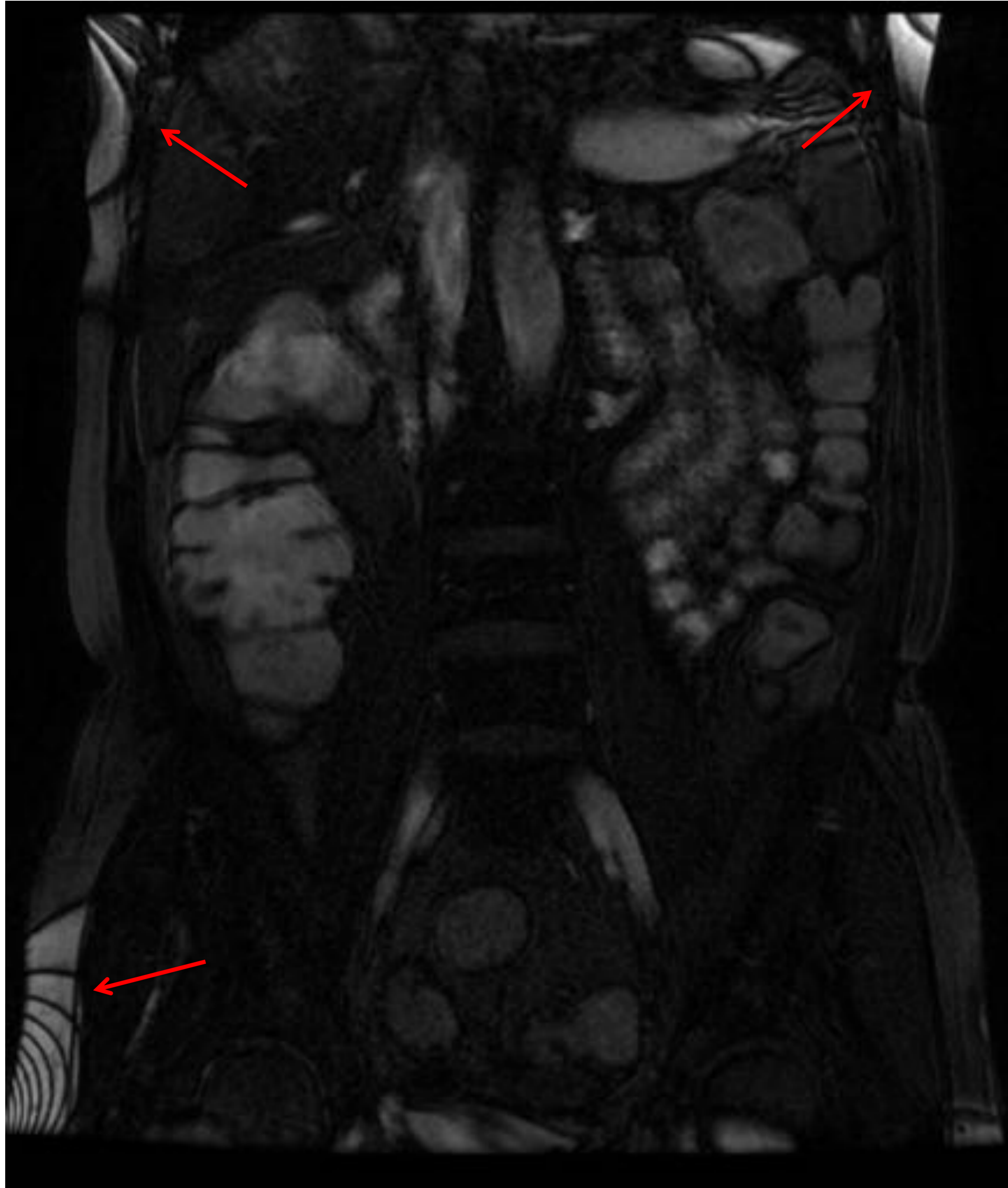
Efectivamente una secuencia de TE largo, es decir un T2.

## Artefacto de ángulo mágico

Este artefacto es debido a que en **las fibras empaquetadas de colágeno** la relajación de los protones es **más lenta** (a pesar de contener poca agua) cuando dichas **fibras se colocan en una inclinación de aprox. 55° con respecto al campo magnético principal**. Esto hace que en **T1 y DP exista un aumento de señal**, que **puede confundirse con tendinopatía**.

Sin embargo **al realizar una secuencia T2 vemos que existe hipointensidad de señal** y además no vemos otros signos de tendinopatía asociados, lo que añadido a la localización típica de este artefacto nos permiten descartar patología.

**Sitios típicos** en tendón **supraespinoso** distal, inserción distal **del tendón rotuliano**, tendones **peroneos**, tercio proximal del **LCP**...



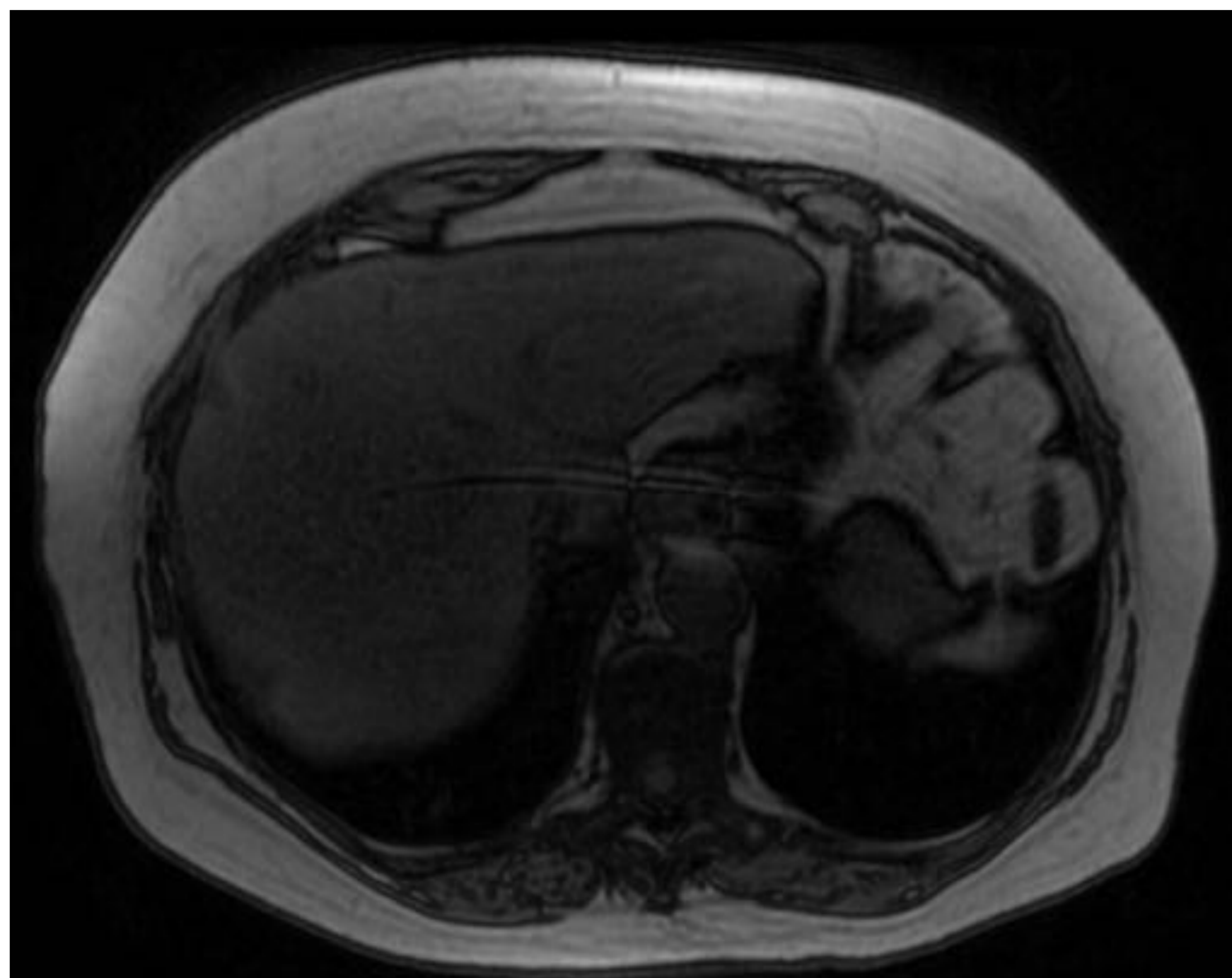
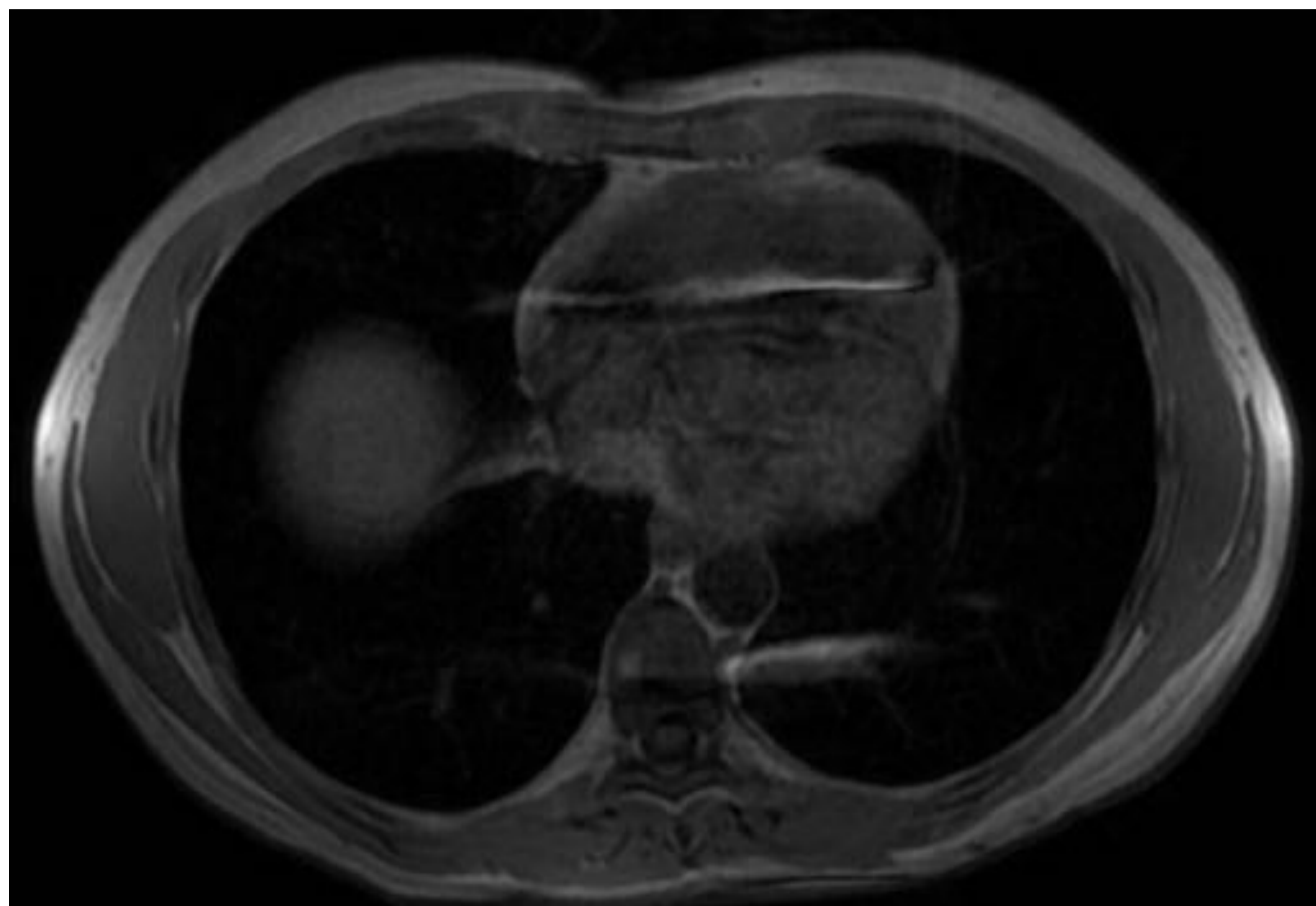
¿Sabes cómo se llama este artefacto y por qué se produce?

### Artefacto zebra/ Moire finges

Consiste en distorsiones anatómicas con rayas circulares alternantes hiperintensas y de vacío de señal en los borde la imagen coincidiendo con la interfase con el aire.

Es una combinación de artefacto de susceptibilidad por inhomogeneidad y de aliasing en la periferia de las secuencias eco de gradiente, especialmente en las secuencia TrueFisp (FIESTA, Balanced FFE Balance SARGE o TRUE SSFP).

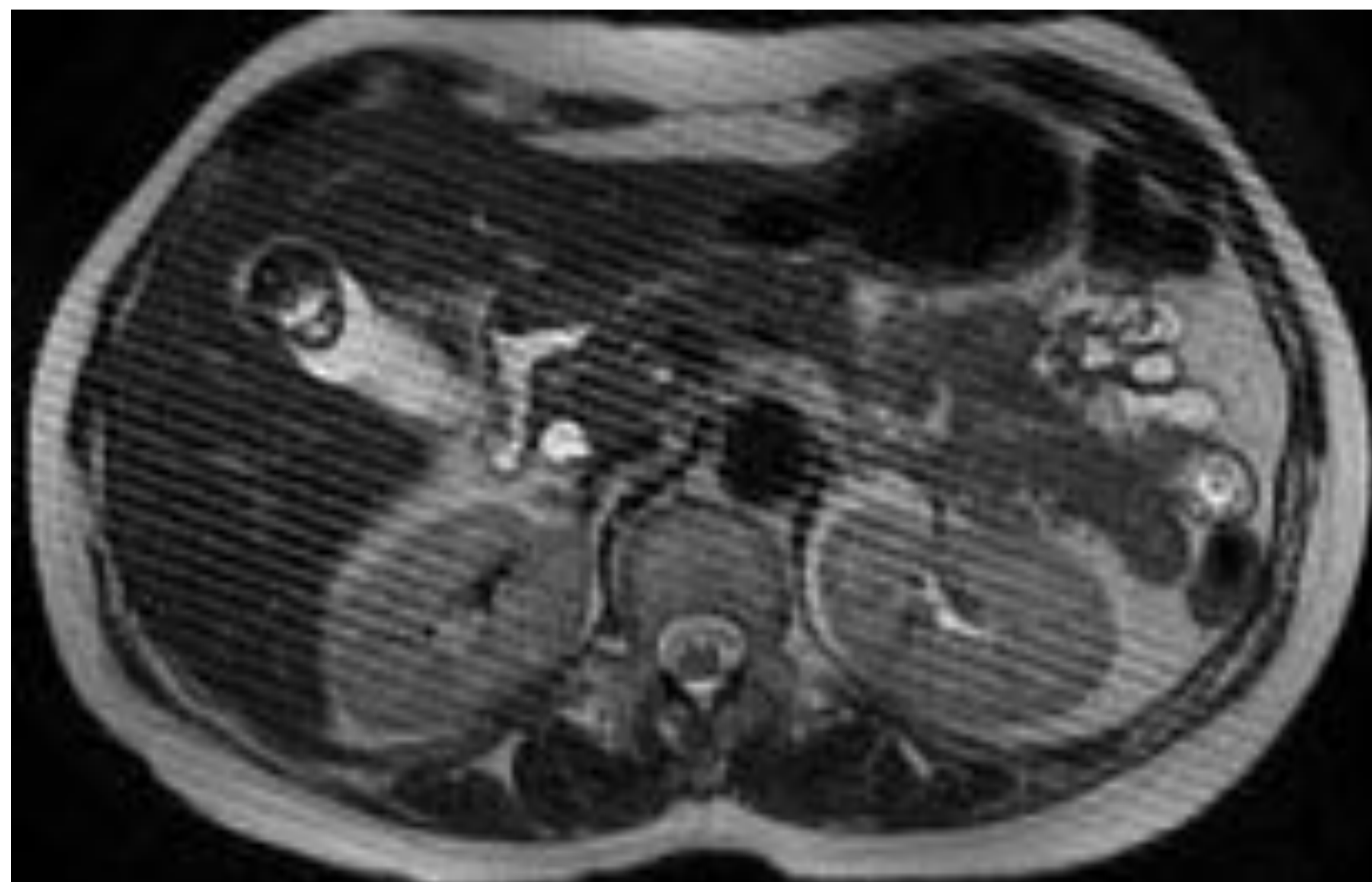
Para reducirlos es importante realizar previamente una homogeneización de volumen del campo magnético (shimking).



¿Sabes cómo se llama este artefacto y por qué se produce?

## ARTEFACTO DE TÉCNICA DE ADQUISICIÓN EN PARALELO

- ✓ Se produce los mismos artefacto movimiento y solapamiento pero presentan un aspecto distinto.
- ✓ Suelen tener una disposición más central.



¿Qué tienen en común estas imágenes?

La existencia de un patrón de líneas entrecruzadas cuya causa más probable es una onda de RF externa.

## ARTEFACTO DE ZIPPER (EN CREMALLERA)

- Artefacto de líneas blancas y negras entrecruzadas o en cremallera siguiendo la dirección de la fase. Sólo en uno o en varias de los cortes.
- Producido por una onda de RF externa.

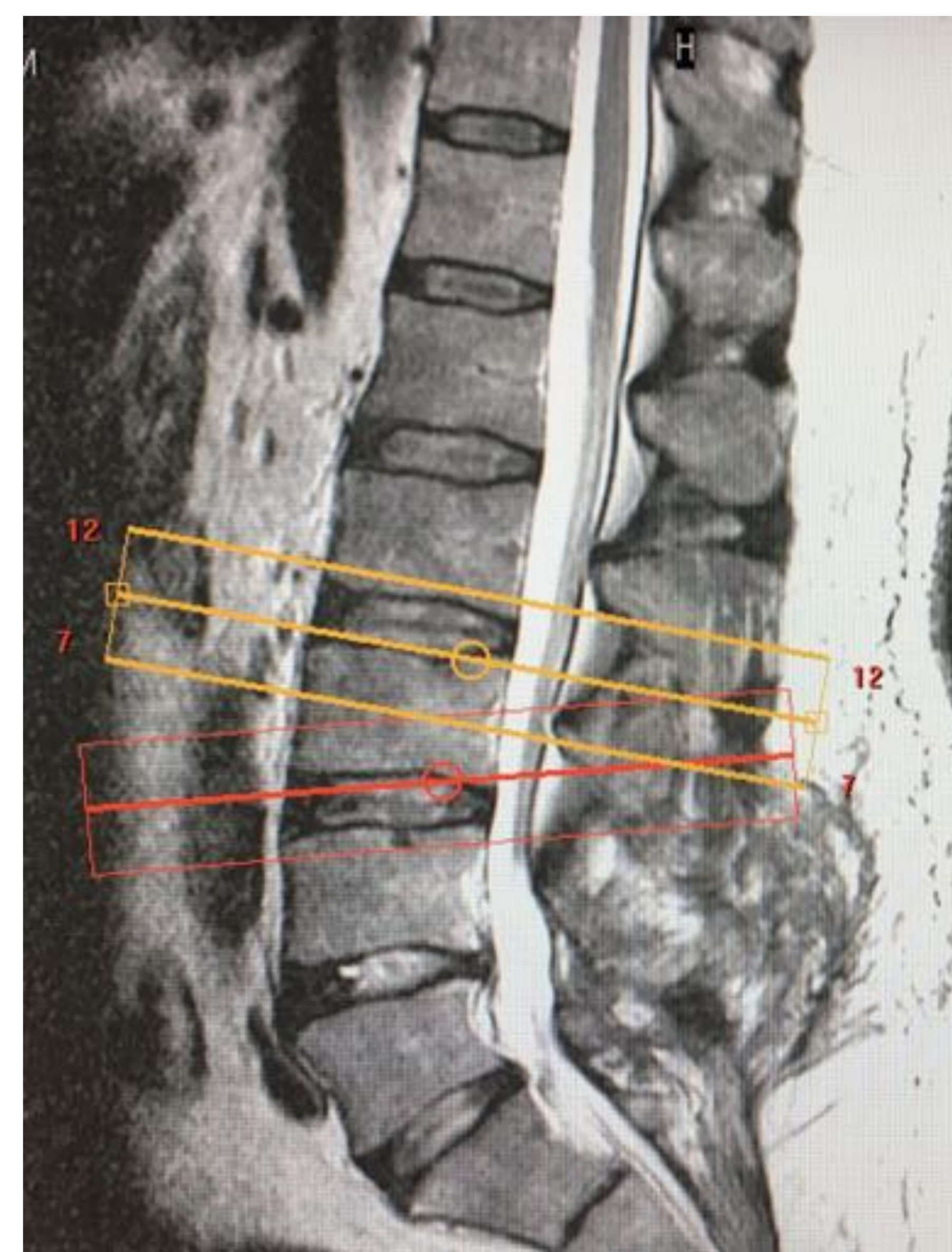
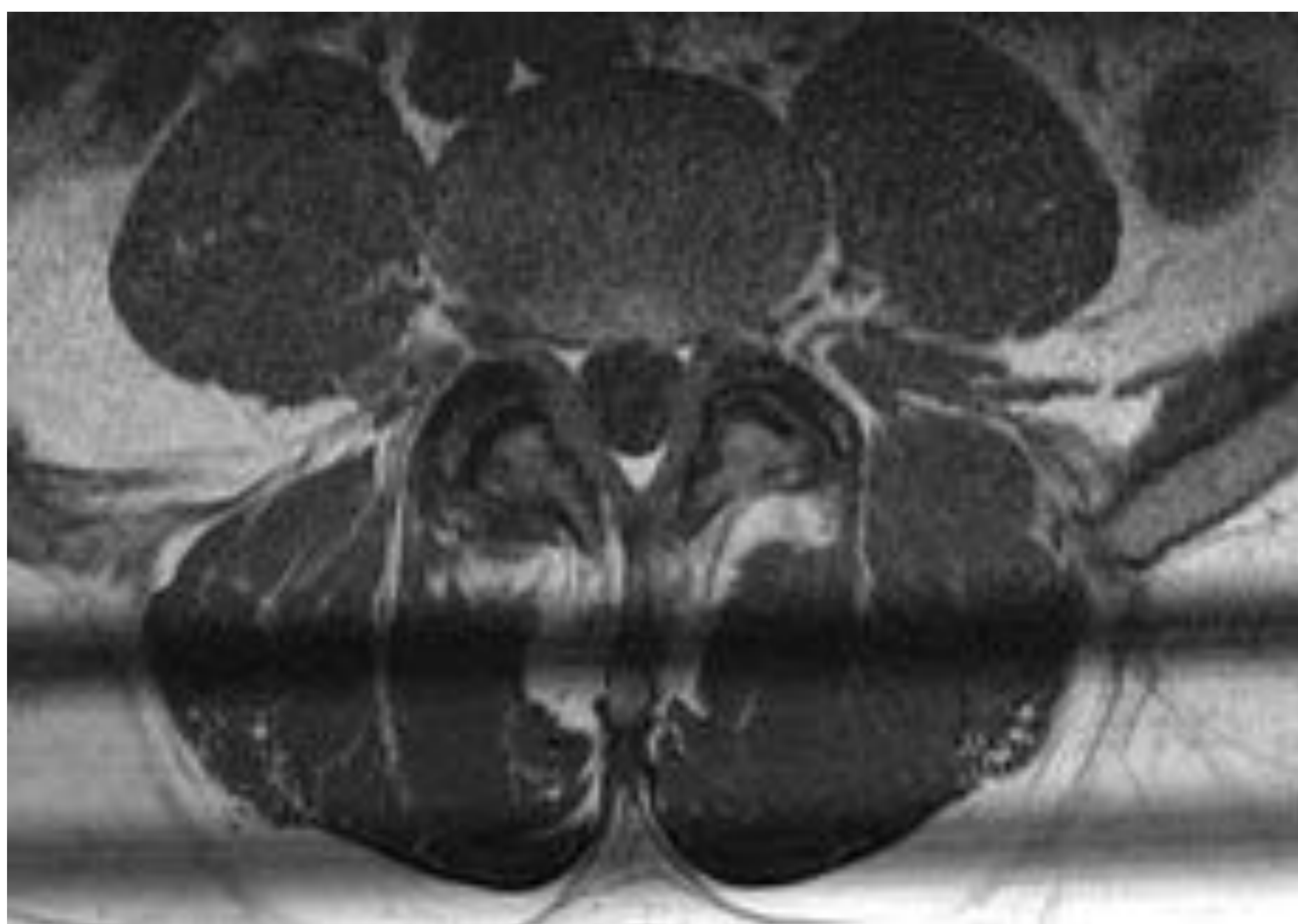
Puede ser debido a un mal aislamiento de la sala a las ondas de radiofrecuencia externas, puerta abierta (lo primero es comprobar que cierra bien), aparatos electrónicos de anestesia, electricidad estática (mantas, monedas o cosas metálicas que vibran), problemas en las luces de la sala, corriente eléctrica fluctuante.

Subtipo: el artefacto de **HERRINGBONE (ESPINA DE PESCADO) / PATRÓN DE PANA CROSS-CRISS (DE LÍNEAS ENTRECruzADAS / CORDUROY:**

Se produce por la existencia de un pulso corto/ espiga de RF y puede verse en uno o en varios cortes.

## SOLUCIONES

- ✓ Cerrar la puerta de la RM durante la exploración
- ✓ Buscar y eliminar fuentes de RF externas.
- ✓ Usar equipos compatibles con la RM.
- ✓ Eliminar las fuentes potenciales de electricidad estática y evitar niveles bajos de humedad.



¿Sabes cómo se llama este artefacto y por qué se produce?

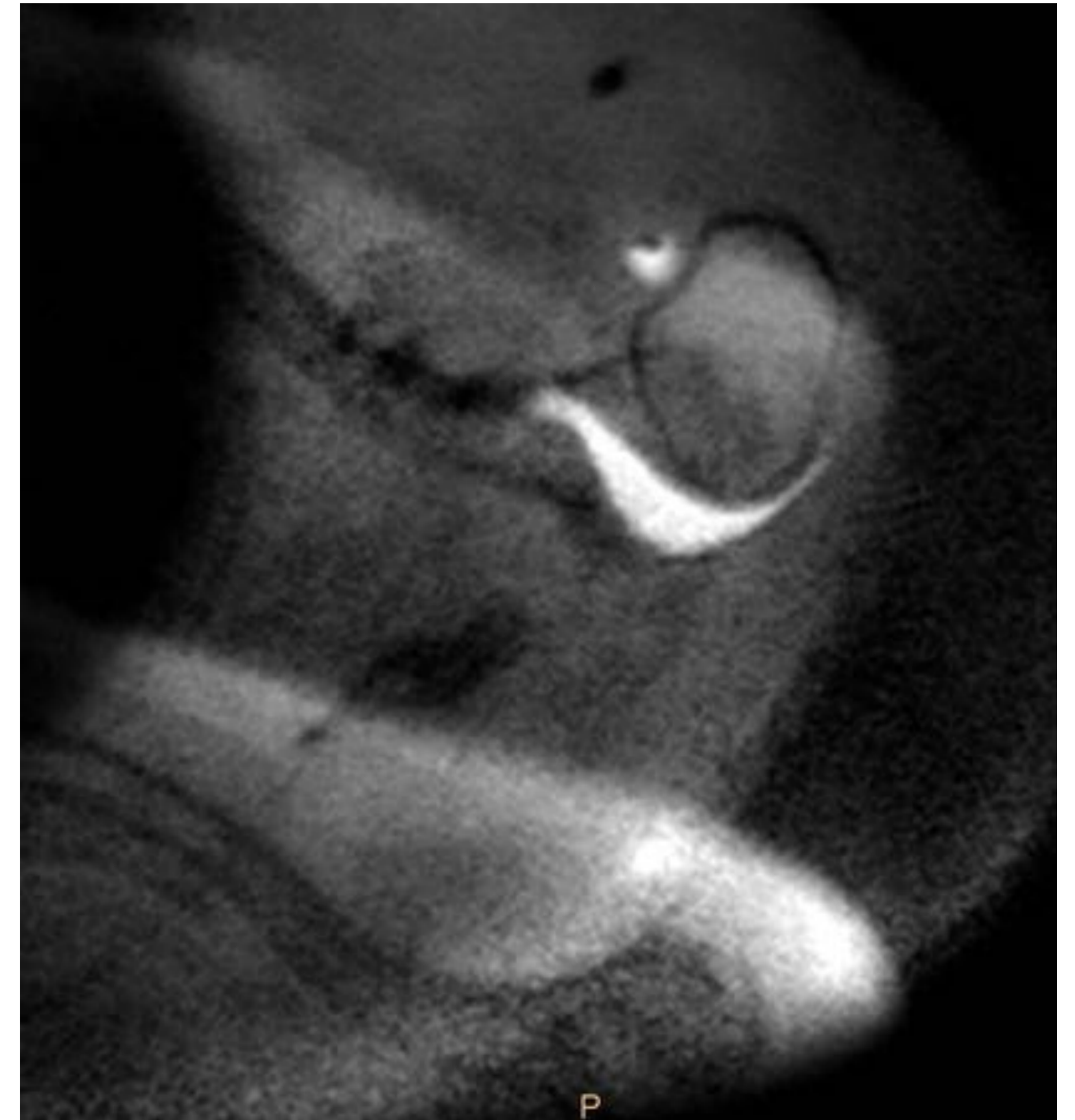
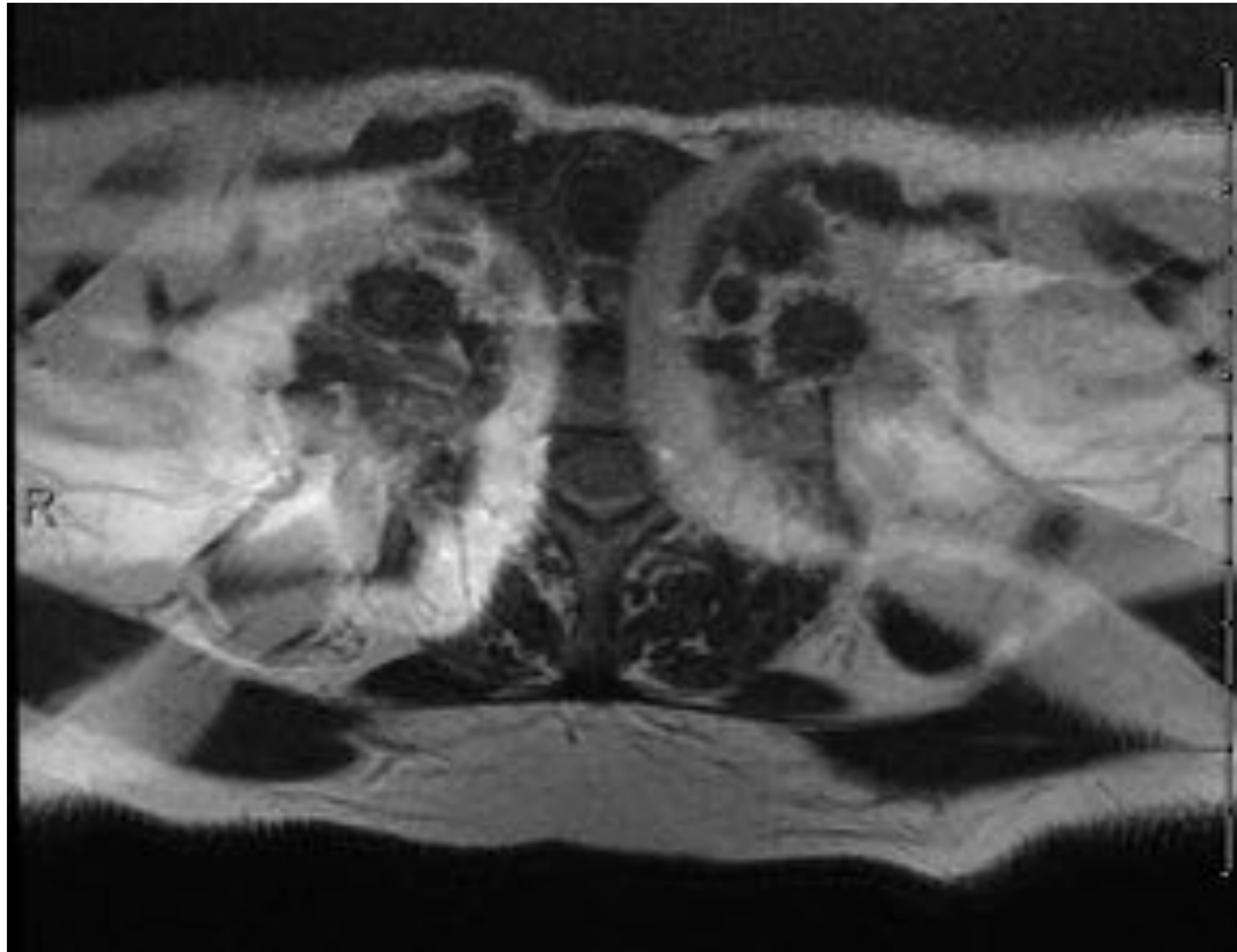
## ARTEFACTO DE SOLAPAMIENTO/ CROSSTALK

- Es un **vacío de señal en banda** debido que se produce típicamente en los estudios de columna lumbar ya que debido a la distinta orientación de los discos **los paquetes de cortes axiales de una misma secuencia se cruzan en la parte posterior**. Esto hace que al excitar el primer paquete de cortes de un nivel discal estemos excitando a los protones de otro paquete (normalmente en la parte posterior que es donde se cruzan); lo cual hace que dichos protones ya estén saturados cuando se les excita para que produzcan señal y en vez de ello se produce un vacío de señal.
- **Lo mismo puede ocurrir si no dejamos un gap/ espacio entre cortes en un estudio axial puro (al menos un 10% y en STIR al menos un 20%)** ya que un corte excitaría al siguiente y se produciría caída de la señal. La excepción son los estudios 3D (secuencias EG con cortes muy finos sin gap entre ellos) en los que se excita todo el volumen a la vez y no existe ese problema.

## SOLUCIONES

- ✓ Aumentar el gap/ espacio entre cortes al menos un 10% (20% en el STIR).
- ✓ Intentar cruzar lo menos posible los paquetes de cortes (en la parte más posterior no suele ser importante pero no deben cruzarse en el canal medular) o realizarlos en distintas secuencias.
- ✓ Utilizar cortes técnicas de excitación intercalada de cortes.





¿Por qué se han producido estos artefactos y qué haría para corregirlos?

Son artefactos de solapamiento y se han producido por recortar el FOV a los lados. Podrían corregirse aumentando el FOV (lo más fácil), aplicando un sobremuestreo en el eje derecha- izquierda, cambiando los ejes de codificación de fase y frecuencia o usando bandas de saturación para el tejido fuera del FOV (poco eficiente). El tercer artefacto es en el eje cabeza-pies (estudio 3D para artroRM de hombro.)

## **ARTEFACTO DE SOLAPAMIENTO/ SUPERPOSICIÓN/ WRAP AROUND (ENVOLVIMIENTO)/ FOLDOVER (PLEGAMIENTO)/ ALLIASING (CONFUSIÓN)**

Este artefacto junto con el de movimiento son los más frecuentes

¿En qué consiste este artefacto?

Se superponen estructuras anatómicas localizadas fuera del FOV sobre nuestro estudio, localizándose justo en el lado opuesto, como si la imagen se plegara sobre sí misma.

Vemos una estructura anatómica que no estamos estudiando superpuesta al estudio, reconociendo a veces a la parte anatómica a la que pertenece.

¿Cuándo ocurre este artefacto?

Cuando seleccionamos un FOV más pequeño que la/s estructura/s anatómica/s que está dentro del área de alcance de la antena receptora. Este artefacto puede ocurrir cuando elegimos un FOV más pequeño que el de la anatomía tanto en la dirección de fase como en la de frecuencia. Incluso también en la dirección del gradiente de selección de corte en los estudios 3D, ya que excitamos todo el volumen y por tanto recibimos señal de todo este; si no lo incluimos completamente en nuestro FOV puede aparecer la parte superior superpuesta sobre los últimos cortes del estudio.

¿Por qué ocurre esto?

La señal emitida por tejidos que están fuera del área anatómica estudiada es detectada por nuestra antena, el equipo de RM analiza la señal e interpreta que pertenece a nuestro FOV. No solo eso sino que por un efecto idéntico al aliasing del doppler (muestreo insuficiente) asigna la localización erróneamente (confunde las fases que codifican la localización del tejido que está fuera del FOV)

Oversampling (sobremuestreo)/ foldover supresion/ no phase wrap/ antialias (supresión del plegamiento)

Se hace un sobremuestreo/ oversampling de los tejidos de alrededor del FOV, identificándose que la señal proviene de estos (en la dirección de codificación de frecuencia este sobremuestreo no aumenta el tiempo de la secuencia pero en la de dirección de fase sí).

- Filtrar la señal externa al FOV (sólo disponible en la dirección de codificación de frecuencia)

- Antenas de superficie: Debido a que tienen un radio de acción, se evita . En las antenas con varios módulos/ multiarray es importante desconectar los módulos que no se vayan a utilizar para evitar que capten la señal y la superpongan.

- Cambiar la dirección de la codificación de fase y de frecuencia (normalmente se elige el eje en el que mayor recorte de FOV vayamos a realizar ya que el sobremuestreo de la codificación de frecuencia no necesita más tiempo).

- Aumentar el FOV: Lo malo es que pierdes resolución espacial.

- Bandas de saturación : La RF satura los protones y les deja sin señal. Además aumenta el tiempo de adquisición o disminuye los NEX.

- En los estudios 3D utilizar un pulso de gradiente en el eje Z durante la RF.

- Adquisiciones intercaladas (intleaved)

# SeRam 34

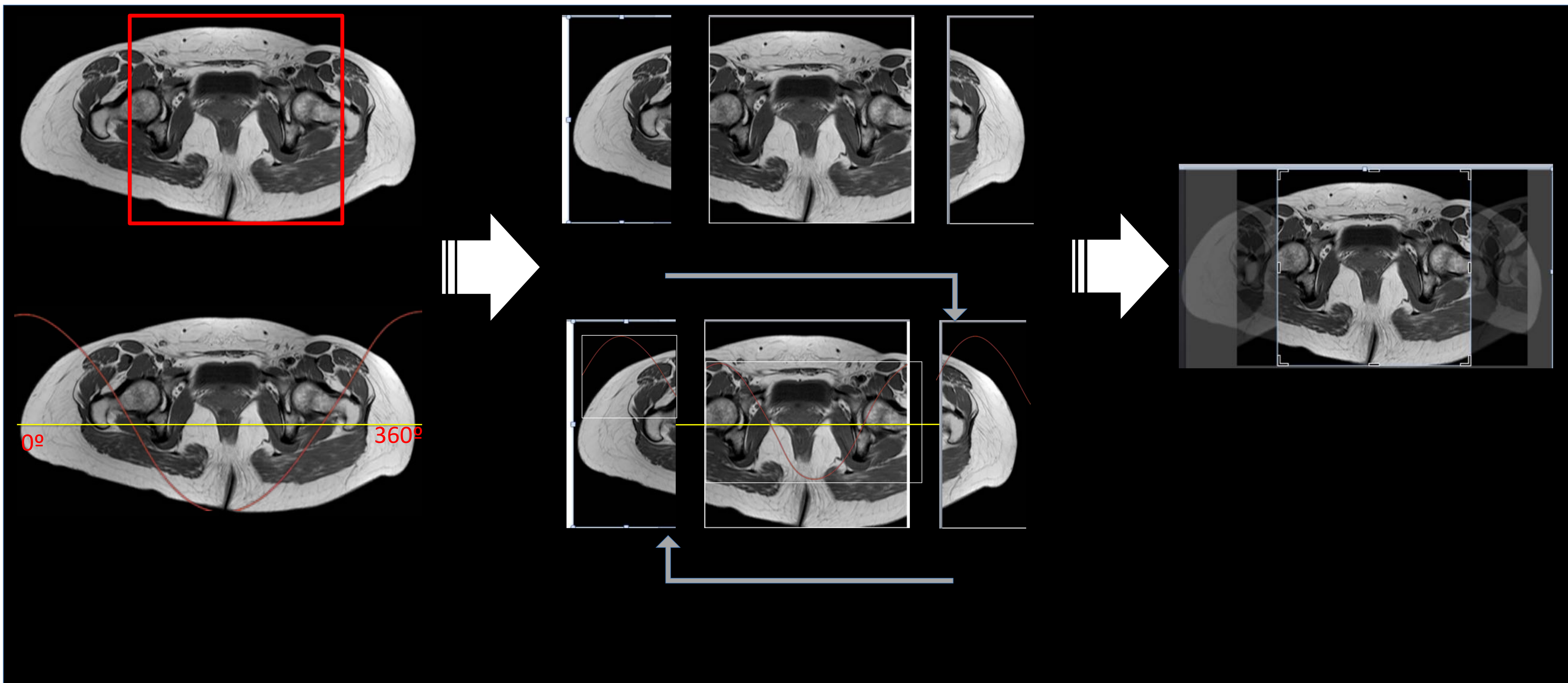
Sociedad Española de Radiología Médica

Congreso Nacional

PAMPLONA 24 MAYO  
27 2018

Palacio de Congresos Baluarte

23 mayo Cursos Precongreso



## SOLUCIONES

-Oversampling (sobremuestreo)/ foldover supresion/ no phase wrap/ antialias (supresión del plegamiento)

Se hace un sobremuestreo/ oversampling de los tejidos de alrededor del FOV, identificándose que la señal proviene de estos (en la dirección de codificación de frecuencia este sobremuestreo no aumenta el tiempo de la secuencia pero en la de dirección de fase sí).

- Filtrar la señal externa al FOV (sólo disponible en la dirección de codificación de frecuencia)

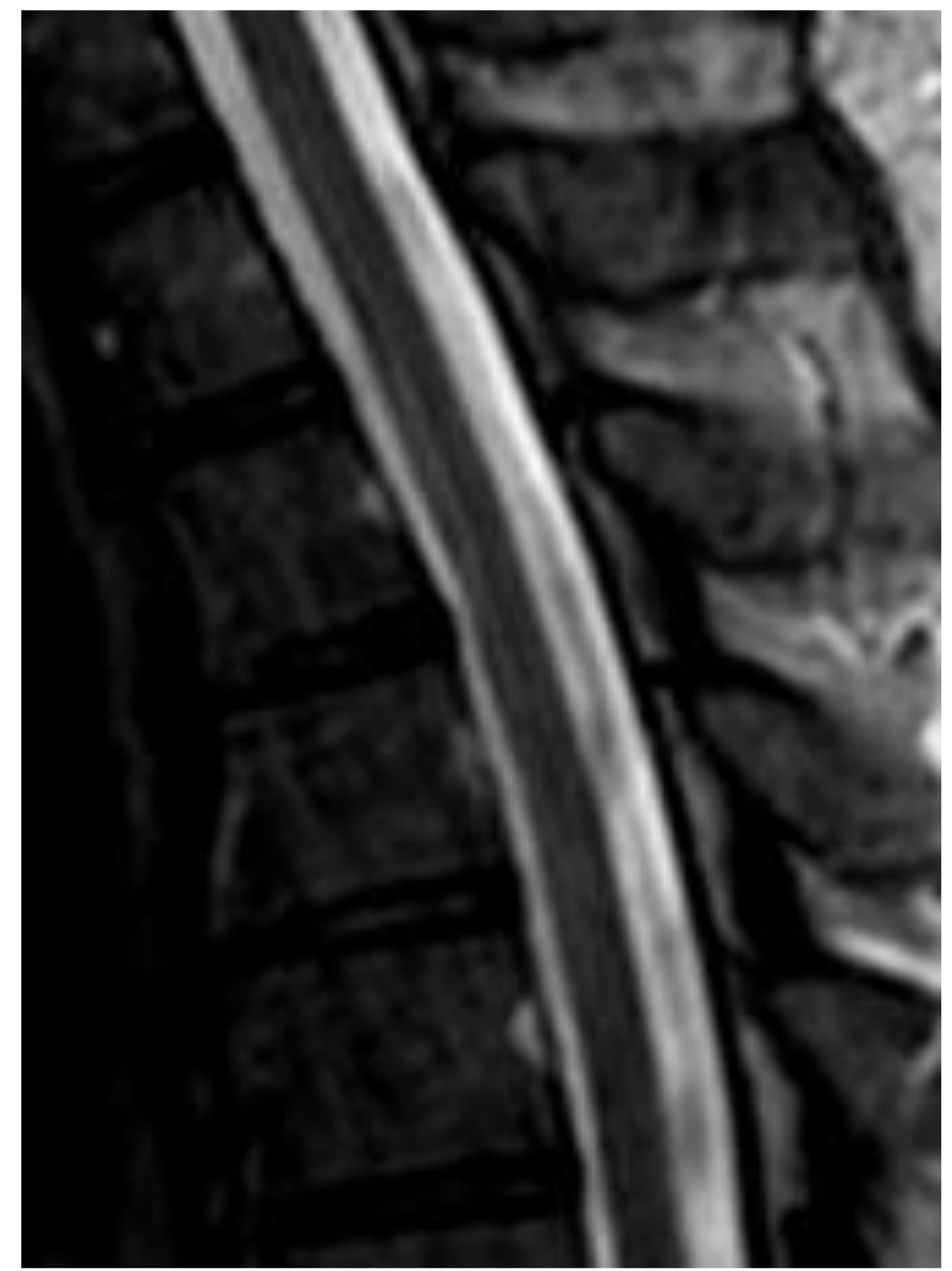
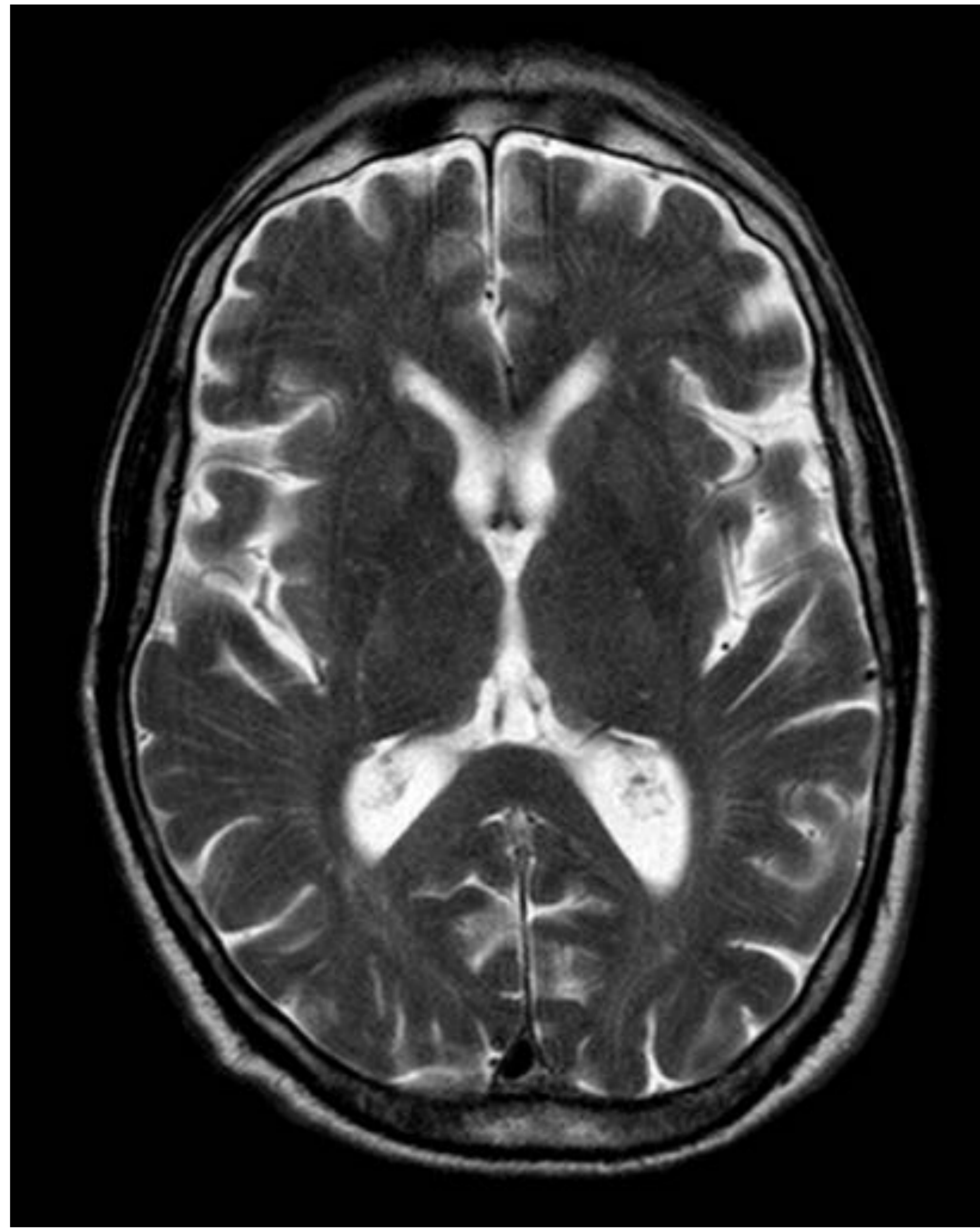
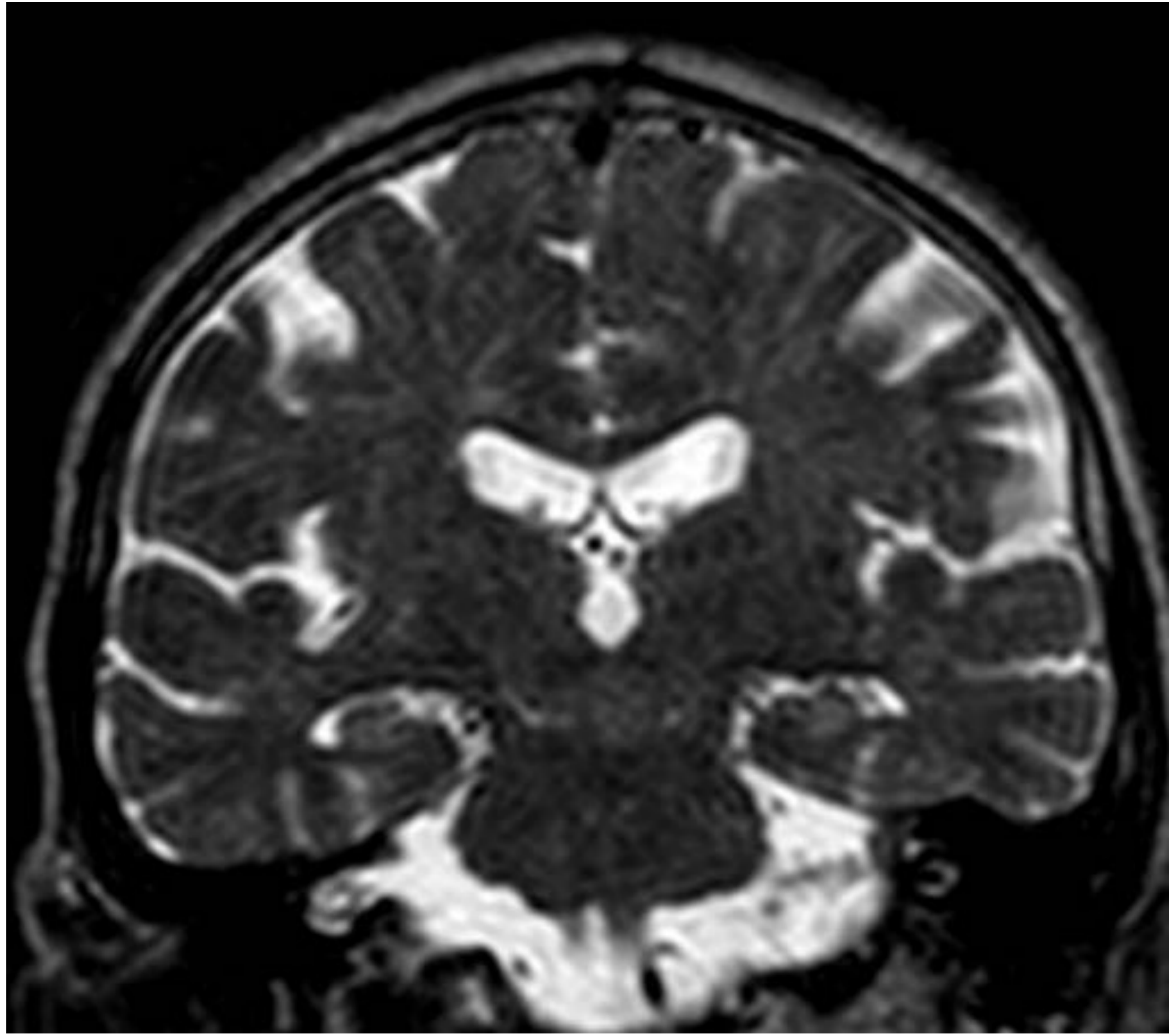
-Antenas de superficie: Debido a que tienen un radio de acción, se evita . En las antenas con varios módulos/ multiarray es importante desconectar los módulos que no se vayan a utilizar para evitar que capten la señal y la superpongan.

-Cambiar la dirección de la codificación de fase y de frecuencia (normalmente se elige el eje en el que mayor recorte de FOV vayamos a realizar ya que el sobremuestreo de la codificación de frecuencia no necesita más tiempo).

-Aumentar el FOV: Lo malo es que pierdes resolución espacial.

-Bandas de saturación : La RF satura los protones y les deja sin señal. Además aumenta el tiempo de adquisición o disminuye los NEX.

-En los estudios 3D utilizar un pulso de gradiente en el eje Z durante la RF.



¿Sabes cómo se llama este artefacto y por qué se produce?

### Artefacto de Gibbs/ ringing/ truncamiento

- Consiste en una serie de líneas alternantes de hipo e hiperintensidad adyacentes a los bordes de las interfases de dos estructuras con contraste muy diferente, atenuándose progresivamente a medida que se alejan.
- Suele producirse en la dirección de la codificación de fase.
- Se produce por una mala interpretación de los datos de RF durante la decodificación de la señal mediante la transformada de Fourier (se trunca).
- Es debido a la limitación de datos necesarios para la transformada en matrices muy pequeñas.
- En columna se puede confundir con una siringomielia.

## CONCLUSIONES

- ✓ Los artefactos en las pruebas radiológicas son imágenes falsas que frecuentemente dificultan el diagnóstico, bien porque disminuyen la calidad de la imagen, bien porque pueden ser confundidas con patología; sin embargo en ocasiones son útiles y podemos utilizar estos artefactos en nuestro beneficio.
- ✓ Es fundamental tanto para radiólogos como para TER entender y saber cómo reconocer y eliminar/ minimizar los distintos artefactos en RM.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Teresa Almandoz. Equipo Osatek. Guía práctica para profesionales de resonancia magnética. Galdakao (Bizkaia). Osatek. 2003.
2. <http://mriquestions.com/hellipmr-artifacts.html>
3. Donald W. McRobbie, Elizabeth A. Moore, Martin J. Graves, Martin R. Prince. MRI From Picture to Proton. Second edition. New York. Cambridge University Press, 2003.
4. Stadler A1, Schima W, Ba-Ssalamah A, Kettenbach J, Eisenhuber E. Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them. Eur Radiol. 2007 May;17(5):12 42-55.
5. Luis Ignacio Carmona. Así suena un protón. Barceló. 2015
6. Carolyn Kaut. RM Manual para técnicos. Aportaciones a la práctica. NY. Raven Press. 1992

### NOTAS:

Todas las imágenes de este trabajo son propias y no han sido publicadas anteriormente, así como la autoría de los esquemas.

*Agradecimientos a la Dra. M<sup>a</sup> José Argüeso Chamorro,  
que tantas cosas me ha enseñado, algunas de las  
cuales aparecen aquí.*