

CORSO DI LAUREA
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

CORSO INTEGRATO
«FISICA E APPARECCHIATURE TC E RM – RMX012»

ANNO ACCADEMICO 2025/2026



Gemelli



Insegnamento:
APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA
RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1



dic. '25

2° anno I semestre

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Insegnamento:
APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA
RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1

MRI – ARTEFATTI



Gemelli



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License.

dic. '25

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Insegnamento:

APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA

RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1

TSRM Marino Gentile
Radiographer

Gemelli

+39 3280077833

✉ marino.gentile@outlook.com

✉ marino.gentile@policlinicogemelli.it

dic. '25
🖥 <https://www.variodyne.it>



Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Argomenti del Corso

- G+ Introduzione
- G+ Sicurezza in RM
- G+ Mdc e sicurezza
- G+ Passato, presente e futuro della RM
- G+ Fenomeno «RM» e principi fisici di base
- G+ Magnete e i vari componenti
- G+ Radiofrequenza e Bobine
- G+ Gradienti
- G+ Generazione di un'immagine RM
- G+ Tecniche di acquisizione – *Parallel Imaging*
- G+ Intelligenza artificiale – *Deep Learning*
- G+ **Artefatti**
- G+ Esame RM
- G+ Sequenze RM
- G+ Apparecchiature Fondazione



Gli artefatti in RM

9

Mario Coriasco

Indice dei contenuti

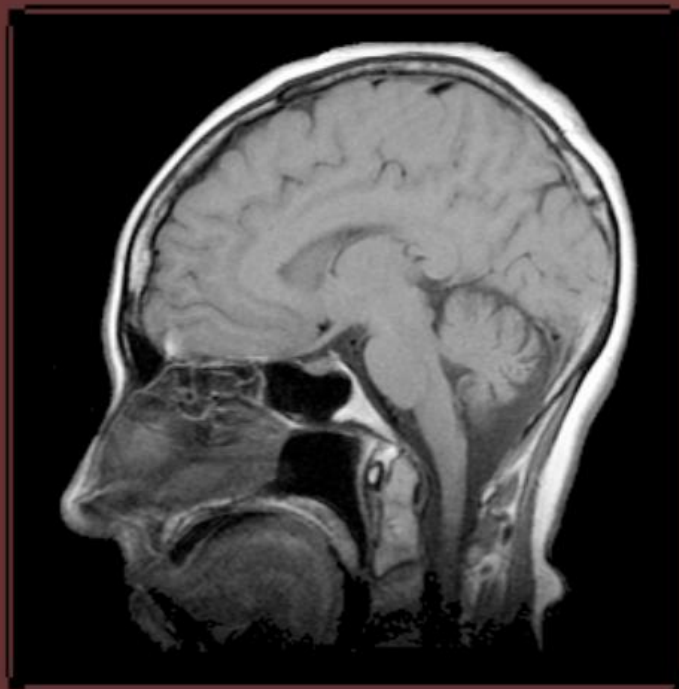
- 9.1 Introduzione
- 9.2 Definizione
- 9.3 Artefatti da movimento
- 9.4 Artefatti da *chemical shift*
- 9.5 Artefatti da troncamento
- 9.6 Artefatti da interferenza tra gli strati
- 9.7 Artefatti da radiofrequenza
- 9.8 Artefatti da suscettività magnetica
- 9.9 Artefatti da ribaltamento (o *aliasing*)
- 9.10 L'artefatto N/2
- 9.11 Artefatti causati dal circuito di rivelazione RF
- 9.12 Artefatto da Magic Angle

The Basics of MRI

Capitolo 11

ARTEFATTI

The Basics of MRI



Joseph P. Hornak, Ph.D.

Copyright © 1996-2020 J.P. Hornak. All Rights Reserved.

Language: English, English (Mobile), Italian, Russian, Spanish



Luca Bartalini

Nato il 23 Maggio 1984, Tecnico Di Radiologia Medica libero professionista dal 2007, Specialist RM Esaote e Hitachi dal 2014. Ha frequentato il master di primo livello in RM dal titolo "Specialista nell'ottimizzazione e nello sviluppo di apparecchiature di risonanza magnetica ed elaborazione di immagini in ambito clinico e di ricerca" presso l'università di Firenze.
Ha frequentato il master di primo livello dal titolo "Amministratore di sistema in diagnostica per immagini e radioterapia" presso l'università di Bologna.
Ha partecipato come moderatore e poi come presidente allo sviluppo del forum/blog "FermoNonRespiri.com" (Ex RM-Online).
Dal 2015 socio AITASIT e AITIRM.

Alan Gerevini



Nato a Cremona il 25 settembre 1989, tecnico di radiologia dal 2011, dopo esperienze in diversi centri e cliniche private in Italia, e dipendente presso il Centre d'Imagerie Médicale ed il Centre d'Imagerie du Sport de Monaco; appassionato di radiodiagnostica in tutte le sue varianti, si occupa principalmente di RM (1.5T-3T), TAC e PET; Imaging neuro, body, muscolo scheletrico ed oncologico; applicazioni cliniche, ottimizzazione sequenze e protocolli RM.

Il testo nasce, per tutti i professionisti operanti direttamente o indirettamente in risonanza magnetica, dalla necessità di poter disporre di una guida completa e comprensibile, al fine di riconoscere, interpretare e risolvere la quasi totalità degli artefatti ad oggi riscontrabili negli scanner in dotazione, siano essi di basso, medio, alto o ultra-alto campo.

Il contenuto comprende molte immagini dimostrative e poche formule matematiche, peraltro semplici da interpretare, in modo da rendere facilmente comprensibili i complessi meccanismi che si celano dietro alla fisica RM, correlati all'artefatto in oggetto.

Il testo presenta un'introduzione base alla risonanza magnetica ed un glossario degli acronimi utilizzati, in modo che siano ben chiari i principi legati allo spazio K, alle sequenze di impulsi e ai tempi di rilassamento. Gli artefatti sono classificati efficacemente in capitoli e sotto-capitoli in funzione della causa che li genera. Ogni gruppo di artefatti viene trattato seguendo una logica che prevede:

- Introduzione alla tecnica specifica legata all'artefatto.
- Modalità con cui si manifesta l'artefatto stesso, basandosi su immagini e testo.
- Soluzioni tecniche atte alla risoluzione.
- Approfondimenti, video, focus, schemi riassuntivi online

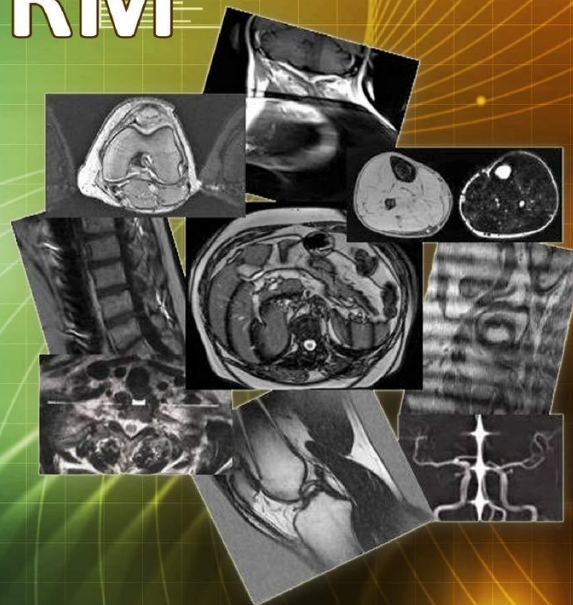
ISBN 9781717866875



9 781717 866875



Artefatti e Soluzioni Tecniche nella Diagnostica Per Immagini RM



✓ Italian Edition
□ English Edition

Air@SiT
www.aitasit.org

FermoNonRespiri.com
AITASIT LEARNING PROJECT



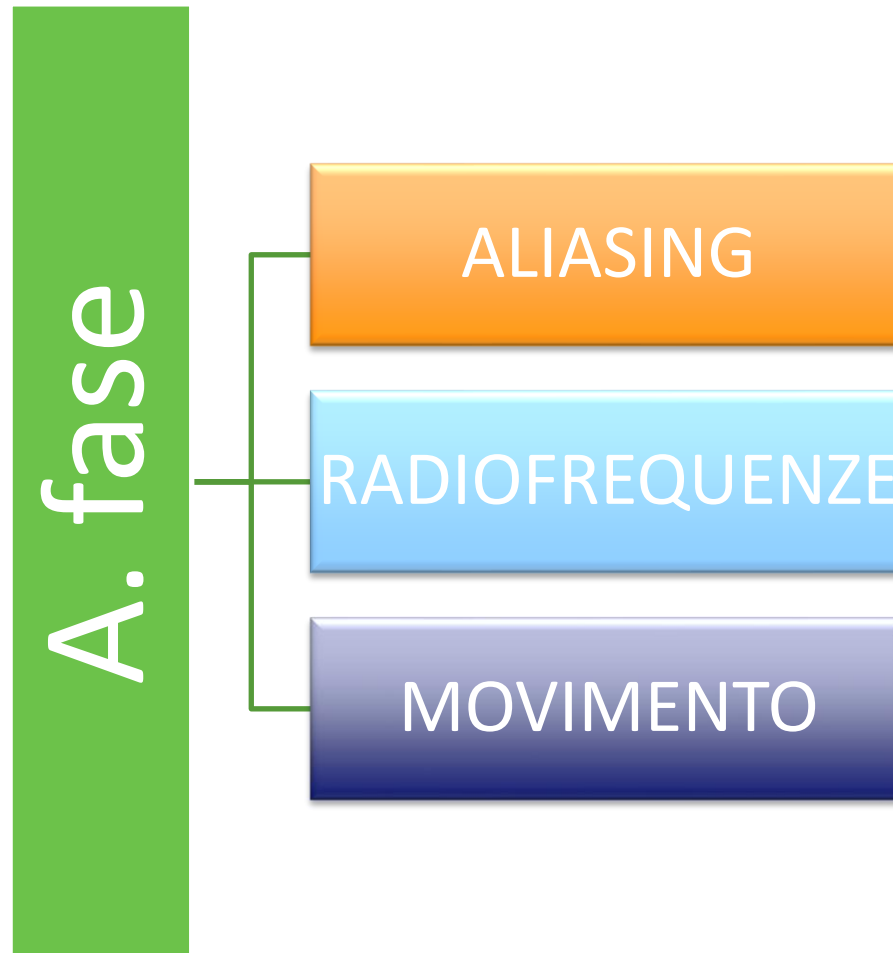
Artefatto in RM: presenza d'intensità di segnale che non corrisponde alla distribuzione spaziale dei parametri del tessuto (o dei tessuti) nello strato acquisito

Esistono diverse classificazioni degli artefatti.

Un tipo di classificazione si basa sul processo di codifica del segnale, che avviene secondo le 3 direzioni di codifica della fase, della frequenza e della selezione dello strato.

Artefatti nella direzione della codifica	Artefatti indipendenti dalle direzioni della codifica del segnale
della fase	Suscettibilità magnetica
della frequenza	Artefatti da disomogeneità del campo magnetico
della fase e della frequenza	
Dello strato	

Artefatti nella direzione della codifica di fase



Cosa è?

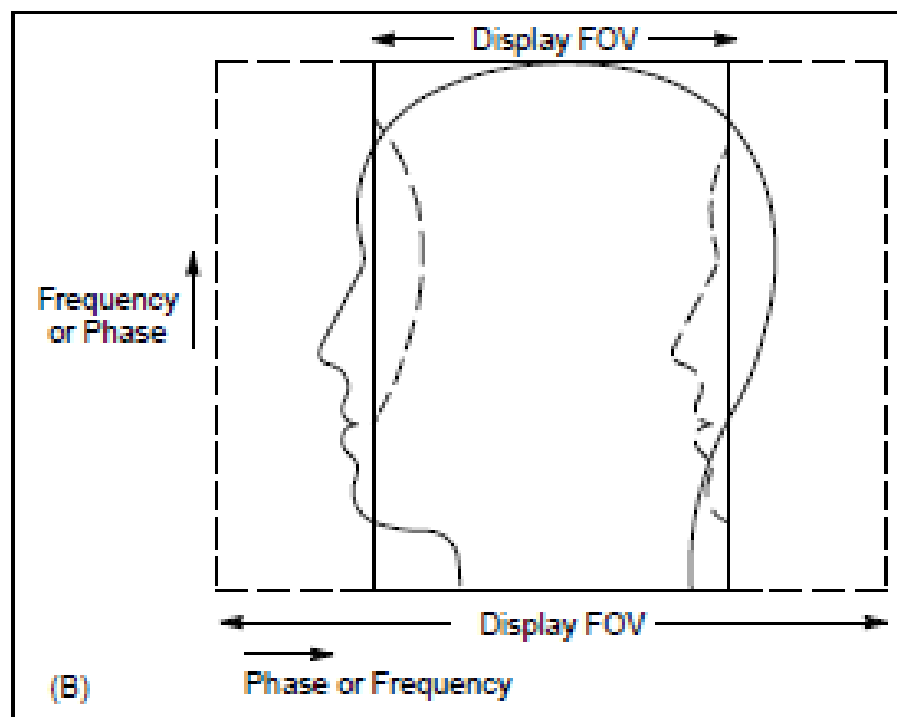
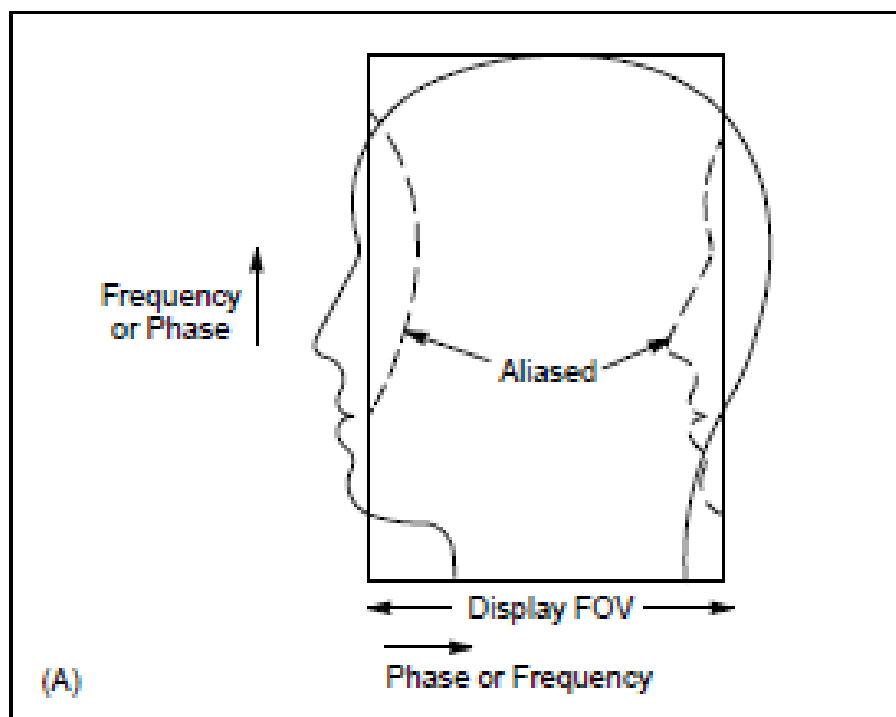
ALIASING

Riproiezione delle parti del corpo situate all'esterno del campo di vista (FOV) nell'immagine. Si verifica quando il campo di vista nella direzione di codifica della fase è più piccolo dell'oggetto che deve essere visualizzato.

Come si elimina?

- Mediante inversione della direzione della codifica della fase e della frequenza in modo che la prima risulti orientata lungo l'asse corto dell'oggetto o dell'area che deve essere esaminata;
- Mediante incremento del FOV (riduzione risoluzione spaziale);
- Mediante incremento della matrice lungo la direzione della codifica della fase e, contemporaneamente, raddoppiando il FOV in questa direzione;
- Saturando le regioni situate al di fuori del FOV

ALIASING



RADIOFREQUENZE

Cosa è?

Tali artefatti consistono in una o più bande con intensità del segnale variabile, che attraversano l'immagine nella direzione della codifica della fase. Possono dipendere da lampadine al neon, da segnali radio, o da apparecchi di monitoraggio delle funzioni vitali del paziente.

Come si elimina?

- Rimuovendo la causa!



Cosa è?

MOVIMENTO

Questi artefatti rappresentano la causa più importante della degradazione dell'immagine. I movimenti possono essere **volontari** o **involontari**. Gli involontari sono rappresentati dal flusso dei vasi, dal flusso del liquor nelle cavità ventricolari e negli spazi subaracnoidei, dai movimenti cardiaci, respiratori e peristaltici.

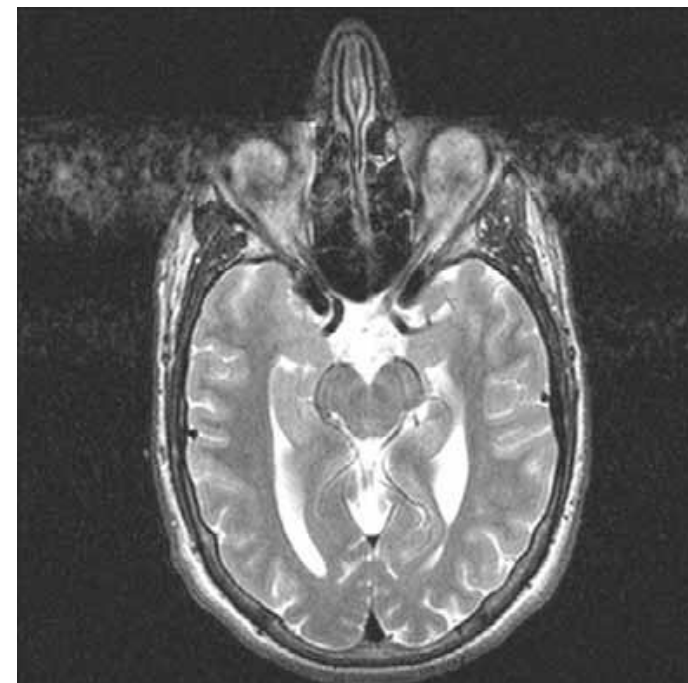
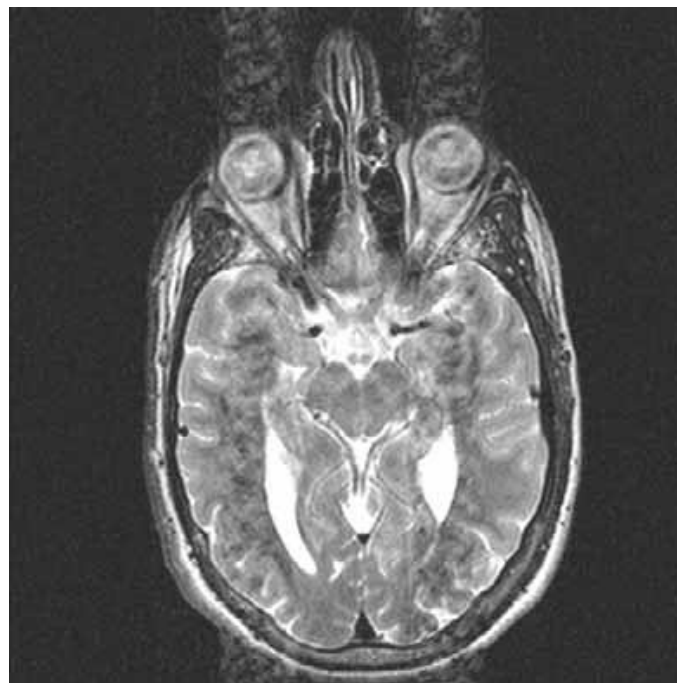
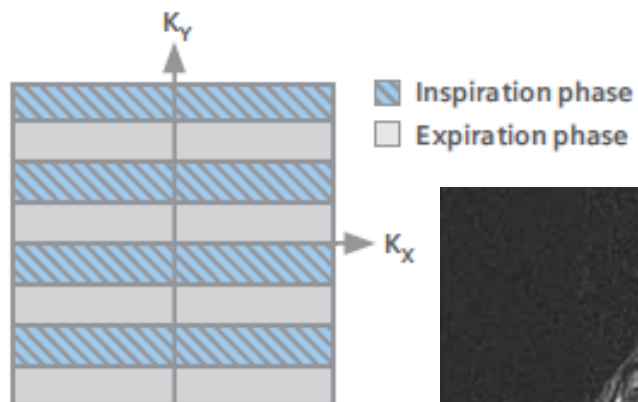
Gli artefatti si presentano in vario modo, con bande, immagini ad anello, immagini fantasma.

Sono dovuti a errori di codifica, sia nella direzione della fase che della frequenza. I dati nella direzione della codifica della frequenza sono modici e trascurabili, perché sono raccolti in pochi millisecondi.

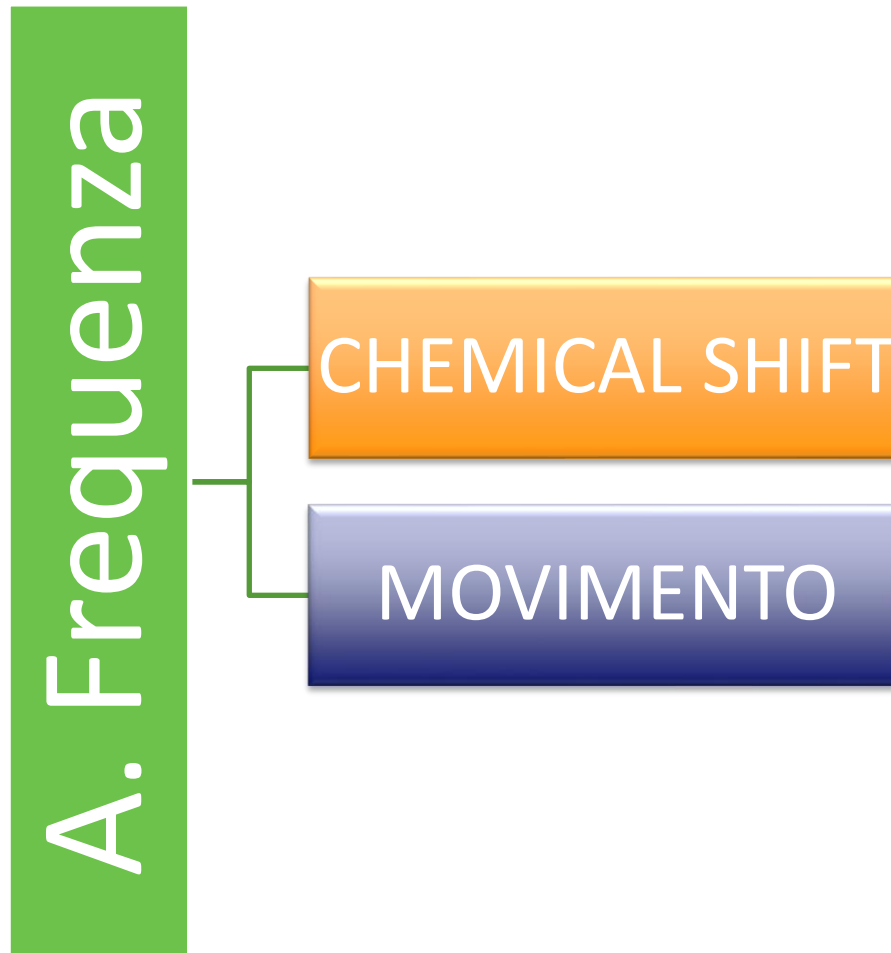
Come si elimina?

- Aumento NEX (NSA) ???
- Scelta della direzione della codifica di fase (*swap*)
- Compensazione di flusso
- Gating cardiaco
- Gating respiratorio
- Scansioni eseguite in apnea
- Presaturazione (consiste in un ulteriore impulso di RF)

MOVIMENTO



Artefatti nella direzione della codifica di frequenza



Cosa è?

CHEMICAL SHIFT

Consiste nella presenza di una banda bianca e di una banda nera all'interfaccia tra i due tessuti con diverse proprietà di chemical shift (CS), tipicamente acqua e grasso.

Aumenta con l'aumentare del CMS ma diminuisce con l'aumentare dell'intensità dei gradienti

Come si elimina?

- Aumento NEX (NSA)
- Scelta della direzione della codifica di fase
- Compensazione di flusso
- Gating cardiaco
- Gating respiratorio
- Scansioni eseguite in apnea
- Presaturazione (consiste in un ulteriore impulso di RF)

Artefatti nella direzione della codifica della fase e della frequenza

TRONCAMENTO

Cosa è?

È noto anche con il termine di artefatto di Gibbs. Consiste nella presenza di un'alternanza di bande chiare e scure, soprattutto in vicinanza di contorni di strutture anatomiche con alto contrasto (midollo spinale/liquor, grasso/muscolo).

È evidente con matrici basse, è ormai raro da osservare.

Come si elimina?

- Evoluzione tecnologica
- Matrici elevate

Artefatti nella direzione della selezione dello strato

MULTISLICE CROSSTALK

Cosa è?

È un artefatto che si può osservare nelle acquisizioni condotte con tecnica multislice. Consiste nella variazione dell'intensità del segnale globale dell'immagine negli strati contigui, per cui il primo strato presenta intensità del segnale mediamente più alta e lo strato successivo mediamente più bassa, e così via, in modo alternato. L'artefatto si verifica in quanto alcune volte vengono acquisiti prima gli strati dispari e poi gli strati pari.

Come si elimina?

- Aumentando il gap tra gli strati: in generale un gap del 10% è ottimale

Artefatti indipendenti dalle direzioni della codifica del segnale



Cosa è?

SUSCETTIBILITA' MAGNETICA

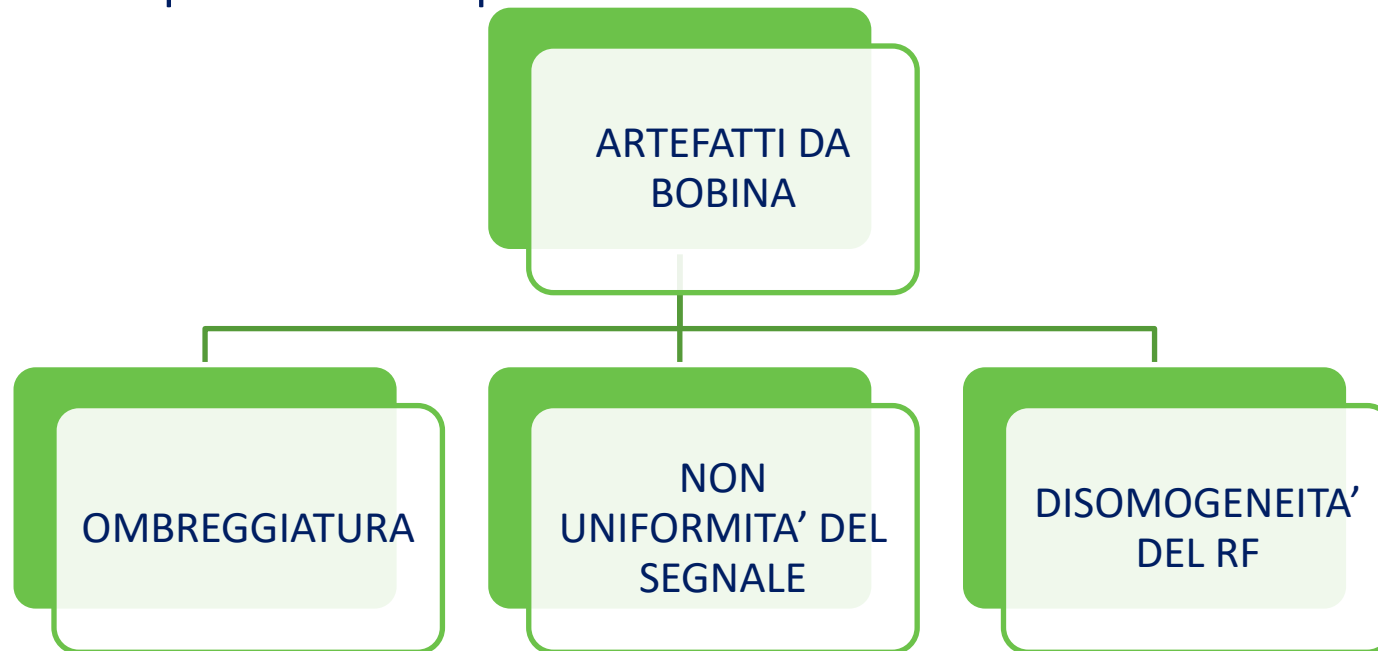
Questo artefatto si visualizza soprattutto con le **sequenze GE e FGE**. Consiste nella riduzione dell'intensità del segnale a livello dell'interfaccia tra due tessuti vicini. L'artefatto è dipendente da alcuni parametri di acquisizione, principalmente il TE: diventa più marcato con lunghi TE. È più marcato a livello di alcune regioni anatomiche e, in particolare, delle strutture ossee (sella turcica, osso temporale). È ben visibile anche a livello dell'osso trabecolare ed è responsabile del basso segnale che si visualizza a livello dei corpi vertebrali.

È causato dalle inomogeneità locali del campo magnetico, maggiori in corrispondenza delle discontinuità tra i diversi tessuti (osso/tessuto nervoso, osso trabecolare/midollo osseo, aria/osso).

Come si elimina?

- L'artefatto può essere ridotto o annullato impiegando brevi TE, in quanto riducendo il TE si riduce il defasamento degli spin.
- Utilizzo di gradienti più intensi
- FOV ridotti
- Strati sottili
- Acquisizioni volumetriche

Le bobine di acquisizione immagini sono sintonizzate con la frequenza di precessione dei nuclei da analizzare. Generalmente, la lunghezza di una bobina è pari al FOV che essa ricopre. La profondità di penetrazione corrisponde alla metà della larghezza della bobina. Quando si seleziona una bobina tenere presente il FOV necessario, la profondità necessaria per l'acquisizione dell'immagine e le dimensioni del corpo del paziente. Le bobine multiple in fase e quelle di superficie devono essere posizionate in prossimità dell'area che interessa.



Artefatti di ombreggiatura, visualizzate come aree di intensità ridotta o bande di annullamento del segnale, spesso risultano da un posizionamento errato della bobina o del paziente. Questi artefatti possono essere corretti facilmente riposizionando la bobina e/o il paziente in modo che la bobina riceva il segnale che meglio rappresenta il paziente. La regione anatomica di interesse deve essere posizionata al centro del campo magnetico, all'interno del centro della bobina e all'interno del gruppo di sezioni da acquisire. È inoltre possibile impedire punti di luminosità disomogenea o una caduta nel segnale della bobina sull'immagine assicurandosi che il paziente non entri a diretto contatto con la bobina. Se esiste la possibilità che il paziente entri in contatto con la bobina, si raccomanda di posizionare un cuscinetto o un lenzuolo ripiegato tra il paziente e la bobina.

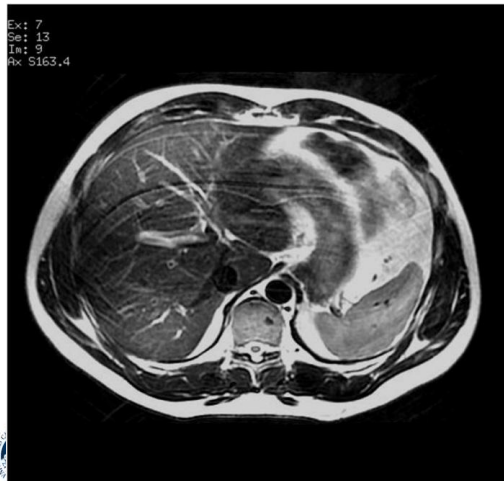


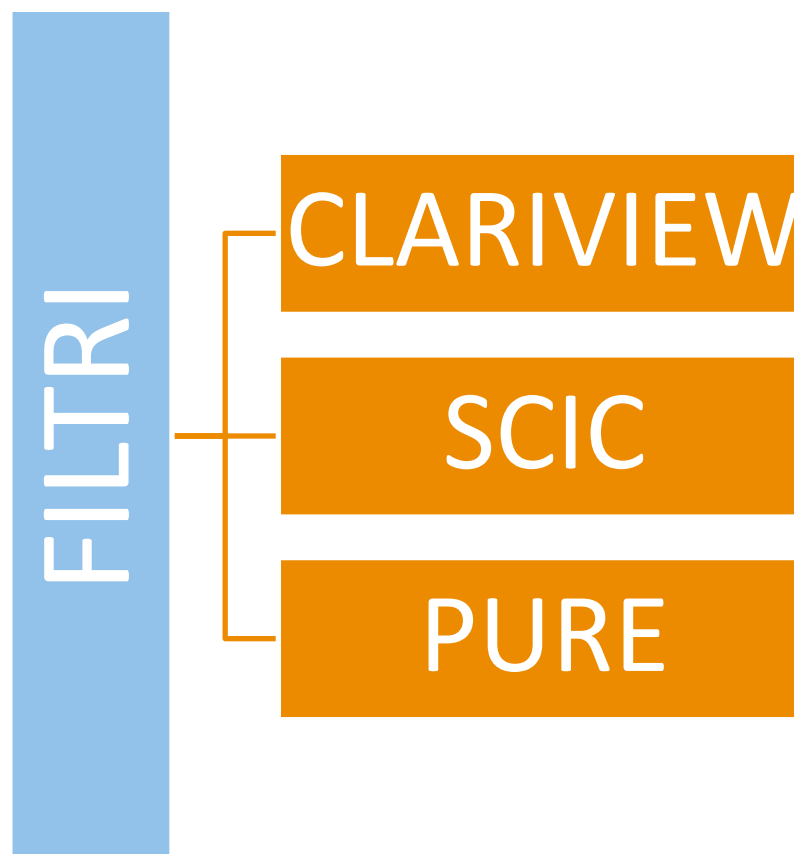
Immagine addome assiale con bande di cancellazione del segnale (ombreggiatura) dovuta a un posizionamento errato del paziente.

Artefatto da non uniformità del segnale

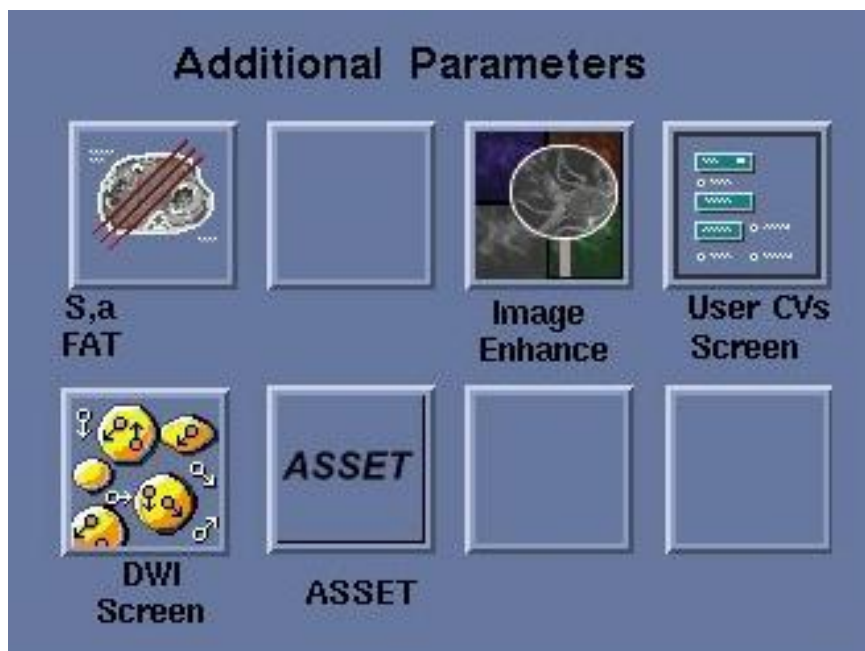
NON
UNIFORMITA' DEL
SEGNALE

Il ricevitore RF rileva i segnali più vicini in modo più efficiente. Questa caratteristica può causare una non uniformità del segnale nell'immagine. L'effetto è più pronunciato con le bobine di superficie rispetto alle bobine di volume e appare sotto forma di aree luminose localizzate vicine alla bobina. La variabilità del segnale può risultare anche in una soppressione incompleta del tessuto adiposo quando vengono utilizzate tecniche chimiche di soppressione del tessuto adiposo. Per ridurre al minimo la possibilità che ciò avvenga, tentare con una bobina diversa oppure utilizzare una sequenza STIR invece delle tecniche di saturazione del tessuto adiposo aggiuntive.

È inoltre possibile applicare delle tecniche per la correzione dell'intensità per correggere le non uniformità del segnale. **PURE** Phased array UnifoRmity Enhancement (Miglioramento uniformità bobina in fase) e **SCIC** Surface Coil Intensity Correction (Correzione dell'intensità della bobina di superficie) sono due tecniche progettate per ridurre al minimo le variazioni di intensità della bobina superficiale. PURE o SCIC possono essere utilizzate con bobine per superficie compatibili.



GE Healthcare



GE Healthcare

ClariView è una funzione di filtro di post-elaborazione cui si accede dall'elenco dei programmi del browser e Auto ClariView è la stessa funzione di filtro cui è possibile accedere dall'area Additional Parameters (Altri parametri) del desktop di scansione. Auto ClariView consente di selezionare un filtro in prospettiva, prima dell'acquisizione delle immagini. ClariView consente di applicare un filtro, SCIC Surface Coil Intensity Correction (Correzione dell'intensità della bobina di superficie) o PURE Phased array UnifoRmity Enhancement (Miglioramento uniformità bobina in fase) in retrospettiva, dopo l'acquisizione delle immagini. SCIC e PURE possono essere applicati se le immagini selezionate sono SCIC o PURE compatibili.

La funzione ClariView filtra le immagini della risonanza magnetica (RM) per migliorare il rapporto segnale-a-rumore (SNR), il contrasto e la nitidezza dei bordi. *ClariView rende l'immagine esteticamente più gradevole, ma non ne migliora la qualità diagnostica.*

Per rimuovere la granulosità da immagini ad alta risoluzione e segnale basso si usano gli algoritmi di uniformazione. Immagini granulose di capo, addome o estremità con matrice 512 x 512 sono quelle che maggiormente si prestano all'uso dell'algoritmo di uniformazione di Auto ClariView.

Gli algoritmi di uniformazione sono di ausilio nella definizione dei bordi strutturali in immagini con segnale elevato e un livello di rumore basso.



ClariView Filter Choices (Opzioni filtro ClariView)

A: poca nitidezza, qualche uniformazione. Agisce maggiormente sull'uniformazione con un leggero miglioramento della nitidezza per eliminare il rumore. Migliora leggermente i bordi strutturali. Le immagini candidate includono 512x512 capo, addome ed estremità.

B: elevata nitidezza, qualche uniformazione. Un'elevata azione di nitidezza con poca uniformazione. Questo filtro migliora i bordi strutturali. Si utilizza per le immagini 256x256 con un segnale elevato e basso rumore. Le immagini candidate includono immagini assiali del capo, spina cervicale, spina lombare (FOV ridotto), addome ed estremità.

C: poca nitidezza, elevata uniformazione. Agisce sull'uniformazione con una leggerissima azione di miglioramento della nitidezza, elimina il rumore e rende i bordi strutturali più uniformi. Le immagini candidate includono una risoluzione elevata e immagini dal segnale basso.

D: elevata nitidezza, elevata uniformazione. Elimina il rumore, genera regioni più uniformi e aumenta la nitidezza dei bordi strutturali. Si usa per immagini ad alta risoluzione e un livello di segnale basso.

E: filtro angio RM. Agisce sull'uniformazione delle strutture vascolari senza introdurre linee nere e genera una buona definizione dei vasi. Si usa per le immagini origine o proiezioni di intensità massima (MIP, Maximum Intensity Projection) dagli studi MRA.



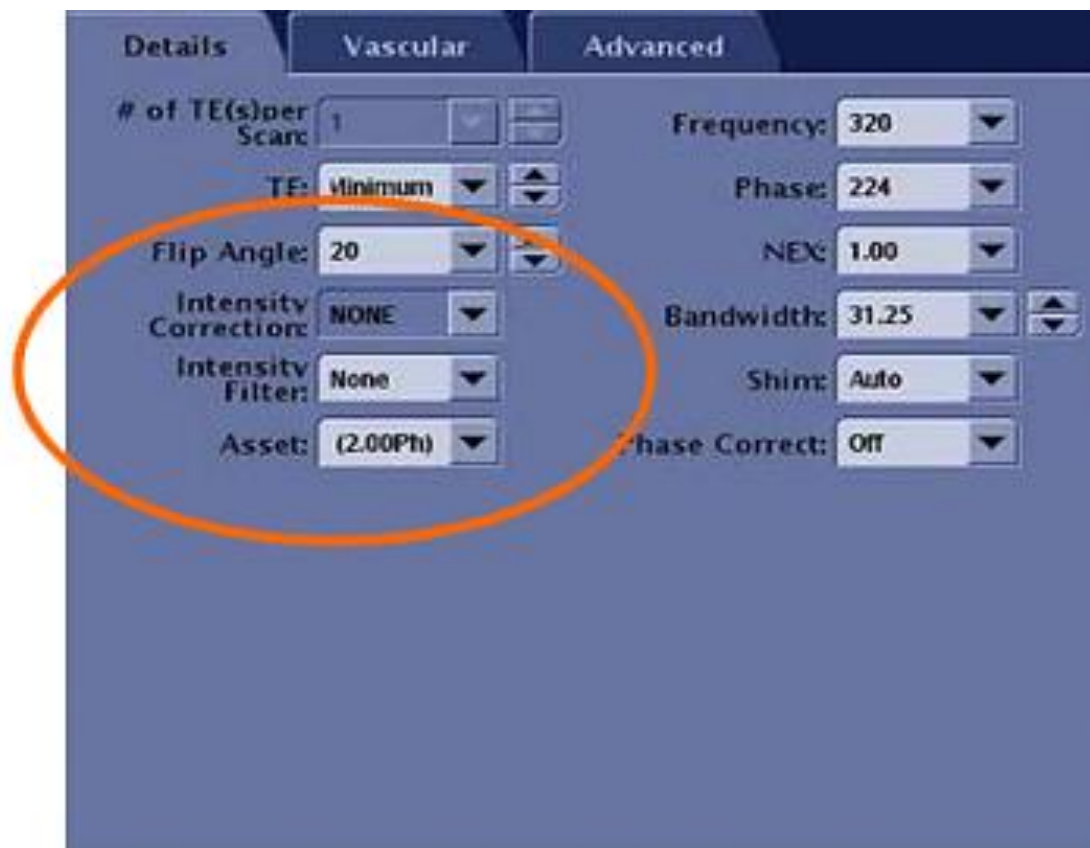
SCIC Surface Coil Intensity Correction (Correzione dell'intensità della superficie) fa parte dell'opzione Auto ClariView. SCIC è in grado di  e la qualità delle immagini acquisite utilizzando bobine di superficie. Un'immagine creata usando una bobina per superficie presenta una caduta di intensità determinata dalle proprietà della bobina. Questa caduta di intensità provoca la distrazione di artefatti e rende difficile riprendere le immagini nella singola impostazione larghezza/livello. La funzione SCIC è una tecnica automatica di post-elaborazione automatica che corregge le basse modulazioni di intensità delle frequenze spaziali, riduce il rumore e migliora il contrasto nell'immagine. Produce una serie di immagini filtrate con intensità ridotta vicino alla bobina, riducendo le aree con punti luminosi.

Applicazioni

L'eccessiva luminosità vicino alla bobina è il risultato diretto della prossimità della regione anatomica alla bobina. Il suo segnale è amplificato rispetto a quello che proviene dalle regioni anatomiche più distanti. La SCIC può essere applicata per ridurre tali aree di segnale elevato. Utilizzare SCIC per ridurre al minimo l'intensità del segnale luminoso dai tessuti adiposi o dalle immagini acquisite con una bobina SCIC preconfigurata.

SCIC

GE Healthcare



PURE

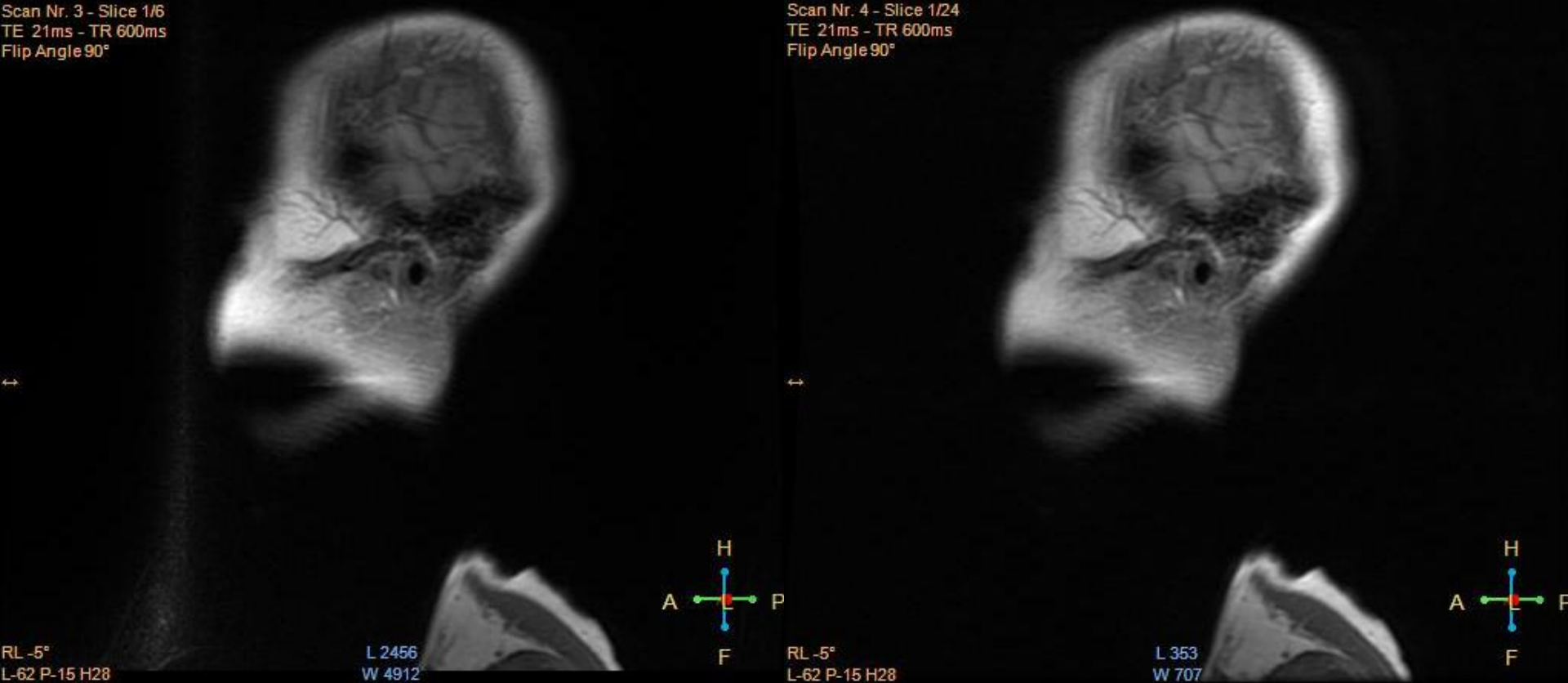
PURE Phased array Uniformity Enhancement (Miglioramento uniformità bobina multipla con allineamento di fase) è progettata per ridurre le variazioni di intensità delle bobine di superficie attraverso un processo di calibrazione. PURE è un'opzione di scansione che può essere utilizzata con la maggior parte delle bobine di sola ricezione. PURE non è disponibile con le bobine di trasmissione/ricezione testa o corpo ma è disponibile con la bobina del ginocchio ad alta risoluzione di trasmissione/ricezione a 8 canali dei dispositivi MRI. PURE richiede l'acquisizione di una scansione di calibrazione prima della scansione PURE. Se si seleziona PURE su una prescrizione prima di acquisire una serie di calibrazione, viene visualizzato un messaggio di errore. PURE può essere applicato dopo la scansione dalla finestra ClariView, ma solo se una scansione di calibrazione è stata acquisita con l'esame. Le scansioni di calibrazione PURE e ASSET vengono combinate in una scansione di calibrazione cui si accede selezionando la modalità Calib.

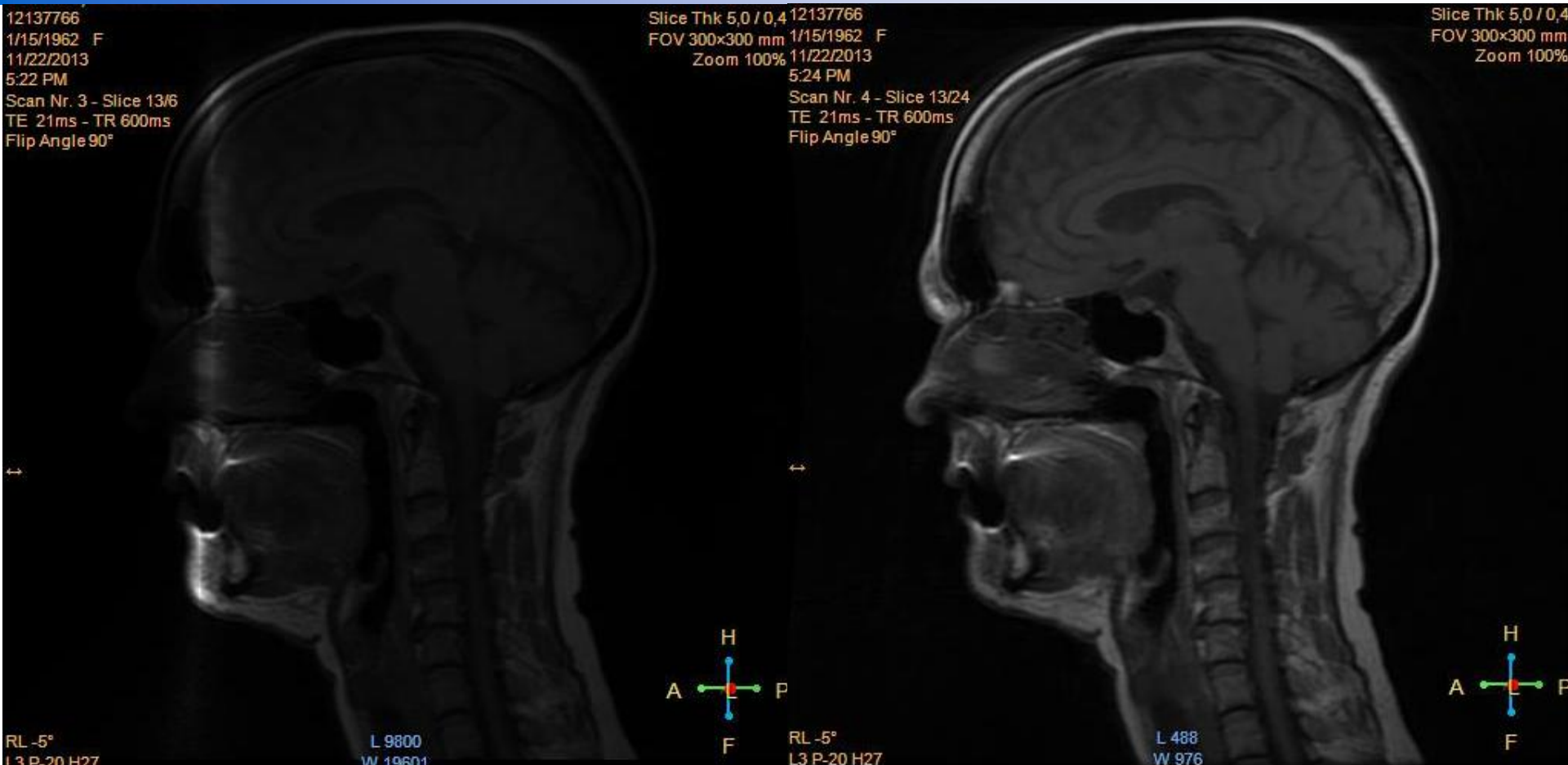
GE Healthcare

12137766
1/15/1962 F
11/22/2013
5:22 PM
Scan Nr. 3 - Slice 1/6
TE 21ms - TR 600ms
Flip Angle 90°

Slice Thk 5,0 / 0,4 12137766
FOV 300x300 mm 1/15/1962 F
Zoom 100% 11/22/2013
5:24 PM
Scan Nr. 4 - Slice 1/24
TE 21ms - TR 600ms
Flip Angle 90°

Slice Thk 5,0 / 0,4
FOV 300x300 mm
Zoom 100%





PURE ON

PURE OFF

Gemelli



PURE OFF: stessa sequenza ripetuta solamente disabilitando il «PURE» senza ripetere la «Calibration»



WORLD'S
BEST
HOSPITALS

Newsweek

dic. '25

CLEAR

Constant LEvel AppeaRance

- Fornisce una correzione di uniformità ottimale e può essere utilizzato in alternativa al parametro di imaging 'Correzione di omogeneità'.
- È implementato automaticamente in tutti i protocolli SENSE.
- Richiede l'esecuzione di una scansione di riferimento. La scansione di riferimento fornisce una mappa di sensibilità della bobina che consente al sistema di calcolare l'esatto apporto del segnale a ogni pixel dell'immagine.

CLEAR è parte integrante della funzione SENSE. Utilizza le mappe di sensibilità fornite dalla scansione di riferimento SENSE. Le informazioni sulla sensibilità consentono di ottenere una perfetta correzione di omogeneità per le scansioni con bobina Synergy senza fattore di riduzione SENSE

CLEAR

Constant LEvel AppeaRance

Limitazioni:

- MRCP, urografia RM e mielografia RM
- Bobina per colonna Synergy con posizionamento di slab REST anteriore rispetto alla colonna vertebrale

Disomogeneità RF

Il guasto di una bobina RF può causare una variazione dell'intensità in un'immagine. Ciò spesso indica il guasto di un elemento di bobina o la presenza di materiale ferromagnetico nell'oggetto con imaging. Controllare con il paziente per assicurarsi che nulla su di essi o in essi causi l'artefatto. Se si sospetta un difetto in un elemento della bobina, controllare ogni elemento usando una prescansione manuale. Se si isola un elemento guasto, interrompere l'uso della bobina e consultare il tecnico

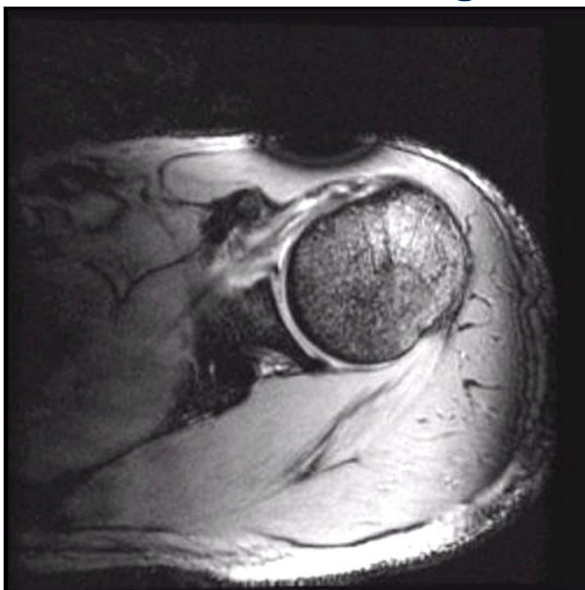


Immagine della spalla assiale che visualizza una caduta nell'intensità del segnale causata da un oggetto ferromagnetico sul paziente.



Notare la perdita di intensità del segnale nell'angolo inferiore destro dell'immagine addominale assiale dovuta a un guasto di un elemento della bobina

L'artefatto * è un artefatto del segnale periferico che viene visualizzato come punto luminoso sull'immagine. Questo artefatto è causato dai segnali generati al di fuori della FOV desiderata che vengono rilevati dal ricevitore. I segnali dell'artefatto * che vengono visualizzati come * luminoso vicino al centro dell'immagine, hanno un'origine molto lontana dall'isocentro. In quella regione non lineare, il segnale di decadimento libero dell'induzione (FID) che proviene dall'impulso RF 180 o da un impulso SAT non viene schiacciato e crea artefatti nell'immagine.

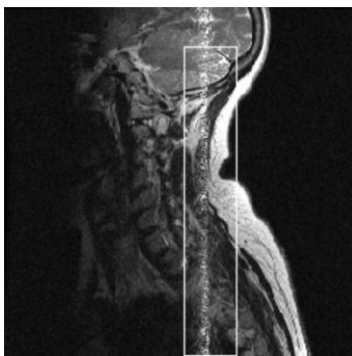
Questa immagine del tratto toracico sagittale FSE presenta un artefatto *. L'immagine è stata acquisita con CTL MID , FOV da 38 cm e la fase e la frequenza scambiate. L'artefatto può essere impedito se non si scambiano la fase e la frequenza e si utilizza una selezione a 3 bobine, come CTL 234 in modo che la copertura della bobina di superficie corrisponda meglio al FOV della scansione.



L'artefatto classico è un artefatto del segnale periferico che viene visualizzato sotto forma di strisce di segnale che attraversano l'immagine. Questo artefatto è causato dai segnali generati al di fuori del FOV desiderato che vengono rilevati dal ricevitore. L'artefatto viene visualizzato nelle scansioni Fast Spin Echo (FSE) come segnale rovinato, luminoso, fantasma attraverso l'immagine nella direzione della fase. In genere viene visualizzato sulle scansioni del tratto sagittale della colonna vertebrale o delle pelvi che utilizzano una bobina di superficie in fase. Come un artefatto *, la sua origine è lontana dall'isocentro, dove i gradienti non sono lineari. Le correnti parassite non compensate in quest'area causano errori di fase nel segnale compresso e macchiano l'immagine.

Selezionando le bobine di ricezione che corrispondono al FOV dell'imaging (ovvero LS45, LS56, CS12, ecc.), è possibile diminuire la possibilità di prendere i segnali periferici che vengono generati al di fuori del FOV.

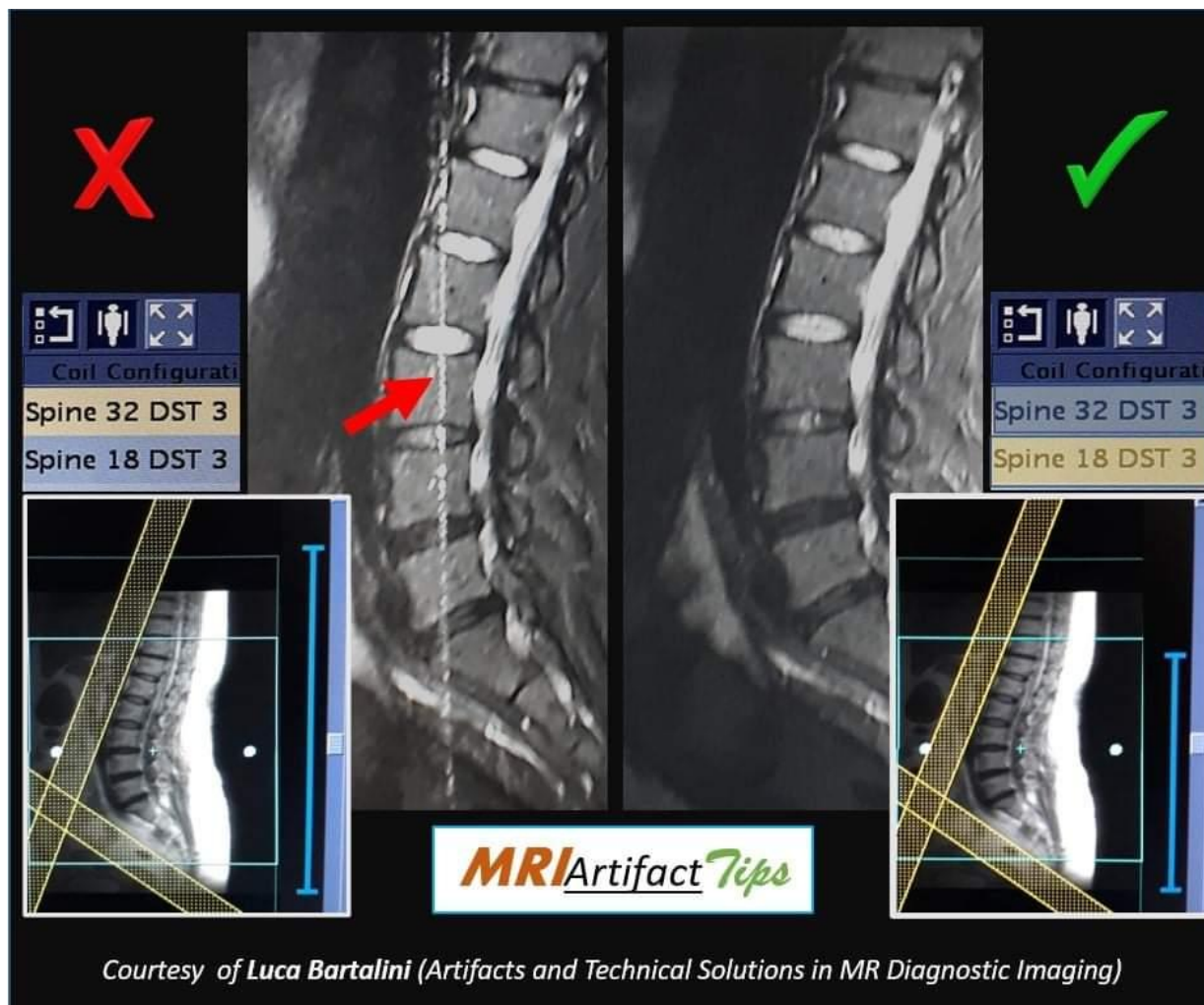
Questo tratto cervicale sagittale della colonna vertebrale FSE mostra artefatti. L'immagine è stata acquisita con CTL TOP, FOV da 24 cm e la fase e la frequenza scambiate. L'artefatto può essere impedito se non si scambiano la fase e la frequenza e si utilizza una selezione a 2 bobine, come CS12 in modo che la copertura della bobina di superficie corrisponda meglio al FOV della scansione.



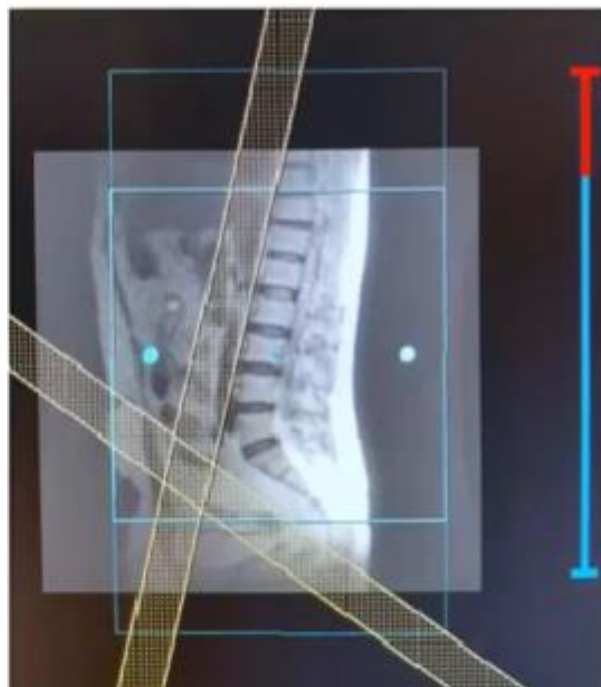
Vi è mai capitato di vedere questo artefatto con sistemi RM GE ?
Ecco una via per risolverlo in modo efficace ➡

La linea iperintensa sulla colonna in direzione di codifica di fase sull'immagine sinistra, a prima vista, potrebbe essere imputata a disturbi RF esterni o interni alla sala RM (zipper): controllando con attenzione nessuna fonte RF interna o anomalie sono state identificate. Controllando i canali di ricezione invece, è possibile notare come siano stati abilitati in automatico dei canali al di fuori del FOV (linee gialle posteriormente ai riferimenti sagittali).

🎯 Si tratta di un "ANNEFACT artifact" indotto da segnali spuri all'esterno del FOV, recepiti a causa dell'attivazione errata dei canali ricettivi in funzione della posizione del paziente/FOV impostato: cambiando manualmente la configurazione della bobina ricevente l'artefatto è stato risolto.



Bobina colonna – artefatto ANNEFACT



- *No Phase Wrap*
- *Bande di saturazione spaziale*

NON Efficaci

LIVE EXPERT WEBINAR
**ARTEFATTI E SOLUZIONI TECNICHE
IN RM - GUIDA PRATICA**

 **Luca Bartolini**
Tecnico di Radiologia
Specialist MRI Consultant, Italia

 **25** Martedì, 25 ottobre 2022
15:00 PM - 15:45



Bobina colonna – artefatto ANNEFACT

Utilizzare bande di saturazione spettrale – non spaziale – no location!

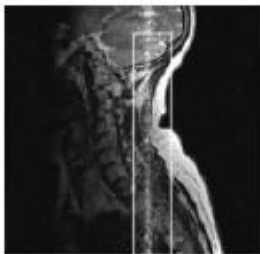
Non impostarle manualmente ma solo selezionare Superiore o inferiore o destra o sinistra ma senza localizzarle manualmente.

INSERIRE FIGURA E SPIEGAZIONE
DETTAGLIATA

Bobina colonna – artefatto ANNEFACT

Artifacts

This quick reference guide explains typical artifact appearances and how to mitigate them.

Artifact	Image	Cause	Recommendation
Annefact Ribbons of signal		Signal generated outside of the FOV	- Select your coil on the <i>Coils</i> tab. - Confirm that the selected coil closely matches the FOV prescription. - Turn on the Annefact suppression User CV. - Annefact is prevalent in spine imaging. When you scan a spine: - Use Freq S-I. (This may increase motion artifacts.) - Put SAT bands anterior to the spine.

5966985-1EN Revision 1 SIGNA™ Premier **21/2512**



SAT allows you to place SAT bands on the image to eliminate signal from spatial or chemical locations.

Spatial SAT (SATuration Pulse) pulses are 90° RF pulses applied before the slice-selective excitation pulse. They deliver the RF pulses to anatomy outside or inside the imaging volume to saturate nuclei, so that the signal from this area does not contribute to the image. The tissues affected by the SAT pulses do not have time to adequately recover; thus, there is little or no longitudinal magnetization to excite from these tissues and little or no signal is produced. Immediately following the SAT pulse, a dephasing gradient is applied to dephase the spins in the region of the SAT pulse. A combination of RF and gradient pulses decrease SNR in the locations spatial SAT has been applied.

5966985-1EN Revision 1 SIGNA™ Premier **1065/2512**



Click the SAT direction buttons: **S, I, A, P, R, L** to select the SAT bands.

1066/2512 SIGNA™ Premier 5966985-1EN Revision 1

Select the SAT thickness.

- The default size is 40 mm for optimum saturation and reduction of artifact.
- The thickness of the pulse may greatly affect the effectiveness of the saturation. Generally, the thinner the pulse, the better the saturation, because the RF power is focused over a small area. If there is only 40 mm of tissue to saturate, make the SAT pulse 40 mm wide. However, if the tissue area is larger, the area of suppression is smaller and all unwanted tissue may not be suppressed.

1066/2512 SIGNA™ Premier 5966985-1EN Revision 1

9.8.92 Spectral-Spatial FatSAT

Spectral-Spatial FatSAT is designed to reduce anefact artifact on 3.0T systems with the following scan parameters:

- fMRI scan: **Echo Planar Imaging** family, **Gradient Echo EPI** pulse, **fMRI** or **Multi-Phase** Imaging Option.
- **Fat** selected from the Chem Sat menu on the *Scan Parameter* screen.

Standard Fat SAT uses a non-selective fat saturation pulse, which can result in signal outside of the imaging area being aliased into the image. Spectral-Spatial Fat SAT applies a spatial-spectral fat SAT pulse that minimizes this issue and improves signal stability. The settings for the User CV include the following:

- Spectral-Spatial FatSAT = **0** (off) applies the standard fat saturation pulse.
- Spectral-Spatial FatSAT = **1** (on) applies the spectral-spatial fat saturation pulse.

5966985-1EN Revision 1 SIGNA™

Premier **1649/2512**

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

TYPES OF ARTEFACTS:

Chemical shift phenomenon; artefacts due to intrinsic signal of imaged structures

The chemical shift phenomenon is also known as “misregistration” or “mismatching”. It occurs due to the slower resonating frequency of protons in fat compared to water which results in an artefactual shift in signal intensity along the fat-water interfaces [2]. This is more prominent with at higher magnetic field strength and narrower bandwidth [3]. In spinal MRI, this can be seen as alternating bright and dark outlines at the sides of vertebral bodies. These artefacts can also be seen around lipomatous and cystic lesions in the spine, such as a lipoma [2, 3]. These may mimic disc bulge, as shown in Figure 1, and can exaggerate foraminal narrowing as the discovertebral junction is a fat-water interface. The India ink artefact is a type of chemical shift phenomenon seen on gradient echo sequences. It manifests as a black boundary at the fat-water interface (seen in Figure 2) [4]. Chemical shift artefact can be eliminated by using a fat-suppressed sequences. A smaller field of view and wider bandwidth can also reduce this artefact [3], but this comes at the cost of image resolution (Figure 3).

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Chemical shift phenomenon; artefacts due to intrinsic signal of imaged structures



Fig 1: Axial T2 sequence demonstrating the chemical shift artefact. Note the darker outline of the thecal sac on the right, which should not be mistaken for siderosis (arrows). The darker outline at the left vertebral body border may also simulate disc bulge.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Chemical shift phenomenon; artefacts due to intrinsic signal of imaged structures

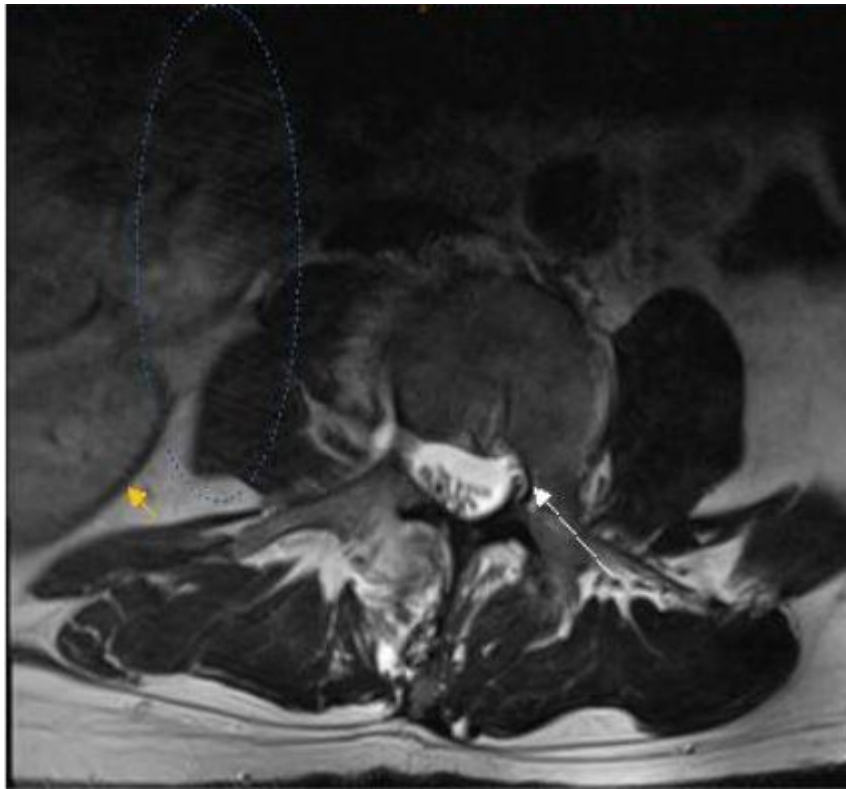


Fig 2: Axial T2 sequence demonstrating an example of the chemical shift phenomenon. Note the darker outline of the thecal sac on the right (white arrow), as well as the India-ink outline of the medial border of the right kidney (yellow arrow). Also note the alternating dark/light bands oriented horizontally (blue circle), representing the Gibbs artefact.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion

Motion artefacts can occur due to the patient changing position during scan acquisition. In addition, “ghost” artefacts can occur from periodic motion such as blood flow, cerebrospinal fluid (CSF) pulsation and swallowing [5].

Artefacts due to patient movement (Figures 4-6) occur in the phase-encoding direction as this step usually take the longest and is acquired line by line, and can lead to blurring or ghosting of structures [5].

The signal of the structure is displayed over its range of motion, resulting in blurring and decreased edge definition [5]. The study may be rendered non-diagnostic (Figure 4).

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion

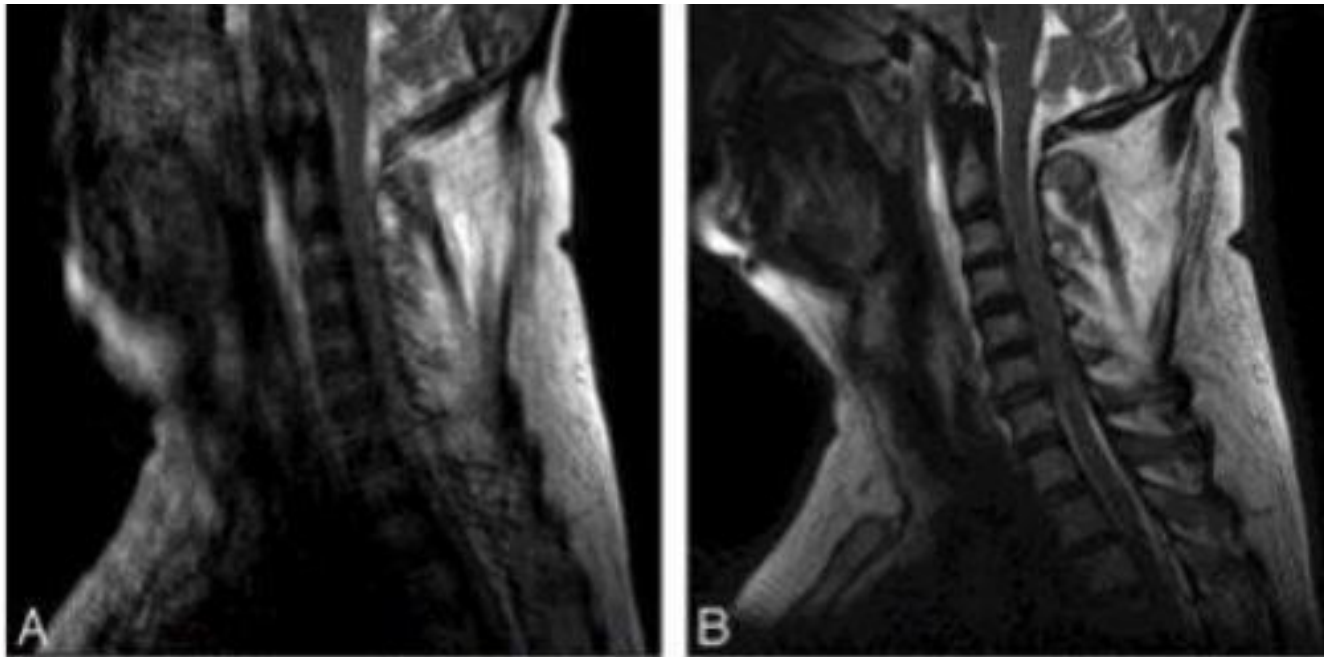


Fig 4: Sagittal T2 sequence performed for neck pain in a 69-year-old female. Image A was rendered non-diagnostic due to blurring from motion artefact. Fast acquisitions were subsequently performed (Image B), reducing motion artefact at the cost of reduced fine details when compared to a conventional spin-echo sequence.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion

Artefacts due to flowing blood are most commonly seen as a loss of signal in the blood vessels (flow voids) that occur due to the blood moving out of the imaged volume before scan acquisition (shown in Figure 5) [2, 5].

When flow voids are present in the spinal canal, it may denote the presence of high-flow within the spinal canal, such as in vascular tumours or malformations such as arteriovenous fistulas.

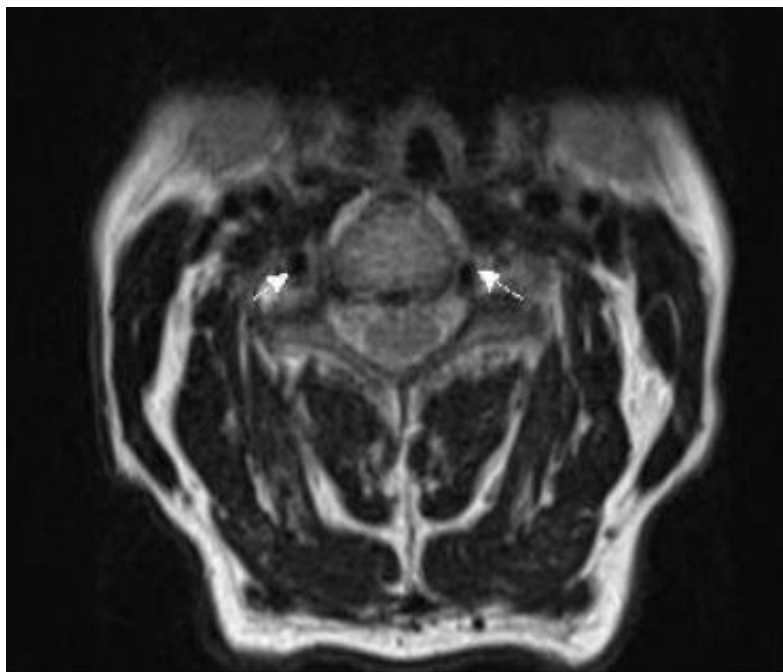


Fig 5: Axial T2 sequence showing normal flow voids in the vertebral arteries (arrows). Loss of flow void could indicate occlusion or dissection of the vessels.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion



Fig 6: Coronal T2FS sequence showing ghosting artefact (arrows).

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion

Artefacts due to CSF pulsation are more often seen in the cervical and thoracic spine compared to the lumbar spine. These artefacts appear as signal heterogeneity within the thecal sac voids, with focal areas of signal loss in the CSF (shown in Figure 7). This can be mistaken for a dural arteriovenous fistula, although the latter has a characteristic serpiginous appearance (Figure 8) [6]. This is a useful artefact as its absence in the context of spinal cord deviation can indicate an arachnoid cyst (Figure 9) [5]. On the contrary, if there is cord deviation with preserved CSF pulsation artefact, ventral dural herniation or arachnoid web will be more likely (shown in Figure 10).

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion



Fig 7: Sagittal T2 sequence showing CSF pulsation artefacts (arrows), more prominent in the thoracic spine. These should not be confused with vascular abnormality or flow voids.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion

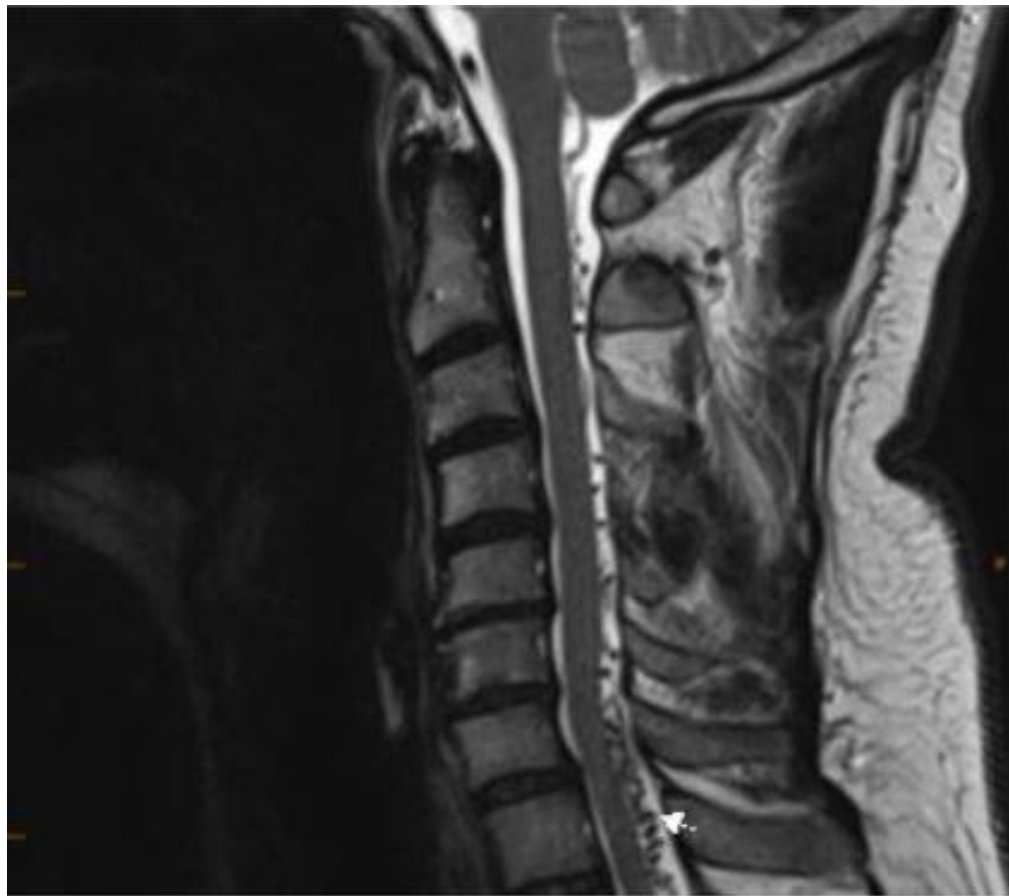


Fig 8: Sagittal T2 sequence showing dural arteriovenous fistula with engorged venous drainage. Numerous serpiginous flow voids are seen (example is arrowed). These should not be mistaken for CSF pulsation artefacts.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion



Fig 9: Sagittal T2 sequence showing loss of the CSF flow artefact, indicating that the anteriorly placed cord (arrow) is due to compression, which in this case was due to a posterior arachnoid cyst.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion

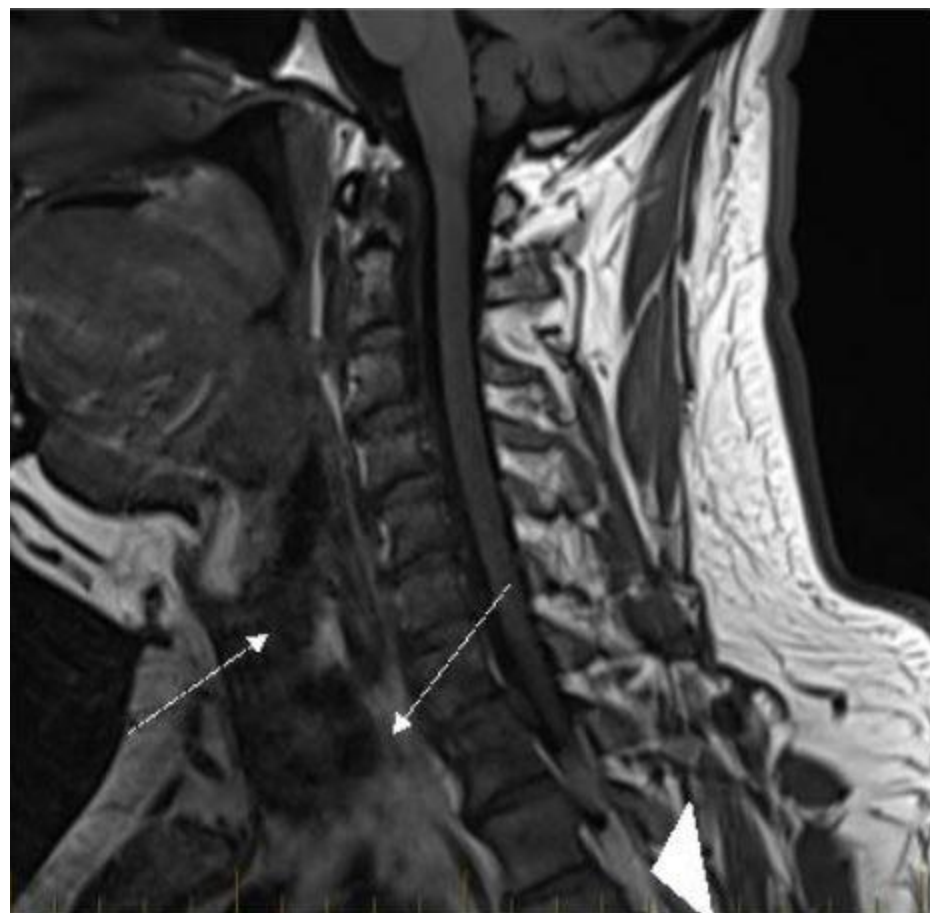


Fig 10: Sagittal T2 sequence showing ventral dural herniation (arrow). CSF flow artefact posterior to the site of cord indentation is preserved.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to motion

Artefacts due to
swallowing (Figure 11) or
similar movements involving
the cervical spine can cause
a series of ghost images that
can obscure the spinal cord
and possibly diminish its
size. Repeating the study
and applying a presaturation
pulse will reduce this
artefact [2].



<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to a non-uniform magnetic field

Failure of fat suppression artefacts (Figures 12 and 13) commonly occur. Frequency-selective presaturation is the most common method of eliminating unwanted signal from fat. Inhomogeneity in the static magnetic field can cause this to fail, usually occurring when there is a large field of view [2, 7]. In this situation, the fat in vertebrae may not be suppressed at the edge of the scan field, leading to abnormal bright signal in areas where fat should have been saturated and fat signal nulled. In this area, water may be saturated instead of fat, causing signal loss from the spinal cord which can simulate or obscure pathology [2, 8]. This artefact is particularly severe at the back of the neck, especially at the cervicothoracic junction, due to the geometry of the fat-air interface at this site [2].

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to a non-uniform magnetic field

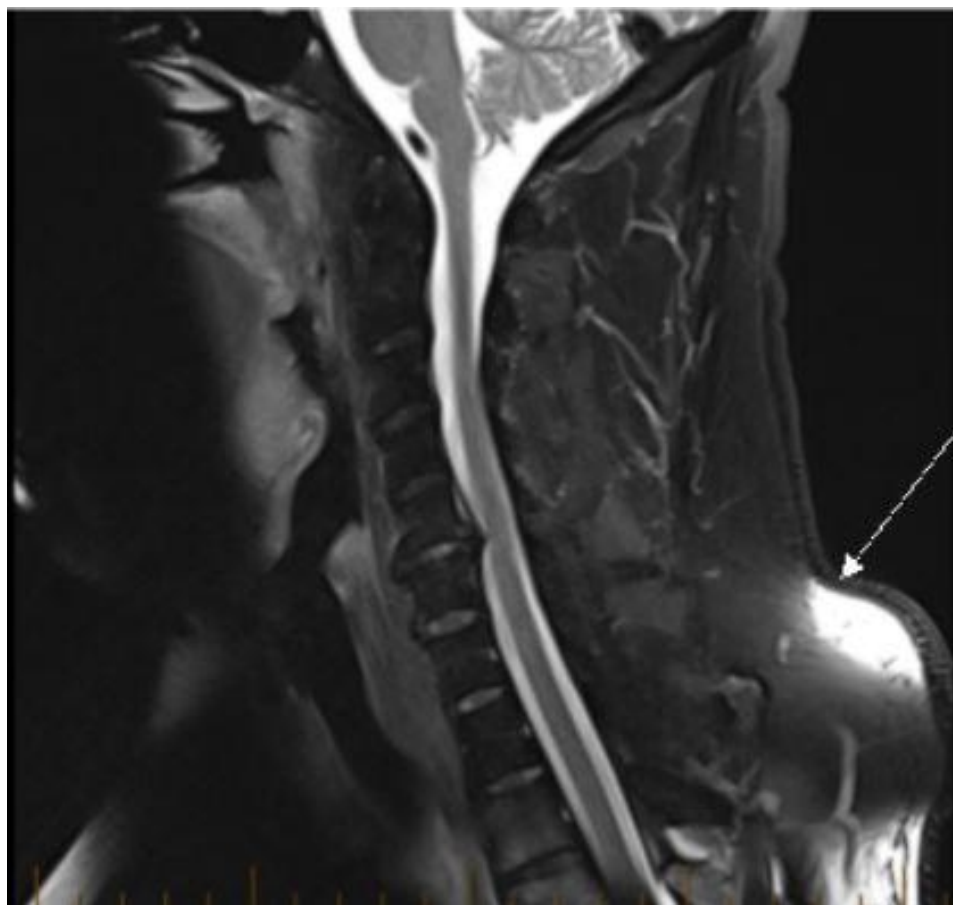


Fig 12: Sagittal T2FS sequence showing a saturation band across the oropharynx. There is failure of fat suppression posteriorly (arrow). Note the similar failure of fat saturation at the edge of film at T2/3 which can mimic pathology or marrow oedema signal.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to a non-uniform magnetic field



Fig 13: Sagittal T2FS showing failure of fat suppression due to magnetic field inhomogeneity, noted as bright signal in the posterior neck. This is more commonly seen in the chemical fat-suppression sequence compared to STIR, and is common at the subcutaneous tissues of the neck.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to a non-uniform magnetic field

Metallic susceptibility artefacts are caused by the large magnetic susceptibility of various para- or ferro- material. These usually present as a signal void associated with peripheral signal hyperintensity (Figure 14). Ferromagnetic artefact is greater with gradient echo imaging than it is with both conventional and fast spin echo imaging. It is worse with reduced bandwidth, large voxel sizes and high field strength magnets [8]. Metal artefacts may be misinterpreted as hypertrophic bone formation or spinal stenosis because both bone and metal have low signal intensity with all MR imaging sequences [9, 10]. Common devices that can produce magnetic susceptibility artefacts are spinal fixation rods, shrapnel or inferior vena cava filters [8]. Nonmagnetic stainless steel can also cause artefacts on MR images because the material has residual paramagnetic properties [11]. Titanium implants are associated with less surrounding tissue distortion artefacts compared to stainless steel [12].

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to a non-uniform magnetic field

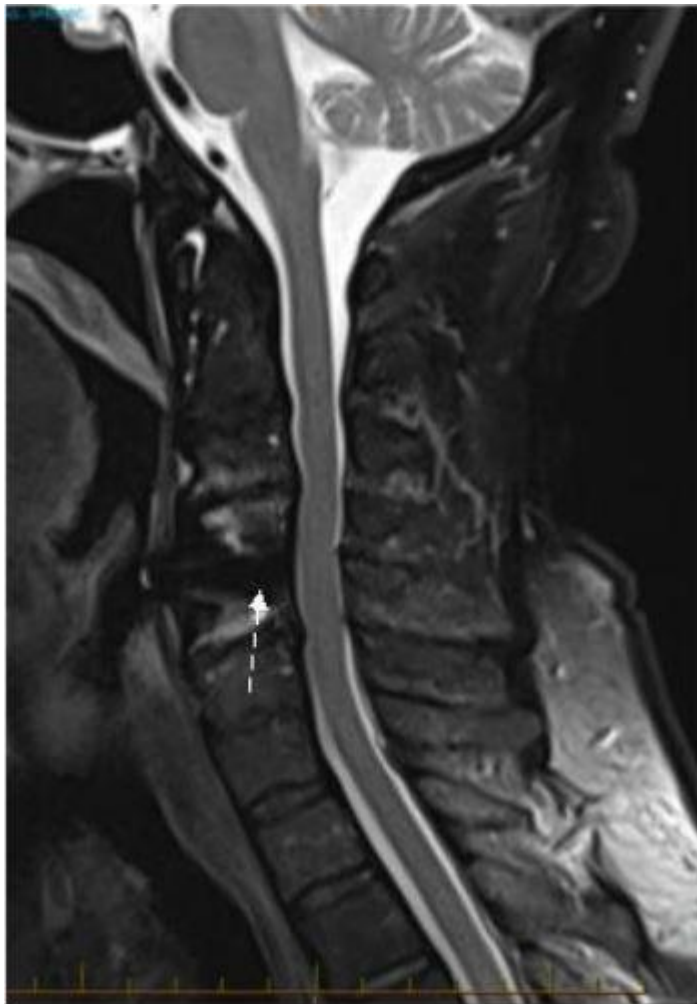


Fig 14: Sagittal T2FS sequence showing magnetic susceptibility artefact from C4/5 anterior cervical discectomy and fusion (arrow).

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters

The shading artefact (Figure 15) is due to a nonuniform radiofrequency field produced by a surface coil, and this causes the signal intensity of the image to be uneven, with loss of signal intensity in parts of the image further from the surface coil, which can potentially render the study non-diagnostic [2].

Saturation artefact (Cross talk/coherence) may occur when angled axial images of the lumbar spine are obtained simultaneously. A band of signal loss will be present where they overlap due to signal interference. This is represented as a series of linear areas of decreased signal intensity overlying the paraspinal soft tissues, which can potentially obscure intraspinal lesions [5, 8].

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters



Fig 15: Composite image of the whole spine on a T2 sagittal sequence. The darker bands at the level of T3/4 and L2 are the shading artefacts corresponding to the edges of the three sequences imaged separately.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters

Wrap-around artefact (aliasing) (Figures 16 and 17) results when signal from tissue outside the field of view is mapped [13]. The signal received is misplaced onto the opposite side of the image. This can potentially obscure lesions of the spine and adjacent tissues [2, 5, 8].

Truncation artefact (Gibbs Phenomenon) (shown in Figure 2) occurs due to the inability of Fourier transformation to reproduce signal intensity changes at high contrast interfaces accurately, for example at the discovertebral junction and CSF-cord interface. This artefact appears as a series of parallel lines that propagate from both sides of a high-contrast interface and diminish in amplitude with increasing distance from the interface. Truncation artefact can be mistaken for several pathologies, including a dilated central canal, syrinx, arteriovenous malformation or myelitis. Truncation artefact may also make areas of very high or low signal intensity appear larger than they actually are. Thus, areas of CSF or bone may appear enlarged and this can be misinterpreted as pathological change such as cord atrophy [2, 5, 8].

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters

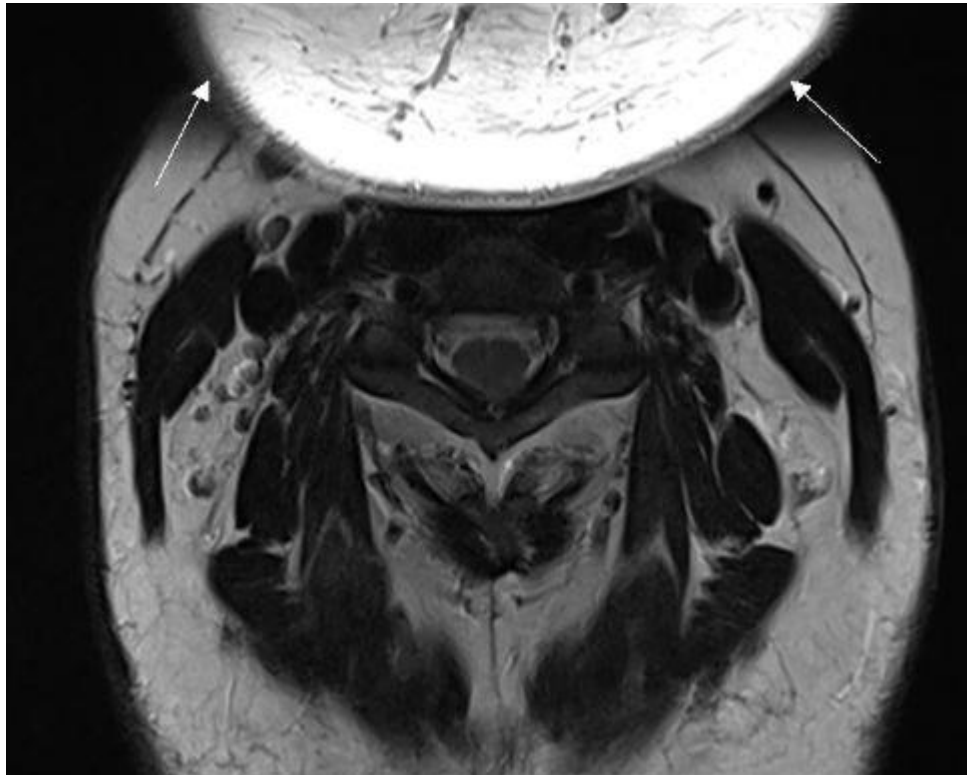


Fig 16: Axial T2 sequence showing wrap-around artefact. A region outside the field of view was scanned, projecting on other side. This can be negated by enlarging the field of view, but this reduces spatial resolution.

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters

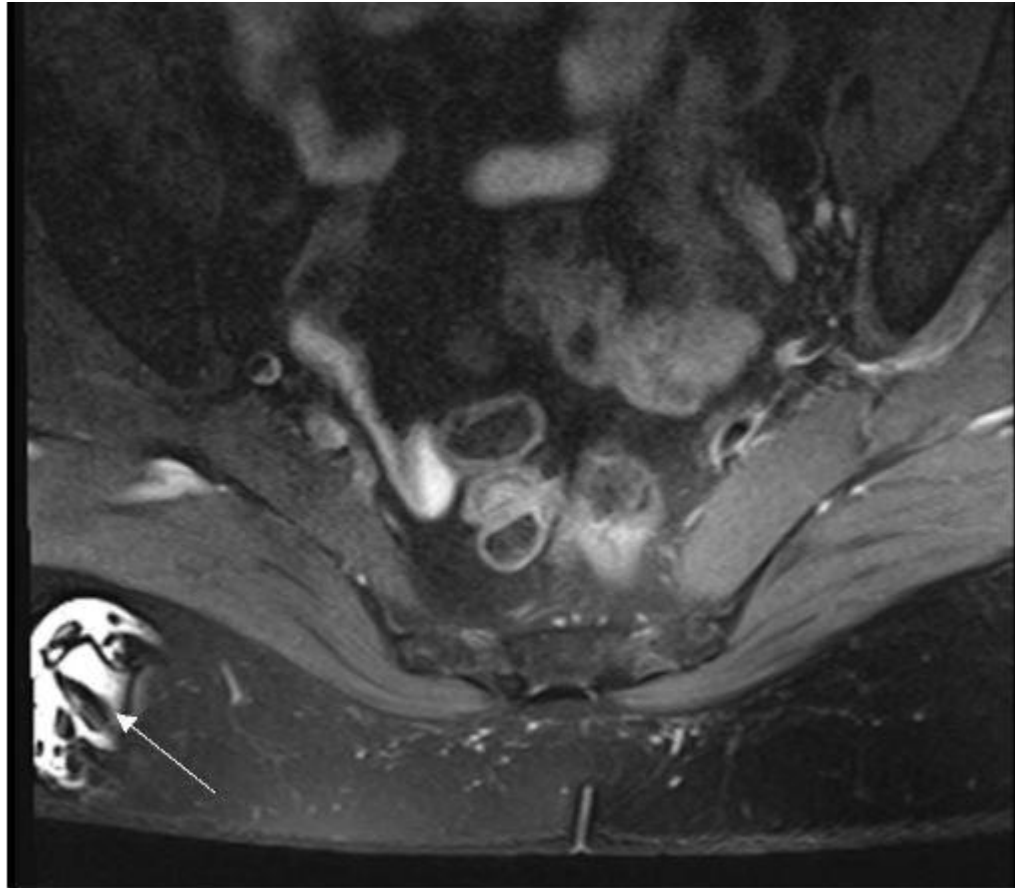


Fig 17: The wrap-around artefact is illustrated. The right hand was mapped posteriorly overlapping the subcutaneous tissue (arrow).

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters

Partial volume averaging occurs when structures with different signal intensities are included within the same voxel, leading to an averaging of signal intensity within the voxel (Fig 11). This is more prominent with thick sections and/or small structures. If there is a large difference in signal strength between tissues in adjacent voxels, areas of high signal intensity can “bleed” into areas of low signals. This makes bright structures appear larger [2, 5, 8].

The dielectric effect (Figures 18 and 19) is seen when using higher magnetic field strengths, typically 3T or more, and occurs when the radiofrequency wavelength is of similar magnitude or smaller than the patient's cross-sectional diameter, leading to constructive and destructive interference patterns and hence, areas of increased or decreased signal intensity. At a field strength of 3T, the radiofrequency wavelength is 26 centimetres which may be smaller than the abdominal diameter, particularly in patients with obesity, ascites or pregnancy. Central decreased intensity can obscure pathology [14].

<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters

Fig 18: The dielectric effect is illustrated. It is more common in 3T MRI and in patients with an abdominal diameter more than 26cm, for example due to ascites or pregnancy. The centre of the image is darkened as the signal is lost due to interference patterns.



<https://dx.doi.org/10.26044/ranzcr2023/C-12>

Artefacts due to scanning parameters

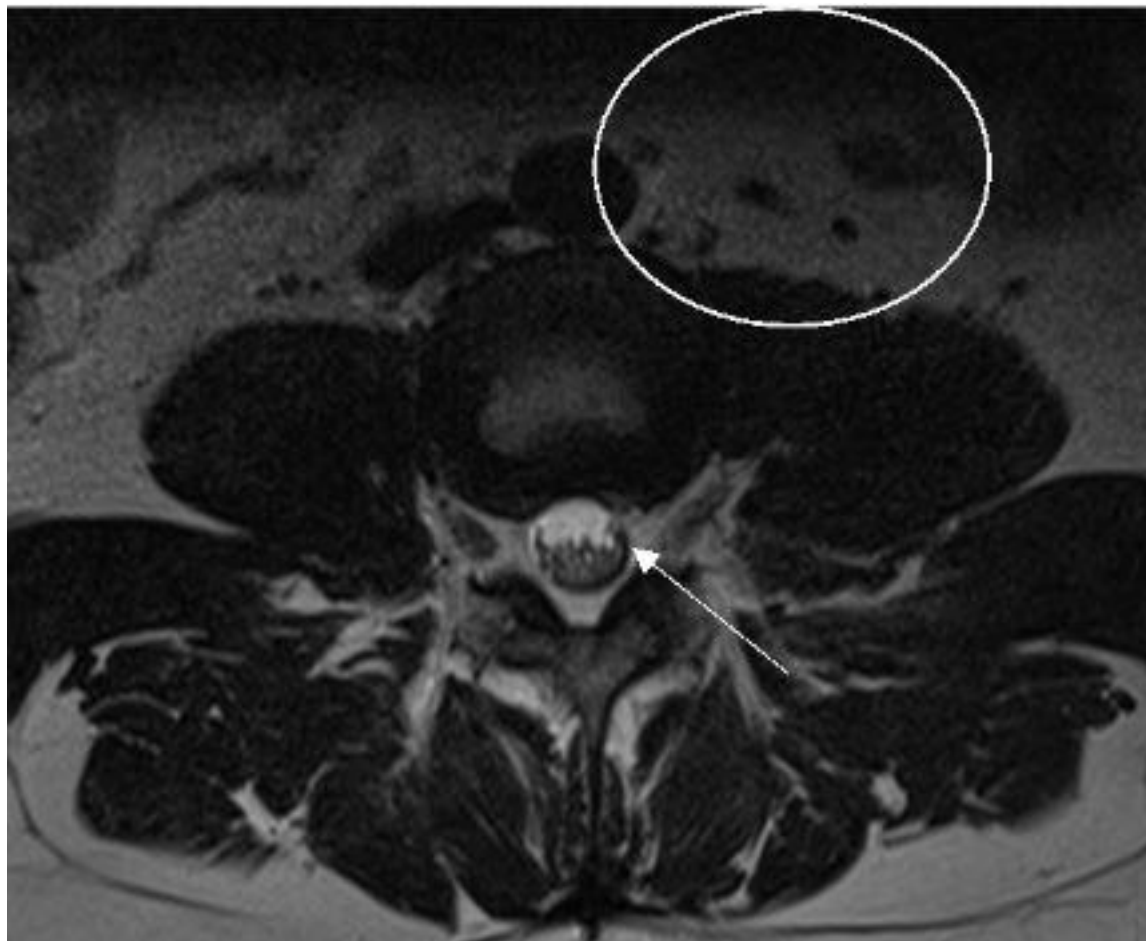
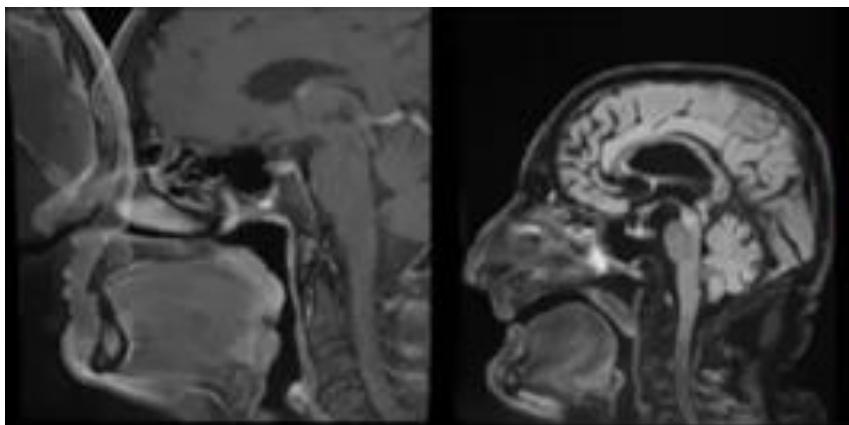
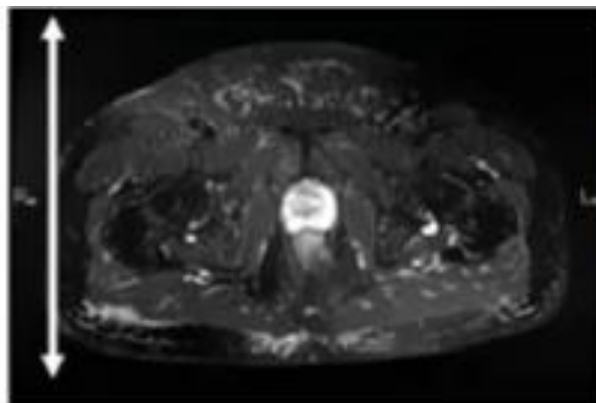
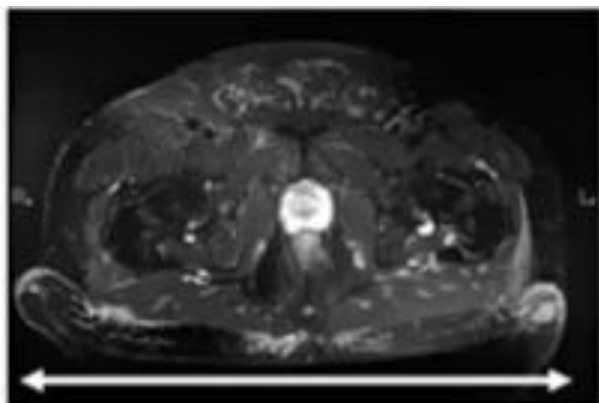


Fig 19: Axial T2 showing fat-water misregistration (arrow) and the dielectric effect (circle).

ARTEFATTI DA RIBALTAMENTO



GE Healthcare



Gemelli



LIVE EXPERT WEBINAR

**ARTEFATTI E SOLUZIONI TECNICHE
IN RM - GUIDA PRATICA**

 **Luca Bartolini**
Tecnico di Radiologia
Specialist MRI Consultant, Italia

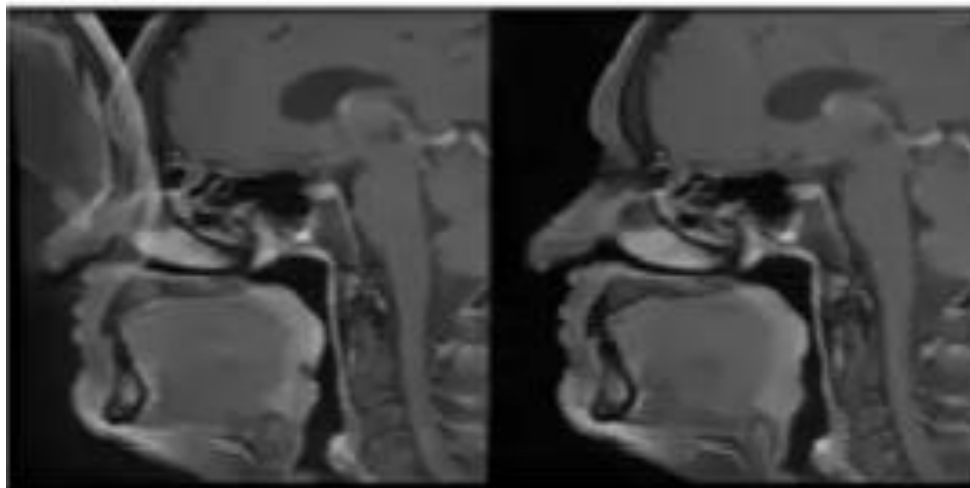
 **Martedì, 25 ottobre 2022**
15:00 PM - 15:45



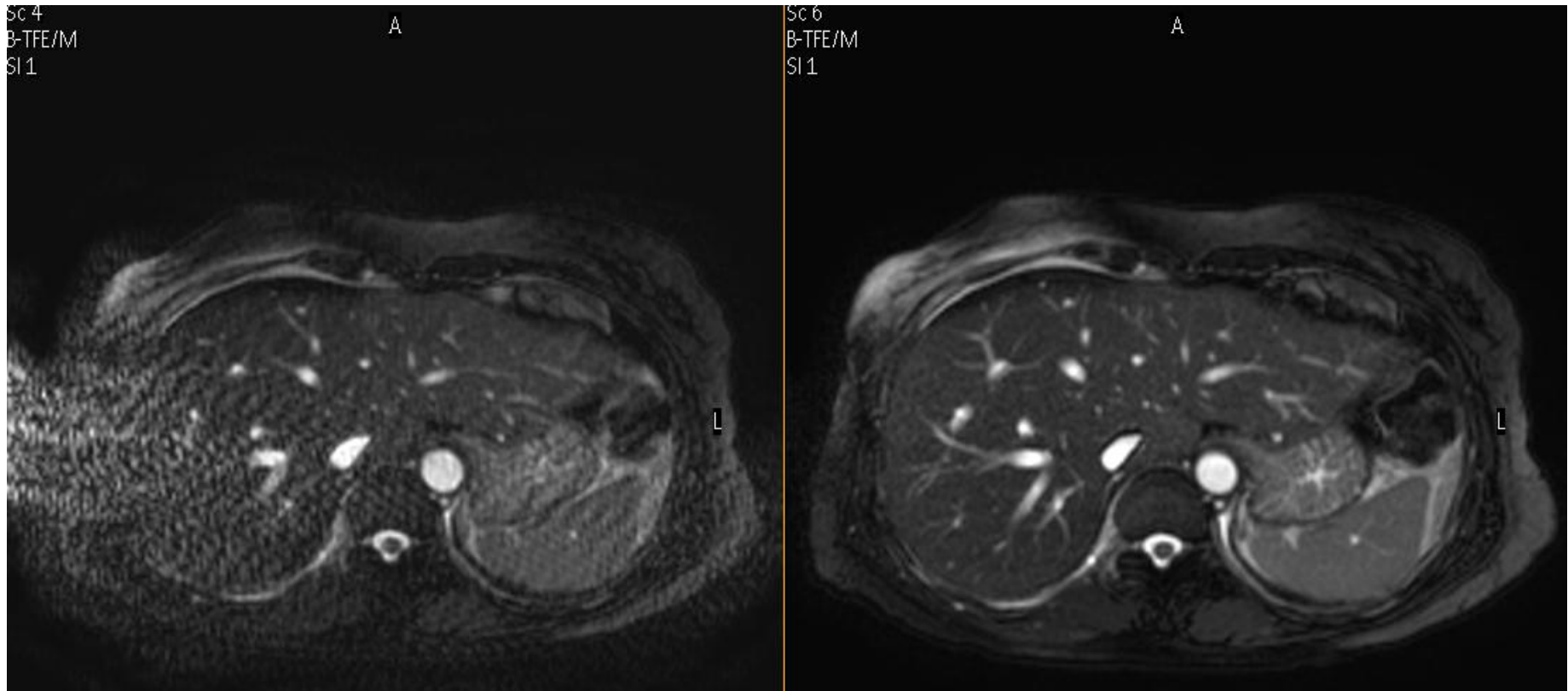


dic. '25

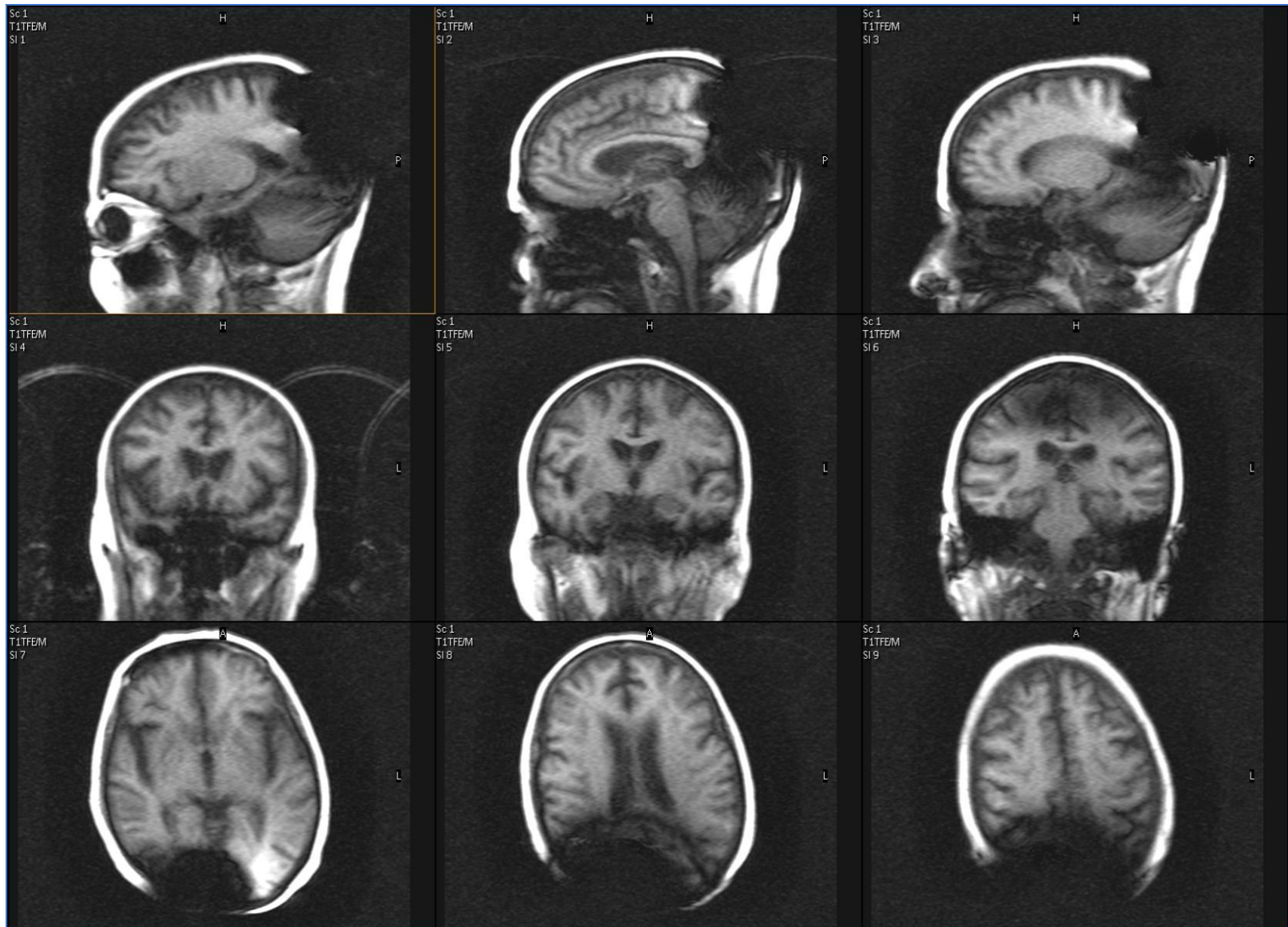
72



GE Healthcare



Questo artefatto è causato dal connettore della bobina, che probabilmente aveva fatto male contatto. La disconnessione/riconnessione e l'indispensabile refscan hanno risolto il problema.

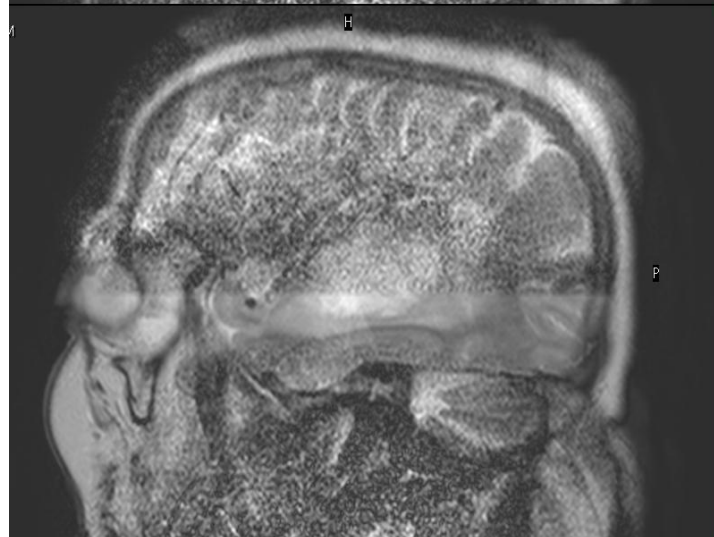
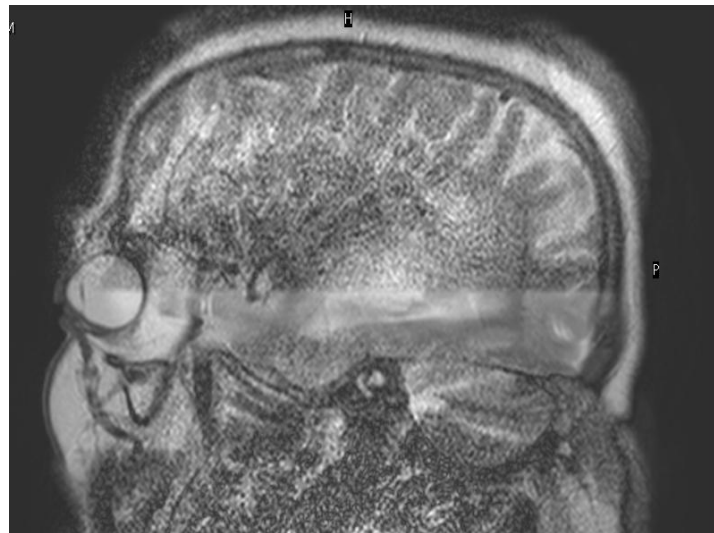




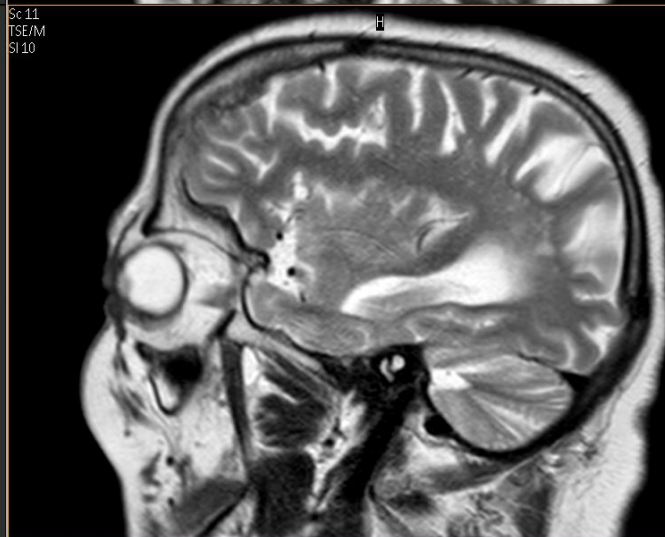
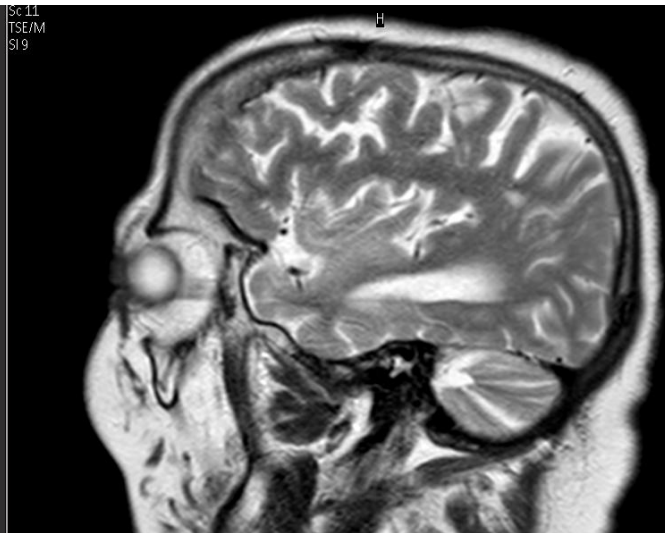
Questa molletta dei capelli ha creato
l'artefatto della diapositiva precedente

SAG T2 ARTEFATTO DA CODIFICA DI FASE

FOLDOVER DIRECTION F/H

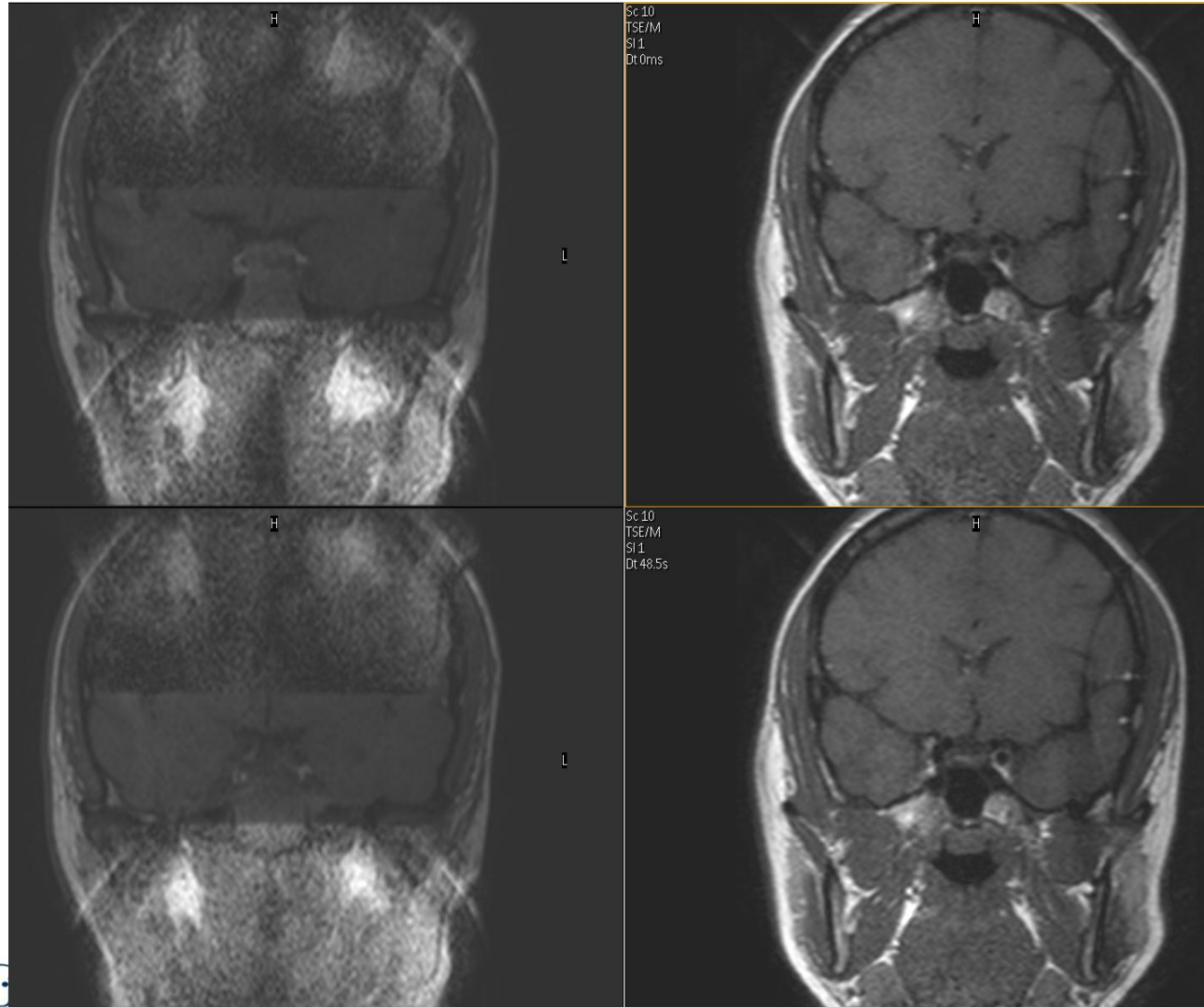


FOLDOVER DIRECTION A/P

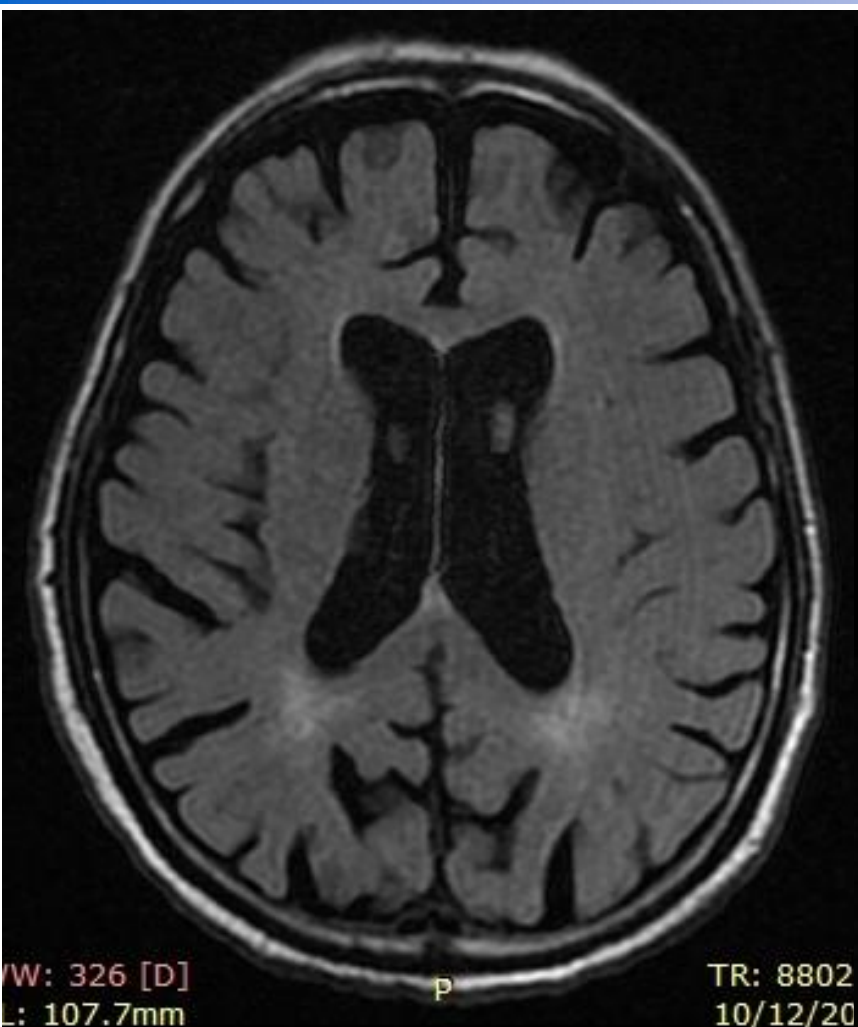


FOLDOVER DIRECTION F/H

FOLDOVER DIRECTION R/L



FLAIR → ASSET!



E' STATA ESEGUITA SEQUENZA
DI CALIBRAZIONE VUOTA!!
SENZA IMPOSTAZIONE!!!

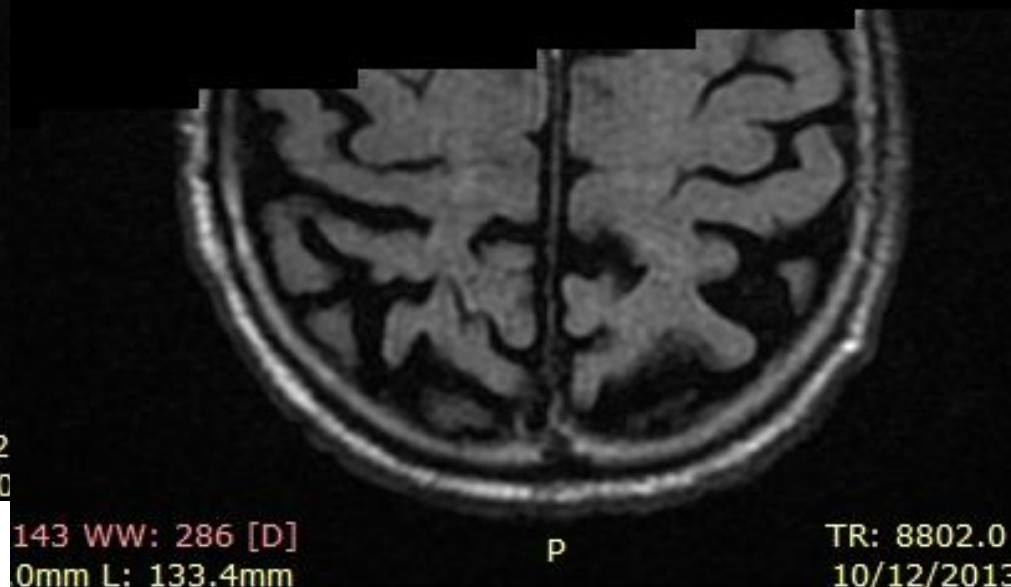
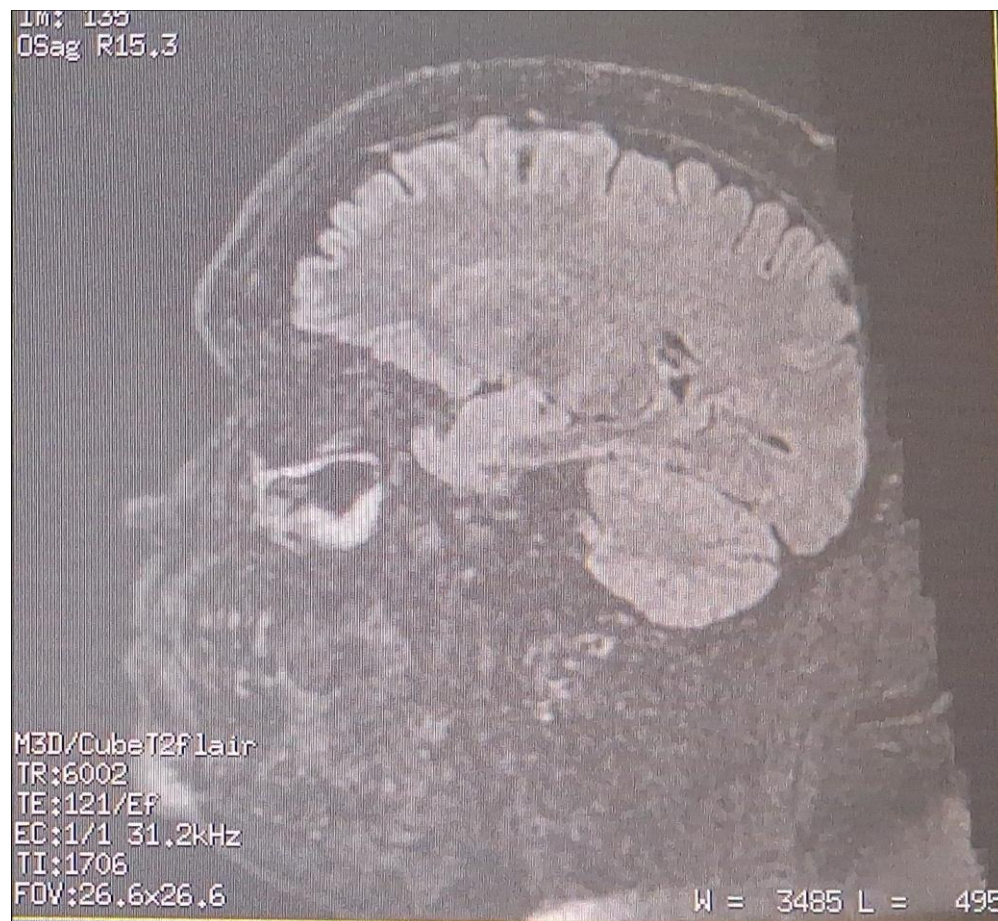


Immagine 9

Immagine 11!

CALIBRAZIONE – 3D FLAIR

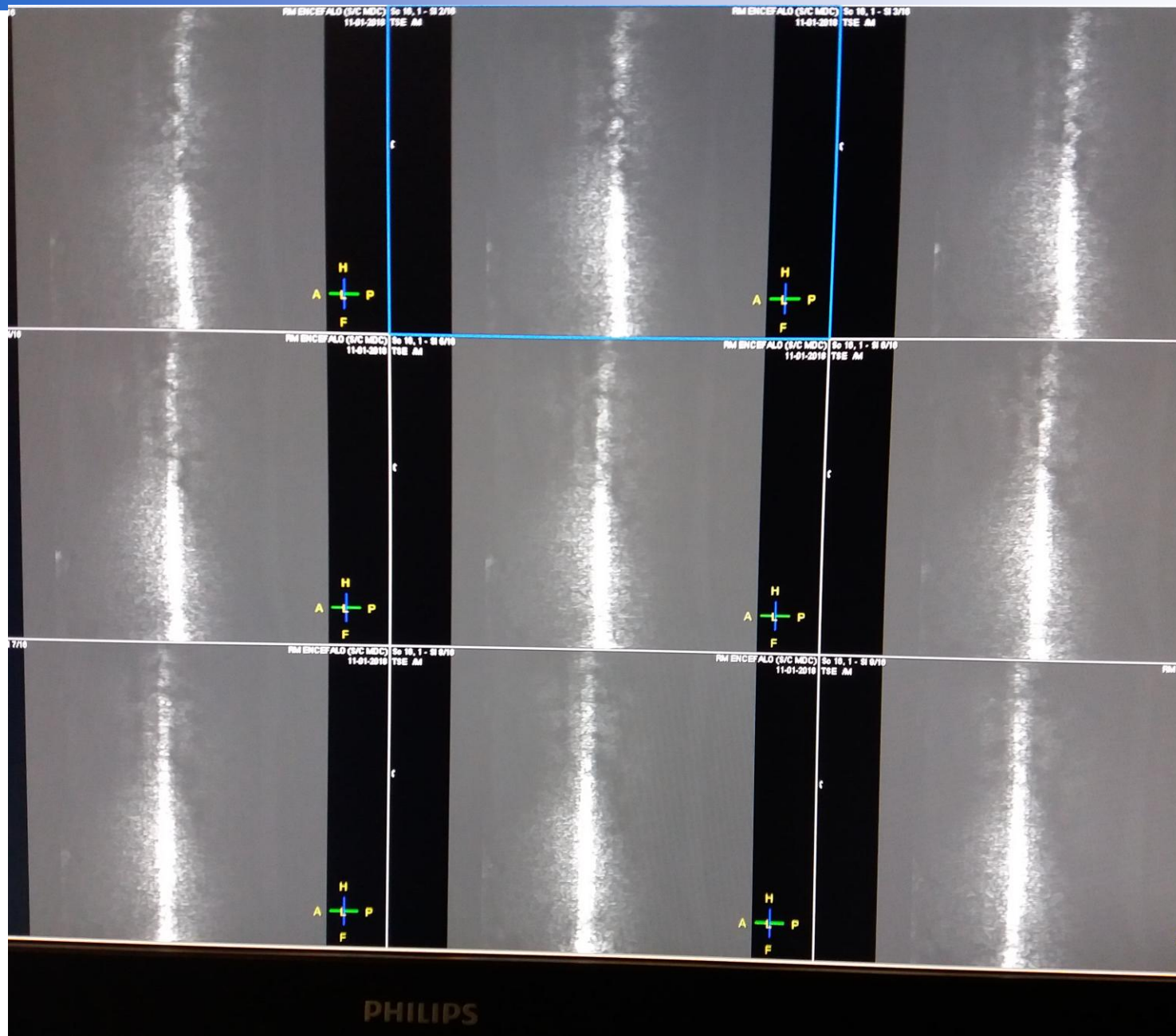
Agosto 2025!

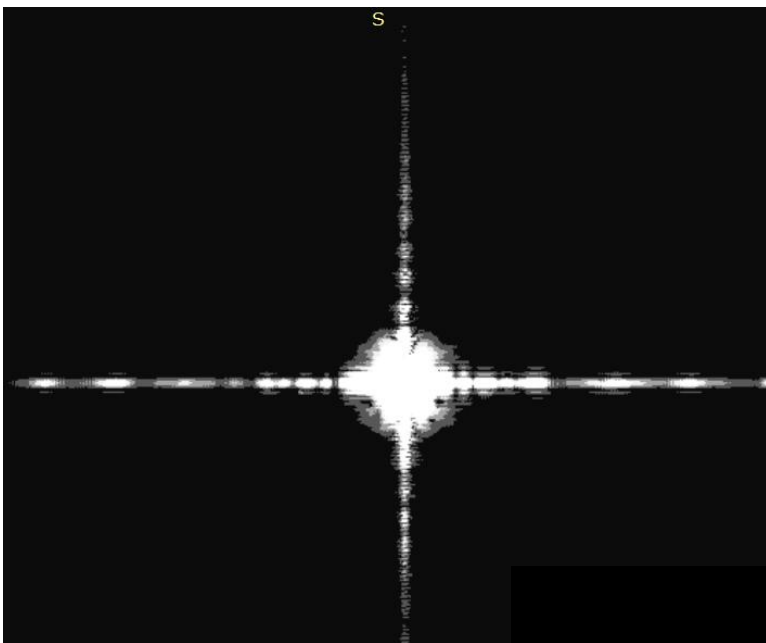


OPTIMA MR450 GEM
1.5T VER. DV26

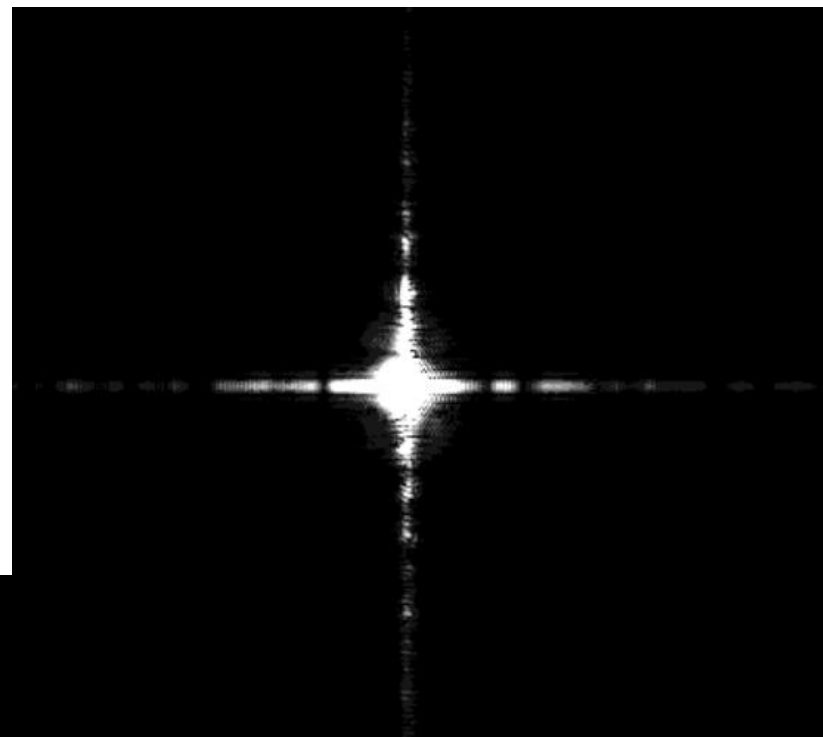
Gemelli 



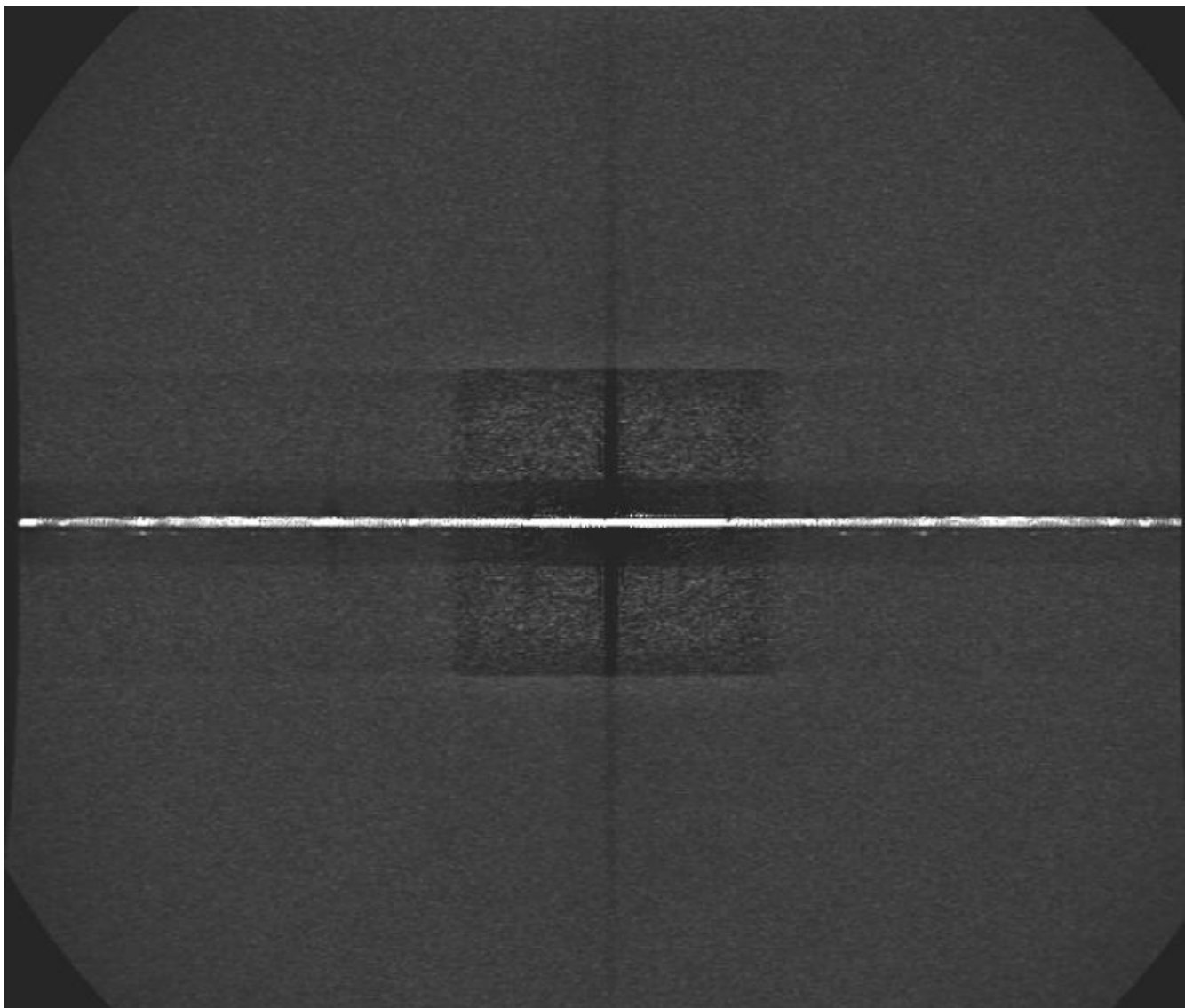




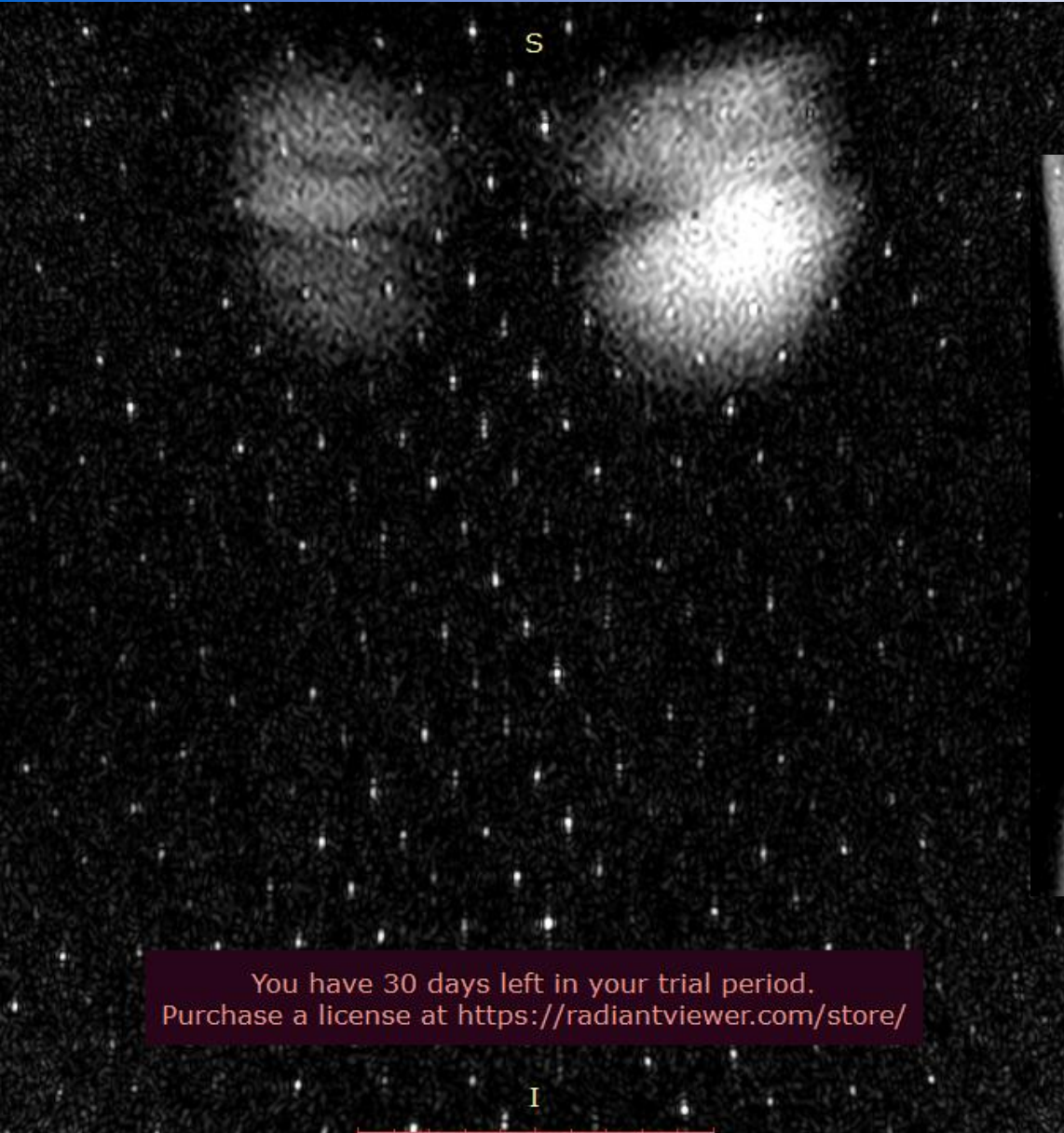
Errore dei
gradienti: non è
avvenuta la
codifica né lungo
la fase né lungo
la frequenza



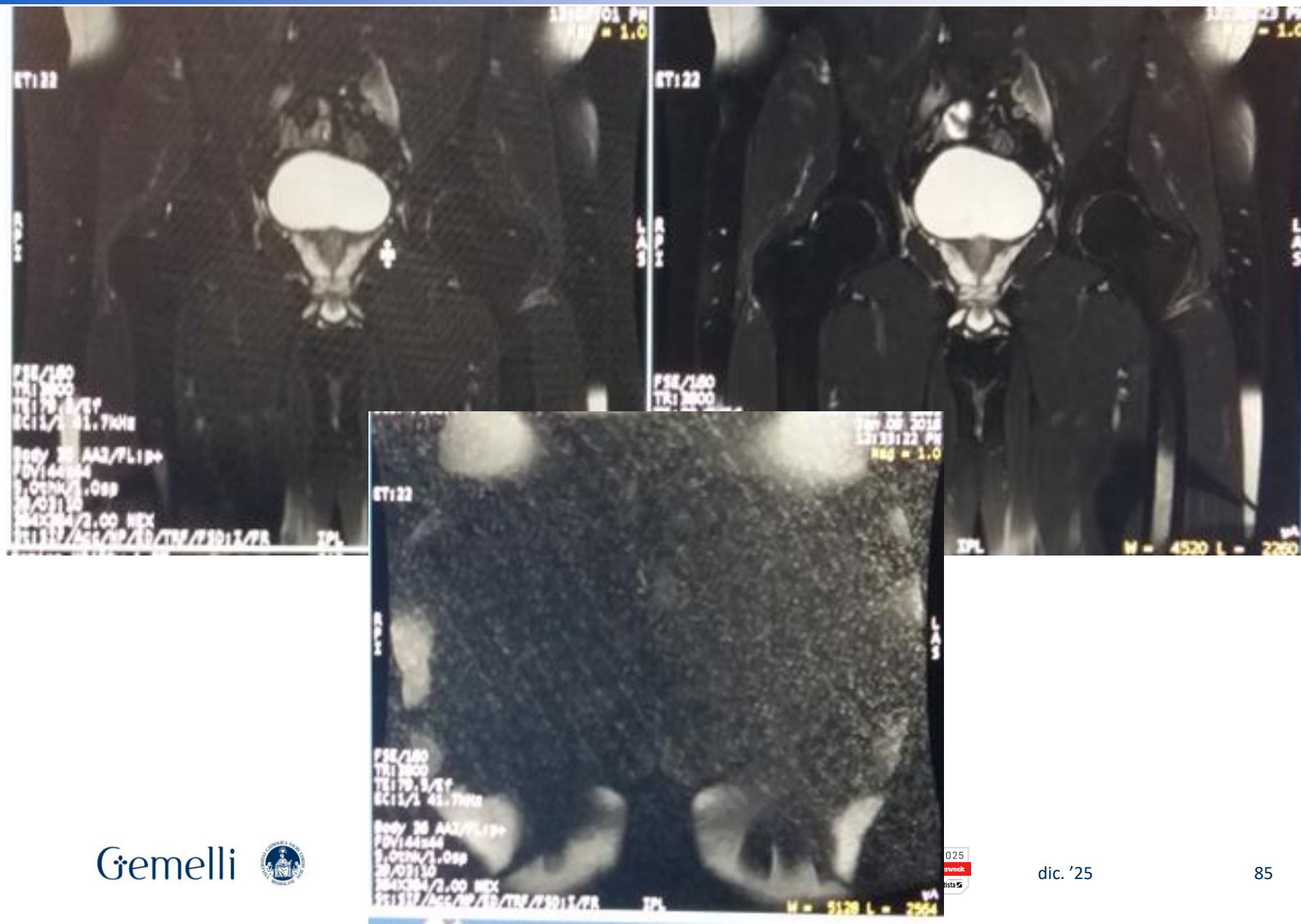
Sembra la trasformata di
Fourier del segnale non
codificato ... uno spettro
come quello di Bragg



Artefatto solo sulla
sequenza di centraggio



You have 30 days left in your trial period.
Purchase a license at <https://radiantviewer.com/store/>



A **metal artifact reduction sequence (MARS)** is intended to reduce the size and intensity of susceptibility artifacts resulting from magnetic field distortion.

A variety of techniques are used for reducing metal artifacts at MRI, both for addressing artifacts due to the presence of metal in the image plane (in-plane artifacts) and for artifacts due to metal in an adjacent plane (through-plane artifacts).

Through-plane artifact reduction

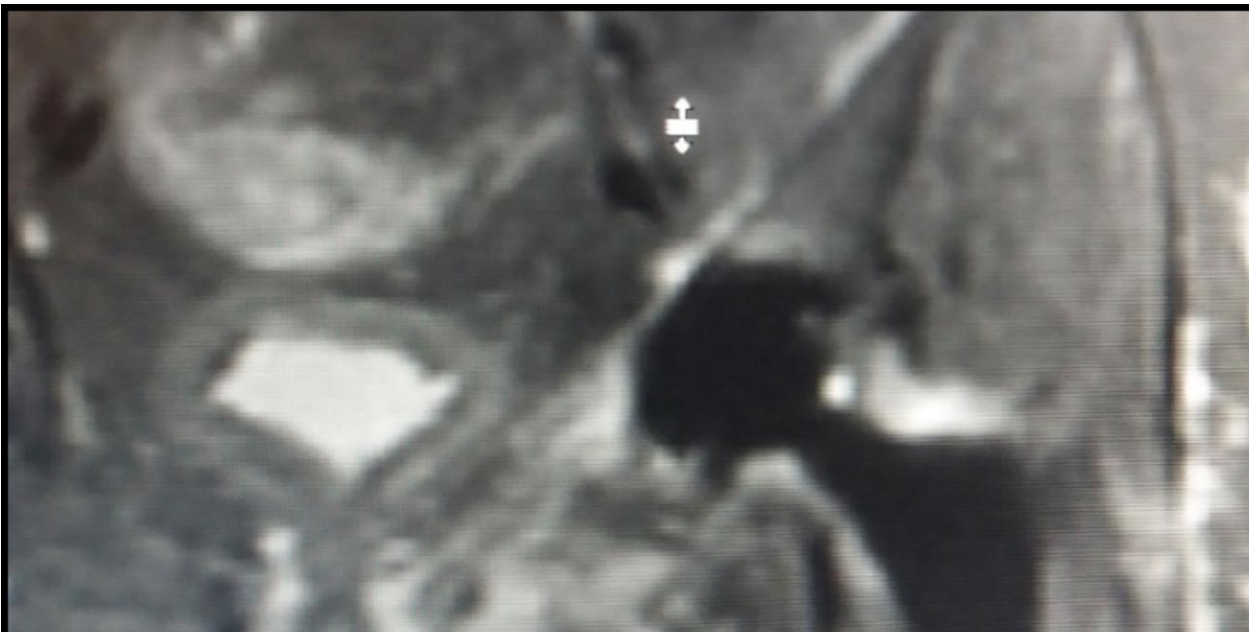
Multiacquisition variable-resonance image combination (MAVRIC) is a specialized sequence designed by GE to minimize metallic artifact around metallic prostheses ³. It relies on 3D FSE sequences, using multiple different overlapping volumes at different frequency offsets.

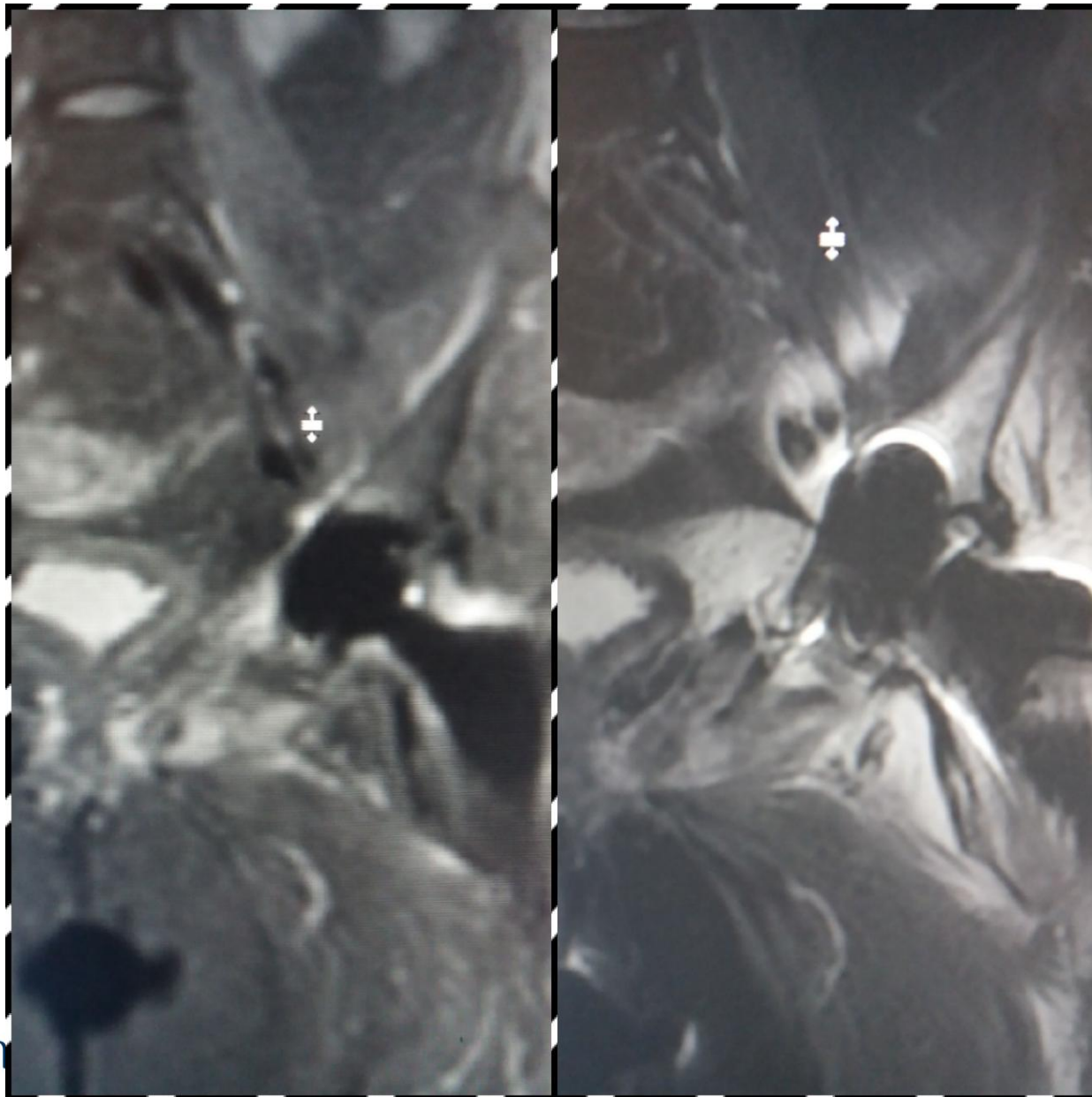
Another technique developed by Siemens used for addressing through-plane metal artifacts is Slice-Encoding for Metal Artifact Correction (SEMAC), where an additional slice-encoding gradient is added to a standard fast-spin echo sequence ⁴. The combination of the MAVRIC and SEMAC technique is known as MAVRIC-SL ⁵.

In-plane artifact reduction

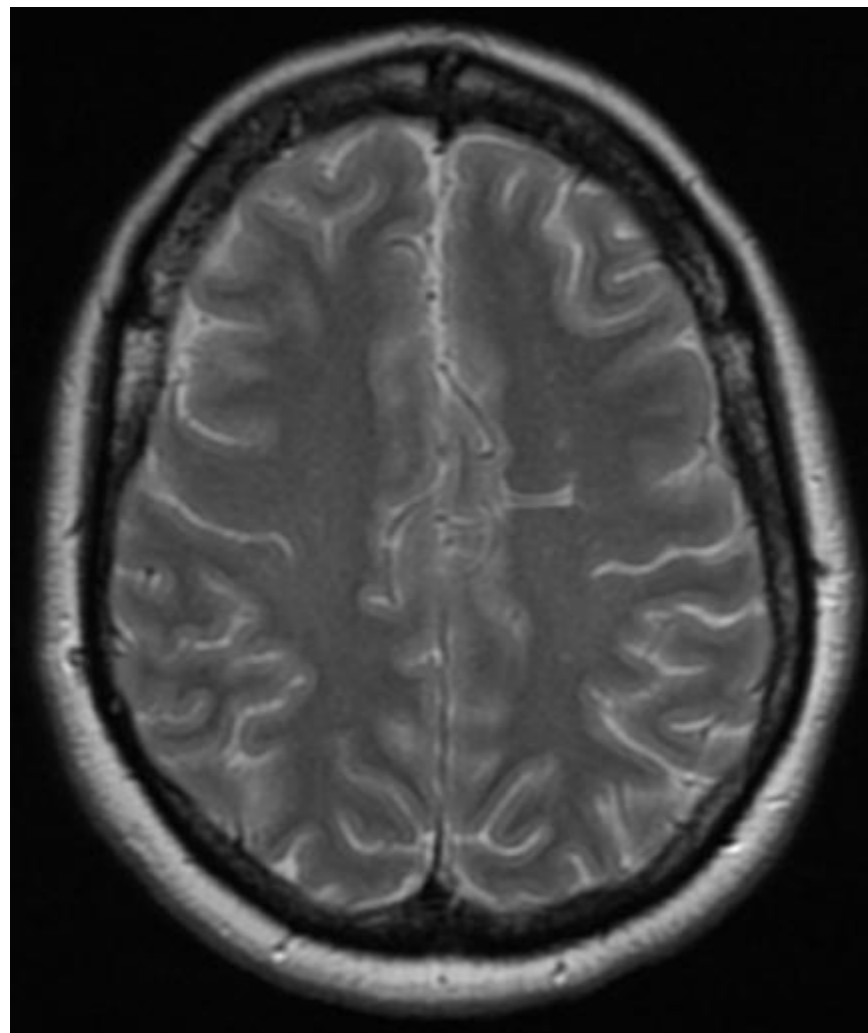
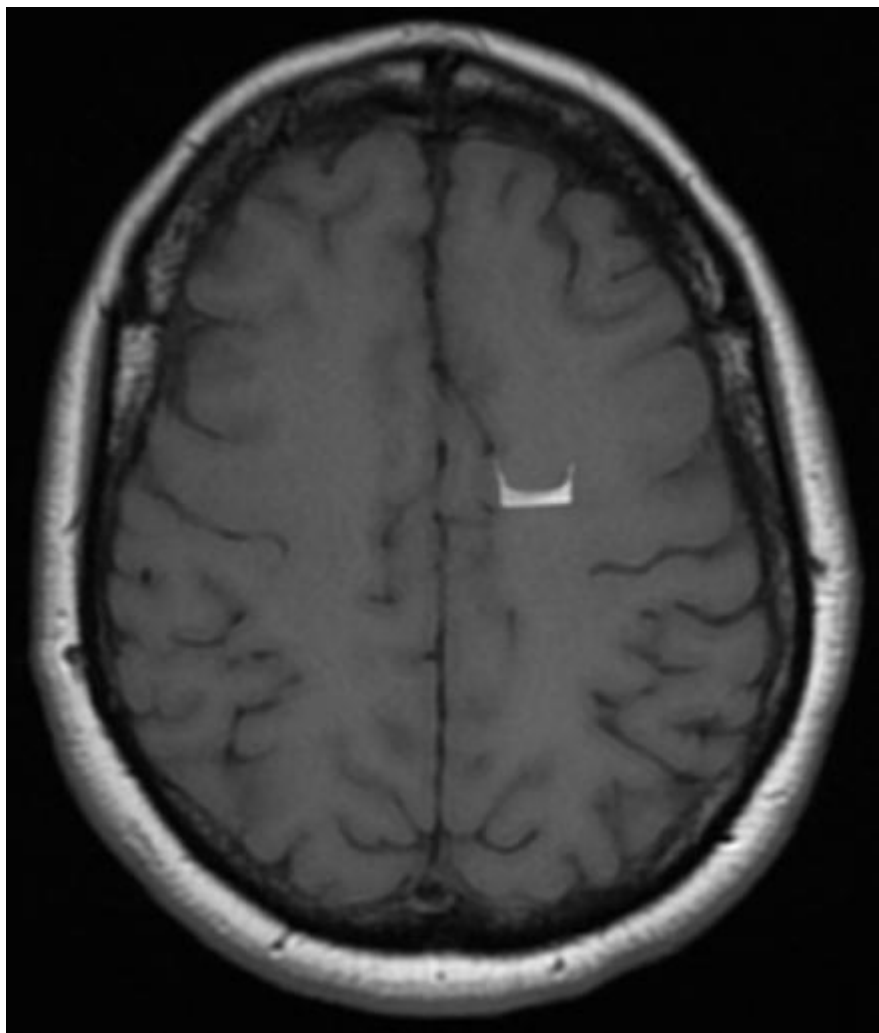
A number of simple changes to the scan protocol can greatly reduce artifacts. Examples are ¹:

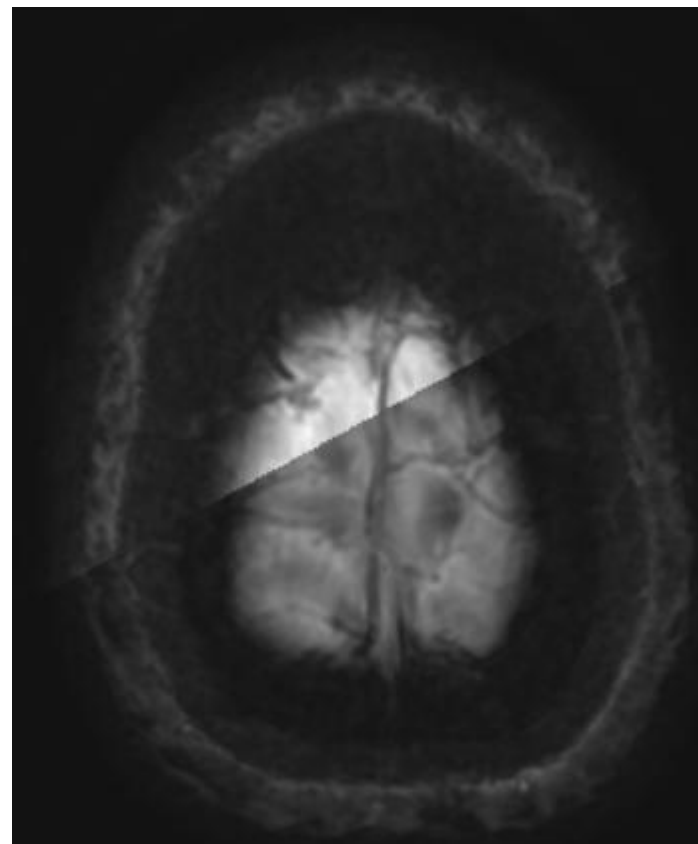
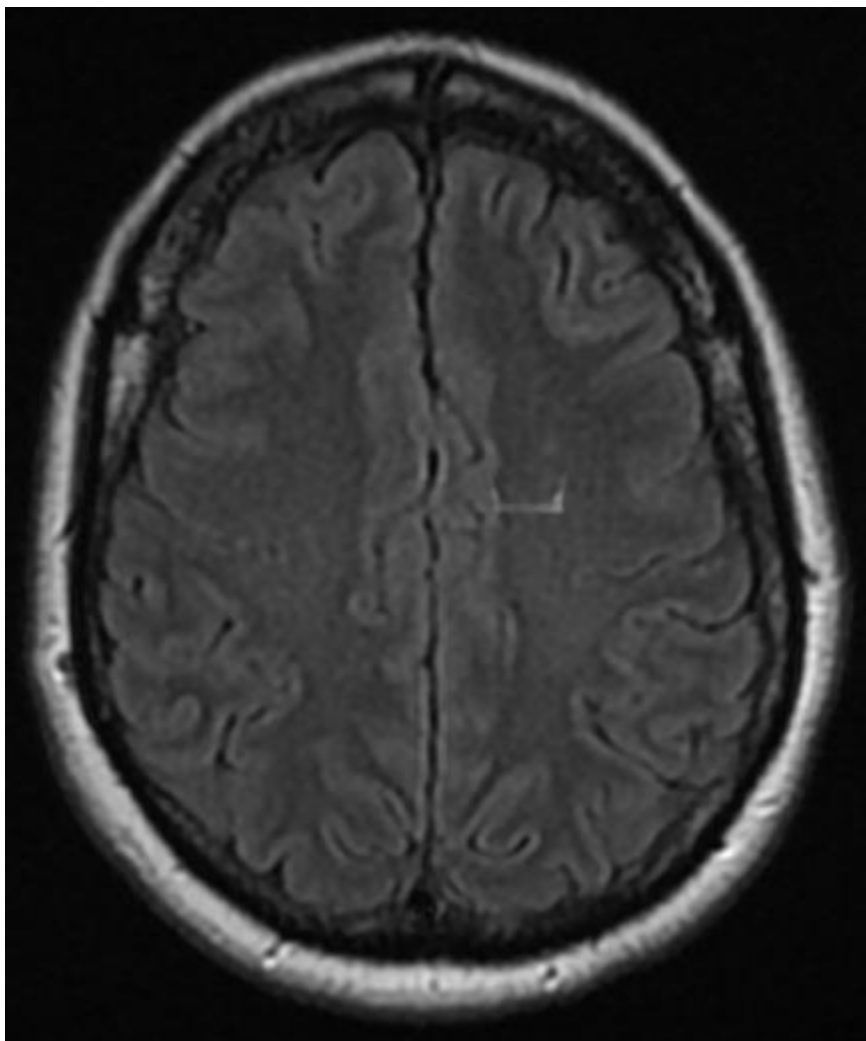
- lower magnetic field strength: 1.5 T rather than 3 T
- increase bandwidth during slice selection and readout
- increase matrix: 512 pixel
- maintain good signal to noise ratio by increasing number of excitations (NEX)
- spin echo instead of gradient echo where possible
- STIR for fat suppression (spectral frequency selective fat suppression performs better in a homogeneous field)
- shorter echo spacing
- smaller water-fat shift
- thinner slices
- view-angle-tilting (VAT)

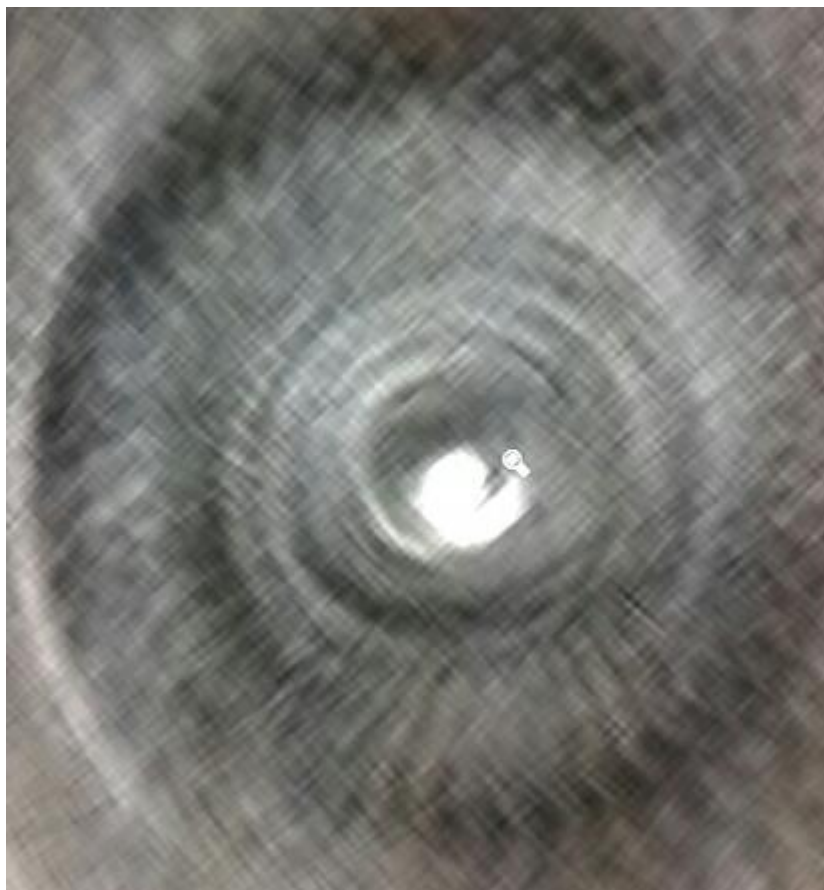




ARTEFATTI T1, T2

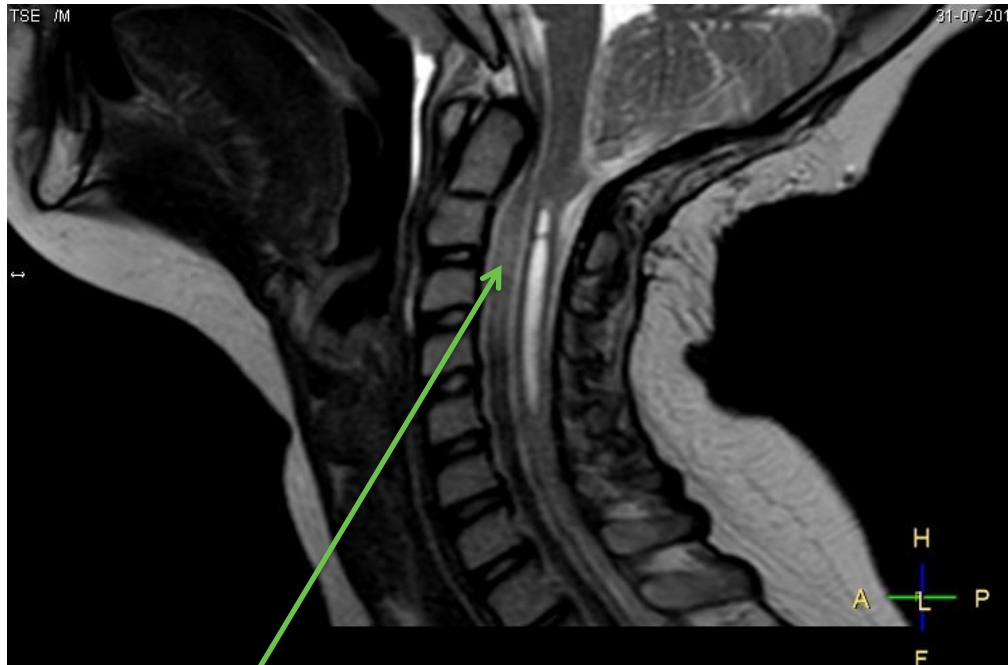


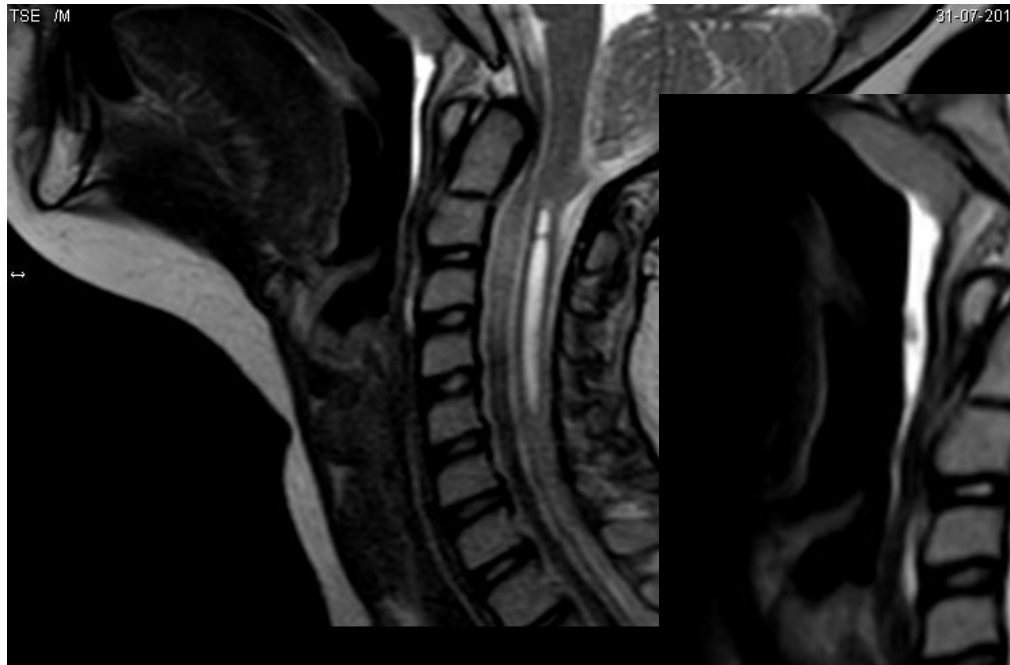




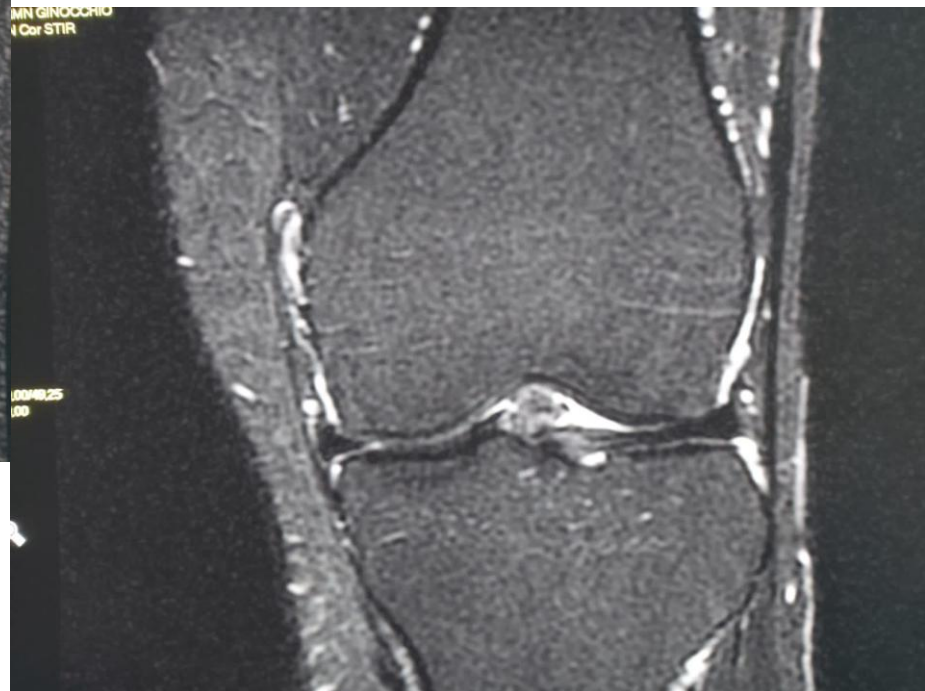
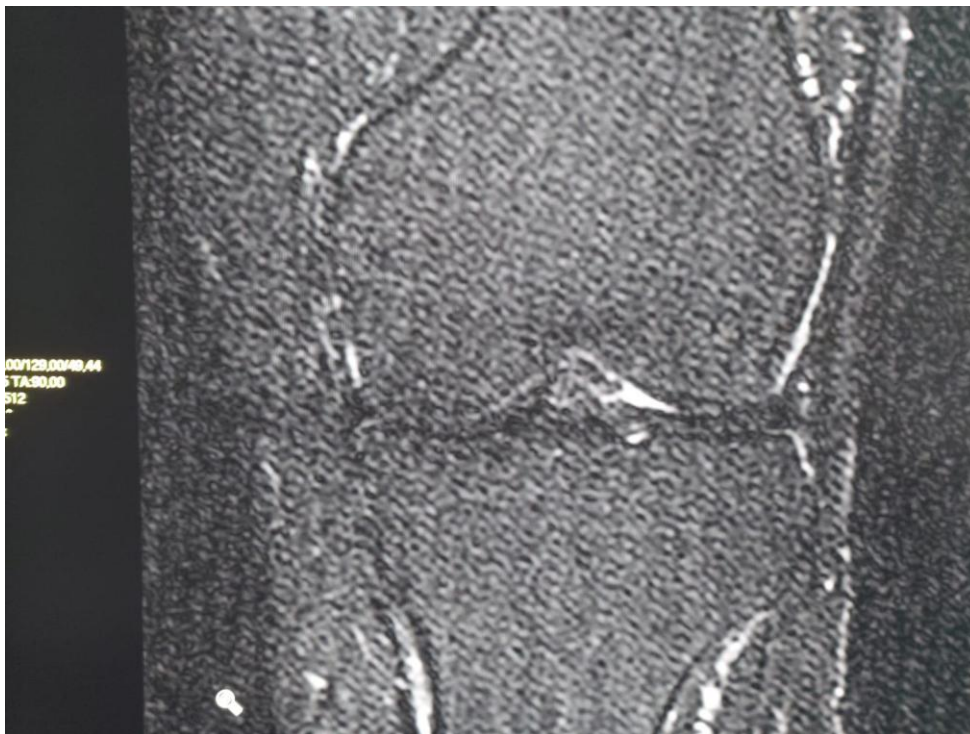
ARTEFATTI da ANESTESISTA







1 nex in più risolve
il dubbio...



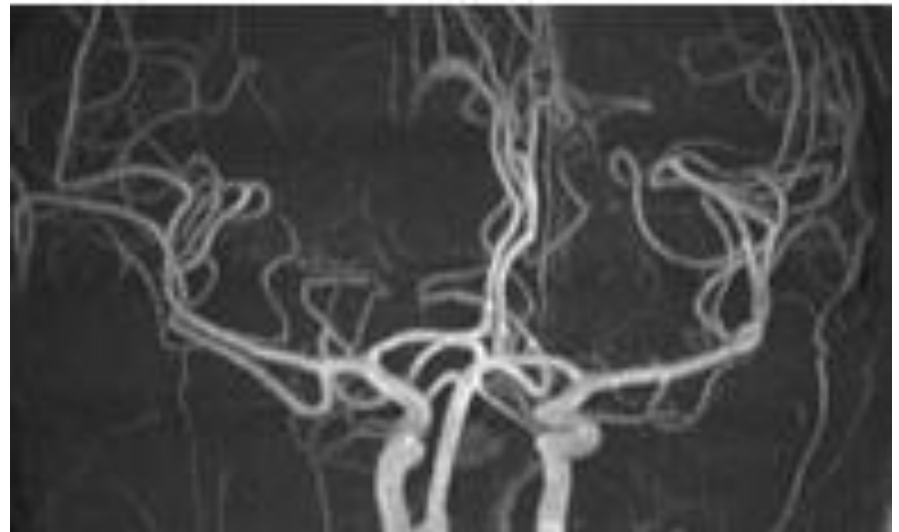
Pantalone ...

Artefatto a tendina veneziana

Aspetto: Bande scure (diminuzione del segnale) al termine di un volume nelle MIP (proiezioni di intensità massima) di una tecnica MRA Inflow 3D a frammenti multipli. Maggiore è il volume, più evidente è l'effetto.

Causato da Effetti di saturazione.

Contromisure: TONE - CHARM



STONE

È l'acronimo di ' **Tilt Optimized Non saturated Excitation**'.

L'angolo di ribaltamento mostra una variazione lineare sul frammento eccitato.

All'inizio del frammento viene utilizzato un angolo di ribaltamento inferiore.

Al termine del frammento viene utilizzato l'angolo di ribaltamento massimo.

Il valore inserito nella sequenza è l'angolo di ribaltamento medio nel frammento e, insieme con l'angolo iniziale, non può superare 90° .

TONE

Proprietà

Diminuisce l'effetto di saturazione del sangue in entrata nelle scansioni 3D MRA.

Consente circa il doppio degli strati all'interno di un frammento.

Nelle scansioni a frammenti multipli:

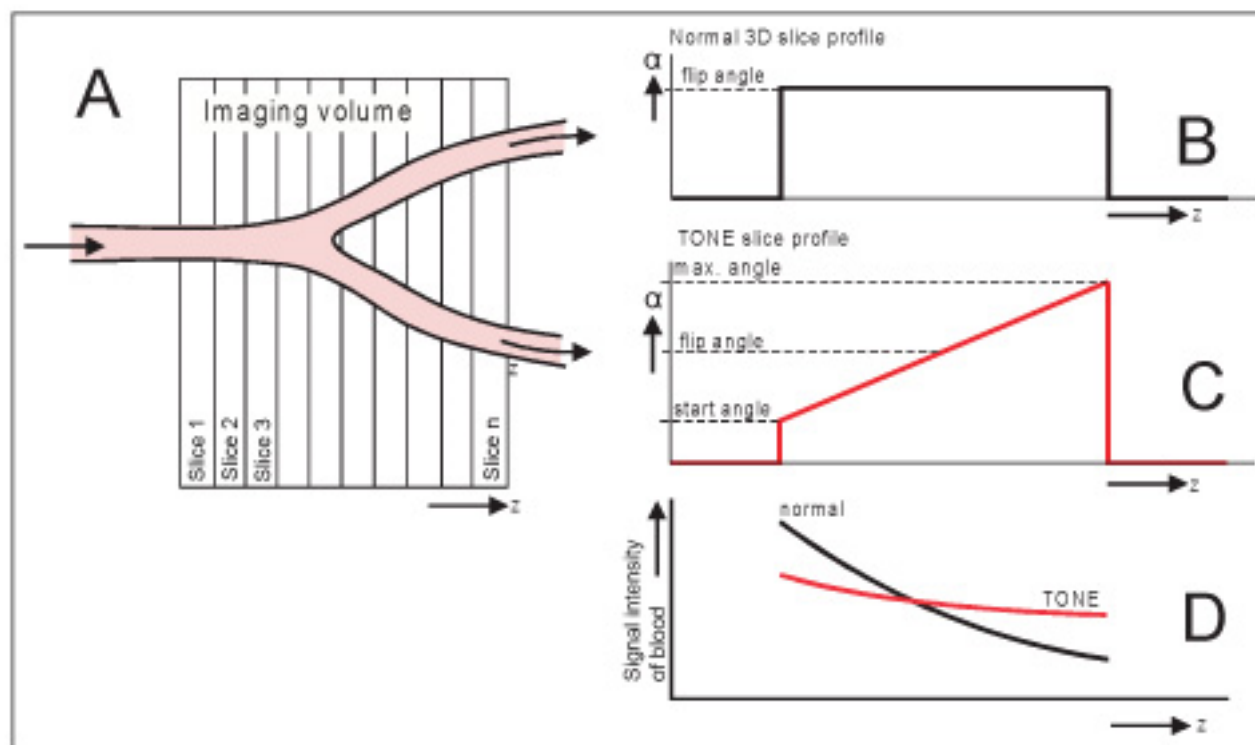
- Diminuisce l'artefatto a tendina veneziana oppure
- Consente frammenti di spessore maggiore.

Applicazioni

Scansioni 3D Inflow e 3D Inflow a frammenti multipli.

ARTEFATTI MRA INFLOW

Principio della tecnica TONE.



- Posizionamento del volume di imaging rispetto al flusso sanguigno.
- Angolo di ribaltamento e posizione dello strato senza TONE.
- Angolo di ribaltamento e posizione dello strato con TONE.
- Confronto: intensità del segnale del sangue come funzione della posizione strato all'interno del volume, con e senza TONE

MRA Inflow 3D a frammenti multipli

CHARM

Si tratta di una tecnica inflow 3D in cui il volume 3D è diviso in sottovolumi o frammenti sovrapposti acquisiti in modalità alternata con il metodo CHARM (CHunk Acquisition and Reconstruction Method; metodo di acquisizione e ricostruzione frammenti).

La sovrapposizione dei frammenti evita la riduzione del segnale tra i frammenti.

CHARM è uno speciale algoritmo per l'unione dei bordi dei frammenti e la riduzione/eliminazione degli artefatti a tendina veneziana.

I dati vengono acquisiti separatamente per ogni frammento e ricostruiti come un unico volume totale per la visualizzazione.

MRA Inflow 3D a frammenti multipli

CHARM

Parametri di imaging

Numero di frammenti

È visibile solamente in modalità 3D

Maggiore è il numero dei frammenti selezionati in un volume, minore sarà l'SNR

Tuttavia, questa diminuzione dell'SNR viene compensata da un aumento nel rapporto contrasto/rumore. Ciò si riscontra nelle immagini nella migliore definizione dei piccoli vasi, che altrimenti non si vedrebbero a causa della saturazione.

Numero di strati (per frammento)

Deve essere almeno di 10 strati per una buona qualità dell'immagine.

MRA Inflow 3D a frammenti multipli

CHARM

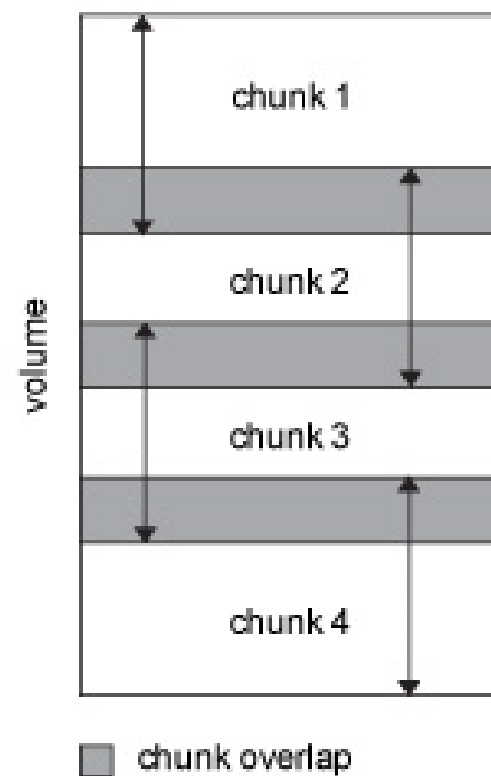
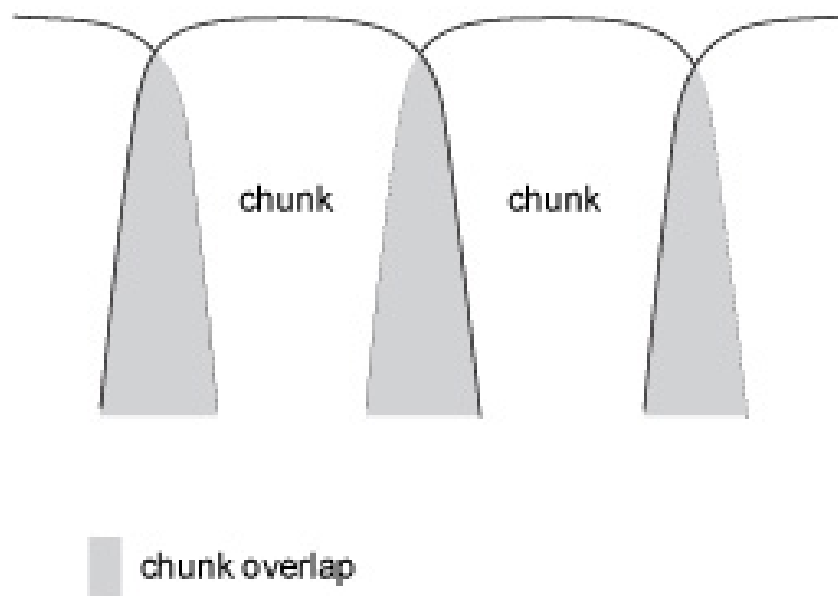
Ordine frammenti

Deve essere selezionato in modo da opporsi alla direzione del flusso. Produce il ricambio massimo di sangue nei frammenti. Il numero totale degli strati dipende dal numero di frammenti che è possibile utilizzare. È preferibile selezionare un determinato numero di strati per la copertura dell'area di interesse, quindi scegliere il numero di frammenti per ottimizzare l'accentuazione del flusso in entrata massimo.

ARTEFATTI MRA INFLOW

MRA Inflow 3D a frammenti multipli CHARM

Sinistra: sovrapposizione dei frammenti. Destra: frammenti multipli.

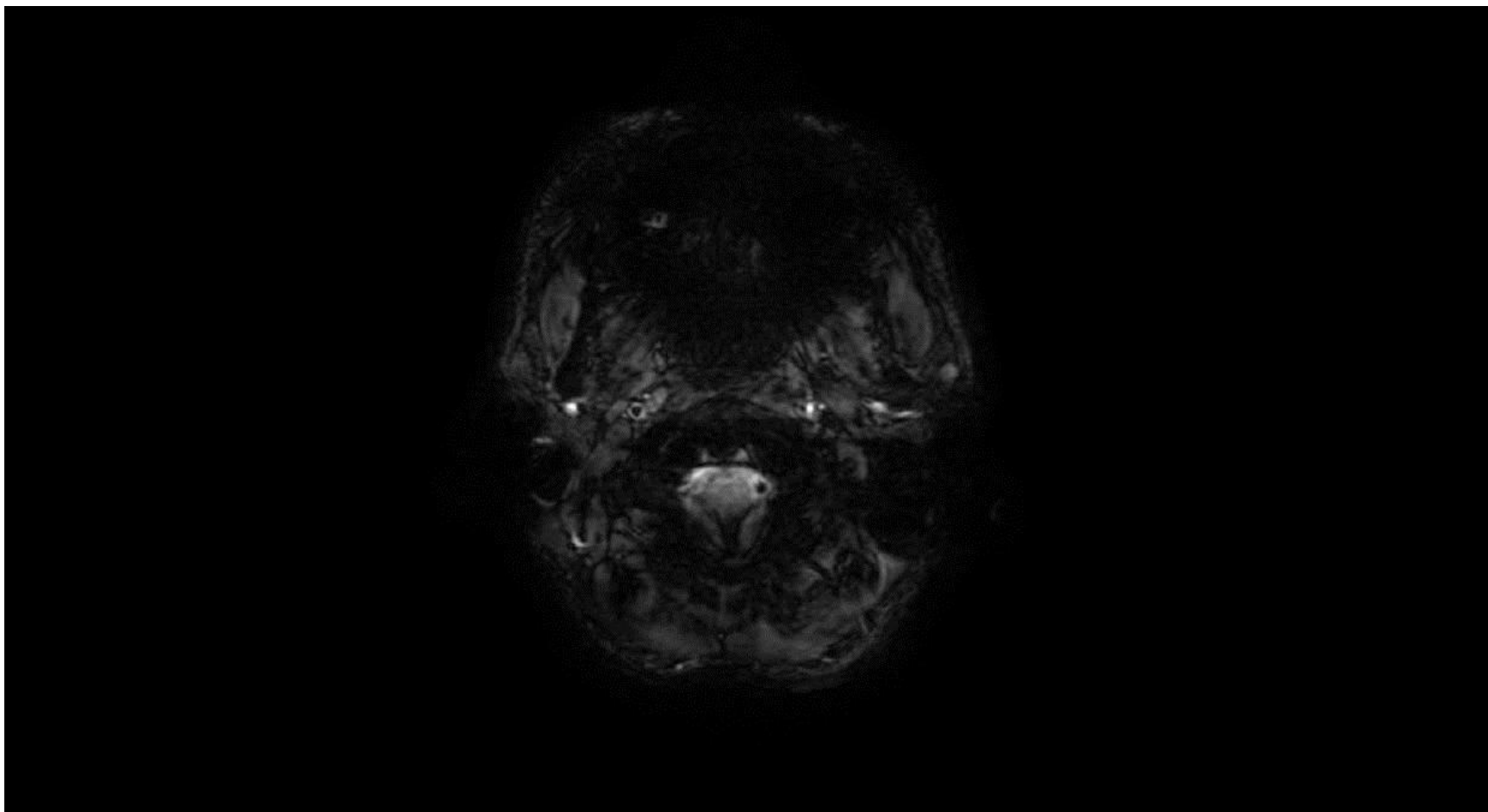


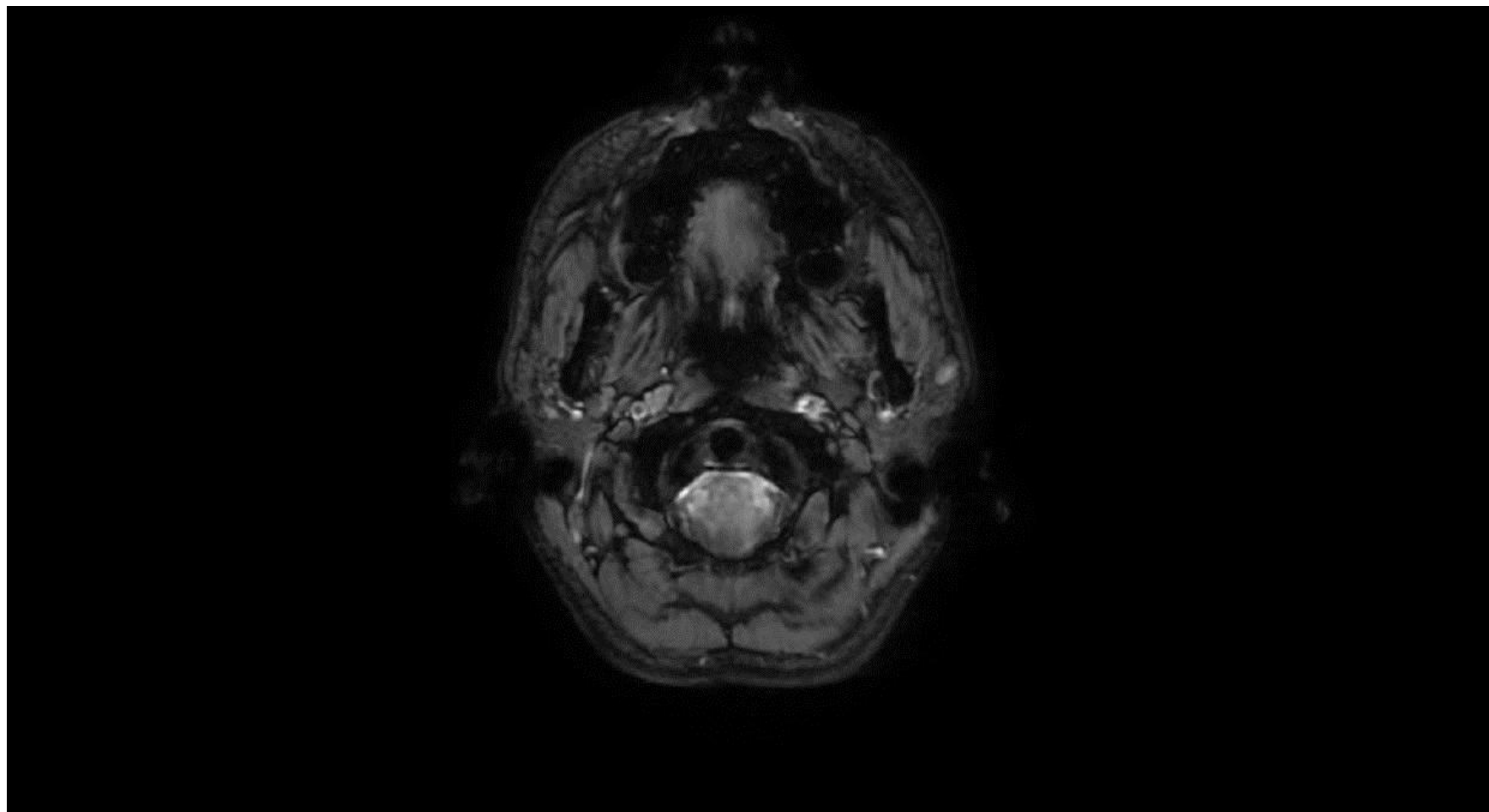
Artefatto a scalino

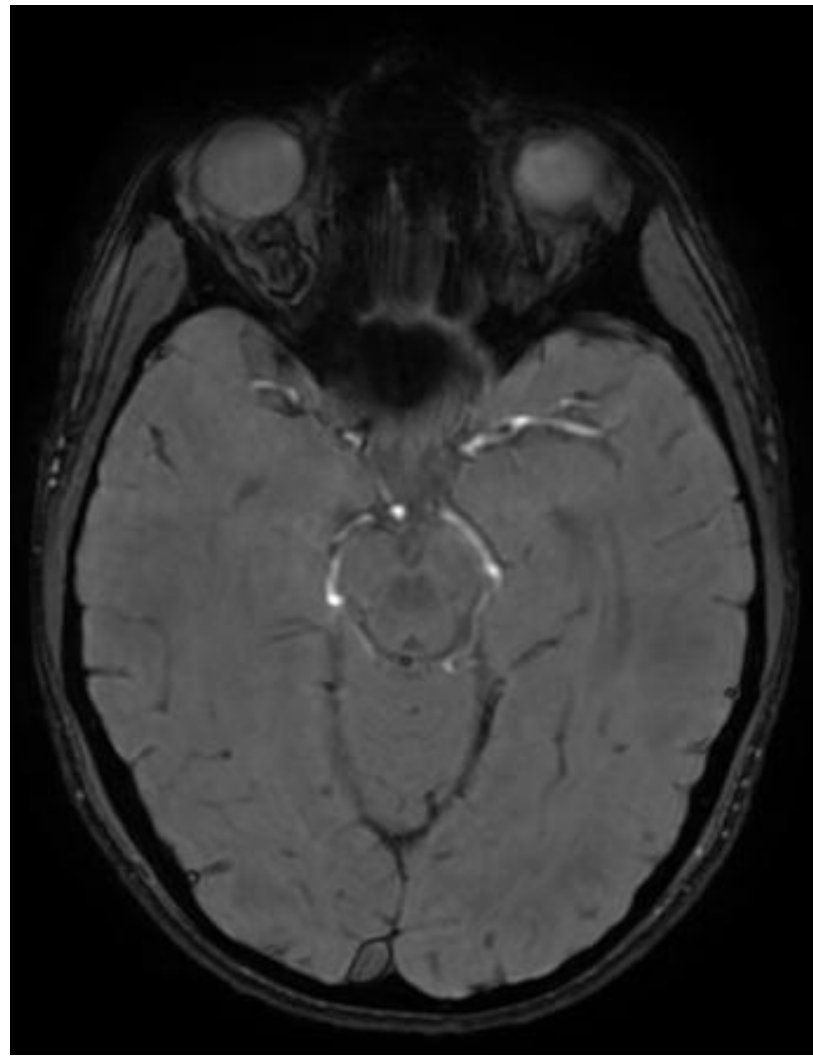
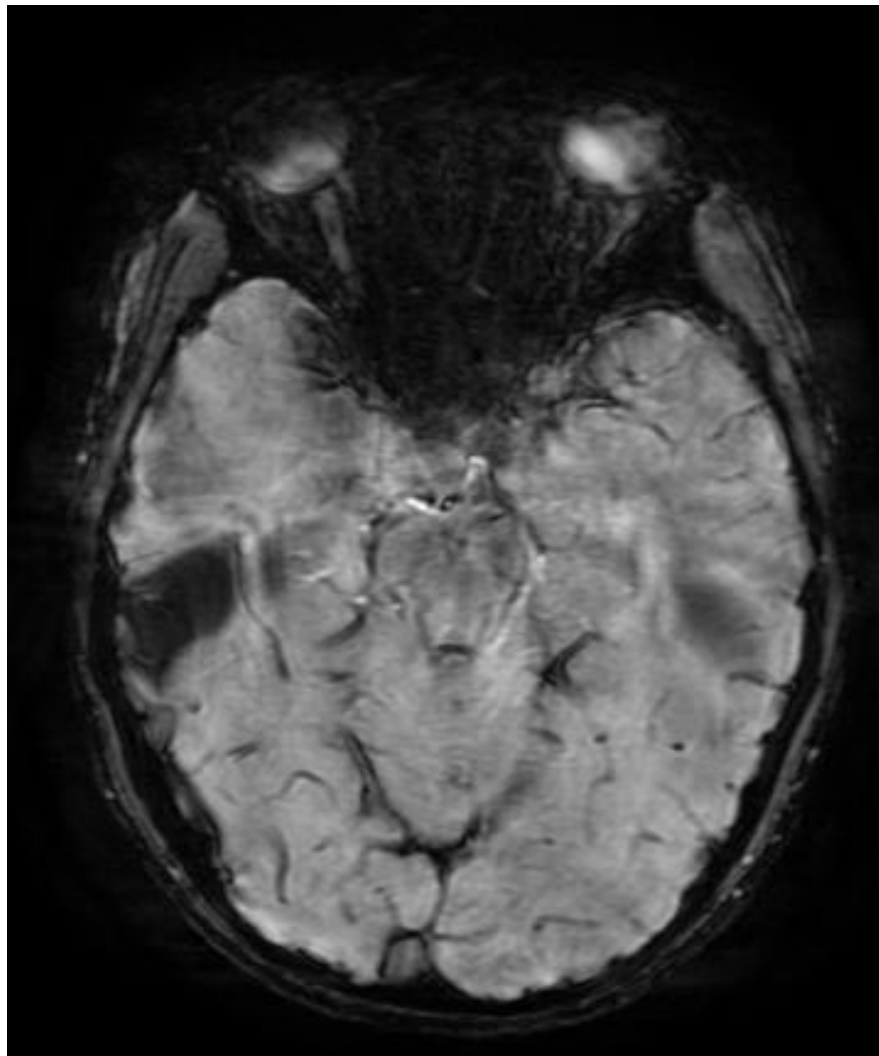
Aspetto: Scalino nelle MIP di una tecnica Inflow M2D.

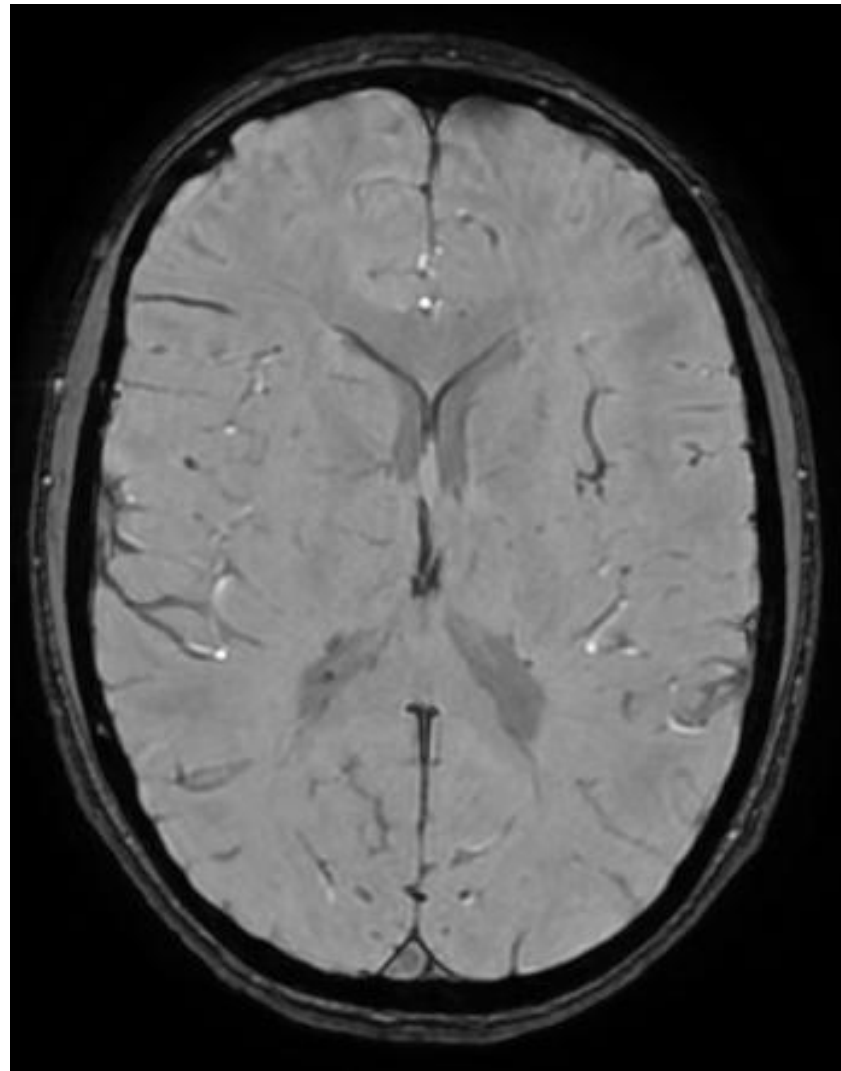
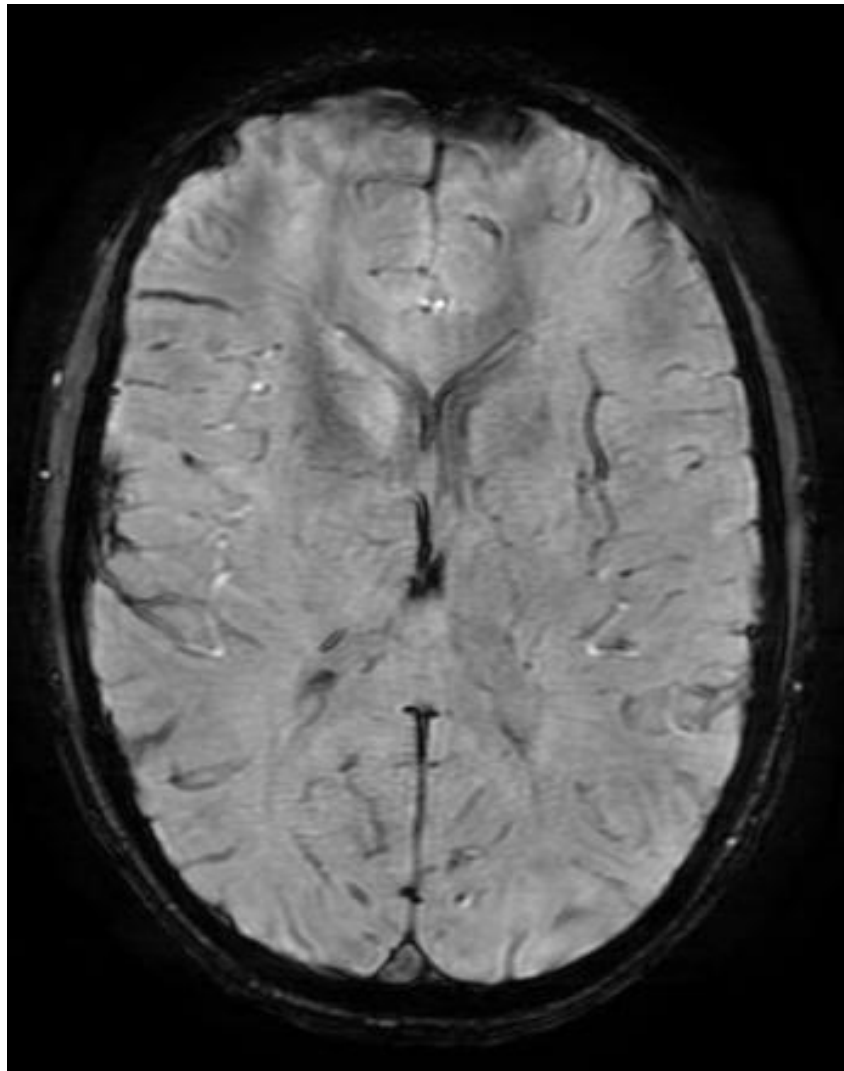
Causato da effetti di saturazione.

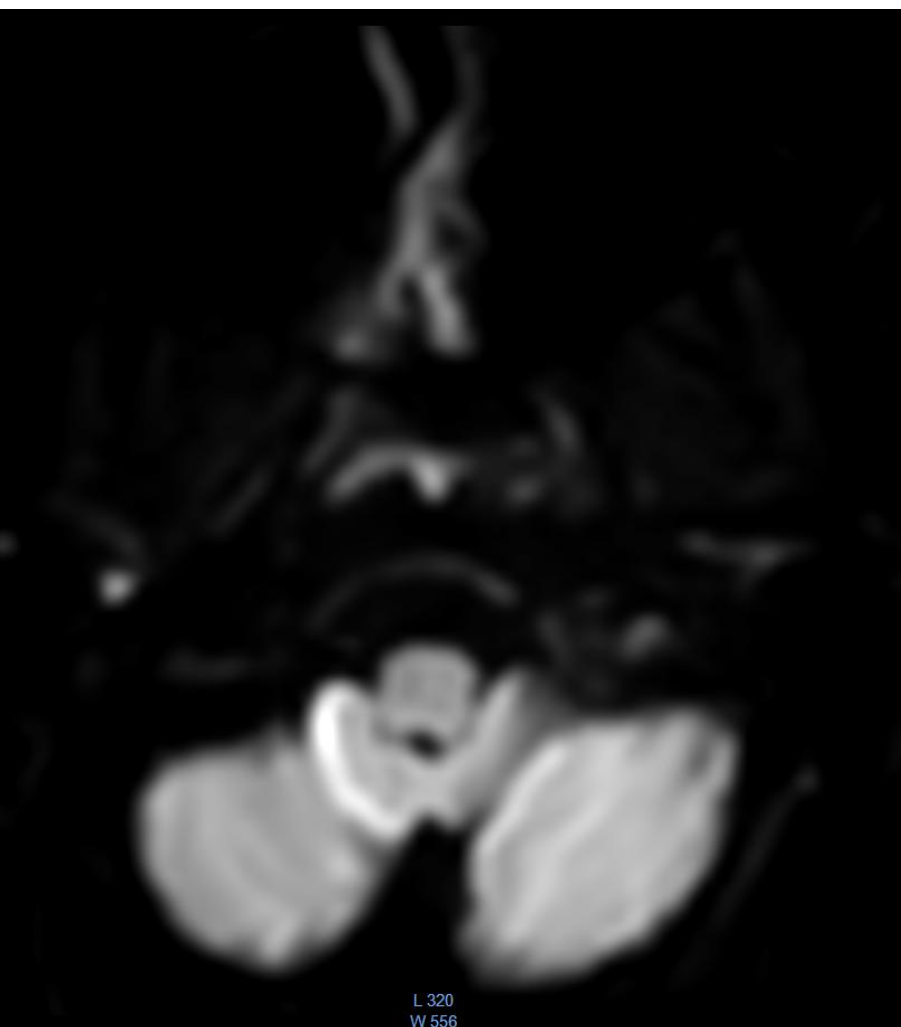
Contromisure: Usare un intervallo fra gli strati con valore negativo.
Normalmente è sufficiente una sovrapposizione del 25 – 30%.



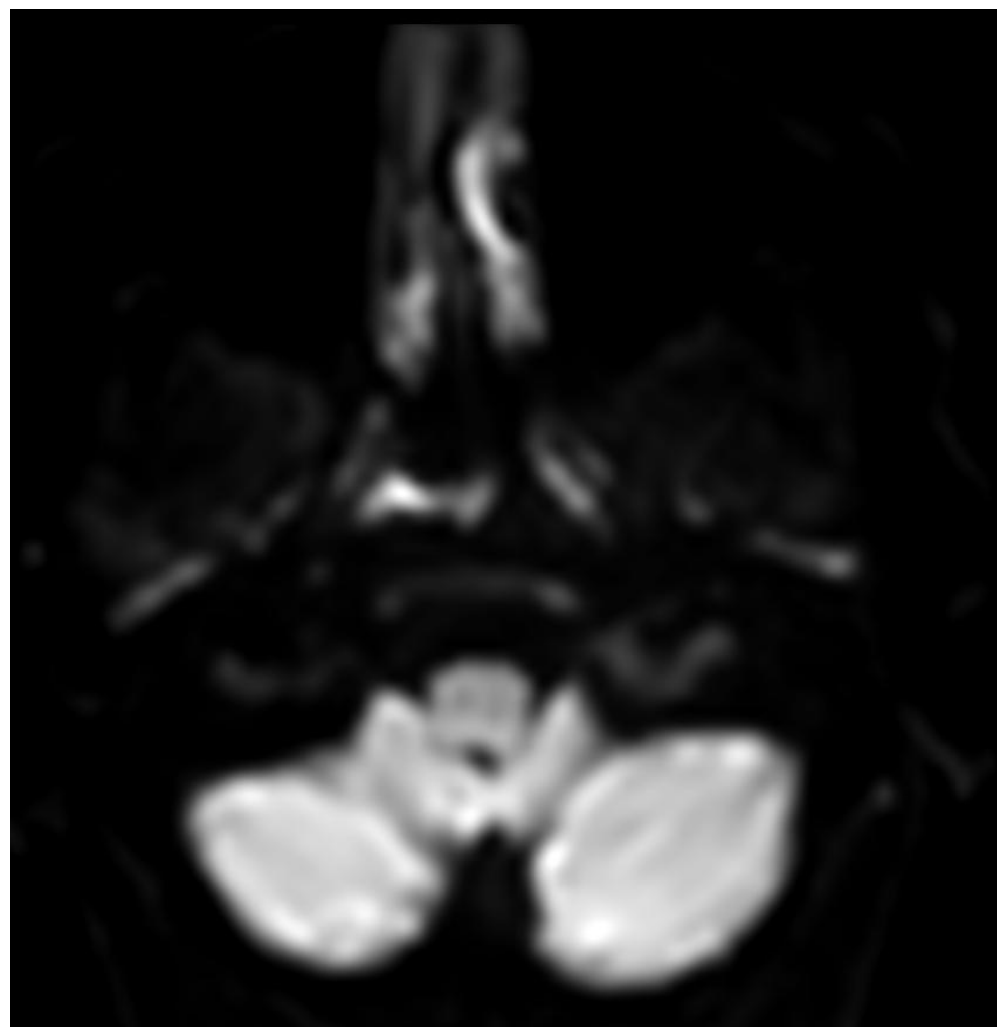




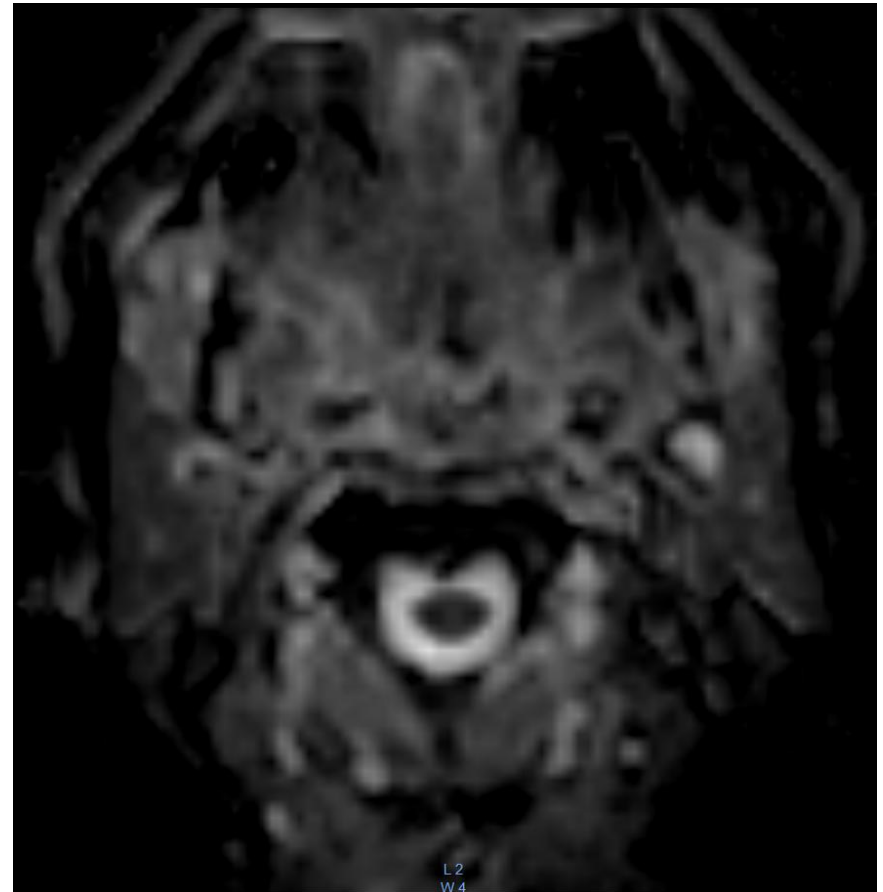
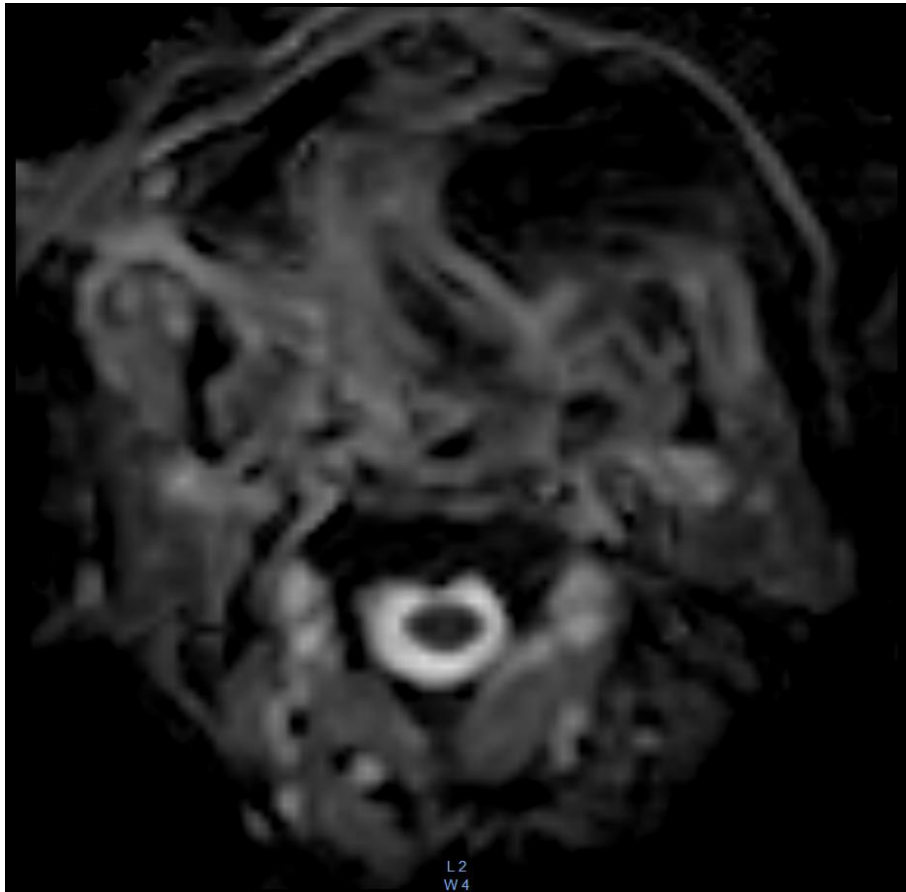




FOLDOVER DIRECTION = RL



FOLDOVER DIRECTION = AP



FOLDOVER DIRECTION = RL

FOLDOVER DIRECTION = AP



Sag STIR



Sag T1 Flair



Sag T2 FRFSE FS



Solo con la Sag
Merge si annulla
l'artefatto da flusso

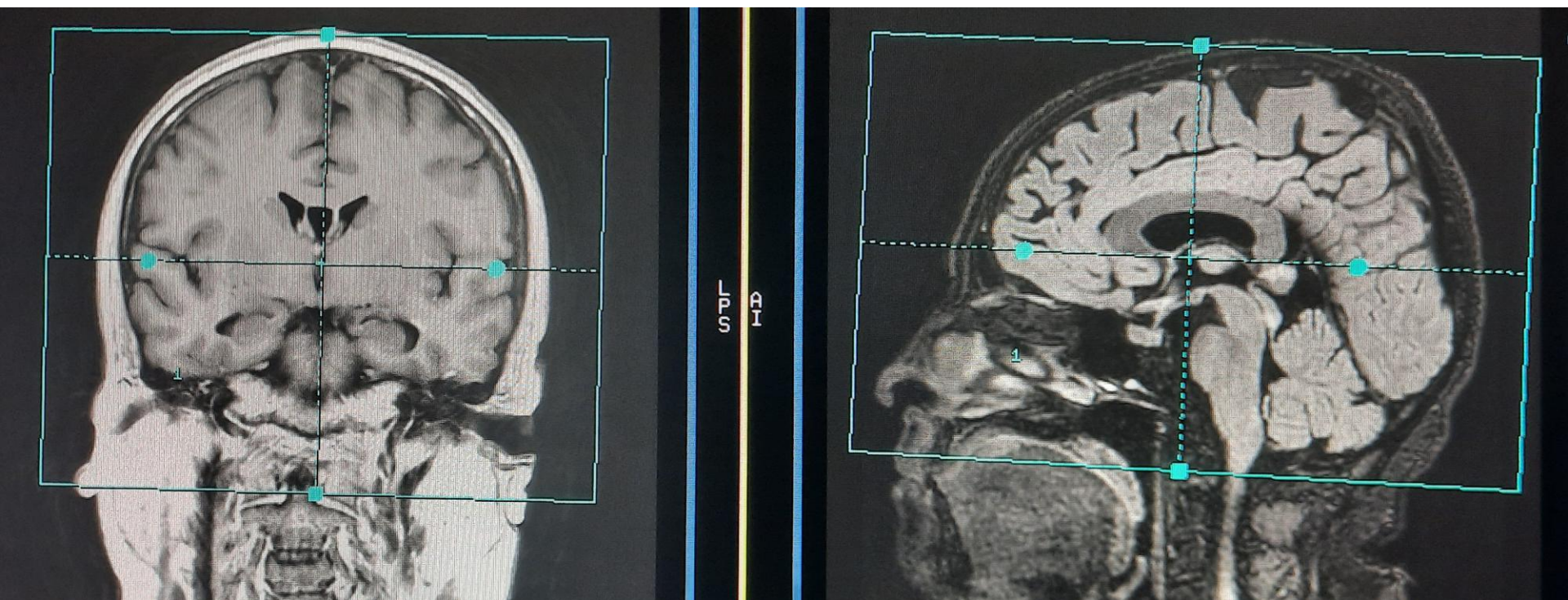
Dir.
Freq.
A/P



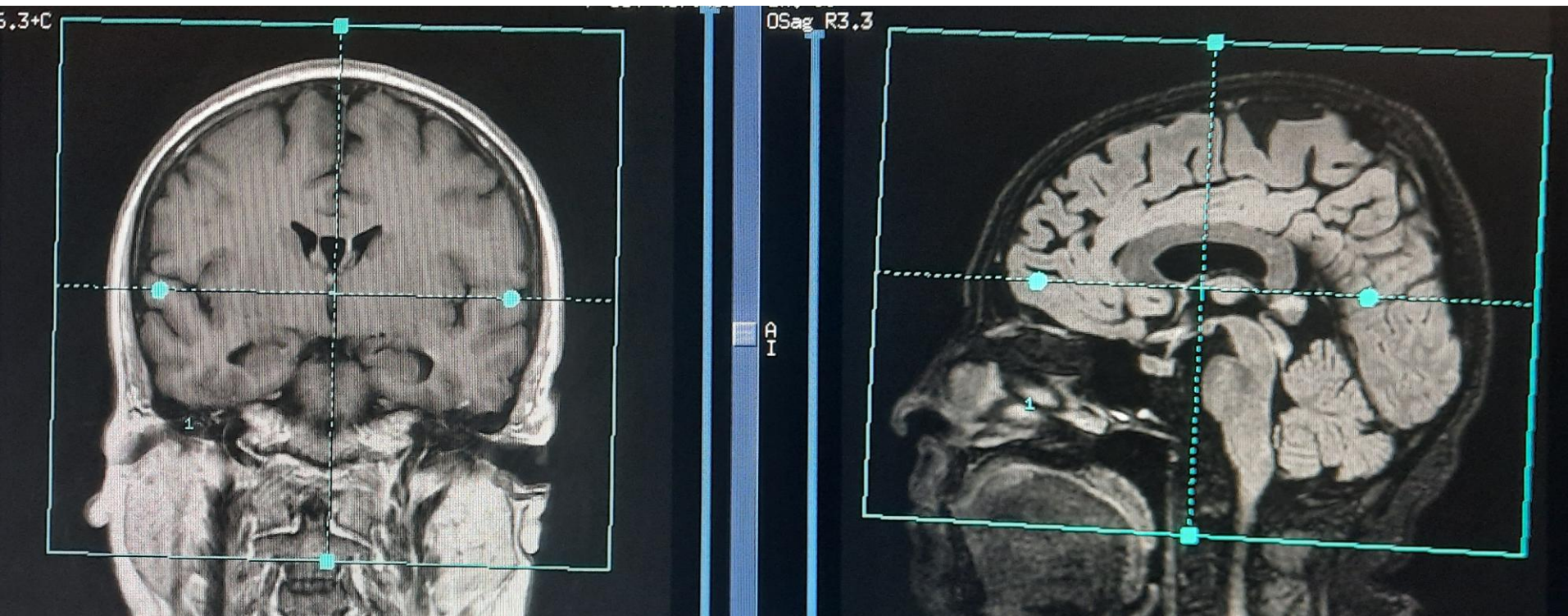
Dir.
Freq.
S/I



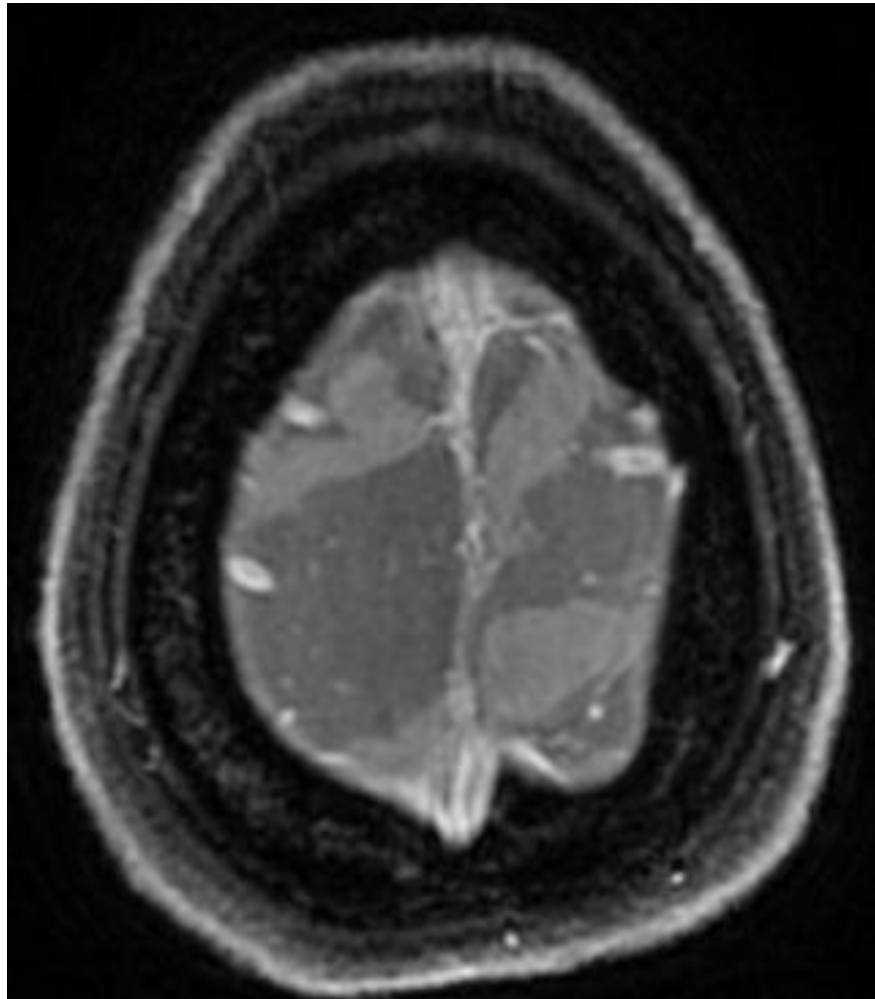
Impostazione N.1 AX 3D FSPGR



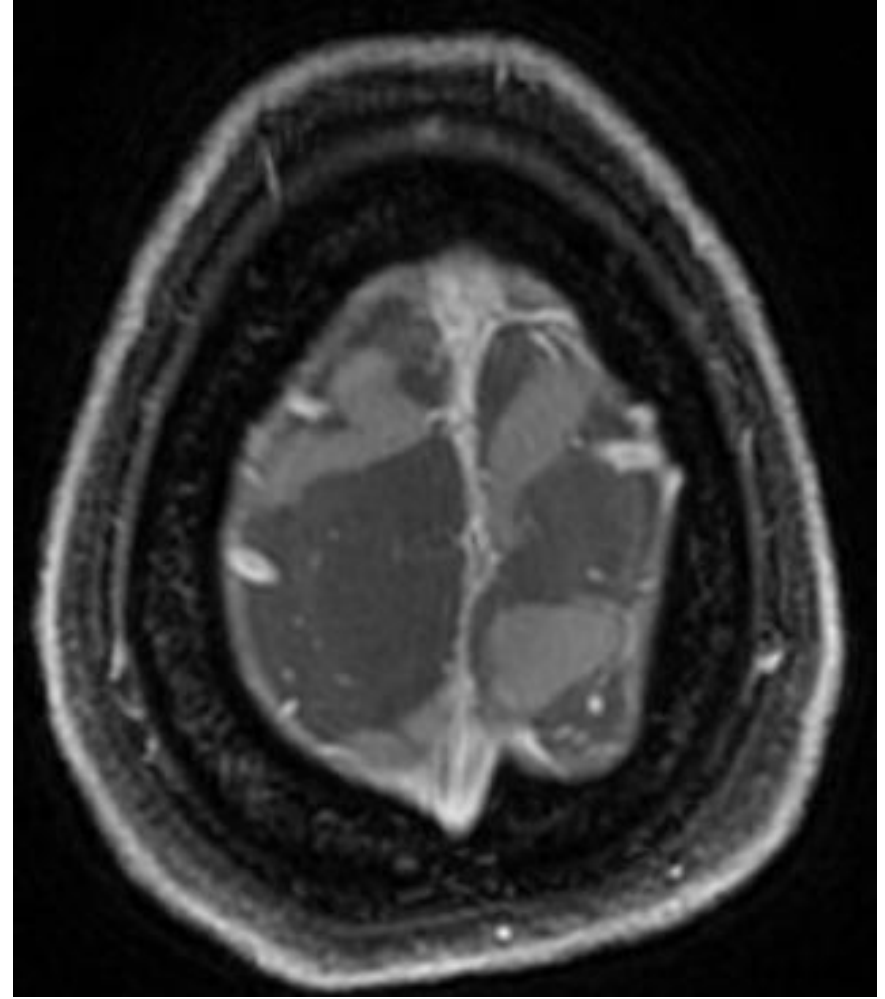
Impostazione N.2 AX 3D FSPGR



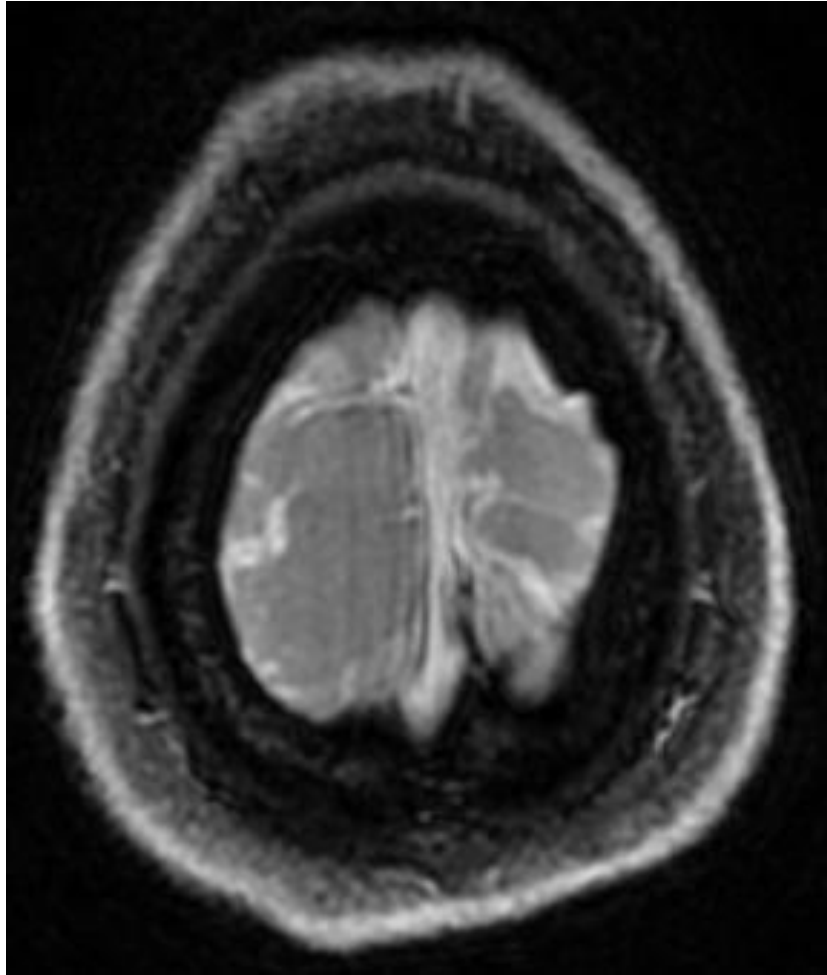
Impostazione N.1 AX 3D FSPGR



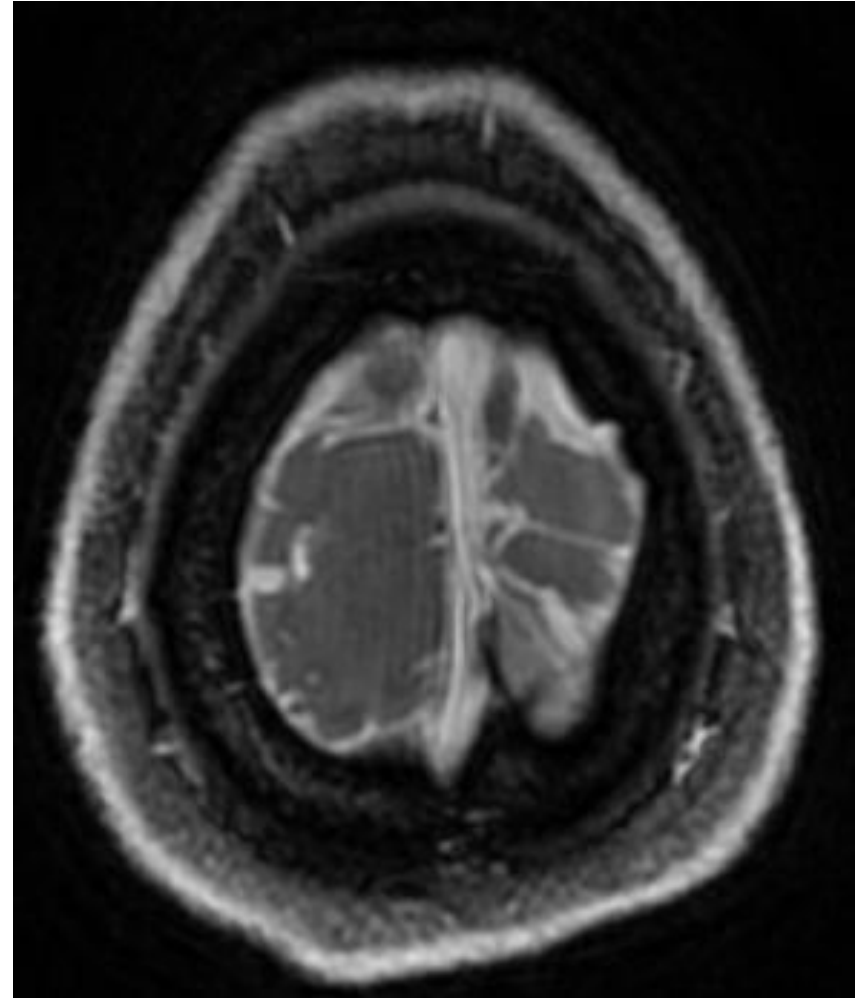
Impostazione N.2 AX 3D FSPGR



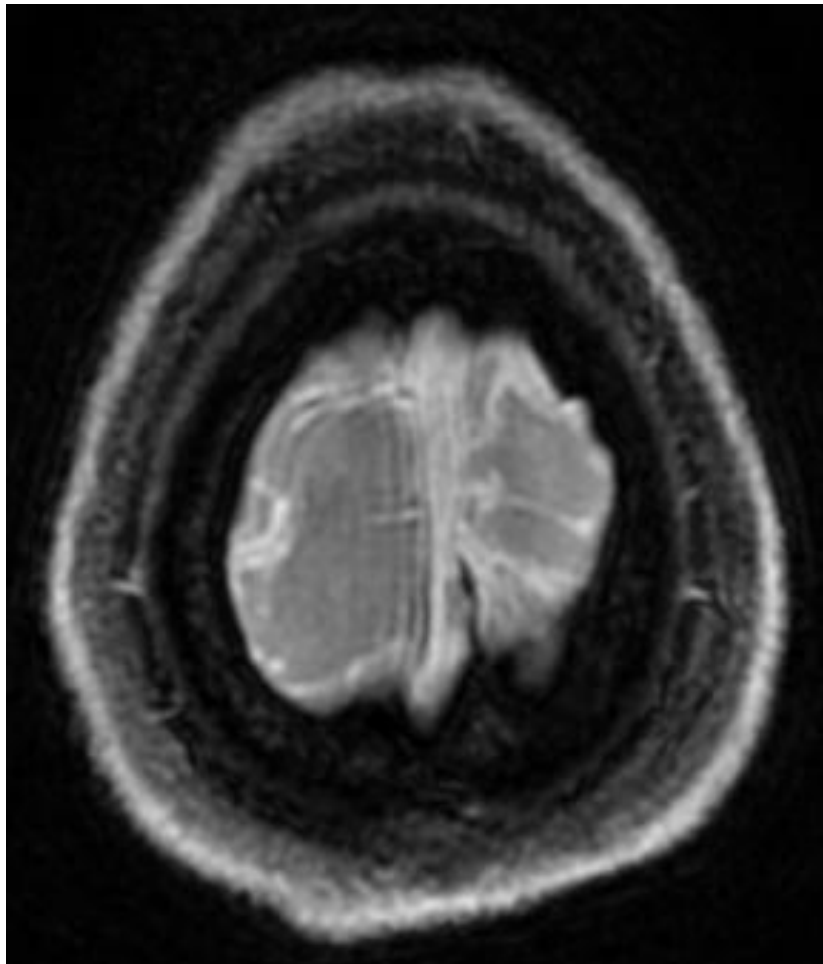
Impostazione N.1 AX 3D FSPGR



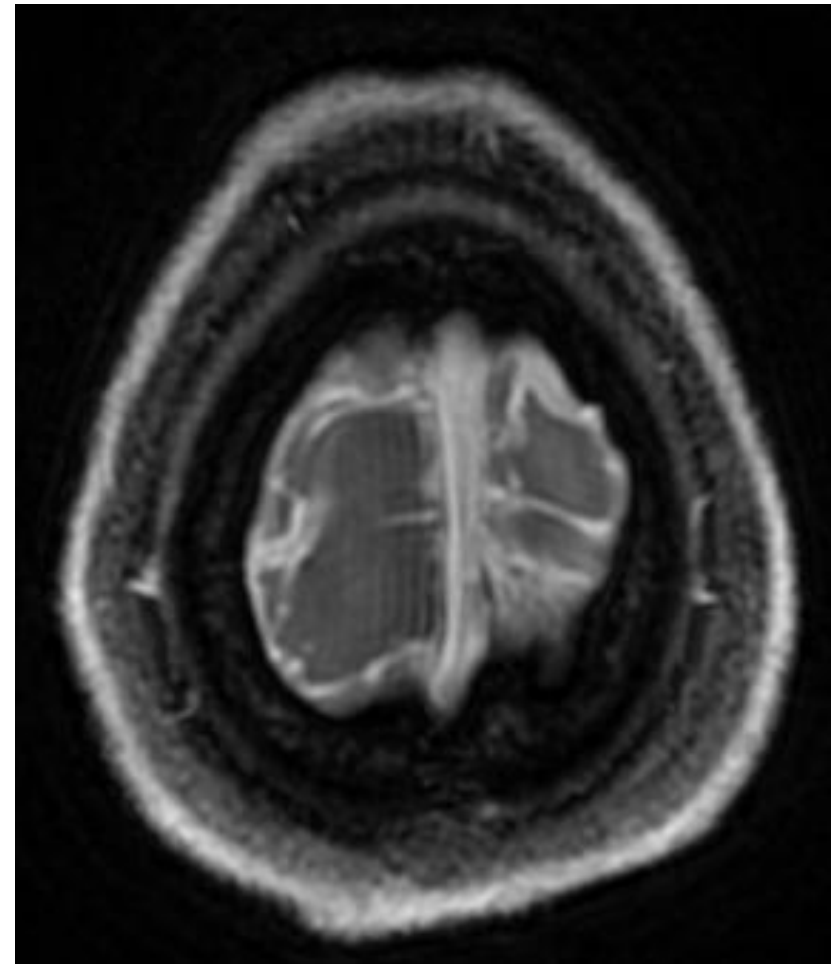
Impostazione N.2 AX 3D FSPGR



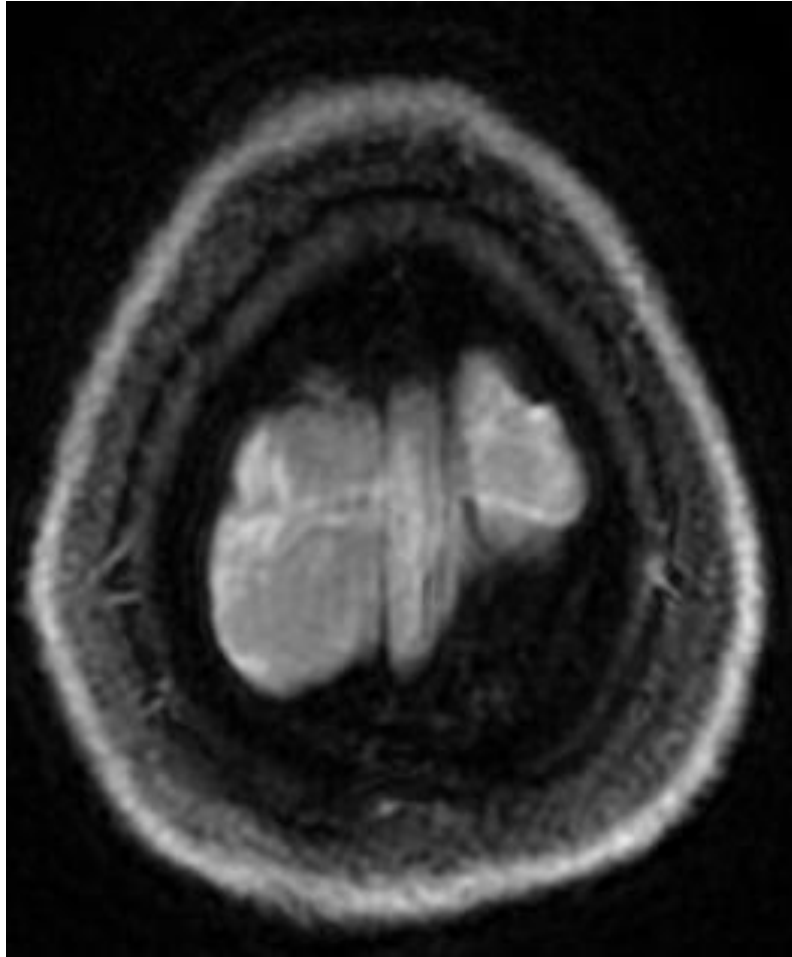
Impostazione N.1 AX 3D FSPGR



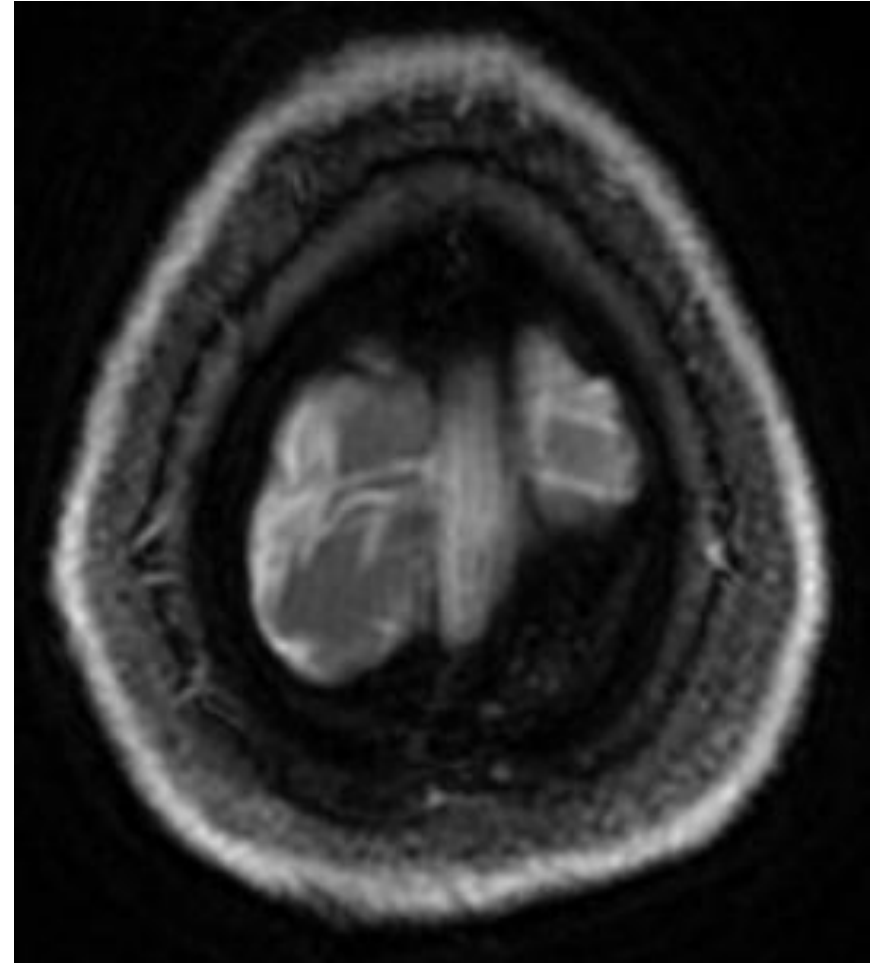
Impostazione N.2 AX 3D FSPGR



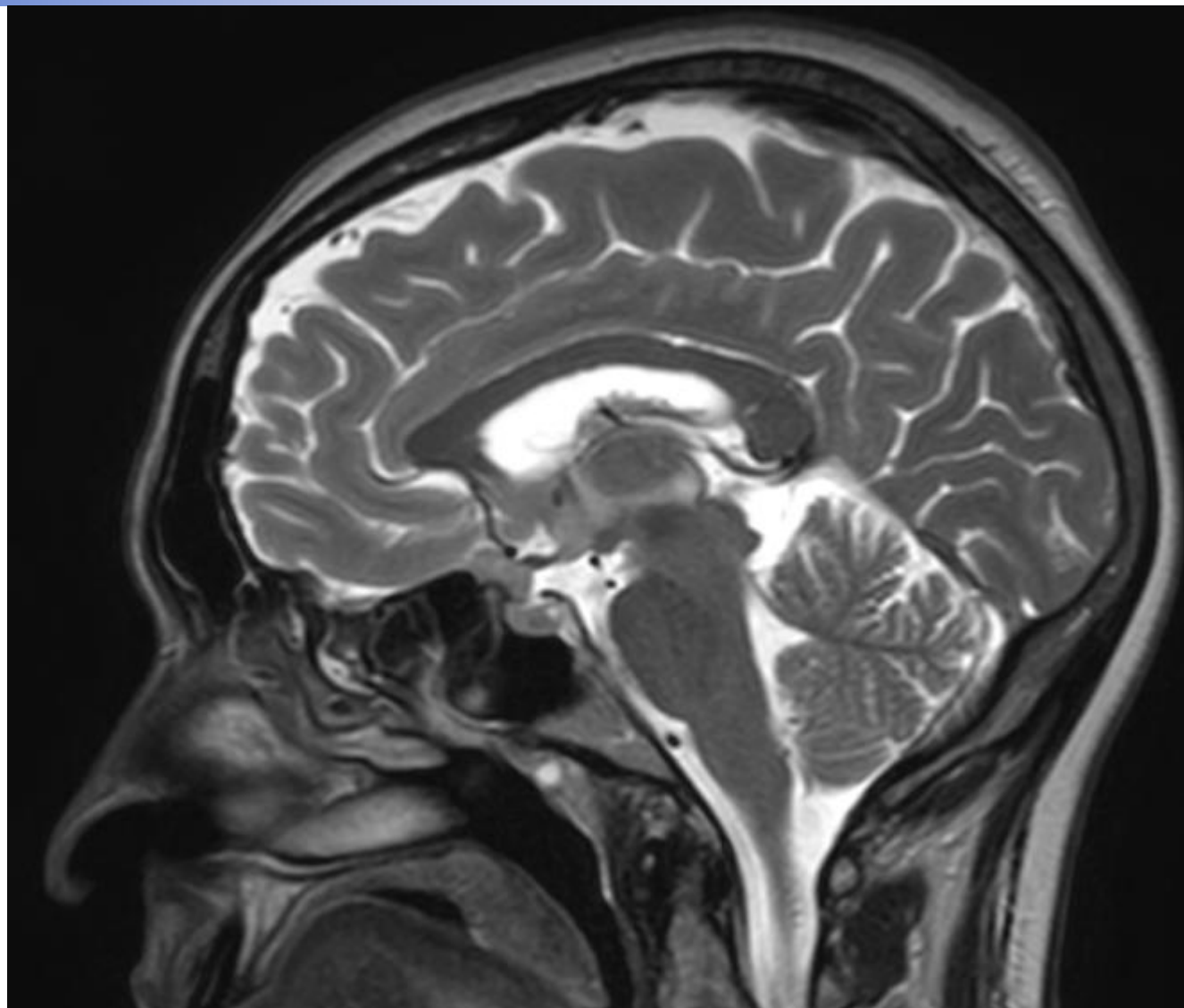
Impostazione N.1 AX 3D FSPGR



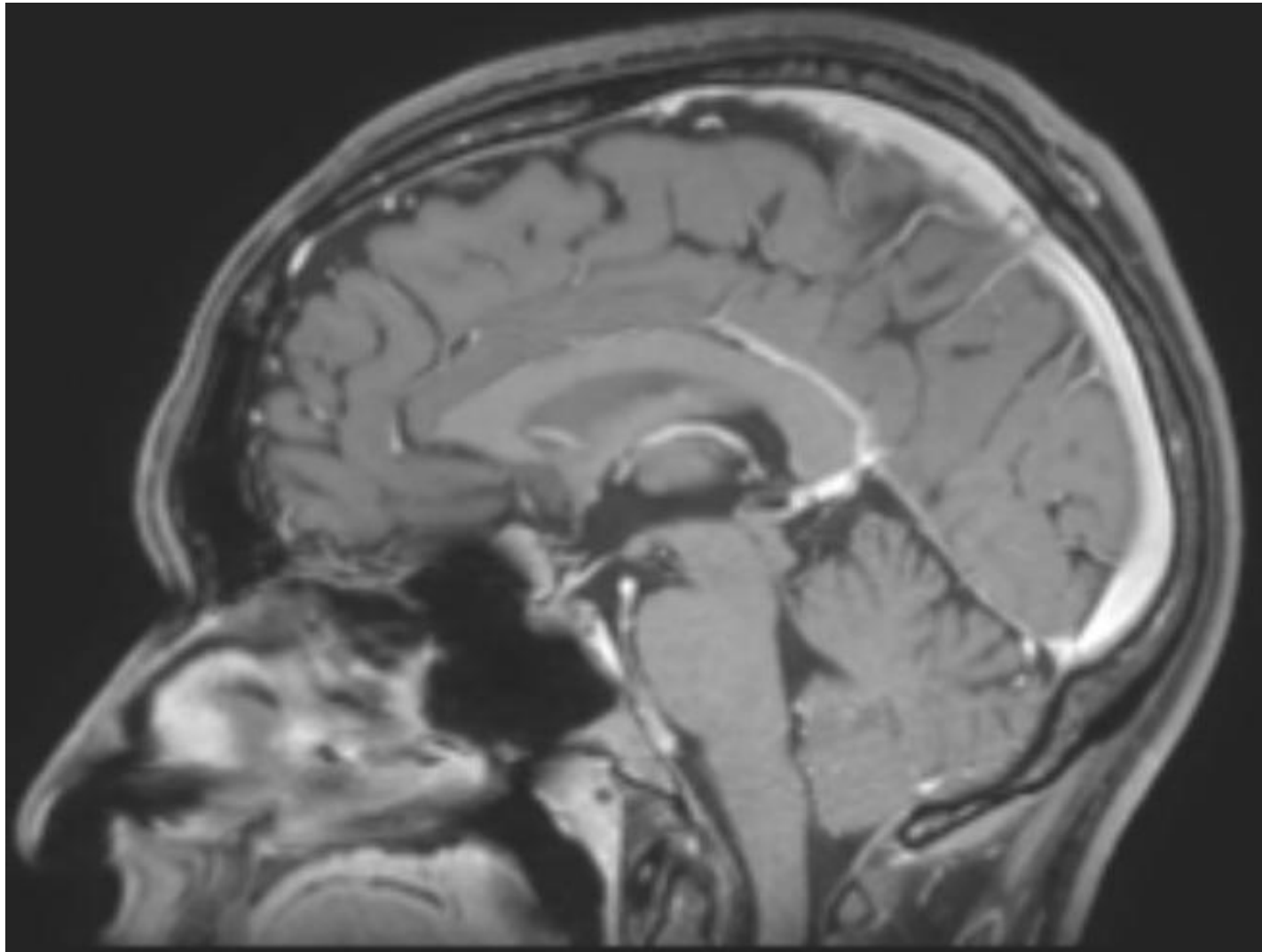
Impostazione N.2 AX 3D FSPGR



Paziente con
meningioma
chiasma ottico

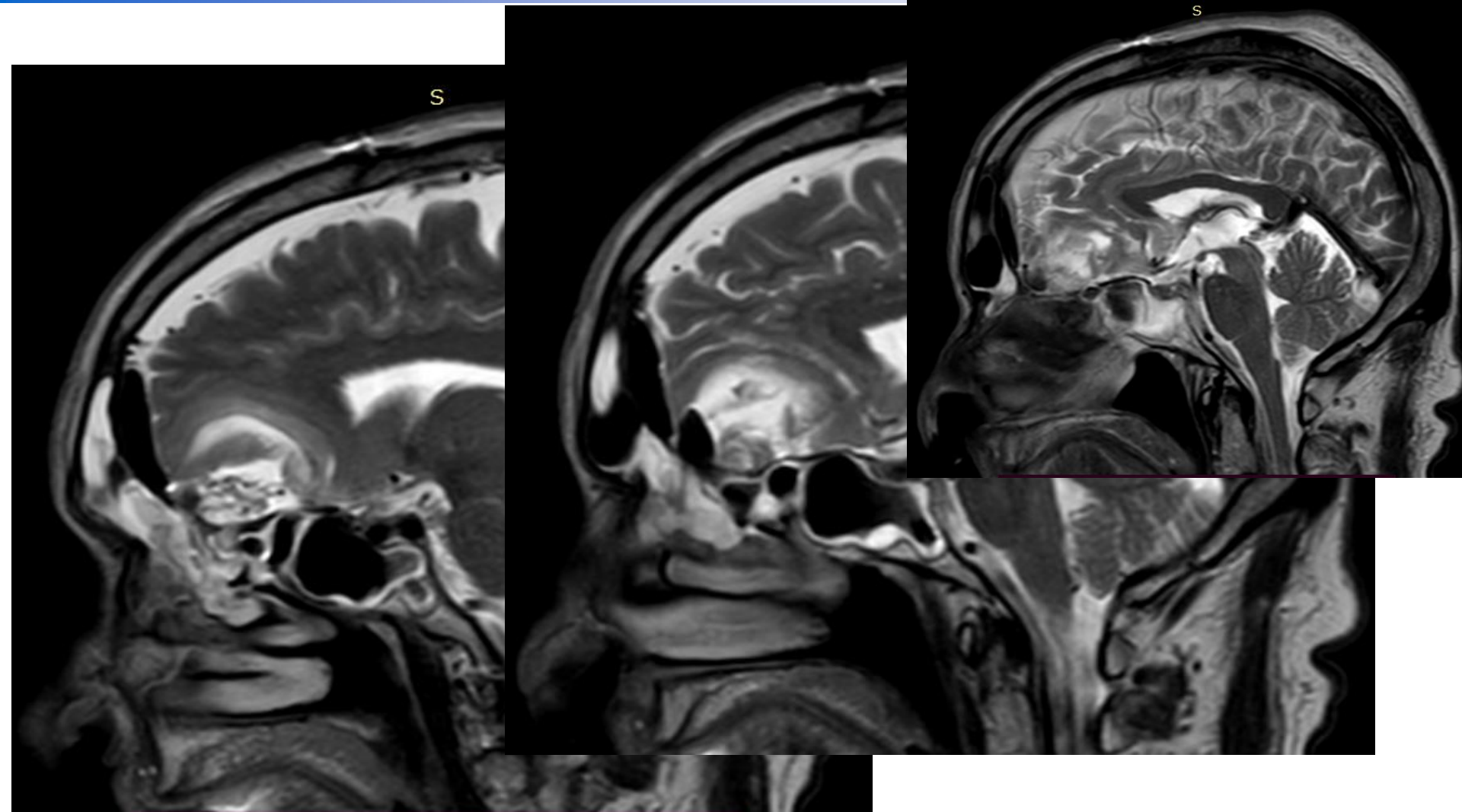


L'aria determina
vistoso artefatto
nella zona di
interesse

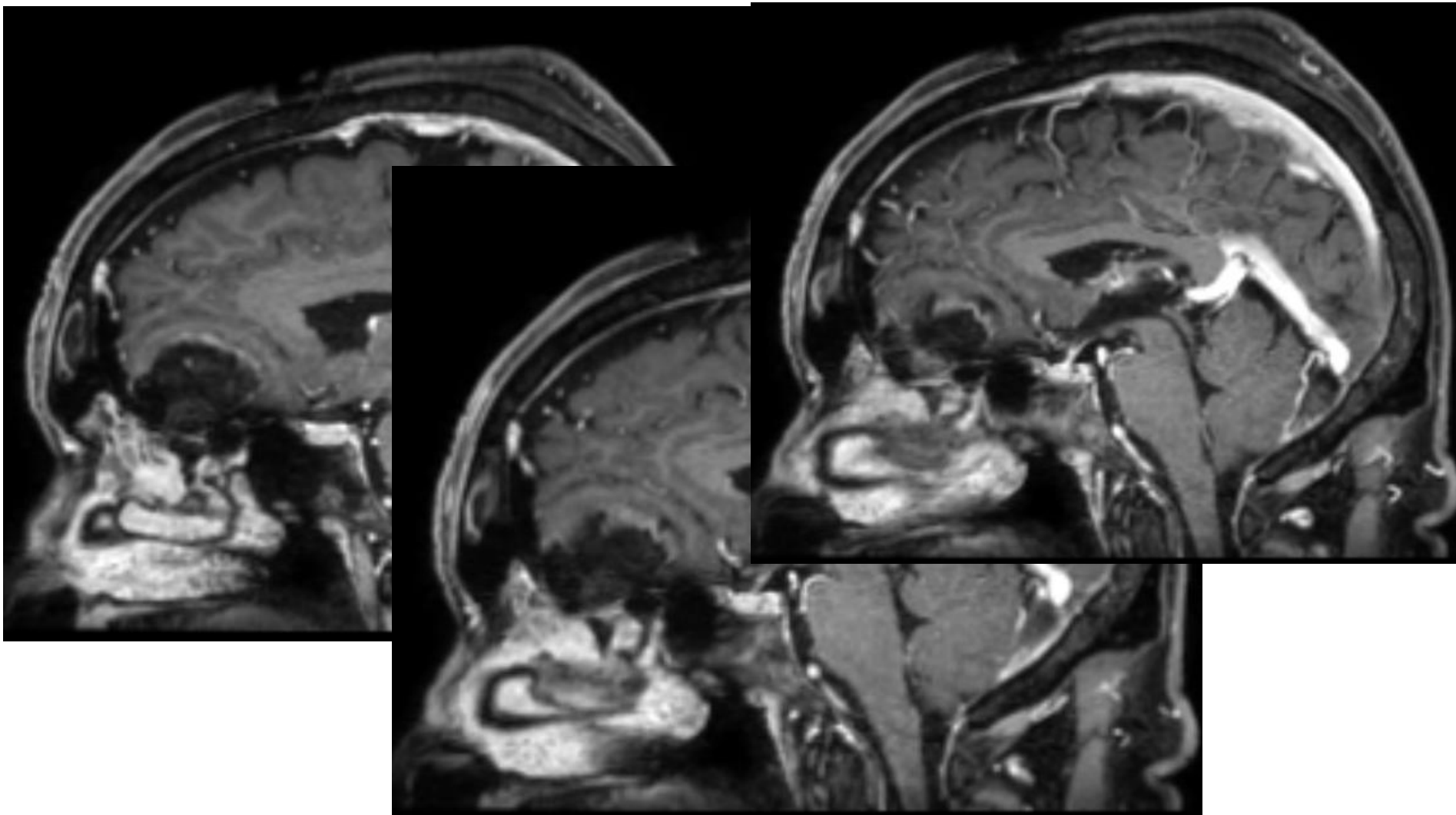


Per compensare l'aria
presente una
sequenza T1 2D
classica può risolvere il
problema

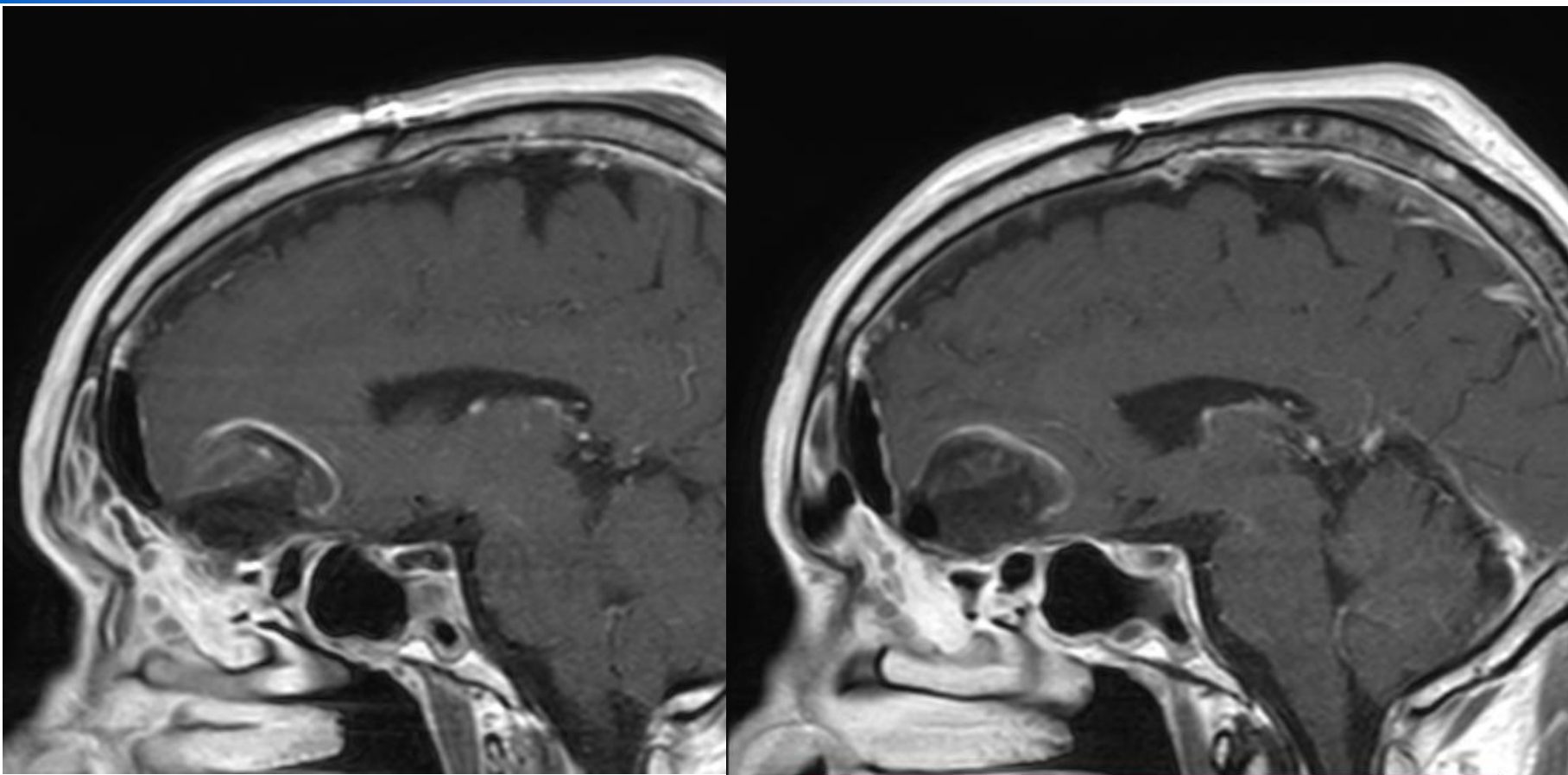




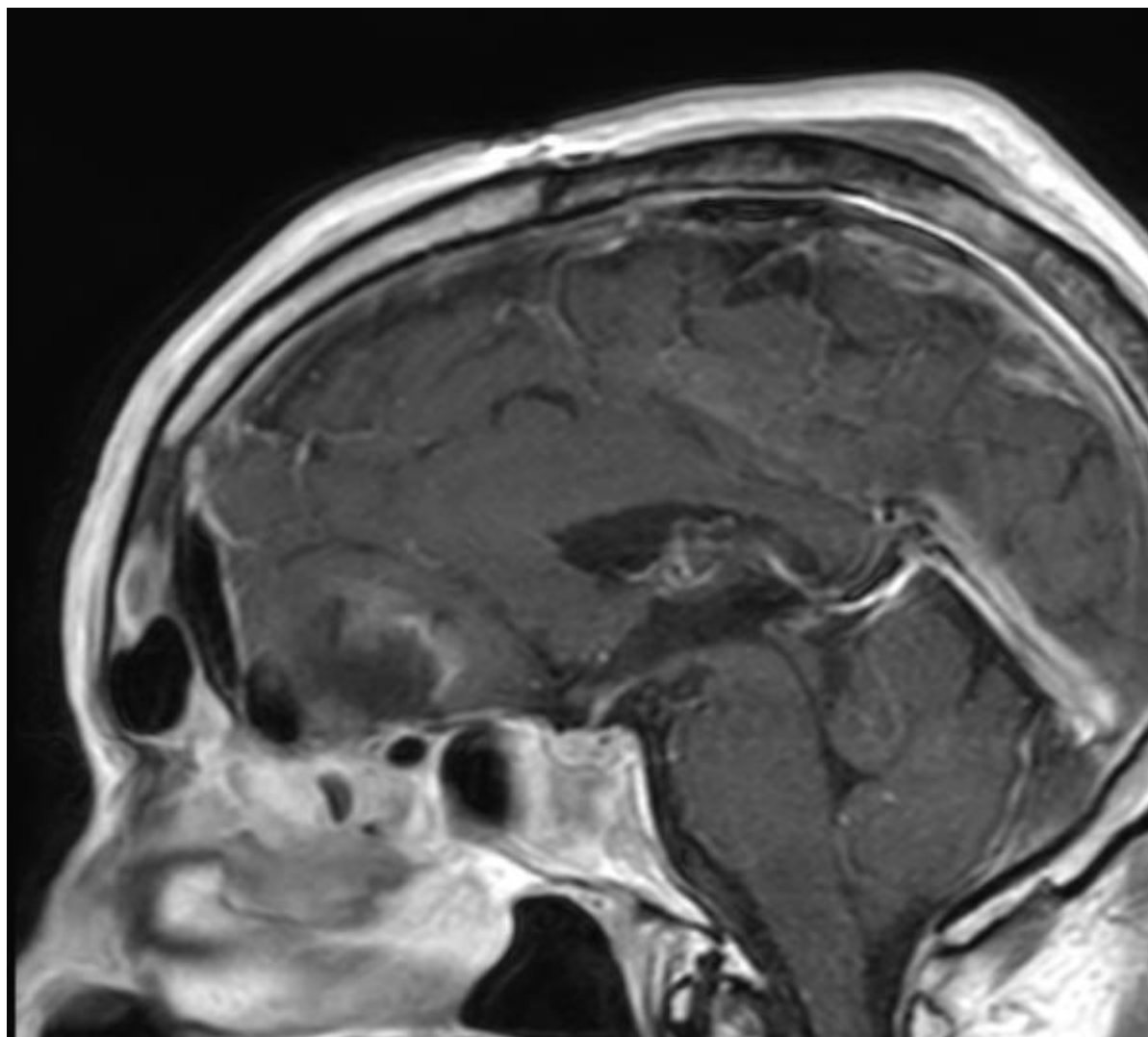
Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra



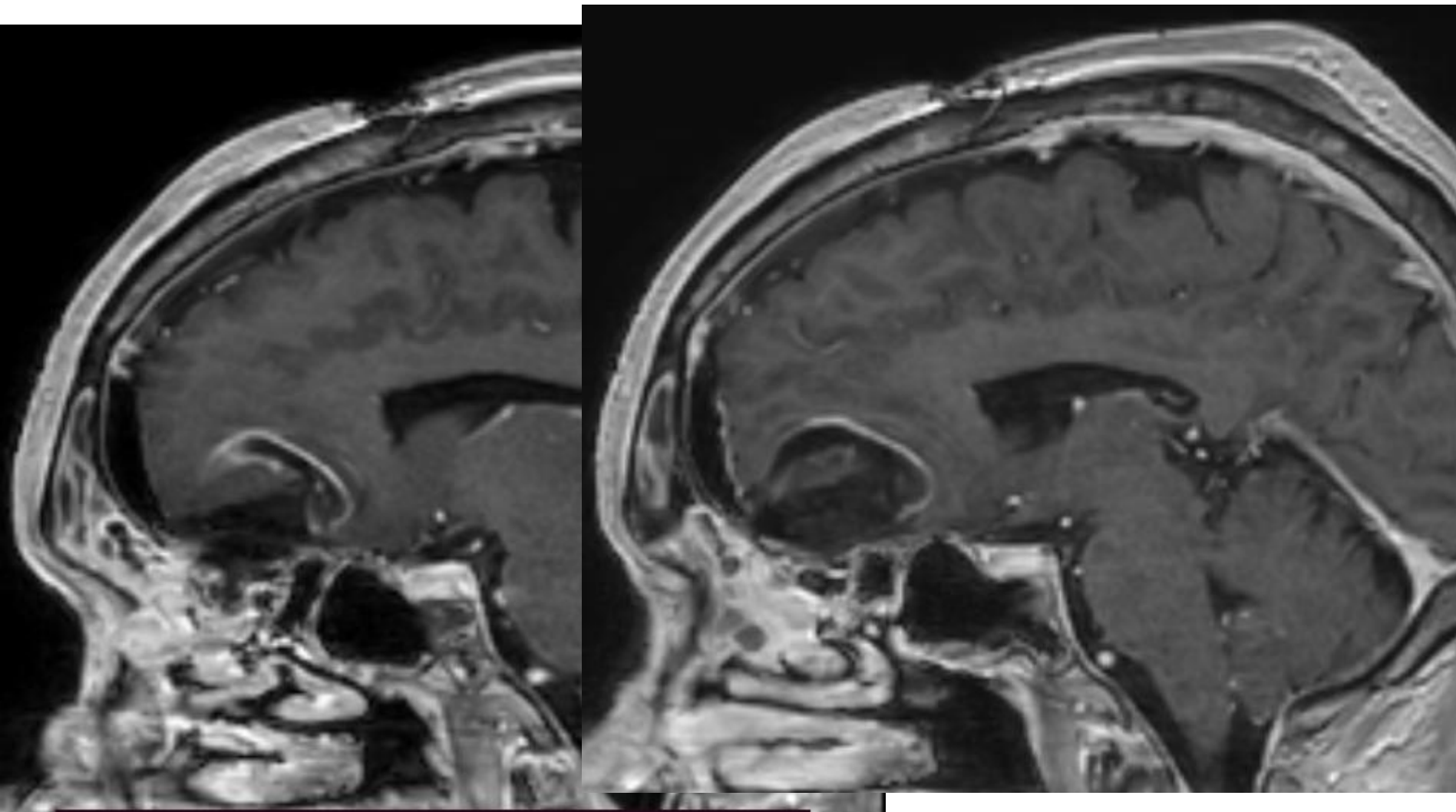
Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra



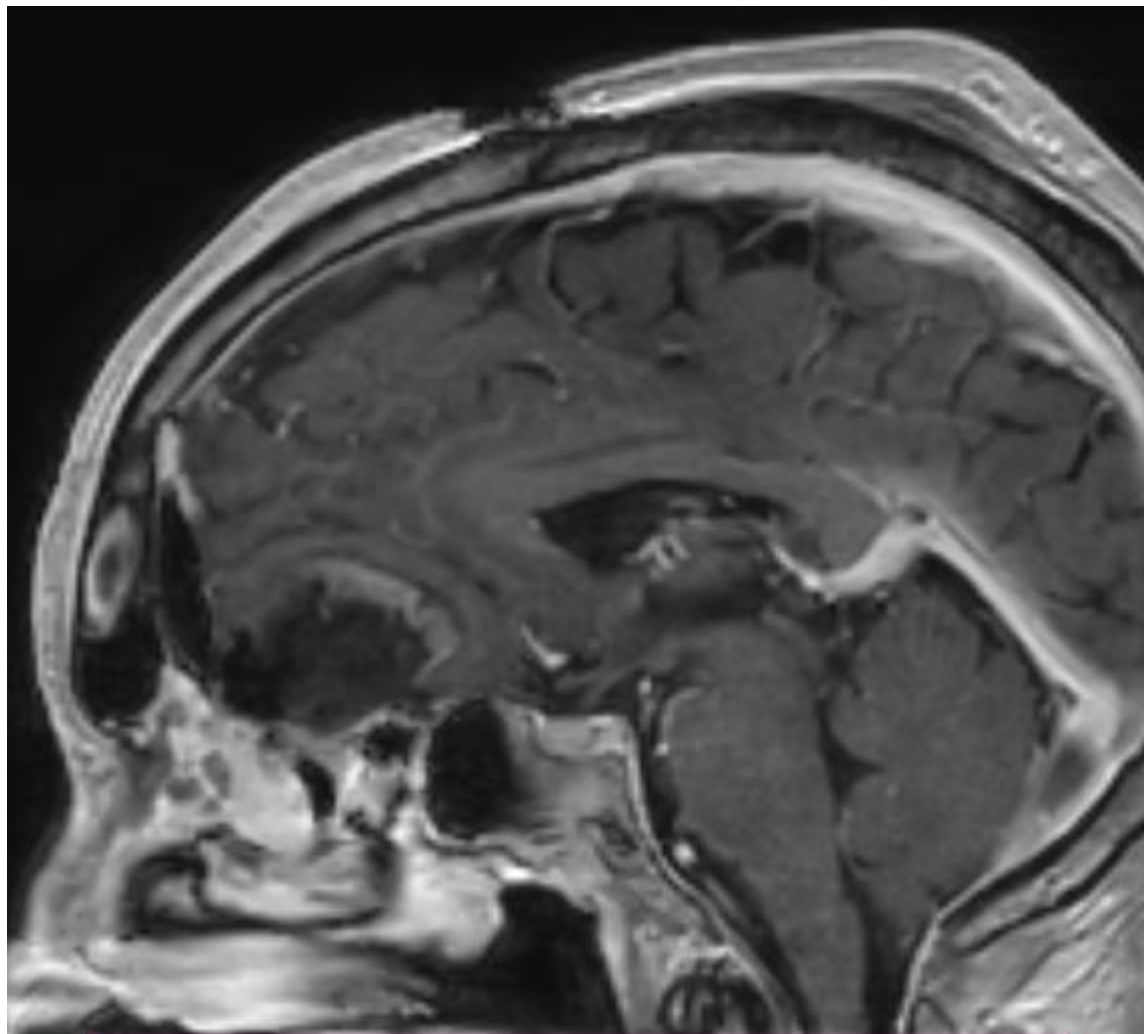
Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra



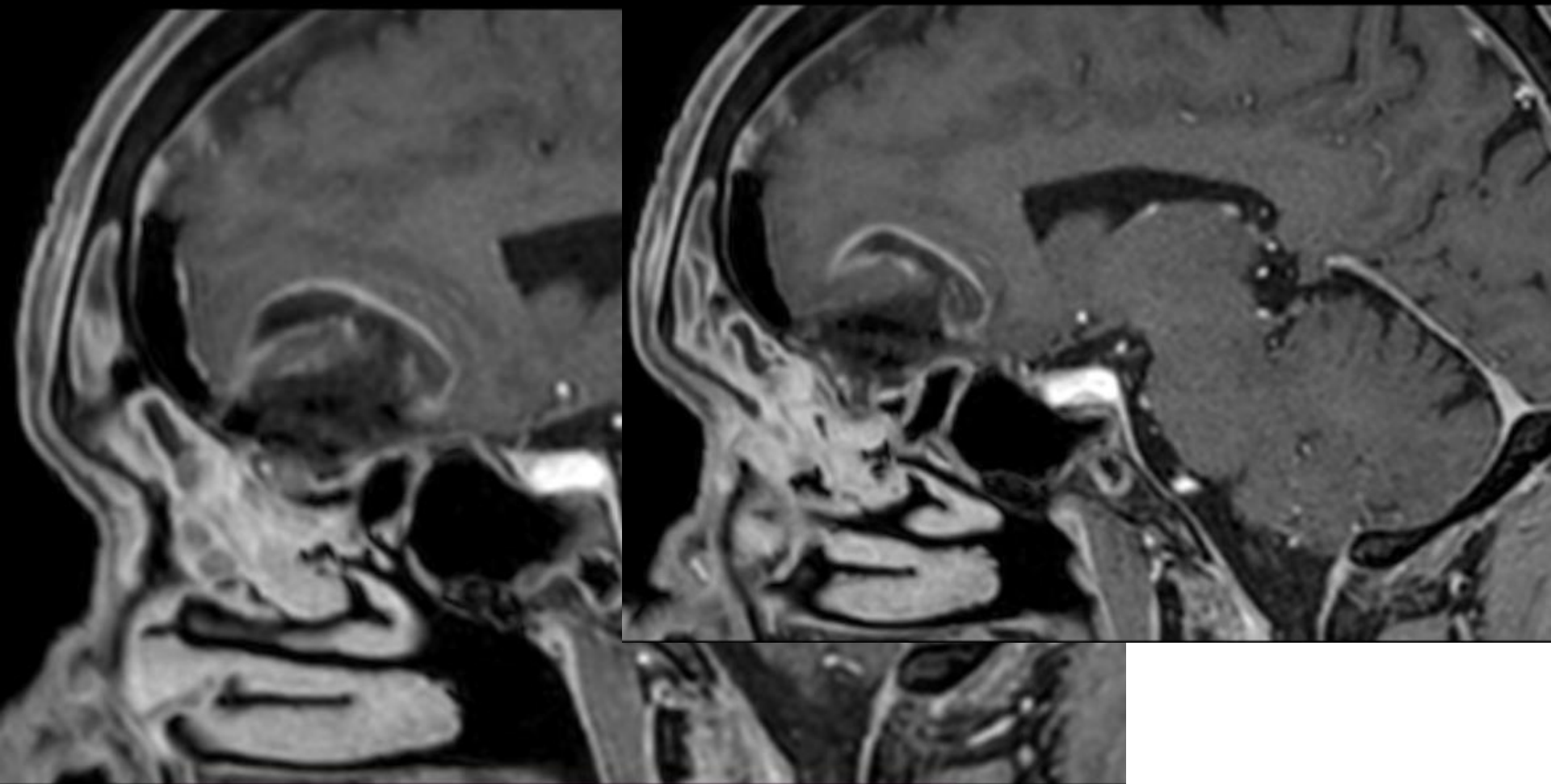
Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra



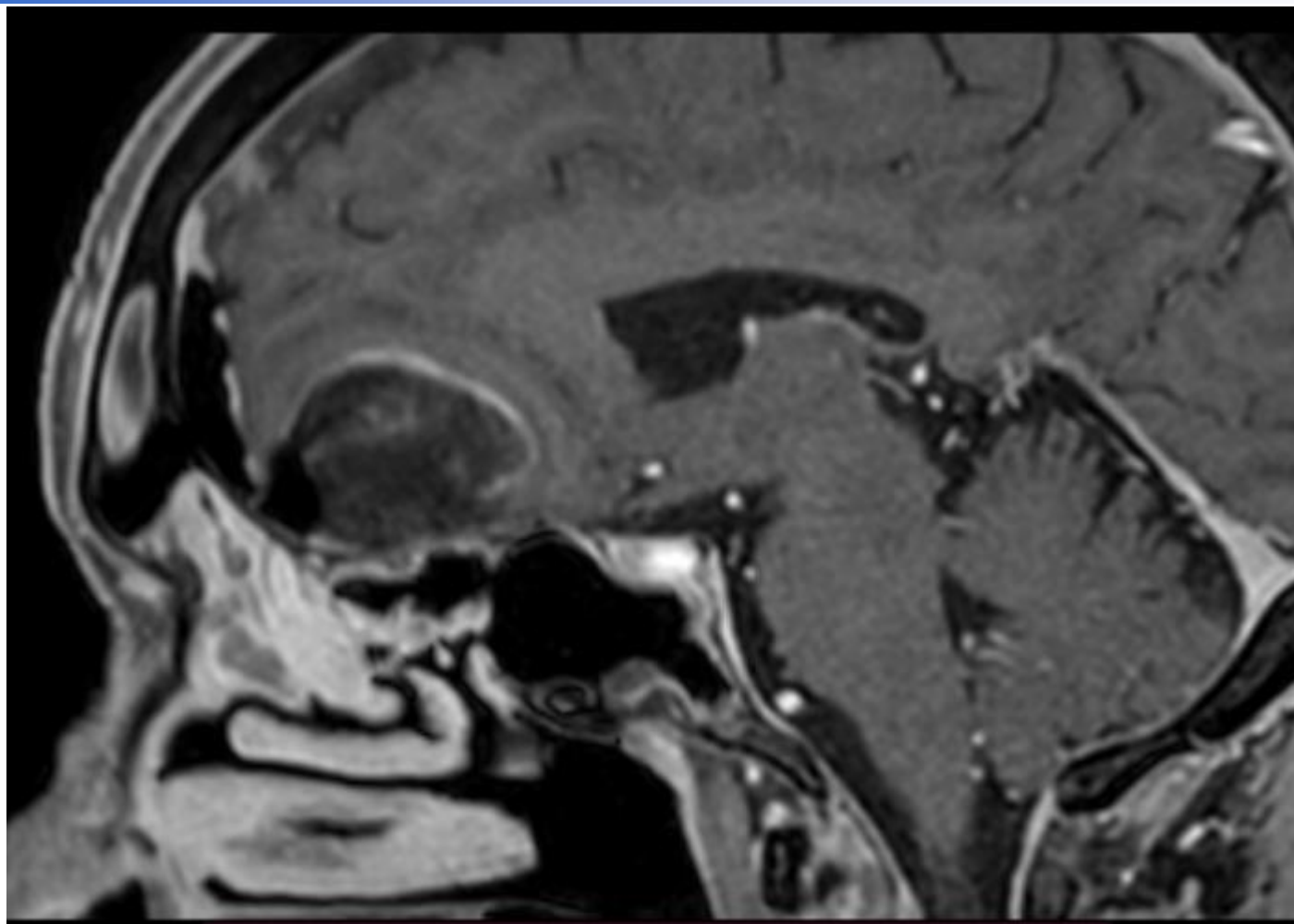
Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra



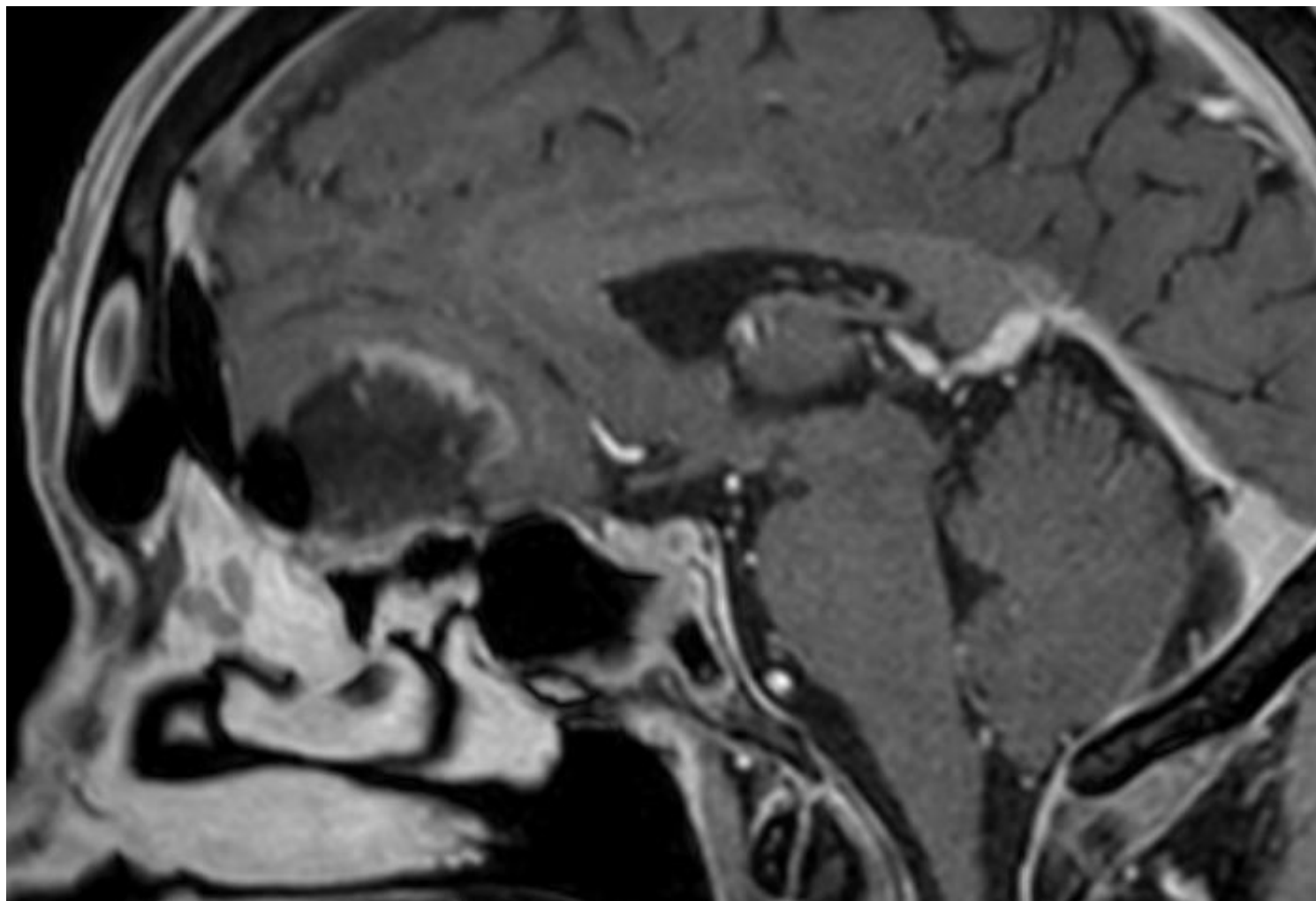
Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra



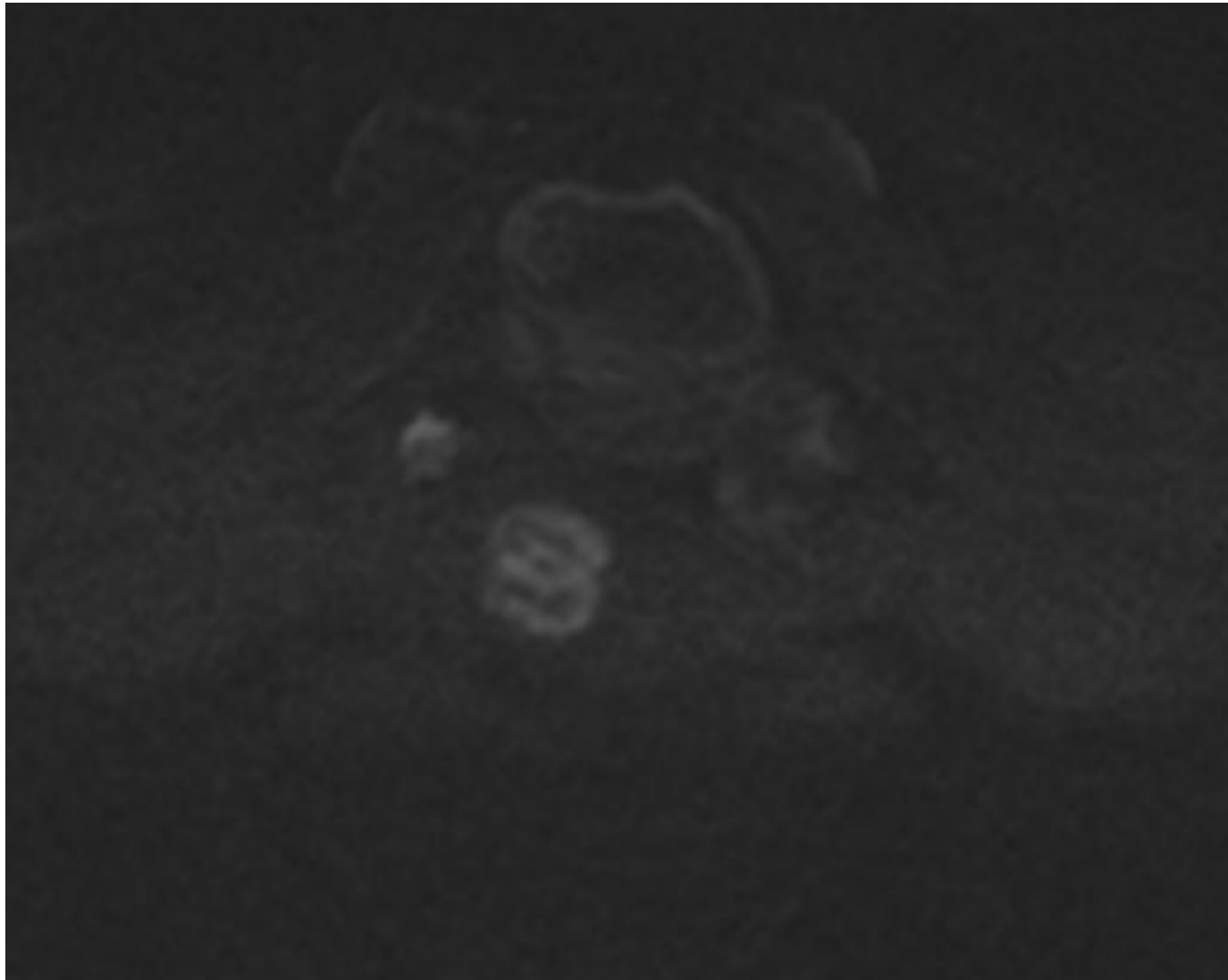
Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra

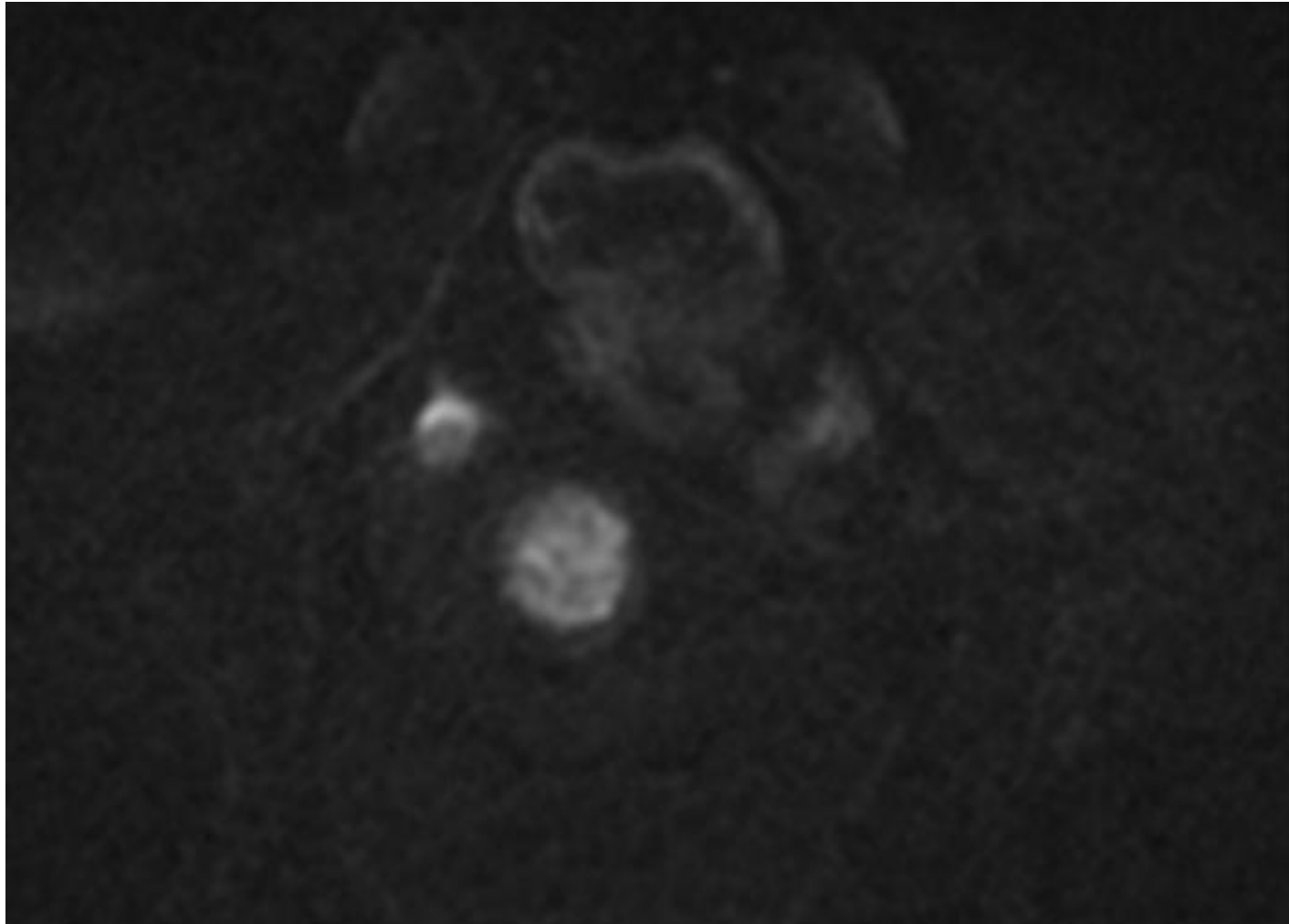


Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra



Esiti di asportazione lesione
espansiva extra-assiale fronto-
basale a sinistra







Esame eseguito
su Voyager 1.5T
senza ReconDL.
A sinistra
parametri
ottimizzati per
DL, a destra
ottimizzati per
sistema senza
DL



ARTEFATTO Non è movimento!!!



SAG T1 FSE
TR 500
TE 7.2
ETL 5
NEX 1
SLICE THICKNESS 2
SPACING 0,2
BANDWIDTH 62.5kHz
MATRIX 320*320
Fov 16*16
FCf/Acc/NP1.2/TRF/FSD:S



SAG T1 FSE
TR 505
TE 9.4
ETL 4
NEX 1.5
SLICE THICKNESS 2
SPACING 0,2
BANDWIDTH 31.2 kHz
MATRIX 360*224
Fov 16*16
SI/Acc/NP1.2/TRF/FSD:S

ARTEFATTO DL

AX T2 SSFSE FS BH RECON DL HIGH

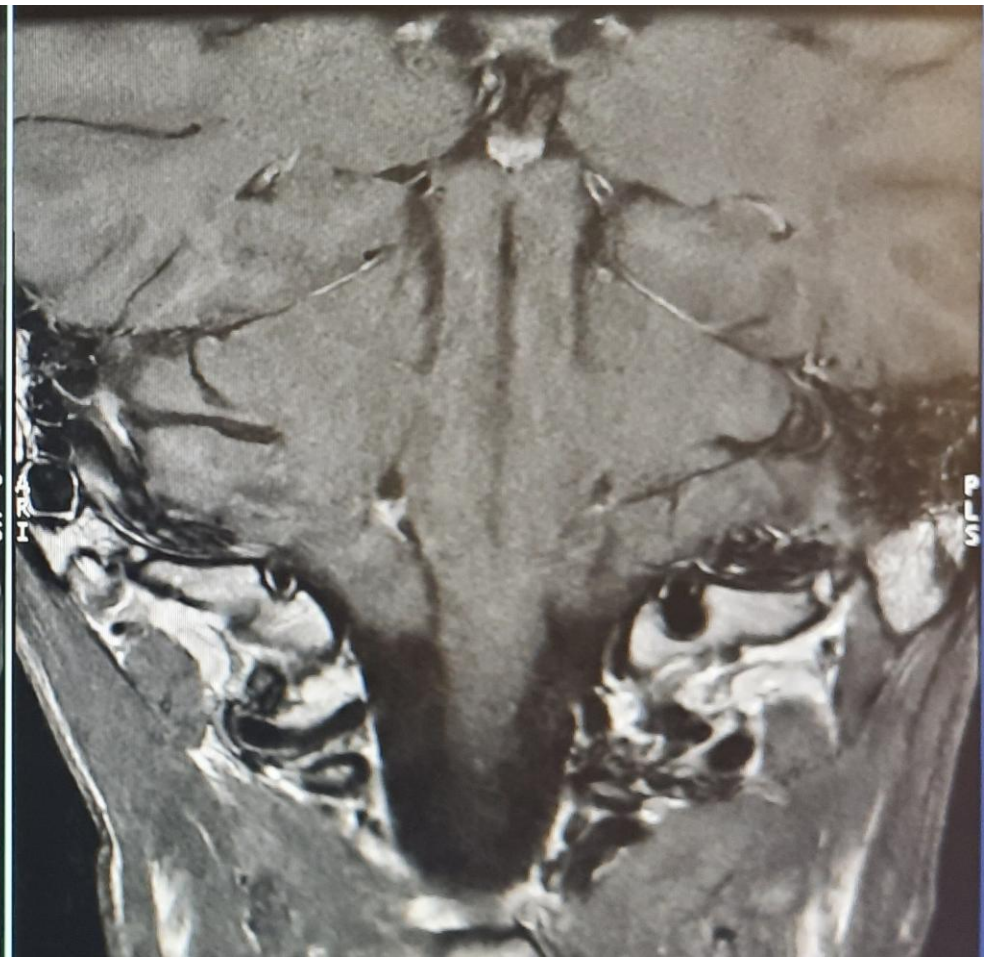
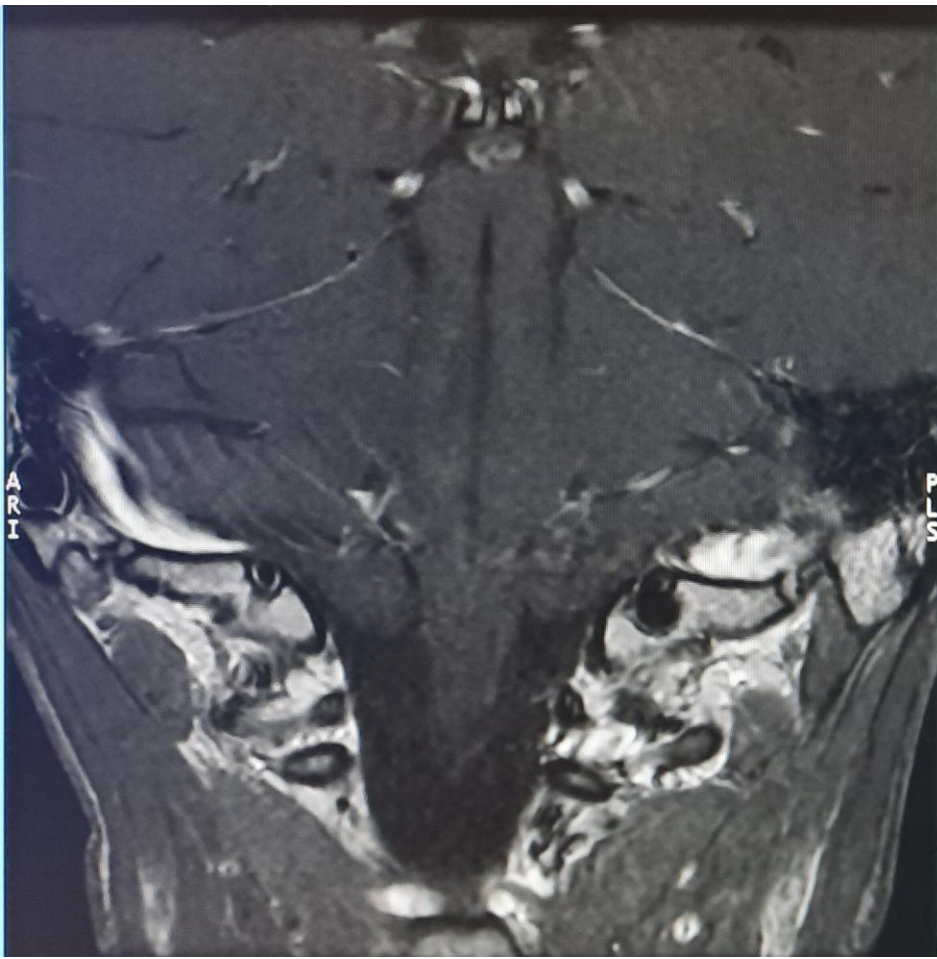


BANDWIDTH 50kHz



BANDWIDTH 83.3 kHz

COR T1 TR400 VS COR T1 FLAIR TR 2000



Nel 1984 Dixon ha proposto un metodo di imaging di chemical shift utilizzando il ciclo in fase/fuori fase di grasso e acqua. Nella sua tecnica originale sono state acquisite due serie di immagini di spin echo con tempi di eco leggermente diversi: la prima con segnali di grasso e acqua in fase al centro dell'eco e la seconda con il TE regolato di alcuni millisecondi in modo che il grasso e l'acqua i segnali erano fuori fase. L'importante intuizione di Dixon era che le immagini in fase e fuori fase potevano essere combinate in modo da poter creare immagini di solo grasso e solo acqua. L'immagine **water-only** è quindi una immagine a **grasso soppresso**.

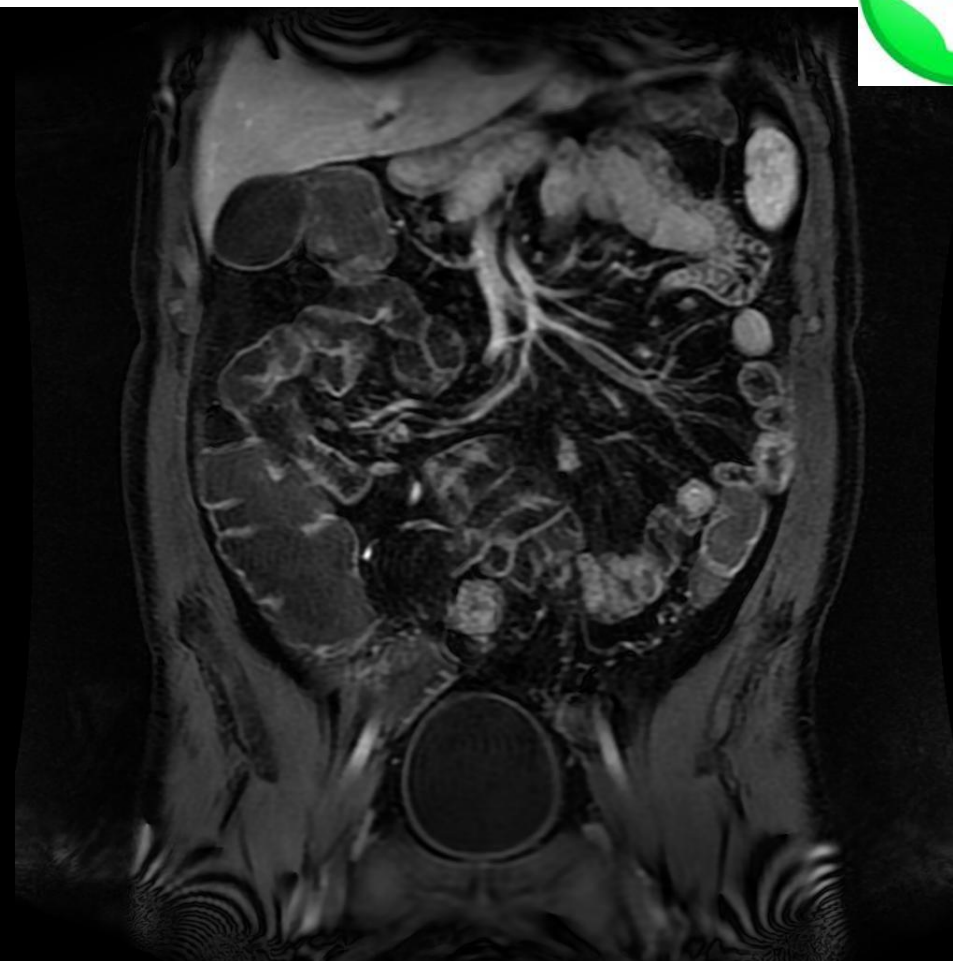
<https://mriquestions.com/dixon-method.html>

ARTEFATTO WATER/FAT SWAP

COR LAVA WATER



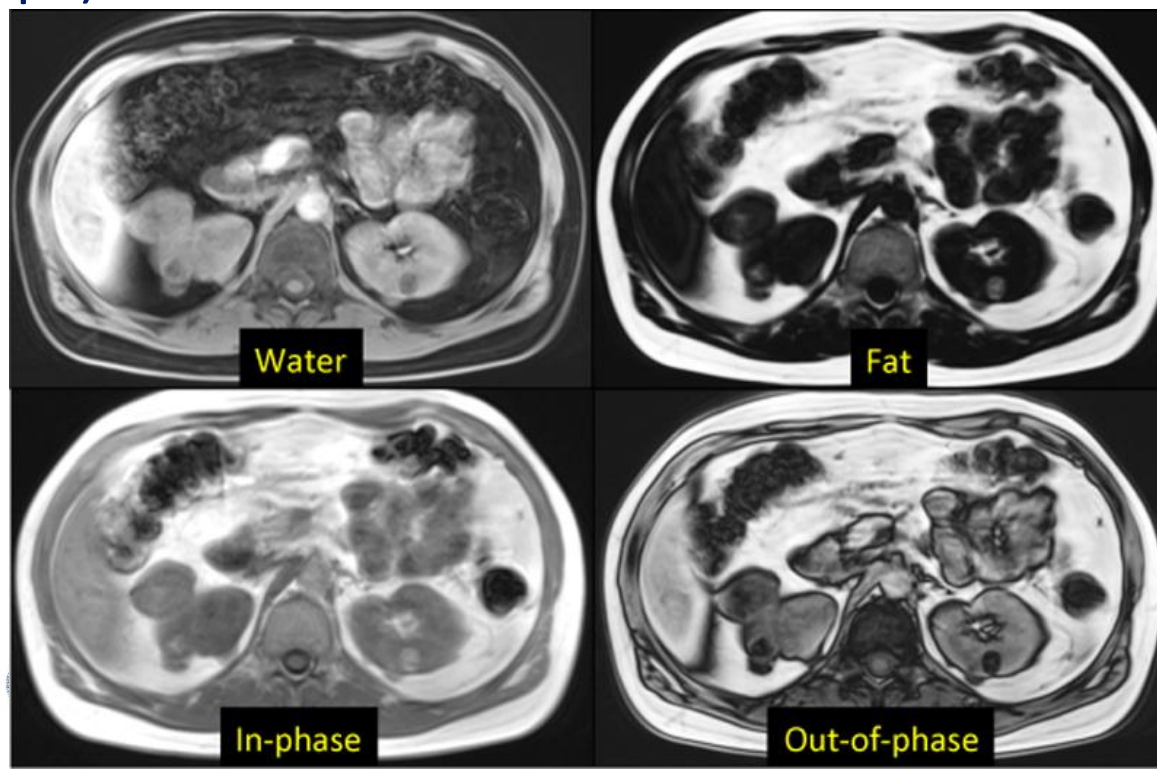
COR LAVA FAT



ARTEFATTO WATER/FAT SWAP

<https://mriquestions.com/dixon-method.html>

Le attuali sequenze di tipo Dixon producono tutte quattro serie di immagini come mostrato di seguito: solo acqua, solo grasso, in fase e fuori fase. Le immagini di solo grasso offrono il potenziale per la quantificazione del grasso. Uno svantaggio minore è un aumento del valore TR minimo (necessario per consentire il tempo per la raccolta degli echi multipli).



Sebbene generalmente migliori delle sequenze CHESSE/Fat-Sat, i moderni metodi Dixon hanno ancora i loro limiti, in particolare in aree altamente disomogenee come il collo e intorno agli oggetti metallici. Occasionalmente si verifica un curioso artefatto in cui i calcoli matematici convergeranno alla sostanza sbagliata, producendo un'immagine di solo grasso quando si desidera un'immagine di sola acqua. Un esempio interessante di questo cosiddetto "scambio di acqua/grasso" è mostrato nella diapositiva successiva.

Strategie per ridurre l'artefatto durante l'acquisizione

1. Modificare il bandwidth di ricezione (BW):

- Un bandwidth più elevato riduce il chemical shift a scapito di una riduzione del rapporto segnale/rumore (SNR).

2. Utilizzare sequenze Dixon correttamente configurate:

- Le sequenze Dixon separano i segnali di acqua e grasso attraverso differenze di fase. È importante ottimizzare i tempi di eco (TE) per garantire che acqua e grasso siano in fase o fuori fase correttamente.

3. Correggere i parametri di shim:

- Migliorare l'omogeneità del campo magnetico B0 può aiutare a ridurre l'artefatto.

4. Cambiare l'orientamento del campo di vista (FOV):

- Allineare il FOV lungo l'asse che minimizza lo spostamento del chemical shift rispetto alla direzione di codifica di fase o frequenza.

L'artefatto *swap Dixon* in risonanza magnetica è un errore di identificazione tra il segnale grasso e quello acqua nelle immagini ottenute con la tecnica Dixon. Questo può accadere a causa di errori di fase o problematiche legate all'algoritmo di separazione utilizzato. Per correggere questo problema, puoi seguire una serie di passi post-elaborativi o ripetere l'acquisizione con i parametri corretti.

Ecco la procedura precisa per risolvere l'artefatto dopo l'acquisizione:

Incrementa il tempo di eco (TE):
Assicurati che i TE per le immagini *in-phase* e *out-of-phase* siano correttamente scelti per il tuo campo magnetico (1.5T: TE tipico *in-phase* = 4.6 ms; *out-of-phase* = 2.3 ms).

1. Verifica iniziale delle immagini

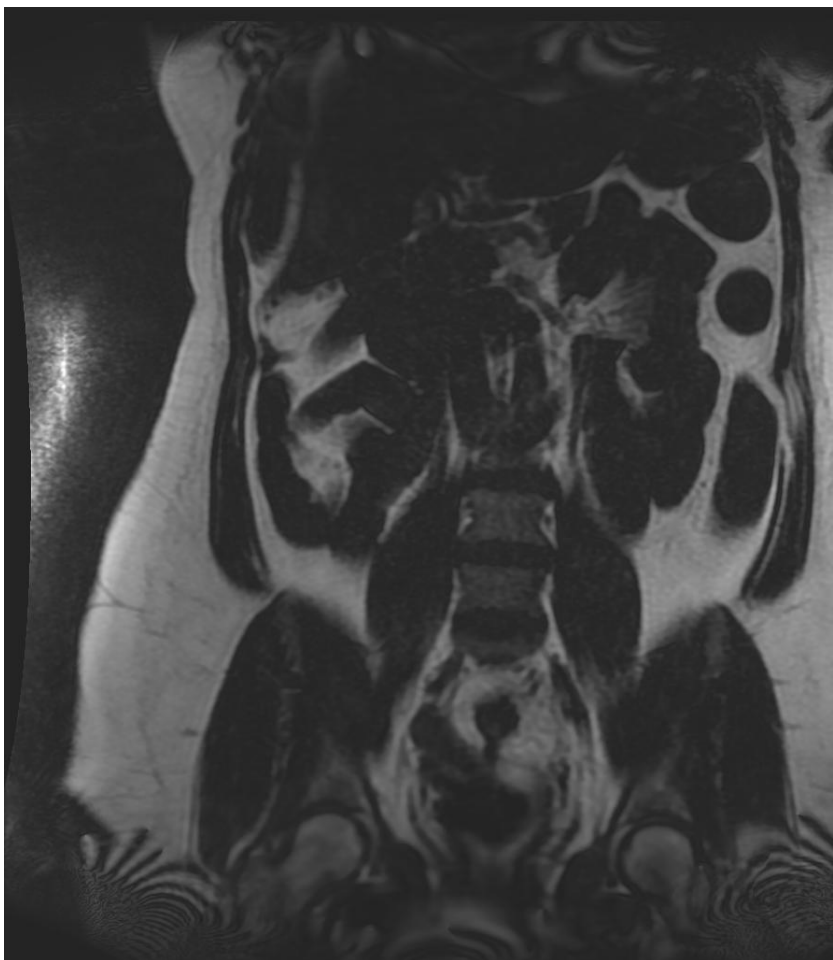
- Controlla le immagini ottenute (*water-only*, *fat-only*, *in-phase*, *out-of-phase*) per identificare dove si manifesta lo *swap*.
- Lo swap si evidenzia solitamente come un'inversione tra le immagini *fat-only* e *water-only*.

ARTEFATTO WATER/FAT SWAP

COR LAVA WATER



COR LAVA FAT

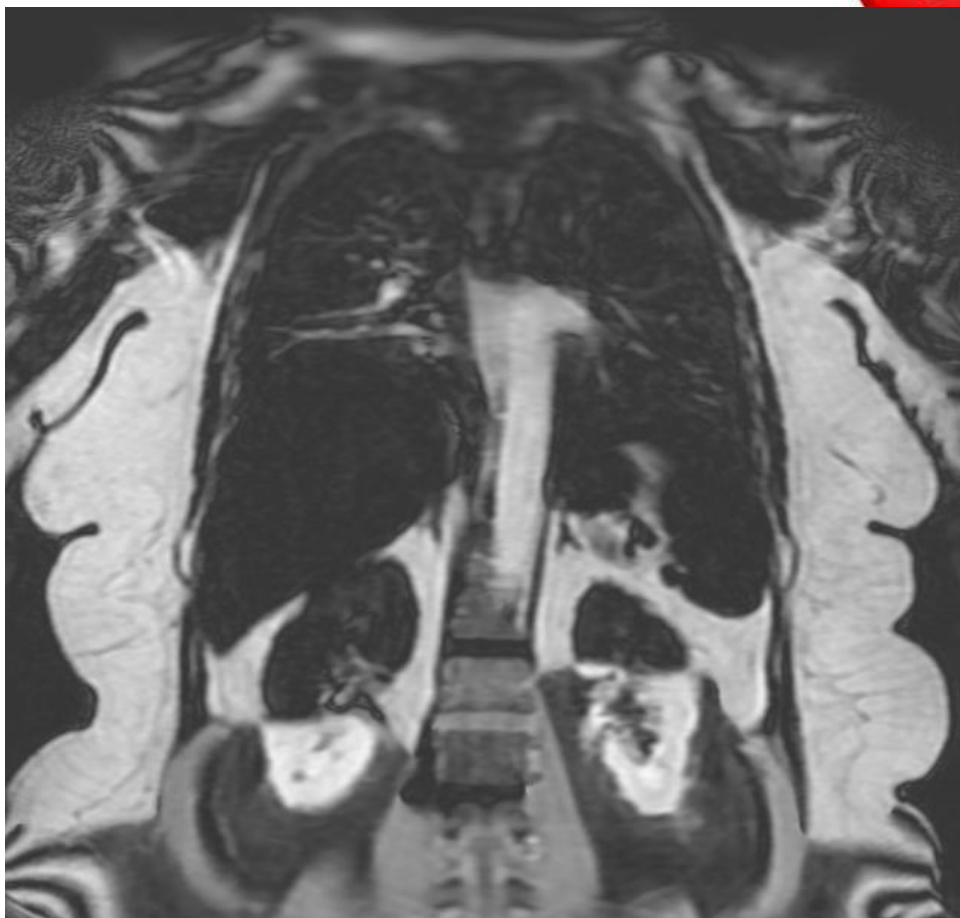


ARTEFATTO WATER/FAT SWAP parziale

COR LAVA WATER



COR LAVA FAT



ARTEFATTO WATER/FAT SWAP parziale

COR LAVA WATER



La semplice ripetizione della sequenza non ha risolto l'artefatto. L'artefatto è stato risolto riducendo l'imaging parallelo (Phase da 2 a 1,5), il numero delle slice (da 112 a 100), slice partial fourier da 70 a 100%, centric su ON.

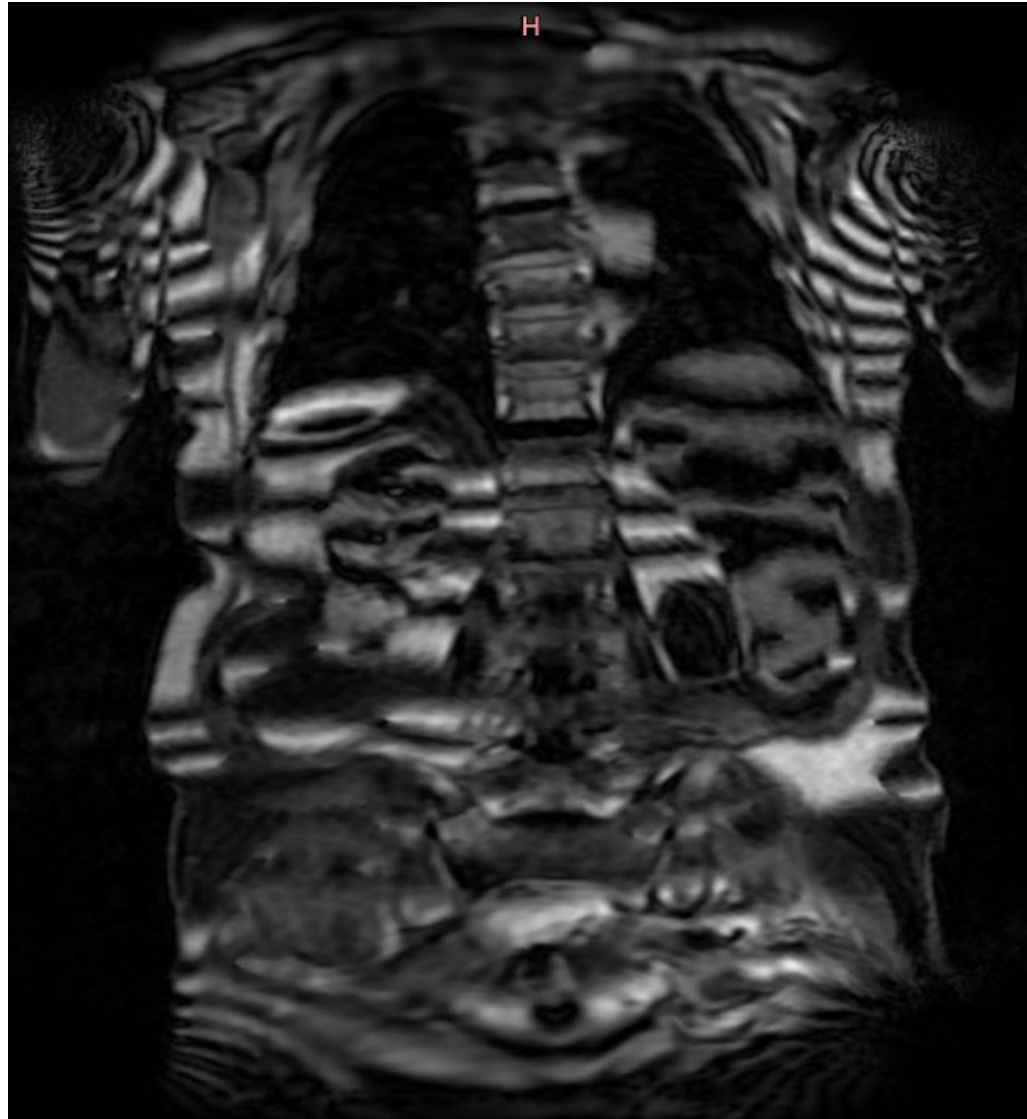
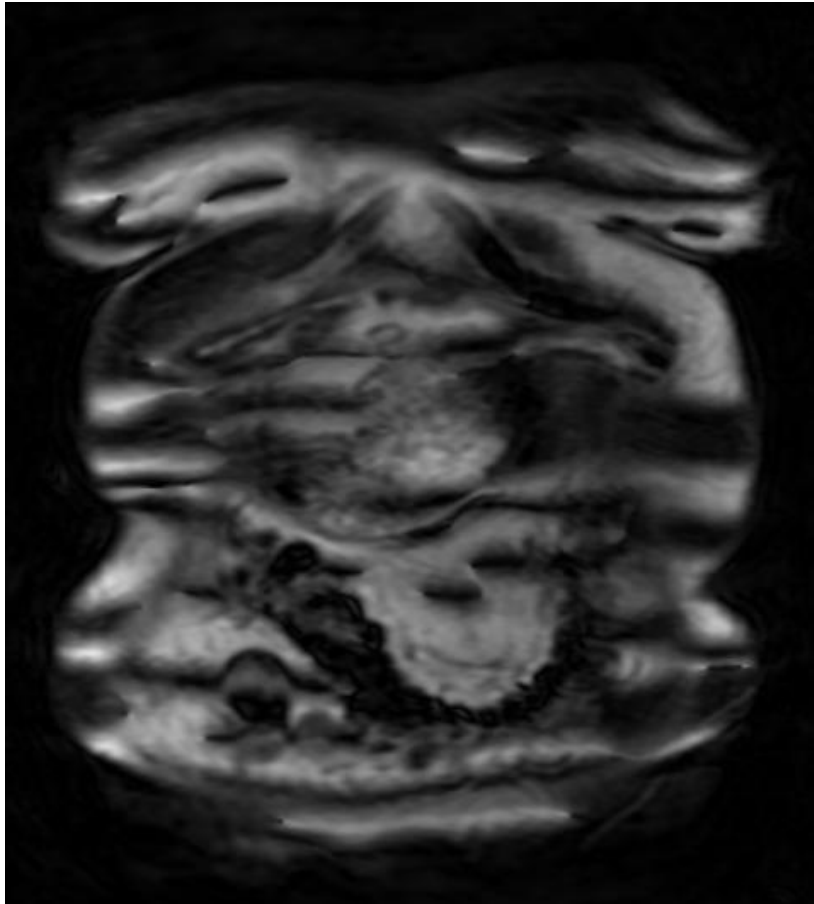
ARTEFATTO WATER/FAT SWAP parziale

COR LAVA WATER



La semplice ripetizione della sequenza non ha risolto l'artefatto. L'artefatto è stato risolto riducendo l'imaging parallelo (Phase da 2 a 1,5), il numero delle slice (da 112 a 100), slice partial fourier da 70 a 100%, centric su ON.

ARTEFATTO COR LAVA



ARTEFATTO RM MAMMELLE CON PROTESI

3D AX VIBRANT Mph basale



3D AX VIBRANT Mph Mdc 1/5



3D AX VIBRANT Mph Mdc 2/5



3D AX VIBRANT Mph Mdc 3/5



3D AX VIBRANT Mph Mdc 4/5



3D AX VIBRANT Mph Mdc 5/5

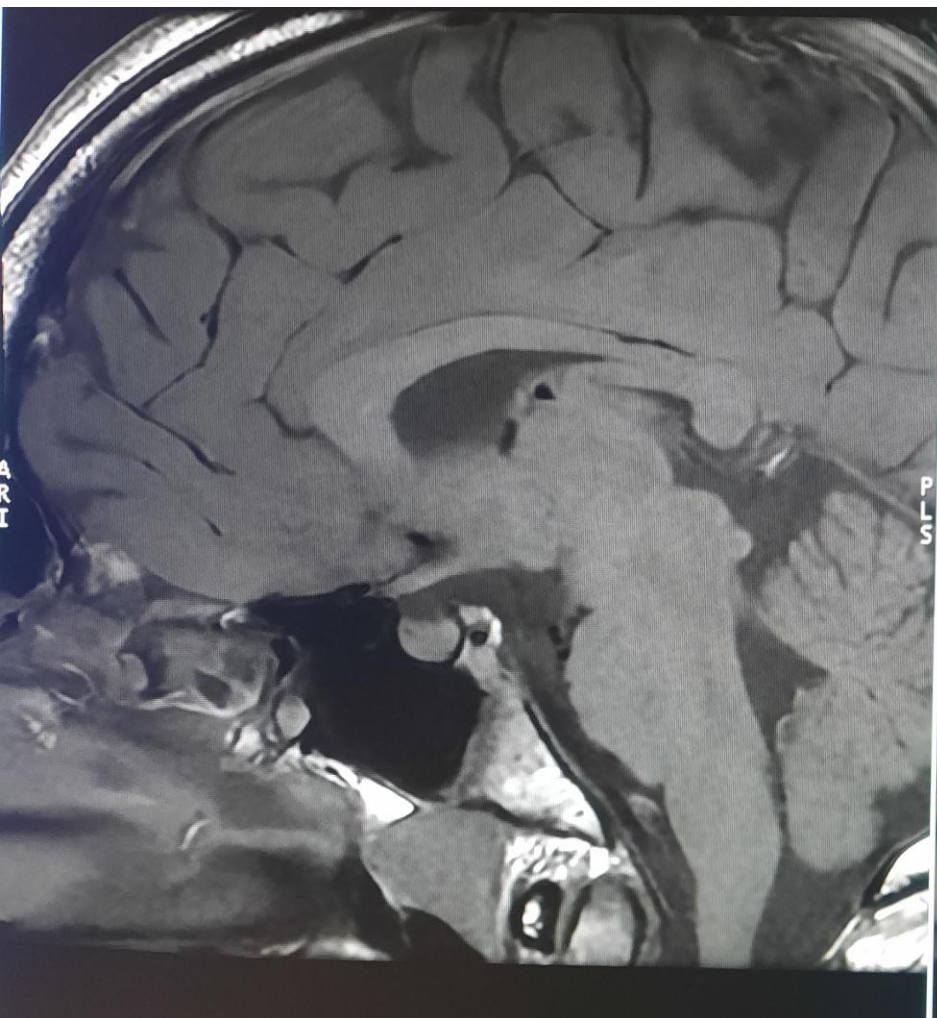


User Control Variables		Min	Max
Acq Order: Interleaved=0, Sequential Group=1:	0.00	0.0	1.0
Blurring Cancellation option selection (ON=1):	0.00	0.0	1.0
Spatial Sat Type: 0=Light, 1=Medium, 2=Strong:	0.00	0.0	2.0
FSE T1 optimization (0:OFF, 1:ON)	0.00	0.0	1.0

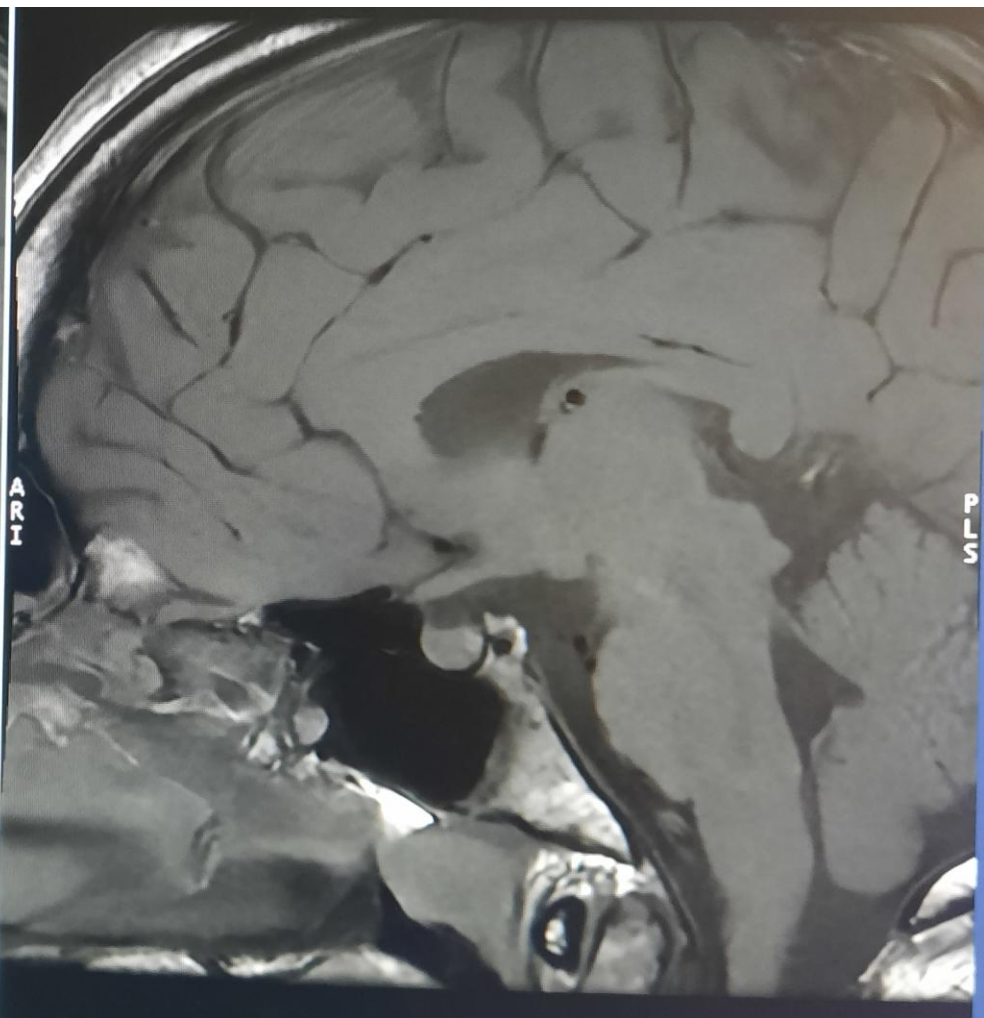
CV16	FSE T1 optimization (0:OFF, 1:ON)	1.00	0.0	1.0
------	-----------------------------------	-----------------------------------	-----	-----

SAG T1 FSE OPTIMIZATION

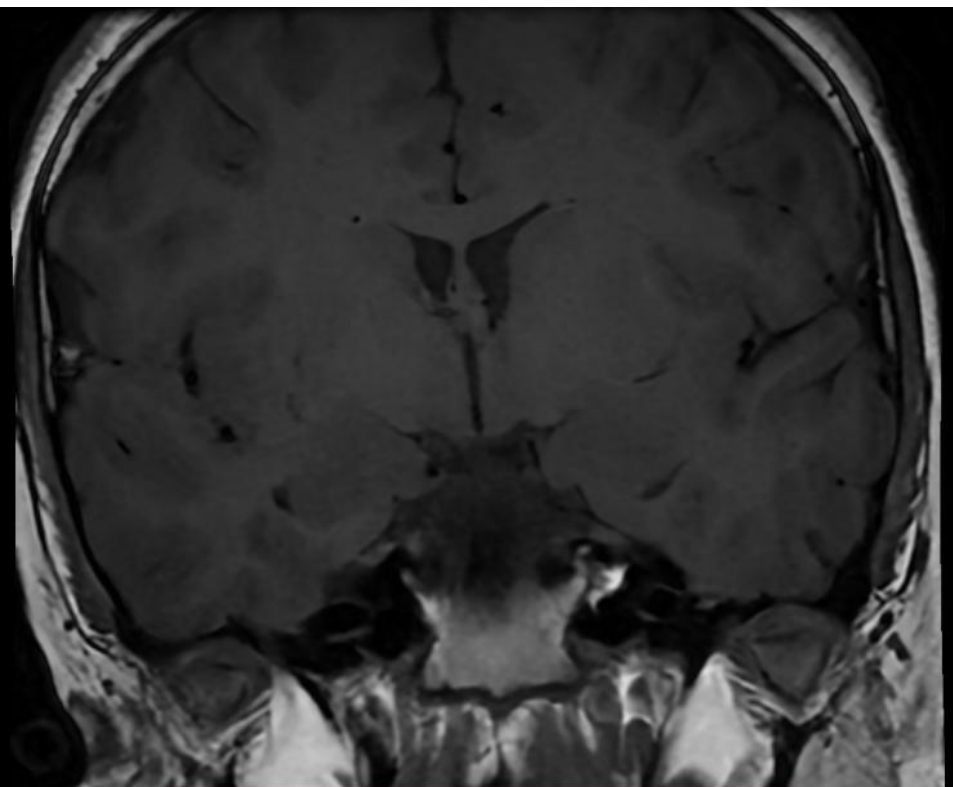
1 ON



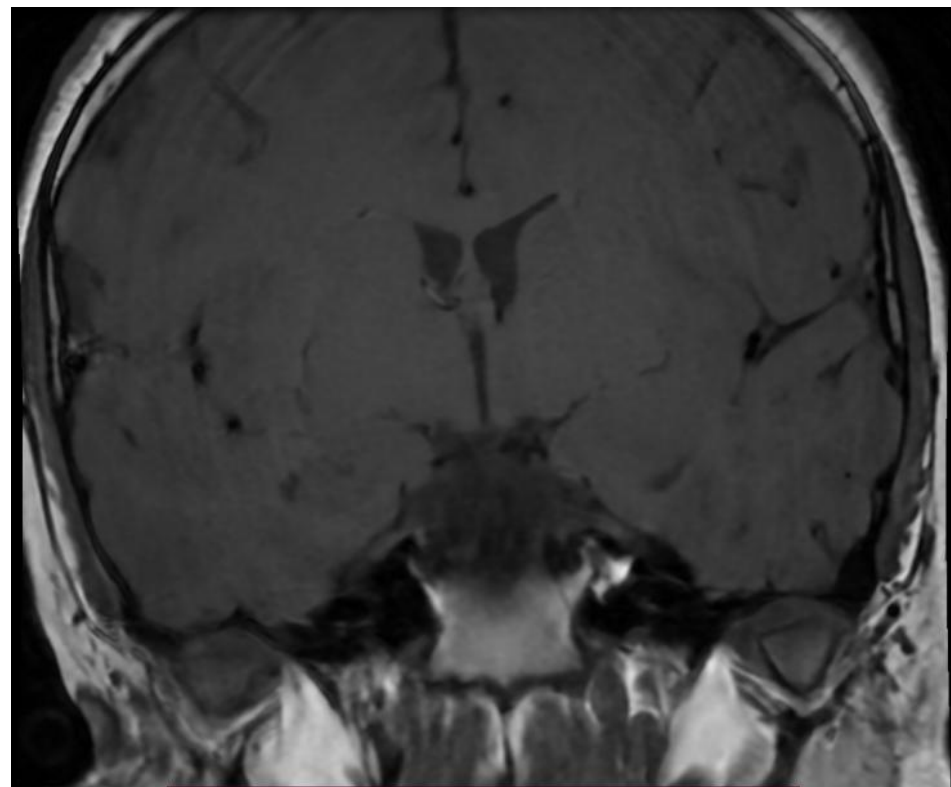
0 OFF



1 ON



0 OFF



IFU_P7I_INT_PNL.PDF - Adobe Acrobat Reader DC

File Modifica Vista Firma Finestra ?

Home

Strumenti

IFU_P7I_INT_PNL.P... x



Istruzioni per l'uso

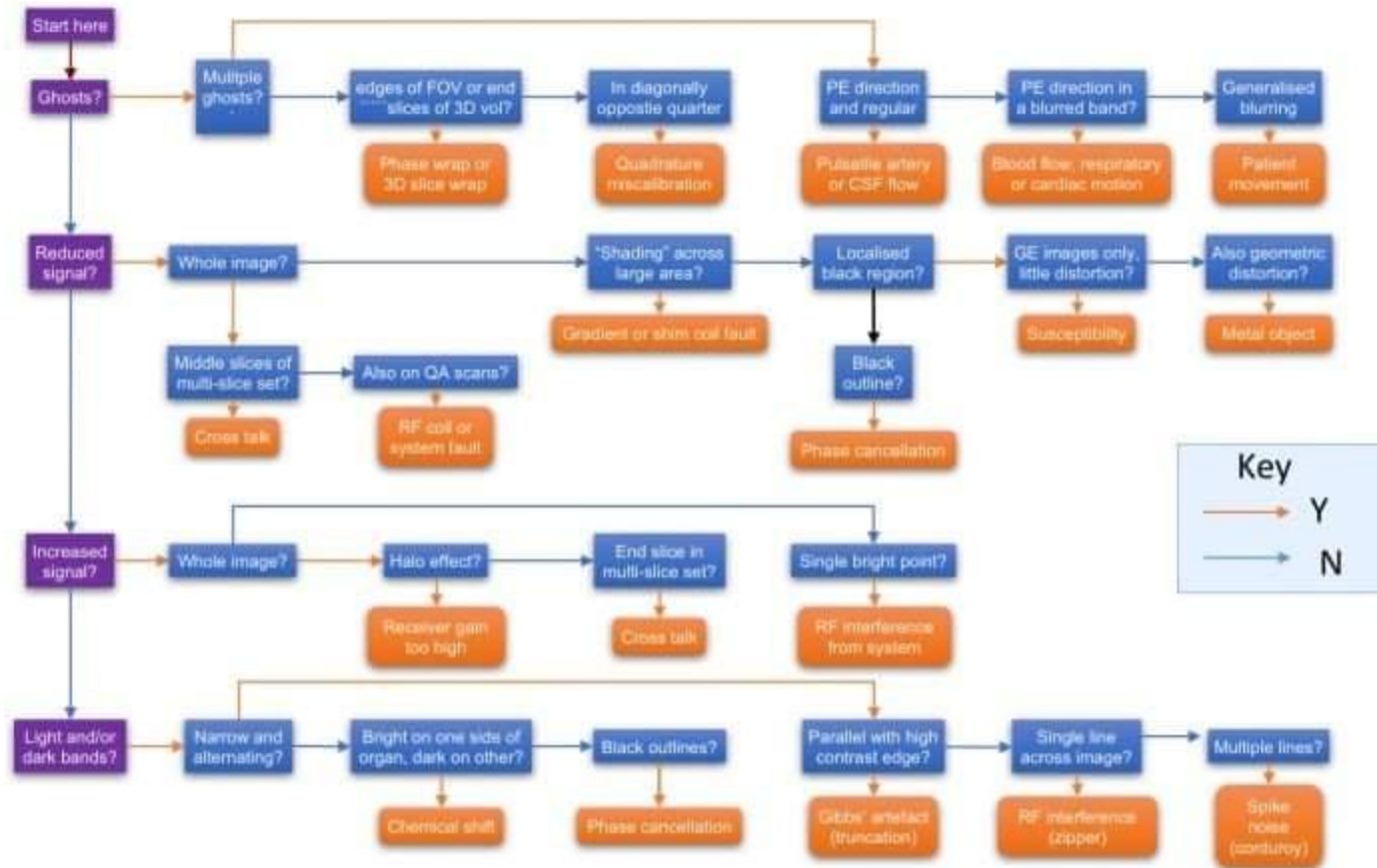
Italiano

Release 5

Ingenia/Ingenia S

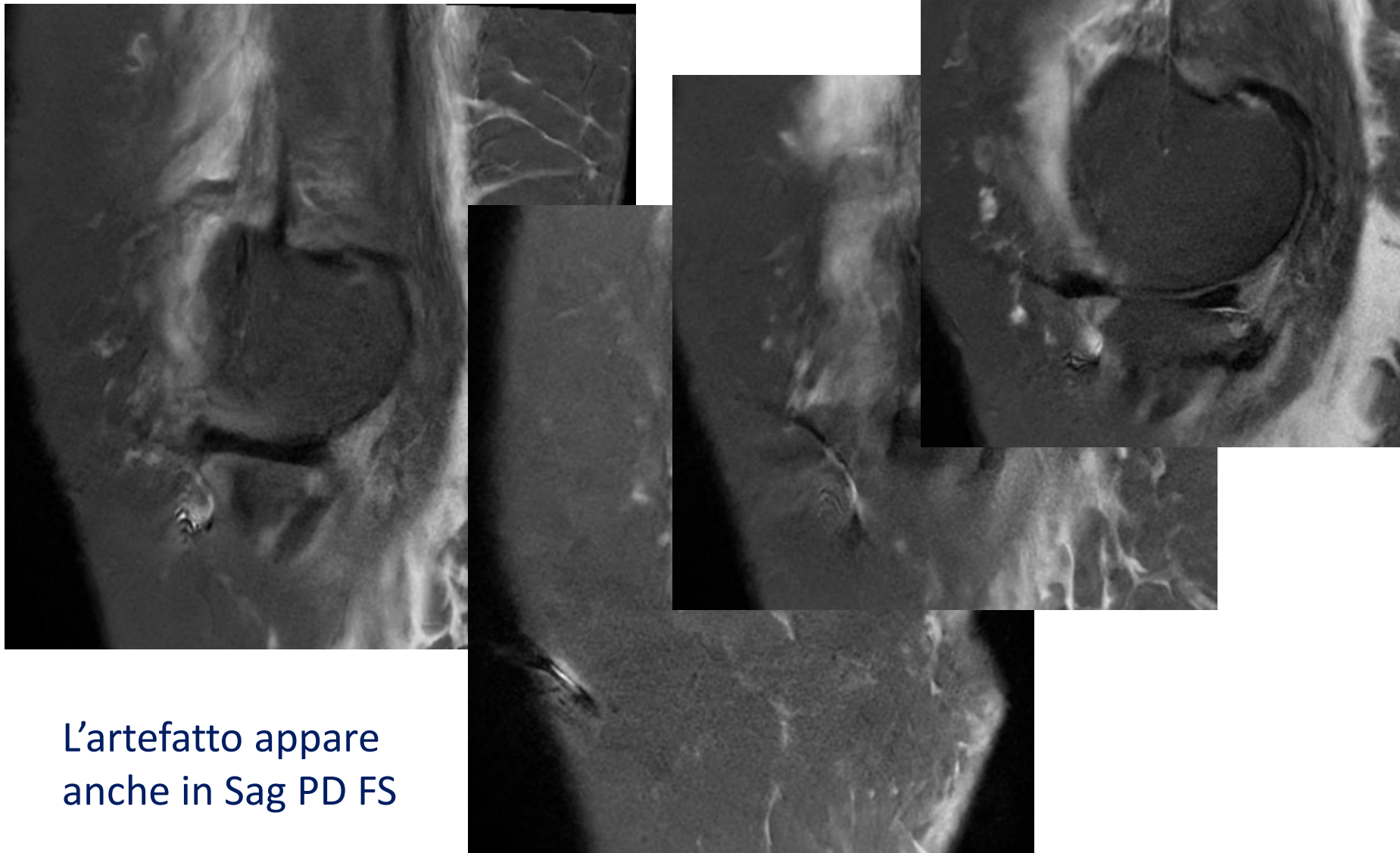
INTEGRARE PRESENTAZIONE CON MANUALE PHILIPS ...

Artefacts flow chart



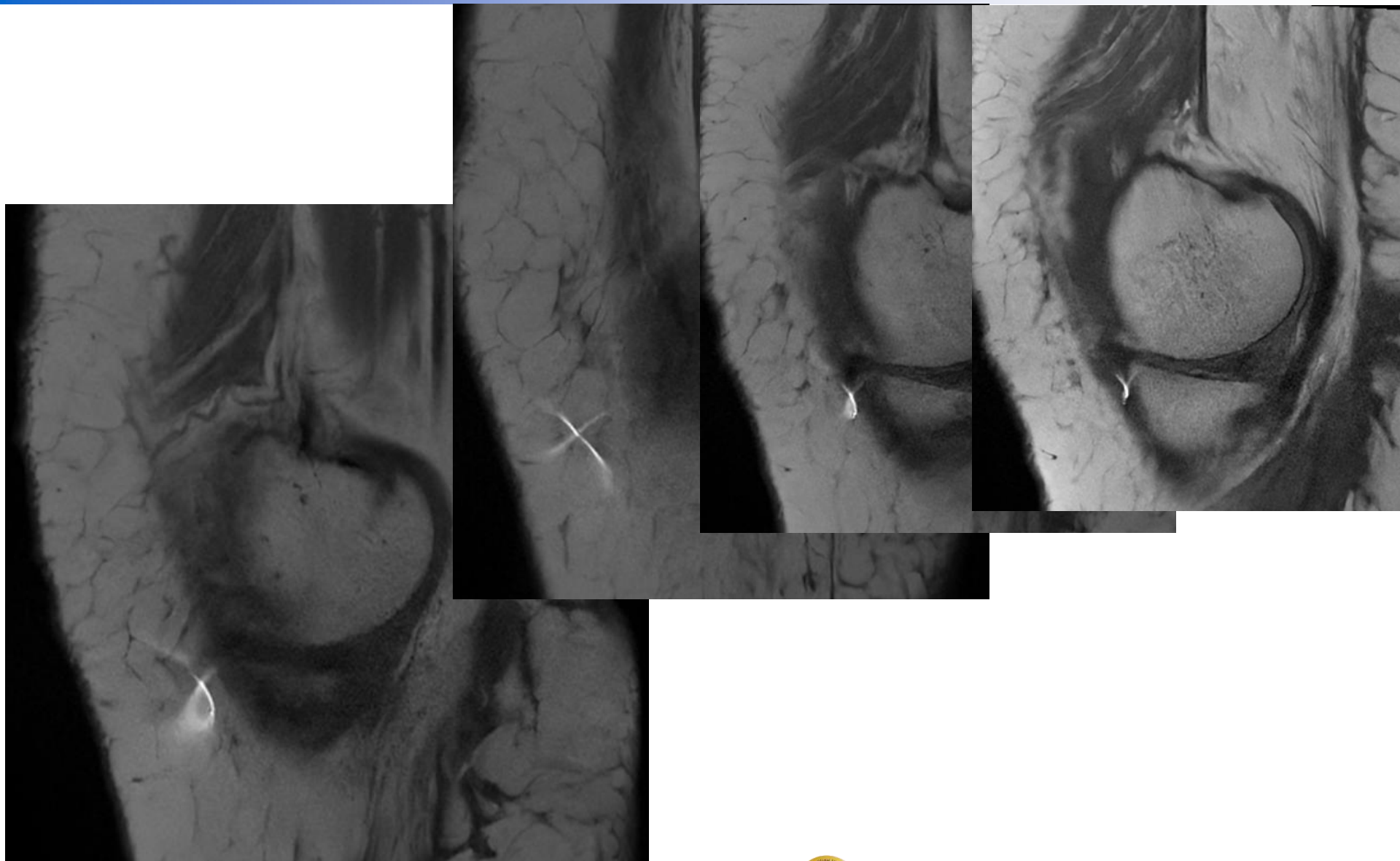
From MRI from Picture to Proton 3ed – McRobbie, Moore, Graves & Prince

ARTEFATTI – GINOCCHIO SN – SAG T2 FSE FS

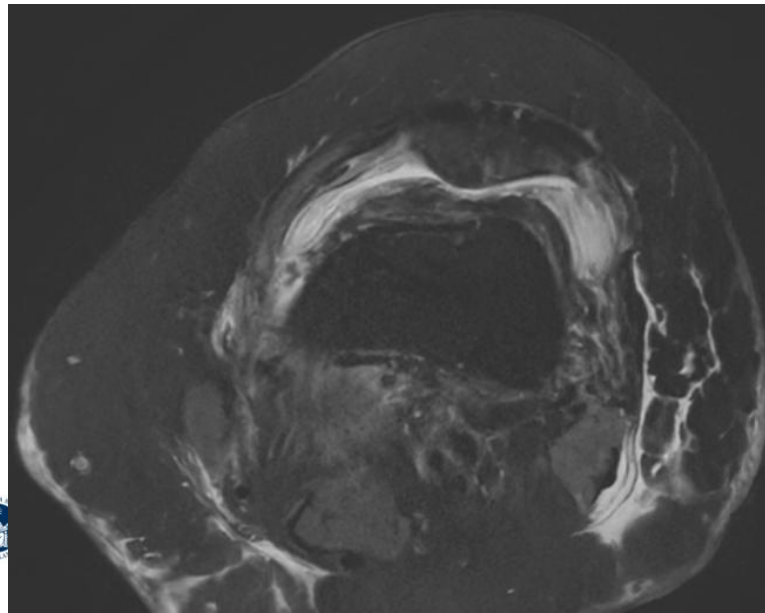
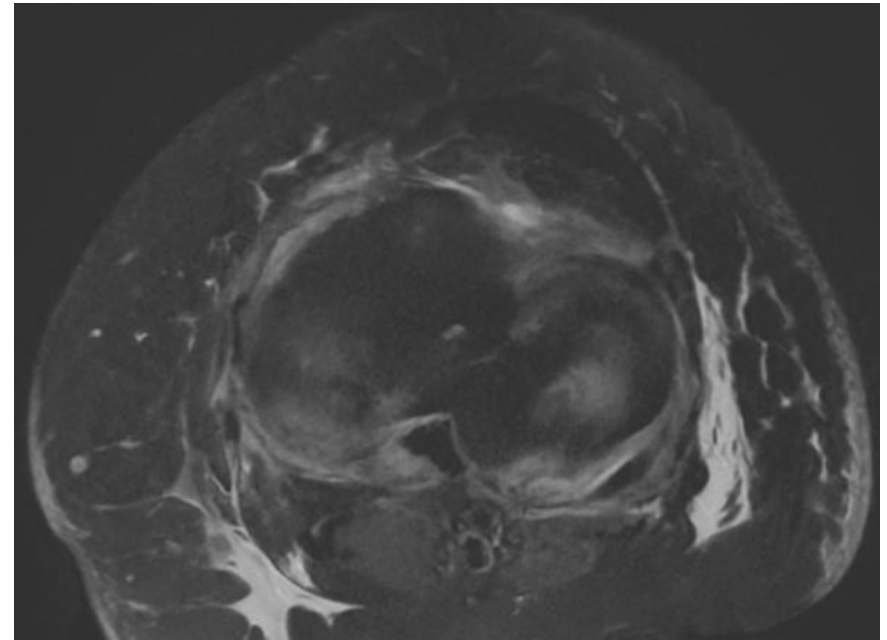
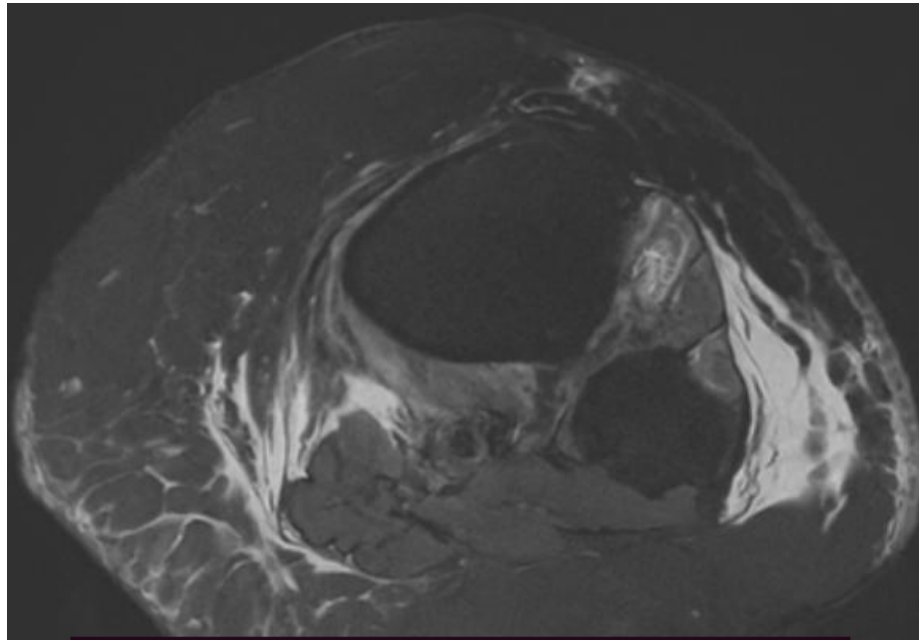


L'artefatto appare
anche in Sag PD FS

ARTEFATTI – GINOCCHIO SN – SAG T1 FSE



ARTEFATTI – GINOCCHIO SN – AX T2 FSE FS



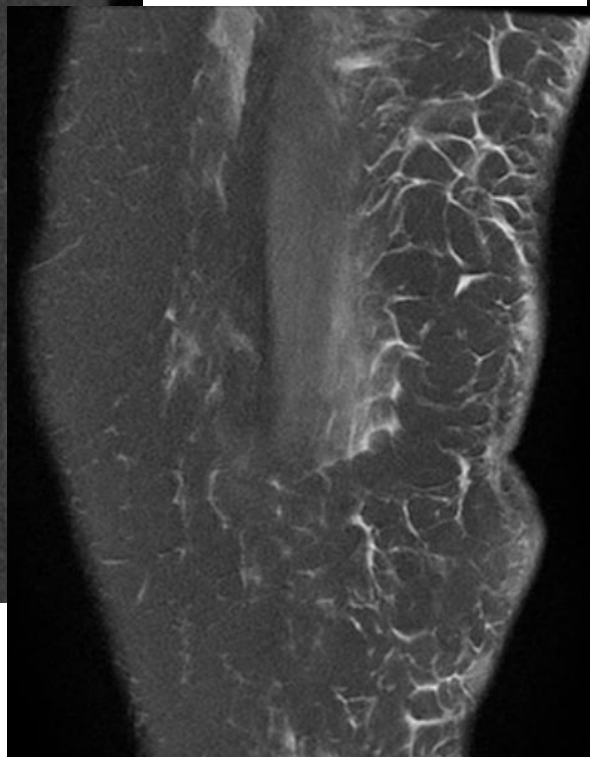
Ma.. In AX non si vedono più artefatti...

ARTEFATTI – GINOCCHIO SN – COR T2* GRE



E nemmeno in COR ...
per di più Gradient ...

ARTEFATTI – GINOCCHIO SN – SAG PD FS



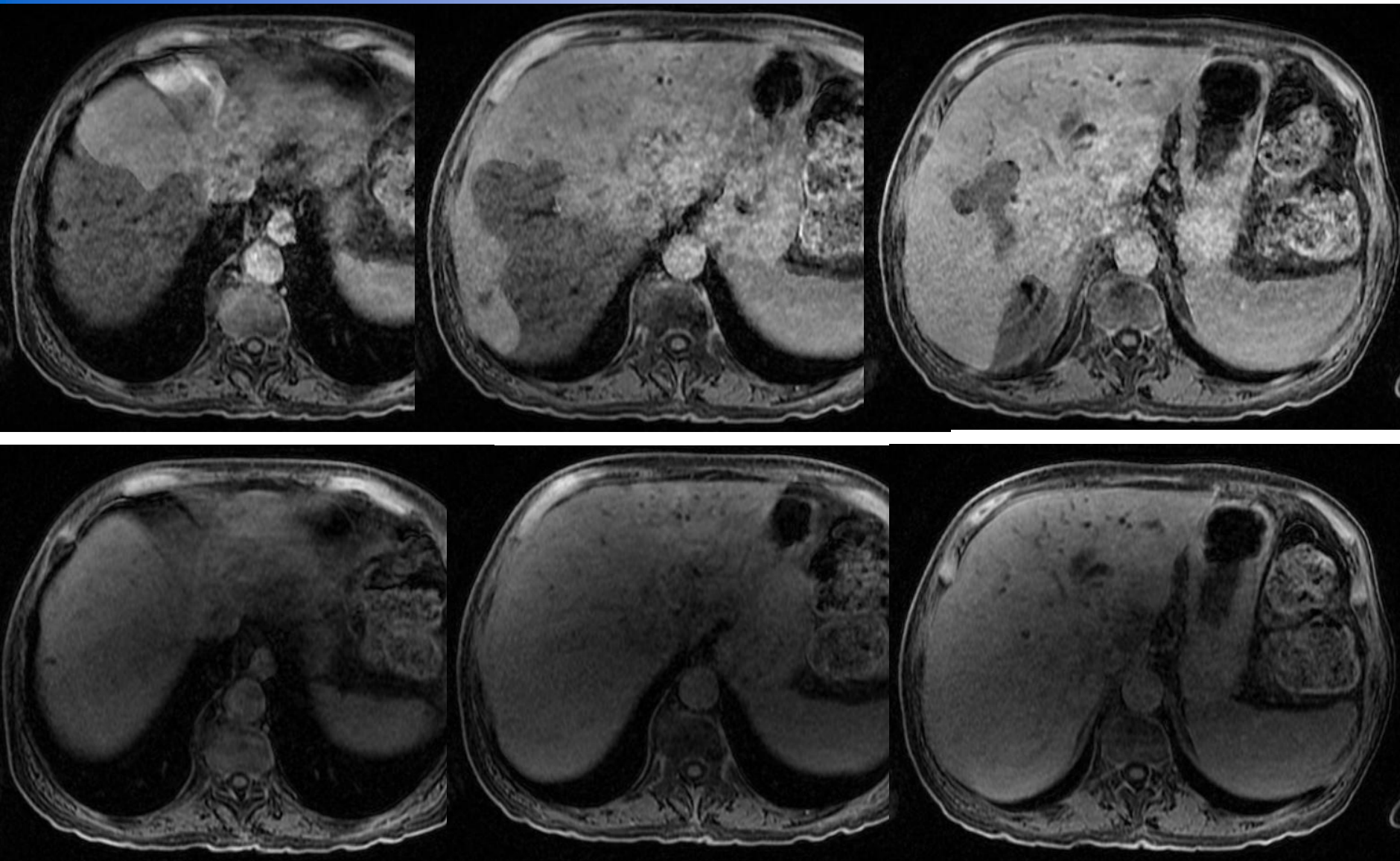
Invertendo la direzione di frequenza (da A/P a S/I)
l'artefatto scompare completamente...

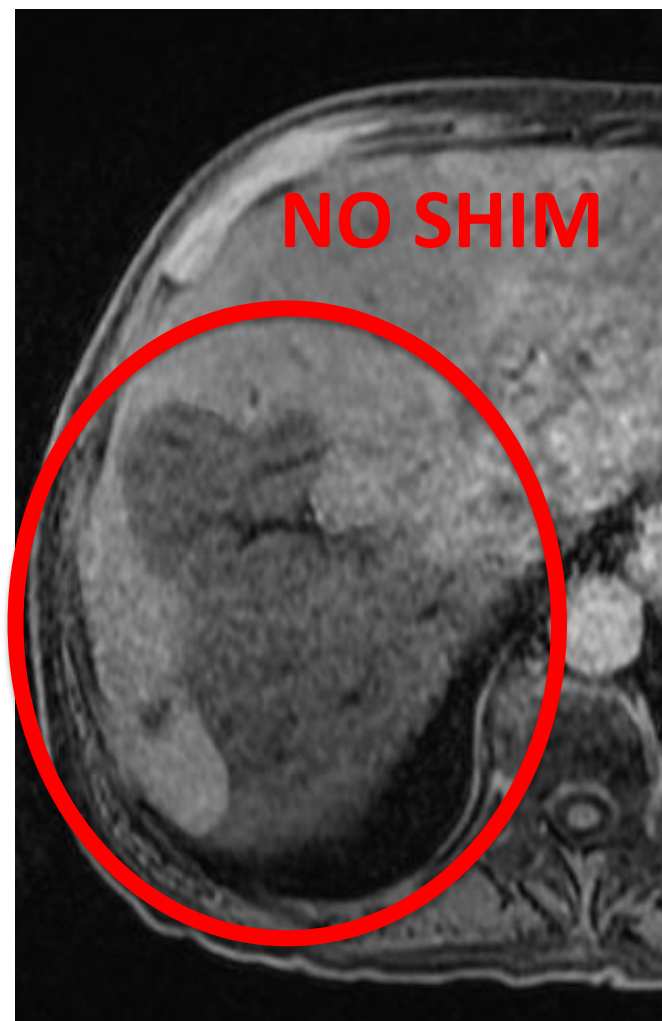


È artefatto Annefact. Fase S-I. L'oversampling non copre tutta la zona di sensibilità della bobina e i gradienti nella zona non coperta perdono di linearità. Questo fa sì che si generi un ribaltamento sull'immagine di un'anatomia che a causa dei gradienti, è collassata centralmente. Per risolverlo si aumenta il FOV o l'oversampling o, dove non generi artefatti, si cambia l'asse di codifica di fase ...

By Duccio Guerrieri - AITIRM

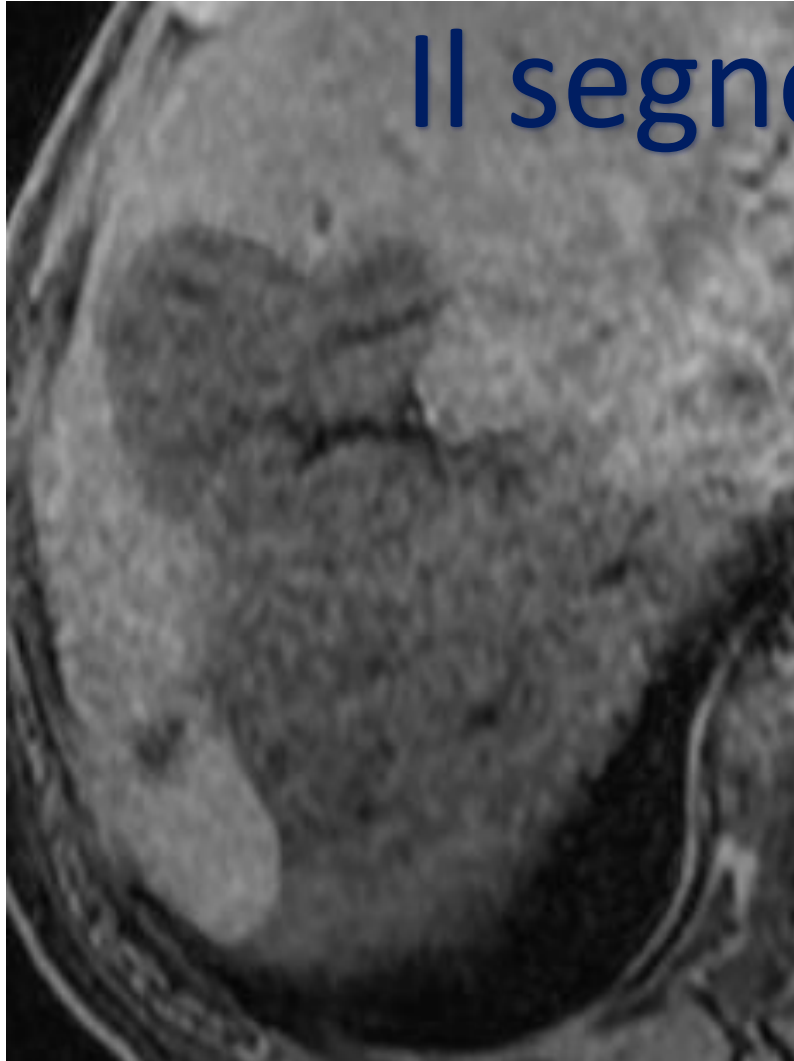
ARTEFATTI – ADDOME SUP.





3D LAVA
TARDIVA



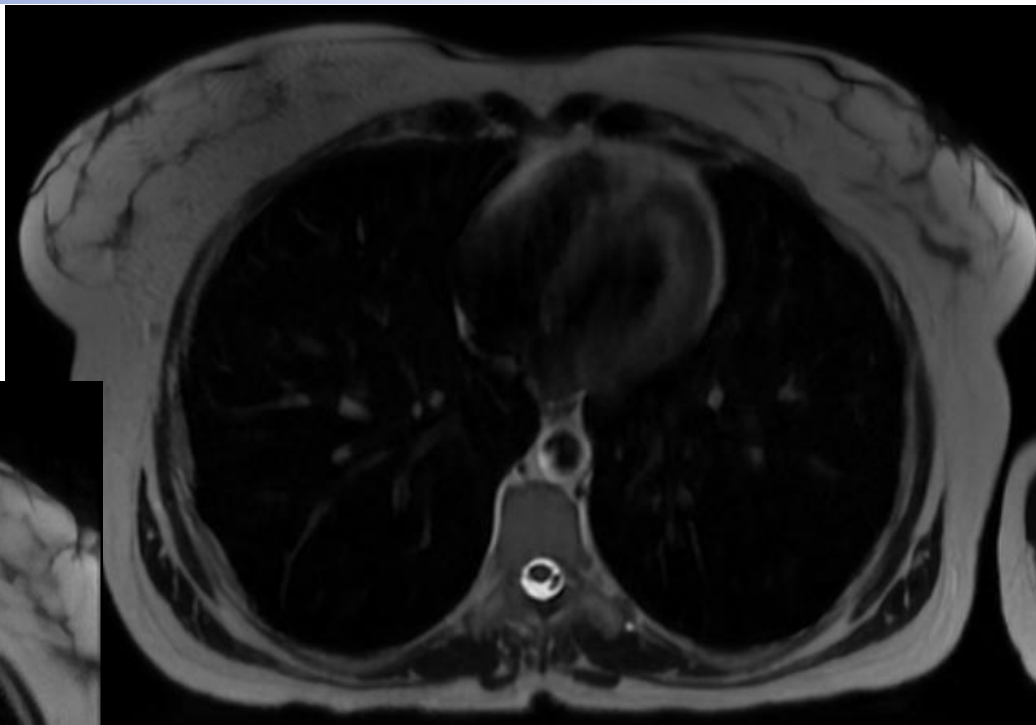


Il segno del papero !!!



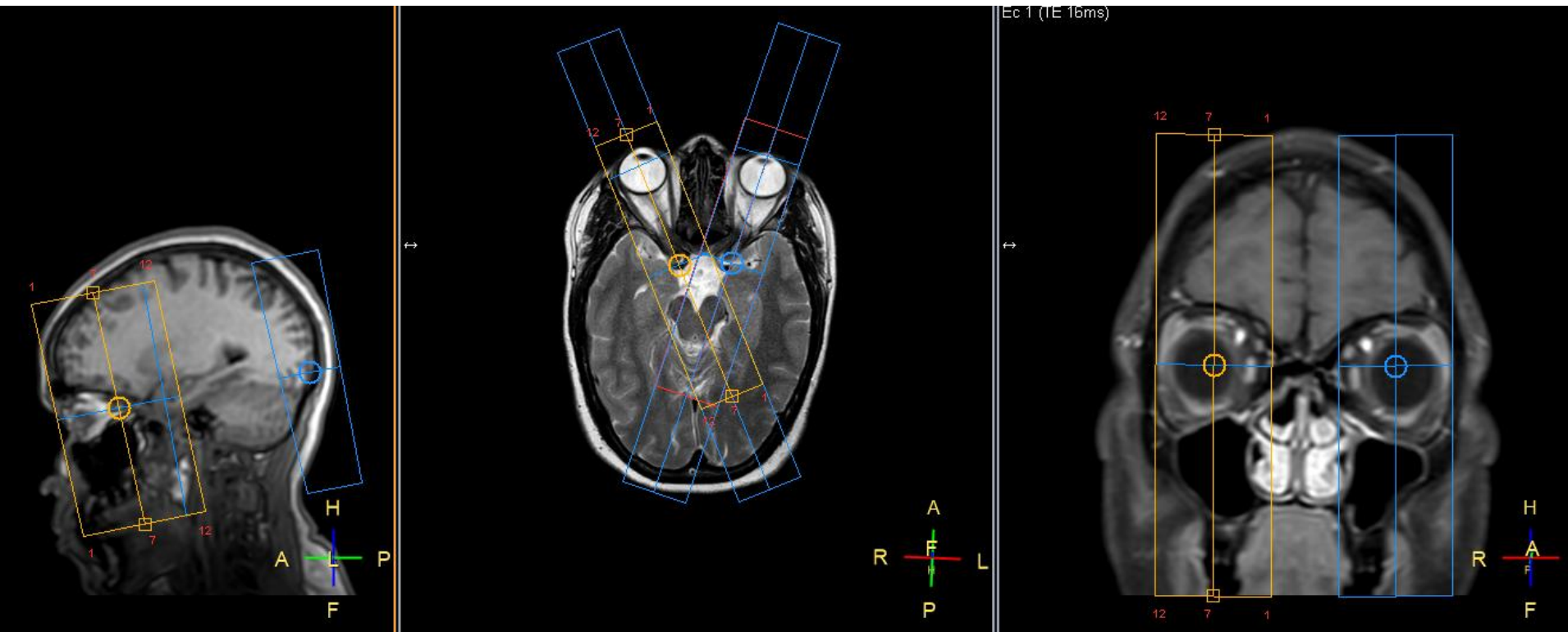
ARTEFATTI – ADDOME SUP.

AX T2 SSFSE
RM VOYAGER GE 1.5T



Aumento del FOV elimina
l'artefatto, senza variare gli
altri parametri ...

Esame RM orbite: impostazione seq Sagittale



ARTEFATTI – RM ORBITE

T2W_mDIXON_TSE_		Voxel	Sag	R	
04:50		0.70 x 0.72 x 2.50		1	
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Pos
AP (mm)		140			^
stack	RL (mm)	33			
ACQ voxel size FH (mm)		0.7			
AP (mm)		0.7			
Slice thickness (mm)		2.5			
Recon voxel size FH (mm)		0.438			
AP (mm)		0.438			
Fold-over suppression		oversampling			▼
P (mm)		no			
A (mm)		oversampling			
Reconstruction matrix		520			

Impostazione
anti-
ribaltamento

Fold-over suppression	oversampling
P (mm)	50
A (mm)	50

ARTEFATTI – RM ORBITE

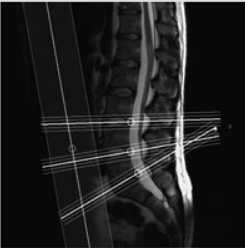
Una soluzione per evitare l'artefatto è di acquisire le 2 immagini sagittali delle orbite come pacchetti separati, modificando il parametro a lato indicato. Questo comporta però il raddoppio del tempo di acquisizione

T2W_mDIXON_TSE_		Voxel	Sag	
04:50		0.70 x 0.72 x 2.50		
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang
P (mm)		50		
A (mm)		50		
Reconstruction matrix		320		
SENSE		yes		
P reduction (AP)		1.2		
k-t BLAST		no		
Stacks		2		
current		A		
type		parallel		
slices		12		
slice gap		default		
slice orientation		sagittal		
fold-over direction		AP		
fat shift direction		F		
Stacks as packages		yes		
Minimum number of pa...		no		
Slice scan order		yes		

ARTEFATTI – RM ORBITE

Stacks as packages

Planning L-spine



This parameter is available for multistack scanning. It will force each stack to be scanned as a separate package.

Possible values

No	
----	--

The slices of the stacks will be distributed among the package. This may cause artifacts (dark bands) if the stacks intersect. To achieve short scan times, the number of packages is kept at a minimum. E.g. three stacks transverse spine (long TR) will be scanned within one package only.

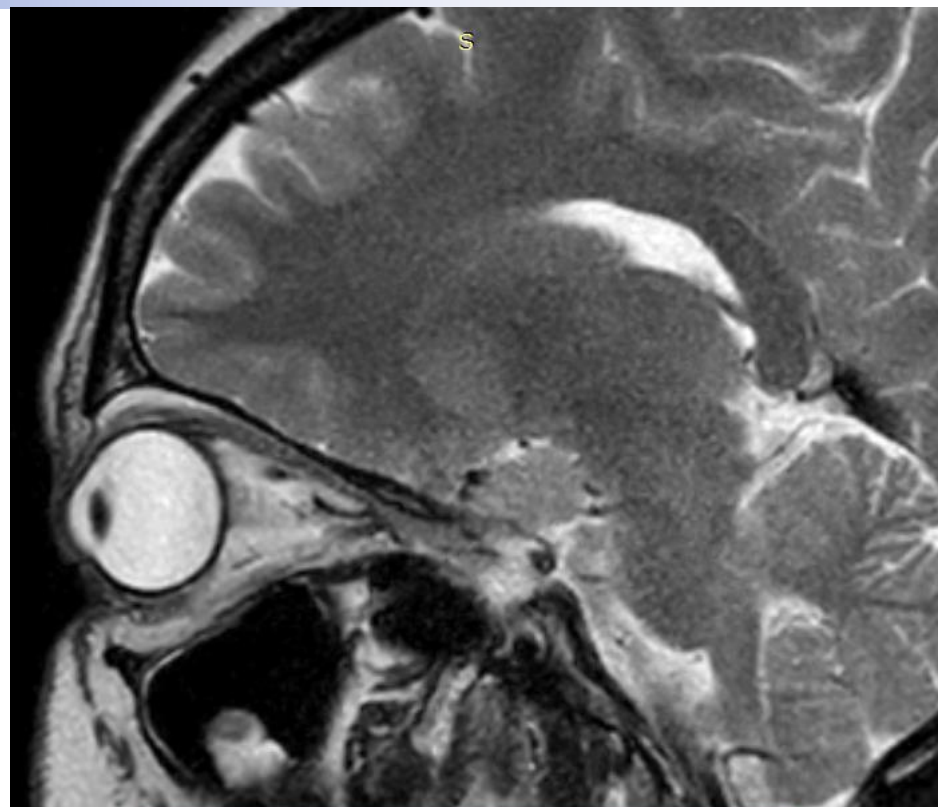
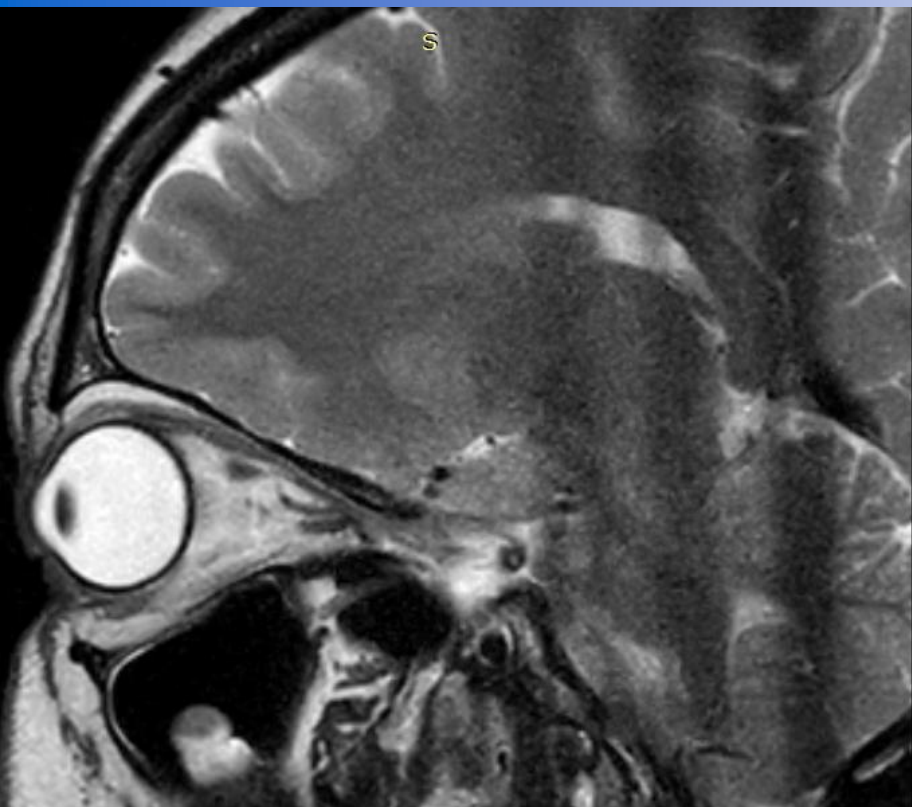
Yes	
-----	--

Each stack will be acquired as a separate package to avoid artifacts where the stacks intersect (dark bands). In general, scan time will increase as more packages have to be acquired.

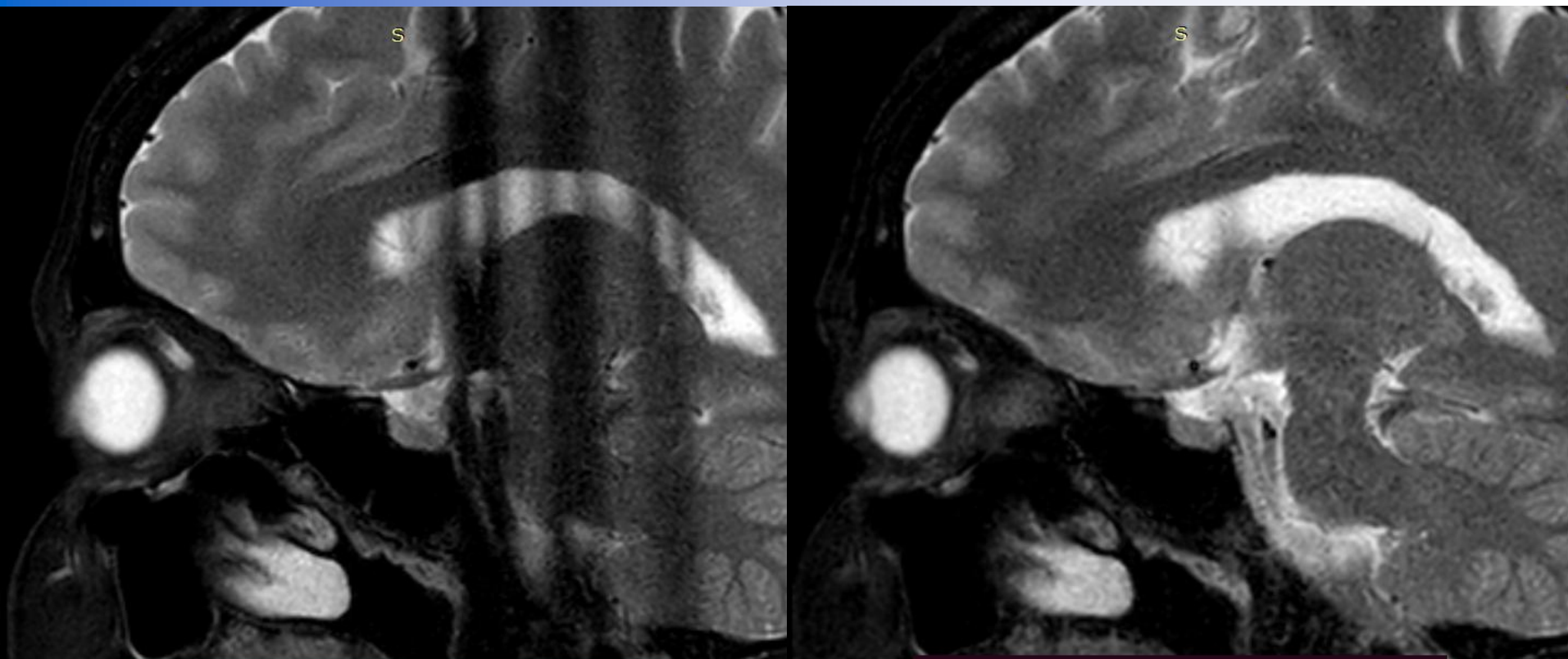
- With the TR set to 'shortest', this will result in a shorter TR (less slices per package).
- With the TR set to 'user defined', it may lead to one stack being split up among more than one package.

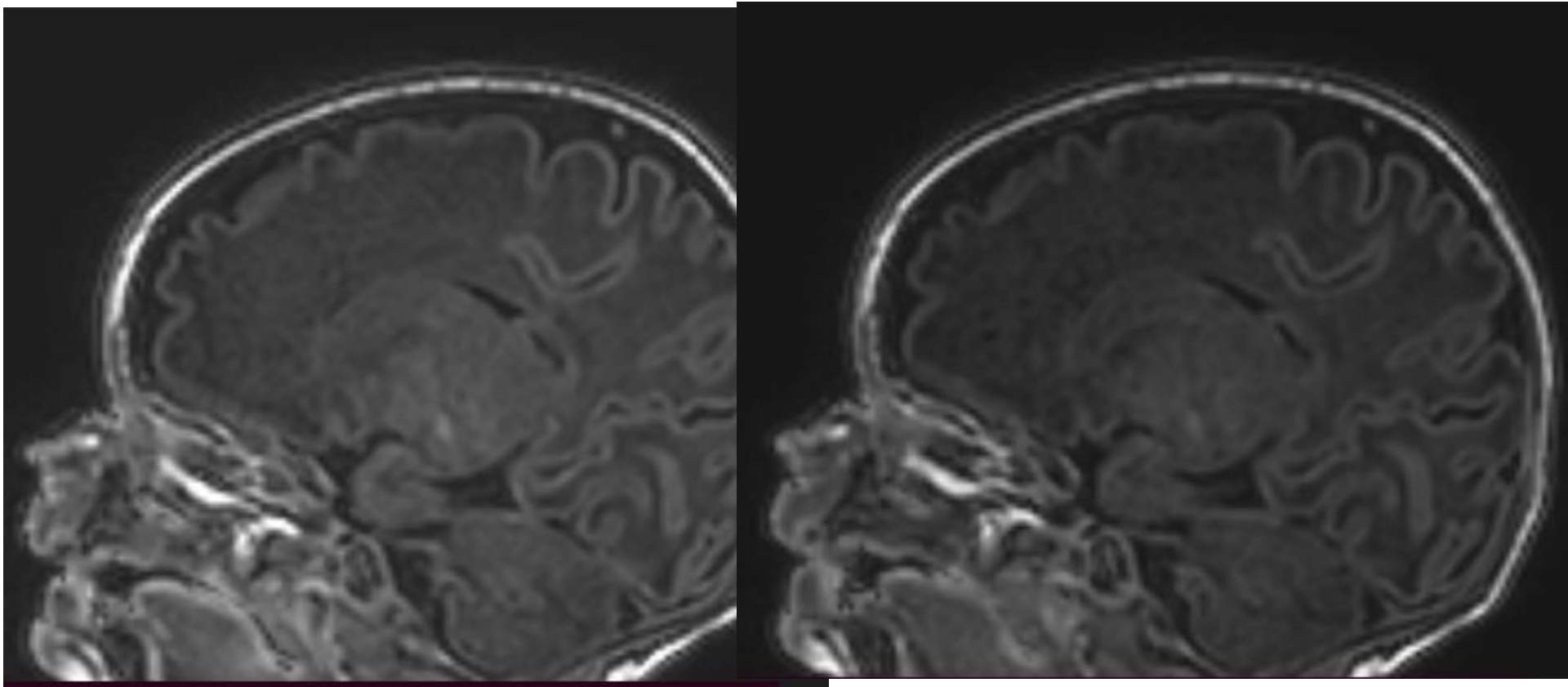
Applications

Thin slice multiple stack imaging, e.g. different transverse spine levels or both TMJs.

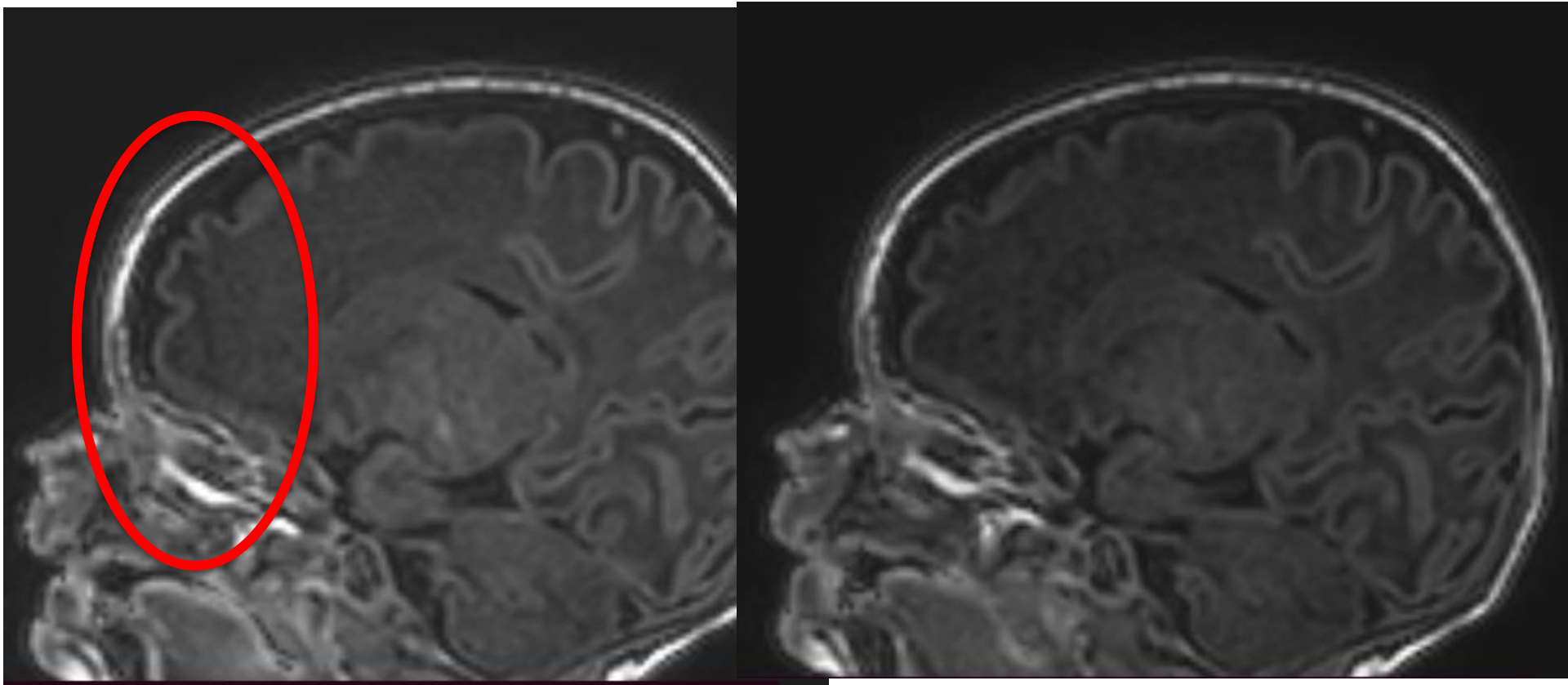


ARTEFATTI – RM ORBITE





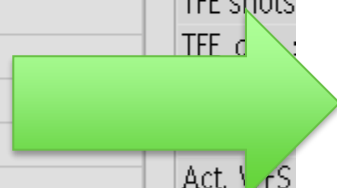
SAG T1W_3D TFE
Protocollo Encefalo neonati 0-6 mesi



SAG T1W_3D TFE
Protocollo Encefalo neonati 0-6 mesi

ARTEFATTI – NEONATO

T1W_3D_TFE		Voxel	Sag	Rel. SNR		
06:59		1.00 x 0.99 x 1.00		1.00		
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Off
FOV	FH (mm)	172				^ Total sca
	AP (mm)	136				Rel. SNR
	RL (mm)	106				Act. TR/TI
ACQ voxel size	FH (mm)	1				ACQ matr
	AP (mm)	1				ACQ vox
	RL (mm)	1				REC vox
Recon voxel size	FH (mm)	0.77				Scan per
	AP (mm)	0.77				≡ Act. slice
	RL (mm)	1				TFE shots
Fold-over suppression		no				TFE d
Slice oversampling		default				
ENCASE enable		no				
Reconstruction matrix		224				Act. WFS
SENSE		yes				Min. WF
	P reduction (AP)	1.7				Min. TR/TI
	S reduction (RL)	1				Head SAF
k-t BLAST		no				Whole bo
Stacks		1				SED
slices		106				Max B1+
						↓ DNS / Le



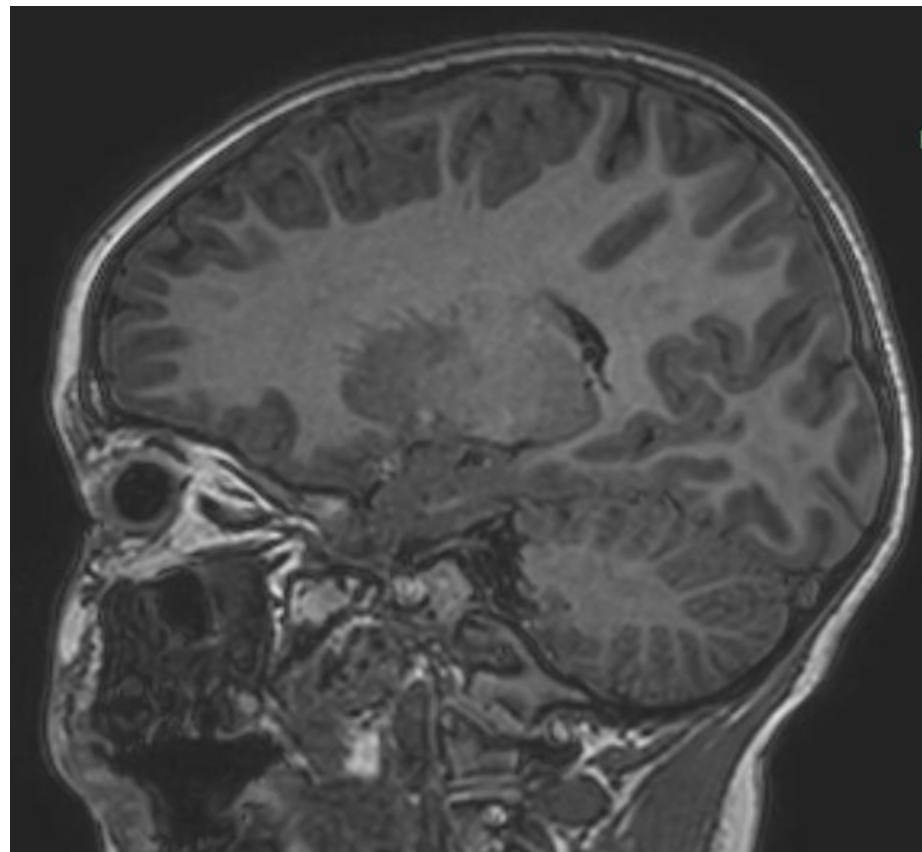
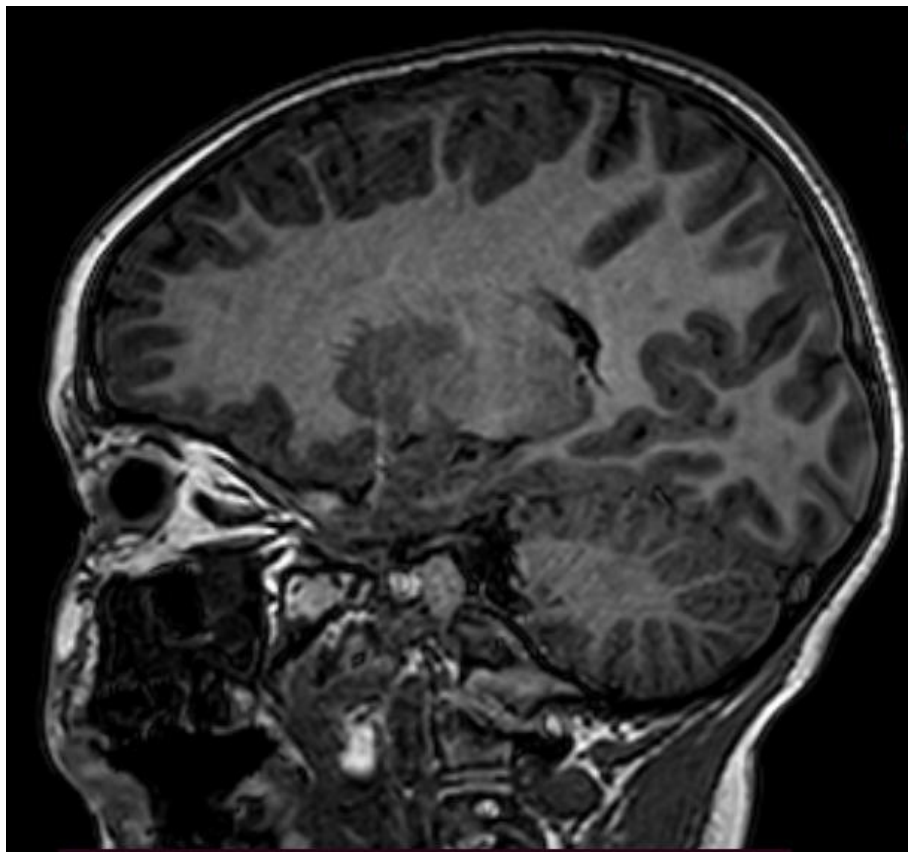
T1W_3D_TFE		Voxel	Sag	Rel. SNR		
06:59		1.00 x 0.99 x 1.00		1.00		
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Of
FOV	FH (mm)	172				^ Total s
	AP (mm)	136				Rel. SNR
	RL (mm)	106				Act. TR
ACQ voxel size	FH (mm)	1				ACQ m
	AP (mm)	1				ACQ vo
	RL (mm)	1				REC vo
Recon voxel size	FH (mm)	0.77				Scan p
	AP (mm)	0.77				= Act. slic
	RL (mm)	1				TFE sho
Fold-over suppression		no				TFE dur
Slice oversampling		user defined				TFE sho
	oversample factor	1.28				Min. TI
ENCASE enable		no				Act. WF
Reconstruction matrix		224				Min. W
SENSE		yes				Min. TR
	P reduction (AP)	1.7				Head S
	S reduction (RL)	1				Whole
k-t BLAST		no				SED
Stacks		1				Max B1
						^ DMS / Le

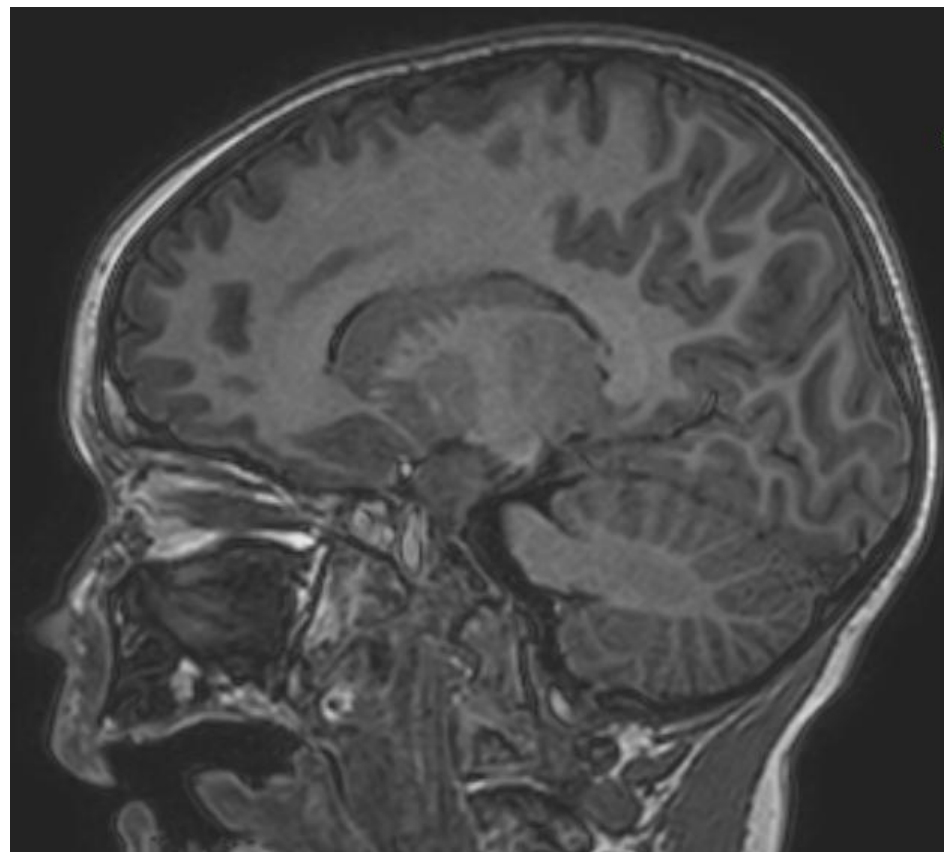
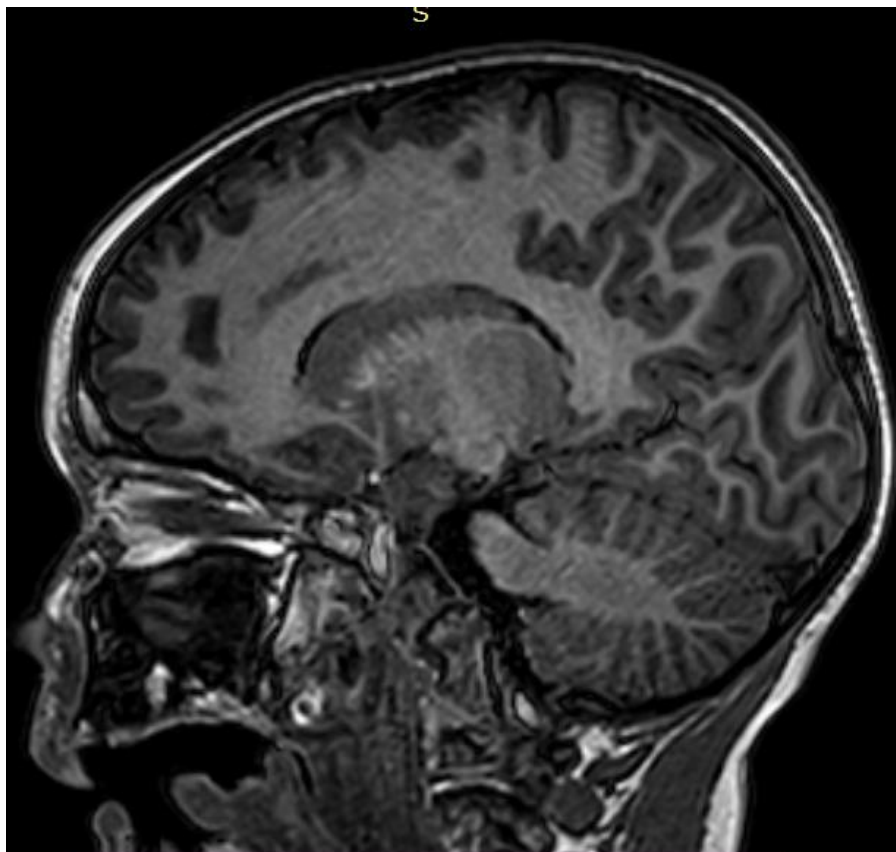
ARTEFATTI – NEONATO

T1W_3D_TFE		Voxel	Sag	Rel. SNR		
05:26 ↓		1.00 x 0.99 x 1.00		0.88 ↓		
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Off
FOV	FH (mm)	172				Total sc
	AP (mm)	136				Rel. SNR
	RL (mm)	106				Act. TR/
ACQ voxel size	FH (mm)	1				ACQ ma
	AP (mm)	1				ACQ vox
	RL (mm)	1				REC vox
Recon voxel size	FH (mm)	0.77				Scan pe
	AP (mm)	0.77				Act. slice
	RL (mm)	1				TFE shot
Fold-over suppression		no				TFE dur.
Slice oversampling		user defined	(defa ...			TFE sho
oversample factor		1 (1.28)				Min. TI c
ENCASE enable		no				Act. WFS
Reconstruction matrix		224				Min. WI
SENSE		yes				Min. TR/
P reduction (AP)		1.7				
S reduction (RL)		1				
k-tBLAST		no				SED
Stacks		1				Max B1+
		1.00				DNIS / la

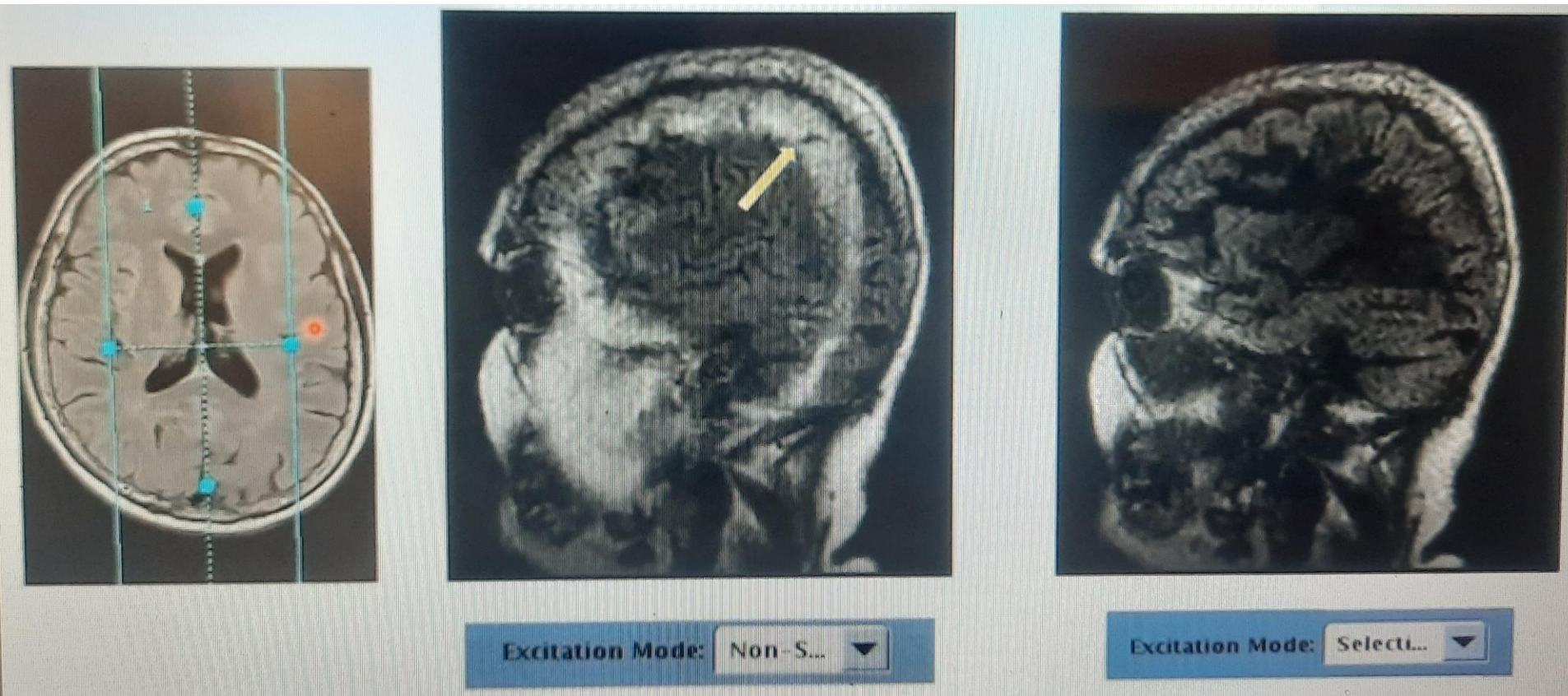
T1W_3D_TFE		Voxel	Sag	Rel. SNR		
06:54		1.00 x 0.99 x 1.00		1.00		
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Other
Uniformity		CLEAR			^	Total sc
FOV	FH (mm)	172				Rel. SNR
	AP (mm)	136				Act. TRA
	RL (mm)	106				ACQ ma
ACQ voxel size	FH (mm)	1				ACQ vo
	AP (mm)	1				REC vo
	RL (mm)	1				Scan p
Recon voxel size	FH (mm)	0.77				Act. slic
	AP (mm)	0.77				TFE sho
	RL (mm)	1				TFE dur
Fold-over suppression		no				TFE sho
Slice oversampling		user defined (defa ...				Min. TI
	oversample factor	1 (1.28)				Act. WF
ENCASE enable		no				Min. W
Reconstruction matrix		224				Min. TR
SENSE		yes				Head S
	P reduction (AP)	1.33 (1.7)				Whole
	S reduction (RL)	1				SED
k-t BLAST		no				Max B1
Stacks		1				DNIS / la

ARTEFATTI – 6 mesi – 2 anni

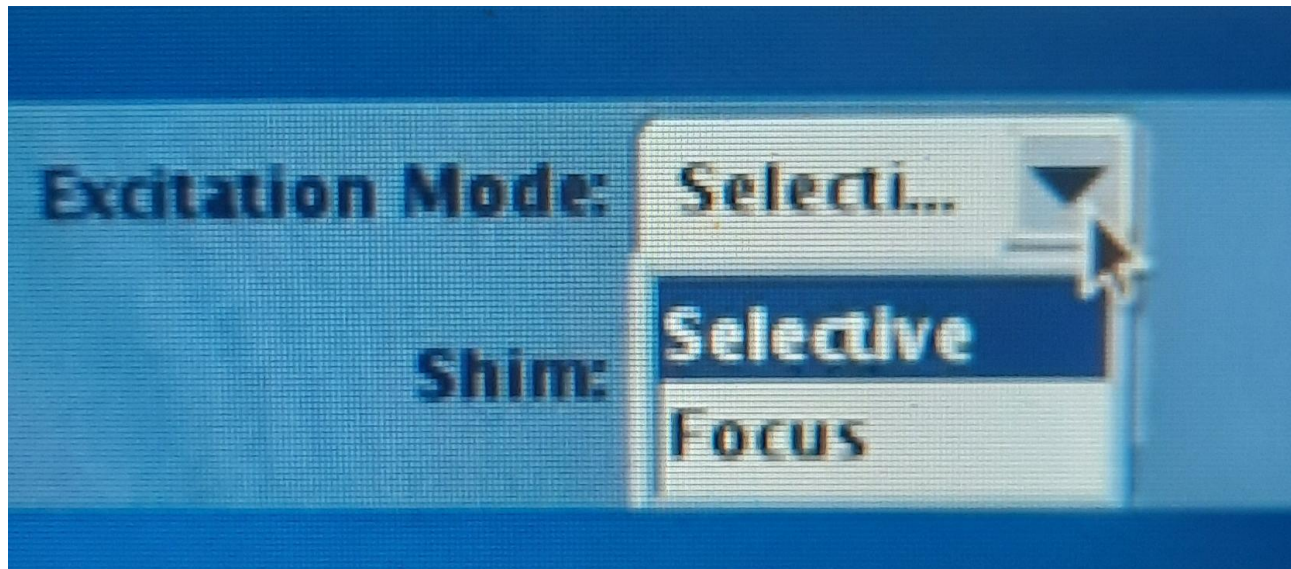


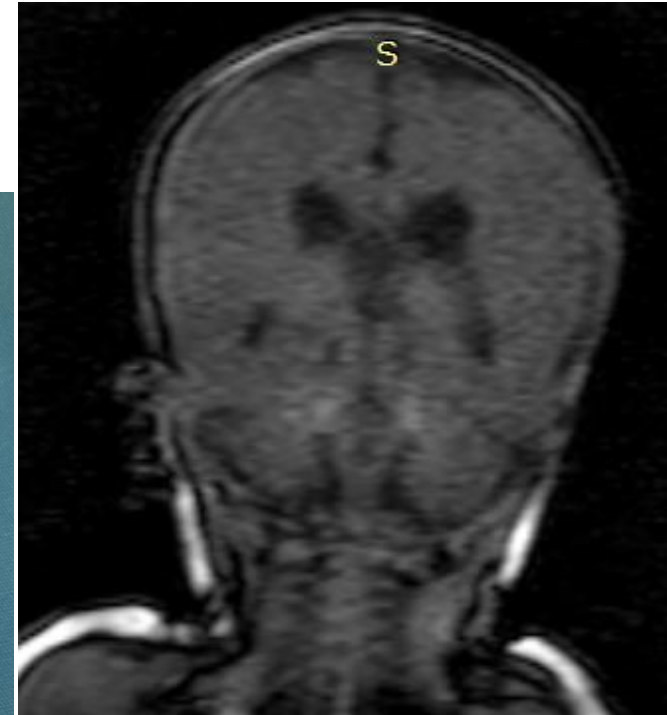


Ribaltamento – Impulso RF

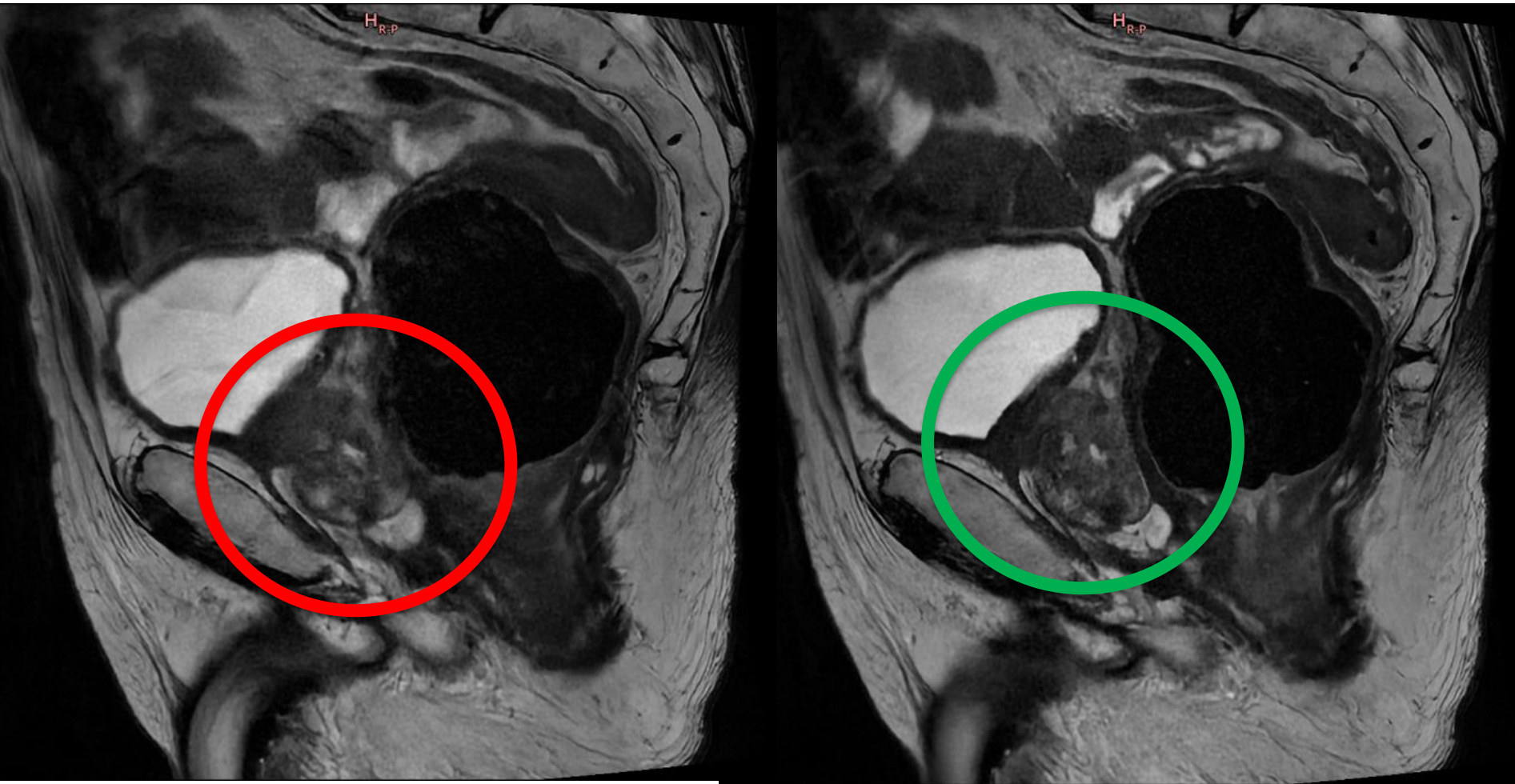


Ribaltamento – Impulso RF





Artefatto causato da metallina della cannula trachestomica in neonato



A sn img senza buscopan, a dx dopo somministrazione ev buscopan

ARTEFATTI da Movimento

Motion smoothing

You are here

MOTION → Motion smoothing

Short description

Allows you to enable motion smoothing in TSE and TFE sequences.

Application

All TSE and TFE sequences which might be affected by motion artifacts.

Use

To reduce ghosting artifacts resulting from motion.

Possible values

no

Motion smoothing is not applied.

yes

- TSE and TFE shots are slightly modified such that distinct ghosting artifacts resulting from e.g. respiratory motion are reduced.
- Profile order and effective TE are not affected by this randomization of the shots.
- The method is effective only with a reasonably large number of shots.

Restrictions

- **Motion smoothing** is only active if a reasonably large number of shots is involved (low **turbo factor**); at least 2 shots for linear profile order, or at least 4 shots for low-high profile order. Motion Smoothing is only active when the turbo factor is at least 2.
- **Motion smoothing** works best for 2D (including MS and M2D). However, it can also be applied for 3D (**turbo direction** = **Y**, or **Z**). For 3D, the shots are randomized in the turbo direction (e.g. Y), and the same randomization is used (copied) for each profile in the other direction (e.g. Z).
- **Motion smoothing** cannot be combined with 3D if **turbo direction** is set to **radial**.
- **Motion smoothing** has no effect for QFlow or B-TFE with cardiac retrospective or (prospective) triggered multi-phase protocols.



ARTEFATTI da Movimento

Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postp
Cardiac synchronization			no		
Respiratory compensation			no		
Navigator respiratory comp			no		
Flow compensation			no		
Temporal slice spacing			default		
Motion smoothing			yes		
NSA			no		
SMART			yes		



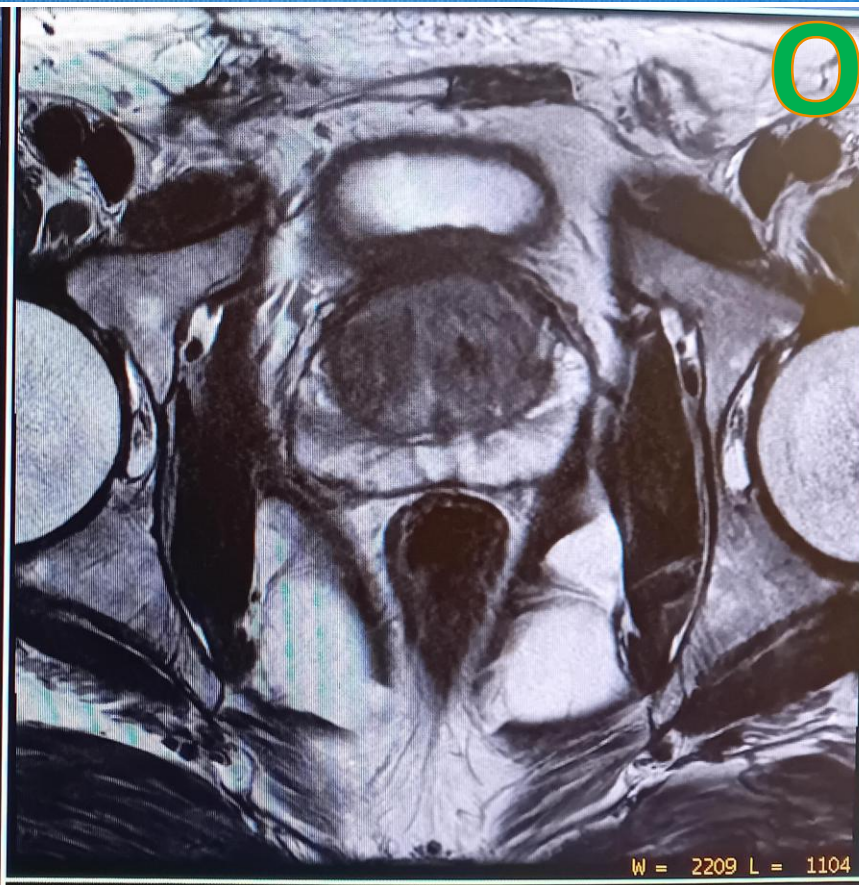
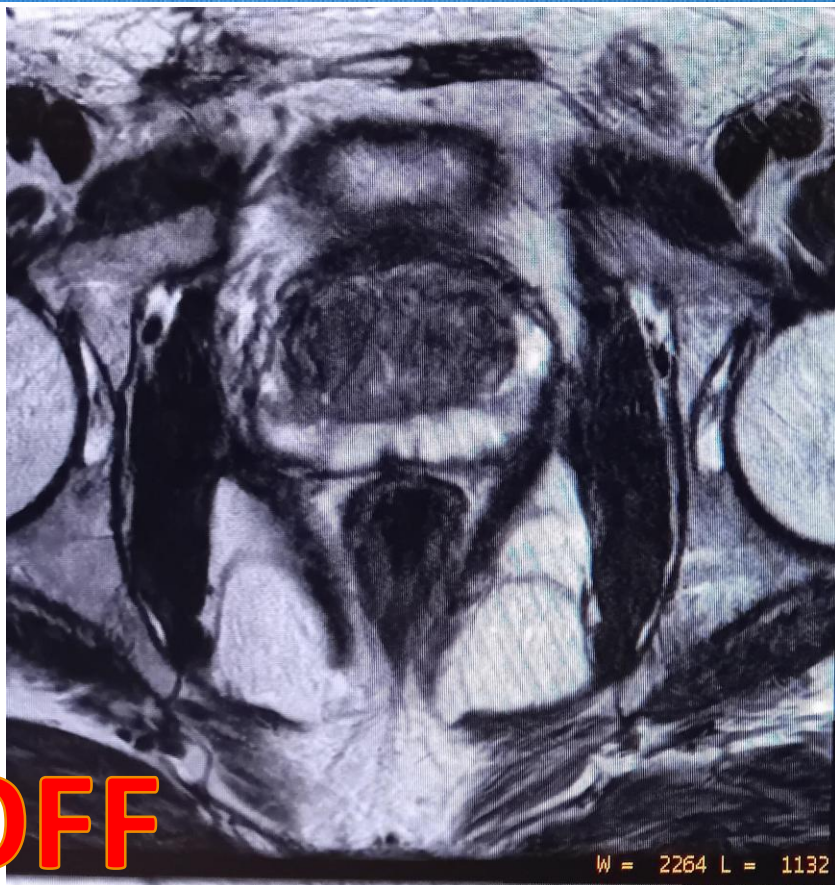
ARTEFATTI da Movimento

Motion Sensitivity Reduction:
0= Off, 1= On:

0.00

0.0

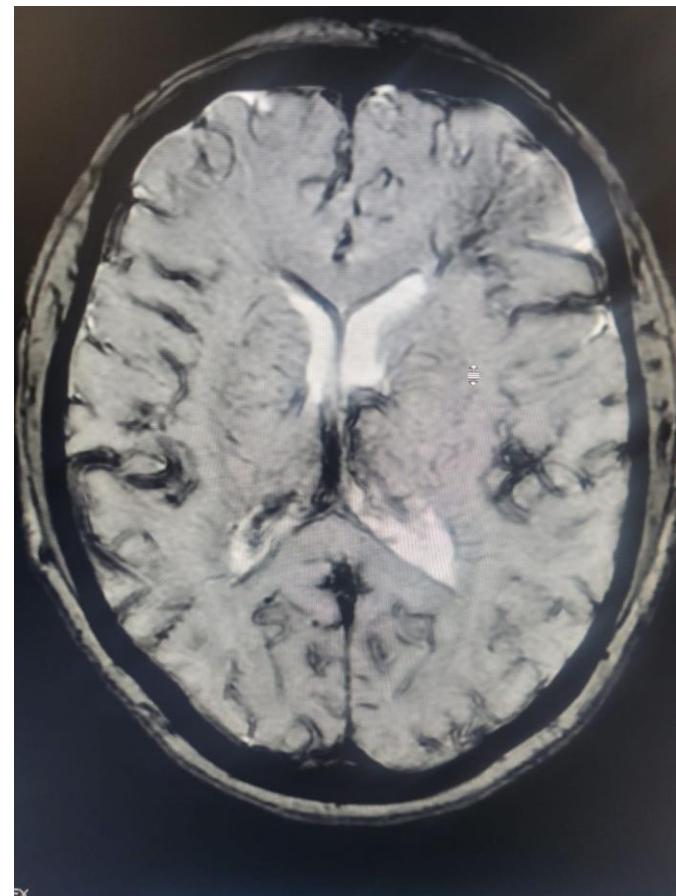
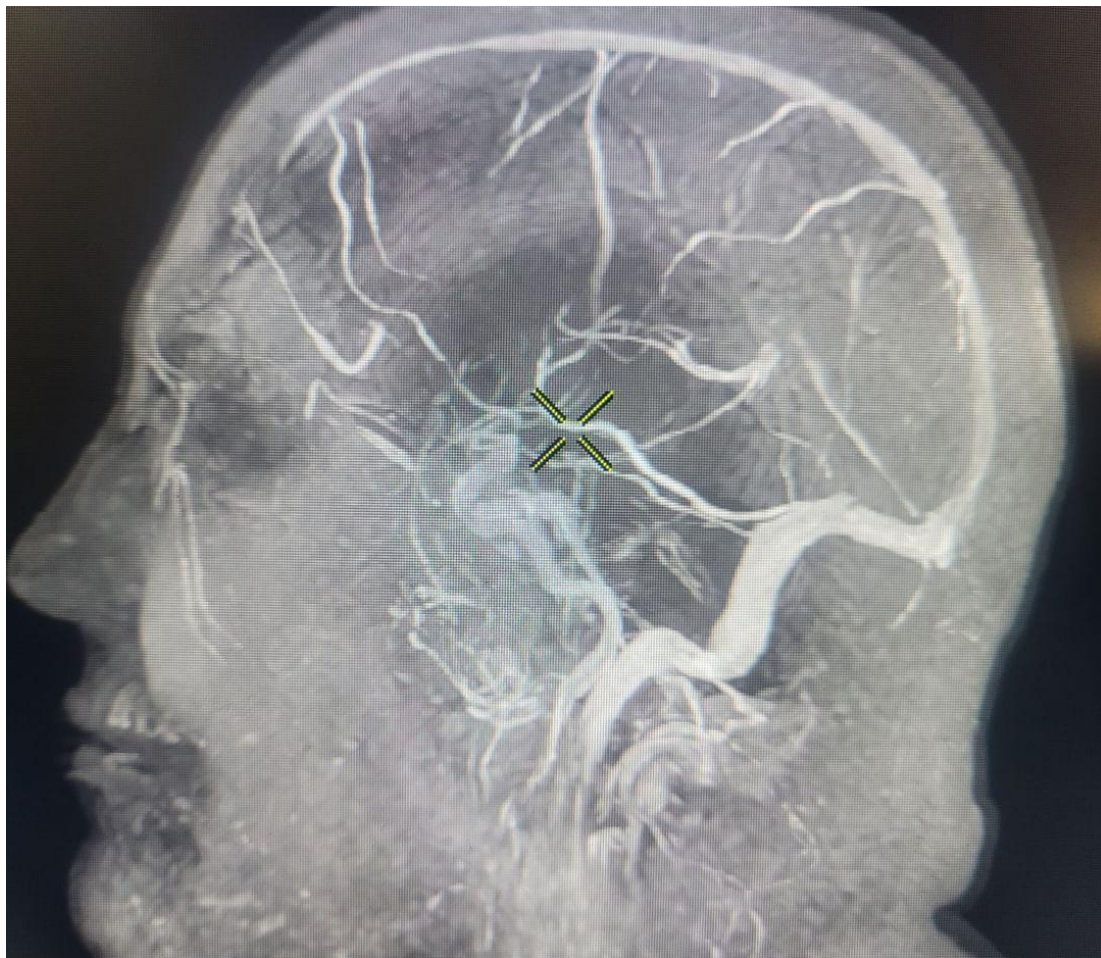
1.0

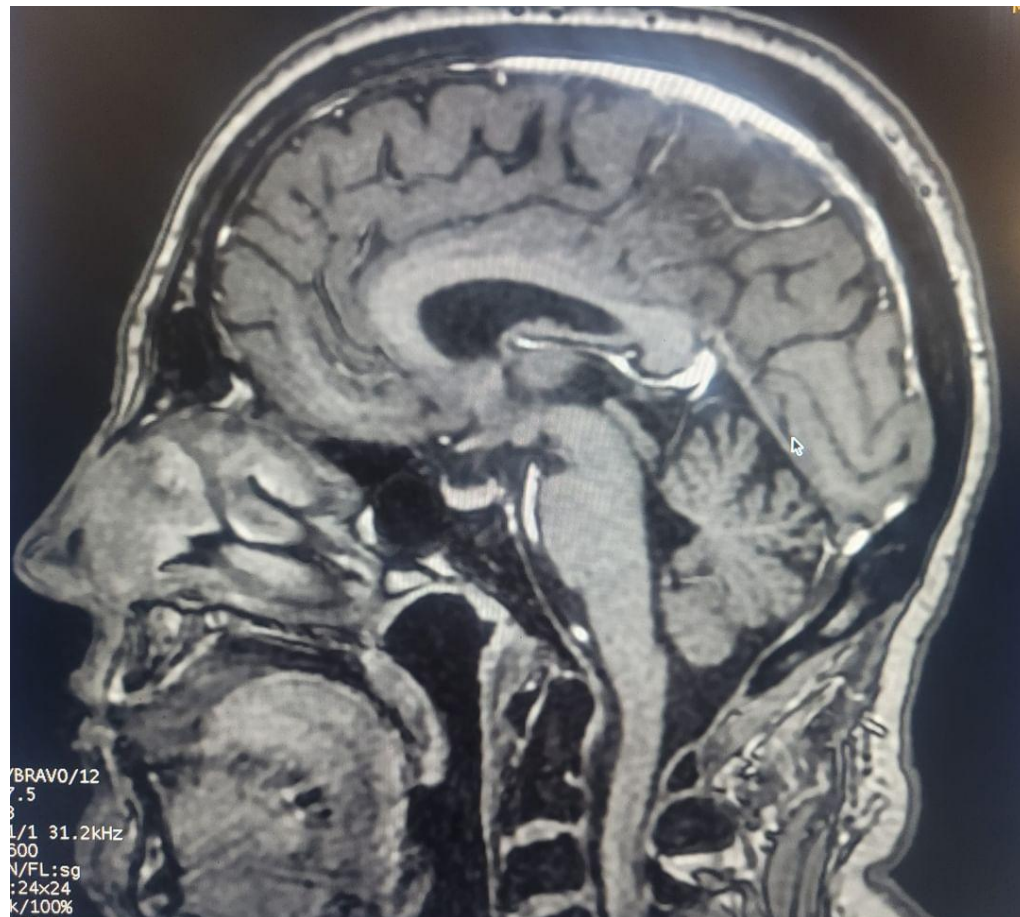
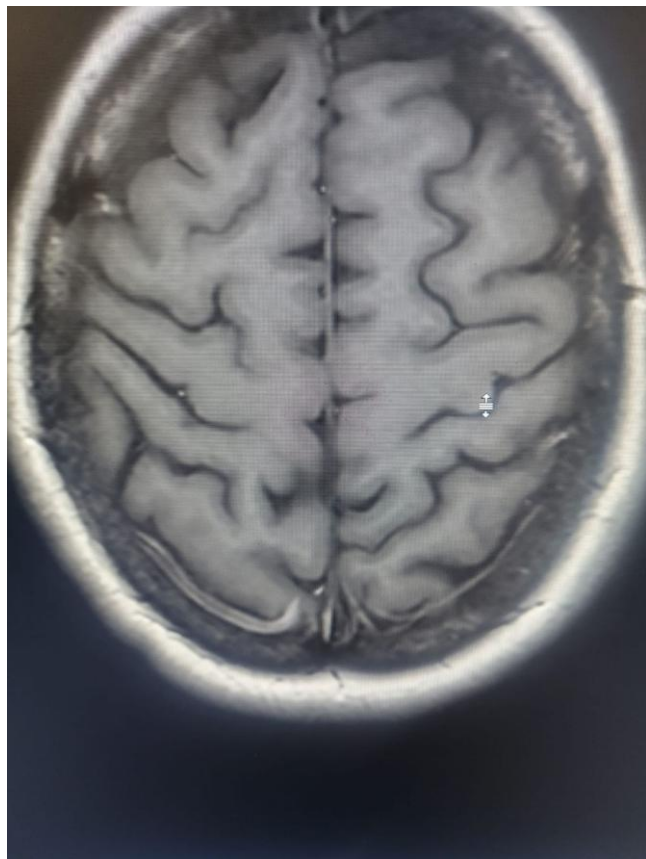


ON

OFF

We scanned a patient today and the tech noticed "contrast" on the images. We were perplexed because we did not inject. After talking to the patient, she had received an Iron Infusion therapy yesterday for her severe anemia. It was interesting to see how the iron was demonstrated. (Office said she got **530ml iron**) Besides affecting the imaging, is this a safety issue? Is there a possible heating factor within the RF? Our Radiologist had some questions. The gradient blooming was obviously extreme. Could this be used clinically in patients who are anaphylactic to gad (when Rad chooses not to risk it even with a prep)? Could they receive Iron infusion instead of Gad for say, an MRV Head "combined" ? We read where Iron Infusion brands have different half lifes ranging from 30hrs to 4 days. Does your screening sheet include, "Have you recently received iron infusion therapy?" If so, what is your scheduling process. The images are: 3D Sag T1 MIP, GRE, Ax T1, Sag T1- non contrast. Tell me what you know!





<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25229202/>

> J Comput Assist Tomogr. 2014 Nov-Dec;38(6):843-4. doi: 10.1097/RCT.0000000000000146.

Magnetic resonance imaging repercussions of intravenous iron products used for iron-deficiency anemia and dialysis-associated anemia

3T SAG T1 FLAIR



3T SAG T1 FLAIR



T 3:33

352*240

Bandwidth 50kHz

1.50 NEX

DI low

no ACC

TR 2441

TE 25.9

TI: 782

FOV 18*18

3.0 thk/0.3sp

3T SAG T1 FLAIR



T 4:11

320*320

Bandwidth 62.5kHz

2 NEX

DI high

ACC 1.5

TR 2431

TE 25.2

TI: 780

FOV 18*18

3.0 thk/0.3sp

Magnetic Resonance Imaging (MRI) Artifacts Induced by Magnet Inhomogeneity



Metrolab Technology SA

What are artifacts?

Artifacts are all those imaging alterations which can modify the real anatomical and/or pathological condition. Artifacts usually manifest as anatomy distortion, anatomy shifting or ghosting.

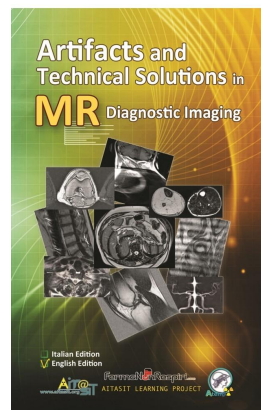
Artifacts and
Technical Solutions in
MR Diagnostic Imaging



Italian Edition
English Edition

AIT@ST
www.aitat.org
AITASIT LEARNING PROJECT

Compared to other diagnostic modalities, MRI is particularly prone to artifacts. This is largely due to the extreme complexity of MRI physical principles and to the large number of hardware components. The appearance of the artifact can change depending on the cause that generates it and on the brand variability: the same artifact, produced by different MRI brands, can manifest in different ways. Such variability and complexity requires a robust knowledge from the MRI technologists/ radiographers in order to identify and correct for all types of artifacts, applying techniques such as parameter modification through to patient positioning.



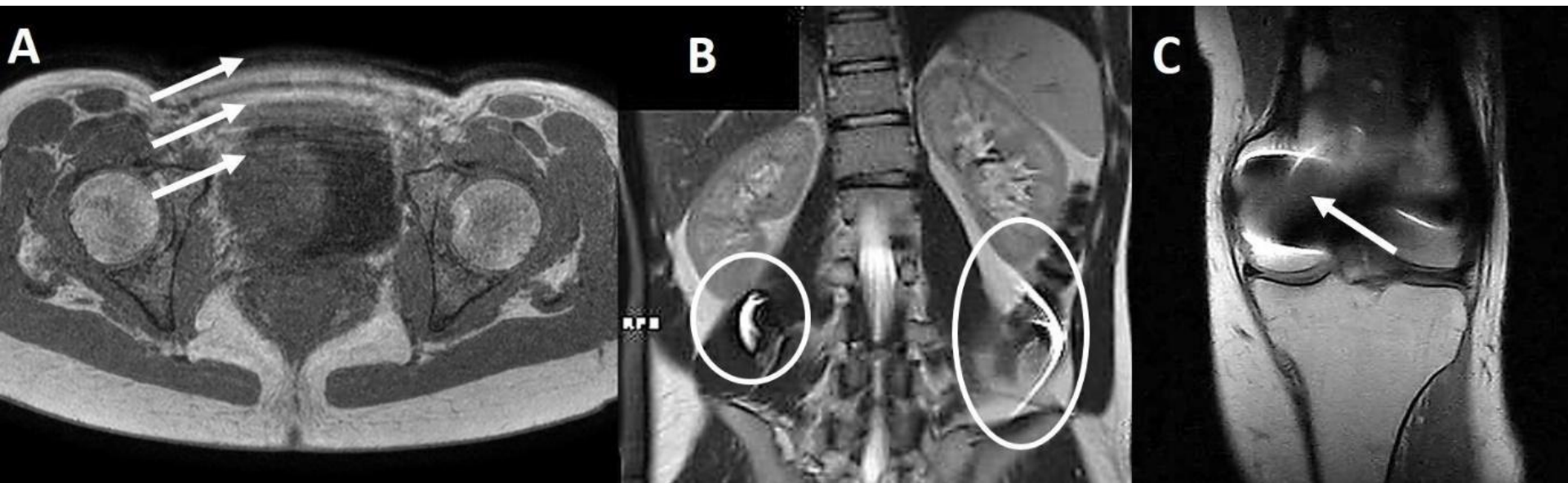


Figure 1 Examples of MRI artifact: (A) Ghosting induced by breathing, (B) Superimposed objects due to the incorrect application of Parallel Imaging and/or incorrect patient positioning, (C) Signal void and pile up artifact due to metallic implantology (Courtesy of [Luca Bartalini](#)).

In addition, radiologists should recognize the most common artifact manifestations in order to avoid imaging misinterpretation, such as “**magic angle**”, which can change the intensity of the MRI signal without distortions, anatomy shifting or superimposed objects.



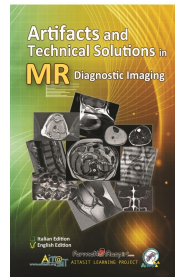
Figure 2 High signal of the supraspinatus tendon (white circle). This alteration is not a pathology but an artifactual signal alteration called the “Magic Angle”, caused by the specific value of echo time and anatomy orientation (Courtesy of [Luca Bartalini](#)).

MRI artifact classification

MRI artifacts can manifest in many ways and can be influenced by many variables. Below is a classification of MRI artifacts based on the causes that generate them:

- Human Physiology-Related Artifacts

- o Movement
- o Vascular Pulsation
- o Slow Flow



- Hardware Artifacts

- o B0 Inhomogeneity
- o Gradient Dysfunctions
- o B1 Imperfections
- o External RF
- o Spurious Currents
- o Spike
- o Central Point
- o Zero-Fill
- o Overflow
- o DC Offset

- K-Space-Related Artifacts

- o Aliasing
- o Generic Subsampling
- o Parallel Subsampling
- o Non-Cartesian Advanced Fillings

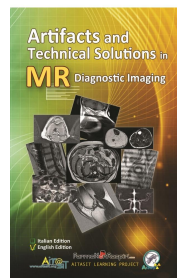
- Spin Physics-Related Artifacts

- o Chemical Shift
- o J-Coupling
- o Spectral Tissue Saturation

- Artifacts Related to Specific Acquisition Techniques

- o Magic Angle
- o Pseudolayering CA
- o Dixon
- o Steady State Free Precession (SSFP)
- o EPI-DWI
- o MR Angiography (with and without contrast media)
- o Functional MRI

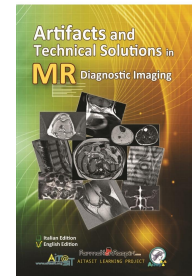
- New Technology-Related Artifacts...



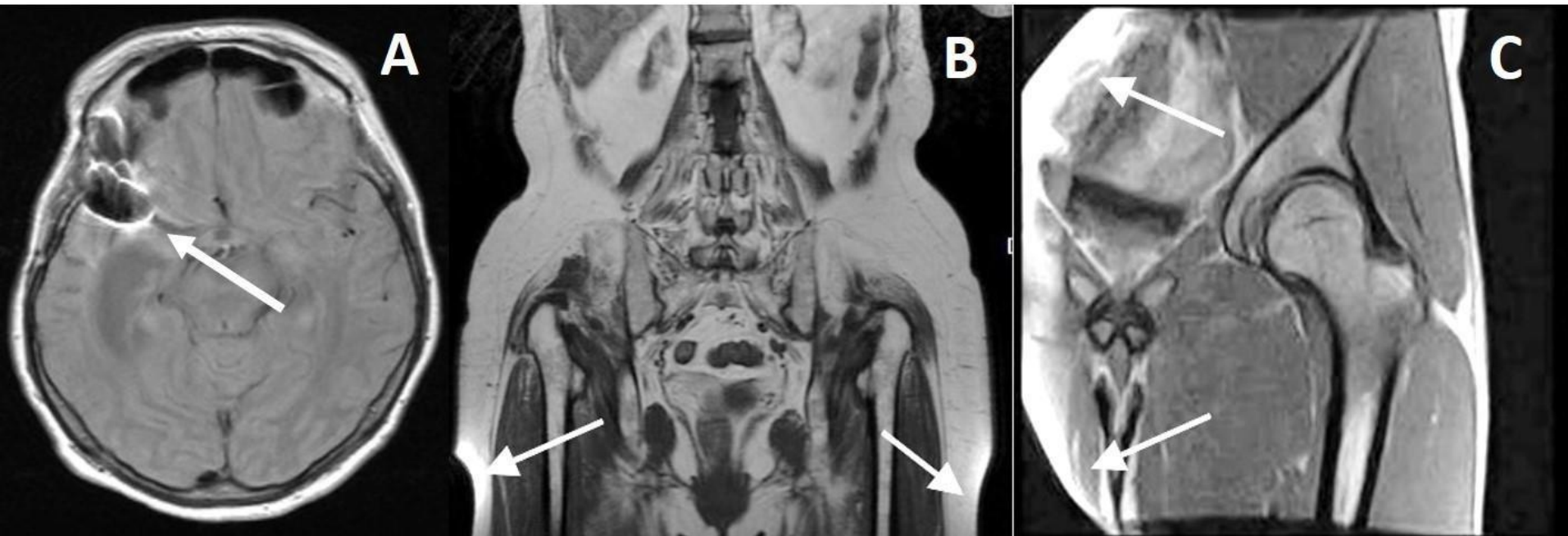
Magnetic field inhomogeneity artifacts

Magnet inhomogeneity can induce artifacts, based on the type of sequence, the scan parameters, receiver coil type and patient positioning. The most common are:

1. Anatomy distortion
2. Spectral saturation errors
3. Signal to Noise Ratio (SNR) reduction
4. Dixon Swap
5. Other



1) Anatomy distortion is a recurrent artifact that occurs when a metallic object, such as an articular prosthesis is inserted into the magnetic field. The distortion may also become visible in the absence of metallic implants, especially in the periphery of the maximum field of view.



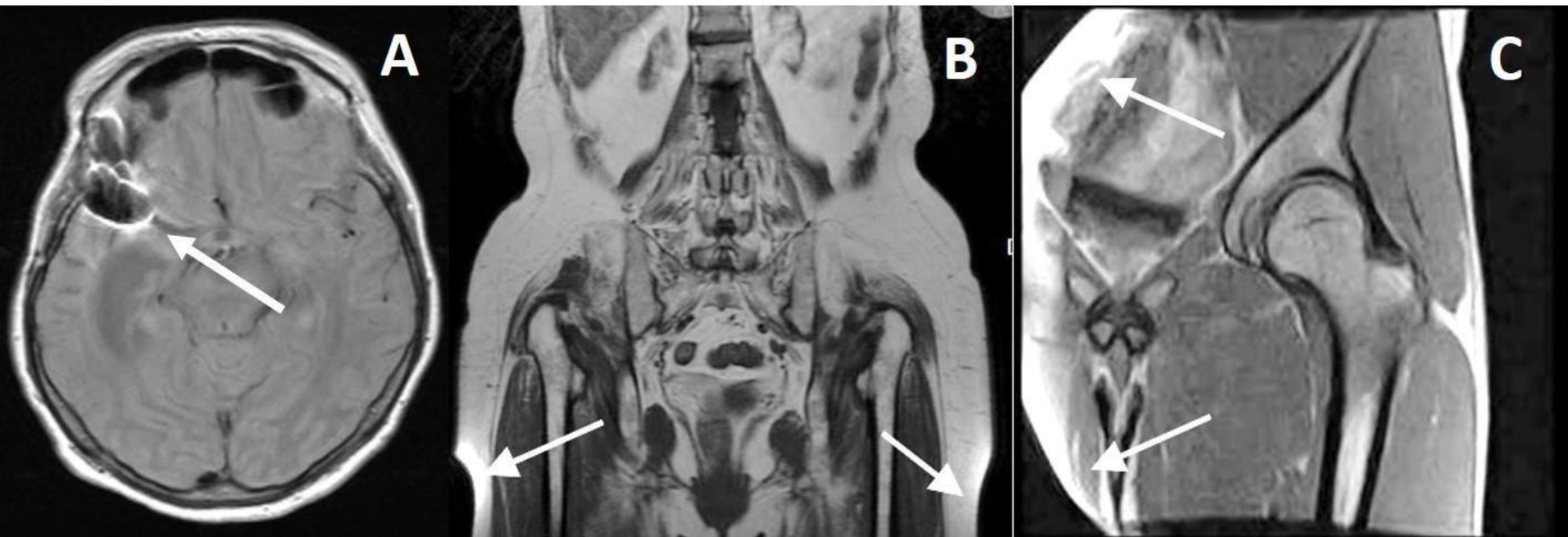


Figure 4 Magnetic field inhomogeneity: (A) Susceptibility artifact due to a metallic implant, (B) Peripheral anatomy distortion at maximum Field Of View (FOV), (C) Strong distortion with small FOV due to marked inhomogeneity (Courtesy of [Luca Bartalini](#)).

2) Different types of spectral saturations are often used clinically, with or without contrast media. They are all prone to field inhomogeneity.

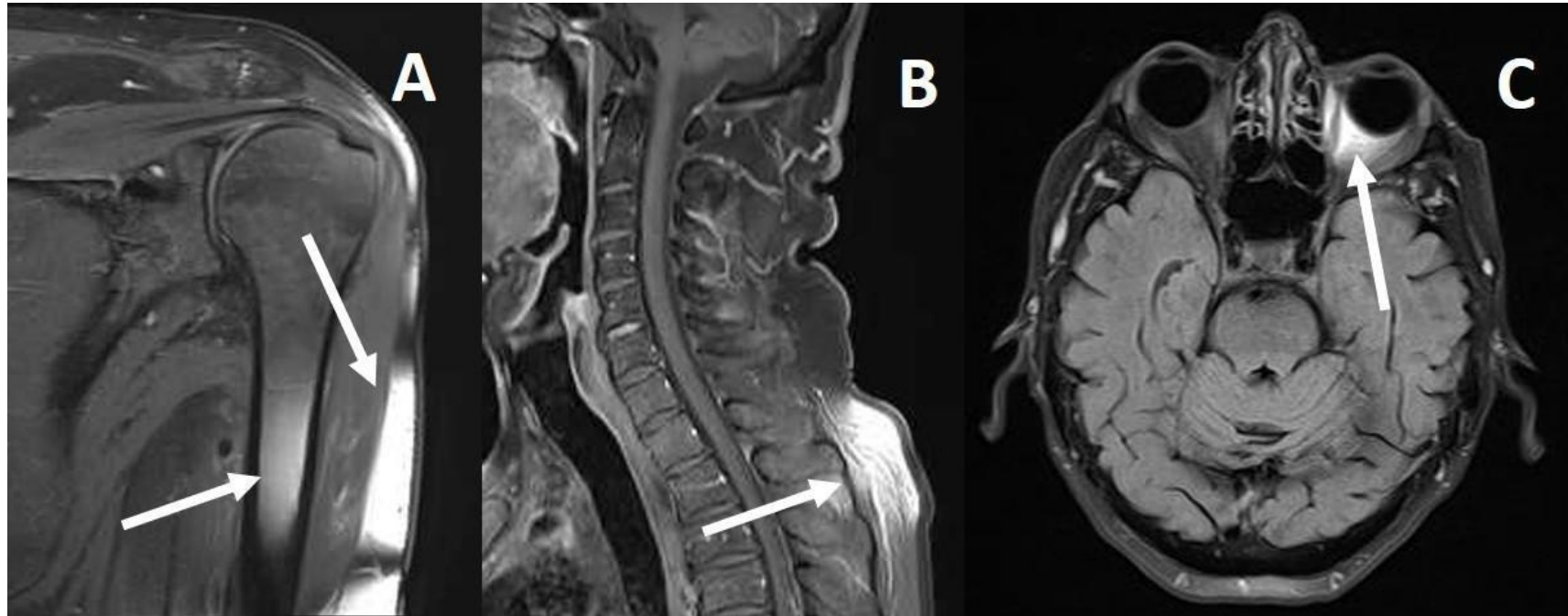
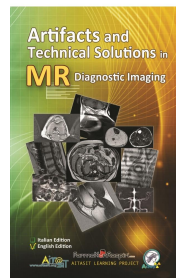
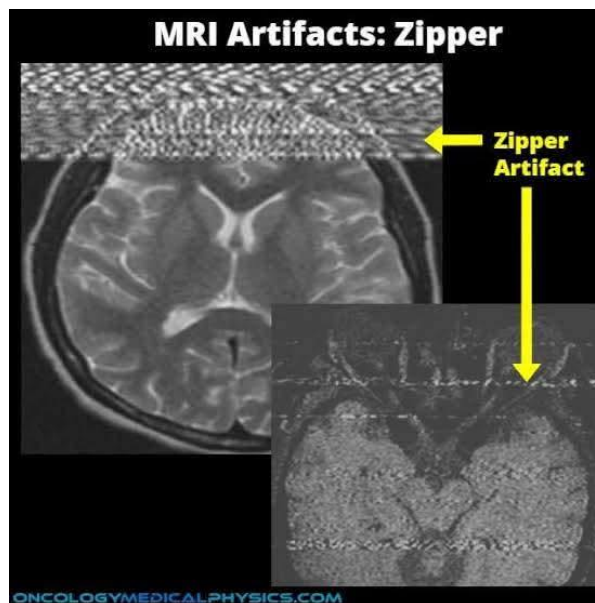
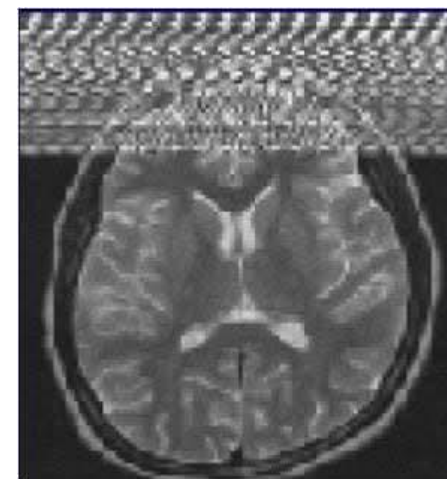
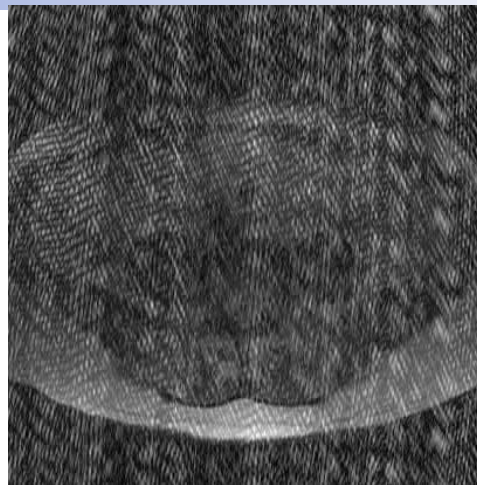


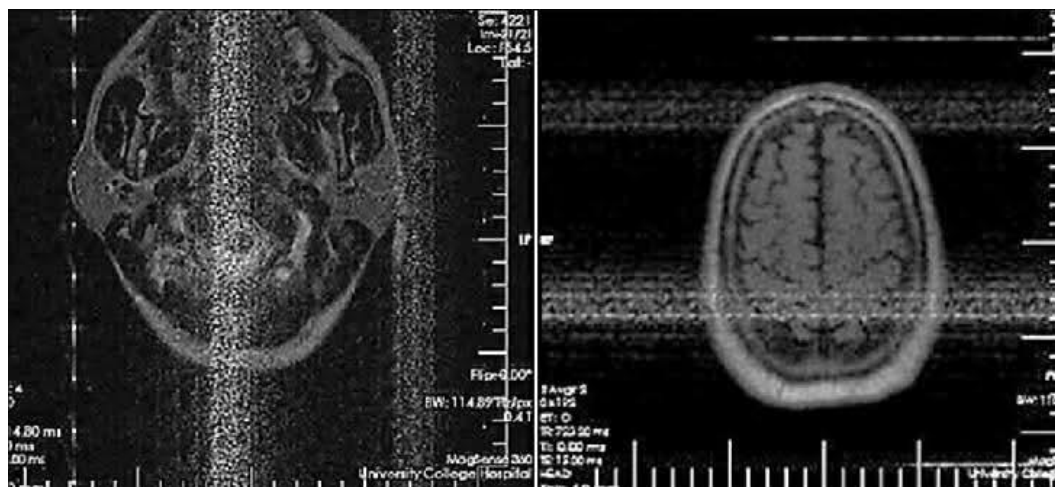
Figure 5 Fat saturation failure due to field inhomogeneity. The case “C” can be very dangerous for medical interpretation (Courtesy of [Luca Bartalini](#) and [Giuseppe Walter Antonucci](#)).

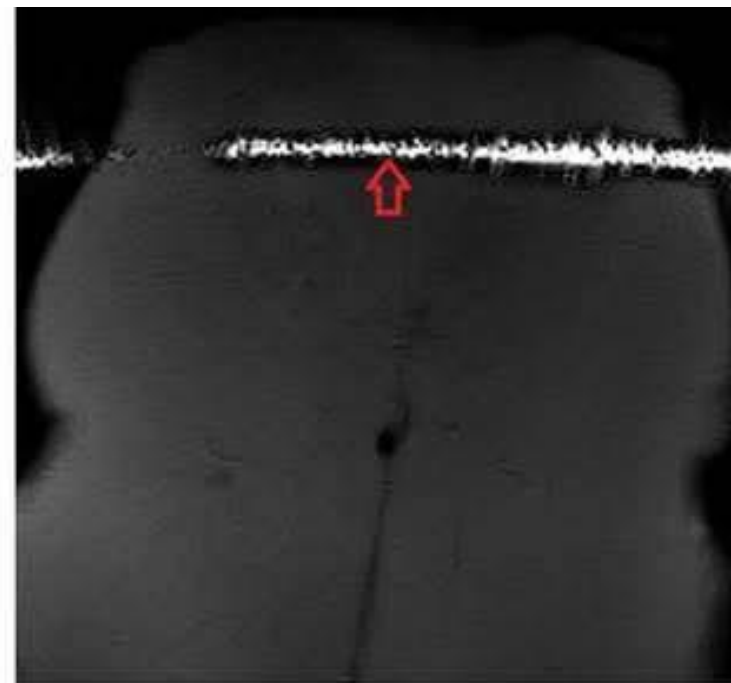
- 3) Diffused magnet inhomogeneity can reduce SNR. It is a non-specific signal which can be induced by many different factors.
- 4) The Dixon technique is commonly used to produce pictures with strong fat subtraction. It is based on a post processing algorithm which creates a fat and water series, starting from multi-echo acquisition: magnet inhomogeneity can produce a specific artifact called "Swap".

Figure 6 The Dixon swap during the post processing due to inhomogeneity (Courtesy of [Alan Gerevini](#)).









Zipper artifact