

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

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

ANNO ACCADEMICO 2024/2025



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



Formazione
per l'eccellenza

gen. '25

2° anno I semestre

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore





MRI – LE SEQUENZE DI BASE DI IMAGING



Gemelli  1964
2024



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

gen. '25

TSRM Marino Gentile
Radiographer

Gemelli



1964
2024

+39 3280077833

✉ marino.gentile@outlook.com

✉ marino.gentile@policlinicogemelli.it

gen. '25
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

Ogni **sequenza** è una sottile combinazione di impulsi e gradienti di radiofrequenza. Qualunque sia il tipo di sequenza, gli obiettivi sono quelli di favorire il segnale di un particolare tessuto (contrasto), il più rapidamente possibile (velocità), limitando gli artefatti e senza alterare il rapporto segnale/rumore.

Esistono oltre un centinaio di sequenze diverse e, a complicare ulteriormente le cose, i produttori tendono a scegliere ciascuno il proprio acronimi!

<https://www.variodyne.it/wp-content/uploads/2024/04/Capitolo-16-MRI-Acronyms-2022.pdf>

Caratteristiche delle sequenze MRI

L'architettura di una sequenza è composta da un lato dai componenti essenziali e dall'altro dalle varie opzioni. Gli elementi costitutivi della sequenza sono gli impulsi e i gradienti di radiofrequenza.

I componenti essenziali per qualsiasi sequenza di imaging sono:

- ✓ Un **impulso di eccitazione RF**, necessario per il fenomeno della risonanza magnetica;
- ✓ **Gradienti per la codifica spaziale** (2D o 3D), la cui disposizione determinerà come verrà riempito lo spazio k;
- ✓ Una **lettura del segnale** che combina uno o più tipi di eco (spin echo, gradient echo, hahn echo, eco stimolato...) determinando il tipo di contrasto (la diversa influenza dei tempi di rilassamento T1, T2 e T2*).

Caratteristiche delle sequenze MRI

Le **opzioni** consistono in altri impulsi a radiofrequenza, gradienti o metodi di ricostruzione variabili per:

Modificare il contrasto (preparare la magnetizzazione tramite inversione-recupero, saturazione del grasso, trasferimento della magnetizzazione...)

o accelerare la sequenza (riempimento parziale del piano di Fourier, acquisizione parallela, ripristino rapido della magnetizzazione...)

oppure per ridurre gli artefatti (compensazione del flusso, sincronizzazione, bande di presaturazione...).

Infine, l'utente deve scegliere i parametri di sequenza (TR, TE, angolo di ribaltamento, fattore turbo, matrice del campo visivo) per trovare il ***miglior compromesso tra contrasto, risoluzione spaziale e velocità.***

Una sequenza MRI è costituita da una serie di impulsi e gradienti di radiofrequenza che danno come risultato una serie di immagini con un aspetto particolare.

Prima di analizzare le varie sequenze dobbiamo individuare la corretta terminologia.

Intensità

Nel descrivere la maggior parte delle sequenze MRI ci riferiamo alla tonalità di grigio dei tessuti o dei fluidi con la parola intensità, che porta ai seguenti termini assoluti:

alta intensità del segnale = **bianco**

intensità del segnale intermedio = **grigio**

bassa intensità del segnale = **nero**

Spesso ci riferiamo all'apparenza con termini relativi:

iperintenso = più luminoso dell'oggetto a cui lo stiamo paragonando

isointenso = stessa luminosità dell'oggetto con cui lo stiamo confrontando

ipointenso = più scuro dell'oggetto a cui lo stiamo confrontando

N.B. Densità → TAC!

Questi termini relativi vengono utilizzati senza riferimento al tessuto utilizzato come confronto.

In alcuni casi ciò non comporta alcun problema; per esempio, una lesione iperintensa nella parte centrale del fegato è chiaramente iperintensa rispetto al parenchima epatico circostante. In molte altre situazioni, tuttavia, l'uso di termini relativi porta a potenziale confusione. Immaginate una lesione all'interno dei ventricoli del cervello descritta come "ipointensa".

Ciò denota una lesione più scura del liquido cerebrospinale o del cervello adiacente?

Pertanto è preferibile utilizzare una terminologia assoluta o, se si utilizzano termini relativi, riconoscere il tessuto di confronto, ad es. "la lesione è iperintensa alla milza adiacente".

Diffusione

Quando descriviamo le sequenze pesate in diffusione, usiamo anche il termine intensità, ma in aggiunta usiamo i termini "diffusione ristretta" e "diffusione facilitata" per denotare se l'acqua può muoversi meno facilmente (limitata) o più facilmente (facilitata) del previsto per quel tessuto . Ancora una volta molti usano queste parole come se fossero termini assoluti e questo crea confusione.

Sequenze pesate in T1

Le sequenze pesate T1 (T1W) fanno parte di quasi tutti i protocolli MRI e sono storicamente considerate come le immagini più «anatomiche», risultando in immagini che si avvicinano maggiormente all'aspetto dei tessuti macroscopicamente, sebbene anche questa sia una grossolana semplificazione.

Le intensità del segnale dominante dei diversi tessuti sono:

fluido (ad es. urina, liquido cerebrospinale): bassa intensità del segnale (nero)

muscolo: intensità del segnale intermedia (grigio)

grasso: alta intensità del segnale (bianco)

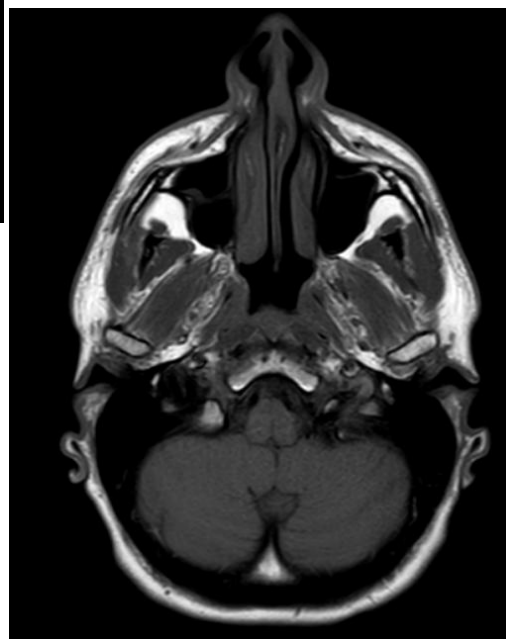
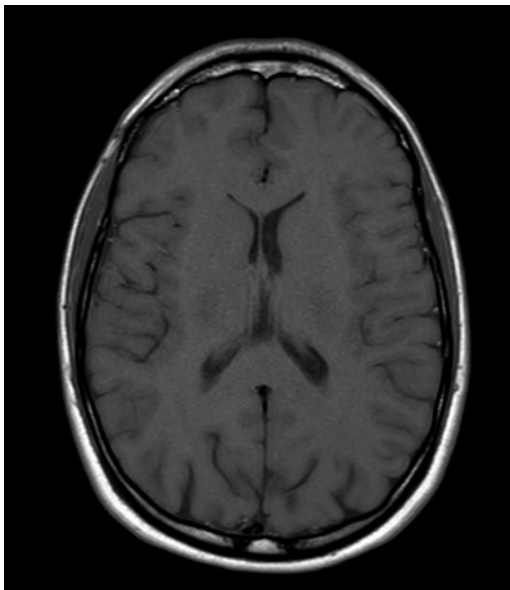
Cervello

materia grigia: intensità del segnale intermedio (grigio)

sostanza bianca: iperintensa rispetto alla sostanza grigia (biancastra)



Sequenze pesate in T1 AX T1 TSE



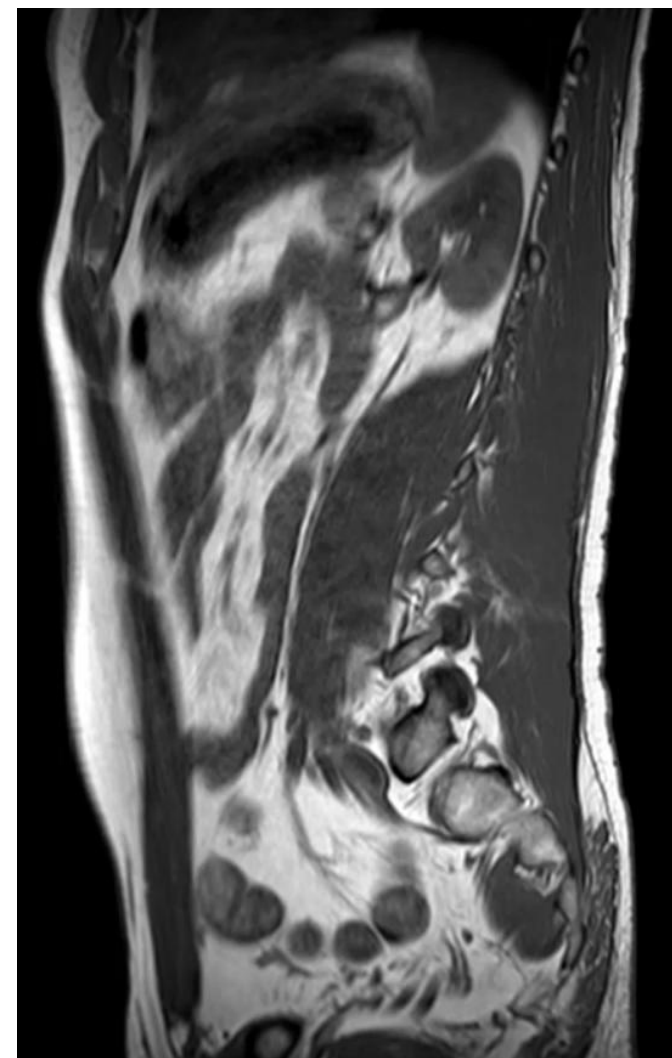
Sequenze pesate in T1

SAG T1 TSE COLONNA CERVICO-DORSALE



Sequenze pesate in T1

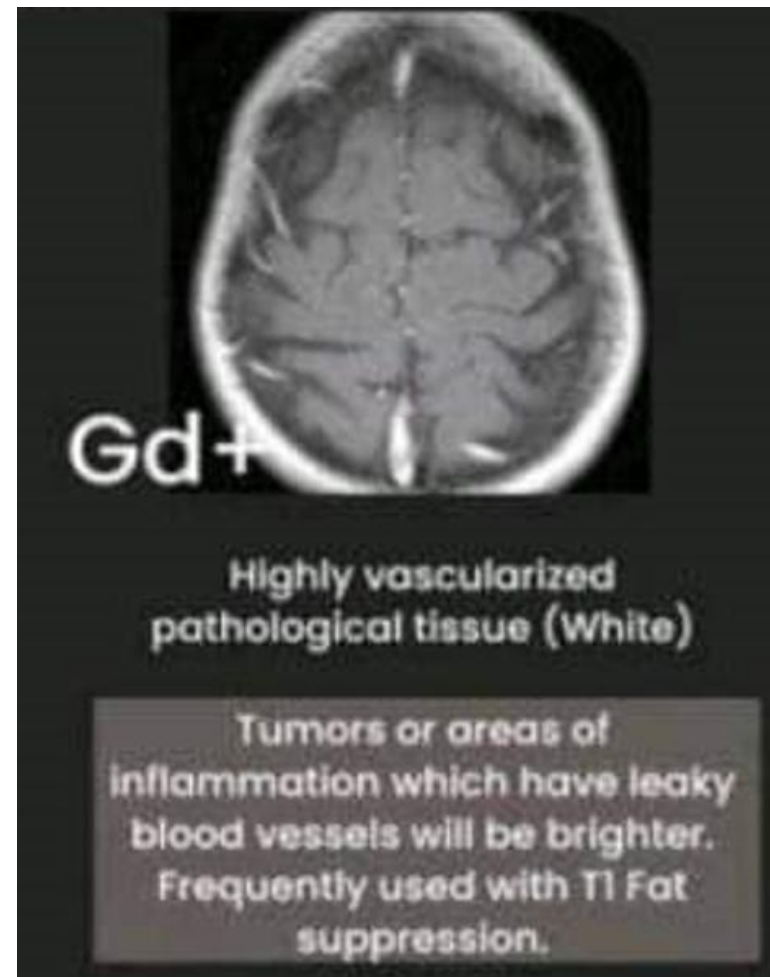
SAG T1 TSE COLONNA DORSO-LOMBARE



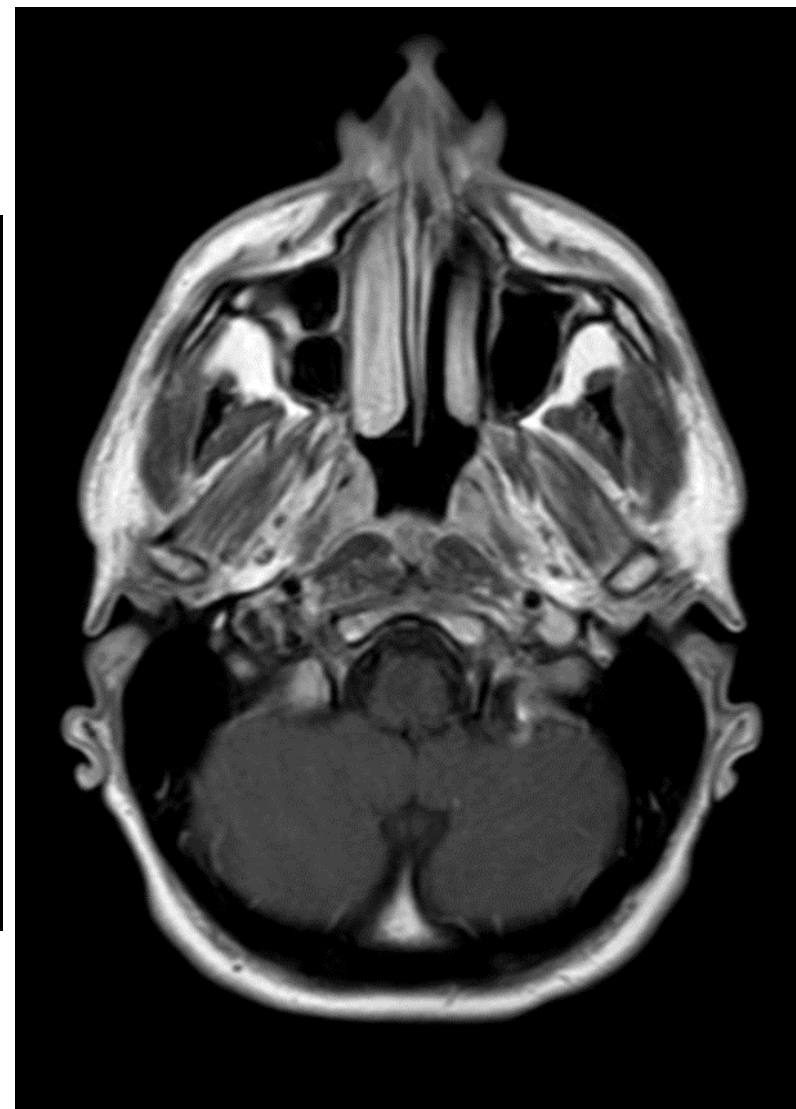
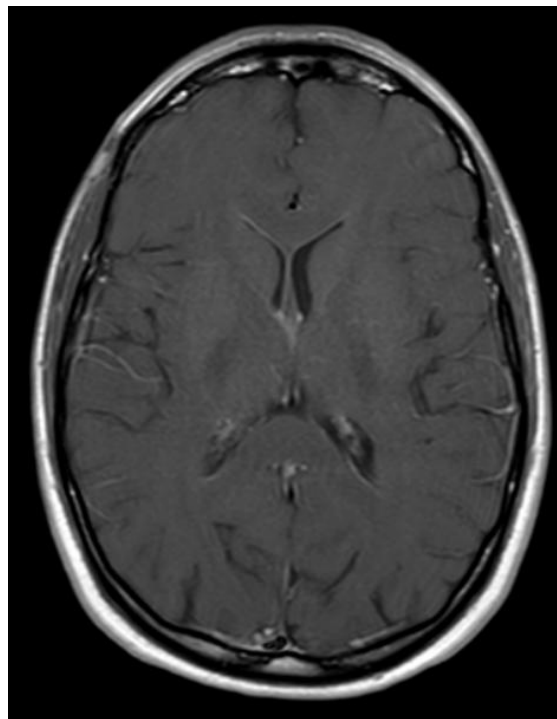
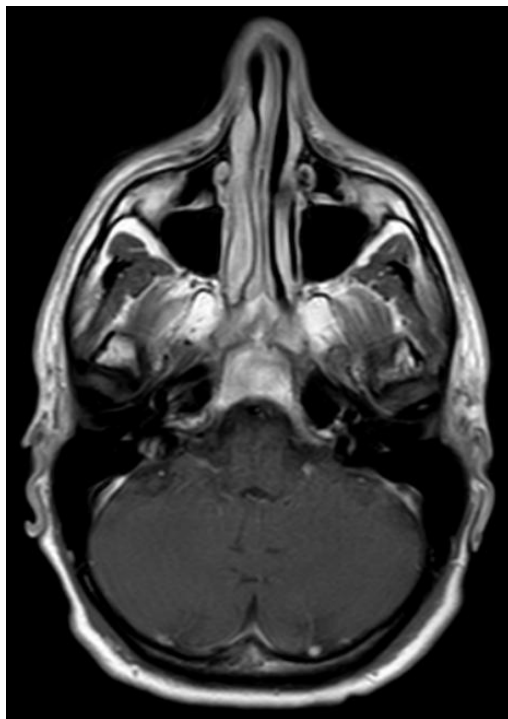
Contrast enhanced

Gli agenti di contrasto più comunemente utilizzati nella risonanza magnetica sono a base di gadolinio. Alle concentrazioni utilizzate, questi agenti hanno l'effetto di provocare un aumento del segnale T1.

I tessuti patologici (tumori, aree di infiammazione/infezione) mostreranno un accumulo di contrasto (principalmente dovuto a vasi sanguigni che perdono) e pertanto appariranno più luminosi rispetto al tessuto circostante. Talvolta anche le sequenze T1 post contrasto vengono sopresse per renderle più facili da apprezzare.

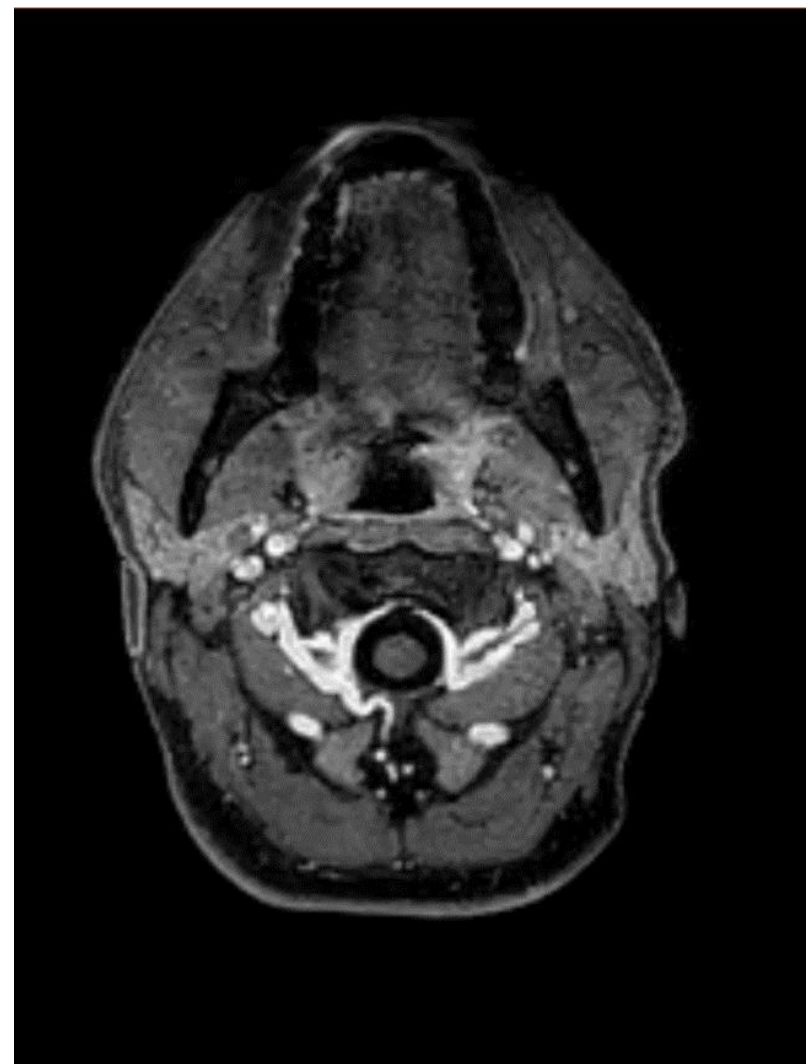
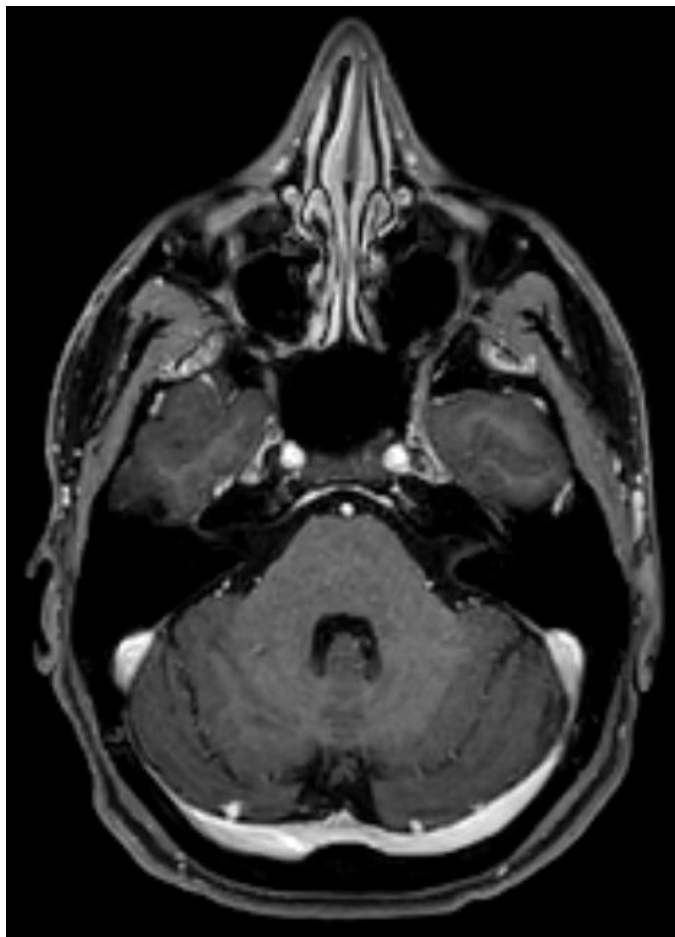


Contrast enhanced AX T1 TSE MDC

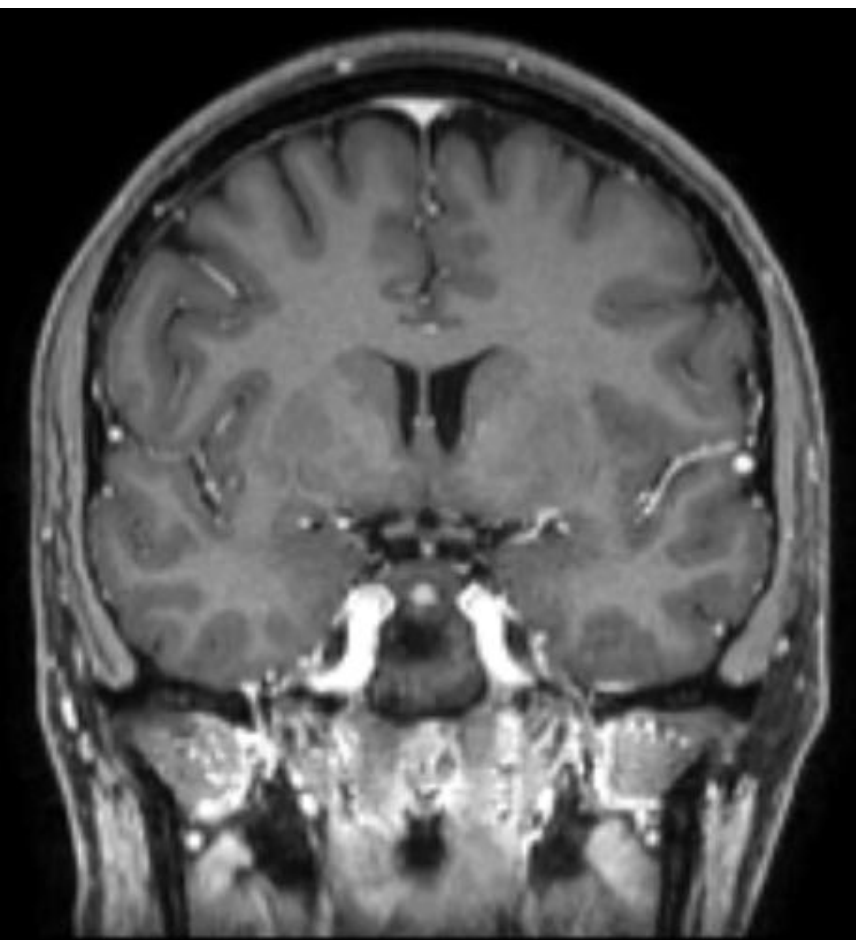


Contrast enhanced

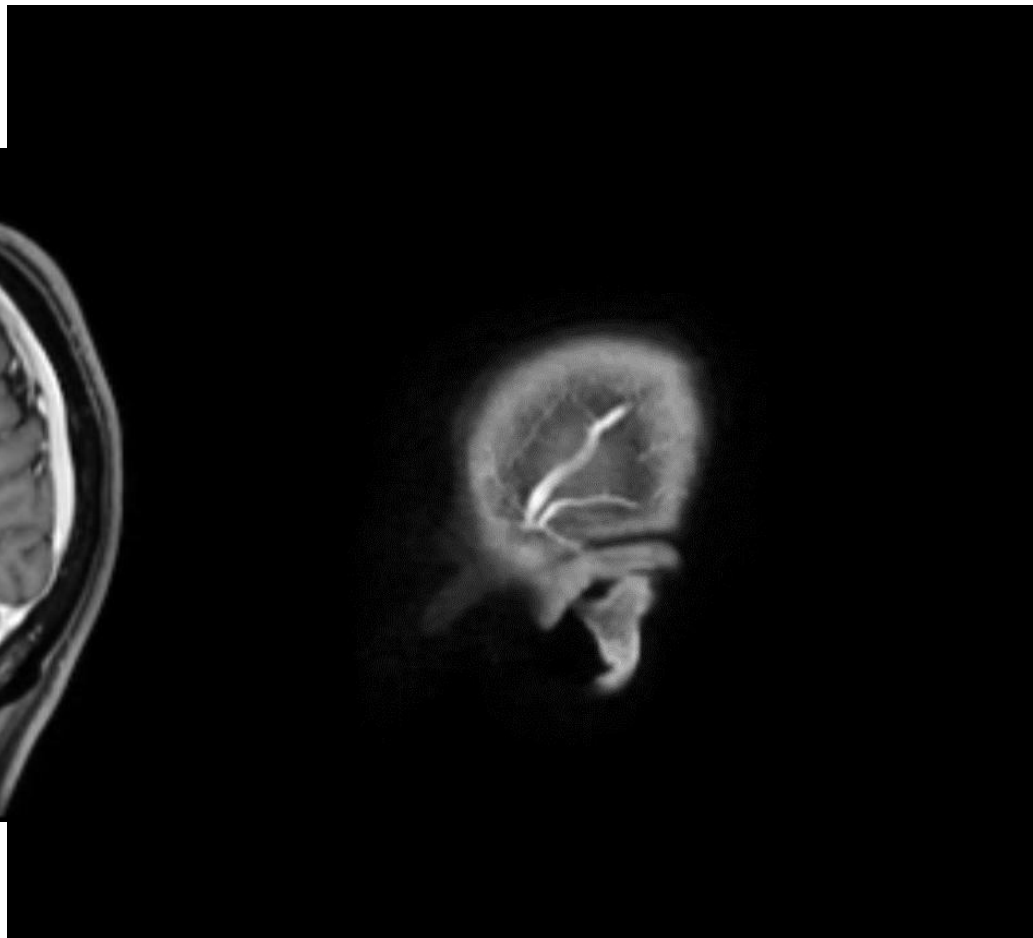
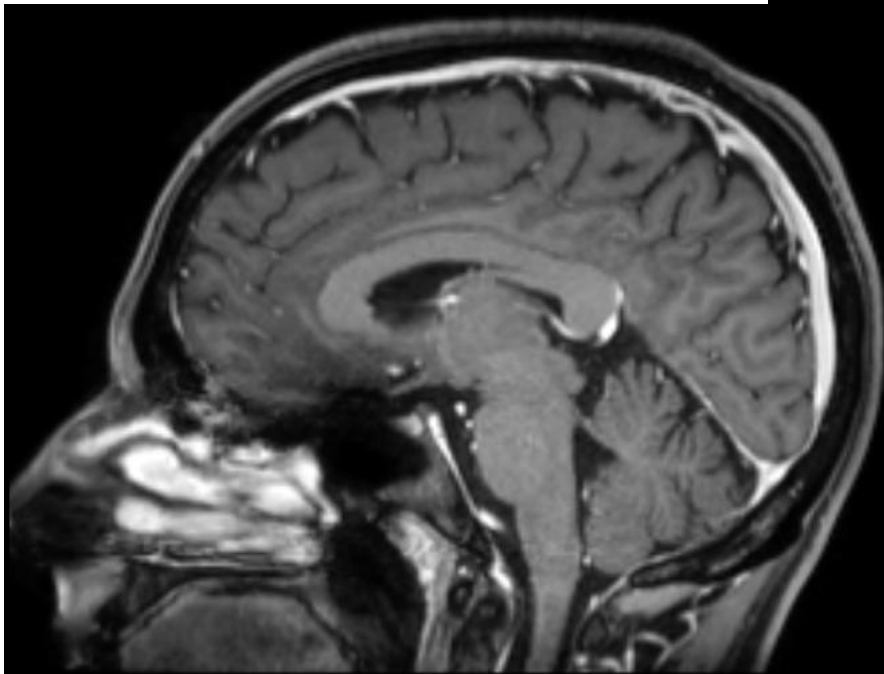
AX 3D TFE WATS T1 MDC



Contrast enhanced COR 3D WATS MPR



Contrast enhanced SAG 3D WATS MPR



La soppressione del grasso (o attenuazione o saturazione) è una modifica eseguita su molte sequenze in diverse pesature, per sopprimere il segnale luminoso proveniente dal grasso. Questa operazione viene eseguita più comunemente in due scenari:

Innanzitutto, dopo la somministrazione del mezzo di contrasto con gadolinio. Ciò ha il vantaggio di rendere più facile apprezzare il tessuto con mdc.

In secondo luogo, se si ritiene che un tessuto particolare sia grasso e si desidera dimostrarlo, è utile mostrare che diventa scuro sulle sequenze sopresse dal grasso.

Soppressione del grasso



Sequenze pesate in T2

Le sequenze T2 pesate (T2W) fanno parte di quasi tutti i protocolli MRI. Senza modifiche, le intensità del segnale dominante dei diversi tessuti sono:

fluido (ad es. urina, liquido cerebrospinale): elevata intensità del segnale (bianco)

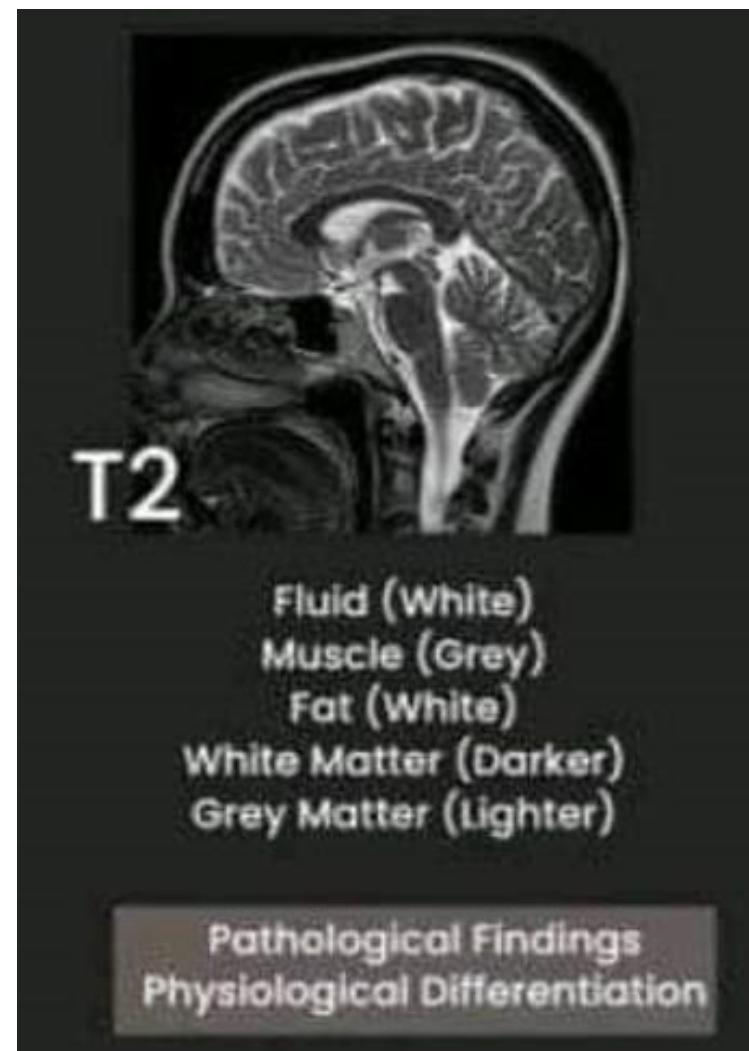
muscolo: intensità del segnale intermedia (grigio)

grasso: alta intensità del segnale (bianco)

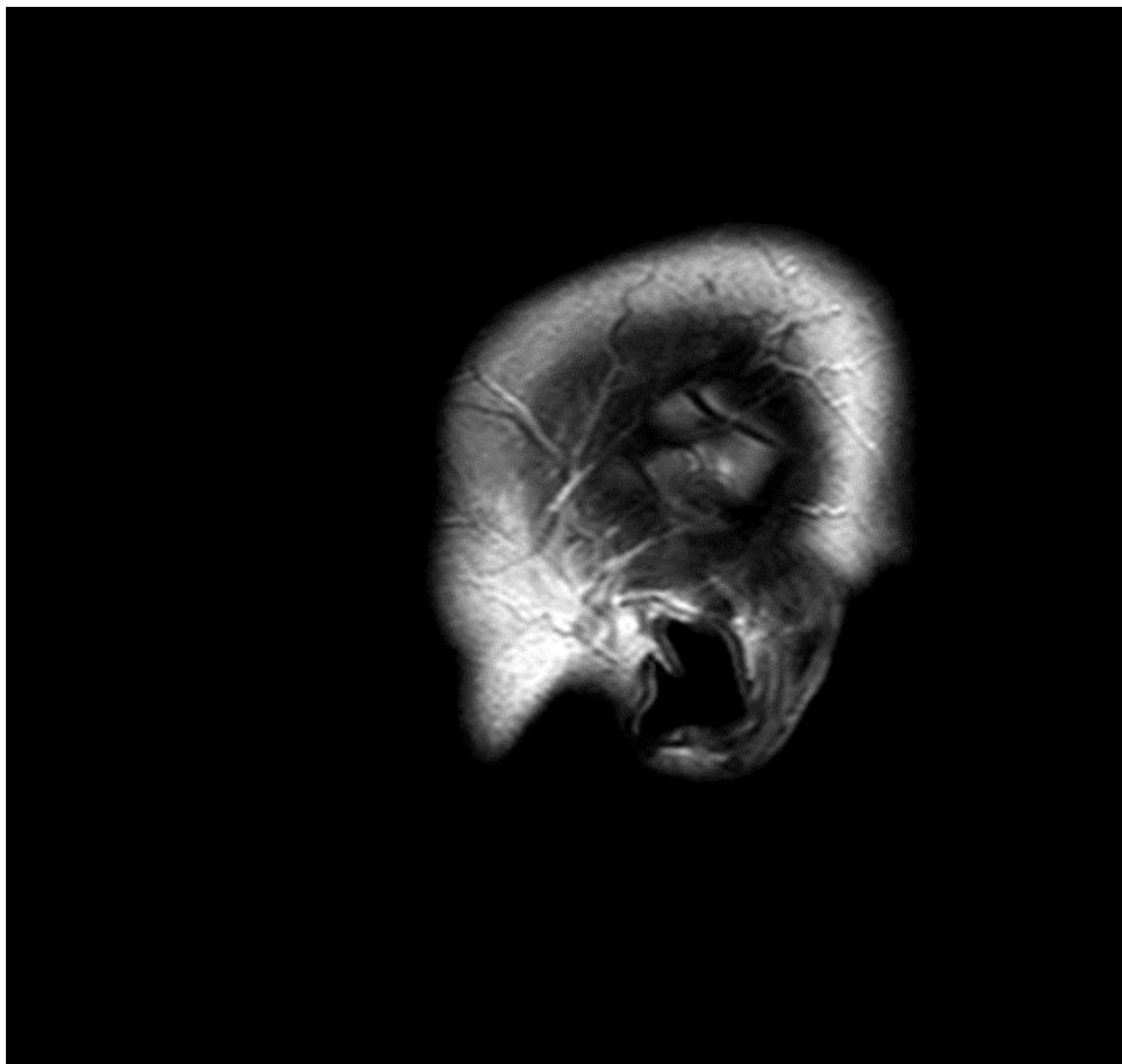
Cervello

materia grigia: intensità del segnale intermedio (grigio)

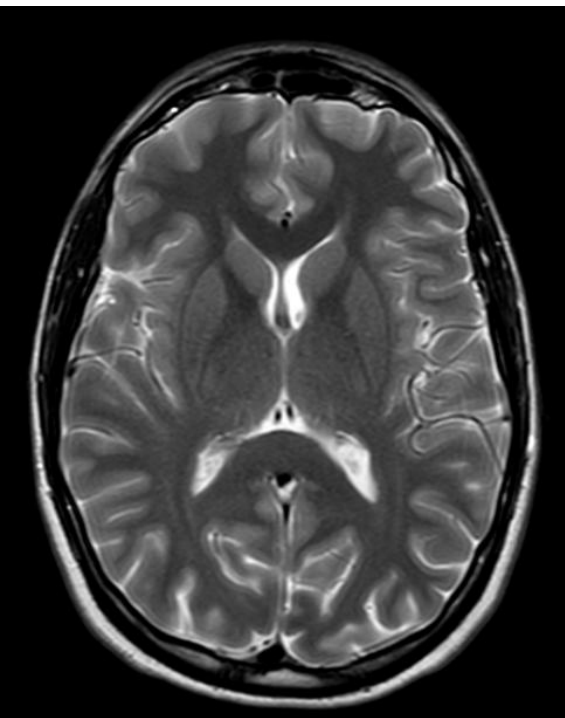
sostanza bianca: ipointensa rispetto alla sostanza grigia (più scura)



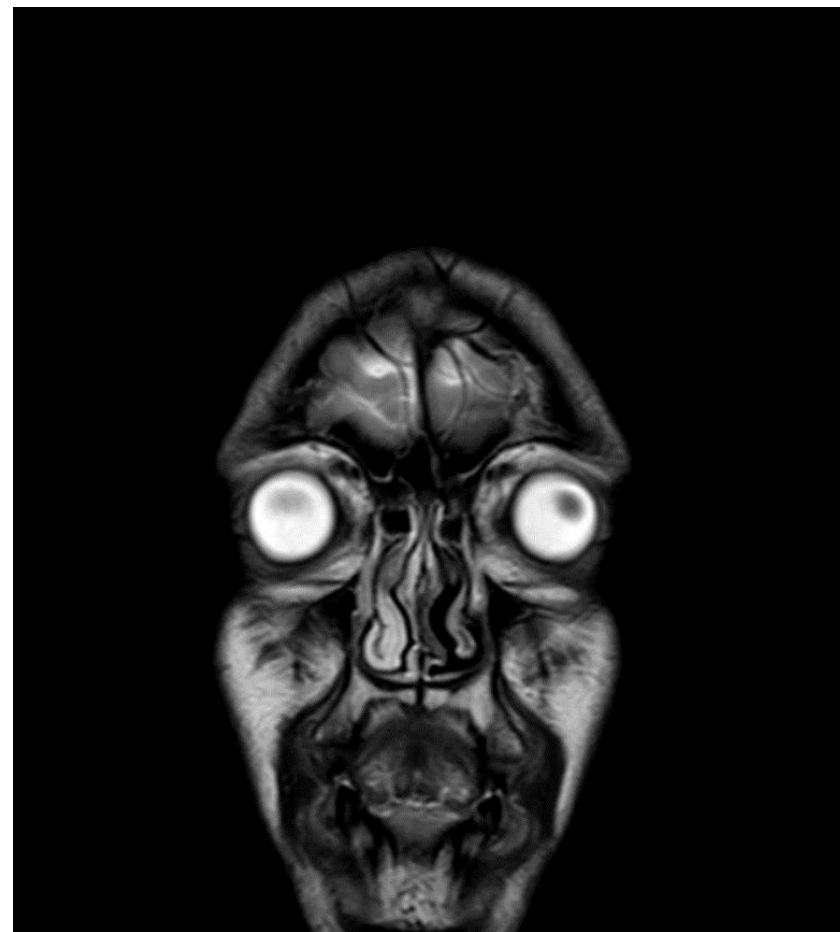
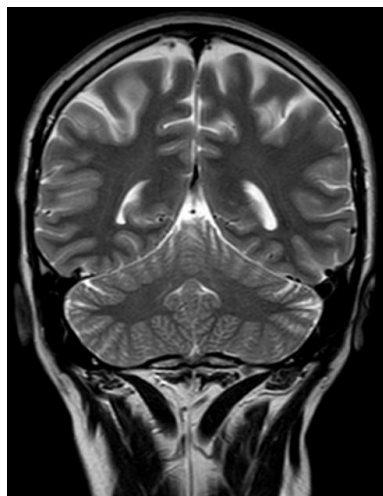
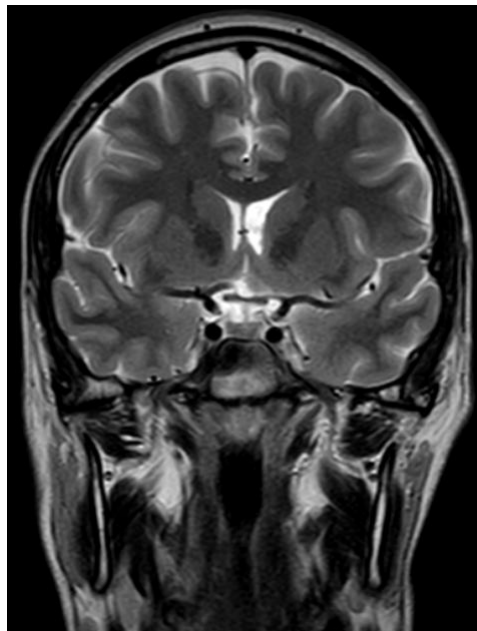
Sequenze pesate in T2 SAG T2 TSE



Sequenze pesate in T2 AX T2 TSE



Sequenze pesate in T2 COR T2 TSE



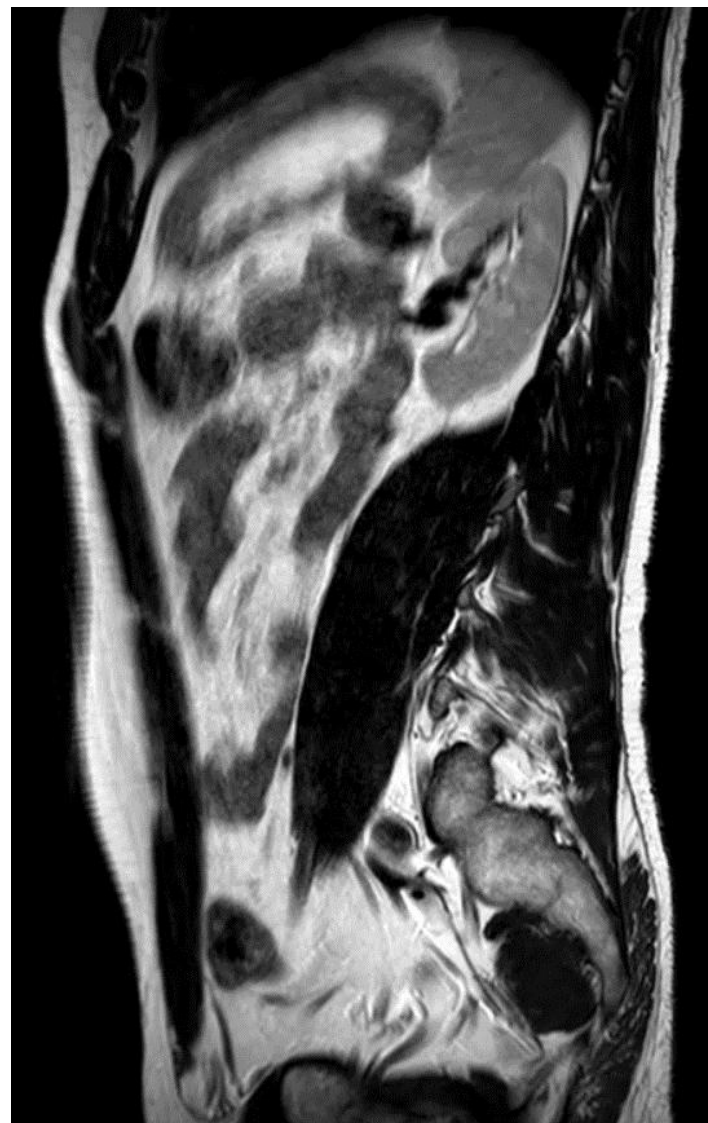
Sequenze pesate in T2

SAG T2 TSE COLONNA CERVICO-DORSALE



Sequenze pesate in T2

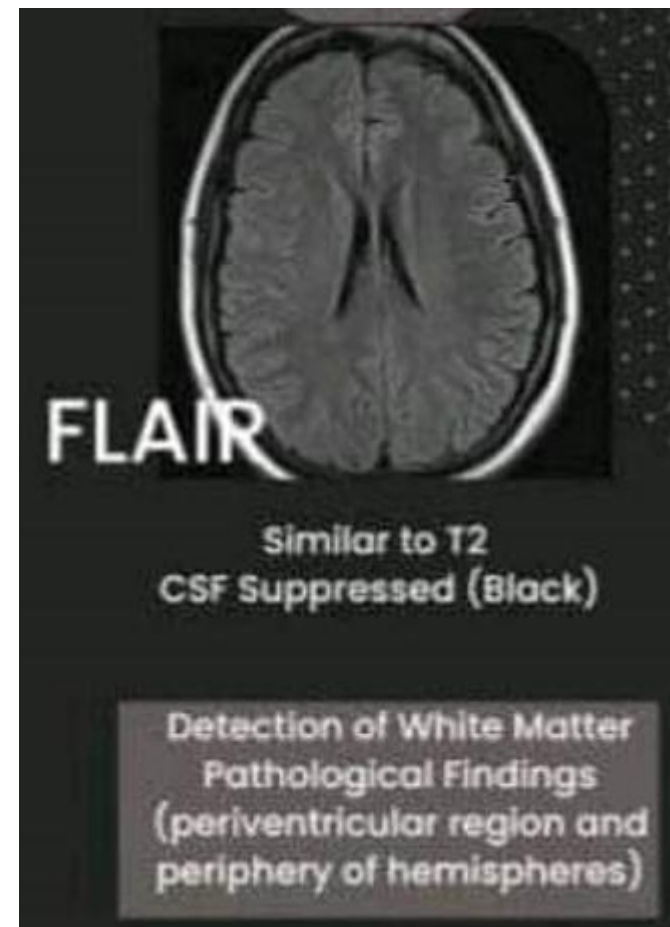
SAG T2 TSE COLONNA DORSO-LOMBARE

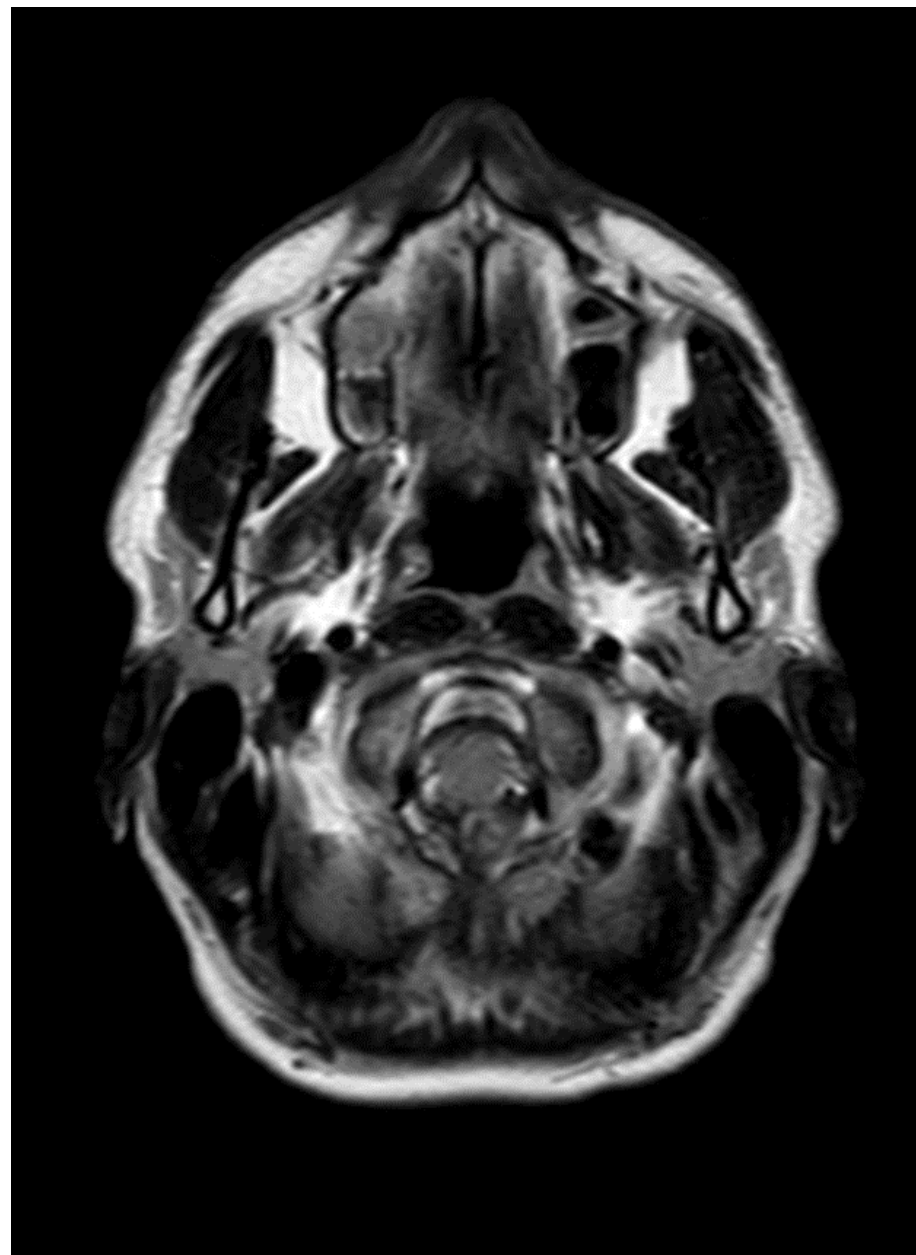
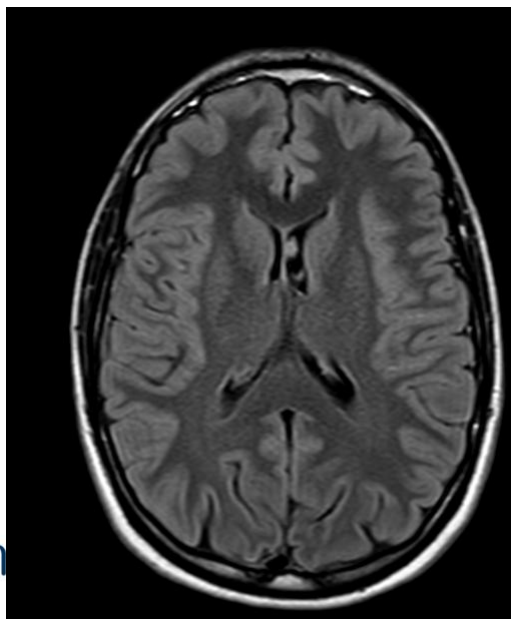
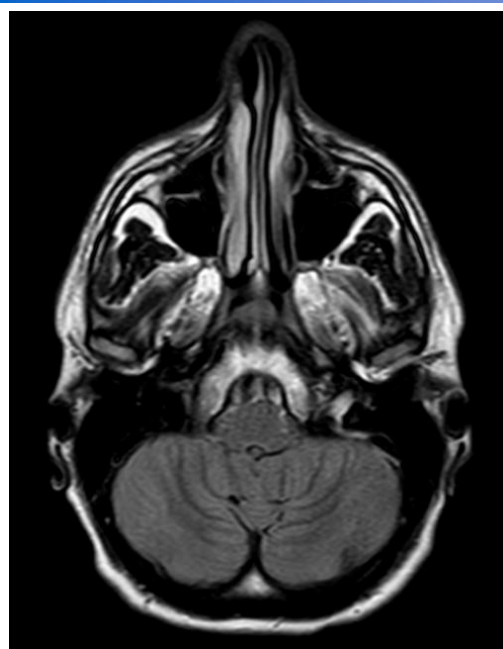


Fluido attenuato

Nel cervello, spesso vogliamo rilevare l'edema parenchimale senza il segnale elevato e evidente del liquido cerebrospinale. Per fare questo sopprimiamo il liquido cerebrospinale. Questa sequenza si chiama **FLAIR**. È importante sottolineare che a prima vista le immagini FLAIR appaiono simili a T1 (il liquido cerebrospinale è scuro).

Il modo migliore per distinguerli è guardare la materia grigio-bianca. Le sequenze T1 avranno la materia grigia più scura della sostanza bianca. Le sequenze pesate in T2, indipendentemente dal fatto che siano attenuate dal fluido o meno, avranno la sostanza bianca più scura della sostanza grigia.

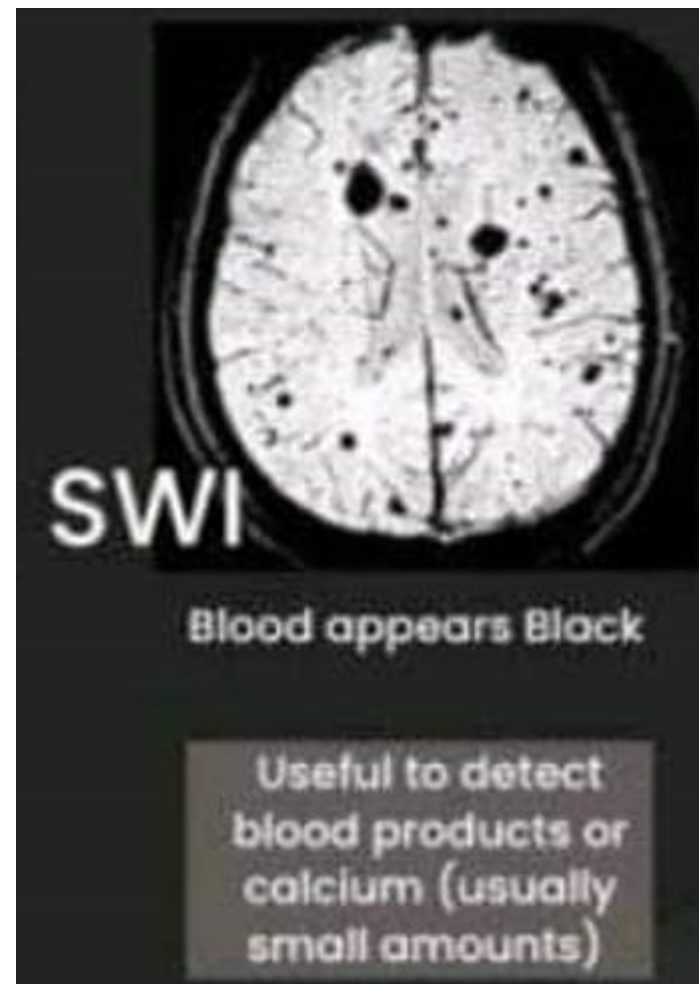




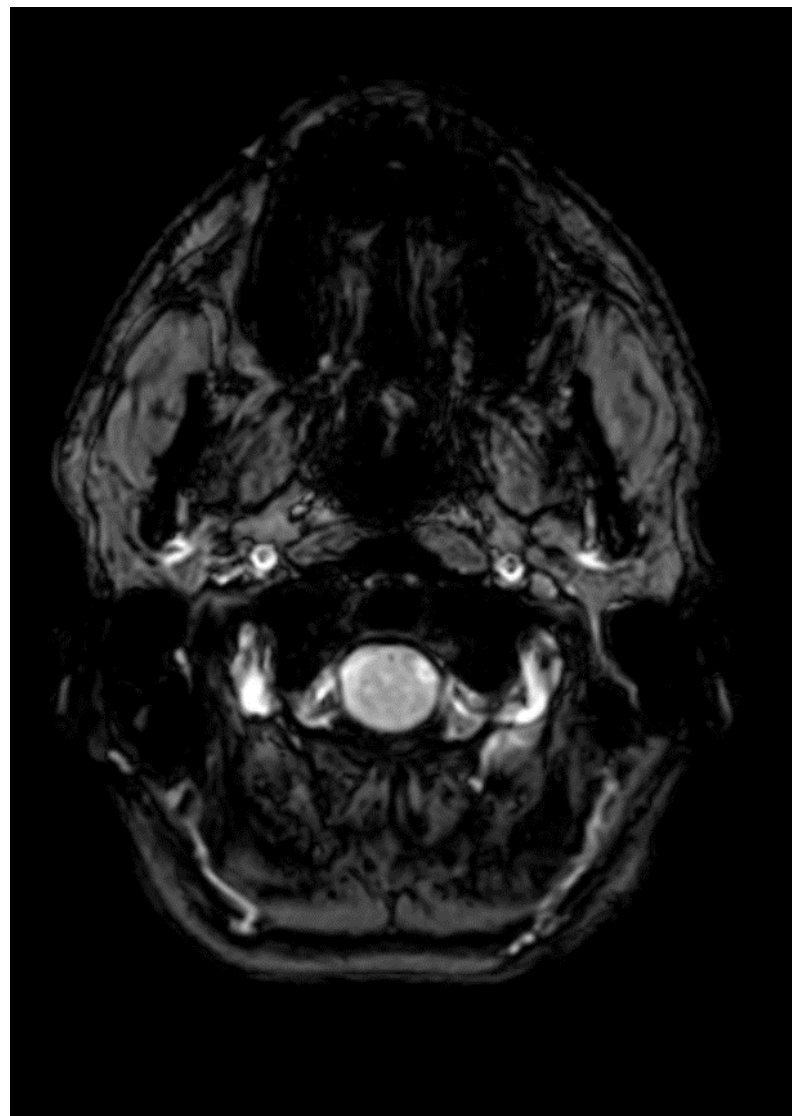
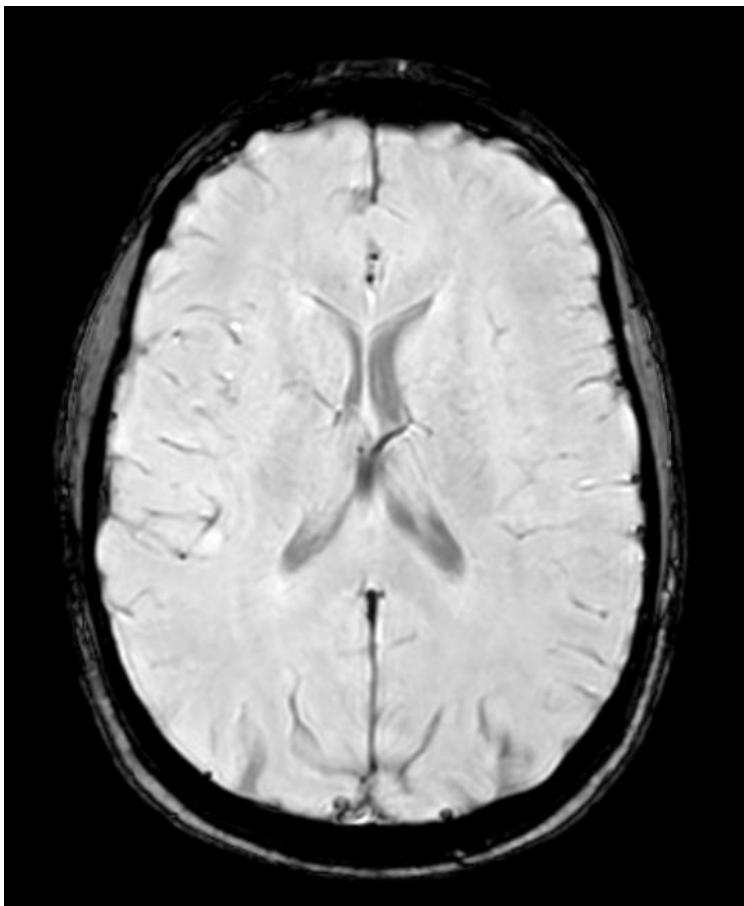
Sequenze sensibili alla suscettibilità

Sono in grado di rilevare i prodotti sanguigni o il calcio, molto importanti in molti processi patologici.

La risonanza magnetica offre una serie di tecniche sensibili a questo tipo di composti. Generalmente queste sequenze sfruttano quella che viene definita T2* (T2 Star) che è altamente sensibile a piccole perturbazioni del campo magnetico locale. La più sensibile di queste sequenze è nota come imaging pesato sulla sensibilità (**SWI**) ed è anche in grado di distinguere il calcio dal sangue.

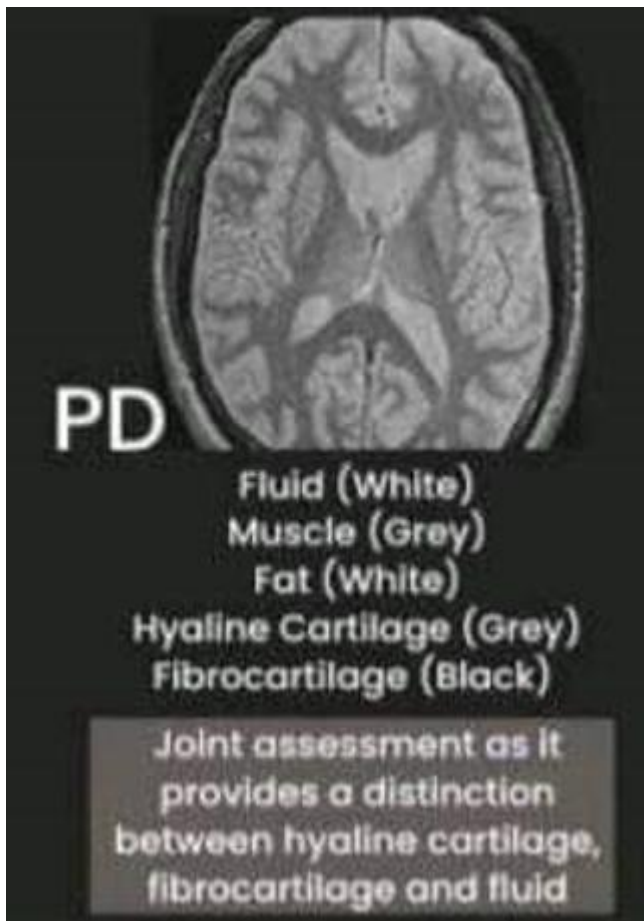


Sequenze sensibili alla suscettibilità SWI



LE SEQUENZE DI IMAGING

Sequenze pesate in densità protonica



È una sequenza intermedia che condivide alcune caratteristiche sia di T1 che di T2.

Le immagini della densità protonica sono state ampiamente utilizzate per l'imaging del cervello, tuttavia sono state in gran parte sostituite da FLAIR. La PD continua tuttavia a offrire un'eccellente distinzione del segnale tra cartilagine fluida, ialina e fibrocartilagine, il che rende questa sequenza ideale nella valutazione delle articolazioni.

Le intensità del segnale dominante dei diversi tessuti sono:

fluido (ad es. liquido articolare, liquido cerebrospinale): elevata intensità del segnale (bianco)

muscolo: intensità del segnale intermedia (grigio)

grasso: alta intensità del segnale (bianco)

cartilagine ialina: intensità del segnale intermedia (grigio)

fibrocartilagine: bassa intensità di segnale (nero)

Sequenze pesate in diffusione

L'imaging pesato in diffusione valuta la facilità con cui le molecole d'acqua si muovono all'interno di un tessuto (per lo più rappresenta fluido all'interno dello spazio extracellulare) e fornisce informazioni sulla cellularità (ad esempio tumori), rigonfiamento cellulare (ad esempio ischemia) ed edema.

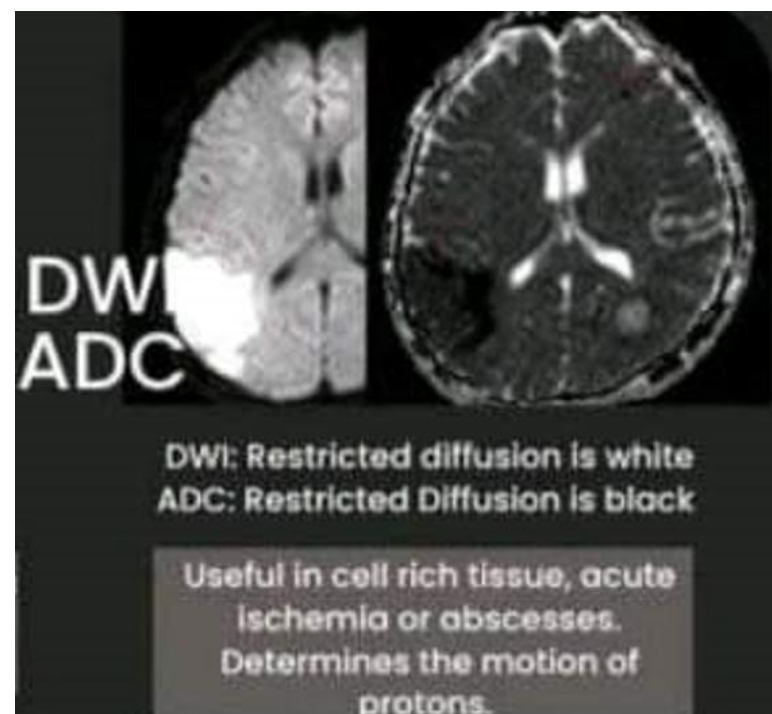
Le intensità del segnale dominante dei diversi tessuti sono:

liquidi (ad esempio urina, liquido cerebrospinale):
nessuna restrizione alla diffusione

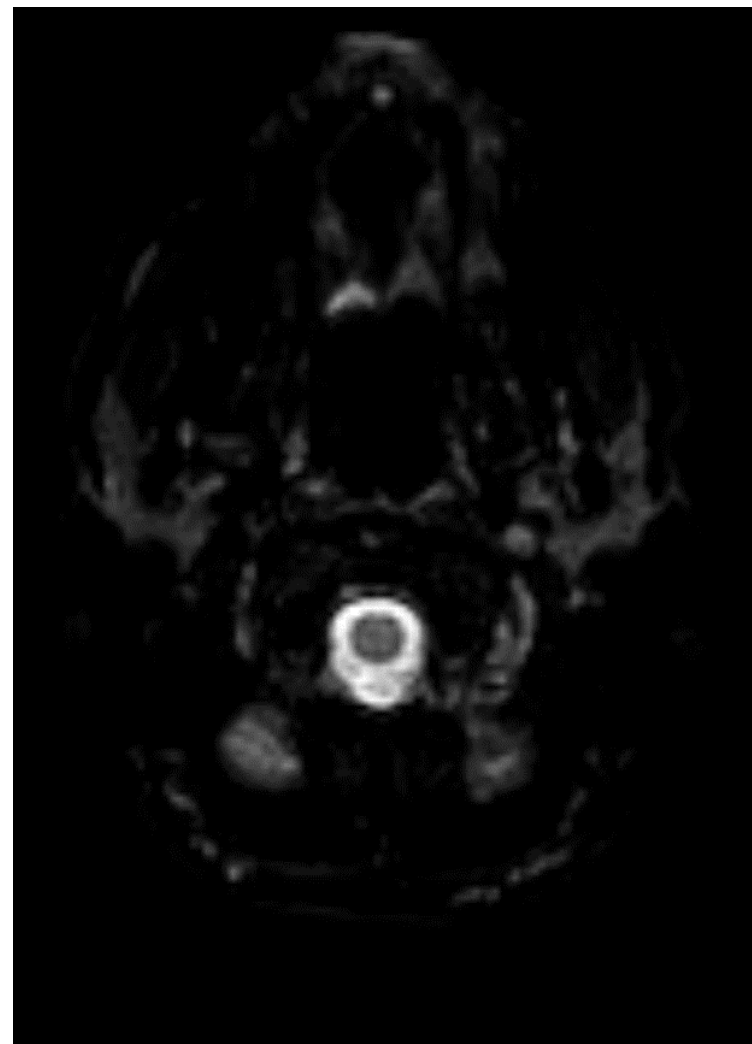
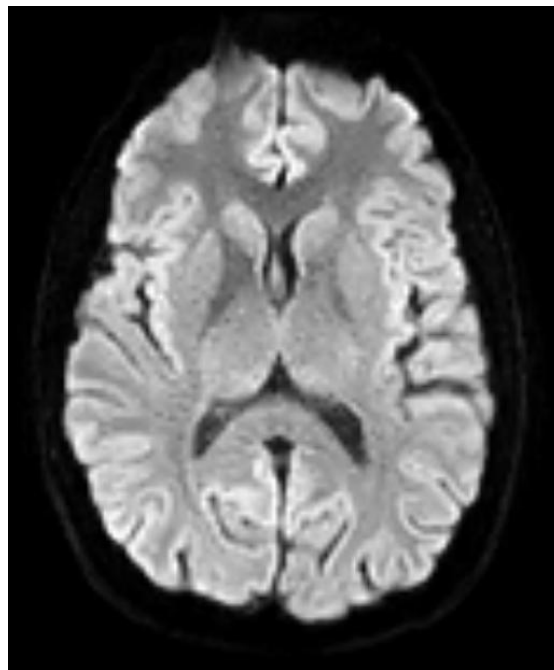
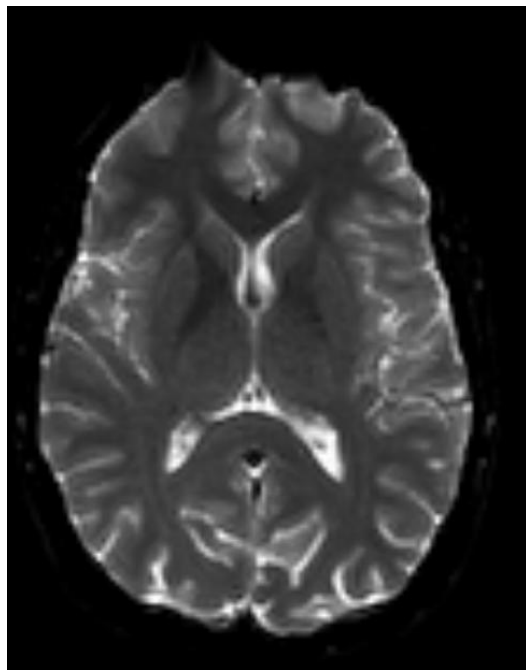
tessuti molli (muscoli, organi solidi, cervello):
diffusione intermedia

grassi: poco segnale a causa della scarsità d'acqua

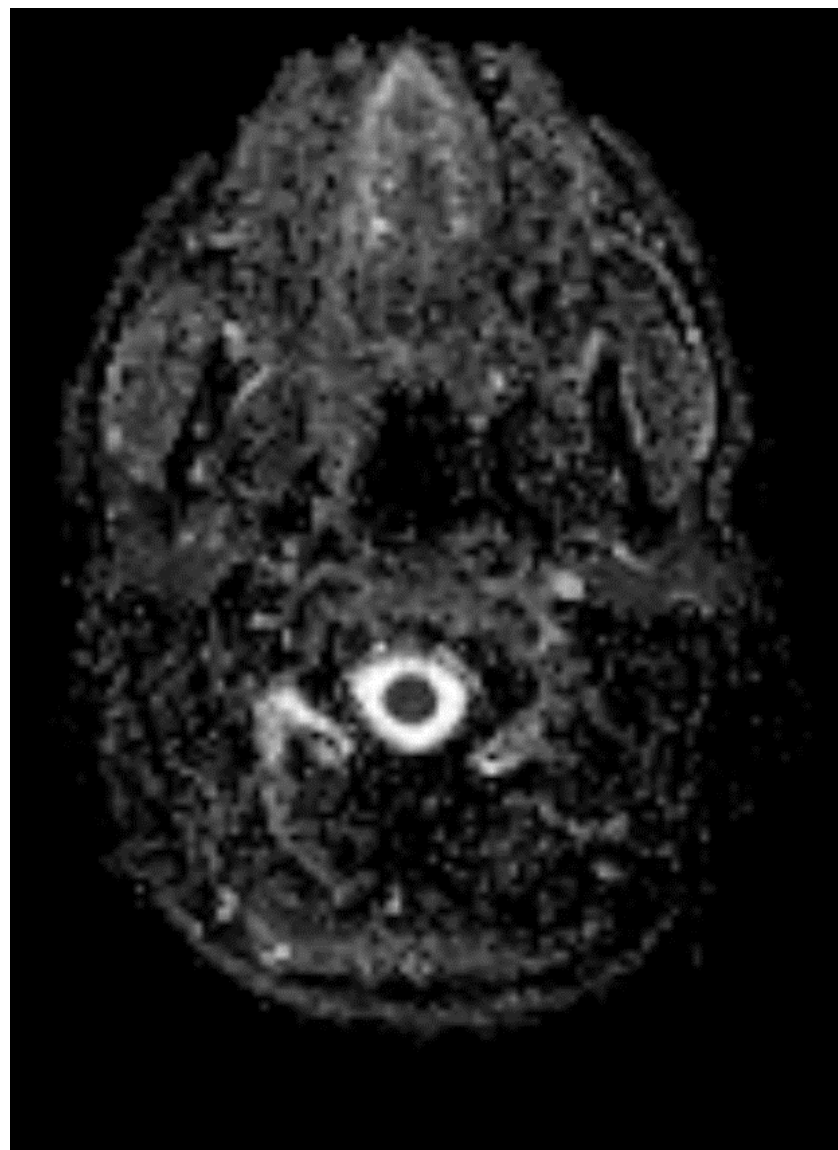
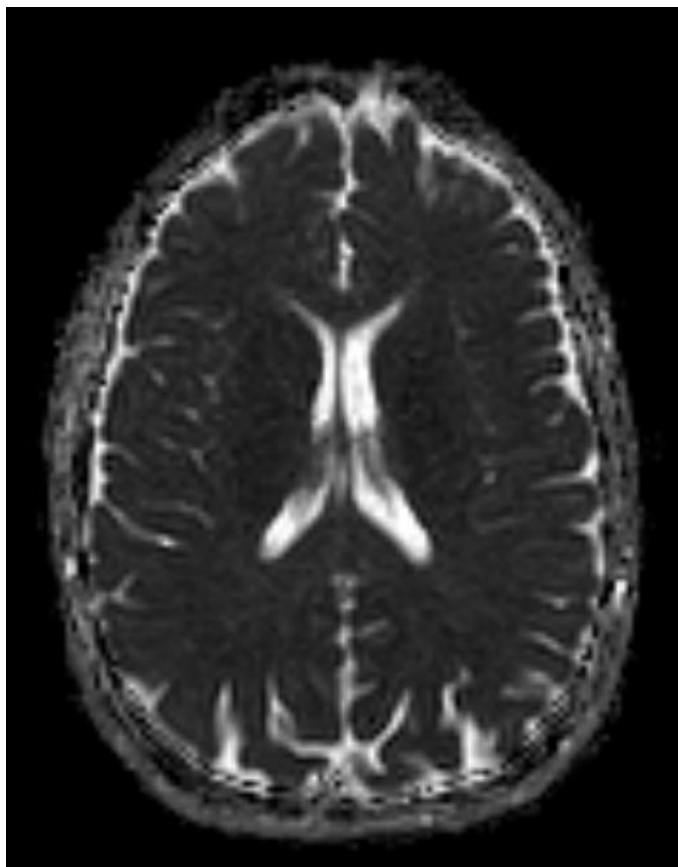
In genere, quando si esegue l'imaging pesato in diffusione, si trovano tre serie di immagini: immagini DWI, ADC e B=0.



Sequenze pesate in diffusione AX DWI b0 – b1000



Sequenze pesate in diffusione ADC



DWI

Quando diciamo "DWI" ci riferiamo solitamente a quella che è in termini migliori una mappa isotropa pesata in T2 in quanto rappresenta la combinazione dei valori di diffusione effettivi e del segnale T2.

È un'immagine a risoluzione relativamente bassa con il seguente aspetto:

materia grigia: intensità del segnale intermedio (grigio)

sostanza bianca: leggermente ipointensa rispetto alla sostanza grigia

CSF: segnale basso (nero) grassi: poco segnale a causa della scarsità d'acqua

altri tessuti molli: intensità del segnale intermedia (grigio)

La patologia acuta (ictus ischemico, tumore cellulare, pus) si presenta solitamente come un aumento del segnale che denota una diffusione limitata.

Tuttavia (e soprattutto), poiché esiste una componente dell'immagine derivata dal segnale T2, alcuni tessuti che sono luminosi su T2 appariranno luminosi sulle immagini DWI senza che vi sia una diffusione ristretta anomala. Questo fenomeno è noto come trasparenza T2.

ADC

Le mappe dei coefficienti di diffusione apparente (ADC) sono immagini che rappresentano i valori di diffusione effettivi del tessuto senza effetti T2. Sono quindi molto più utili e si possono ottenere misure oggettive dei valori di diffusione, ma sono molto meno belli da vedere. Appaiono fondamentalmente come immagini DWI invertite in scala di grigi.

Sono immagini a risoluzione relativamente bassa con i seguenti aspetti:

materia grigia: intensità del segnale intermedio (grigio)

sostanza bianca: leggermente iperintensa rispetto alla sostanza grigia

CSF: segnale alto (bianco)

grassi: poco segnale a causa della scarsità d'acqua

altri tessuti molli: intensità del segnale intermedia (grigio)

La patologia acuta (ictus ischemico, tumore cellulare, pus) di solito si manifesta con una diminuzione del segnale che denota una diffusione limitata.

Encefalo

Tissue	T1-Weighted	T2-Weighted	Flair
CSF	Dark	Bright	Dark
White Matter	Light	Dark Gray	Dark Gray
Cortex	Gray	Light Gray	Light Gray
Fat (within bone marrow)	Bright	Light	Light
Inflammation (infection, demyelination)	Dark	Bright	Bright

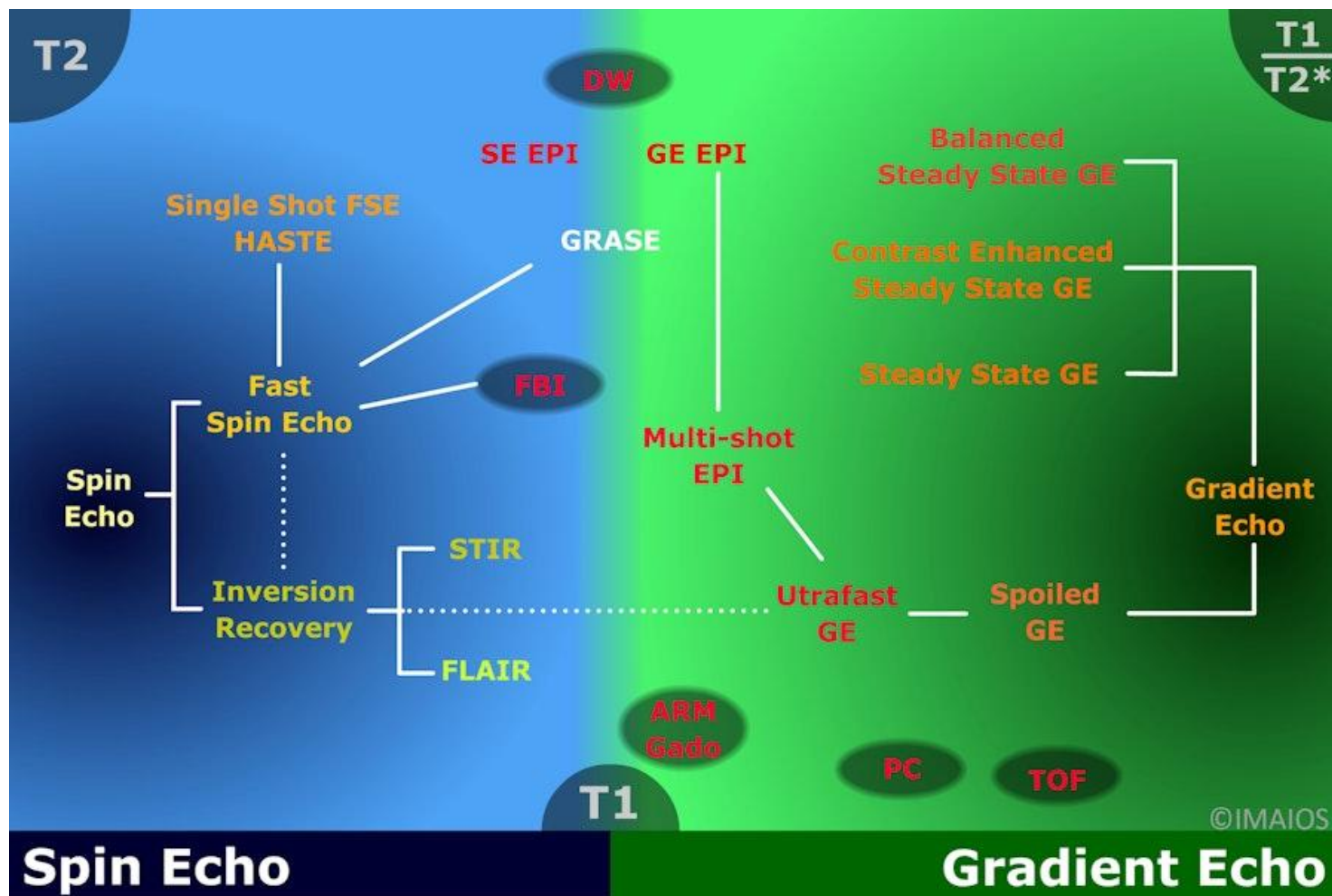
<https://case.edu/med/neurology/NR/MRI%20Basics.htm>

Colonna

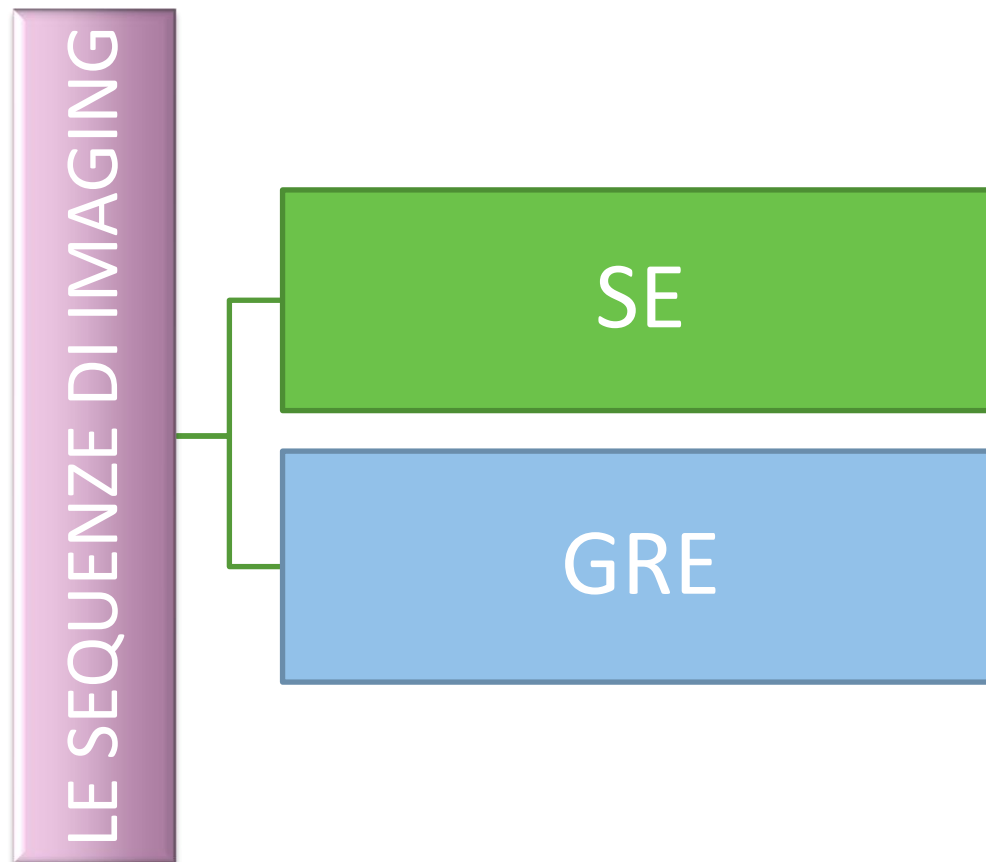
Tissue	T1-Weighted	T2-Weighted
CSF	Dark	Bright
Muscle	Gray	Dark Gray
Spinal Cord	Gray	Light Gray
Fat (subcutaneous tissue)	Bright	Light
Disk (if intact and hydrated)	Gray	Bright
Air (pharynx)	Very Dark	Very Dark
Inflammation (edema, infarction, demyelination)	Dark	Bright

<https://case.edu/med/neurology/NR/MRI%20Basics.htm>

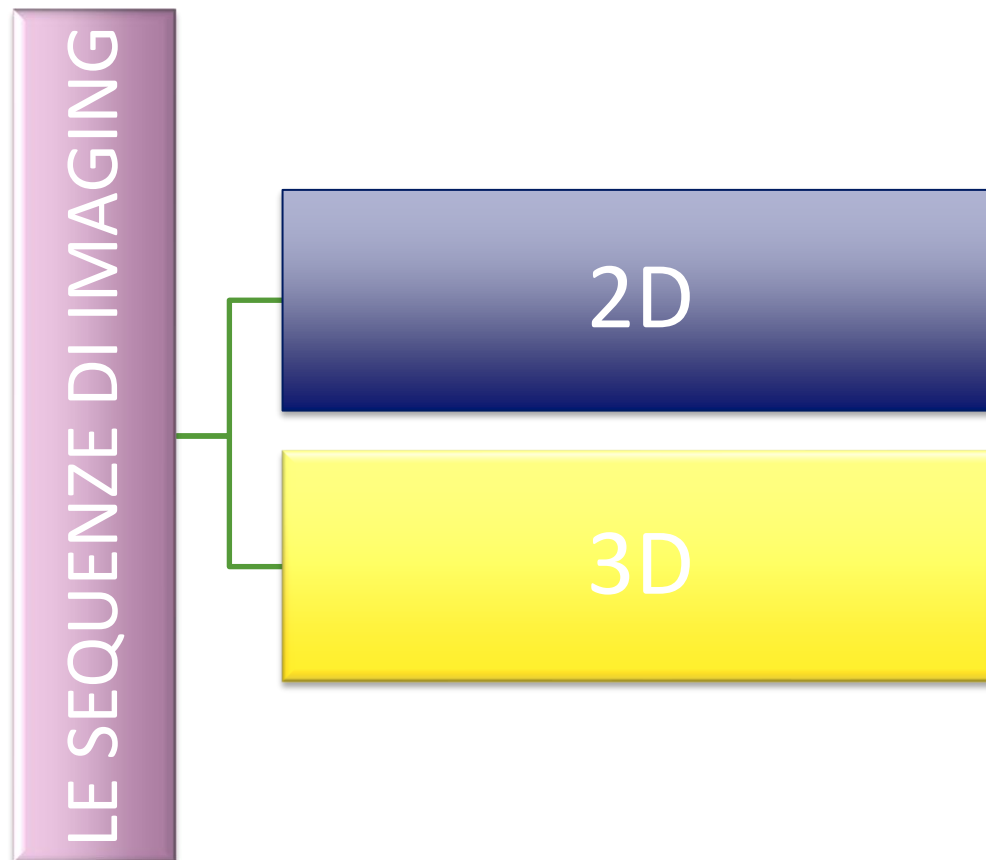
LE SEQUENZE DI IMAGING



<https://www.imaios.com/en/e-mri/sequences/sequence-classification>

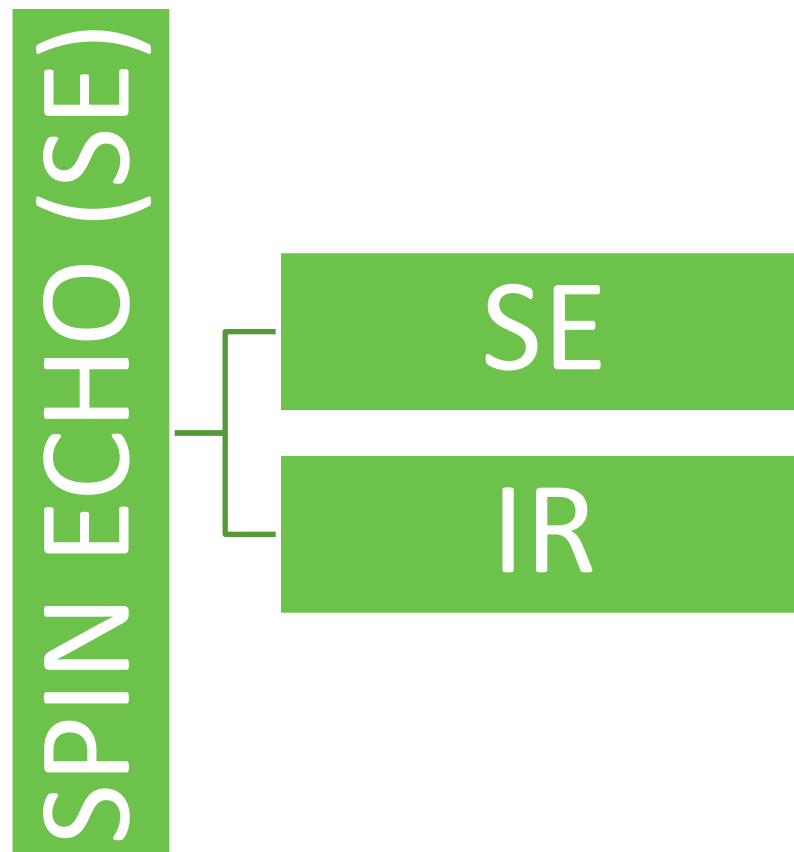


N.B. Tutte le altre sequenze MR sono variazioni di queste, con vari parametri aggiunti

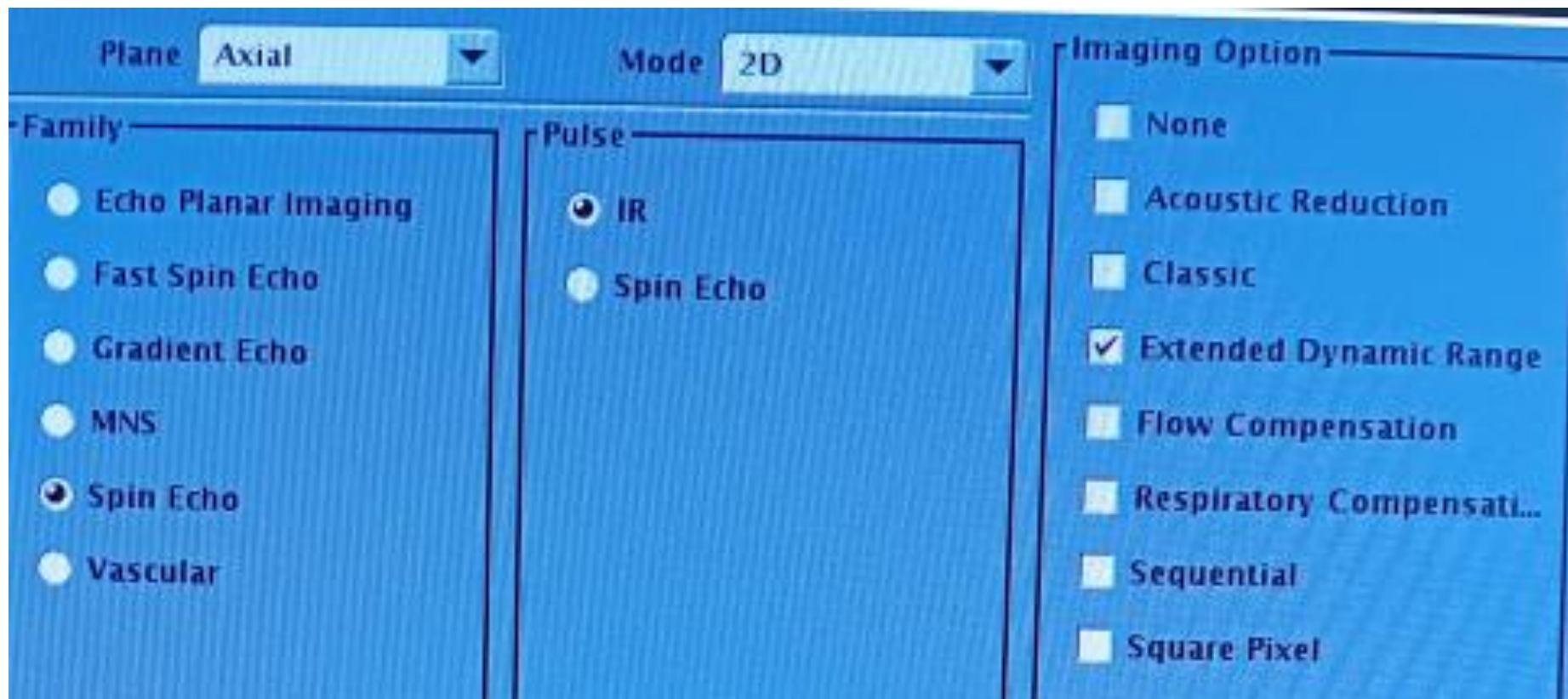


Le Sequenze RM di impulsi possono essere bidimensionali (2D), con una sezione acquisita alla volta, o tridimensionali (3D), con un volume di più sezioni ottenute in una singola acquisizione.

SPIN ECHO (SE)







Plane **Axial** Mode **2D**

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☐ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☒ Spin Echo
- ☐ Vascular

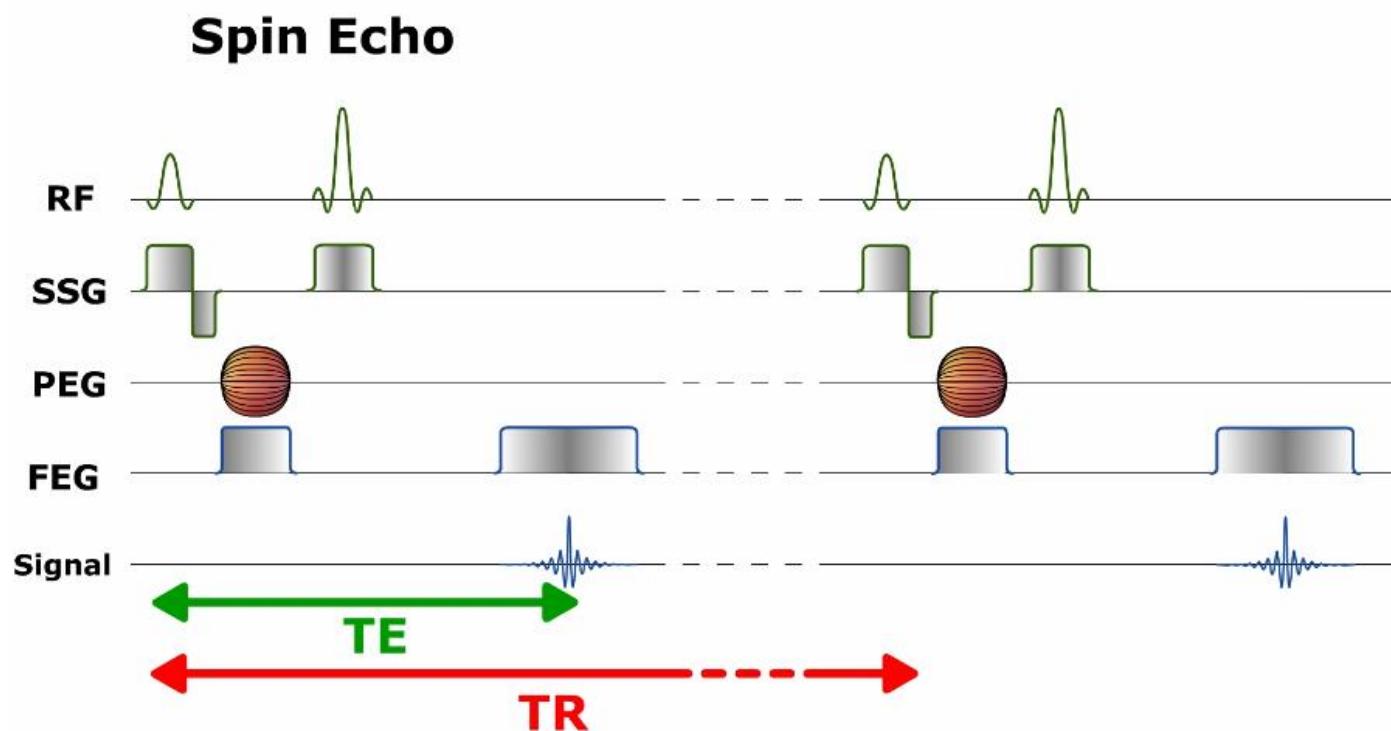
Pulse

- ☐ IR
- ☒ Spin Echo

Imaging Option

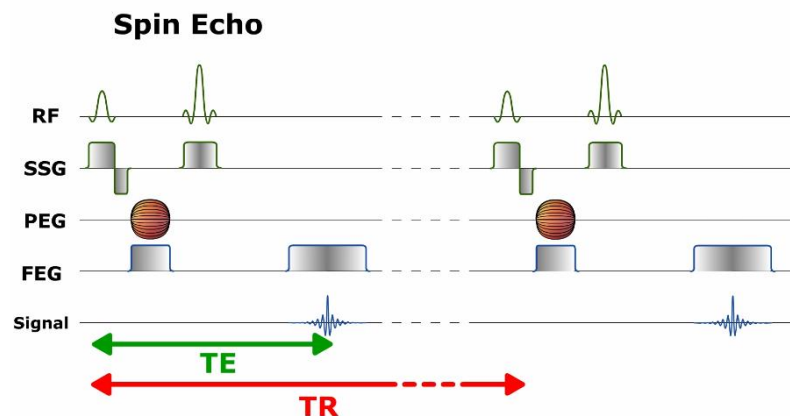
- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Classic
- ☒ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ Magnetization Transfer
- ☐ Respiratory Compensati...
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Il diagramma seguente riassume una sequenza MRI del tipo Spin Echo, che servirà da prototipo per spiegare i gradienti di selezione delle fette, la codifica di fase e la codifica di frequenza.



© IMAIOS 2018

Durata di una sequenza di imaging 2D



© IMAIOS 2018

$$Duration = TR \cdot N_{Py} \cdot N_{ex}$$

Con:

TR = Tempo di ripetizione

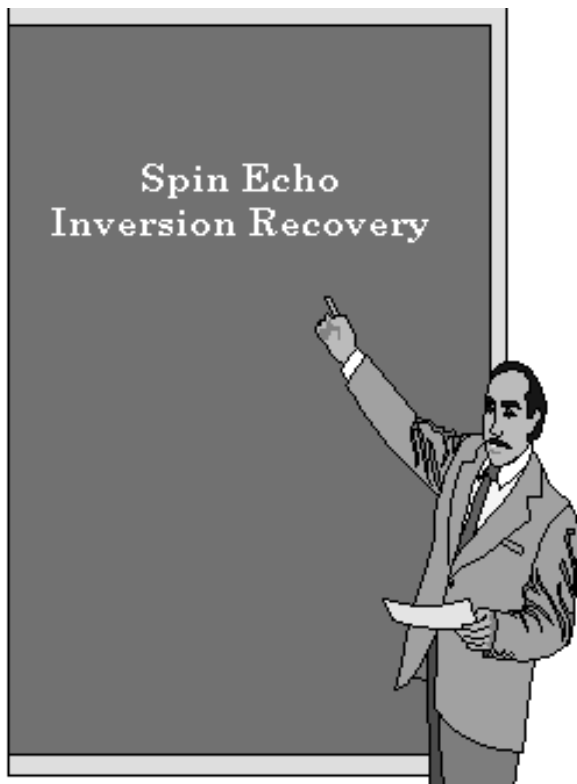
N_{Py} = Numero di passaggi di codifica di fase

N_{ex} = Numero di eccitazioni.

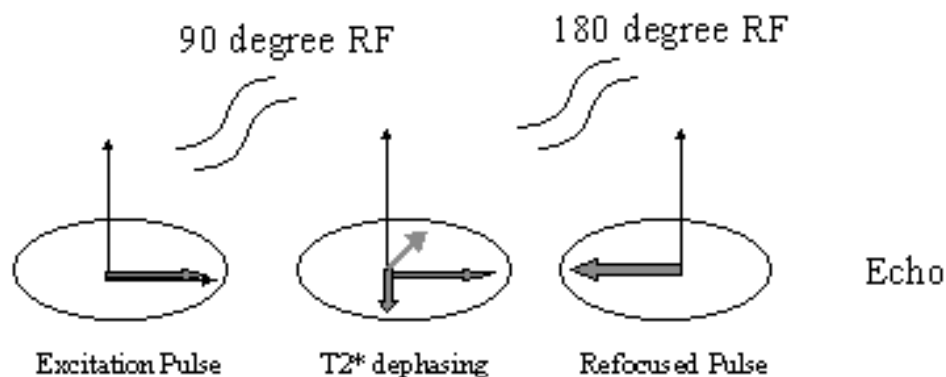
Codifica spaziale 3D

Le particolarità delle acquisizioni 3D sono:

- eccitazione di un volume completo ad ogni ripetizione (volume = «fetta spessa»), anziché una fetta sottile
- codifica spaziale in 3D aggiungendo la codifica di fase nella 3a dimensione in relazione alle codifiche di fase e frequenza utilizzate nell'imaging 2D
- moltiplicazione del numero di ripetizioni di un fattore pari al numero di «fette» (partizioni) nella terza dimensione per riempire tutto il k-spazio 3D
- ricostruzione mediante trasformata di Fourier 3D.



Spin Echo è una sequenza di impulsi 2D che consiste in un impulso di eccitazione iniziale di 90 gradi seguito da almeno un impulso di rifocalizzazione di 180 gradi in un periodo TR. L'impulso di eccitazione di 90 gradi crea magnetizzazione nel piano trasversale. Questo è seguito dall'impulso di 180 gradi che riformula la magnetizzazione per produrre segnali spin echo.



IR

Spin Echo

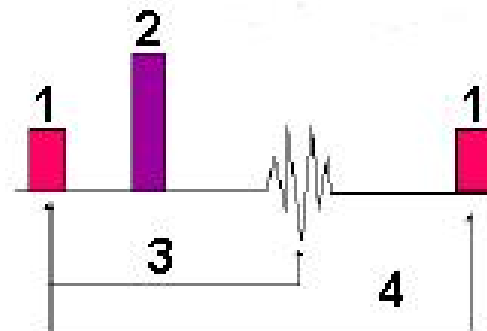
Spin Echo è una sequenza di impulsi bidimensionale che consiste in un impulso di eccitazione a 90° seguito da una codifica spaziale, un impulso di recupero della coerenza di fase a 180° e una lettura del segnale.

Le immagini SE sono in genere meno sensibili alle disomogeneità del campo magnetico e paramagnetico rispetto a molte altre sequenze di impulsi. Ciò è dovuto al rifasamento RF (Radio Frequenza) dei protoni. Sulle immagini SE si vede una minore sfocatura geometrica rispetto alle immagini FSE Fast Spin Echo, quindi vengono prodotti bordi di immagini più nitidi. L'unico svantaggio delle sequenze SE è che quando vengono confrontate le immagini SE con immagini FSE il tempo di scansione per le sequenze con gli stessi valori TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) è più lungo.

LE SEQUENZE: SE – SPIN ECHO

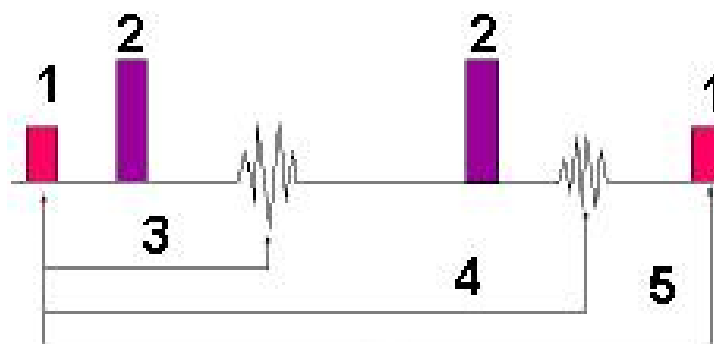
Spin Echo è una sequenza bidimensionale che consiste in un impulso di eccitazione a 90° seguito da almeno un impulso di recupero della coerenza di fase a 180° . L'impulso a 90° crea magnetizzazione nel piano trasversale, mentre l'impulso a 180° recupera la fase della magnetizzazione per produrre segnali spin echo.

Eco singolo: 1 = 90° , 2 = 180° , 3 = TE, 4 = TR

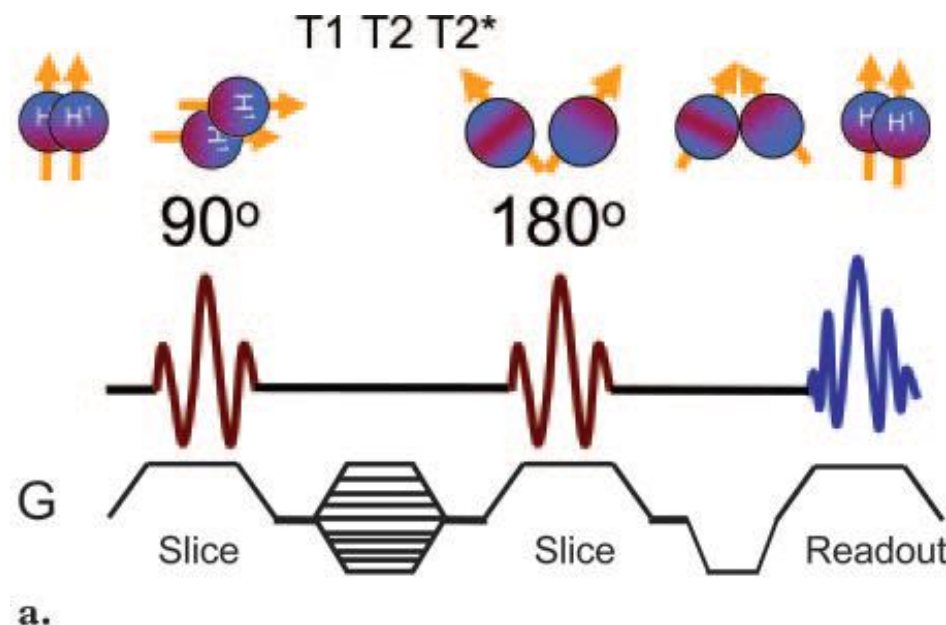


L'eco variabile è un'acquisizione a due eco in cui la seconda eco non deve essere un multiplo della prima (ad es. TE1 = 20 ms, TE2 = 90 ms).

Eco variabile: 1 = 90° , 2 = 180° , 3 = TE1, 4 = TE2, 5 = TR



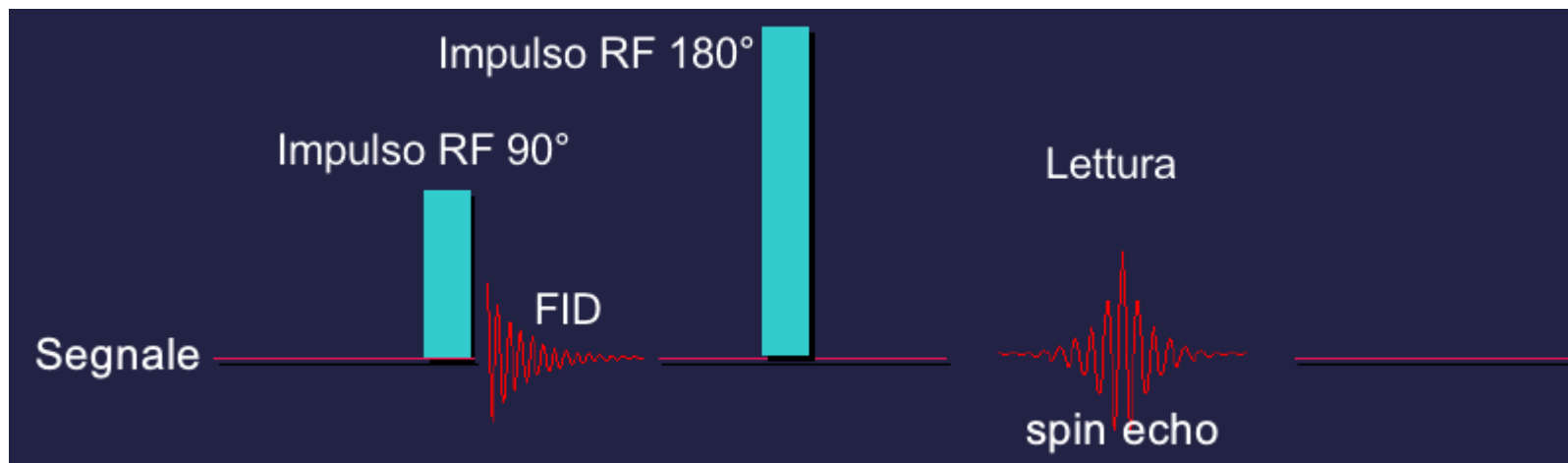
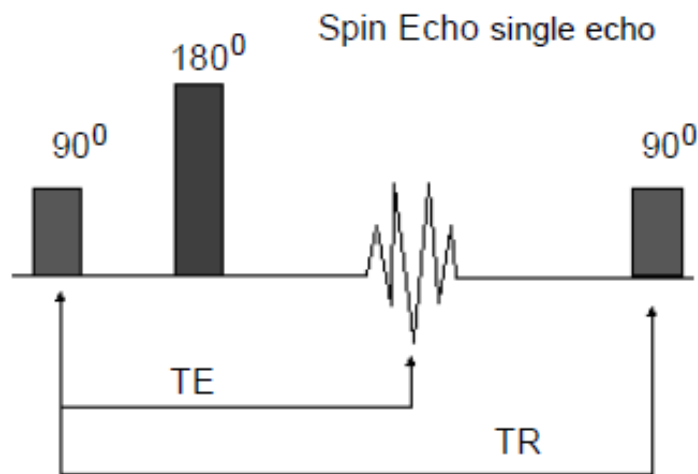
LE SEQUENZE: SE – SPIN ECHO



a.

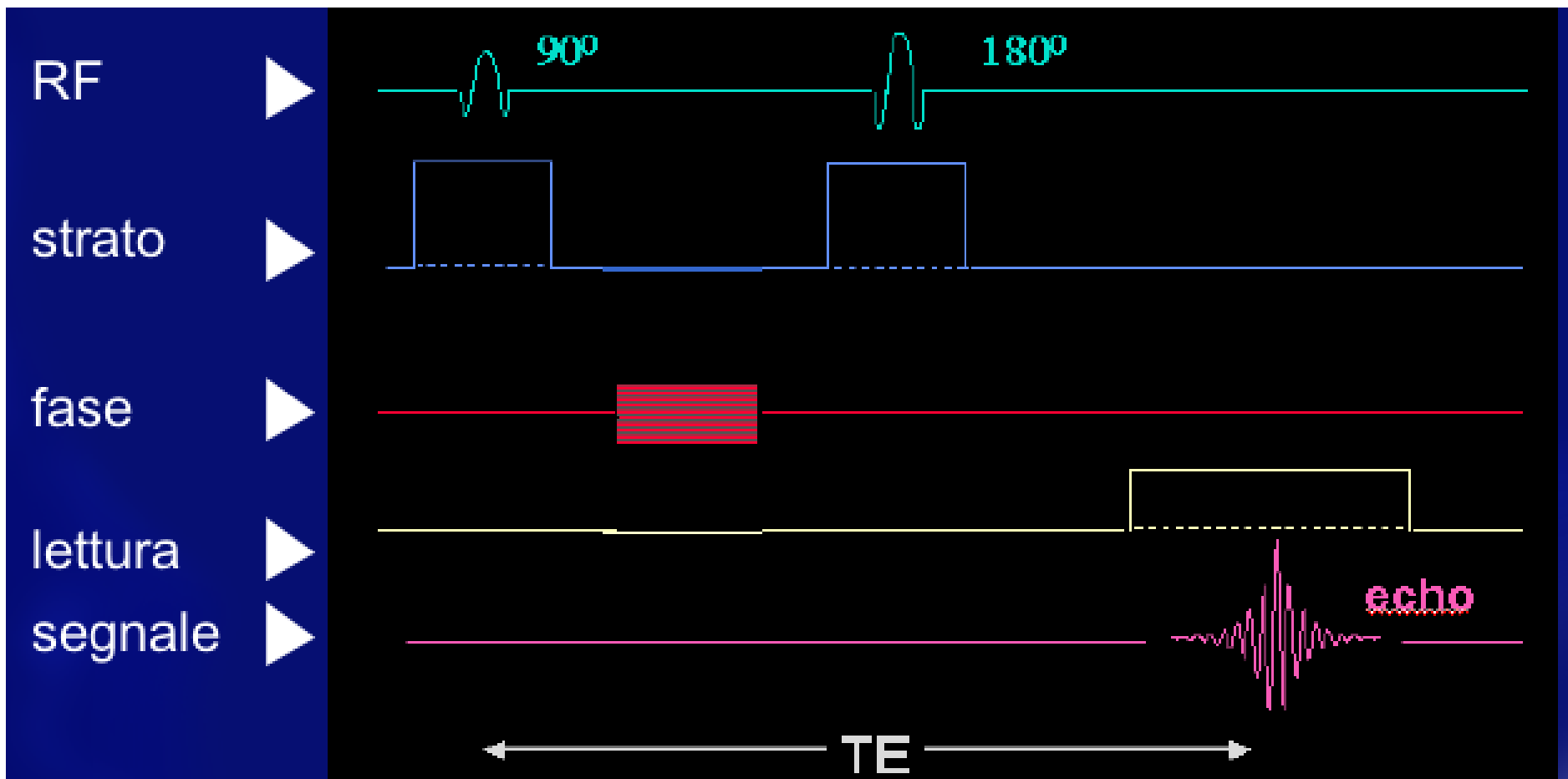
Le sequenze Spin Echo vengono utilizzate per acquisire immagini in tutto il corpo. Viene utilizzato per la ponderazione del contrasto T1, T2 e PD. Quando nelle immagini FSE viene prodotta troppa sfocatura geometrica e/o dei bordi, viene spesso utilizzata la sequenza Spin Echo. Utilizzare SE invece di GRE per ridurre gli effetti di suscettibilità magnetica, ad esempio, quando si utilizza in prossimità di interfacce aria-tessuto o tessuto-osso.

LE SEQUENZE: SE – SPIN ECHO

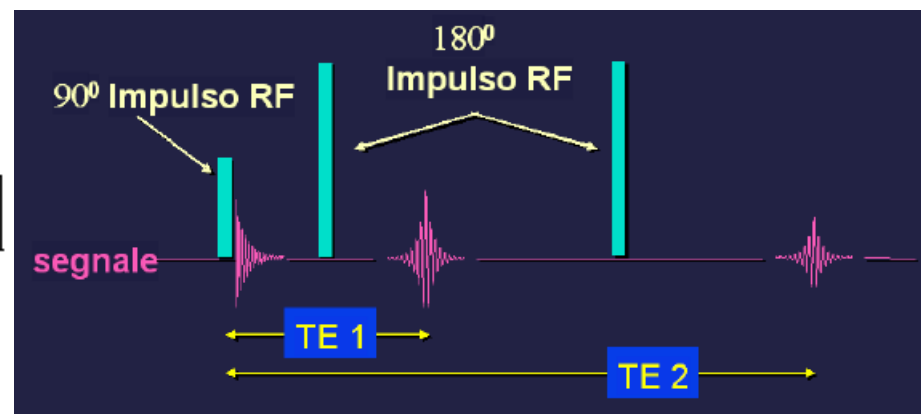
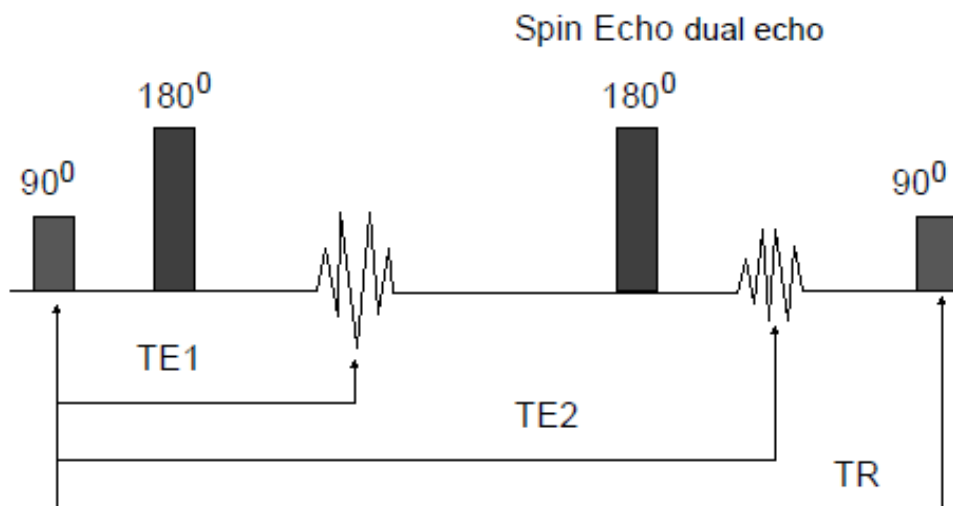


L'eco di spin è il segnale rilevato dopo l'impulso RF a 180°, nel momento in cui gli spin sono di nuovo in fase: Tempo di Eco (TE)

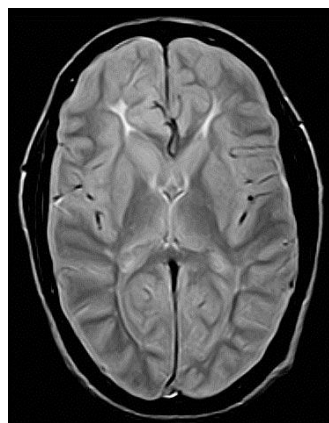
Schema della sequenza



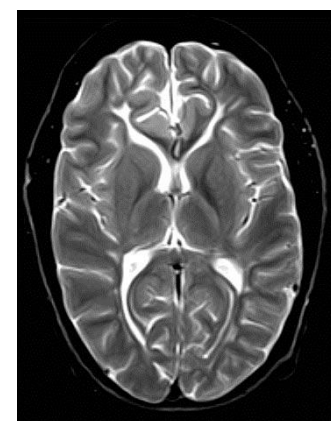
LE SEQUENZE: SE – SPIN ECHO



Con l'eco variabile è possibile acquisire uno, due o quattro echi in un'unica acquisizione. Ciascun eco viene utilizzato per creare un'immagine diversa, in genere visualizzando un contrasto dell'immagine diverso.

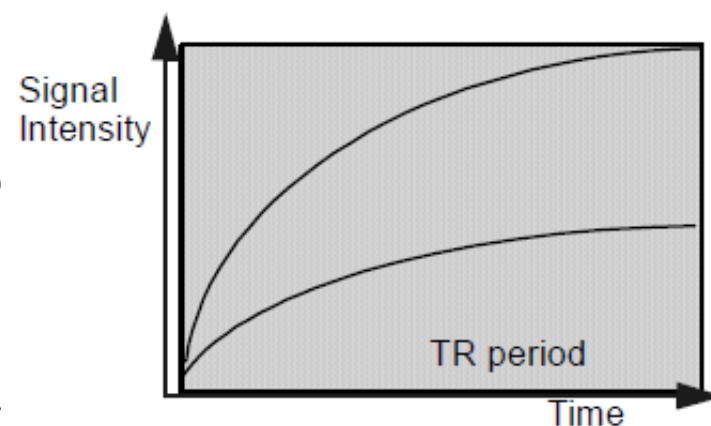


Le immagini sono state acquisite utilizzando una sequenza a doppio eco Spin Echo. La prima eco visualizza la pesatura PD. La seconda eco visualizza la pesatura T2.



Le immagini Spin Echo sono generalmente meno sensibili alle disomogeneità del campo magnetico e ai paramagnetismo rispetto alla maggior parte delle altre sequenze di impulsi. Ciò è dovuto al rifasamento RF dei protoni.

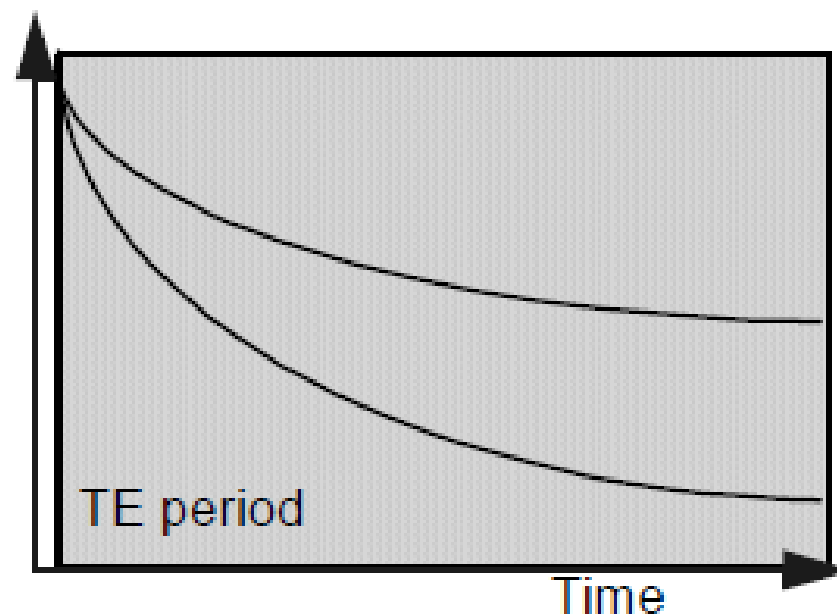
Per controllare le caratteristiche dell'immagine SE, i parametri di imaging TE e TR svolgono un ruolo importante. TR regola il livello di saturazione o contributo T1. La frequenza di ripetizione dell'impulso di eccitazione e il tempo di rilassamento T1 del tessuto influiscono sulla quantità di recupero che si verifica tra ciascun impulso di eccitazione. Di norma, quando il TR diminuisce, aumentano la saturazione e gli effetti T1. Pertanto all'aumentare del TR diminuiscono la saturazione e gli effetti del T1.



TE regola il livello di defasamento o contributo T2. La tempistica dell'impulso di rifasamento e il tempo di rilassamento T2 del tessuto influiscono sulla quantità di defasamento che si verifica prima della lettura del segnale eco.

La regola per il TE è che, al diminuire del TE, diminuiscono gli effetti di defasamento e T2. Pertanto all'aumentare del TE aumentano gli effetti di defasamento e T2.

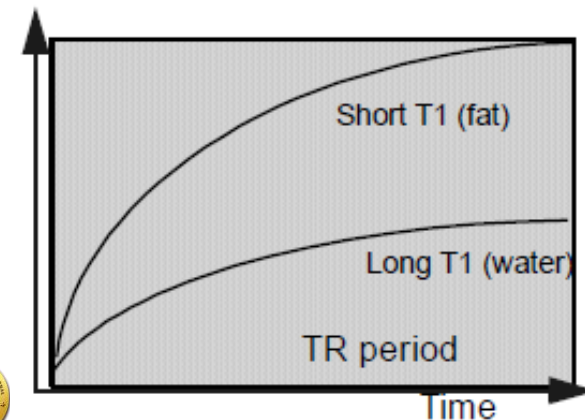
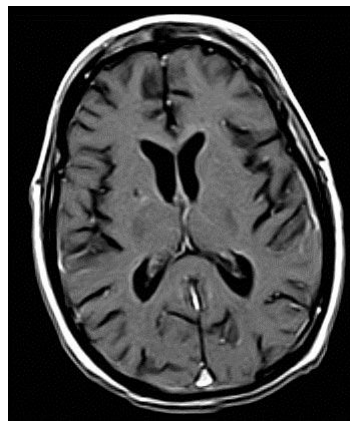
Signal
Intensity

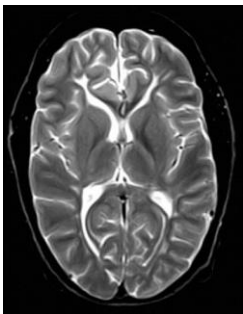


Il contrasto Spin Echo è determinato dalle diverse combinazioni dei tempi TR e TE.

Valori tipici di TR e TE per le sequenze SE			
Timing	T1W	T2W	PDW
TR	Short, <600ms	Long, >2000ms	Long, >2000ms
TE	Short, <25ms	Long, >90ms	Short, <30ms

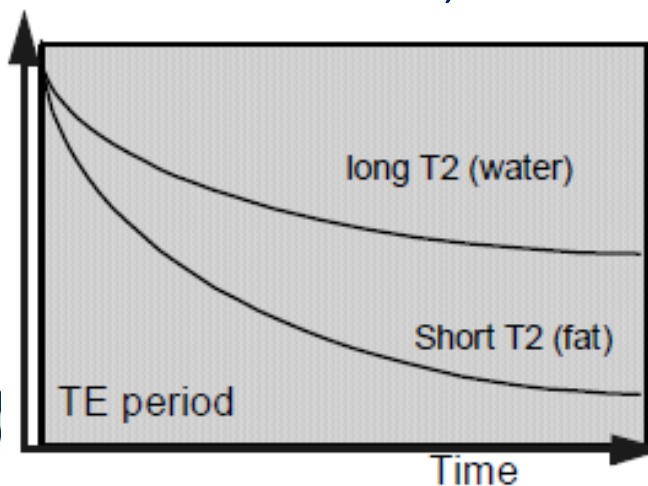
T1 è la costante di tempo per il rilassamento longitudinale e il rilassamento termico o reticolare di spin. I protocolli di scansione che consentono agli effetti T1 di predominare sugli altri effetti di rilassamento producono immagini pesate in T1. Nelle immagini pesate in T1, i tessuti con T1 corto sono luminosi e i tessuti con T1 lungo sono scuri. Nel cervello, la materia bianca è più luminosa della materia grigia e il liquido cerebrospinale è scuro.





Valori tipici di TR e TE per le sequenze SE			
Timing	T1W	T2W	PDW
TR	Short, <600ms	Long, >2000ms	Long, >2000ms
TE	Short, <25ms	Long, >90ms	Short, <30ms

T2 è la costante di tempo che misura il decadimento della magnetizzazione trasversale e gli effetti spin-spin. I protocolli di scansione che consentono agli effetti T2 di predominare sugli altri effetti di contrasto producono immagini pesate in T2. Nelle immagini pesate in T2, i tessuti con T2 corto sono scuri e i tessuti con T2 lungo sono luminosi. Nel cervello, il liquido cerebrospinale produce il segnale più luminoso nelle immagini TE da moderate a tardive; Anche la patologia che altera e ritarda il T2 appare brillante.

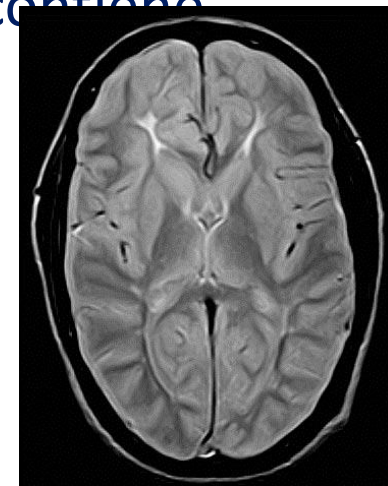


LE SEQUENZE: SE – SPIN ECHO

Le immagini pesate in base alla densità dei protoni (**DP**) presentano un contrasto dovuto principalmente alla densità dei protoni nelle strutture. Le immagini pesate PD risultano quando si selezionano parametri di temporizzazione della scansione che riducono al minimo gli effetti di contrasto T1 (TR lungo) e T2 (TE breve). Con le immagini pesate PD, i tessuti con un numero maggiore di protoni sono luminosi e i tessuti con meno protoni sono scuri. Nel cervello, la materia grigia è più luminosa della materia bianca, a causa della quantità di protoni che contiene.

Valori tipici di TR e TE per le sequenze SE

Timing	T1W	T2W	PDW
TR	Short, <600ms	Long, >2000ms	Long, >2000ms
TE	Short, <25ms	Long, >90ms	Short, <30ms



Gli effetti del cambiamento del TR e del TE sulle immagini **T1**

	CNR	SNR	Scan Time	# di Slices
Aumento TR	diminuisce	aumenta	aumenta	aumenta
Aumento TE	diminuisce	diminuisce	-	diminuisce

Gli effetti del cambiamento del TR e del TE sulle immagini **T2/PD**

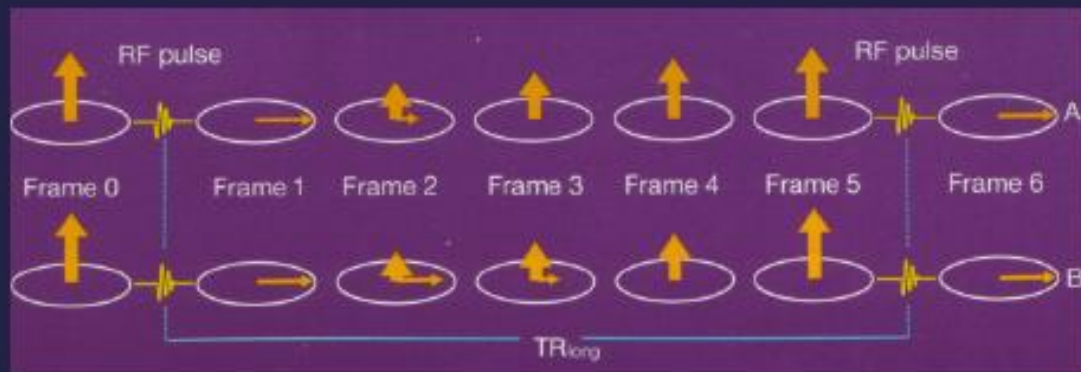
	CNR	SNR	Scan Time	# di Slices
Aumento TR	aumenta	aumenta	aumenta	aumenta
Aumento TE	aumenta	diminuisce	-	diminuisce

CNR Contrast-to-Noise Ratio (Rapporto contrasto-rumore)

SNR Signal-to-Noise Ratio (Rapporto segnale-rumore)

LE SEQUENZE: SE – SPIN ECHO

La variazione del TR modula la dipendenza dal T1



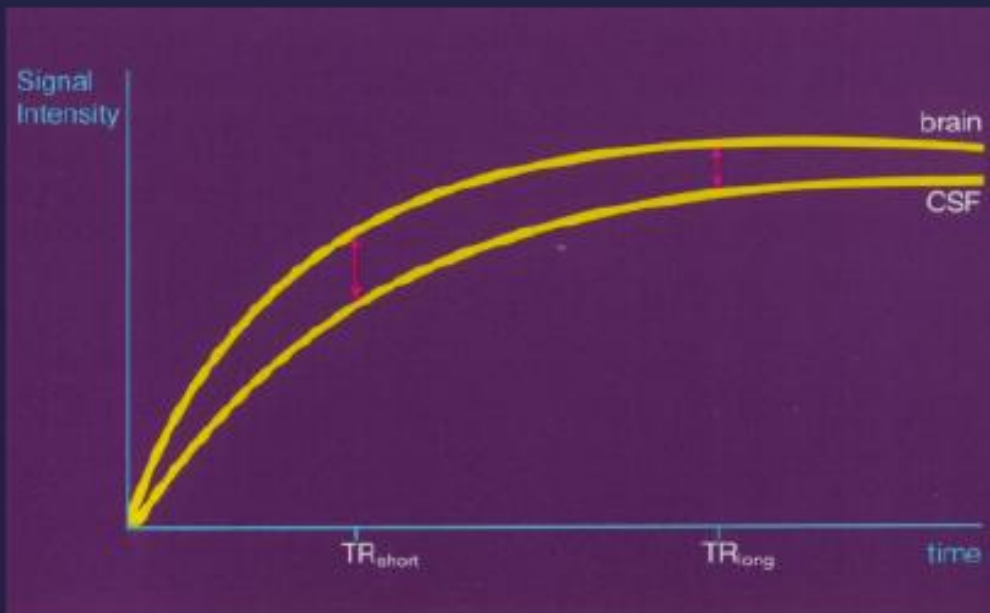
TR lungo



TR breve

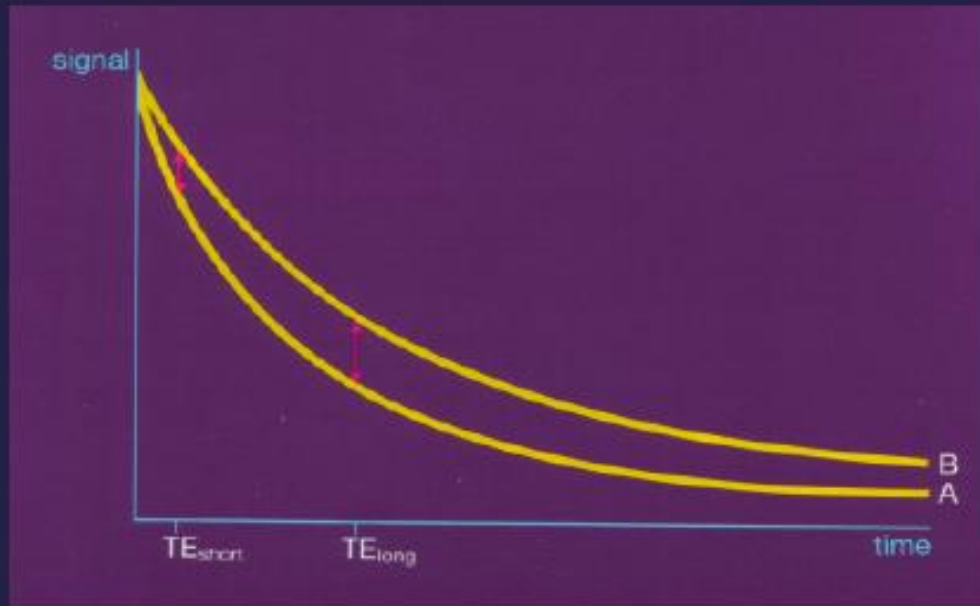
A è un tessuto a T1 breve, B un tessuto a T1 lungo. La velocità di recupero della magnetizzazione longitudinale è diversa per i due tessuti, ma alla fine entrambi recuperano completamente. Se applichiamo gli impulsi RF tardi (TR lungo) entrambi i tessuti hanno recuperato tutta la ML e non cogliamo differenze fra di loro. Viceversa se applichiamo gli impulsi RF presto (TR breve) il tessuto A ha recuperato di più la ML rispetto al tessuto B e darà quindi più segnale (più bianco nelle immagini).

La variazione del TR modula la dipendenza dal T1



La rappresentazione grafica dimostra che la differenza fra il tessuto a T1 breve (encefalo) e quello a T1 lungo (CSF) si coglie meglio con TR breve che non con TR lungo.

La variazione del TE modula la dipendenza dal T2



A è un tessuto a T2 breve, B un tessuto a T2 lungo. La velocità di decadimento della magnetizzazione trasversale è diversa per i due tessuti, ma alla fine entrambi decadono completamente. Se applichiamo l'impulso a 180° presto (TE breve) entrambi i tessuti hanno ancora quasi tutta la MT e non cogliamo differenze fra di loro. Viceversa se applichiamo gli impulsi a 180° tardi (TE lungo) il tessuto A ha perduto più MT rispetto al tessuto B e darà quindi meno segnale (più nero nelle immagini).

Spin Echo: controllo del contrasto

Sequenza T2 pesata:	-TR lunghi per eliminare le differenze di T1 -TE lunghi per enfatizzare differenze di T2
Sequenza T1 pesata:	-TR corti per enfatizzare le differenze di T1 -TE corti per eliminare le differenze di T2
Sequenza pesata in DP:	-TR lunghi per eliminare le differenze di T1 -TE corti per eliminare le differenze di T2

I tessuti con tempi T2 lunghi, come il liquido cerebrospinale, sono più scuri nelle immagini pesate in densità protonica SE rispetto alle immagini pesate in densità protonica FSE. Ciò è dovuto al fatto che SE utilizza tipicamente un TR di 2000 ms, che produce saturazione nel liquido cerebrospinale.

- ✓ Per la **pesatura T1**: selezionare TR breve e TE breve in modo che gli effetti di saturazione T1 dominino il contrasto; Il TR dovrebbe essere pari o inferiore a 600 ms per 1.5T, 500 ms per 1.0T o 300 ms per 0.2T. Il TE dovrebbe scendere al di sotto di 25 ms.
- ✓ Per la **pesatura T2**: selezionare un TR lungo e un TE lungo in modo che gli effetti di sfasamento T2 dominino il contrasto; Il TR dovrebbe essere pari o superiore a 2000 ms e pari o superiore a 40 ms per il TE.
- ✓ Per la **pesatura PD**: selezionare un TR lungo e un TE corto in modo che la densità protonica domini il contrasto; TR dovrebbe essere pari o superiore a 2000 ms e pari o inferiore a 45 ms per TE.

LE SEQUENZE: SE – SPIN ECHO

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth

Imaging Options			
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
X	POMP	X	Extended Dynamic Range
X	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation	X	Classic
X	Magnetization Transfer		Sequential
	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
	Tailored RF		IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
	Full Echo Train		CCOMP
	ZIP 1024		ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

TE [Min Full] TE: TE brevi producono: aumento del contrasto T1 e PD, aumento dell'SNR e, con acquisizioni multiplanari, aumento del numero di sezioni. Il TE minimo cambia al variare di RBw. Minimum è un'eco frazionario e può compromettere l'SNR.

TR: I TR brevi producono: diminuzione dell'SNR, diminuzione del numero di sezioni nelle acquisizioni multiplanari, aumento del contrasto T1, diminuzione del tempo di scansione. In un'acquisizione SE pesata T1, non superare il seguente TR: 1.5T 700 ms, 1.0T 600 ms. I TR lunghi producono: aumento del SNR, aumento del numero di fette, aumento del contrasto PD/T2, aumento del tempo di scansione.

TI N/A

Flip Angle N/A

Echo Train Length N/A

Bandwidth: Larghezza di banda: RBw può essere modificata solo se è stata selezionata dalla finestra Opzioni immagine. Quando l'RBw diminuisce, si verifica quanto segue: aumento dell'SNR, aumento dell'artefatto da chemical shift, aumento del TE minimum che può potenzialmente ridurre il numero di fette e aumento dell'artefatto da movimento.

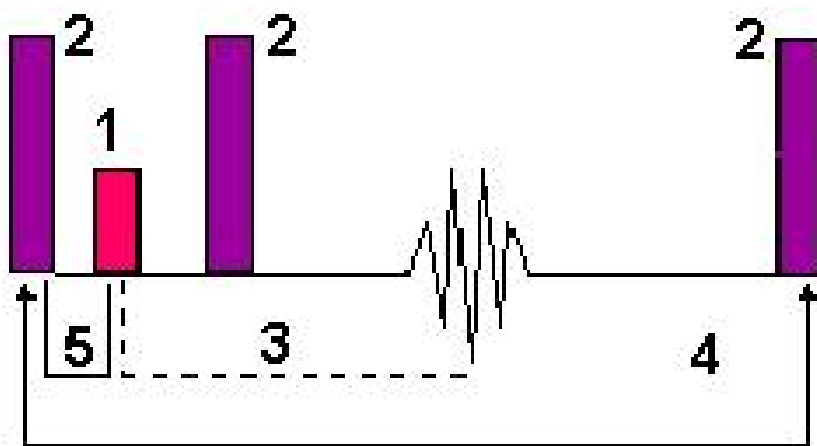
Freq: L'aumento della matrice di frequenza produce: aumento della risoluzione, diminuzione dell'SNR e diminuzione del numero di fette.

Phase: La fase controlla il tempo di scansione e può controllare la risoluzione.

LE SEQUENZE: SPIN ECHO: IR

Inversion Recovery (Recupero di inversione) è una sequenza di impulsi Spin Echo con un impulso di inversione di 180° precedente all'impulso di 90° . L'impulso iniziale di 180° viene utilizzato per creare magnetizzazione sull'asse negativo Z. Il periodo tra l'impulso di 180° e 90° è definito **TI**, o inversion time (tempo di inversione). Il tempo compreso tra 90° ed eco è **TE**; simile a una sequenza SE.

IR PSD: 1 = 90° , 2 = 180° , 3 = TE, 4 = TR, 5 = TI

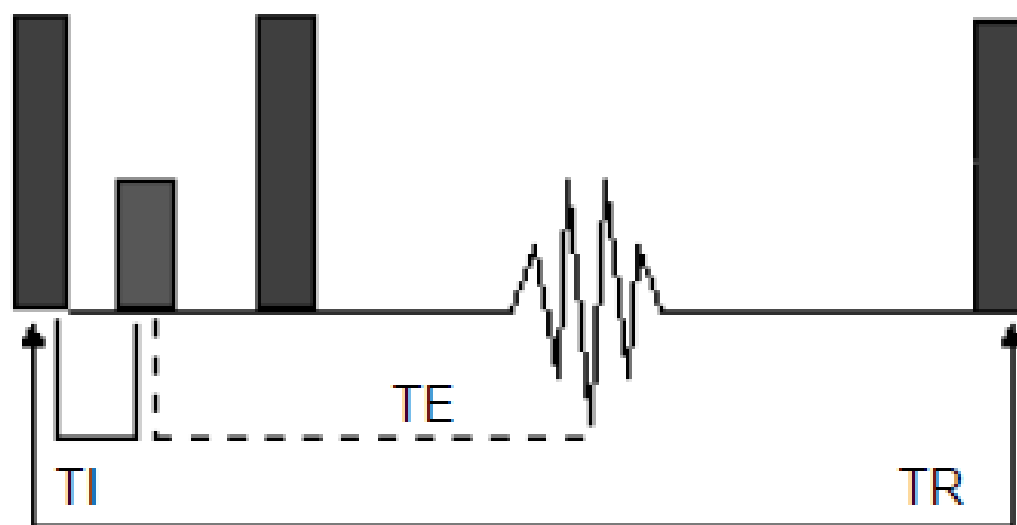


Esalta le differenze in T1 dei tessuti

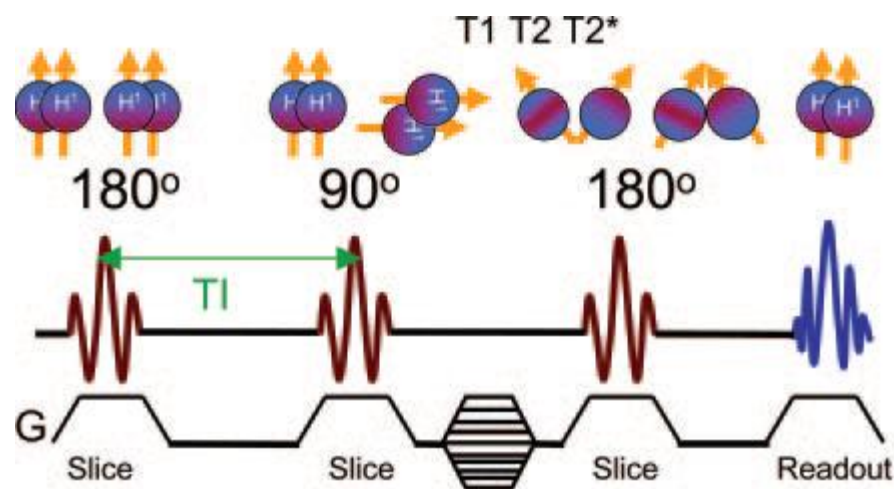
L'impulso a 90° è preceduto da un impulso, detto di inversione, che ribalta la MML a 180° .

Il pre-impulso a 180° è separato dall'impulso a 90° da un intervallo di tempo detto tempo di inversione (TI)

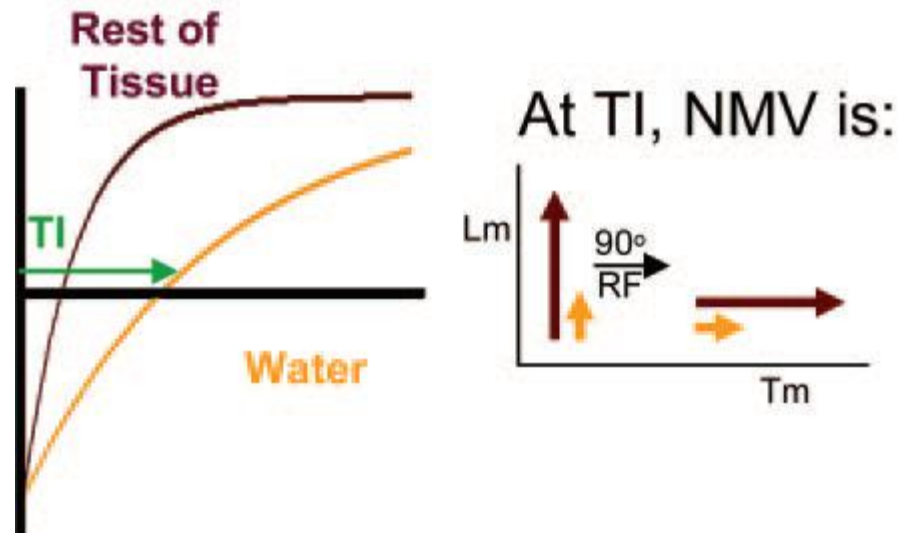
L'**Inversion Recovery** è una sequenza di impulsi Spin Echo con un impulso di inversione iniziale di 180 gradi prima dell'impulso di 90 gradi. Questa sequenza viene utilizzata per produrre immagini pesate in T1 o con soppressione del grasso. L'impulso iniziale di 180 gradi viene utilizzato per creare magnetizzazione nell'asse Z negativo. C'è un breve periodo tra l'impulso di 180 gradi e quello di 90 gradi, questo periodo è chiamato **TI o tempo di inversione**. Il tempo tra l'eccitazione di 90 gradi e la metà della lettura è chiamato **TE**; simile ad una sequenza Spin Echo. Uno schema della sequenza è il seguente:



LE SEQUENZE: SPIN ECHO: IR



13a.



Il diagramma convenzionale della sequenza IR mostra un impulso preparatorio a 180° applicato per annullare il segnale del grasso o dell'acqua. Al tempo d'inversione predeterminato ($T1$), viene applicato un impulso a 90° , e continua la sequenza SE.

G=gradienti

Il diagramma mostra il tempo di rilassamento $T1$ nell'acqua e nei tessuti con l'uso di una sequenza convenzionale IR. L'annullamento del segnale dell'acqua avviene al $T1$, quando virtualmente non c'è vettore di magnetizzazione (NMV) nell'acqua. Quando l'impulso di 90° ruota il vettore di magnetizzazione netta nel piano trasversale, c'è poca o nulla magnetizzazione trasversale (Tm) e pertanto non c'è segnale nell'acqua. Lm= magnetizzazione longitudinale

Il **TI o Inversion Time** (Tempo di inversione) è il controllore principale del contrasto immagine. Il valore TI è determinato dal tempo necessario a un tessuto per recuperare dall'asse longitudinale negativo al piano trasversale. Questo tempo è il punto nullo.

Curva punto nullo: 1 = Pt. nullo, 2 = Curva tessuto adiposo, 3 = Curva acqua, 4 = Piano trasversale, 5 = Area di inversione contrasto, 6 = TI.

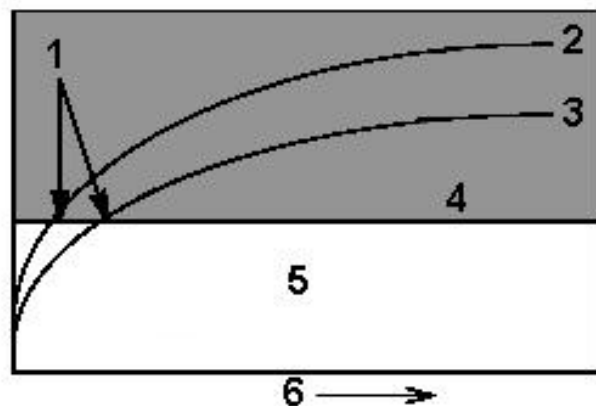
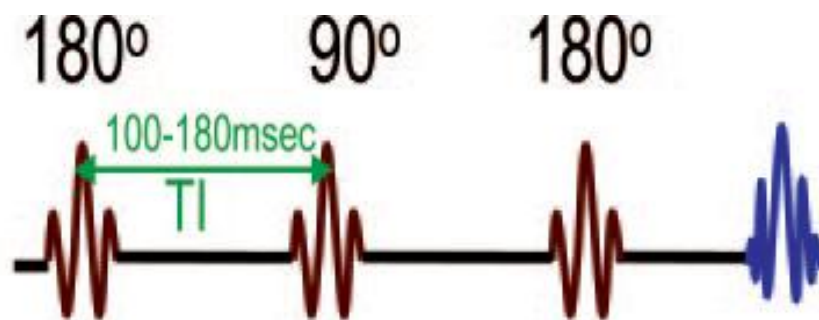
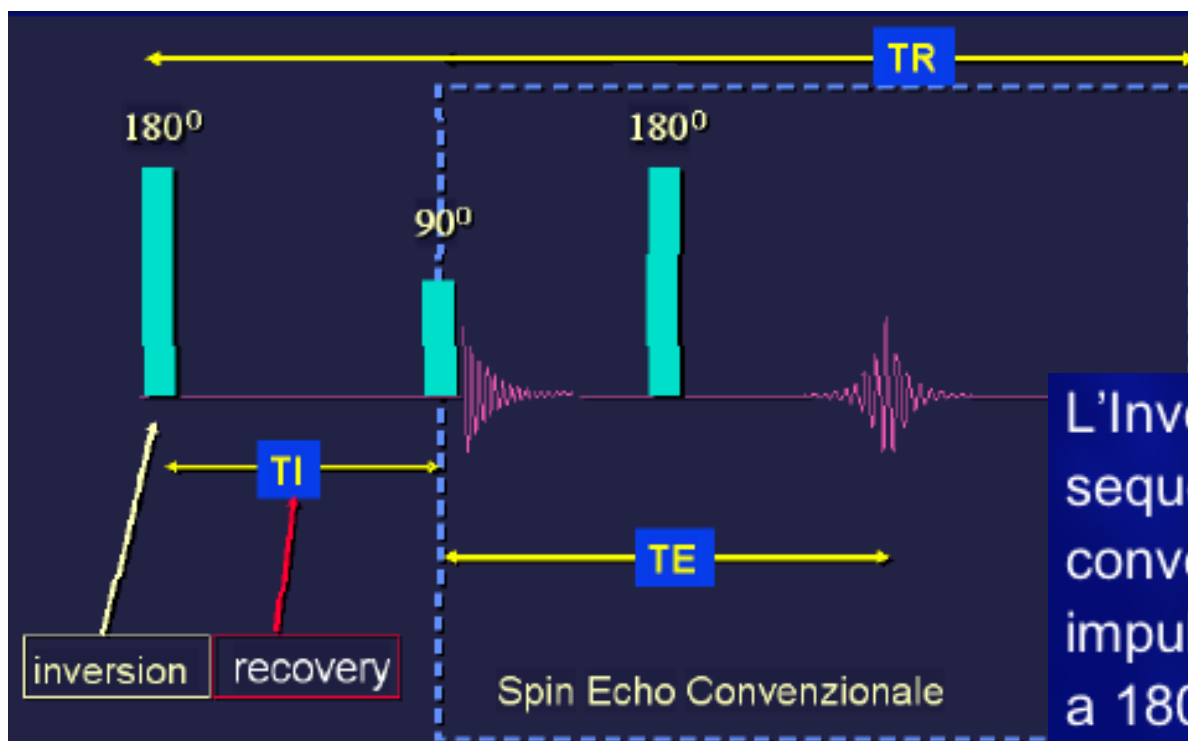


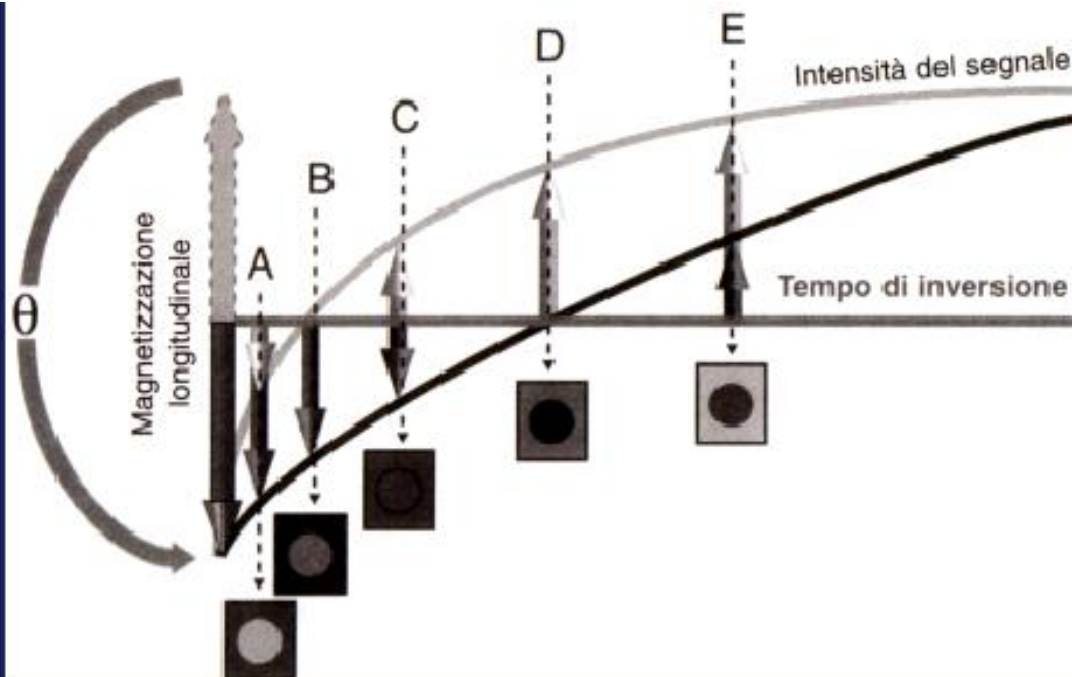
Diagramma della sequenza STIR
TI=100-180msec per il grasso





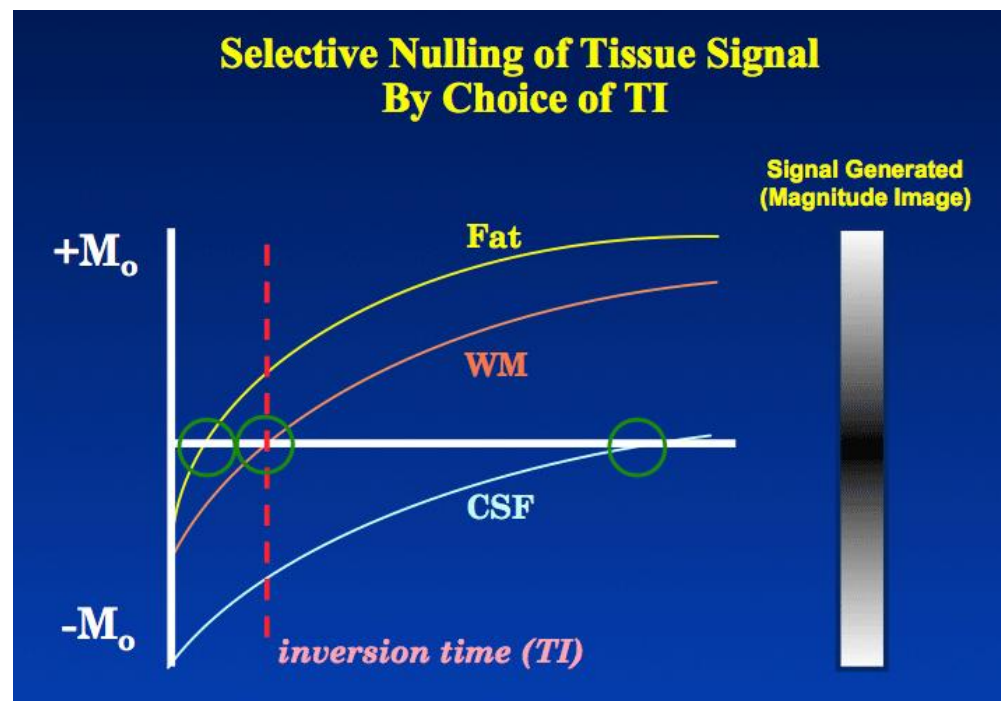
L'Inversion Recovery è una sequenza Spin-Echo convenzionale preceduta da un impulso di inversione che ribalta a 180° la magnetizzazione longitudinale. L'impulso di inversione precede l'emissione dell'impulso RF a 90° di un tempo detto TI (tempo di inversione)

Siccome la Magnetizzazione Longitudinale è ribaltata di 180° assume inizialmente valore negativo e nel processo di recupero vi sarà un momento in cui assume valore $=0$. Se l'impulso RF è inviato in quel momento (frame D), il segnale proveniente da quello specifico tessuto sarà annullato.



LE SEQUENZE: SPIN ECHO: IR

Se un tessuto ha una magnetizzazione longitudinale (M_z) vicina allo zero alla fine dell'intervallo T_I , quel tessuto produrrà poco o nessun segnale e non darà alcun contributo significativo all'immagine IR ricostruita in ampiezza. Si dice che il tessuto sia "annullato" o "soppresso". Il valore di T_I in cui ciò accade è noto come "punto nullo" o "punto di passaggio per lo zero" e indicato **T_{Inull}** .

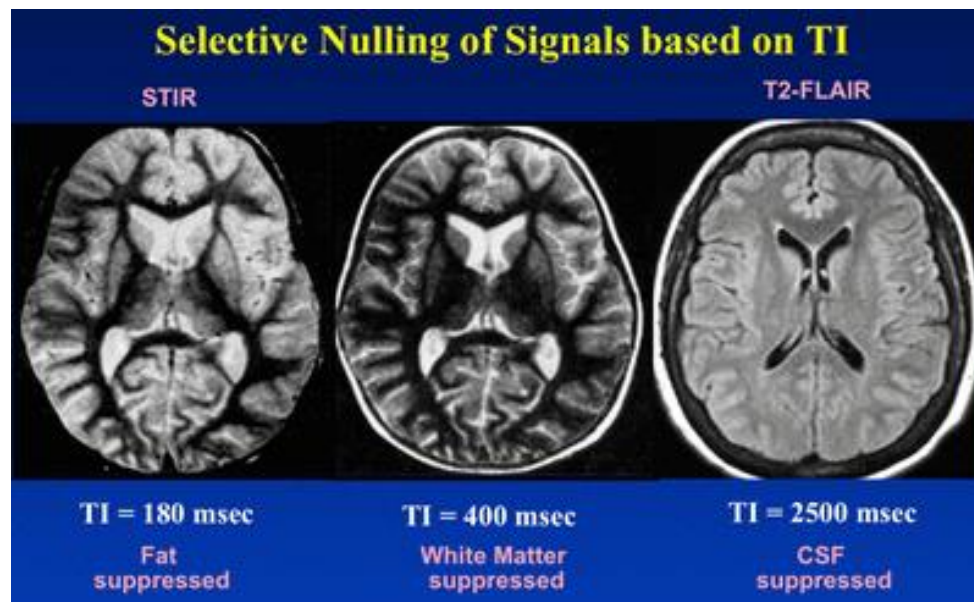


<https://mriquestions.com/ti-to-null-a-tissue.html>

LE SEQUENZE: SPIN ECHO: IR

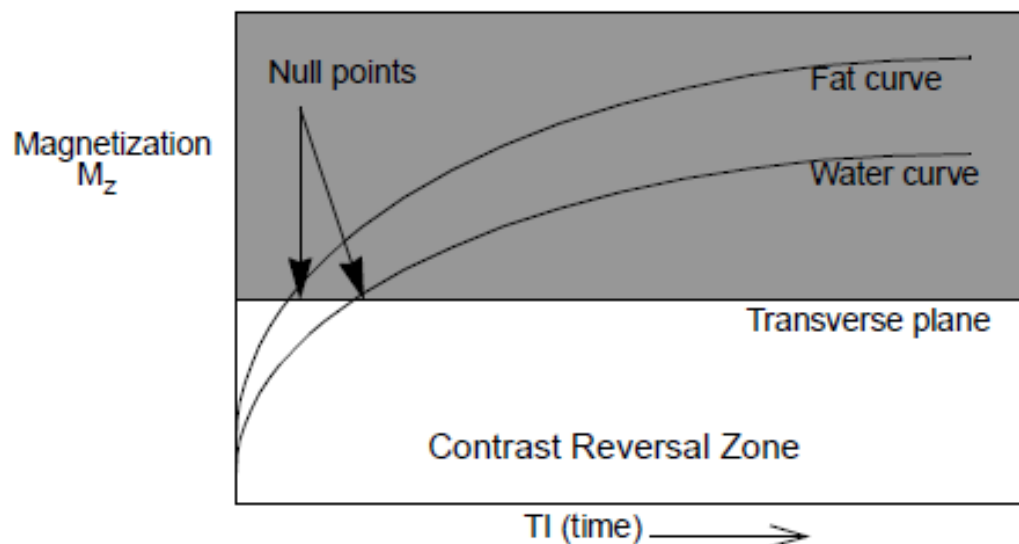
Per la maggior parte dei tessuti il punto nullo si verifica tipicamente quando $TI \approx 0,69 \times T1$.

A **1,5 T** e presupponendo un TR molto lungo (≥ 4000 ms), i valori $T1_{null}$ per **grasso**, **sostanza bianca** e **materia grigia** sono rispettivamente di circa **180**, **400** e **650** ms. Poiché il $T1$ del tessuto aumenta con l'intensità del campo, questi valori devono essere regolati verso l'alto se si esegue l'imaging a 3,0 T o superiore.



<https://mriquestions.com/ti-to-null-a-tissue.html>

La curva di recupero T1 e la tempistica dell'impulso di inversione determinano i risultati del contrasto T1 pesato o con soppressione del grasso. Il tempo necessario affinché un tessuto si riprenda dall'asse longitudinale negativo al piano trasversale è il punto nullo.



Il punto nullo è definito come il momento nel tempo in cui il vettore di magnetizzazione viene invertito nel piano trasversale e non viene ricevuto alcun segnale. Questo è il motivo per cui è possibile produrre immagini che dimostrano l'assenza di segnali provenienti da grasso o acqua.

LE SEQUENZE: SPIN ECHO: IR

Con le immagini Inversion Recovery, le intensità relative sono determinate dai parametri temporali di TI, TR e TE, dove TI è il controller primario del contrasto. I tempi TI consigliati sono elencati di seguito per dimostrare meglio le varie strutture del cervello. Questi tempi variano in base all'intensità del campo.

Tempi di Inversione(TI) consigliati

Contrasto	TI	Strutture nel cervello
FS - Fat Suppressed	1.0T = 140 a 150 ms 1.5T = 160 a 170 ms	CSF is bright. Gray matter is brighter than white matter. Fat is dark. Muscle is dark.
T1W	1.0T = 700 ms 1.5T = 800 ms	CSF is dark. Grey matter is grey. White matter is brighter than gray matter. Fat is bright. Muscle is intermediate.

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
X	POMP	X	Extended Dynamic Range
X	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
X	Respiratory Compensation	X	Classic
X	Magnetization Transfer	X	Sequential
	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
	Tailored RF	X	IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
	Full Echo Train		CCOMP
	ZIP 1024		ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

Per ottenere immagini pesate in T1 utilizzare un TR lungo (2000 ms o superiore), un TE breve (circa 25 ms) e un TI moderato (da 400 a 700 ms). Per le immagini con soppressione del grasso utilizzare un TR lungo (2000 ms o superiore), un TE breve (circa 25 ms) e un TI breve (da 140 a 170 ms). Le immagini pesate per la patologia utilizzano un TR lungo, un TE moderato (da 40 a 60 ms) e un TI breve (da 140 a 170 ms).

Perché usare l'IR? Quali sono i vantaggi?

Le tecniche di recupero dell'inversione forniscono contrasti di immagine unici in tre modi importanti:

- 1) capacità di sopprimere selettivamente ("null") il segnale da qualsiasi dato tessuto in base al suo valore T1;
- 2) superiore discriminazione dei tessuti in base ai tempi di rilassamento T1;
- 3) effetti T1 e T2 additivi (anziché competitivi).

- Advantages of IR
 - Selective tissue suppression possible
 - Twice the sensitivity to T1 differences
 - Additive T1 and T2 contrast
- Disadvantages of IR
 - Longer imaging time
 - Higher energy deposition (SAR)

<https://mriquestions.com/why-use-ir.html>

Perché usare l'IR? Quali sono i vantaggi?

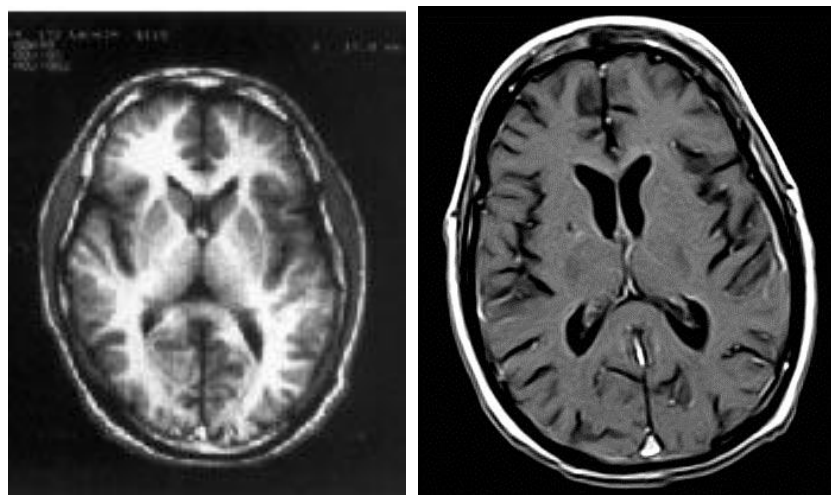
<https://mriquestions.com/why-use-ir.html>

- Advantages of IR
 - Selective tissue suppression possible
 - Twice the sensitivity to T1 differences
 - Additive T1 and T2 contrast
- Disadvantages of IR
 - Longer imaging time
 - Higher energy deposition (SAR)

Nonostante tutte queste caratteristiche e vantaggi unici, ci sono diversi svantaggi per l'IR rispetto alle tecniche SE e GRE:

- ☐ Tempi di scansione più lunghi
- ☐ Aumento degli artefatti legati al flusso
- ☐ Il rapporto segnale-rumore può diminuire man mano che i tessuti vengono soppressi
- ☐ Tasso di assorbimento specifico (SAR) più elevato grazie agli impulsi aggiuntivi a 180°

Inversion Recovery produce immagini pesate T1 con un contrasto migliore e un SNR maggiore rispetto alle immagini pesate T1 SE, ma lo svantaggio è che il tempo di scansione è più lungo.



L'immagine a sinistra è un'immagine «inversion recovery». L'immagine a destra è un'immagine Spin Echo. Notare il segnale più luminoso della materia bianca del cervello nell'immagine di recupero dell'inversione.

Le immagini con soppressione del grasso con Inversion Recovery, o **STIR (Short TI-Inversion Recovery)**, hanno una soppressione del grasso più uniforme rispetto alla saturazione chimica perché l'IR è meno sensibile alle disomogeneità del campo magnetico e agli effetti FOV decentrati.

TI di 400 ms a 0.5T e di 600 ms a 1.5T danno immagini T1 pesate.

- STIR: annulla il tessuto adiposo (T1 breve)
TI 110ms a 0.5T / TI 150 ms a 1.5T
- FLAIR: annulla il segnale del liquor (T1 lungo)
TI 2000 ms a 0.5T / 2500 ms a 1.5T

Effetti del TR e del TE sul contrasto dell'immagine MR

Tecnica di Imaging	TR	TE
T1 Weighting	Short	Short
T2 Weighting	Long	Long
Proton-Density Weighting	Long	Short

Valori tipici di TR e TE per le sequenze SE e GRE

Sequenza	TR		TE	
	Short	Long	Short	Long
SE	250-700	>2000	10-25	>60
GRE	<50	>100	1-5	>10

La famiglia FSE Fast Spin Echo di sequenze di impulsi utilizza una modifica dei concetti SE esistenti per acquisire linee multiple di dati per ripetizione per produrre la riduzione desiderata nel tempo di scansione.

FRFSE-XL

FSE-IR

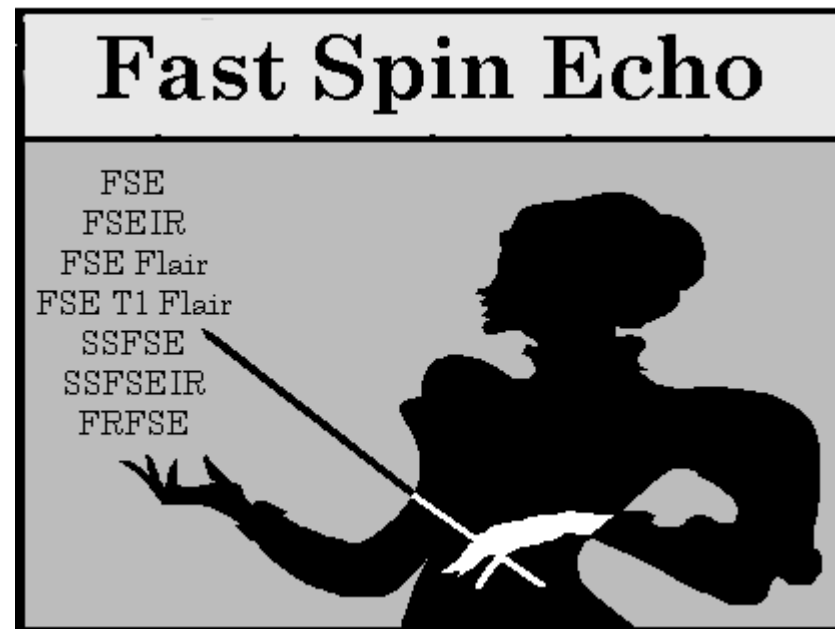
FSE-XL

FSE-XL doppio IR triplo

SSFSE e SSFSE-IR

T1 FLAIR

T2 FLAIR



LE SEQUENZE DI IMAGING: FSE

Plane Imaging Mode

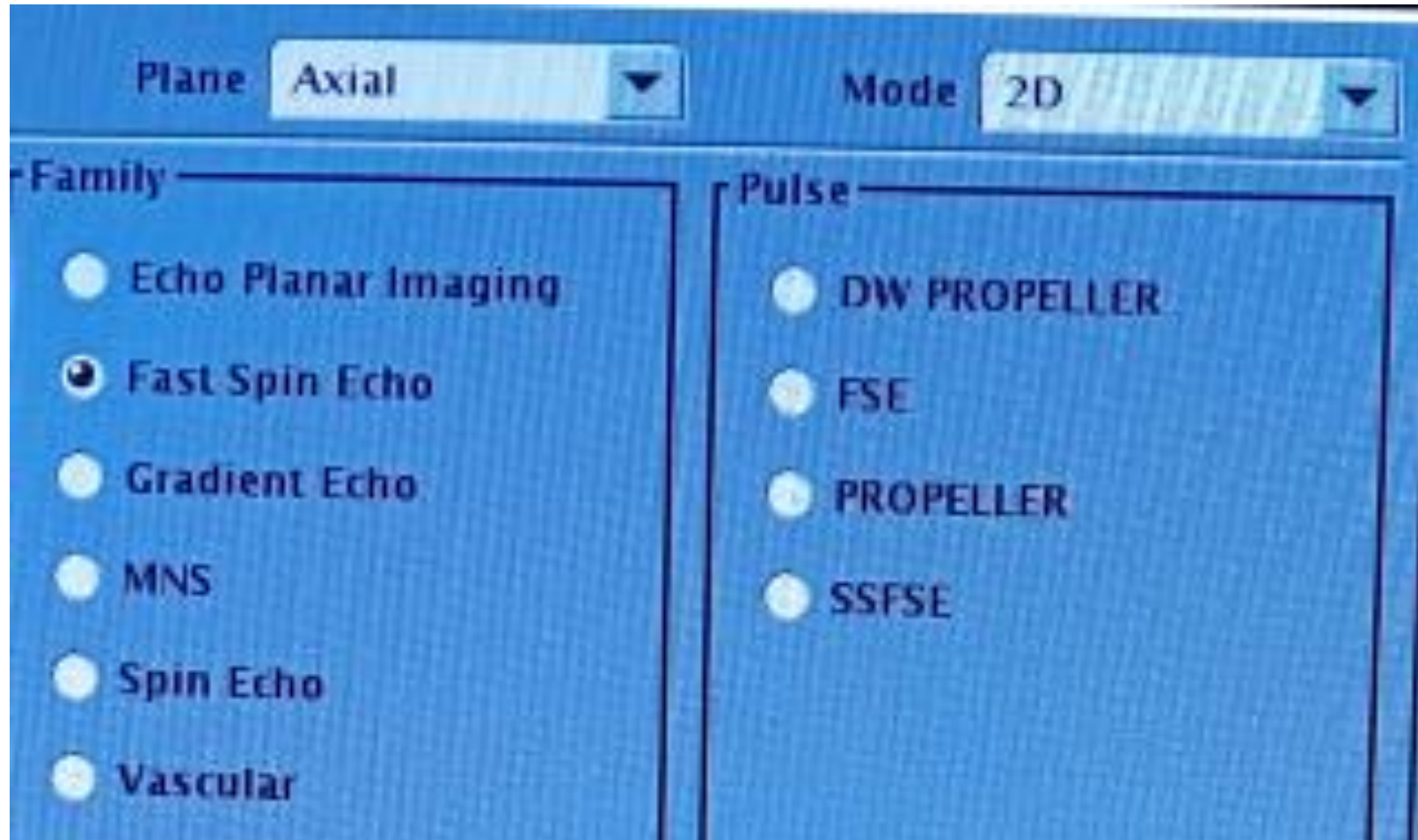
Pulse Seq Family	Pulse Sequence
☐ Echo Planar Imaging	☐ FRFSE-XL
☒ Fast Spin Echo	☐ FSE-IR
☐ Gradient Echo	☐ FSE-XL
☐ MNS	☐ SSFSE
☐ Propeller	☐ SSFSE-IR
☐ Spin Echo	☐ T1Flair
☐ Spiral	☐ T2Flair
☐ Vascular	

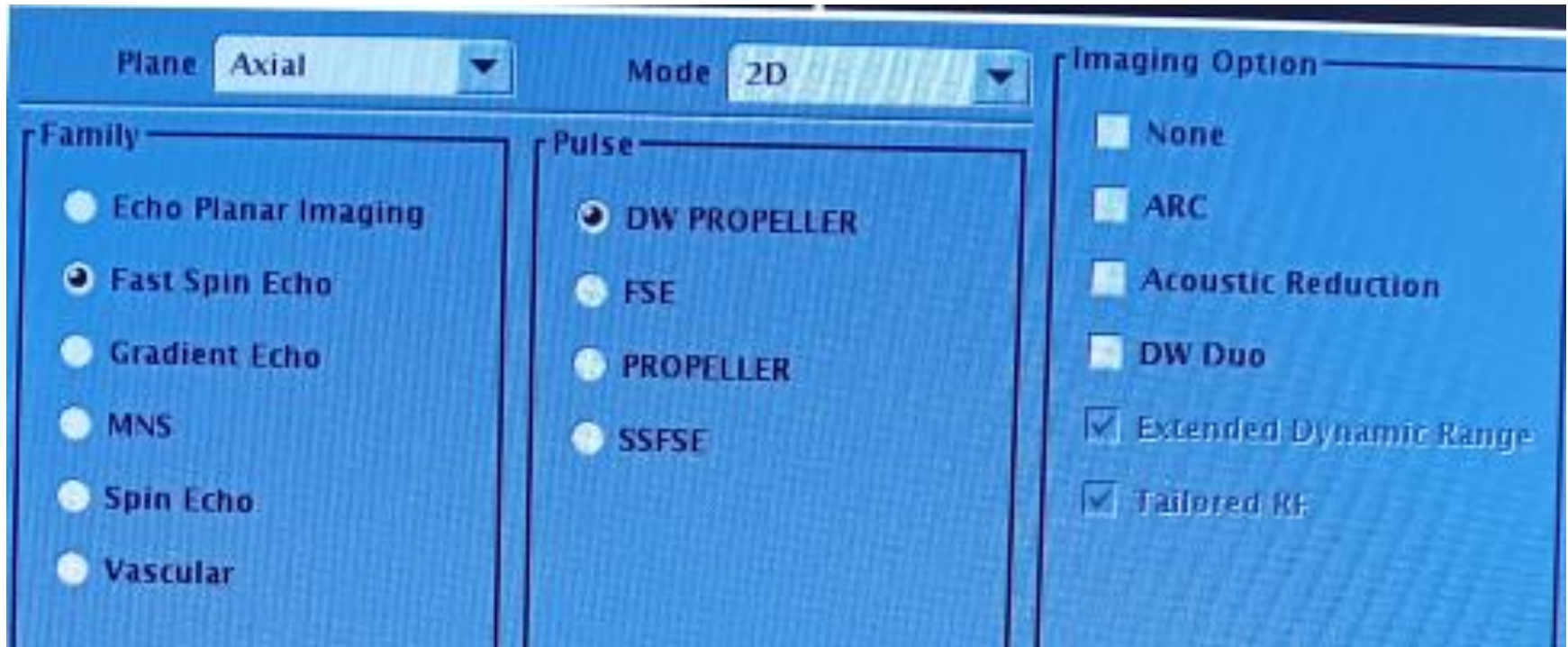
PSD Name

Plane Imaging Mode

Pulse Seq Family	Pulse Sequence
☒ Fast Spin Echo	☐ FRFSE-XL
☐ Gradient Echo	☐ FSE
☐ Vascular	

PSD Name





Plane: Axial Mode: 2D

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☒ Fast Spin Echo
- ☐ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ DW PROPELLER
- ☒ FSE
- ☐ PROPELLER
- ☐ SSFSE

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Blood Suppression
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Classic
- ☒ Extended Dynamic Range
- ☐ Fast Recovery
- ☐ Flex
- ☐ Flow Compensation
- ☐ Full Echo Train
- ☐ IDEAL
- ☐ IR Prepared
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ T1 FLAIR
- ☐ T2 FLAIR
- ☐ Tailored RF
- ☐ VERSE
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ DISCO
- ☐ MAGIC
- ☐ MP-RAGE
- ☐ MUSE
- ☐ Silenz
- ☐ T1MAP-SPGR
- ☐ TRICKS
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE
- ☐ COSMIC
- ☐ IDEAL IQ
- ☐ MAVRIC SL
- ☐ MR-Touch
- ☐ Quid-STEP
- ☐ T1MAP-FIESTA
- ☐ T2MAP



The image shows a software interface for configuring a 2D MRI sequence. It features several sections with radio button and checkbox options.

Plane: Axial (dropdown menu)

Mode: 2D (dropdown menu)

Family:

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☒ Fast Spin Echo
- ☐ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse:

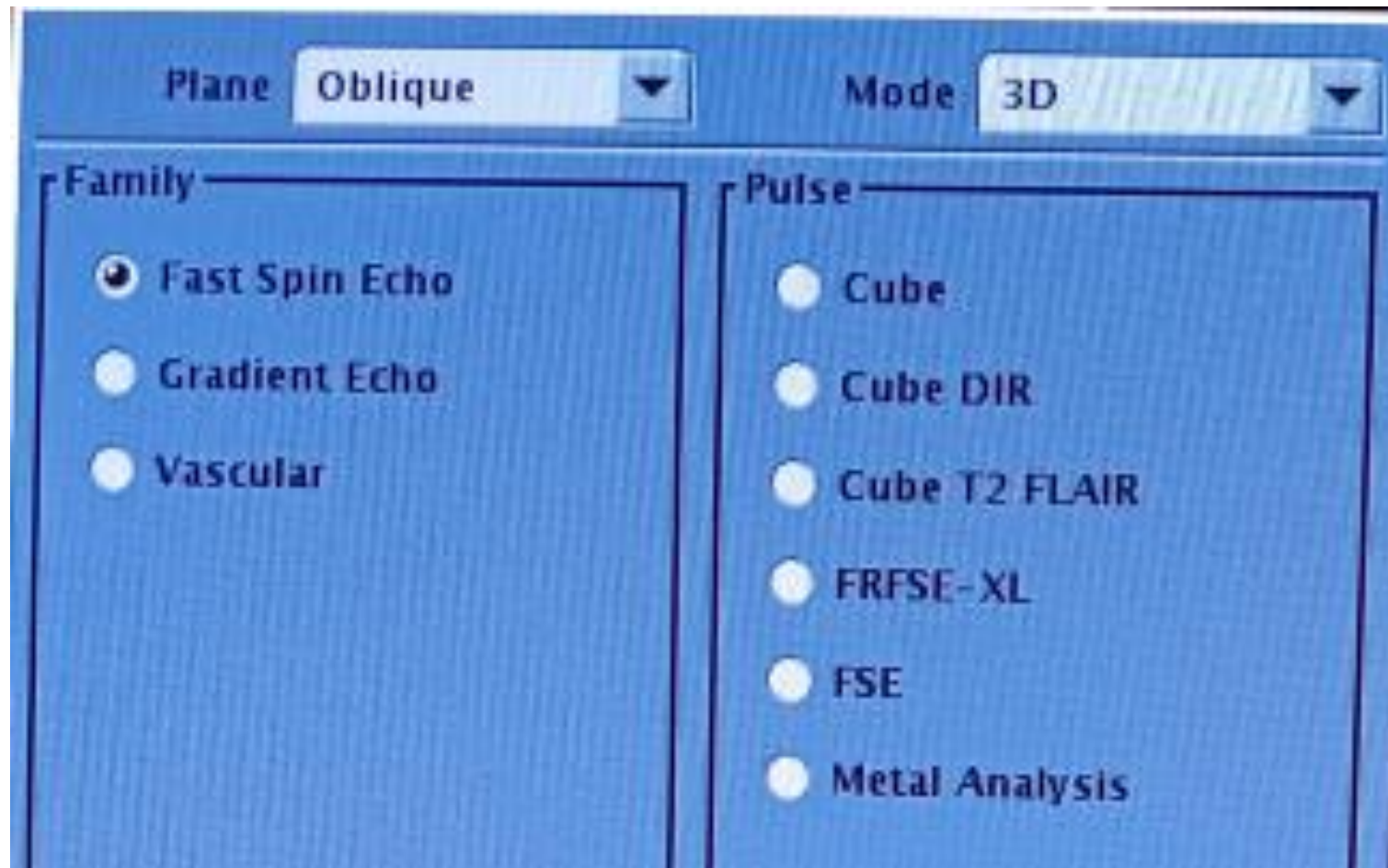
- ☐ DW PROPELLER
- ☐ FSE
- ☐ PROPELLER
- ☒ SSFSE

Imaging Option:

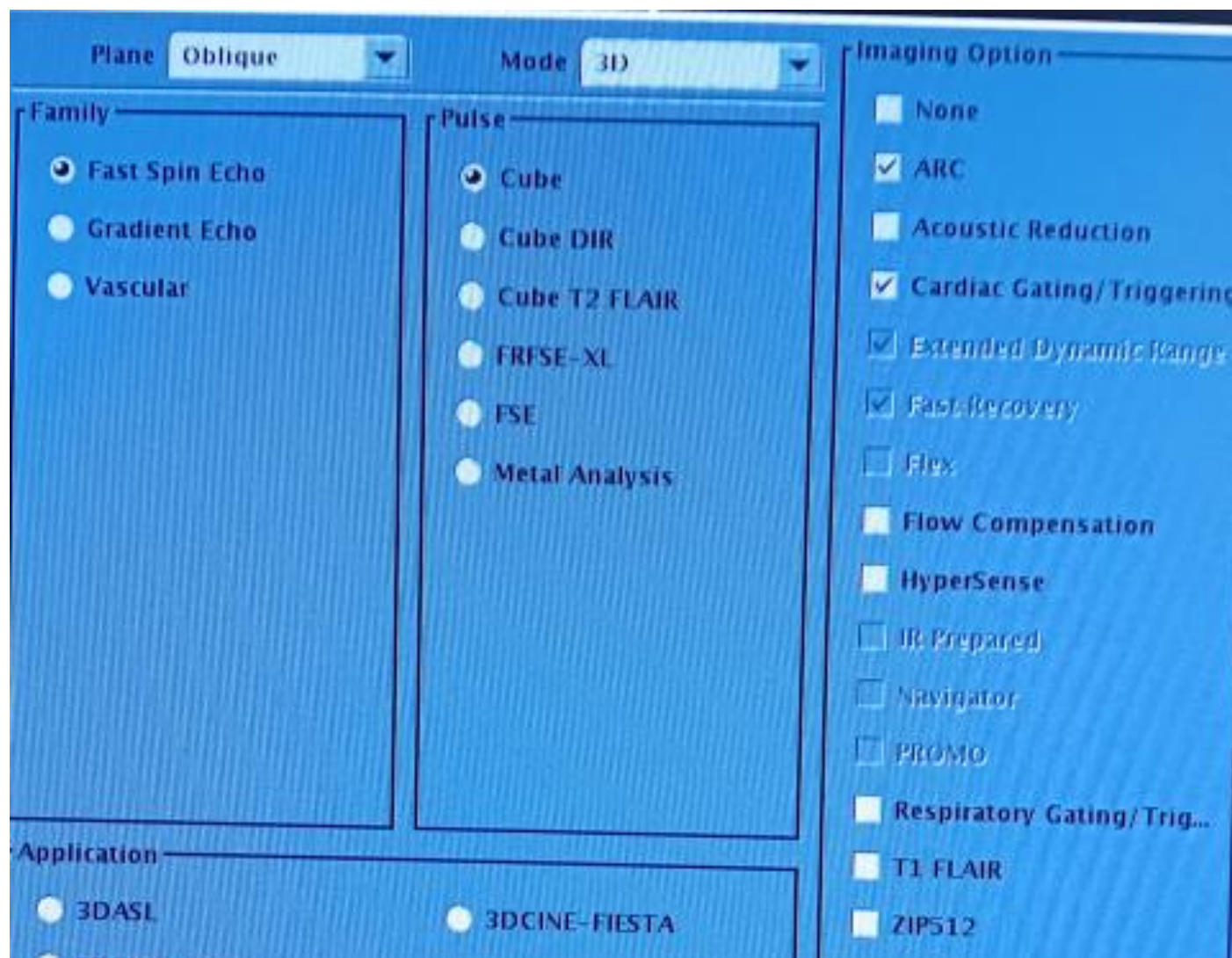
- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Blood Suppression
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☒ Extended Dynamic Range
- ☐ Fast Recovery
- ☐ Flow Compensation
- ☐ IR Prepared
- ☐ MART
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Sequential
- ☐ Tailored RF
- ☐ ZIP512

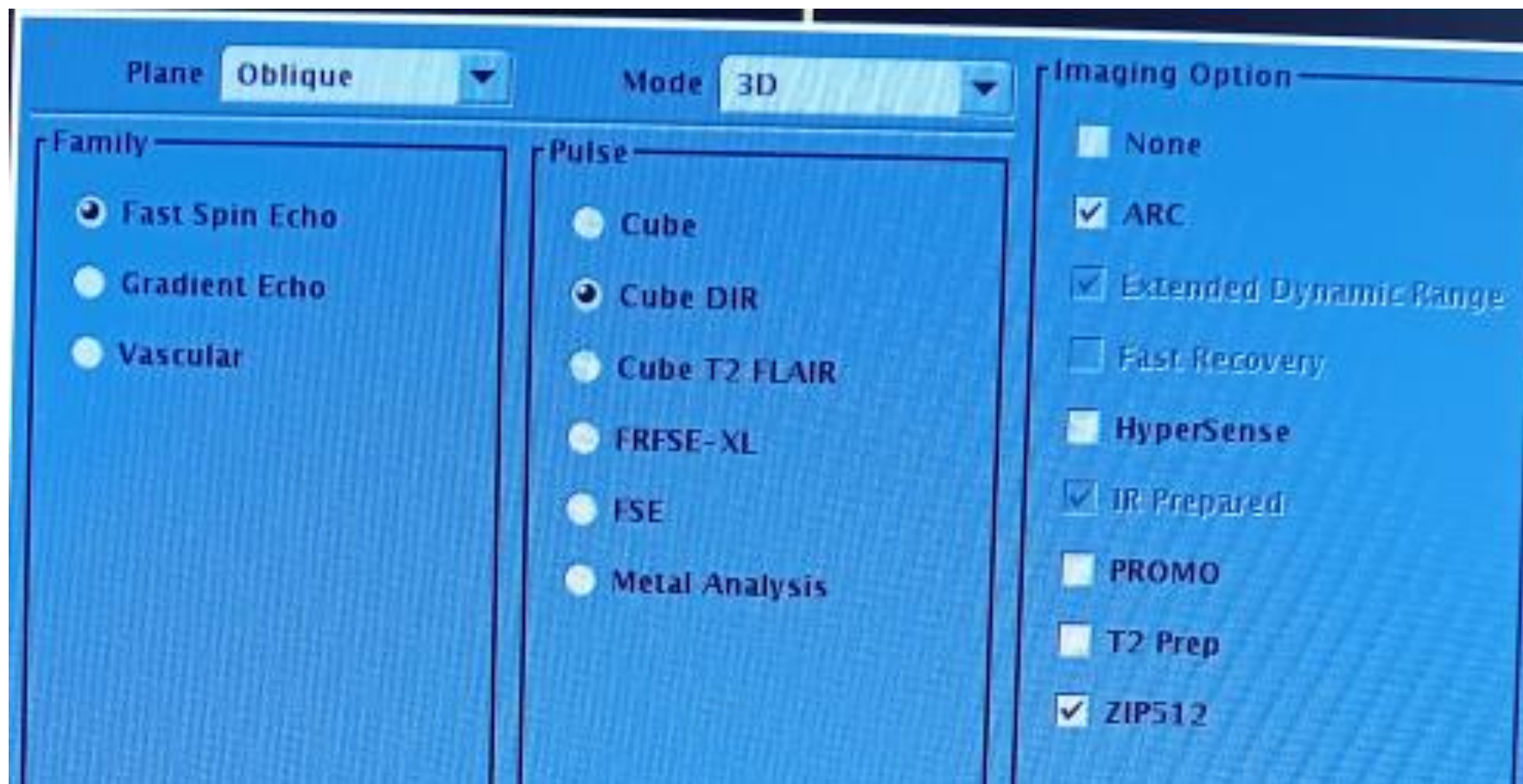
Application:

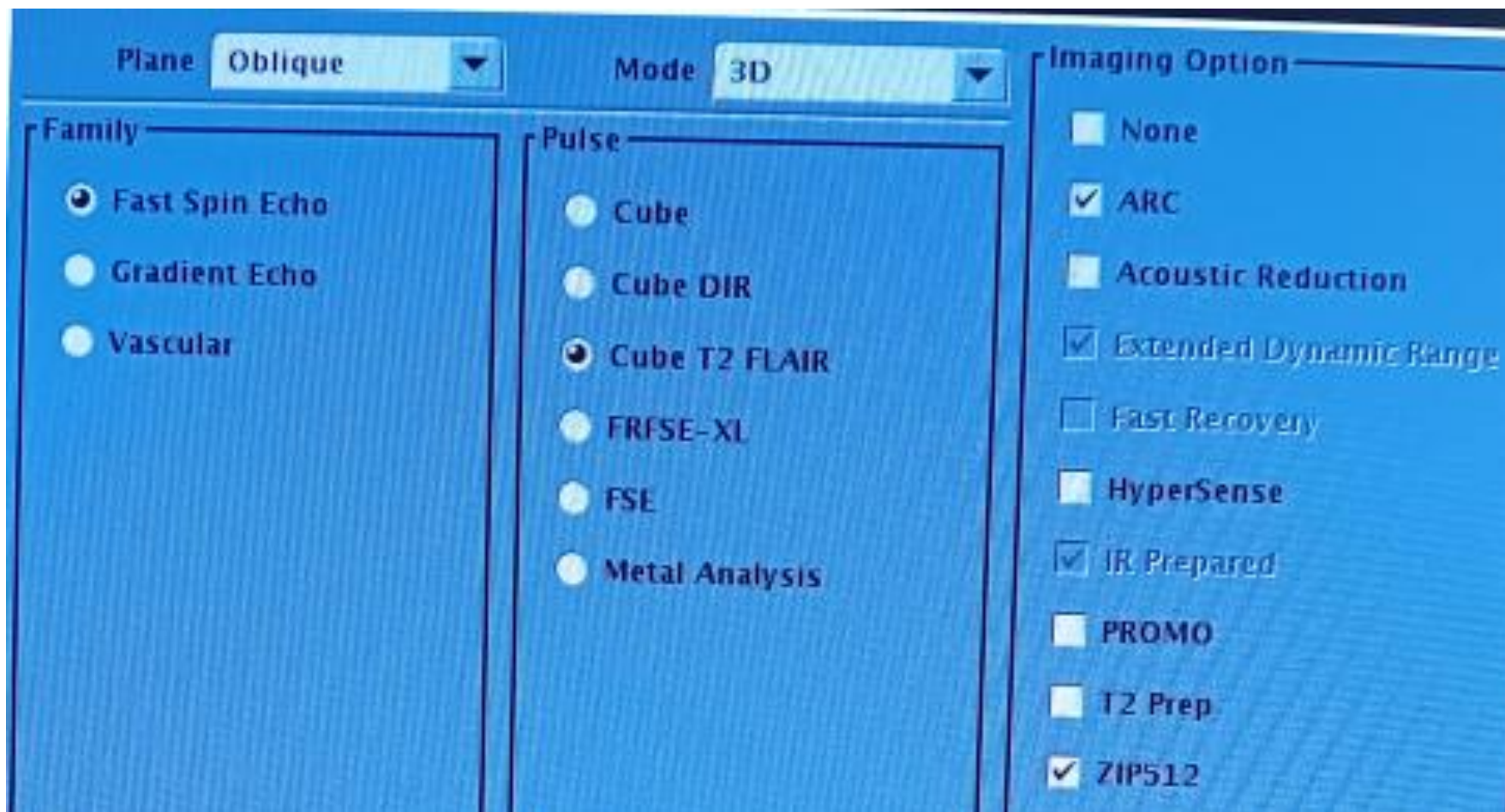
- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE



LE SEQUENZE DI IMAGING 3D







LE SEQUENZE DI IMAGING 3D

Plane: Oblique Mode: 3D

Family:

- ☒ Fast Spin Echo
- ☐ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse:

- ☐ Cube
- ☐ Cube DIR
- ☐ Cube T2 FLAIR
- ☒ FRFSE-XL
- ☐ FSE
- ☐ Metal Analysis

Imaging Option:

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☒ Fast Recovery
- ☐ Flow Compensation
- ☐ HyperSense
- ☐ MRCP
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Square Pixel
- ☐ T2 Prep
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

Application:

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-FIESTA

LE SEQUENZE DI IMAGING 3D

Plane **Oblique** Mode **3D**

Family

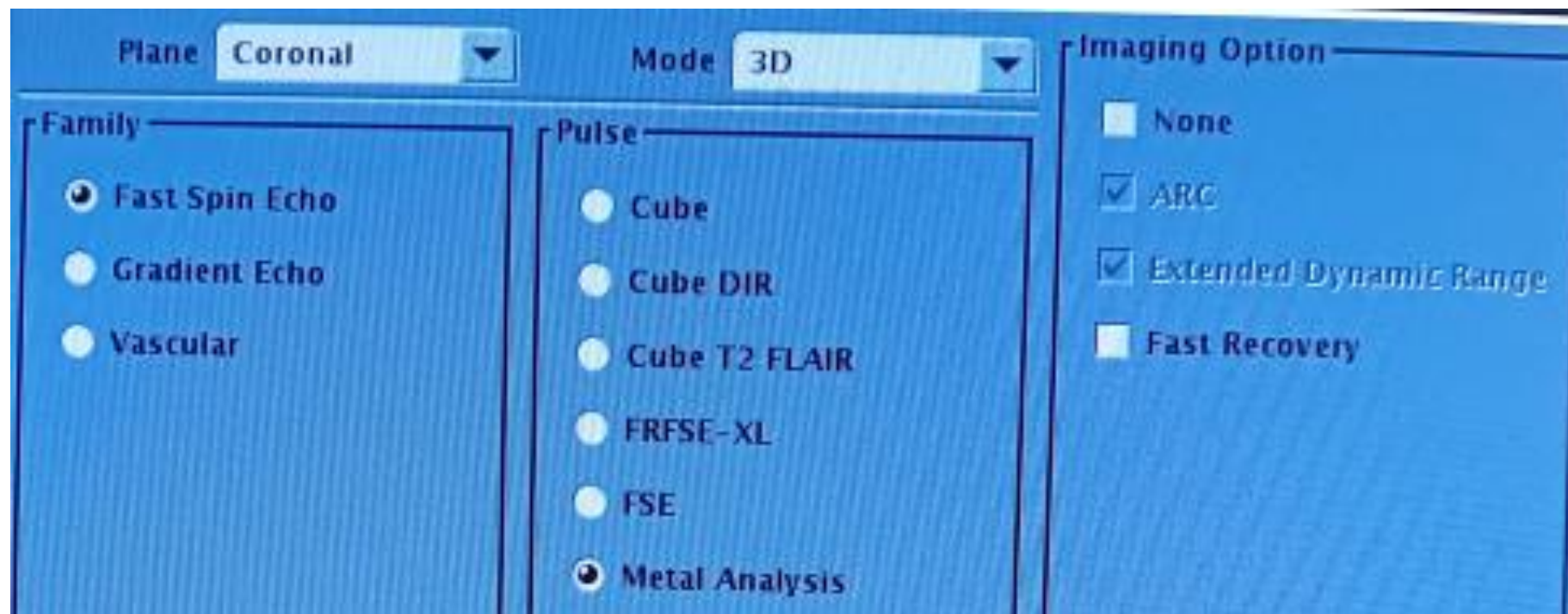
- ☒ Fast Spin Echo
- ☐ Gradient Echo
- ☐ Vascular

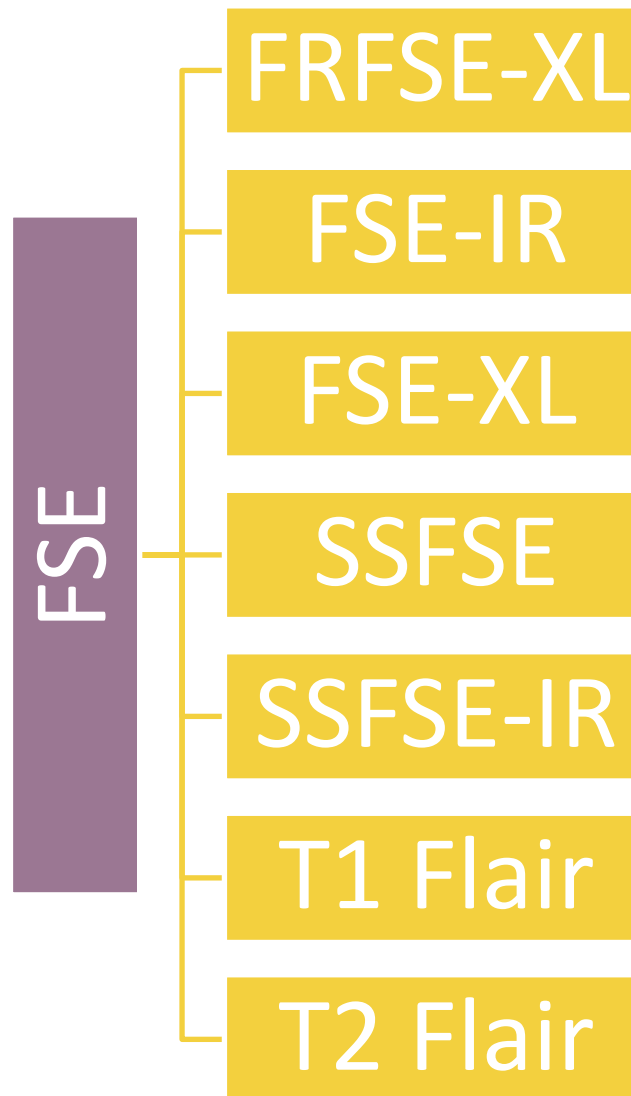
Pulse

- ☐ Cube
- ☐ Cube DIR
- ☐ Cube T2 FLAIR
- ☐ FRFSE-XL
- ☒ FSE
- ☐ Metal Analysis

Imaging Option

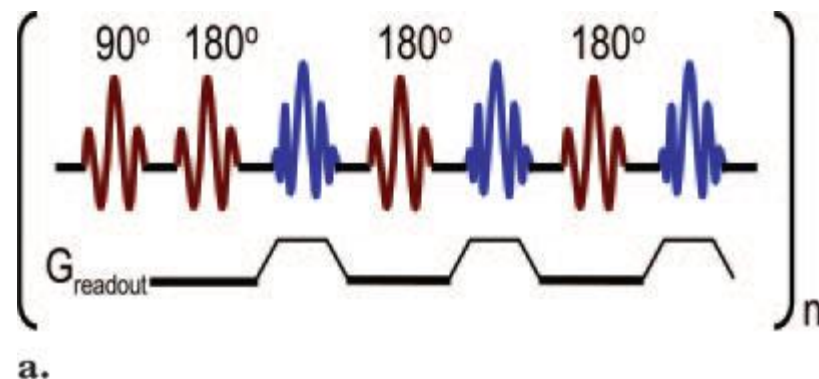
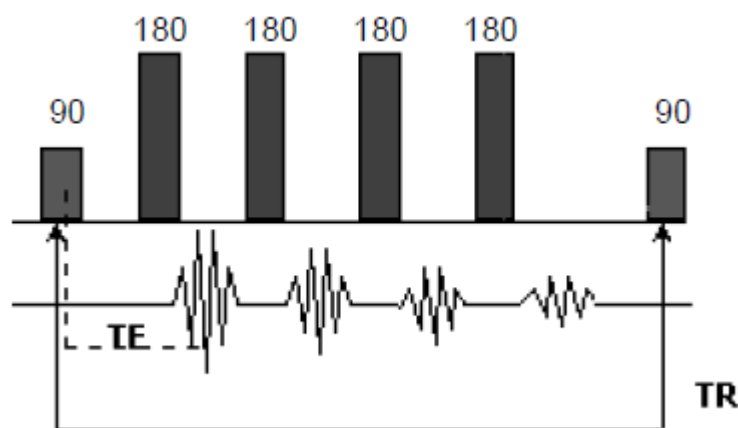
- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Fast Recovery
- ☐ Flow Compensation
- ☐ HyperSense
- ☐ Navigator
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

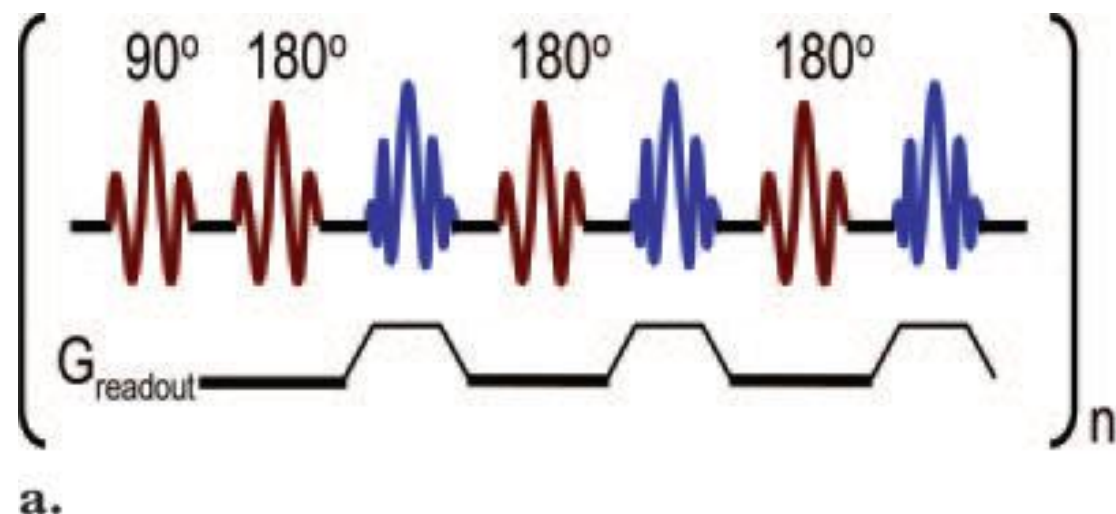
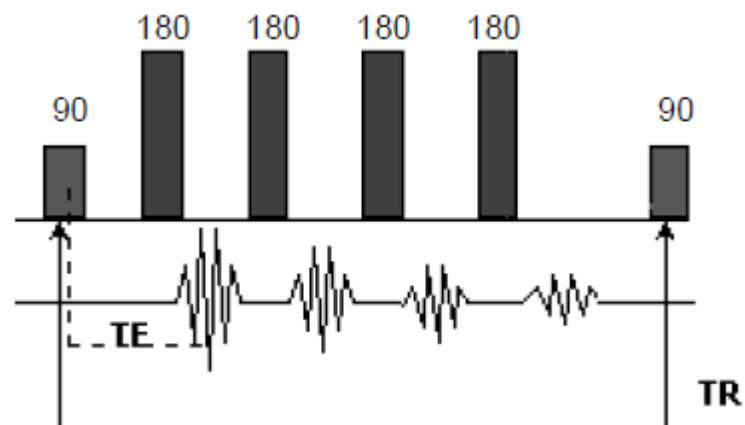




LE SEQUENZE DI IMAGING: FSE

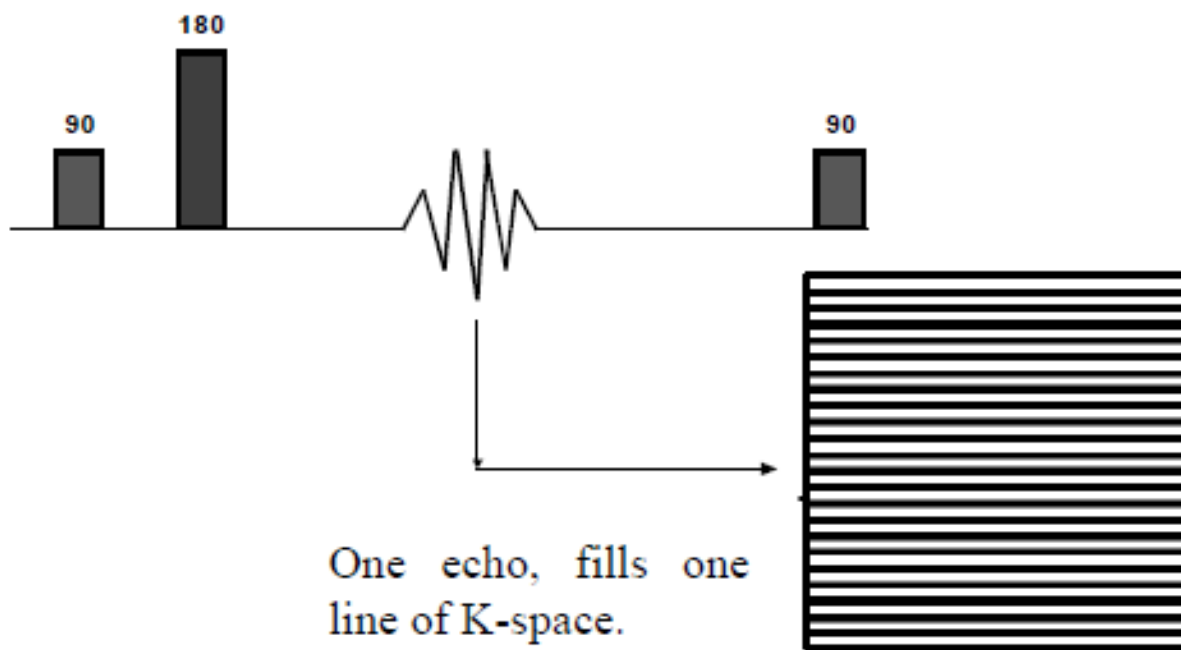
FSE è un metodo di scansione veloce che utilizza gli eco spin e il riempimento dello spazio k alterato. È progettato per fornire un contrasto di tipo spin eco più convenzionale in tempi più brevi (da 12 a 30 secondi per poche sezioni). FSE produce contrasto che può essere associato a un **TR** Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) selezionabile e a un eco spin medio **TE** Time to Echo (Tempo di eco). Lo spazio k trasversale alterato è dovuto significativamente al modo in cui TE viene utilizzato e il numero di volte che è necessario ripetere l'esperimento MR (TR) per completare lo spazio k.





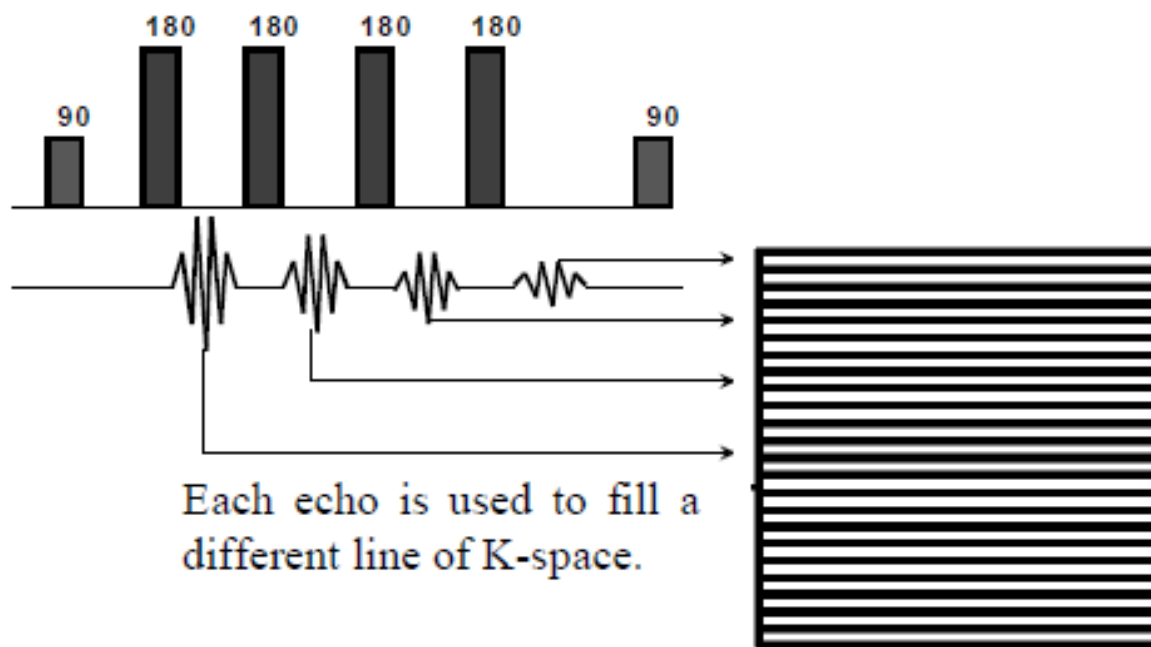
Fast Spin Echo è una sequenza di impulsi 2D o 3D che consiste in un impulso di eccitazione iniziale di 90 gradi seguito da più impulsi di rifocalizzazione di 180 gradi in un periodo TR.

Durante una sequenza di impulsi **Spin Echo**, notiamo che in un singolo periodo TR l'impulso di rifocalizzazione di 180 gradi ha prodotto un eco. Riempiendo così solo una riga del K-spazio durante un periodo TR.

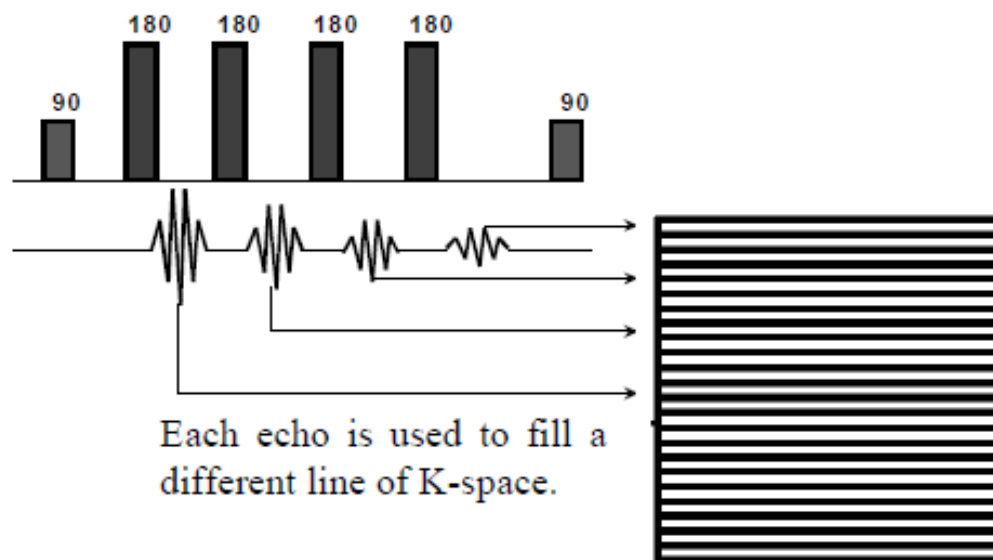


Spin Echo diagram filling K-space

Quando si utilizza una sequenza di impulsi **Fast Spin Echo**, notiamo che in un singolo periodo TR possono essere utilizzati più impulsi di rifocalizzazione a 180 gradi. Riempiendo così più righe di K-spazio in un periodo TR. La prescrizione di questi impulsi viene effettuata manipolando la **lunghezza del treno di eco (ETL)**.



Esempio di FSE: 4 impulsi a 180° che seguono l'impulso iniziale a 90° . In questo esempio si riempiono 4 linee del K-spazio in un periodo TR.



Fast Spin Echo può essere utilizzato anche per ottenere un'acquisizione di volumi 3D. L'acquisizione di un volume 3D stimola l'intero volume dell'immagine, non solo una singola fetta. Viene applicato un gradiente di codifica delle sezioni separando il volume in sezioni, consentendo così sezioni sottili e contigue.

Il contrasto delle FSE è determinato dalle variazioni di TR, TE e ETL

Timing	T1W	T2W	PDW
TR	Short <500ms	Long, >2000 ms	Long, >2000ms
TE	Short, <20ms	Long, >90ms	Short, <30ms
ETL	Short, <4 ETL	Up to maximum sistem allowed	Short, <8 ETL

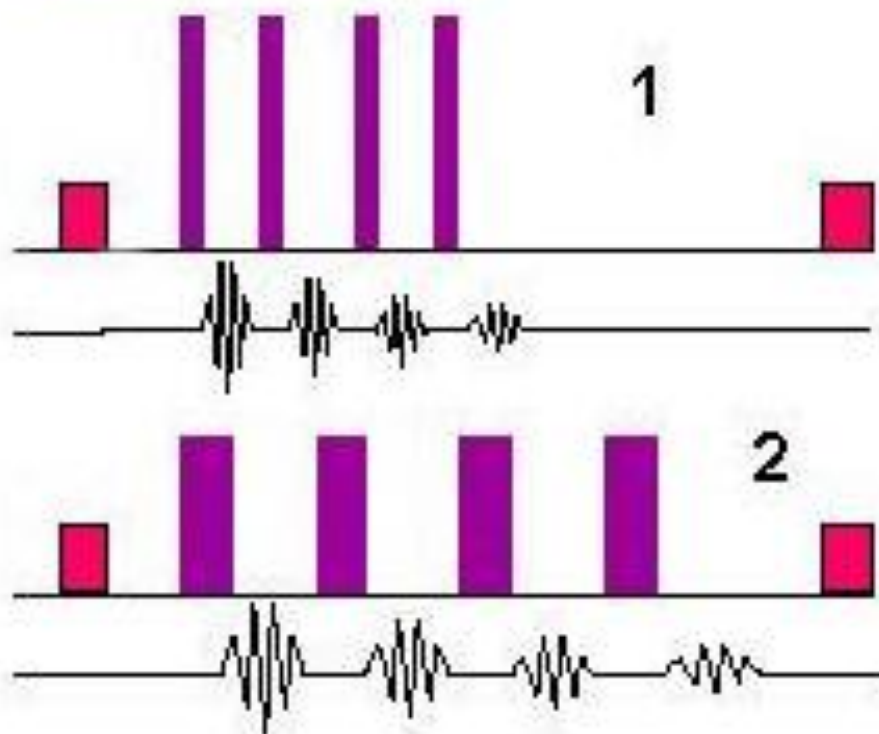
Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
X	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer	X	Sequential
X	Cardiac Gating/Triggering	X	Respiratory Gating/Triggering
X	Tailored RF		IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
X	Full Echo Train		CCOMP
X	ZIP 1024	X	ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

Le immagini Fast Spin Echo sono meno sensibili alle disomogeneità del campo magnetico e ai paramagnetismo rispetto alle immagini SE, a causa dell'impulso multiplo a 180° , quindi le aree del cervello che contengono ferro sono più scure su SE rispetto a FSE.

Il grasso è più luminoso nelle immagini FSE a causa di un effetto chiamato accoppiamento J (J-coupling). Anche il liquido cerebrospinale e altri tessuti lunghi T2 sono più luminosi nelle immagini T2 e PD FSE rispetto alle immagini SE.

FSE-XL Fast Spin Echo EXcel (Fast Spin Echo EXcel) applica uno spazio eco inferiore rispetto a FSE. Fast Spin Echo. Una tecnica di modifica di RF (Radio Frequenza) diminuisce lo spazio eco, con una riduzione del fenomeno di *blurring* e un maggiore contrasto tissutale.

1 = FSE-XL, 2 = FSE

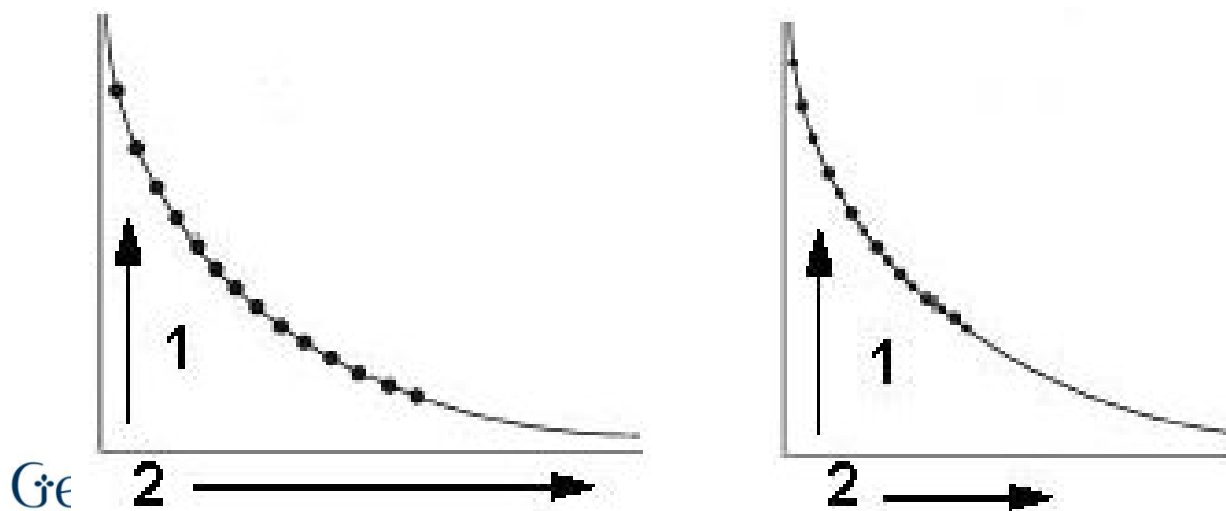


FSE-XL

LE SEQUENZE DI IMAGING: FSE-XL

Quando l'**ESP Echo Space** (Spazio eco) si allunga, i segnali vengono raccolti per una parte maggiore della curva di decadimento T2, determinando un maggiore contrasto T2 e un numero di sezioni minore per acquisizione. **FSE-XL** accorcia l'ESP, consentendo quindi un ETL Echo Train Length (Lunghezza treno di echi) superiore rispetto a un'acquisizione FSE. Ne risulta un tempo di scansione minore, una riduzione del fenomeno di blurring e potenzialmente una diminuzione del movimento.

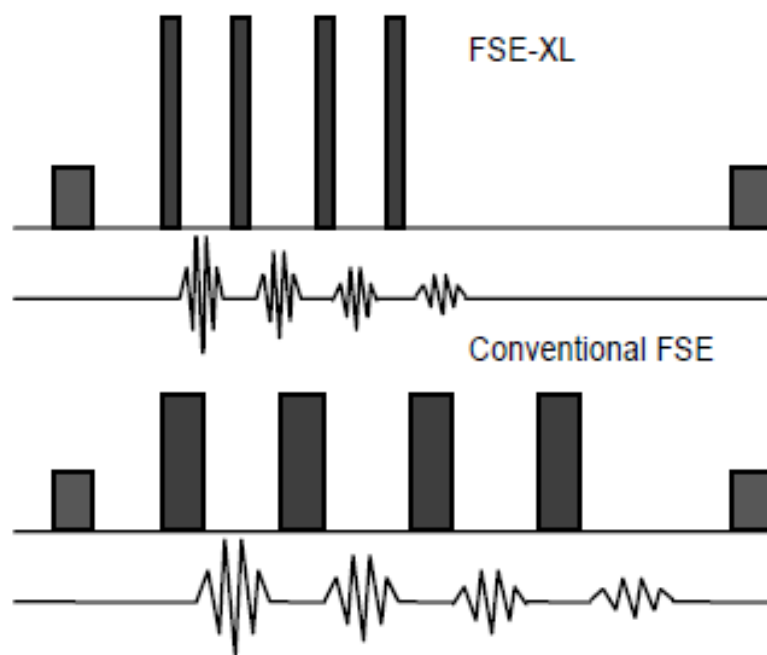
Curva di confronto T2: FSE T2 (sinistra). FSE-XL (destra), 1 = segnale, 2 = ora



LE SEQUENZE DI IMAGING: FSE-XL

Un adattamento della sequenza di impulsi FSE è **FSE-XL**. Si tratta di una sequenza di impulsi 2D Fast Spin Echo e Fast Spin Echo Inversion Recovery (FSE-IR) ottimizzata, progettata per ridurre i tempi dell'esame e migliorare la qualità delle immagini FSE. Ciò è ottenuto da:

- Tecniche di modifica RF che riducono lo spazio dell'eco, con conseguente riduzione della sfocatura dei bordi e miglioramento del contrasto dei tessuti,
- la capacità di prescrivere e acquisire in una serie più gruppi in acquisizioni sequenziali, da diverse angolazioni,
- la disponibilità della ricostruzione ZIP 512.



FSE-XL

Scan Timing: tempo di scansione

FSE-XL

T1 contrast (Contrasto T1): TE = **Min Full (Min comp)** , TR = **< 600**, ETL = **< 3**

PD Contrast (Contrasto PD): TE = **Min Full (Min comp)**, TR = **2000-3000**, ETL = **4-10**

T2 contrast (Contrasto T2): TE = **> 90**, TR = **> 2000**, ETL = **12-32**

FSE-XL utilizza un aumento della potenza RF (Radio Frequenza) per raggiungere gli angoli di deflessione corretti (calcolati in fase di prescansione) rispetto a FSE. Questo si riflette in un incremento dei valori di guadagno TG Transmit Gain (Guadagno in trasmissione) durante la prescansione.

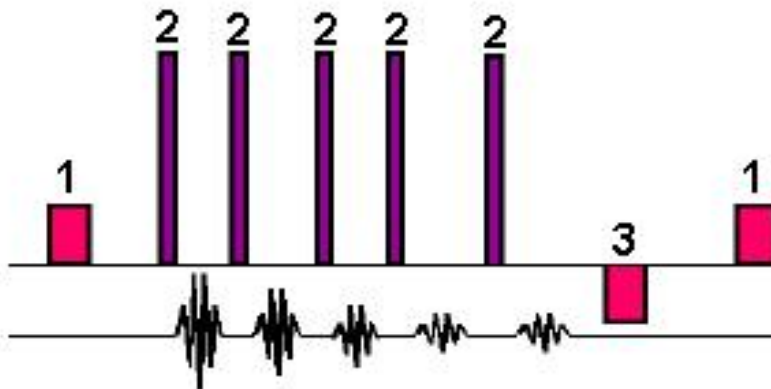
Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE)

La base di una sequenza **FRFSE Fast Recovery Fast Spin Echo** (Fast Spin Echo a recupero rapido) è che la magnetizzazione trasversale è ancora presente alla fine del treno di eco. In FRFSE questa magnetizzazione viene rifocalizzata nell'asse longitudinale applicando un impulso di -90° gradi nel periodo in cui si verifica la rifocalizzazione normale.

La funzione recupero veloce è progettata per migliorare l'intensità dei fluidi che hanno tempi lunghi di rilassamento T2 mentre si usa un tempo TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) abbreviato. Il tempo TR abbreviato consente di ottenere immagini ad alta risoluzione.

FRFSE-XL PSD: 1 = 90° , 2 = 180° , 3 = -90°

FRFSE-XL



Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE)

2D FRFSE-XL

Scan Timing: tempo di scansione

PD Contrast (Contrasto PD): TE = **Min Full (Min. comp.)**, TR = **2000**, ETL = **4-10**

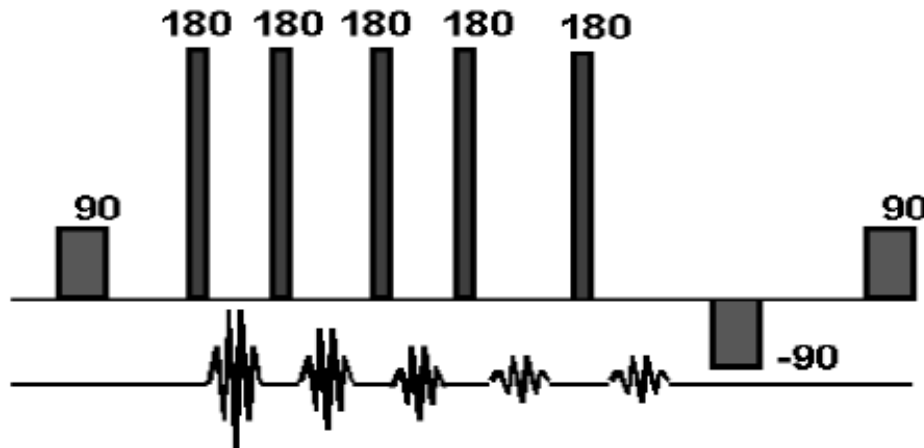
T2 contrast (Contrasto T2): TE > **90**, TR = **2000-2500**, ETL = **12-32**

FRFSE-XL

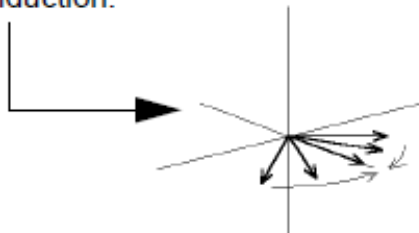
Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE)

La sequenza di impulsi **FRFSE** è una versione modificata di FSE-XL. La sequenza di impulsi FSE-XL, come abbiamo visto precedentemente, utilizza impulsi RF con ampiezza maggiore e durata più breve, che si traducono in una spaziatura dell'eco e un ETL più brevi rispetto a una sequenza di impulsi FSE. La base di una sequenza FRFSE è che la magnetizzazione trasversale è ancora presente alla fine del treno di echi. Nella FRFSE questa magnetizzazione viene rifocalizzata nuovamente sull'asse longitudinale **applicando un impulso di -90°** , durante il periodo in cui si verifica la normale rifocalizzazione. Rifocalizzando la magnetizzazione trasversale sull'asse longitudinale con un RF -90 , ciò riduce efficacemente l'effetto T1 apparente nei protoni costituiti da caratteristiche T2 lunghe.

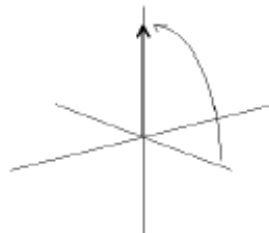
Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE)



Normal refocusing
prior to the -90° FR
induction.

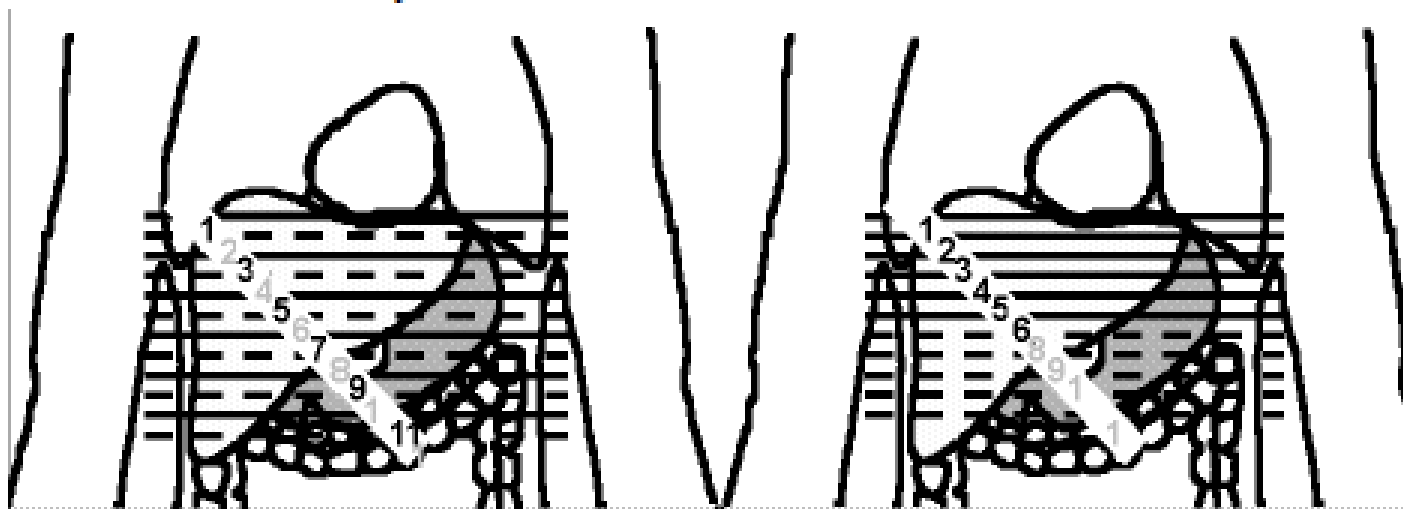


Refocusing after the
 -90° FR induction.



Normale rifocalizzazione
precedente all'impulso -90°
FRFSE (sinistra) e vettore di
magnetizzazione netto
condotto verso il piano
longitudinale dopo l'impulso -90°
FRFSE (destra)

N.B. ETL deve
essere dispari



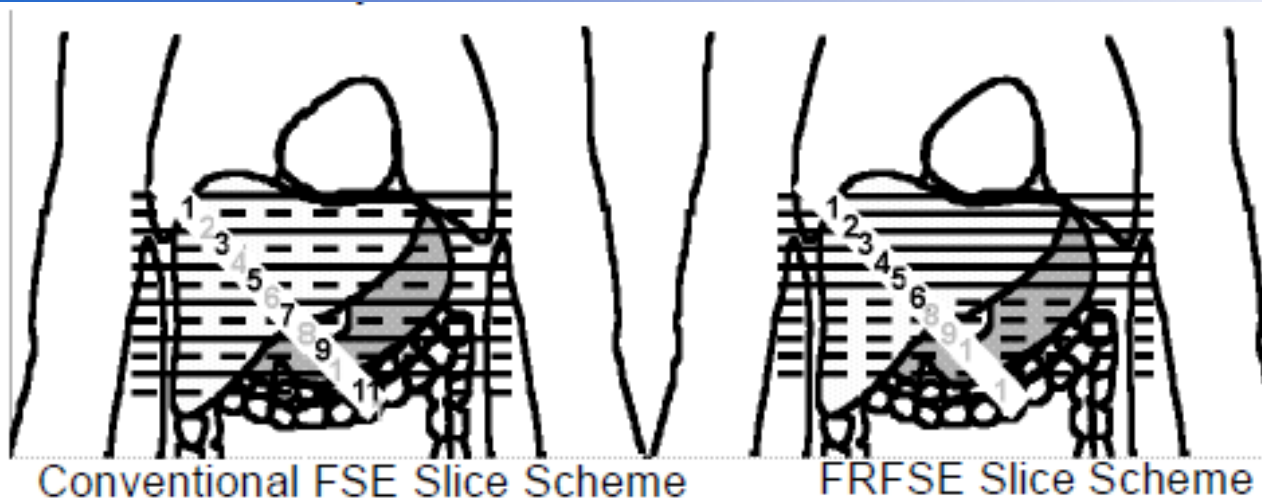
FRFSE-XL

Conventional FSE Slice Scheme

FRFSE Slice Scheme

Un'altra caratteristica di questo PSD è lo schema di ordinamento delle sezioni. Con l'FSE convenzionale, se vengono acquisite più acquisizioni, il sistema acquisisce per impostazione predefinita le sezioni in modo interleaved. (es. se si acquisiscono due acquisizioni per venti slice, nella prima acquisizione vengono acquisiti gli slice 1, 3, 5...19 e nella seconda acquisizione gli slice 2, 4, 6...20.)

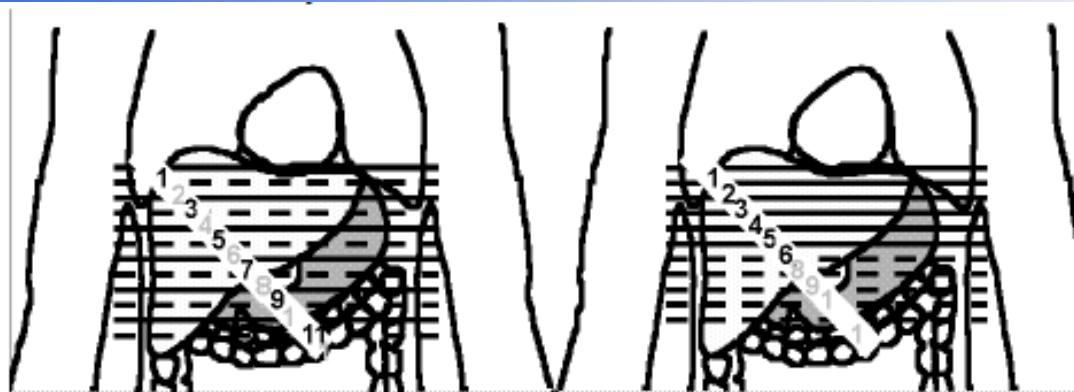
Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE)



FRFSE-XL

Normalmente sono necessarie due acquisizioni per raccogliere fette assiali di fegato con spessori di fetta adeguati. Se il paziente trattiene il respiro in modo tale che venga completata un'acquisizione per ogni apnea, lo schema di acquisizione delle sezioni predefinito acquisisce sezioni assiali che coprono l'intero fegato in ciascuna apnea, intercalando le sezioni delle apnea successive. Poiché è impossibile per il paziente trattenere il respiro esattamente nella stessa posizione durante ogni apnea, il fegato si troverà in posizioni reali diverse nello scanner durante ogni apnea. Ciò significa che le sezioni assiali delle apnee successive non sono interlacciate correttamente rispetto alle sezioni acquisite nella prima apnea. In questo schema è anche possibile perdere del tutto parti del fegato.

Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE)



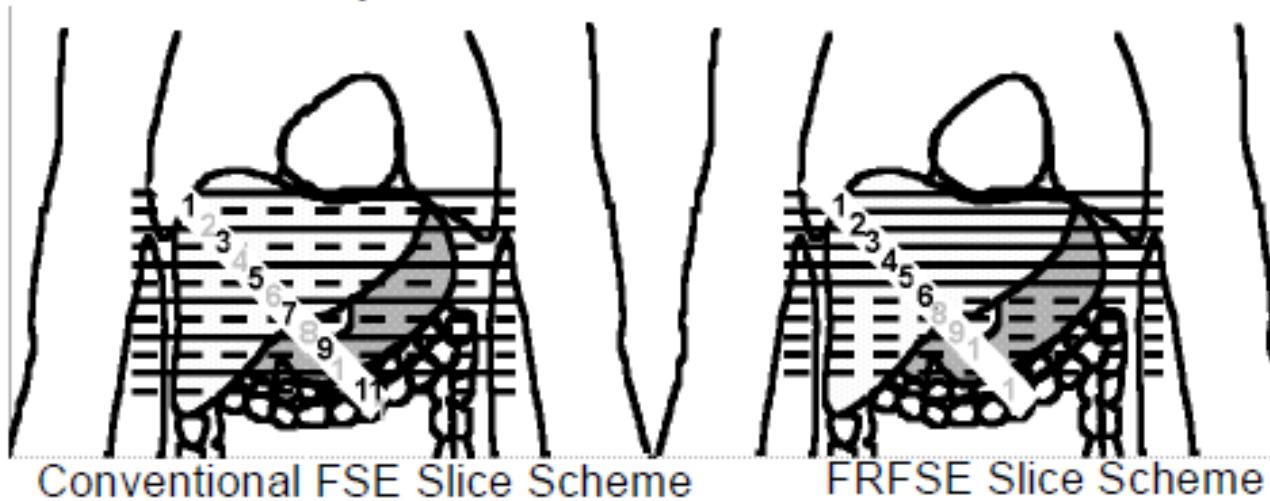
Conventional FSE Slice Scheme

FRFSE Slice Scheme

FRFSE-XL

Con questo nuovo metodo, le fette assiali vengono acquisite in gruppi di fette contigue, iniziando dal primo gruppo situato nella parte superiore del fegato, con ciascun gruppo successivo situato progressivamente più inferiormente fino a coprire l'intero fegato.

FRFSE produce immagini pesate in T2 con componenti T2 migliorati rispetto alle immagini FSE convenzionali. Le immagini possono essere acquisite con ETL lunghi, riducendo così il tempo complessivo dell'immagine. Per le immagini acquisite con lunghi treni di echi, il segnale proveniente dal fluido può essere notevolmente migliorato.



FRFSE-XL

Applicazioni

Alcune applicazioni suggerite per la FRFSE sono l'imaging addominale con apnea, così come qualsiasi area in cui si desidera una rapida ponderazione T2. Utilizza l'eliminazione della sfocatura per ridurre al minimo l'effetto ghosting dell'immagine. I TR inferiori possono essere utilizzati senza perdita nel rapporto contrasto/rumore; questo aiuta anche a ridurre i tempi di scansione complessivi.

Fast Recovery Fast Spin Echo (FRFSE)

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer		Sequential
	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
X	Tailored RF		IR Prepared
X	DE Prepared		Multi-Phase
X	Full Echo Train		CCOMP

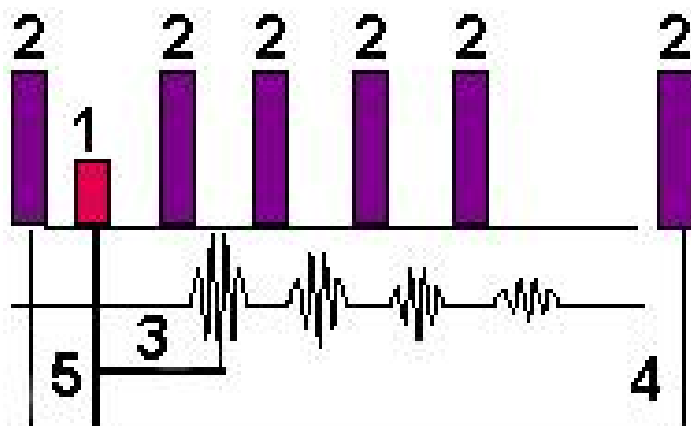
Imaging Options			
	ZIP 1024	X	ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

FRFSE-XL

Fast Spin Echo – Inversion Recovery (FSE-IR)

FSE-IR Fast Spin Echo Inversion Recovery (Fast Spin Echo – Recupero di inversione) impiega la stessa tecnica utilizzata in FSE per ridurre i tempi di scansione, con una tecnica IR Recupero di inversione aggiunta che viene principalmente utilizzata per annullare il segnale dal tessuto adiposo.

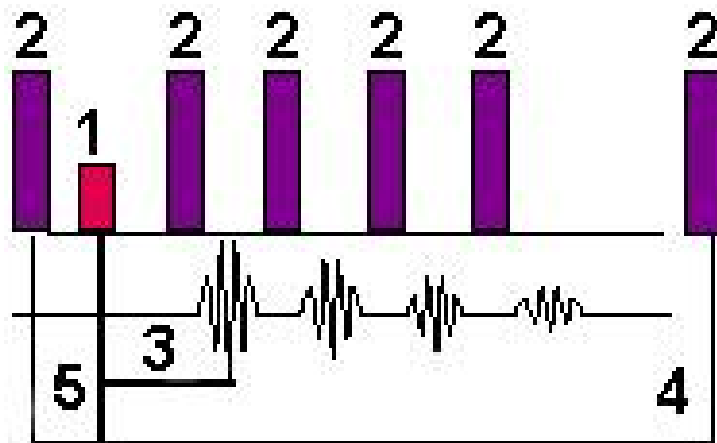
FSE-IR PSD: 1 = 90° , 2 = 180° , 3 = TE, 4 = TR, 5 = TI



FSE-IR

Fast Spin Echo – Inversion Recovery (FSE-IR)

FSE-IR PSD: 1 = 90°, 2 = 180°, 3 = TE, 4 = TR, 5 = TI



FSE-IR

Il TI Inversion Time (Tempo di inversione) time (Tempo TI) è il motore principale per il contrasto d'immagine. Il valore TI viene impostato sul tempo necessario al tessuto o alla struttura per rilassarsi fino al null point (punto nullo). Il TI time (Tempo TI) corrisponde a 140-170 ms per la soppressione del tessuto adiposo.

Fast Spin Echo – Inversion Recovery (FSE-IR)

Applicazioni

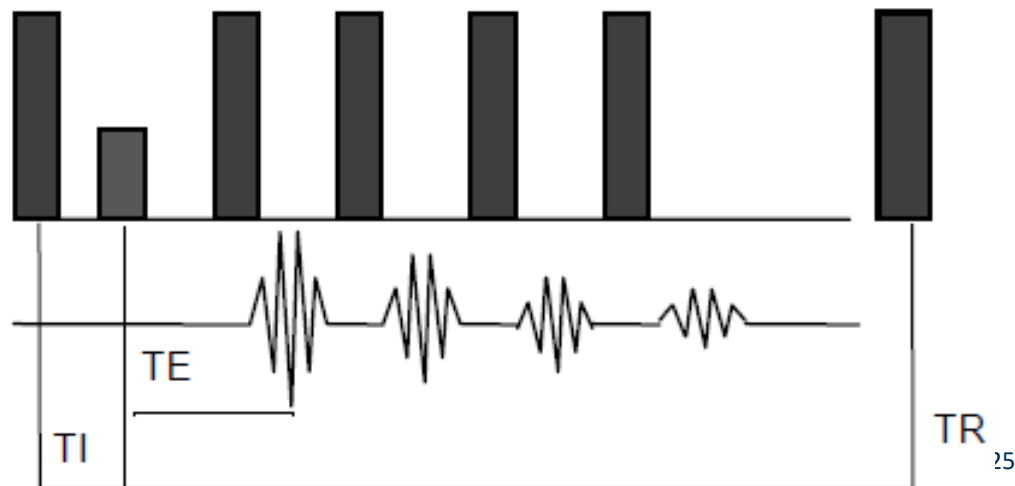
FSE-IR viene utilizzata principalmente per sopprimere il segnale proveniente dal tessuto adiposo nelle immagini dell'addome e delle estremità.

Quando si desidera una soppressione più uniforme del tessuto adiposo per FOV Field Of View (Campo visivo) grandi o FOV fuori centro, FSE-IR è un'alternativa eccellente al FSE Fast Spin Echo Fat SAT.

Non utilizzare tecniche IR con studi di contrasto poiché l'incremento della patologia potrebbe essere soppresso se T1 ridotto nel contrasto corrisponde al punto nullo.

Fast Spin Echo – Inversion Recovery (FSE-IR)

La sequenza di impulsi FSE-IR è una versione modificata di FSE. FSE-IR utilizza la stessa tecnica utilizzata in FSE per accelerare il tempo di scansione, con l'aggiunta di una tecnica di Inversion Recovery utilizzata principalmente per annullare il segnale dal grasso. In genere, per annullare il segnale grasso vengono utilizzati un TE breve (40 ms), un TI breve (140 ms) e un TR lungo (3000 ms). Proprio come con l'IR convenzionale, il valore TI si basa sul recupero del grasso fino al punto zero e cambia al variare dell'intensità del campo. Come promemoria, man mano che l'intensità del campo aumenta, il TI diventa più lungo. Un valore TI campione per 1,5 T = 170 ms e un tempo TI campione per 1,0 T = 145 ms.



Fast Spin Echo – Inversion Recovery (FSE-IR)

Caratteristiche dell'immagine FSE-IRFSE-IR ha le stesse caratteristiche generali dell'immagine di FSE. Le immagini pesate T1 hanno un contrasto migliorato e un SNR maggiore rispetto alle immagini FSE, le immagini con soppressione del grasso hanno una soppressione del grasso più uniforme rispetto alla saturazione chimica perché FSE-IR è meno sensibile alle disomogeneità del campo magnetico e agli effetti FOV decentrati.

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
X	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer	X	Sequential
X	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
X	Tailored RF		IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
X	Full Echo Train		CCOMP
X	ZIP 1024	X	ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

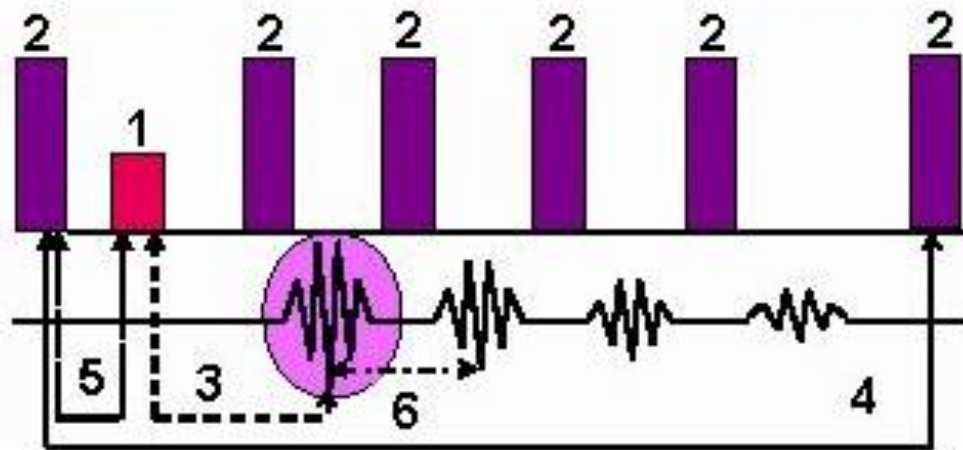
T1 Flair

Flair e T1 Flair

T2 Flair

La sequenza di impulsi FLAIR FLuid Attenuated Inversion Recovery (Recupero di inversione attenuato dal fluido) è una tecnica Fast Inversion Recovery (Recupero di inversione veloce). Come FSE-IR, è costituita da un impulso di inversione iniziale di 180° precedente all'impulso di eccitazione di 90° .

FLAIR PSD: 1 = 90° , 2 = 180° , 3 = TE, 4 = TR, 5 = TI, 6 = Spazio eco



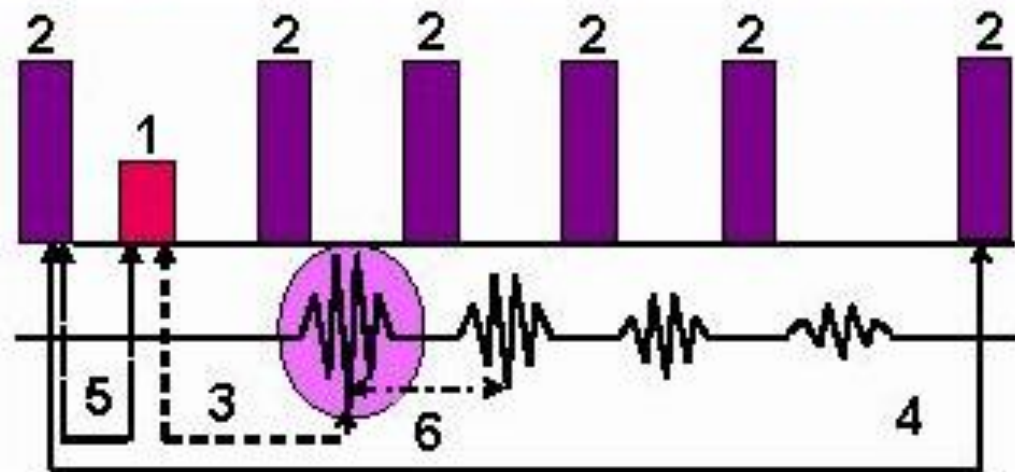
T1 Flair

Flair e T1 Flair

T2 Flair

Con T1 FLAIR, TI Inversion Time (Tempo di inversione) si basa sul contrasto T1 desiderato. Il TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) deve essere sufficientemente lungo per consentire agli spin di ritornare al proprio stato di equilibrio.

FLAIR PSD: 1 = 90°, 2 = 180°, 3 = TE, 4 = TR, 5 = TI, 6 = Spazio eco

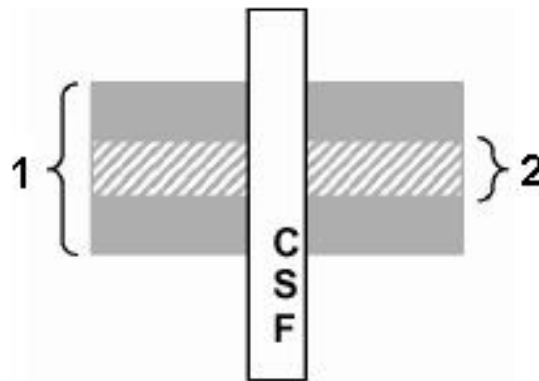


Flair e T1 Flair

T2 Flair

Con un T2 FLAIR, il TI Inversion Time (Tempo di inversione) si basa sul **punto nullo di CSF Cerebral Spinal Fluid** (Liquor cerebrospinale). Gli artefatti CSF si verificano quando il liquor non invertito è in grado di scorrere nella sezione di acquisizione immagini. Gli artefatti da liquor cerebrospinale appaiono come liquor non annullato (in chiaro) e/o immagini spurie distribuite lungo l'asse della codifica di fase. Per ridurre al minimo questi effetti, rendere la sezione di inversione più larga della sezione da acquisire quando possibile. L'ampliamento dell'impulso di inversione dovrebbe invertire il liquor che fluisce nella sezione da acquisire durante l'intervallo TI.

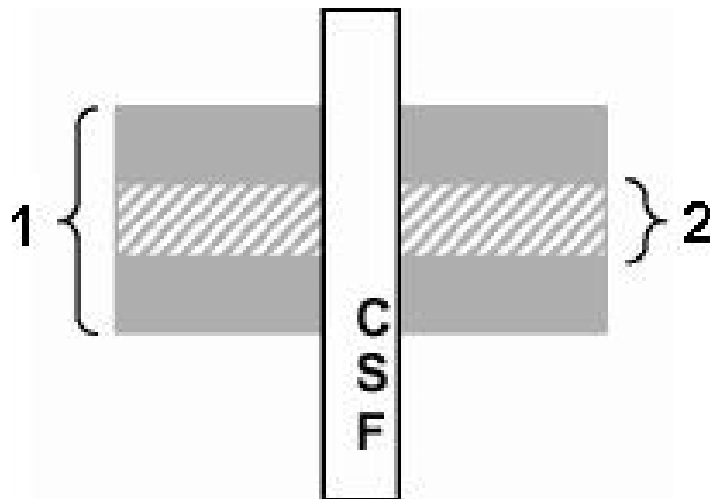
Spessore sezione dell'impulso di inversione: 2 = Spessore sezione dell'impulso a 90°



Flair e T1 Flair

T2 Flair

Spessore sezione dell'impulso di inversione: 2 = Spessore sezione dell'impulso a 90°



Scan Timing (Tempo di scansione)

1,5T: TE = **120**, TI = **2000**, TR = **8000**, Bandwidth (Larghezza di banda) = **31,25**

Applicazioni

T2 Flair

T2 FLAIR determina il segnale chiaro soppresso dal liquor cerebrospinale su strutture di immagini ponderate in T2 adiacenti a strutture piene di fluido che risultano, quindi, più evidenti.

Il TI time (Tempo TI) è il motore principale per il contrasto d'immagine. Il valore TI viene impostato sul tempo necessario al tessuto del liquor cerebrospinale o alla struttura per rilassarsi fino al null point (punto nullo), ca. 2000-2300 ms.

- FLAIR utilizza uno schema di codifica della fase modificato che può essere descritto come un'acquisizione No Phase Wrap (Senza continuità di fase), di alto livello. Questa tecnica riduce gli artefatti del flusso.

T2 Flair

Considerazioni

- In base alla selezione del TE Time to Echo (Tempo di eco) , FOV Field Of View, risoluzione x e larghezza di banda (che determina l'ESP Echo Space (Spazio eco)), la sequenza di impulsi FLAIR sceglie l'ETL Echo Train Length (Lunghezza treno di echi) appropriato. Pertanto, ETL non è un parametro selezionabile.
- Dal momento che l'ETL è collegato al TE, quando si selezionano TE più brevi, il tempo di scansione aumenta.
- Per mantenere l'annullamento del segnale del liquor, il TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) deve essere di almeno 3 - 4 volte il valore del TI. Se si seleziona un TR che è significativamente inferiore a 3 volte il TI, la qualità dell'annullamento del segnale del liquor peggiora.

T1 Flair

Flair e T1 Flair

Applicazioni

T1 FLAIR è stata ideata per la scansione dello stesso numero di sezioni della sequenza Spin Eco ponderata in T1 e, nello stesso tempo di scansione (o in minor tempo), ottenere un migliore rapporto contrasto tissutale-rumore e segnale-rumore.

Scan Timing (Tempo di scansione)

1,5T: TI = **750**, TE = **24**, TR = **2400**, ETL = **6**, Bandwidth (Larghezza di banda)= **31,25**

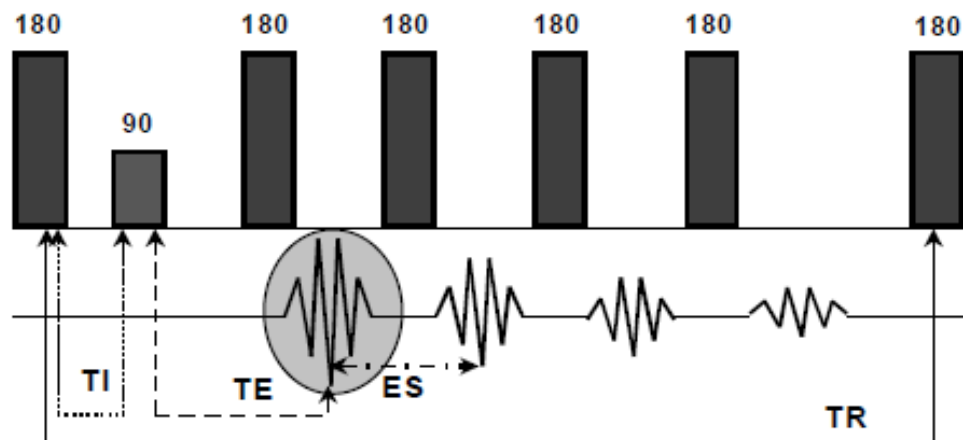
FLAIR – T1 FLAIR

Flair e T1 Flair

La sequenza di impulsi **FLAIR** (**F**luid **A**ttenuated **I**nversion **R**ecovery) è una tecnica di Fast Inversion Recovery che annulla il segnale CSF mantenendo il contrasto T2. Come FSE-IR consiste in un impulso iniziale di inversione di 180° prima dell'impulso di eccitazione di 90° .

T1 Flair

T2 Flair



Flair e T1 Flair

T1 Flair

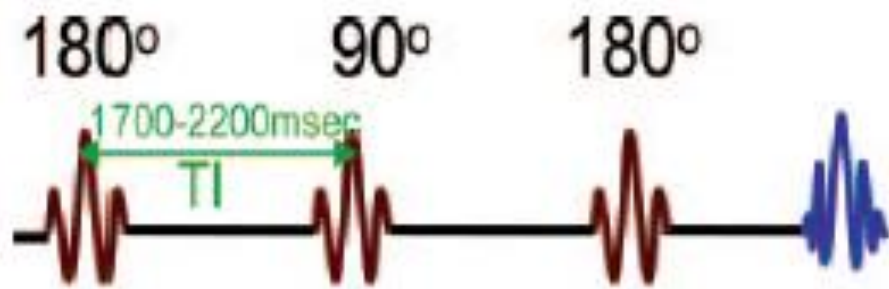
T2 Flair

In confronto la sequenza FSE-IR e FLAIR si svolgono nello stesso modo, la differenza principale è la durata del tempo TI. Solitamente con la sequenza FLAIR la cui durata è doppia, circa 220 ms, ciò consente un tempo sufficiente per annullare il segnale dal liquido cerebrospinale. Utilizzato insieme a un TR molto più lungo (circa 11.000 ms), si ottiene un'immagine pesata in T2 con CSF annullato. Con questo tempo TI e TR FLAIR interlaccia le acquisizioni delle sezioni, migliorando così l'efficienza dell'immagine e tempi di scansione più accettabili.

T2 Flair

T1 Flair

Lo stesso principio può essere applicato anche alla sequenza T1 FLAIR. Questa sequenza viene riprodotta allo stesso modo delle sequenze FSE-IR e FLAIR. Anche in questo caso i tempi TI e TR sono le differenze tra le sequenze di impulsi. I tempi TI sono di circa 750 ms con i tempi TR di circa 2000 ms, per ottenere il contrasto pesato T1. Le fette sono ottenute con il metodo dell'interleaving.



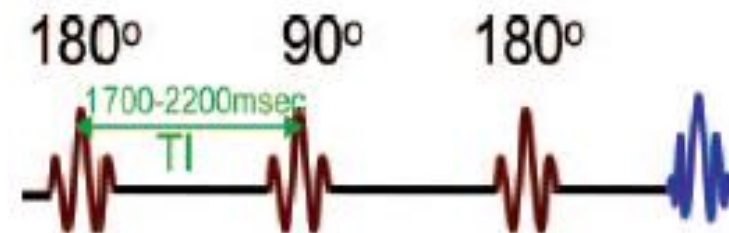
Il diagramma della sequenza FLAIR mostra un TI di 1700-2200 msec per il fluido cerebrospinale (CSF)

T2 Flair

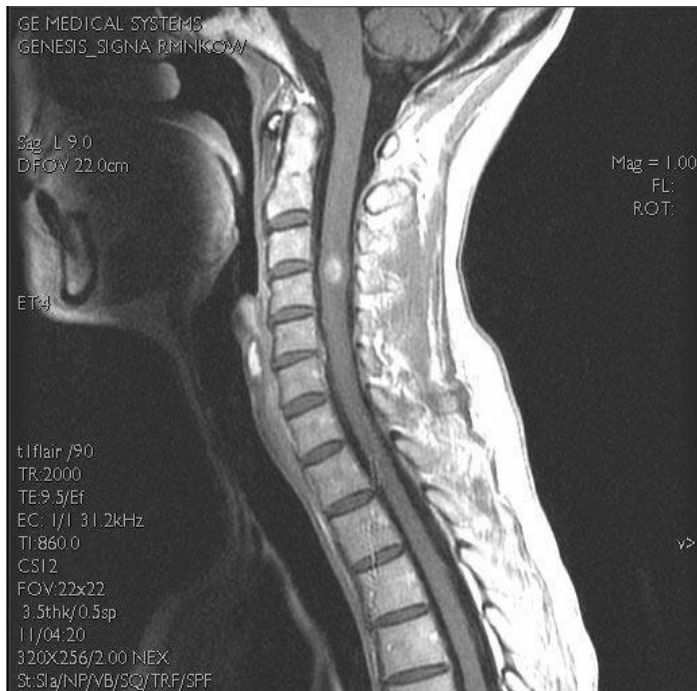
T1 Flair

Caratteristiche delle immagini FLAIR e T1 FLAIR

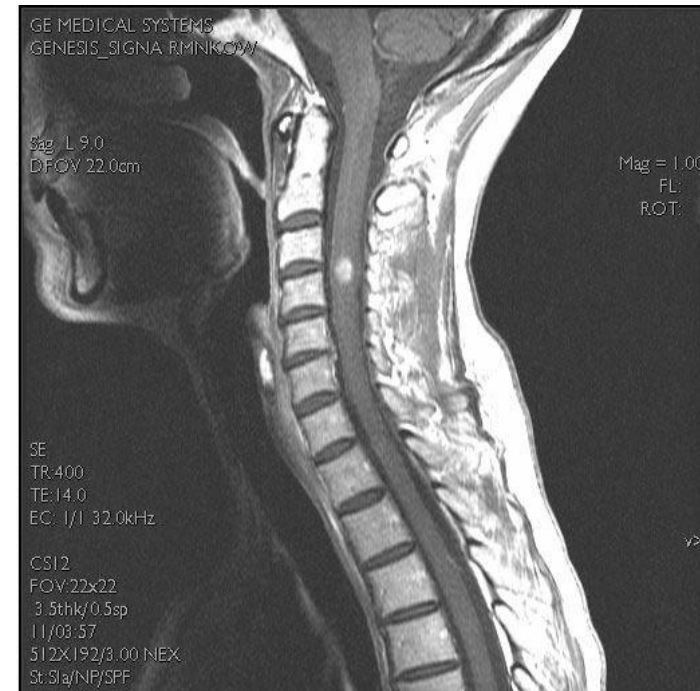
Le immagini FLAIR e T1 FLAIR pesate presentano un contrasto dell'immagine migliorato e un SNR maggiore rispetto alle immagini FSE. Entrambi sono meno sensibili alle disomogeneità del campo magnetico e agli effetti del FOV decentrato. Con l'acquisizione FLAIR il segnale luminoso viene soppresso dal liquido cerebrospinale sulle immagini pesate in T2. Le strutture adiacenti alle strutture piene di fluido diventano più evidenti.



Quando si esegue un Flair T1 con contrasto, se l'accorciamento del contrasto T1 corrisponde al punto nullo della lesione captante, l'aumento del contrasto potrebbe essere soppresso.



T1 Flair



SE

Notare le differenze nell'intensificazione della lesione sulle immagini della colonna cervicale Sagittale T1 mostrate sopra

Applicazioni

Le sequenze FLAIR sono più comunemente utilizzate per le applicazioni neuro T2 in cui si annulla il segnale del liquido cerebrospinale. Le sequenze di impulsi T1 Flair sono progettate per scansionare lo stesso numero di sezioni della sequenza spin echo pesata T1 nello stesso tempo di scansione o in un tempo di scansione più breve e per ottenere un migliore rapporto segnale-rumore e contrasto-rumore dei tessuti.

T1 Flair

T2 Flair

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer		Sequential
	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
X	Tailored RF		IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
X	Full Echo Train		CCOMP
X	ZIP 1024	X	ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

T2 Flair

T1 Flair

Tempo di inversione: è il tempo che intercorre tra l'impulso di inversione e l'impulso di eccitazione. È fondamentale che questo sia adeguatamente programmato per la soppressione del liquido cerebrospinale. Il TI cambia in base all'intensità del campo. 1,5 T = 2200 ms; 1,0 T = 2000 ms

Lunghezza del treno di eco ETL: FLAIR seleziona e calcola automaticamente l'ETL.

$$ETL = 2 \times (TE \div ESP)$$

ESP è la spaziatura dell'eco e viene calcolata automaticamente. Non è il valore TE minimo visualizzato accanto al campo di digitazione TE.

T2 Flair

T1 Flair

Autoshim [On] Autoshim: selezionare Autoshim quando si utilizza Fat SAT o un FOV fuori centro e nella prima serie di ciascun esame.
Correzione fase [On] Correzione fase: attivando la correzione fase si aiuta a migliorare la qualità dell'immagine su FLAIR.

Single Shot Fast Spin Echo (SSFSE) and Inversion Recovery (SSFSE-IR)

SSFSE Single Shot Fast Spin Echo (Fast Spin Echo a fotogramma singolo) e SSFSE-IR Single-Shot Fast Spin Echo - Inversion Recovery (Fast Spin Echo a acquisizione singola – Recupero di inversione) utilizzano un design di impulsi RF (Radio Frequenza) che consente di avere un ESP Echo Space (Spazio eco) significativamente breve.

SSFSE e SSFSE-IR utilizzano una tecnica NEX Number of EXcitations (Numero di eccitazioni) di 0,5 che acquisisce un set di dati all'interno di un singolo periodo di eccitazione RF. Il metodo NEX 0,5 in SSFSE e SSFSE-IR contribuisce al fenomeno di blurring.

SSFSE

SSFSE-IR

Single Shot Fast Spin Echo (SSFSE) and Inversion Recovery (SSFSE-IR)

SSFSE viene utilizzato:

- Per ridurre gli artefatti da movimento e il tempo di acquisizione delle immagini.
- Per la scansione dei pazienti non cooperativi in tempi di scansione brevi.
- Per l'acquisizione immagini addominali e cardiache in apnea.
- Con valori TE grandi (300-1300 ms) per rappresentare la cistifellea e l'albero biliare.

SSFSE

SSFSE-IR

Single Shot Fast Spin Echo (SSFSE) and Inversion Recovery (SSFSE-IR)

Single Shot Fast Spin Echo, (SSFSE) e Single Shot Fast Spin Echo-IR, (SSFSE-IR) sono tecniche di scansione ultraveloce che acquisiscono un set di dati entro un singolo periodo di eccitazione RF.

Entrambi i PSD si svolgono come le loro controparti convenzionali; FSE e FSEIR con alcune differenze, tutte le linee del K-spazio sono riempite entro un periodo TR. Consentendo così tempi di acquisizione più rapidi. I tempi di scansione per ciascuno sono calcolati come mostrato di seguito:FSE:

$TR \times (\text{matrice di fase/ETL}) \times NEX$

SSFSE e SSFSE-IR: $(\text{velocità Acq} + \text{ritardo SAR}) \times \# \text{ di sezioni}$

SSFSE

SSFSE-IR

Single Shot Fast Spin Echo (SSFSE) and Inversion Recovery (SSFSE-IR)

La matrice di fase, il FOV di fase e il TE selezionato vengono utilizzati dal sistema per calcolare l'ETL.

Scatto singolo (single shot) significa che tutte le codifiche di fase vengono acquisite entro un periodo TR, pertanto TR non è un parametro selezionabile.

Il tasso di acquisizione è il prodotto dell'ETL per la spaziatura dell'eco.

SSFSE

SSFSE-IR

Single Shot Fast Spin Echo (SSFSE) and Inversion Recovery (SSFSE-IR)

T2 SSFSE: TE = un valore compreso tra i valori Min e Max riportati accanto al campo d'immissione TE.

SSFSE

TE	90.0		27.8	701.0
TE2			254.0	924.0
TR	4000.0		919.7	16000.0

SSFSE-IR

Applicazioni

Le sequenze a scatto singolo sono più comunemente utilizzate per ridurre gli artefatti da movimento e i tempi di imaging. Sono inoltre utili per l'imaging di pazienti non collaboranti in tempi di scansione più brevi. Con tempi di scansione più brevi è possibile ottenere l'imaging addominale e cardiaco con apnea.

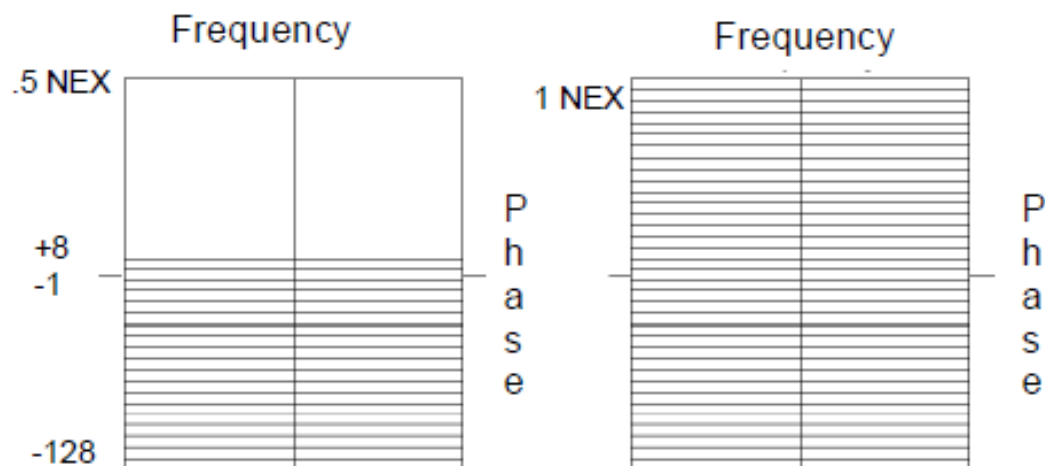
Differenze FSE e SSFSE/SSFSE-IR

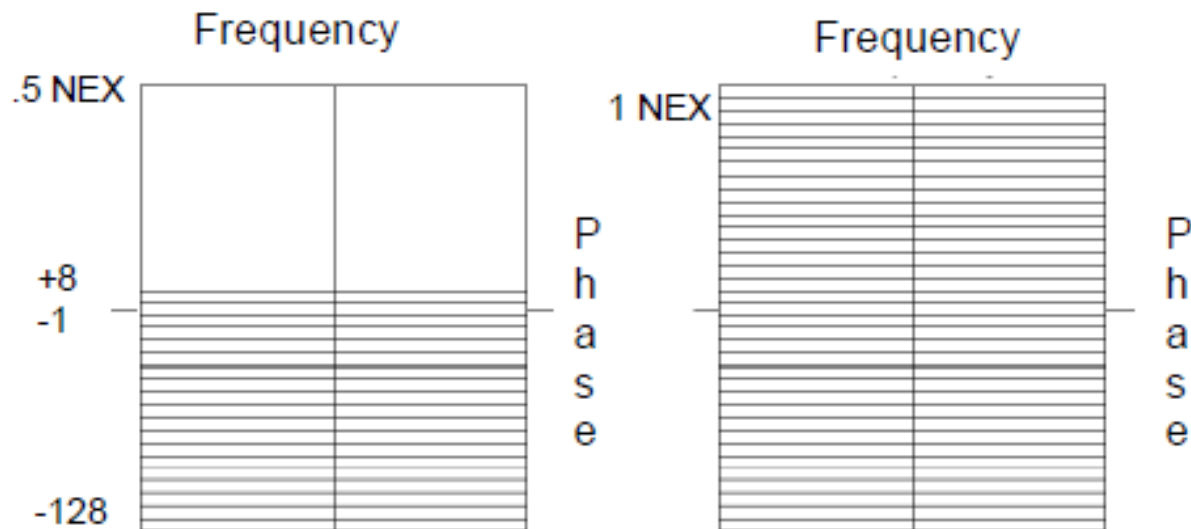
FSE	SSFSE e SSFSE-IR
FSE consente valori NEX selezionabili nell'area Tempi di acquisizione.	SSFSE è un'acquisizione 0,5 NEX. NEX non è un parametro selezionabile.
La progettazione dell'impulso RF FSE determina un'ESP più lunga rispetto a SSFSE.	SSFSE utilizza un nuovo design degli impulsi RF che consente spazi di eco (ESP) significativamente più brevi. Il TE minimo non equivale più all'ESP. L'ESP ridotto consente l'acquisizione di tutte le codifiche di fase entro un singolo periodo di eccitazione RF con un minimo di artefatti di sfocatura dei bordi.
Il numero di sezioni consentite in un'acquisizione FSE può essere limitato dal SAR.	Al tempo di acquisizione per ciascuna fetta viene aggiunto un tempo di ritardo SAR. Ad esempio, se il tempo di ritardo SAR è 200 ms e il tempo di acquisizione è 500 ms, il tempo di acquisizione totale (l'unico tempo visualizzato) sarà 700 ms. Poiché il ritardo SAR può variare a seconda del peso del paziente, il tempo di acquisizione può variare da un paziente all'altro anche se i parametri di scansione sono identici.

SSFSE-IR

SSFSE

La codifica di fase parziale di Fourier o NEX frazionaria (0,5 NEX) è una tecnica in cui viene eseguita solo una frazione delle codifiche di fase; le restanti codifiche e i dati risultanti necessari per completare il K-spazio vengono calcolati tramite un processo matematico. Se vengono utilizzate più della metà delle ampiezze del gradiente delle codifiche di fase (passo di codifica di fase da -128 a +8), come nel caso di SSFSE, i dati calcolati per completare lo spazio K sono il complesso coniugato (immagine speculare) dei segnali effettivi generati e campionati.





La figura a sinistra è rappresentativa delle fasi di codifica di fase applicate e della relativa trasversale del K-spazio quando viene utilizzato 0,5 NEX. La figura a destra è rappresentativa di 1 NEX.

NEX frazionario o 0,5 NEX è stato combinato con SSFSE e SSFSE-IR per produrre un'acquisizione dati più rapida. Minore è il numero di passi di fase effettivi acquisiti, più veloce è il tempo di scansione. Il metodo di acquisizione in SSFSE e SSFSE-IR contribuisce alla sfocatura dei bordi che può essere ridotta diminuendo il FOV di fase, aumentando la matrice o aumentando il RBw. Tutti questi parametri contribuiscono a ridurre l'SNR.

SSFSE

SSFSE-IR

Caratteristiche dell'immagine FSE a scatto singolo e FSE-IR a scatto singolo

SSFSE crea immagini pesate T2. TR controlla la saturazione o gli effetti T1 nel contrasto dell'immagine. Più lungo è il TR, minori saranno gli effetti del T1 (notare che per il completo rilassamento del T1 da tutte le strutture, il TR dovrebbe durare circa 20 secondi). Una sequenza di impulsi FSE standard utilizza TR lunghi nell'intervallo 2000 ms - 6000 ms. Anche se questi periodi TR ripetitivi sono lunghi, provocano comunque alcuni effetti di saturazione per i tessuti con tassi di rilassamento T1 molto lunghi. SSFSE raccoglie tutte le codifiche di fase per fetta dopo un singolo impulso di eccitazione RF e quindi, in effetti, ha un TR infinito. L'impulso di eccitazione punta la magnetizzazione longitudinale insatura al piano trasversale e acquisisce tutte le informazioni del segnale. Poiché non vi è alcun periodo di attesa o TR affinché avvenga la ricrescita longitudinale, non vi è alcun effetto T1 nel contrasto dell'immagine. Ciò significa che un'immagine SSFSE può avere un peso T2 più pesante rispetto a un'immagine FSE. Man mano che il TE aumenta, l'immagine diventa più ponderata in T2.

SSFSE

SSFSE-IR

In una sequenza SSFSE-IR, il valore TI controlla il contrasto e produce immagini di grasso ponderate in T1 o di soppressione dei fluidi.

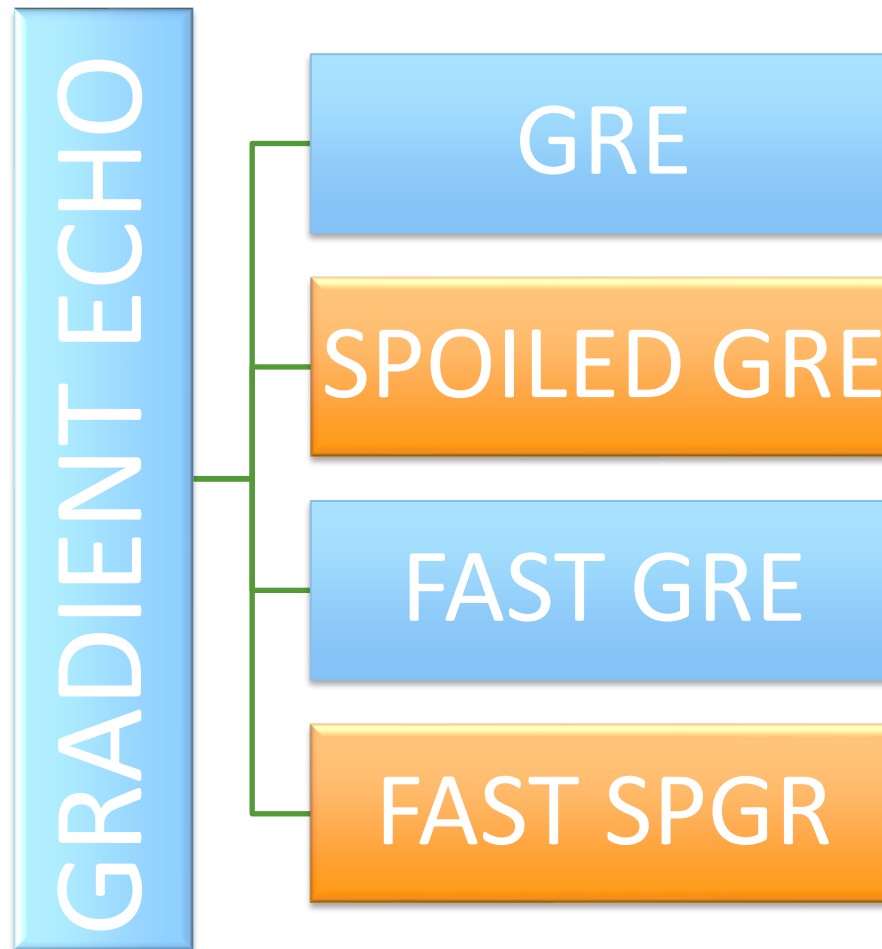
SSFSE e SSFSE-IR sono solo una modalità di acquisizione 2D.

SSFSE

SSFSE-IR

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation		No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer	X	Sequential
X	Cardiac Gating/Triggering	X	Respiratory Gating/Triggering
	Tailored RF		IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
	Full Echo Train		CCOMP
	ZIP 1024		ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

GRADIENT ECHO (GRE)



La famiglia GRE GRadient Echo (Eco di gradiente) di sequenze di impulsi utilizza un'inversione del gradiente per creare un'eco.

Fast GRE (GRE veloce)

Fast GRE ET

Fast SPGR (SPGR veloce)

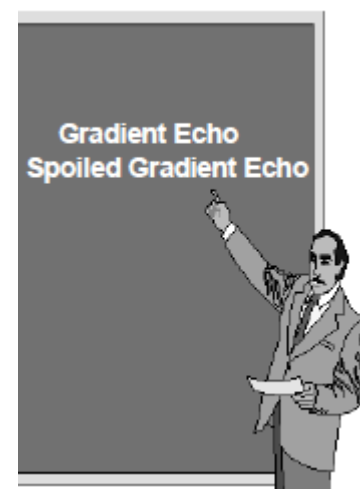
FIESTA 2D

3D FIESTA

FIESTA-C

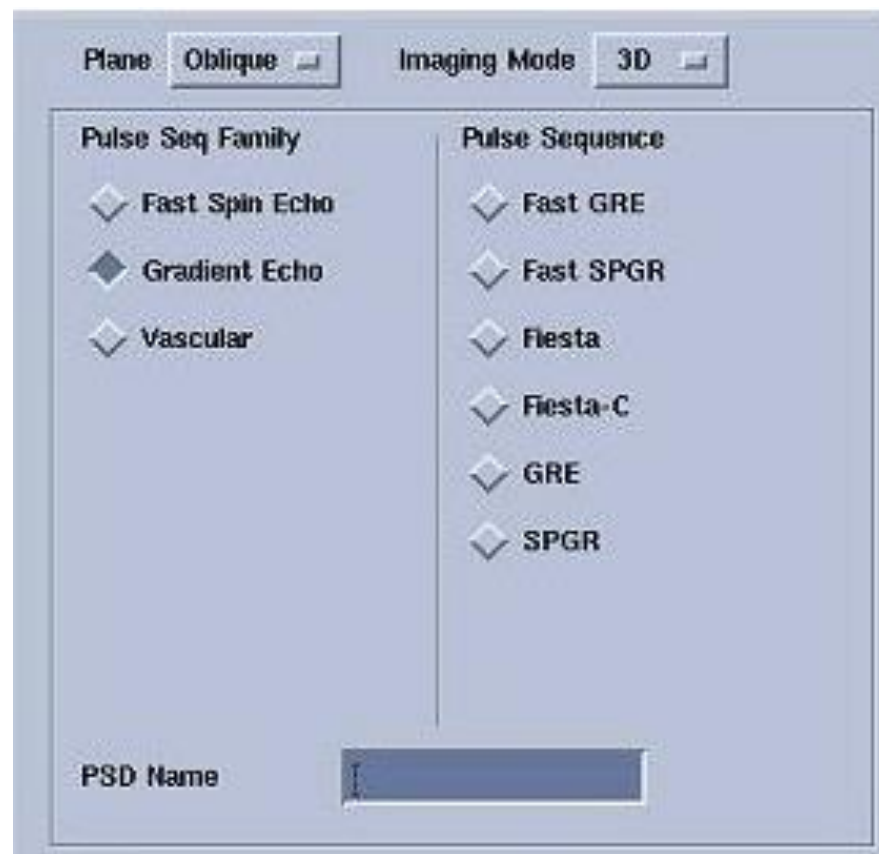
GRE

SPGR



LE SEQUENZE DI IMAGING: GRE

I PSD della famiglia Gradiente Echo (Eco di gradiente) possono essere acquisiti in 2D Bidimensionale , 3D Tridimensionale o modalità Cine. I PSD disponibili cambiano in base alla modalità di acquisizione.



LE SEQUENZE DI IMAGING: GRE

Plane **Oblique** Imaging Mode **Cine**

Pulse Seq Family	Pulse Sequence
☒ Gradient Echo	☒ GRE
☐ Vascular	☐ SPGR

PSD Name



Plane: Axial Mode: 2D

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☒ Fast GRE
- ☐ Fast GRE-ET
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ GRE
- ☐ MERGE
- ☐ Multi-Echo FGRE
- ☐ Multi-Echo FSPGR
- ☐ SPGR

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ CCOMP
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ DE Prepared
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ IR Prepared
- ☐ Motion Compensation
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Phase Sensitive
- ☐ Real Time
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ SR Prepared
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ DISCO
- ☐ MAGIC
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREAST
- ☐ COSMIC
- ☐ IDEAL IQ

Plane: Axial Mode: 2D

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast GRE-EF
- ☒ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ GRE
- ☐ MERGE
- ☐ Multi-Echo FGRE
- ☐ Multi-Echo FSPGR
- ☐ SPGR

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ CCOMP
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ DE Prepared
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ IR Prepared
- ☐ Motion Compensation
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Phase Sensitive
- ☐ Real Time
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ SR Prepared
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ DISCO
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE
- ☐ COSMIC
- ☐ IDEAL IQ

Plane: Axial Mode: 2D

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ FAST GRE-FI
- ☐ Fast SPGR
- ☒ Fiesta
- ☐ GRE
- ☐ MERGE
- ☐ Multi-Echo FGRE
- ☐ Multi-Echo FSPGR
- ☐ SPGR

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ CCOMP
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ DE Prepared
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ IR Prepared
- ☐ Motion Compensation
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Phase Sensitive
- ☐ Real Time
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ SR Prepared
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ DISCO
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE
- ☐ COSMIC
- ☐ IDEAL IQ



Plane: Axial Mode: 2D

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☒ Fast GRE
- ☐ Fast GRE-ET
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ GRE
- ☒ MERGE
- ☐ Multi-Echo FGRE
- ☐ Multi-Echo FSPGR
- ☐ SPGR

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ CCOMP
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ DE Prepared
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☒ Flow Compensation
- ☐ IR Prepared
- ☐ Motion Compensation
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Real Time
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ SR Prepared
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREAST
- ☐ COSMIC

Plane: Axial Mode: 2D

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast GRE-ET
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ GRE
- ☐ MERGE
- ☒ Multi-Echo FGRE
- ☐ Multi-Echo FSPGR
- ☐ SPGR

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ CCOMP
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ DE Prepared
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ IR Prepared
- ☐ Motion Compensation
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Real Time
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ SR Prepared
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ DISCO
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE
- ☐ COSMIC

Plane: Axial Mode: 2D

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast GRE-ET
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ GRE
- ☐ MERGE
- ☐ Multi-Echo FGRE
- ☒ Multi-Echo FSPGR
- ☐ SPGR

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREAST
- ☐ COSMIC

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ CCOMP
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ DE Prepared
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ IR Prepared
- ☐ Motion Compensation
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Real Time
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ SR Prepared
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Plane **Axial** Mode **2D**

Family

- ☐ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast GRE-ET
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ GRE
- ☐ MERGE
- ☐ Multi-Echo FGRE
- ☐ Multi-Echo FSPGR
- ☒ SPGR

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ CCOMP
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ Magnetization Transfer
- ☐ Respiratory Compensati...
- ☒ Sequential
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512



LE SEQUENZE DI IMAGING 3D

Plane: Coronal Mode: 3D

Family

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☒ Fast GRE
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ Fiesta-C
- ☐ GRE
- ☐ LAVA
- ☐ MERGE
- ☐ SPGR
- ☐ SWAN
- ☐ VIBRANT

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Fluoro Trigger
- ☐ IDEAL
- ☐ IR Prepared
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Smart Prep
- ☐ Spectral Spatial RF
- ☐ Square Pixel
- ☐ T2 Prep
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE
- ☐ COSMIC

LE SEQUENZE DI IMAGING 3D

Plane: Coronal Mode: 3D

Family:

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse:

- ☐ Fast GRE
- ☒ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ Fiesta-C
- ☐ GRE
- ☐ LAVA
- ☐ MERGE
- ☐ SPGR
- ☐ SWAN
- ☐ VIBRANT

Imaging Option:

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ Fluoro Trigger
- ☐ IDEAL
- ☐ IR Prepared
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Smart Prep
- ☐ Spectral Spatial RF
- ☐ Square Pixel
- ☐ T2 Prep
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

Application:

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ DISCO
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE
- ☐ COSMIC
- ☐ IDEAL IQ

LE SEQUENZE DI IMAGING 3D

Plane **Coronal** Mode **3D**

Family

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

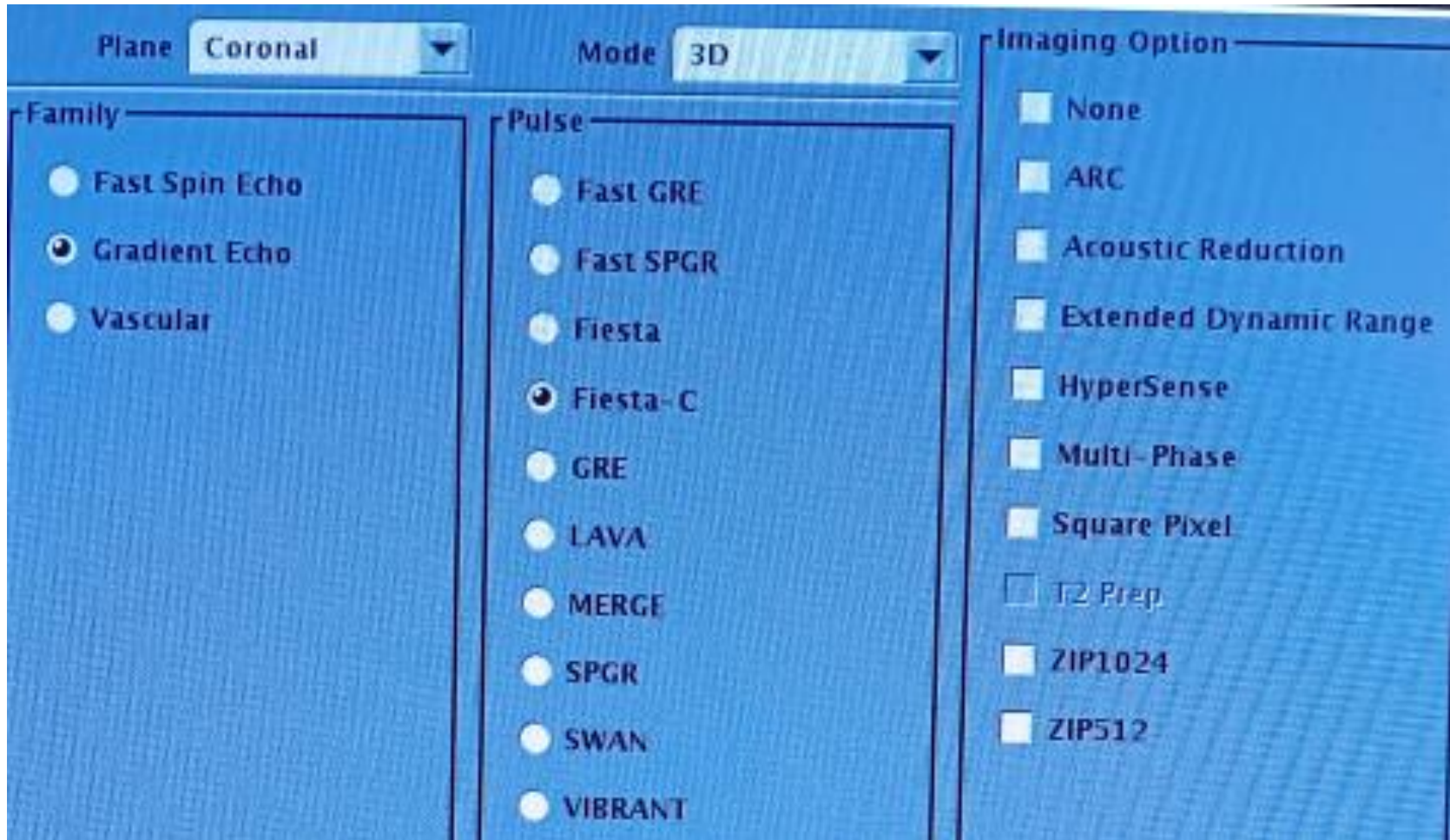
Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast SPGR
- ☒ Fiesta
- ☐ Fiesta-C
- ☐ GRE
- ☐ LAVA
- ☐ MERGE
- ☐ SPGR
- ☐ SWAN
- ☐ VIBRANT

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Fluoro Trigger
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Spectral Spatial RF
- ☐ Square Pixel
- ☐ T2 Prep
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

Application



Plane **Coronal** Mode **3D**

Imaging Option

Family	Pulse	Imaging Option
☐ Fast Spin Echo	☐ Fast GRE	☐ None
☒ Gradient Echo	☐ Fast SPGR	☐ Acoustic Reduction
☐ Vascular	☐ Fiesta	☐ Extended Dynamic Range
	☐ Fiesta-C	☐ Flow Compensation
	☒ GRE	☐ Magnetization Transfer
	☐ LAVA	☐ Square Pixel
	☐ MERGE	☐ ZIP512
	☐ SPGR	
	☐ SWAN	
	☐ VIBRANT	

Plane: Coronal Mode: 3D

Family

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ Fiesta-C
- ☐ GRE
- ☒ LAVA
- ☐ MERGE
- ☐ SPGR
- ☐ SWAN
- ☐ VIBRANT

Imaging Option

- ☐ None
- ☒ ARC
- ☐ ASSET
- ☒ Extended Dynamic Range
- ☐ Flex
- ☐ Flow Compensation
- ☐ Fluoro Trigger
- ☐ HyperSense
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Smart Prep
- ☐ Spectral Spatial RF
- ☐ Square Pixel
- ☐ Star
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE

LE SEQUENZE DI IMAGING 3D

Plane **Coronal** Mode **3D**

Family

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ Fiesta-C
- ☐ GRE
- ☐ LAVA
- ☒ MERGE
- ☐ SPGR
- ☐ SWAN
- ☐ VIBRANT

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☒ Flow Compensation
- ☐ HyperSense
- ☐ Spectral Spatial RF
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Plane **Coronal** Mode **3D**

Family

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ Fiesta - C
- ☐ GRE
- ☐ LAVA
- ☐ MERGE
- ☒ SPGR
- ☐ SWAN
- ☐ VIBRANT

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ Magnetization Transfer
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Plane **Coronal** Mode **3D**

Family

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ Fiesta-C
- ☐ GRE
- ☐ LAVA
- ☐ MERGE
- ☐ SPGR
- ☒ SWAN
- ☐ VIBRANT

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☒ Flow Compensation
- ☐ Spectral Spatial RF
- ☐ Square Pixel
- ☐ ZIP512

Plane: Coronal Mode: 3D

Family

- ☐ Fast Spin Echo
- ☒ Gradient Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ Fast GRE
- ☐ Fast SPGR
- ☐ Fiesta
- ☐ Fiesta-C
- ☐ GRE
- ☐ LAVA
- ☐ MERGE
- ☐ SPGR
- ☐ SWAN
- ☒ VIBRANT

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ Flow Compensation
- ☐ Fluoro Trigger
- ☐ HyperSense
- ☐ IDEAL
- ☐ IR Prepared
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Navigator
- ☐ Respiratory Gating/Trig...
- ☐ Smart Prep
- ☐ Spectral Spatial RF
- ☐ Square Pixel
- ☐ T2 Prep
- ☐ ZIP1024
- ☐ ZIP512

Application

- ☐ 3DASL
- ☐ 3DCINE-SPGR
- ☐ BRAVO
- ☐ CINE IR
- ☐ DISCO
- ☐ MAGIC
- ☐ MR-PAGE
- ☐ 3DCINE-FIESTA
- ☐ 4DFLOW
- ☐ BREASE
- ☐ COSMIC
- ☐ IDEAL IQ
- ☐ MAVRIC SL

La **sequenza di impulsi GRE** inverte la polarità del gradiente per riportare l'equilibrio di fase nei protoni e creare echi. Si tratta di un imaging SE diverso da quello convenzionale, che implica l'uso di un impulso RF (Radio Frequenza) a 180° per rifocalizzare l'eco e generalmente comprende TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) relativamente lunghi per il rilassamento longitudinale degli spin.

Le sequenze GRE utilizzano un impulso di eccitazione variabile (flip angle inferiore a 90°) per creare una magnetizzazione nel piano trasversale, seguito da un impulso inverso del gradiente, che rifasa la magnetizzazione per produrre i segnali dell'eco di gradiente.

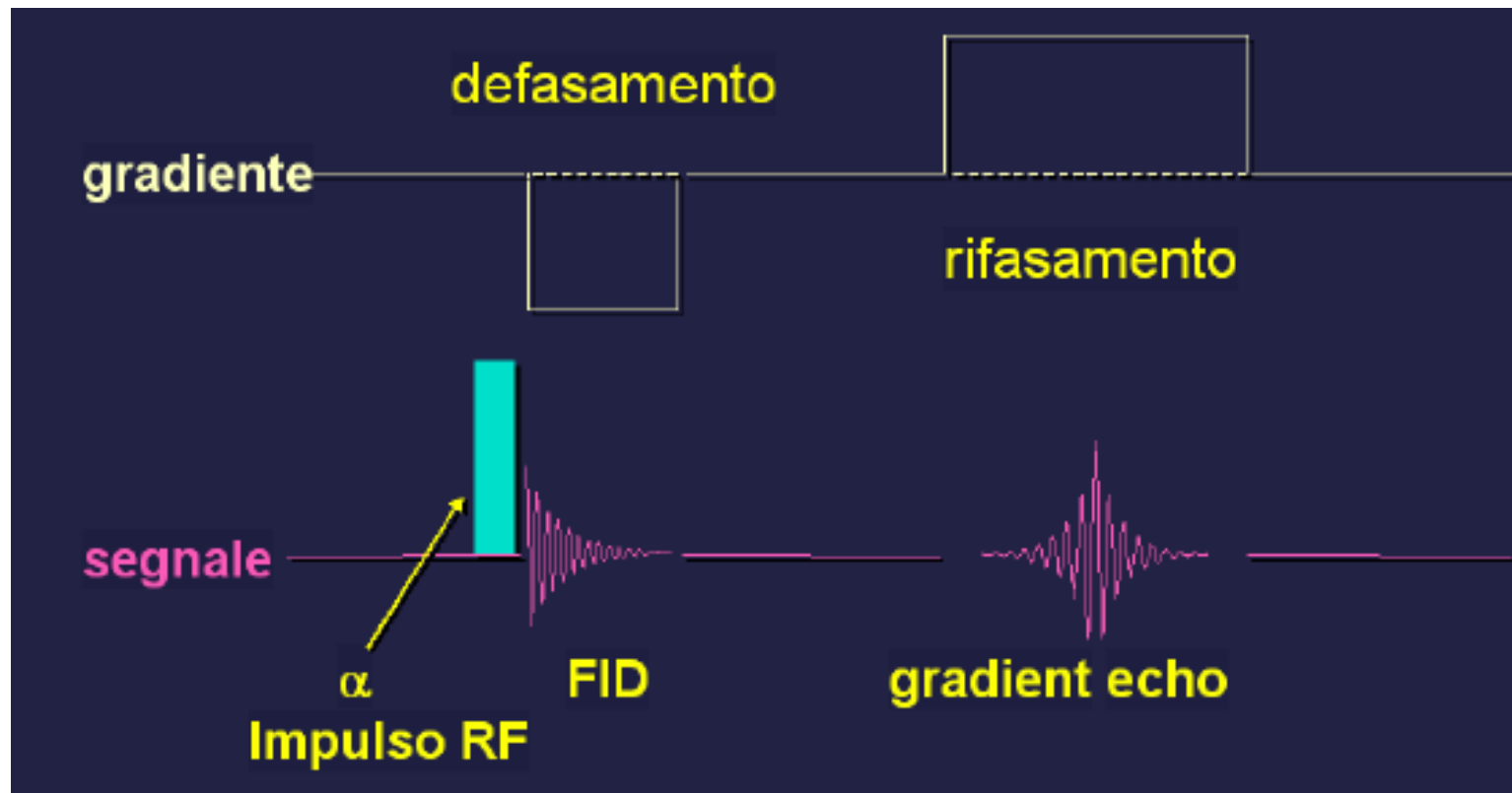
Le sequenze GRE possono produrre immagini T1, T2 e PD pesate in tempi di scansione inferiori a SE Spin Echo e FSE Fast Spin Echo.

Sfortunatamente, sono molto più sensibili alle disomogeneità del campo magnetico e paramagnetiche rispetto a SE e FSE a causa del rifasamento del gradiente. Il rifasamento del gradiente non elimina gli effetti della sfasatura T2*. Le interfacce aria/tessuto e osso/tessuto, dove i tessuti sono magnetizzati in gradi diversi, subiscono artefatti da suscettività magnetica.

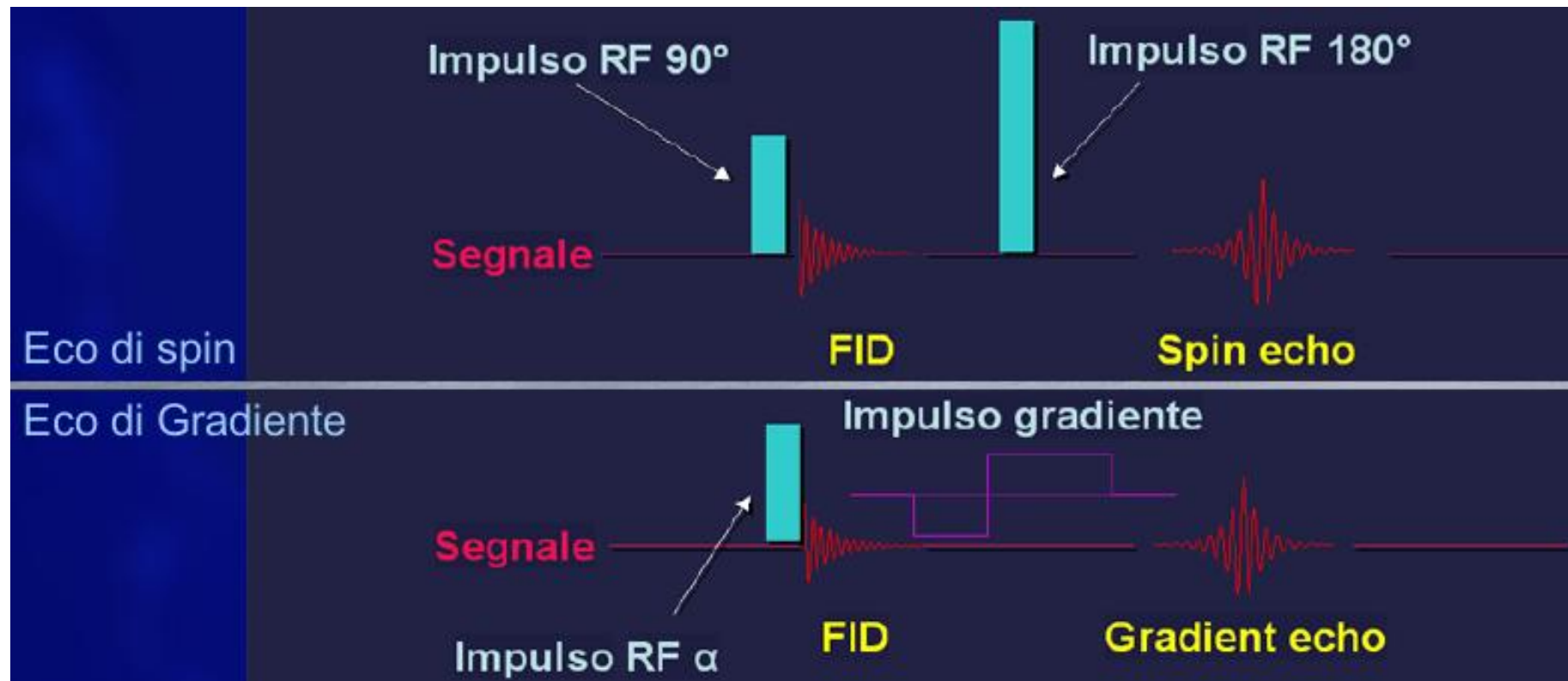
Nelle sequenze GRE, il TR e il flip angle controllano il livello di saturazione. TE Time to Echo (Tempo di eco) controlla il livello di sfasatura e il contributo T2.

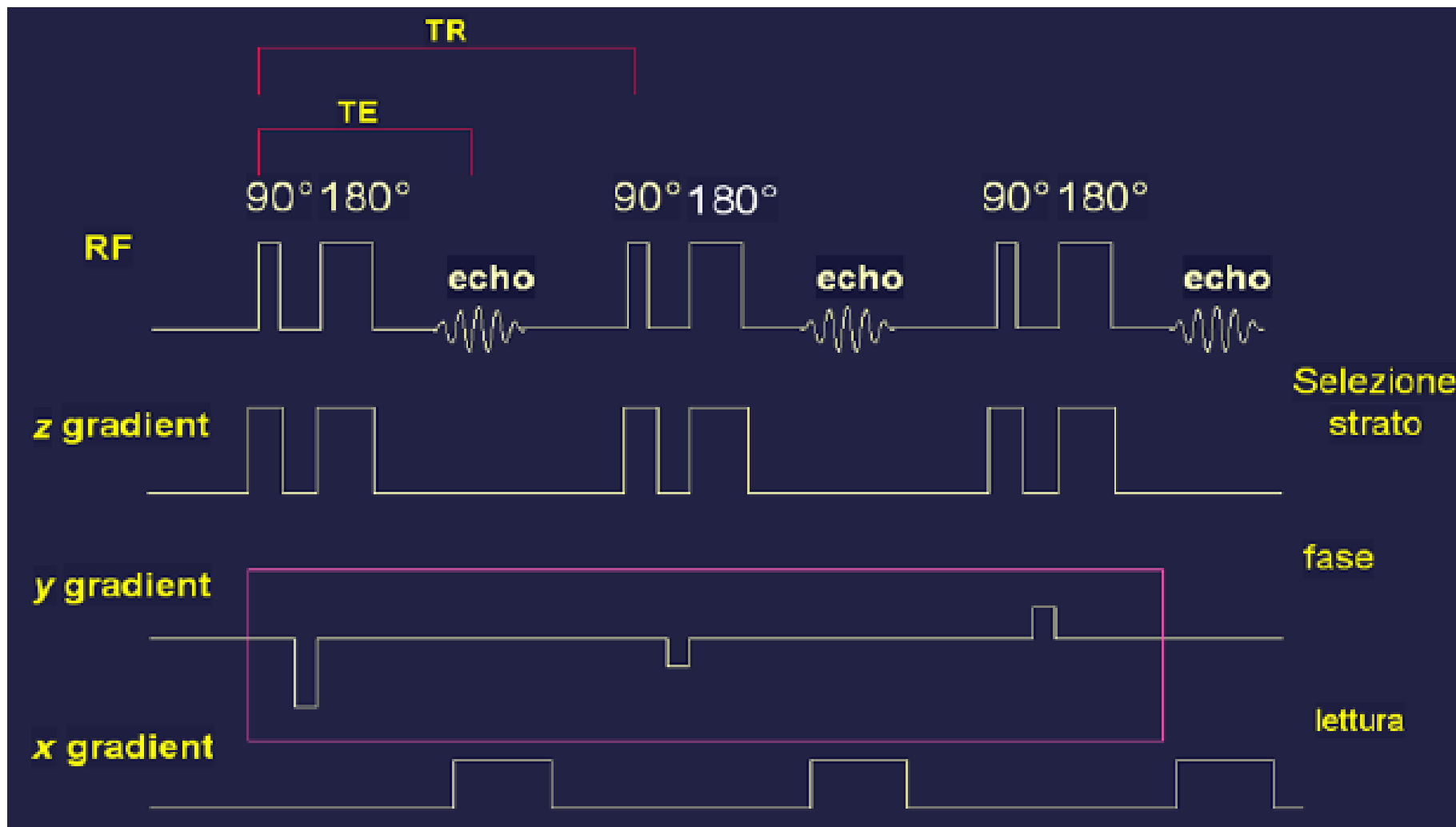
Per una corretta pesatura del contrasto, fare riferimento alla seguente tabella per selezionare i parametri di imaging desiderati.

Pesatura					
	Parametri	T1W	T2W/T2*W	PDW	T1/T2 mixed
Sequenziale	TR	200 o meno	200 o meno	200 o meno	20-50
	TE	Min -15	30-60	Min - 15	Min - 15
	Flip angle	45-90	5-15	5-30	30-60
Non Sequenziale	TR	200-600	200-600	200-600	
	TE	Min -15	30-60	Min - 15	
	Flip angle	45-90	5-15	5-30	

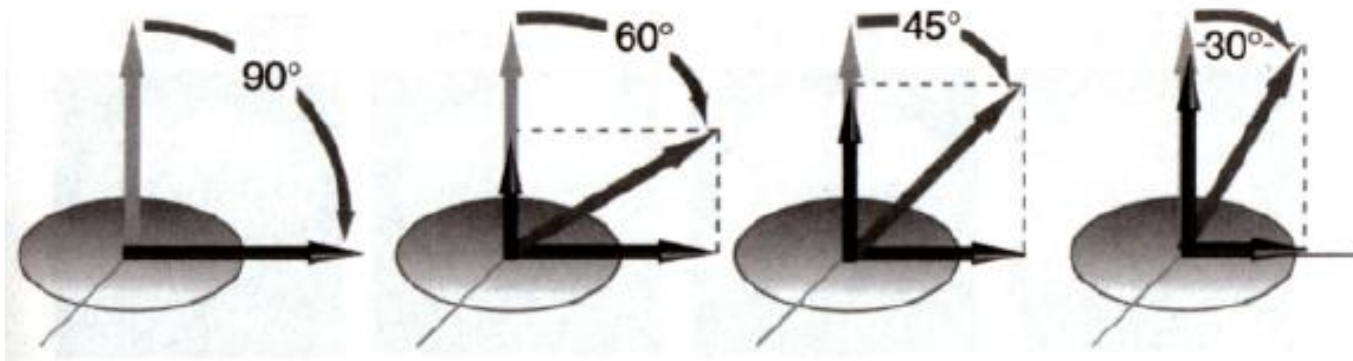


L'Eco di gradiente sostituisce l'impulso RF a 180° e ne riproduce parzialmente gli effetti.





Nelle sequenze Gradiente Echo è possibile accorciare sensibilmente il TR ed è possibile applicare un impulso a RF che non ribalti la magnetizzazione longitudinale a 90° (come nelle sequenze SE), bensì ad angoli più piccoli. L'angolo di deflessione viene chiamato alpha o flip angle.



Se il flip angle è ampio (90°) l'escursione della ML è sufficientemente larga per permettere di cogliere variazione del T1 dei vari tessuti (immagini pesati in T1); viceversa se il flip angle è piccolo (30°) l'escursione della ML è troppo stretta per consentire di cogliere variazione del T1 dei vari tessuti.

La pesatura in T2 viene regolata variando il TE, come nelle sequenze Spin-Echo.

Controllo del contrasto

■ T1 dipendente

- TE corti riducono le differenze del rilassamento T2*
- FA grandi amplificano le differenze del rilassamento T1

■ T2* dipendente

- TE lunghi amplificano le differenze del rilassamento T2*
- FA piccoli riducono le differenze del rilassamento T1

■ DP dipendente

- TE corti riducono le differenze del rilassamento T2*
- FA piccoli riducono le differenze del rilassamento T1

TR 500

▶ T1 FA 80
TE 12

▶ T2 FA 25
TE 30

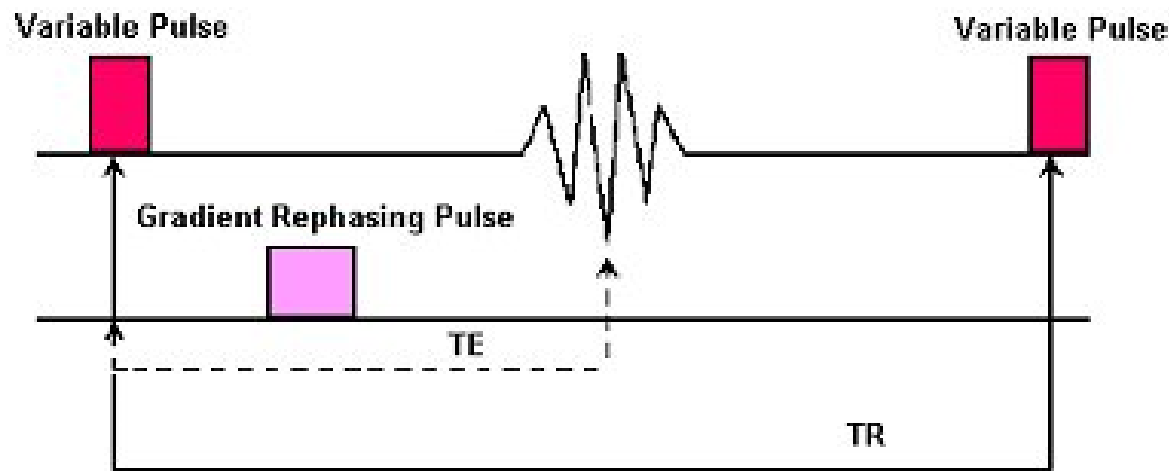
Decadimento T2*

- Il decadimento T2* è sempre più rapido del decadimento T2
- L'eco di Gradiente non recupera la caduta di segnale causata da:
 - disomogeneità del campo magnetico
 - suscettività magnetica
 - incoerenza acqua/grasso

GRE

GRE GRadient Echo (Eco di gradiente) è una sequenza di impulsi che inverte la polarità del gradiente per riportare l'equilibrio di fase nei protoni e creare echi. TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) brevi e flip angle $< 90^\circ$ eccitano solamente una parte della magnetizzazione longitudinale.

Diagramma GRE PSD

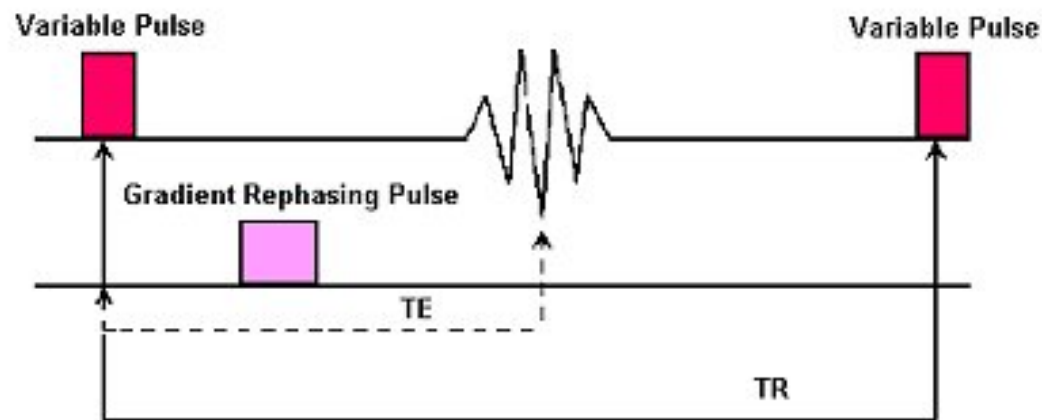


GRE

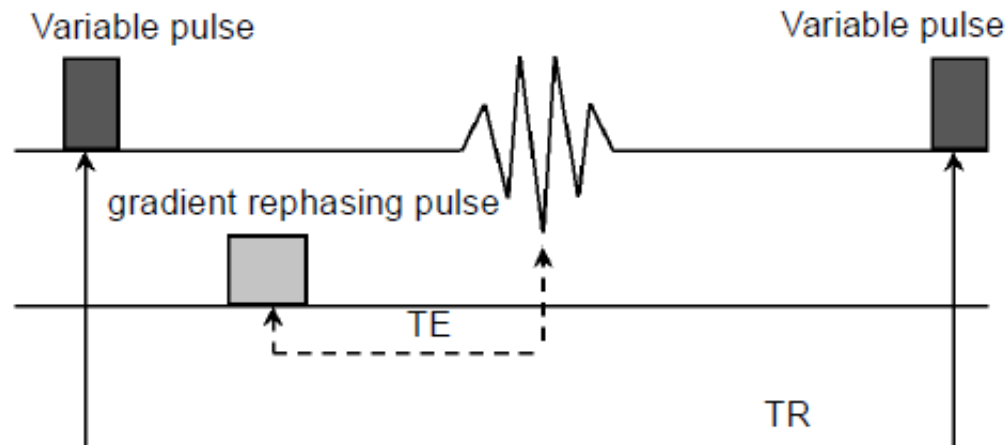
GRE è disponibile in modalità 2D non sequential (non sequenziale), 3D sequential (sequenziale) e 3D. Le sequenze GRE vengono in genere utilizzate per creare immagini T2* con contrasto. I tempi di scansione 2D sequential (sequenziale) o 3D GRE vengono calcolati con la seguente equazione:

$TR \times NEX \times \text{numero passi di fase} \times \text{numero posizioni delle sezioni}.$

Diagramma GRE PSD



Gradient Echo è una sequenza di impulsi che inverte la polarità del gradiente per rifasare i protoni e formare echi. Ciò è diverso dall'imaging SE convenzionale in cui viene utilizzata una RF per rifocalizzare i protoni e generare ed eco. Un'altra differenza quando si confrontano le sequenze SE convenzionali con le sequenze Gradient è che invece di utilizzare un impulso di eccitazione a 90° , viene utilizzato un impulso di eccitazione variabile. Questo impulso di eccitazione variabile crea magnetizzazione nel piano trasversale; ed è seguito da un impulso di gradiente che riformula la magnetizzazione per produrre segnali di eco di gradiente. Il TE viene ora misurato dall'impulso di rifasamento del gradiente all'eco. TR viene ora misurato dall'impulso di eccitazione variabile all'impulso di eccitazione variabile.



GRE

Applicazioni

Le scansioni GRE acquisiscono contrasto d'immagine ponderato in T2*. Sequenziale (Sequenziale) Il sistema acquisisce tutte le immagini nella prima posizione della sezione (passaggio 1) prima di spostarsi sulla seconda (passaggio 2). Le acquisizioni GRE eliminano la diafonia poiché tutti i dati vengono ottenuti una sezione per volta.

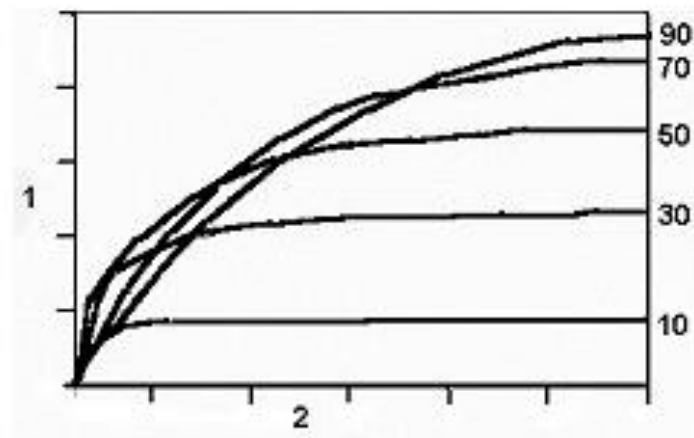
Considerazioni

- La riduzione del segnale GRE richiede una bobina di superficie o estremità, più NEX Number of EXcitations (Numero di eccitazioni) o modalità 3D.

TR/T1 e curva flip angle:

1 = Segnale in incrementi di 0,2,

2 = TR in incrementi di 500 ms



GRE

- Quando il flip angle diminuisce, SNR Signal-to-Noise Ratio (Rapporto segnale-rumore) diminuisce.
- Modalità 2D sequential (sequenziale) o 3D: mantenere TR e flip angle a una distanza massima di 10 punti l'uno dall'altro per produrre l'SNR ottimale.
- Le scansioni GRE sono maggiormente sensibili a qualsiasi processo che determina sfasamento T2 quali mancanza di omogeneità B0, annullamento dello sfasamento tra voxel, dovuto a variazioni chimiche ed effetti di suscettività magnetica che aumenta quando TE Time to Echo (Tempo di eco) aumenta. Vuoti di segnale si verificano in particolare in presenza di metallo nel corpo e di interfacce aria/tessuto.

Le sequenze Gradient Echo vengono generalmente utilizzate per creare immagini con contrasto T2*. I tempi di scansione sono calcolati da:

$TR \times NEX \times \# \text{ Passaggi di fase} \times \# \text{ Posizioni delle fette}$

Nell'imaging 3D, viene erogato un ampio impulso RF per eccitare un intero volume o slab. La codifica spaziale deve quindi essere eseguita negli assi di fase, frequenza e sezione. La codifica di fase e frequenza avviene proprio come nelle sequenze di impulsi 2D. Viene applicato un terzo gradiente di selezione della sezione per creare aree con fase leggermente diversa rispetto a un punto dell'isocentro del gradiente. Il 3D offre un SNR maggiore e sezioni sottili e contigue senza interferenze dovute al «cross talk».

I **voxel isotropici** sono importanti se il set di dati deve essere utilizzato per la riformattazione su piani aggiuntivi. Per determinare la dimensione del voxel, calcola prima la dimensione dei pixel:

$FOV / \text{matrice} = \text{dimensione in pixel}$

$FOV = 24 \text{ cm}, \text{matrice} = 256 \times 256$

$(240 \text{ mm} / 256) \times (240 \text{ mm} / 256) = 0,9 \text{ mm} \times 0,9 \text{ mm pixel}$

Tuttavia, il pixel è bidimensionale, un voxel è tridimensionale. Lo spessore della fetta determina la terza dimensione del voxel.

L'eco gradiente non sequenziale 2D è anche chiamato **MPGR, Multi-Plane Gradient Recall**. Utilizza una modalità di acquisizione dati multiplanare con tempo TR più lungo (da 400 a 1000 ms) e angoli di ribaltamento da piccoli a moderati (da 10 a 35 gradi). I lunghi tempi TR consentono acquisizioni di fette multiple e anche nel tempo rovinano l'accumulo di magnetizzazione trasversale residua. Combinando il TR di cui sopra e gli angoli di ribaltamento con un TE breve, il risultato saranno immagini ponderate PD. Allungare il TE e il risultato sono immagini pesate in T2.





Le immagini che precedono dimostrano i diversi tipi di contrasto disponibili con la sequenza GRE non sequenziale, MPGR Multi-Planar Gradient Recalled (Gradiente multiplanare richiamato). L'immagine A mostra l'effetto protone-densità associato a un flip angle MPGR basso. Notare l'effetto mielografico tra il CSF Cerebral Spinal Fluid (Liquor cerebrospinale) e la colonna vertebrale. Tenere inoltre presente l'effetto T2* sui corpi vertebrali. Nell'immagine B, il T1 pesato è stato ottenuto con un flip angle MPGR grande. Inoltre, notare lo scurimento dei corpi vertebrali (effetto T2*). L'immagine C mostra l'effetto T2 associato a un TE MPGR lungo. Queste immagini visualizzano un contrasto T2* migliorato tra il CSF e il midollo spinale, oltre a un grave scurimento dei corpi vertebrali dovuto a questi effetti.

Come regola generale, SNR (Signal-to-Noise Ratio (Rapporto segnale-rumore)) all'interno di una sequenza di impulso GRE aumenta quando:

- Aumenta TR

- Aumenta il flip angle

- Diminuisce TE

I cambiamenti in TR e TE hanno maggiore influenza su SNR rispetto a cambiamenti simili nelle sequenze SE.

Possibili vuoti di segnale si verificano nelle interfacce aria/tessuto, ad esempio intestino o seni (a causa della suscettibilità magnetica), che aumentano all'aumentare del TE.

- Gli echi gradiente sono più sensibili a qualsiasi processo che causi la sfasatura T2*, come disomogeneità del campo statico, cancellazione della sfasatura intravoxel dovuta allo spostamento chimico e artefatti di suscettibilità magnetica.
- A seconda degli TE utilizzati, i contorni scuri separano il grasso dagli altri tessuti. Scegliere attentamente i tempi TE per posizionare il grasso e l'acqua dentro o fuori fase. Il grafico seguente mostra il valore ms quando grasso/acqua sono dentro e fuori fase. Il ciclo continua dopo la terza colonna fuori fase illustrata

	Out of Phase	In Phase	Out of Phase
			...
1.5T	2.1	4.2	6.3

ECO DI GRADIENTE

- Gradient Echo Sequential è suscettibile agli artefatti zebra se il FOV è più piccolo dell'anatomia e [No Phase Wrap] è disattivato. A causa della luminosità del sangue, causata dal nuovo flusso di rotazioni, possono verificarsi artefatti di movimento del flusso in 2D Sequential anche se si utilizza Flow Comp. Questi artefatti appaiono come aree circolari luminose attraverso l'immagine nella direzione della fase.

Imaging Options			
X	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
	Tailored RF		IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
	Full Echo Train	X	CCOMP
	ZIP 1024		ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
X	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
X	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer	X	Sequential

Applicazioni

Le sequenze Gradient Echo vengono utilizzate per acquisire **localizzatori rapidi**. Viene utilizzato per la ponderazione del contrasto T1, T2 e PD. Quando si desidera una sequenza di impulsi con maggiore sensibilità ai parametri paramagnetici come i depositi di ferro che si verificano con l'ictus, viene spesso utilizzata questa sequenza. Anche 3D GRE viene utilizzato in tutto il corpo, in aree che non hanno molto movimento, per immagini contigue sottili, con SNR aumentato.

Quando utilizzare una particolare sequenza di impulsi varia a seconda delle esigenze e dei vincoli specifici del paziente. La tabella seguente mostra le applicazioni più comuni per le sequenze GRE.

Applicazioni più comuni per le sequenze GRE

2D Sequential GRE	2D Non-sequential GRE (MPGR)	3D GRE
PD o T2* di torace, addome e pelvi in apnea	Articolazioni PD o T2*, cartilagine e menisco; estremità; colonna vertebrale	Fetta sottile PD o T2, immagini della colonna ad alta risoluzione
DP o T2*immagini muscolo-scheletriche	Utilizzare per sostituire sequenze PD e T2 Spine Echo più lunghe	Fetta sottile, alta risoluzione T2*imaging articolare/muscolo-scheletrico
Localizzatori rapidi	Imaging dell'addome e del torace per ottenere la pesatura PD o T2* con l'uso della compensazione respiratoria e del gating	Riformattarlo in piani aggiuntivi per eliminare la necessità di ulteriori acquisizioni
Imaging delle fasi cardiache utilizzate con la modalità CINE		

TE [Min Full] TE: aumentare il TE per produrre un aumento del contrasto T2*, una diminuzione dell'SNR, cambiamenti del segnale alle interfacce grasso/acqua e maggiori effetti di suscettibilità magnetica. I valori TE in genere non superano i 30 ms. Il minimo è un'eco frazionario e può compromettere l'SNR.

TR: I TR lunghi producono: aumento del SNR e aumento del tempo di scansione. I valori sequenziali 2D variano in base all'applicazione clinica. I valori 3D tipici sono 40-60 ms.

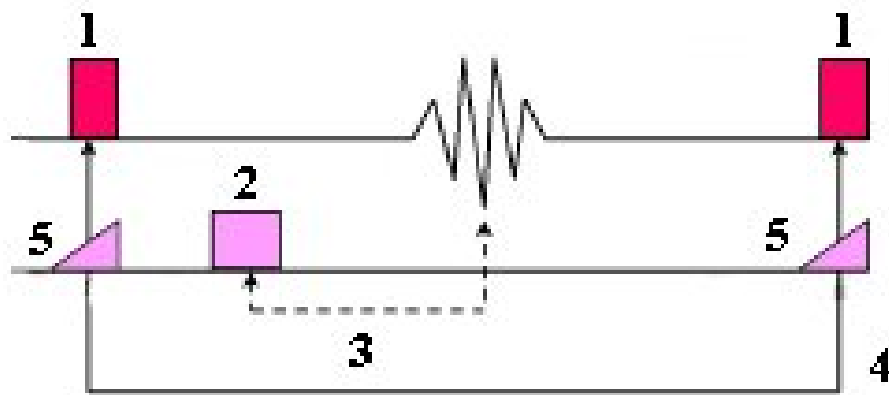
Angolo di ribaltamento (**Flip angle**): valori tipici dell'angolo di ribaltamento 2D: da 20° a 30°. Gli angoli di ribaltamento 3D tipici vanno da 5° a 8°. Se si diminuisce l'angolo di ribaltamento si aumenta la ponderazione T2* e si diminuisce l'SNR.

Sezioni: 2D GRE Sequential scansiona una sezione per acquisizione. Il numero di fette indica effettivamente il numero di posizioni prescritte e il numero di acquisizioni.

TE: TE brevi producono: aumento del contrasto T1 e PD, aumento del SNR e aumento del numero di fette. Il TE minimo cambia al variare di RBw. Aumentare il TE per produrre un aumento del contrasto T2*, una diminuzione dell'SNR, cambiamenti di segnale alle interfacce grasso/acqua e un aumento degli effetti di suscettibilità magnetica. I valori TE in genere non superano i 30 ms. Il minimo è un'eco frazionario e può compromettere l'SNR.

TR: I TR brevi producono: diminuzione dell'SNR e diminuzione del numero di sezioni, aumento del contrasto T1 e diminuzione del tempo di scansione. TR più lunghi (da 400 a 700 ms) producono: aumento del segnale dai fluidi, aumento dell'SNR, aumento del tempo di scansione e aumento del numero di sezioni. Angolo di ribaltamento: dato un TR costante, se si aumenta l'angolo di ribaltamento, si aumenta la ponderazione T1. Valori tipici dell'angolo di ribaltamento T2* e PD: da 20° a 30°. I valori T1 vanno da 60° a 100°. Se si diminuisce l'angolo di ribaltamento si aumenta la ponderazione T2* e si diminuisce l'SNR.

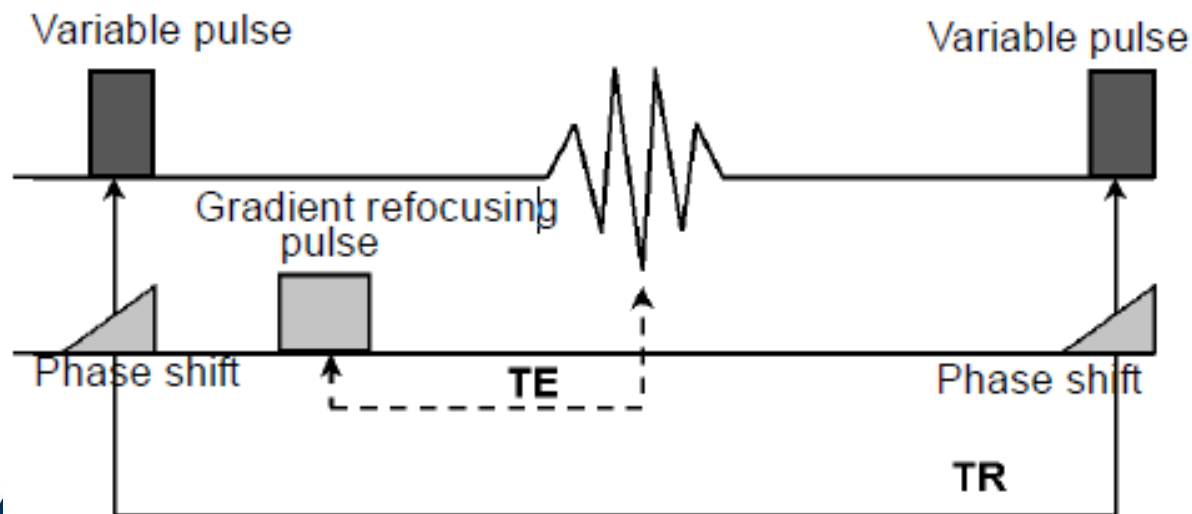
SPGR Spoiled Gradient Echo (Eco gradiente Spoiled) è una sequenza GRE che utilizza una variazione continua di fase dell'impulso di eccitazione RF per filtrare la magnetizzazione trasversale residua. L'impulso di filtrazione RF, TE (Tempo di eco) minimo, TR (Intervallo o Tempo di ripetizione) breve (da 40 a 60) e flip Angle contenuto ($30-50^\circ$) determinano un contrasto di immagine pesato in T1. L'SPGR è disponibile nelle modalità 2D sequenziale e 3D.



SPGR PSD: 1 = Impulso variabile, 2 = Impulso gradiente, 3 = TE, 4 = TR, 5 = Variazione di fase

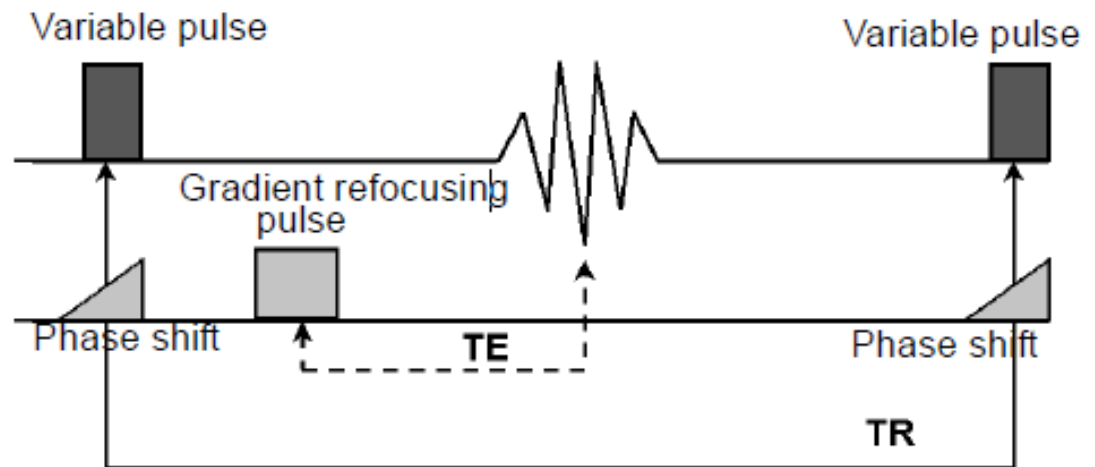
SPOILED GRE

Spoiled Gradient Echo è una sequenza di impulsi che impiega un gradiente spoiler RF iniziale per distruggere qualsiasi magnetizzazione trasversale residua prima di ogni eccitazione RF. Con SPGR la dipendenza da T2 è quasi completamente eliminata (sebbene sia ancora presente la dipendenza da T2* introdotta tra eccitazione e lettura dell'eco). L'alterazione dell'SPGR si ottiene aggiungendo uno sfasamento a ciascun successivo impulso di eccitazione RF.



SPOILED GRE

Ciò si traduce nello spostamento delle componenti trasversali residue fuori fase tra loro per prevenire l'accumulo di una componente di stato stazionario, riducendo così il contributo di T_2^* . Il risultato è un'eccellente uniformità di contrasto e un minore stress del gradiente rispetto al GRE. Ci sono due sequenze incluse nella famiglia SPGR, entrambe producono immagini contrastate T1, sono sequenziali 2D SPGR e SPGR 3D. Uno schema della sequenza è il seguente:



SPOILED GRE

Applicazioni

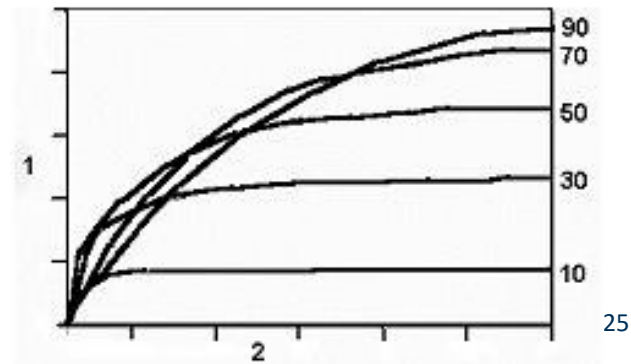
SPGR viene utilizzato per acquisire le immagini con contrasto T1 pesato. Sequential (Sequenziale) Il sistema acquisisce tutte le immagini nella prima posizione della sezione (passaggio 1) prima di spostarsi sulla seconda (passaggio 2). Le acquisizioni SPGR eliminano il cross talk poiché tutti i dati vengono ottenuti una sezione per volta.

Considerazioni

- La riduzione del segnale SPGR richiede una bobina di superficie o estremità, maggiore NEX Number of EXcitations (Numero di eccitazioni) o modalità 3D.

TR/T1 e curva flip angle:

1 = Segnale in incrementi di
0,2, 2 = TR in incrementi di
500 ms



SPOILED GRE

- Quando il flip angle diminuisce, SNR Signal-to-Noise Ratio (Rapporto segnale-rumore) diminuisce.
- Modalità 2D sequential (sequenziale) o 3D: mantenere TR e flip angle a una distanza massima di 10 punti l'uno dall'altro per produrre l'SNR ottimale.
- Le scansioni SPGR sono maggiormente sensibili a qualsiasi processo che determina sfasamento T2 quali mancanza di omogeneità B0, annullamento dello sfasamento tra voxel, dovuto a variazioni chimiche ed effetti di suscettività magnetica che aumenta quando TE aumenta. Vuoti di segnale si verificano in particolare in presenza di metallo nel corpo e di interfacce aria/tessuto.

SPOILED GRE

LAVA Liver Acquisition Volume Acceleration è una sequenza 3D (Tridimensionale) SPGR SPoiled GRAdient Echo (Eco gradiente Spoiled) che utilizza automaticamente una tecnica di riempimento Parziale Kz e una tecnica SPECIAL Spectral Inversion at Lipids (Inversione spettrale ai lipidi) segmentata. La tecnica parziale Kz applica un riempimento asimmetrico di zeri dello spazio k nella direzione della sezione, seguito da un impulso di inversione SPECIAL e impulsi di eccitazione alfa. Questa tecnica di applicazione di un piccolo numero di impulsi alpha (viste etichettate per segmento) dopo l'impulso di inversione comporta una limitazione del recupero del tessuto adiposo e quindi una migliore soppressione del tessuto adiposo. La tecnica di riempimento parziale Kz comporta tempi di scansioni più rapidi, fondamentali per le acquisizioni in apnea del fegato. La frazione Partial Kz (Kz parziale) viene annotata sull'immagine accanto al valore NEX Number of EXcitations (Numero di eccitazioni) .

SPOILED GRE

Considerazioni

- Le seguenti bobine sono compatibili con LAVA: 8ch Body (Corpo da 8 canali) GE, 8ch Cardiac (Cardiaca da 8 canali) GE, 4ch Torso Phased (Multipla in fase per il torace) GE.
- LAVA attiva automaticamente l'opzione di imaging ASSET. Quindi, è necessario effettuare una scansione di calibrazione prima di acquisire una scansione LAVA. Tenere presente che è possibile disattivare ASSET.
- L'angolo di deflessione utilizzato negli impulsi **SPECIAL** viene impostato automaticamente dall'applicazione LAVA in modo che il tessuto adiposo sia nullo quando il centro dello spazio k è pieno.
- Il numero di viste per segmento è determinato dalla Risoluzione delle sezioni (fattore Partial Kz) e dal numero di sezioni del volume. Maggiore è il numero di viste per segmento, minore è il tempo di scansione. Il valore massimo di 18 viste per segmento viene impostato quando nel protocollo si utilizza un'larghezza di banda di 62 kHz o superiore.

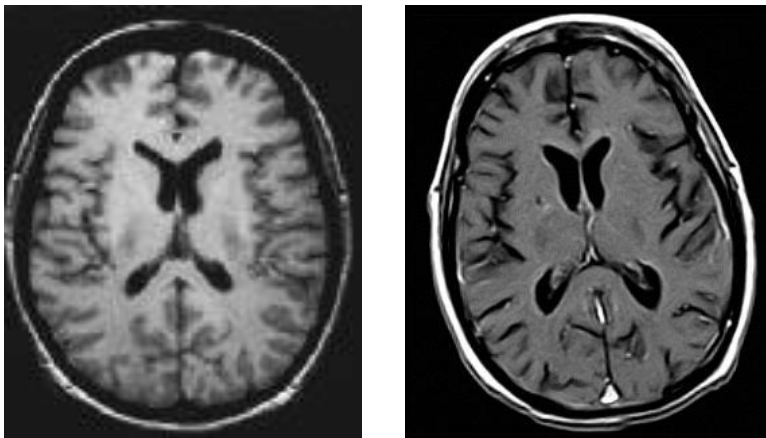
Con le sequenze di impulsi 2D SPGR i dati delle sezioni vengono acquisiti in sequenza, una posizione alla volta. Il tempo di scansione rappresenta il tempo necessario per raccogliere i dati per una posizione. Se vengono prescritte più sedi, il risultato è un'acquisizione multipla. La formula del tempo di scansione è la seguente:

$TR \times NEX \times N. \text{ di passaggi di fase} \times N. \text{ di posizioni delle sezioni}$

Per un'acquisizione 3D SPGR la formula sarebbe la stessa. Le sequenze veloci consentono la prescrizione di più slab. Se si applica più di uno slab, moltiplicare la formula anche per il numero di slab. Gli SPGR 3D vengono acquisiti utilizzando lo stesso metodo utilizzato quando si acquisisce una sequenza GRE 3D. L'intero volume viene eccitato e da questo si possono produrre sottili fette contigue. Si applicano anche gli stessi inconvenienti.

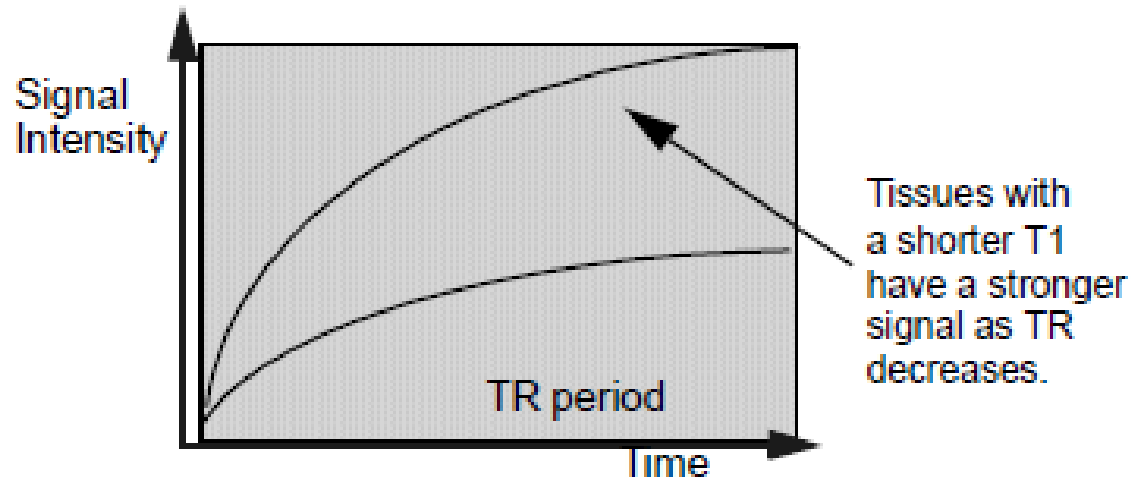
Caratteristiche dell'immagine Spoiled Gradient Echo

Spoiled Gradient Echo (SPGR) produce immagini pesate T1 con tempi di scansione più brevi rispetto alle immagini pesate SE T1, ma lo svantaggio è che l'SPGR è soggetto ad artefatti di interfaccia aria/tessuto e osso/tessuto.

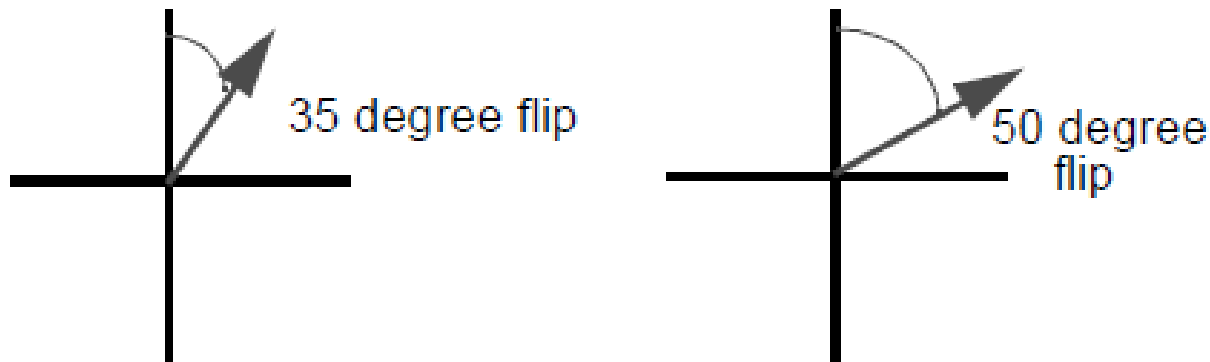


L'immagine a sinistra è un'immagine SPGR. L'immagine a destra è un'immagine Spin Echo. Notare il segnale più luminoso della materia bianca del cervello nell'immagine SPGR.

Gli SPGR sono soggetti agli stessi artefatti di suscettibilità magnetica di qualsiasi altra sequenza di eco gradiente, ma sono eccellenti per dimostrare immagini con maggiore sensibilità ai paramagneti come i depositi di ferro che si verificano con gli ictus. Il TR e gli angoli di ribaltamento svolgono un ruolo importante nel dimostrare il contrasto dell'immagine. TR rappresenta la frequenza dell'impulso di eccitazione e il Tempo di rilassamento T1 del tessuto consentito al recupero. Al diminuire del TR, la saturazione e gli effetti T1 aumentano. Quando si aumenta TR, la saturazione e gli effetti T1 diminuiscono.

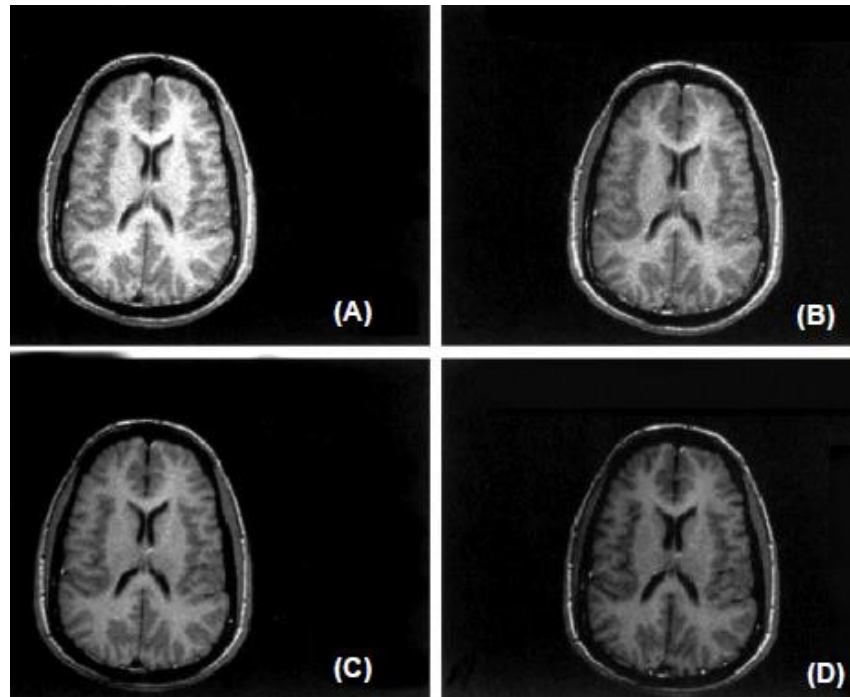


Gli angoli di ribaltamento (flip angle) influiscono sulla quantità di recupero che si verifica tra ciascun impulso di eccitazione. Di norma: maggiore è l'angolo di ribaltamento, maggiore sarà la saturazione e gli effetti T1 nell'immagine. Più basso è l'angolo di ribaltamento, minori saranno la saturazione e gli effetti T1 presenti nell'immagine.



Il diagramma illustra il concetto del flip angle

Per mostrare ulteriormente come gli angoli di ribaltamento contribuiscono alle immagini SPGR, osserva le differenze nelle immagini seguenti. Queste immagini assiali della testa SPGR dimostrano che, a diversi tempi TR, diversi angoli di ribaltamento danno luogo a immagini ottimali. (A) utilizza un TR di 24 e un capovolgimento (flip) di 30 gradi. (B) utilizza un TR di 24 e un capovolgimento di 45 gradi. (C) utilizza un TR di 50 e un capovolgimento di 30 gradi. (D) utilizza un ribaltamento di 50 TR e 60 gradi. Si noti che all'aumentare dell'angolo di ribaltamento, i nuclei hanno più spazio per recuperare e si verificano effetti di saturazione.



Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
X	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer	X	Sequential
	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
	Tailored RF		IR Prepared
	DE Prepared		Multi-Phase
	Full Echo Train	X	CCOMP
	ZIP 1024		ZIP 512
	Zip x 2		ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

Applicazioni

Come le sequenze GRE, le sequenze SPGR sono utili per localizzatori rapidi, oltre a dimostrare depositi di ferro sulle immagini. Utilizzare quando si desidera ottenere un'immagine rapida pesata T1 su tutto il corpo. Quando utilizzare una particolare sequenza di impulsi varia a seconda delle esigenze e dei vincoli specifici del paziente. La tabella seguente mostra le applicazioni più comuni per le sequenze SPGR.

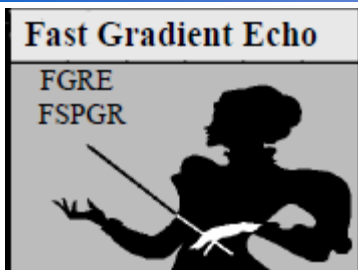
Applicazioni più comuni per le sequenze Spoiled GRE (SPGR)

2D Sequential SPGR	3D SPGR
Cervello, per accentuare il contrasto materia grigia/bianca.	Immagini articolari e muscolo-scheletriche T1 ad alta risoluzione.
T1 in apnea dell'addome e della pelvi.	strato sottile, ipofisi T1 e IAC ad alta risoluzione.
Utilizzare come alternativa T1 con contrasto potenziato..	strato sottile, imaging della colonna vertebrale T1 ad alta risoluzione.
Per ottenere liquido cerebrospinale scuro o grasso brillante.	Riformattarlo in piani aggiuntivi per eliminare la necessità di ulteriori acquisizioni.

TE: TE brevi producono: aumento di T1, aumento di SNR. Il TE minimo cambia al variare di RBw. Il minimo è un'eco frazionario e può compromettere l'SNR.

TR: I TR brevi producono: diminuzione del SNR, aumento del contrasto T1 e diminuzione del tempo di scansione. Se il TR e l'angolo di ribaltamento si trovano entro 10 punti l'uno dall'altro, l'SNR è ottimizzato.

Flip angle Angolo di ribaltamento: 2D: dato un TR costante, se si aumenta l'angolo di ribaltamento si aumenta la ponderazione T1. I valori tipici vanno da 40° a 60° . 3D: è possibile utilizzare angoli di ribaltamento più brevi se abbinati a TR e TE brevi. I valori tipici vanno da 25° a 45° .



FAST GRADIENT ECHO

Fast Gradient Echo
(FGRE)

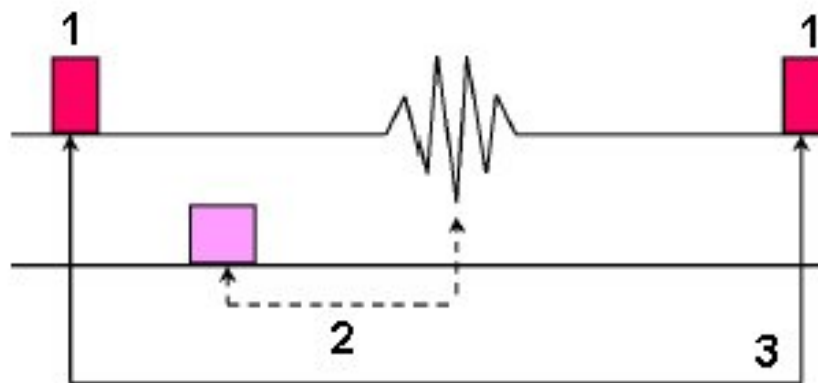
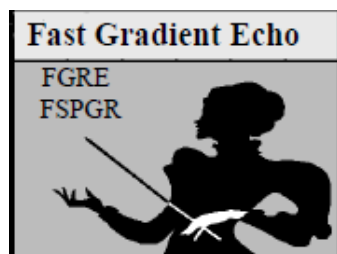
Fast Spoiled Gradient
Echo (FSPGR)

FAST GRADIENT ECHO

FAST GRE

Fast GRE GRadient Echo (Eco di gradiente) utilizza flip angle variabili per eccitare i protoni, quindi riportarli in equilibrio di fase per mezzo di gradienti. A confronto con la sequenza GRE convenzionale, la sequenza Fast GRE utilizza un impulso di eccitazione di durata inferiore RF (Radio Frequenza) e una larghezza di banda di ricezione superiore che accorcia la durata del tempo di lettura. Questa implementazione consente di prescrivere una TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) più breve e TE Time to Echo (Tempo di eco) e quindi tempi di scansione totali inferiori. Fast GRE possono essere acquisite utilizzando sequenze 2D sequential (sequenziale), 2D multi-planar (multiplanare) e 3D.

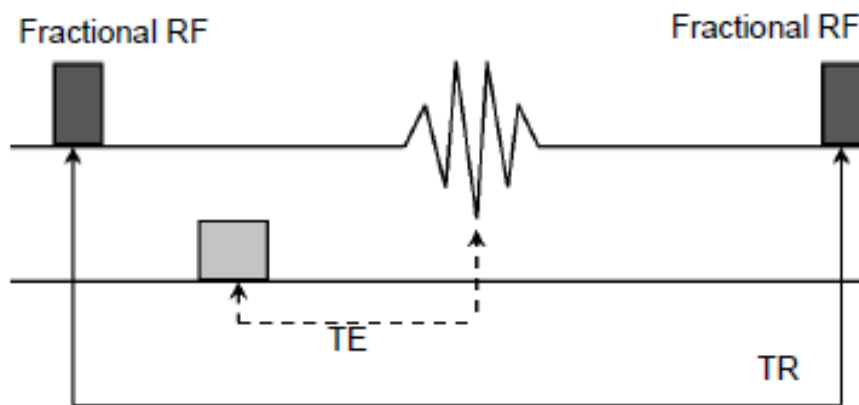
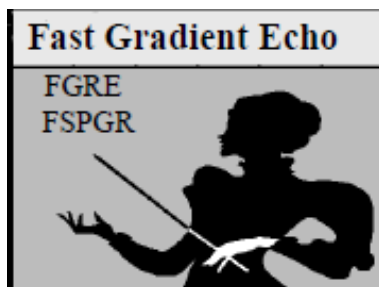
Fast GRE PSD: 1 = RF frazionale, 2 = TE, 3 = TR



FAST GRADIENT ECHO

FAST GRE

Fast Gradient Echo (FGRE) e Fast Spoiled Gradient Echo (FSPGR) utilizzano angoli di ribaltamento variabili per eccitare i protoni, quindi rifasarli mediante gradienti. Fast GRE è una combinazione di una sequenza gradient echo e una sequenza fast spin echo. La sequenza di impulsi funziona come una sequenza di eco gradiente, con l'eccezione di ulteriori impulsi di eccitazione RF (Alfa) frazionari all'interno di un singolo periodo TR. L'uso di una RF frazionaria riduce la durata dell'impulso di eccitazione e il tempo di lettura. Una larghezza di banda di ricezione più ampia viene utilizzata anche per ottenere TR e TE più brevi. Riducendo così il tempo di scansione totale rispetto alle sequenze GRE convenzionali.



FAST GRE

Applicazioni

Le sequenze Fast GRE vengono utilizzate per produrre immagini T2 pesate. I tessuti con T2 breve sono scuri mentre quelli con T2 lungo sono chiari. Nel cervello, CSF Cerebral Spinal Fluid (Liquor cerebrospinale) produce il segnale più chiaro su immagini TE da moderato ad ampio.

Altre applicazioni sono rappresentate in una tabella successiva.

La sequenza Fast Spoiled Gradient Echo viene eseguita proprio come una sequenza SPGR convenzionale, con l'eccezione di ulteriori impulsi di eccitazione RF (Alfa) all'interno di un singolo periodo TR. Come GRE e SPGR, il GRE veloce e il SPGR veloce possono essere acquisiti utilizzando sequenze 2D sequenziali, multiplanari 2D e 3D. La sequenziale 2D è una tecnica che raccoglie i dati una sezione alla volta. Viene eseguita una fase di codifica di fase per una fetta per TR. Tutti i passaggi di codifica di fase vengono completati per una sezione prima che vengano avviate sezioni aggiuntive. Il tempo totale di scansione è direttamente correlato al numero di posizioni prescritte. L'SPGR multipiano veloce acquisisce più posizioni di slice all'interno dello stesso TR, utilizzando TR più lunghi per ospitare più posizioni. L'SPGR veloce 3D e il GRE veloce offrono i vantaggi dell'acquisizione 3D quali SNR aumentato e sezioni contigue senza cross talk, pur consentendo tempi di scansione più rapidi.

Caratteristiche dell'immagine eco a gradiente veloce

Le sequenze di eco a gradiente veloce producono le stesse caratteristiche dell'immagine delle sequenze a gradiente standard. L'uso di impulsi di riavvolgimento nelle sequenze FGRE generalmente migliora la ponderazione T2 all'interno delle immagini. Nelle immagini FGRE pesate in T2, i tessuti con T2 corto sono scuri e i tessuti con T2 lungo sono luminosi. Nel cervello il liquido cerebrospinale produce il segnale più luminoso nelle immagini TE da moderate a tardive. Proprio come le immagini GRE standard, le interfacce aria-tessuto e tessuto osseo possono presentare vuoti di segnale a causa di artefatti di suscettibilità magnetica.

Gli impulsi spoiler vengono utilizzati nelle sequenze FSPGR e aiutano a migliorare la ponderazione T1 nelle immagini: i tessuti con T1 corto sono luminosi e i tessuti con T1 lungo sono scuri; nel cervello la sostanza bianca è più luminosa della materia grigia e il liquido cerebrospinale è scuro, nelle immagini FGRE.

A causa dei TR brevi utilizzati con Fast SPGR/Fast GRE standard, si verificano effetti di saturazione che determinano una riduzione di SNR e CNR. I TR brevi non consentono la flessibilità dell'angolo di ribaltamento per manipolare il contrasto dell'immagine perché l'aumento dell'angolo di ribaltamento può produrre effetti di saturazione maggiori.

Aumentare NEX per migliorare l'SNR potrebbe non essere un'opzione a causa del conseguente aumento del tempo di scansione. Tuttavia, l'opzione multiplanare può essere utilizzata per migliorare l'SNR con Fast SPGR.

- Il contrasto può essere manipolato con l'uso di agenti di contrasto per MRI o con le sequenze di preparazione dei tessuti disponibili con Fast GRE.

Il tempo massimo in cui la maggior parte dei pazienti può trattenere il respiro è di 20-25 secondi. Va tenuto presente quando si selezionano i parametri che influiscono sul tempo di scansione.

Se all'interno di un'immagine 3D Fast GRE/SPGR è presente un effetto ghosting eccessivo, quando si utilizza 1 NEX e No Phase Wrap (NPW), è possibile aumentare il NEX a 2 per contribuire a eliminarlo.

FAST GRADIENT ECHO

Applicazioni

Alcuni suggeriscono che FGRE e FSPGR siano localizzatori rapidi e ovunque nel corpo per produrre immagini T1, T2 e PD rapide. FGRE e FSPGR aumentano la sensibilità ai paramagneti, come i depositi di ferro, questo è utile quando si esegue l'imaging di ictus. Utilizzare multifase con FGRE e/o FSPGR per l'imaging a contrasto dinamico o studi cinematici. Utilizzare SPECIAL per sopprimere il segnale competitivo proveniente dal grasso negli studi muscoloscheletrici o negli studi con mezzo di contrasto.

Imaging Options			
X	None	X	Variable Bandwidth
X	Flow Compensation	X	No Phase Wrap
	POMP	X	Extended Dynamic Range
X	Square Pixel	X	Surface Coil Intensity Correction
	Respiratory Compensation		Classic
	Magnetization Transfer	X	Sequential
X	Cardiac Gating/Triggering		Respiratory Gating/Triggering
	Tailored RF	X	IR Prepared
X	DE Prepared	X	Multi-Phase
	Full Echo Train	X	CCOMP
X	ZIP 1024	X	ZIP 512
X	Zip x 2	X	ZIP x 4
	SmartPrep		Blood Suppression
	Multi Station		Real Time

Applicazioni più comuni per le sequenze FGRE

Fast GRE/SPGR sequenziale 2D	Fast SPGR multifase	IR/DE Preparati Fast GRE	FMPGRE/ /FMPSPGR multiplanare 2D)	3D Fast GRE/SPG
Acquisizioni in apnea di addome e pelvi T1 e T2*	Esami con contrasto risolto temporaneamente	Recupero di inversione: per sopprimere il segnale proveniente da un tessuto od organo selettivo, quale fegato o milza	Posizioni di sezioni multiple di addome o pelvi con una singola apnea	Immagini muscoloscheletriche/articolari T1 o T2* ad alta risoluzione quando si desiderano tempi di scansione ridotti
Addome e pelvi T1 con mezzo di contrasto	Esami sul movimento articolare del ginocchio, dell'articolazione temporomandibolare e del polso.	Recupero di inversione: addome con respirazione libera GE protocollo Addome, Fegato o Asset fegato e serie Ax FIRM non BH.	Immagini T1 di addome e pelvi con mezzo di contrasto	Riformattazione in piani multipli per eliminare la necessità di altre acquisizioni
Localizzatori ultrarapidi	Esami sulla flessione ed estensione della colonna cervicale	DE: per produrre un maggiore contrasto T2*	Per migliorare l'SNR nelle sequenze fast sequenziali	Acquisizione di immagini di addome e mammella in apnea con o senza SPECIAL (Speciale)
Acquisizione di immagini dell'arco aortico/cardiaco in apnea se usata con Fast FGR/FSPGR e gating (FastCard)				Imaging Multi-Phase (Multifase) di immagini volumetriche con mezzo di contrasto. Usare Slice ZIP o ZIPx2 o ZIPx4 per aumentare la risoluzione spaziale senza aumentare il tempo di

Pulse Seq: Select [Fast SPGR] for T1 contrast, [Fast GRE] for T2*.

Flip angle (Angolo di ribaltamento): Contrasto T1: 2D: dato un TR di contrasto, se si aumenta l'angolo di ribaltamento, si aumenta la ponderazione T1. I valori tipici vanno da 40° a 60° . 3D: è possibile utilizzare angoli di ribaltamento più brevi se abbinati a TR e TE brevi. I valori tipici vanno da 25° a 45° . T2* Contrasto: valori tipici dell'angolo di ribaltamento 2D: da 20° a 30° . Gli angoli di ribaltamento 3D tipici vanno da 5 a 8. Se si diminuisce l'angolo di ribaltamento, si aumenta la ponderazione T2* e si diminuisce l'SNR.

La sequenza **FIESTA Fast Imaging Employing STeady-state Acquisition** (Imaging veloce con acquisizione in stato stazionario) è una sequenza di impulsi di imaging coerente a stato stazionario completamente bilanciata progettata per produrre immagini con SNR Signal-to-Noise Ratio (Rapporto segnale-rumore) alto con TR Time to Repeat or Repetition Time (Intervallo o Tempo di ripetizione) molto brevi. Si tratta di un'acquisizione fast- ECG Elettrocardiogramma con gating, dello spazio k segmentato. Per queste sequenze TR molto brevi, viene rimessa in fase la magnetizzazione trasversale alla fine di ciascun intervallo TR. L'intensità del segnale derivante dipende da TR ed è correlata a T2 spin-spin relaxation time (tempo di rilassamento spin-spin) / T1 Tempo di rilassamento spin-reticolo . Ciò che più conta, la brevità dei TR è essenziale per mantenere la coerenza della fase di spin.

La coerenza della fase è necessaria a mantenere la magnetizzazione trasversale e a eliminare gli artefatti generati dagli effetti della sensibilità magnetica. Il contrasto dei tessuti si genera in base al rapporto di T2 e T1. Quindi la sequenza di impulsi accentua il contrasto degli spin con rapporti T2/T1 particolarmente alti (fluido cerebrospinale, acqua e tessuto adiposo) mentre sopprime il segnale dei tessuti con rapporti T2/T1 particolarmente bassi (muscolo e miocardio).

Applicazioni

La sequenza 2D FIESTA può risultare utile per la funzione di acquisizione cardiaca per la quale è necessaria una chiara delimitazione tra sangue (luminoso) e miocardio (scuro). Inoltre è utile per l'imaging cardiaco della valutazione della valvola, in quanto FIESTA compensa il flusso turbolento.

Altre applicazioni 2D FIESTA includono:

- Valutazione del movimento della parete cardiaca
- Analisi quantitativa
- Valutazione dei grandi vasi
- Morfologia delle valvole

2D FIESTA con fat SAT Saturazione (SAT tessuto adiposo) viene utilizzata per l'acquisizione di immagini addominali in particolare per visualizzare il tratto biliare e quello urinario. Quando ci sono controindicazioni per la somministrazione del contrasto o il paziente la rifiuta, 2D FIESTA con la saturazione dei tessuti adiposi può essere utilizzata per visualizzare i grandi vasi e le ramificazioni nell'addome entro pochi secondi.

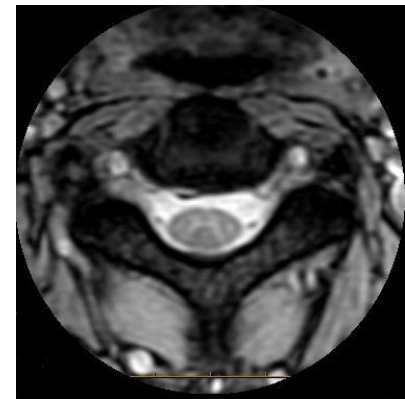
Considerazioni

I vantaggi di FIESTA possono essere sfruttati solo con un TR molto breve.

Il contrasto dell'acqua e del tessuto adiposo viene accentuato, mentre i tessuti di muscolo e miocardio vengono soppressi.

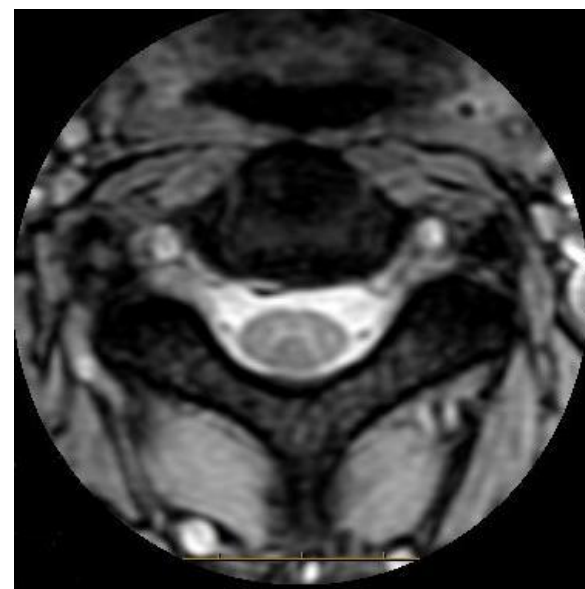
MERGE, Multiple-Echo Recalled Gradient Echo è una sequenza di impulsi 2D fast GRE Gradient Echo (Eco di gradiente) che acquisisce echi multipli in vari TE diversi e quindi esegue la media di questi echi per formare una singola immagine della colonna vertebrale cervicale pesata in T2*. MERGE utilizza una larghezza della banda di ricezione superiore (31.25 kHz) che riduce l'artefatto chimico e di suscettibilità e migliora l'IQ.

Man mano che la banda di ricezione aumenta, l'SNR, la variazione chimica e l'artefatto di suscettibilità diminuiscono. Gli eco multipli forniscono l'SNR aggiuntivo che è necessario con una larghezza di banda di ricezione superiore.



MERGE Multiple-Echo Recalled Gradient Echo (Eco di gradiente richiamato con eco multipli) è progettato per l'imaging assiale pesato in T2* della colonna vertebrale cervicale.

MERGE può ridurre al minimo la suscettibilità e l'artefatto di variazione chimica e a causa dell'eccellente cospicuità della materia grigia/bianca nella colonna vertebrale, migliora la visualizzazione della compressione del midollo e la patologia del parenchima.



Considerazioni

- Le seguenti opzioni di acquisizione (Imaging Options) sono disponibili con MERGE:
 - Extended Dynamic Range (Gamma dinamica estesa)
 - Flow Compensation (Compensazione di flusso) (automaticamente attivata)
 - No Phase Wrap (Senza continuità di fase)
 - Square Pixel (Pixel quadrato)
 - ZIP 512
- Il TE è impostato su Min Full (Min Comp) e non può essere modificato. Il valore TE effettivo (tempo eco medio) è circa 15 ms e 12 ms per 1.5T e 3.0T, rispettivamente.
- Il numero di eco viene determinato dalla larghezza della banda di ricezione e il valore di frequenza. Quanto più alta è la larghezza della banda ricezione, tanti più echi vengono acquisiti e quindi la suscettibilità e gli artefatti di variazione chimica diminuiscono. Lo svantaggio per l'artefatto diminuito è la perdita di SNR Rapporto segnale-rumore .

Fast Spoiled Gradient Echo (FSPGR)

Fast SPGR SPOiled GRAdient Echo (Eco gradiente Spoiled) utilizza angoli di deflessione variabili per eccitare i protoni, quindi riportarli in equilibrio di fase per mezzo di gradienti. A confronto con la sequenza SPGR, la sequenza Fast SPGR utilizza un impulso di eccitazione di durata inferiore RF e una larghezza di banda di ricezione superiore che accorcia la durata del tempo di lettura. Questa implementazione consente di prescrivere una TR più breve e TE e quindi tempi di scansione totali inferiori.

Fast SPGR possono essere acquisite utilizzando sequenze 2D sequential (sequenziale), 2D multi-planar (multiplanare) e 3D.

Fast Spoiled Gradient Echo (FSPGR)

Applicazioni

Le sequenze Fast SPGR sono utilizzate per produrre ponderazione T1 nelle immagini in cui i tessuti con T1 breve sono chiare mentre i tessuti con T1 lungo sono scuri. Nel cervello, la materia bianca è più chiara di quella grigia e il CSF Cerebral Spinal Fluid (Liquor cerebrospinale) è scuro.

Considerazioni

Le sequenze Fast SPGR risultano in un SNR Signal-to-Noise Ratio (Rapporto segnale-rumore) ridotto quando confrontato con le sequenze SPGR non veloci. La diminuzione di SNR è dovuta all'uso di: larghezze di banda superiori, valori TR ultra brevi, NEX Number of EXcitations (Numero di eccitazioni) frazionale e risonanza frazionale.

Fast Spoiled Gradient Echo (FSPGR)

Data la brevità dei TR, gli effetti di saturazione si verificano determinando una riduzione di SNR e CNR Contrast-to-Noise Ratio (Rapporto contrasto-rumore). TR brevi non consentono una flessibilità dell'angolo di deflessione al fine di manipolare il contrasto delle immagini, in quanto un aumento dell'angolo di deflessione può causare effetti di saturazione maggiori.

L'aumento di NEX per migliorare l'SNR potrebbe non essere un'opzione valida a causa dell'aumento del tempo di scansione. Tuttavia, l'opzione multiplanare può essere usata per migliorare l'SNR.

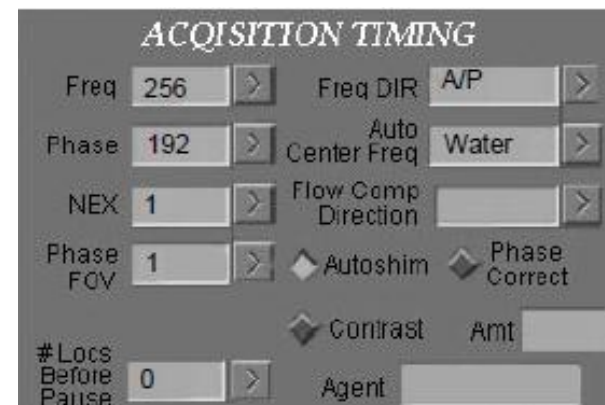
Gli effetti delle variazioni chimiche sono visibili quando un voxel contiene tessuto adiposo e acqua e il TE è impostato su un tempo in modo che i vettori siano in fase o fuori fase. I margini tra tessuto adiposo e tessuti con un contenuto superiore d'acqua sono chiari o scuri.

Freq [256] Freq: l'aumento della matrice di frequenza produce: aumento di TE e TR minimi, aumento della risoluzione e diminuzione dell'SNR.

Fase [192] Fase: Fase controlla il tempo di scansione e può controllare la risoluzione.

NEX [1] NEX: selezionare un valore NEX che produca un SNR sufficiente.

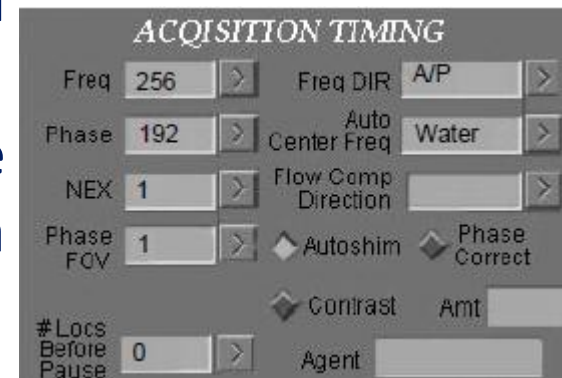
FOV di fase [1] FOV di fase: selezionare 0,75 o 0,5 per ridurre i passaggi di fase e quindi diminuire il tempo di scansione, diminuire il FOV nella direzione della fase e diminuire leggermente l'SNR. La dimensione del FOV di fase viene visualizzata accanto al fattore FOV di fase. Il valore FOV di fase viene applicato a tutti e tre i piani.



Freq DIR [A/P] Freq DIR: il localizzatore a 3 piani non segue la normale convenzione per determinare la direzione della frequenza. Attiva No Phase Wrap ogni volta che un'acquisizione del Localizzatore a 3 piani contiene anatomia al di fuori del FOV selezionato in qualsiasi direzione.

Freq centrale automatica [Acqua] Freq centrale automatica: L'acqua è generalmente la frequenza centrale selezionata.

Flow Comp Direction: Comp. flusso DIR N/D Shim automatico [On] Shim automatico: fare clic sul pulsante Shim automatico quando si utilizza un FOV fuori centro e nella prima serie di ciascun esame..





Il Localizzatore a 3 piani consente l'acquisizione sequenziale di tre piani di scansione ortogonali che vengono scansionati in un'unica serie con una prescrizione di scansione. Il localizzatore a 3 piani utilizza una sequenza di impulsi di eco a gradiente veloce e può ottenere i tre piani in un'unica apnea.

SCANNING RANGE

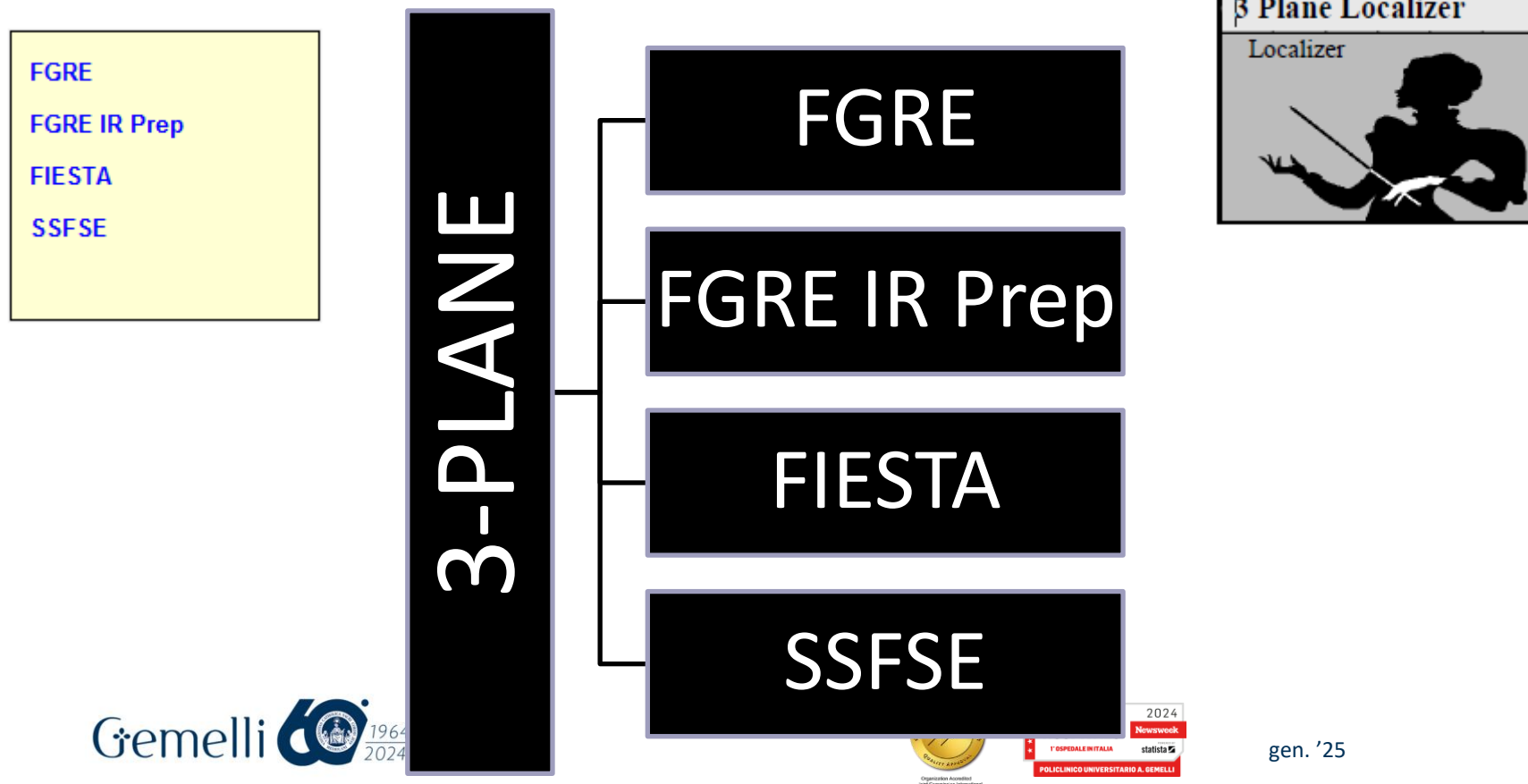
	Min.	Max.	R / L	A / P	S / I
FOV	7	48	Center of FOV 0.0	0.0	0.0
Slice Thickness					
Spacing			# Slices Per Plane 3	Table Delta 0.00	

Images are acquired in the following order:

1. Axial
2. Sagittal
3. Coronal

Il Localizer PSDs (PSD localizzatore) produce immagini dai tre piani che è possibile utilizzare nella Graphic Rx per definire le sezioni e le bande di saturazione mentre si visualizzano le posizioni esatte in tutti e tre i piani.

Ci sono quattro sequenze di impulsi localizzatori che sono solitamente abbastanza rapidi per l'acquisizione di dati durante una singola apnea.

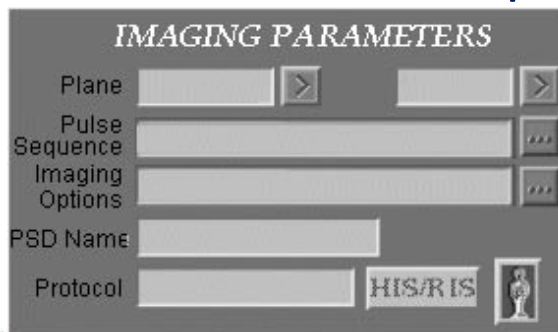


LE SEQUENZE: 3-PLANE

Qualcosa a cui pensare...

I seguenti parametri di scansione non sono programmabili:

- ☐ TR (il valore minimo viene selezionato automaticamente)
- ☐ TE (il valore minimo viene selezionato automaticamente)
- ☐ Angolo di ribaltamento (viene utilizzato un angolo di ribaltamento di 30°)
- ☐ Larghezza di banda di ricezione (viene utilizzato 32Khz)
- ☐ Attivare No PhaseWrap ogni volta che un'acquisizione del Localizzatore a 3 piani contiene anatomia al di fuori del FOV selezionato in qualsiasi direzione.
- ☐ All'aumentare del numero di Slice per Piano, aumenta il tempo di scansione.



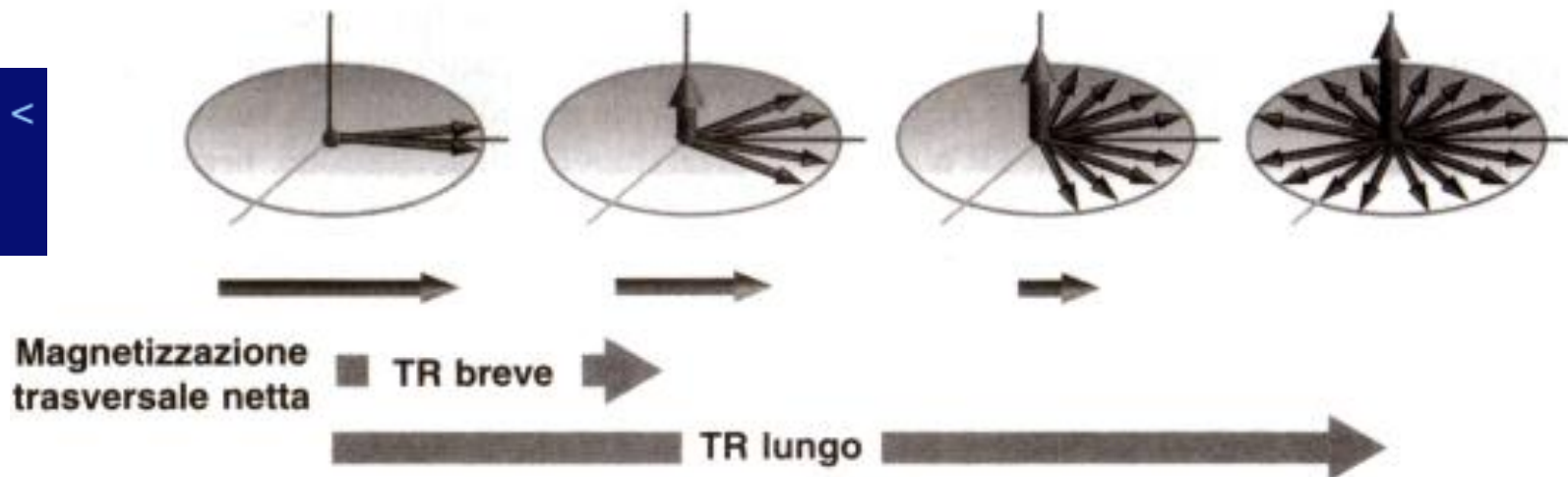
- Ogni piano viene acquisito in un passaggio diverso.
- No Phase Wrap è l'unica opzione di imaging disponibile con il localizzatore a 3 piani. La NPW è necessaria se l'anatomia cade al di fuori del FOV nella direzione della fase in uno qualsiasi dei tre piani.
- Se il centro del FOV, per una qualsiasi delle sezioni prescritte, non rientra nell'intervallo di scansione della bobina selezionata, viene inviato un messaggio. Modificare la posizione del centro del FOV o diminuire il numero di sezioni per piano.

The image shows a screenshot of a medical imaging control interface titled "IMAGING PARAMETERS". It contains several input fields and buttons:

- Plane:** A text field with a right-pointing arrow button next to it.
- Pulse Sequence:** A text field with a button containing three dots.
- Imaging Options:** A text field with a button containing three dots.
- PSD Name:** A text field.
- Protocol:** A text field followed by a button labeled "HIS/RIS" and a small icon of a person.

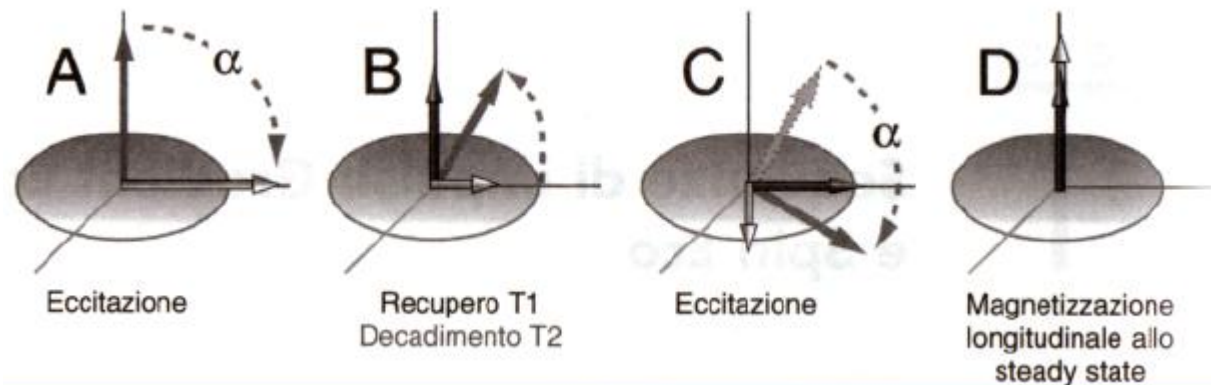
STATO DI EQUILIBRIO (STEADY STATE)

Valori di TR <
150 msec
(TR < T2)



Nelle sequenze ad eco di gradiente, in cui il TR è particolarmente breve (<150ms) si verifica un fenomeno definito dello stato di equilibrio o steady state. Accade che al ripetersi della sequenza, la magnetizzazione trasversale non è ancora completamente decaduta (gli spin non sono ancora sfasati) per cui la MT residua contribuisce al segnale della acquisizione successiva.

Quantità di magnetizzazione trasversale determinata principalmente dal TR



In sostanza, quando arriva il nuovo impulso RF la magnetizzazione longitudinale non è ancora recuperata e la magnetizzazione trasversale non è ancora decaduta, per cui il segnale dipende sia dal T1 che dal T2.

La magnetizzazione trasversale residua si somma alla magnetizzazione longitudinale in maniera imprevedibile (spesso non in fase) rendendo ambiguo il contrasto dell'immagine, che dipenderà sia dal T1 che dal T2.

STATO DI EQUILIBRIO (STEADY STATE)

Per rendere clinicamente utili queste sequenze si utilizzano due strategie:

- Distruzione della componente trasversale (immagini T1 dipendenti)
- Rifasamento della componente trasversale (immagini dipendenti dal rapporto T2/T1)

Stato di equilibrio : sequenze T1 dipendenti (Spoiled GRE)

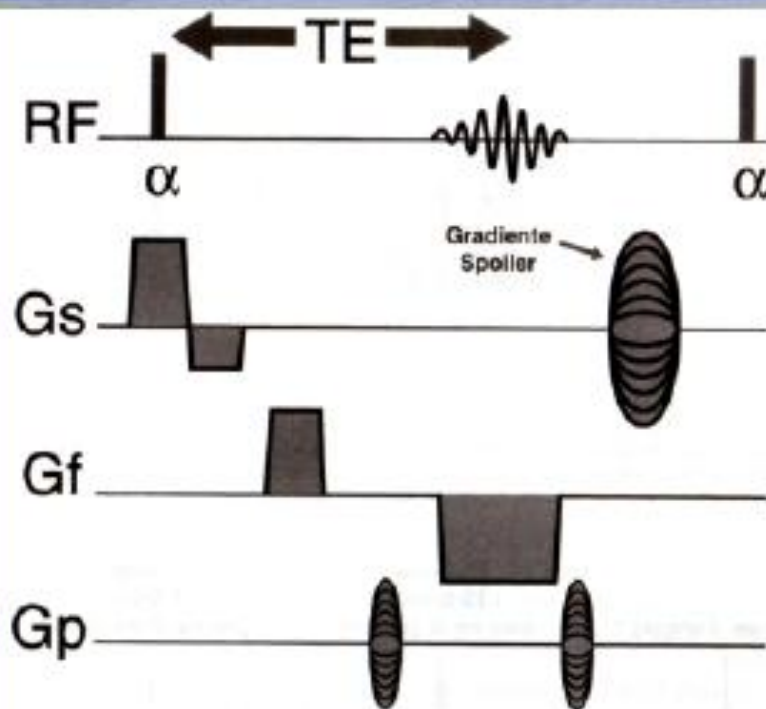
Per cancellare la componente trasversale residua si utilizzano onde di gradiente supplementari (gradiente spoiler)

In alternativa si utilizza un impulso di RF con un disegno tale da eliminare la componente trasversa (RF spoiler)

Sequenze Spoiled GRE

FLASH (Siemens), SPGR (GE), CE-FFE-T1 (Philips)

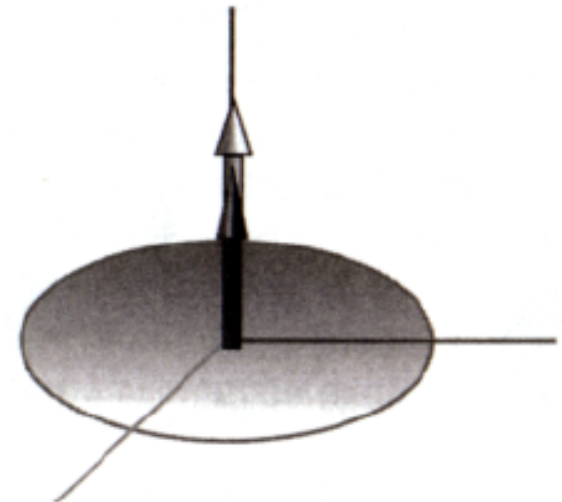
Lo spoiler serve a distruggere la magnetizzazione trasversale residua ed a pesare la sequenza in T1



Stato di Equilibrio

sequenze T2/T1 dipendenti

Per enfatizzare la componente trasversa residua si utilizzano gradienti di rifasamento (gradienti rewinder). Si parla di sequenze GRE non spoilerate.



Unspoiled Gradient Echo

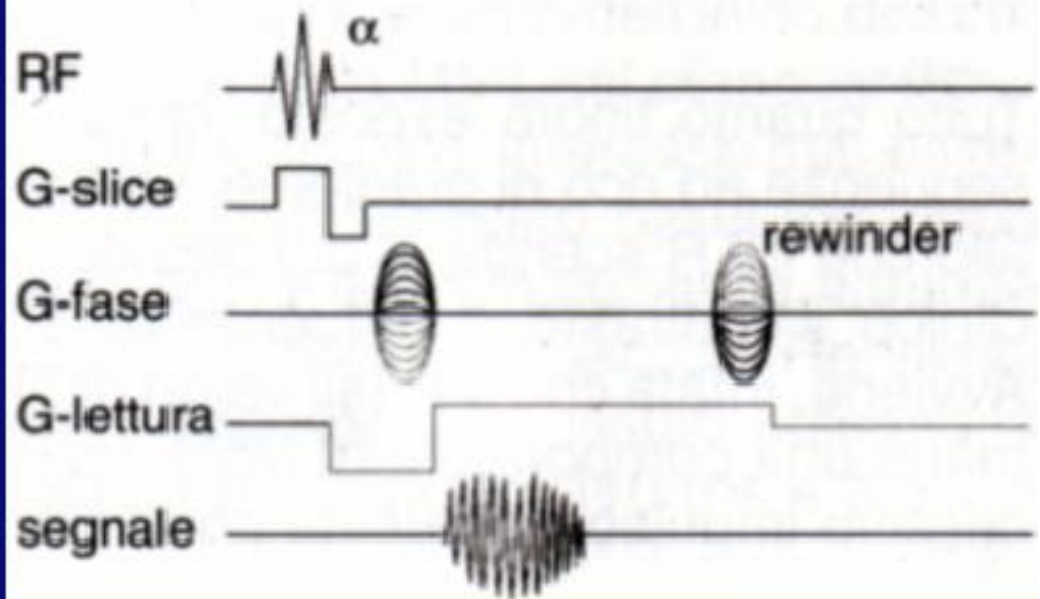
La strategia opposta consiste nell'applicare un gradiente di rifasamento degli spin che esalta la magnetizzazione trasversale e "pesa" la sequenza in T2.



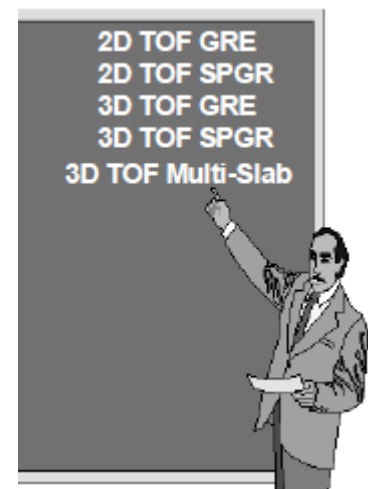
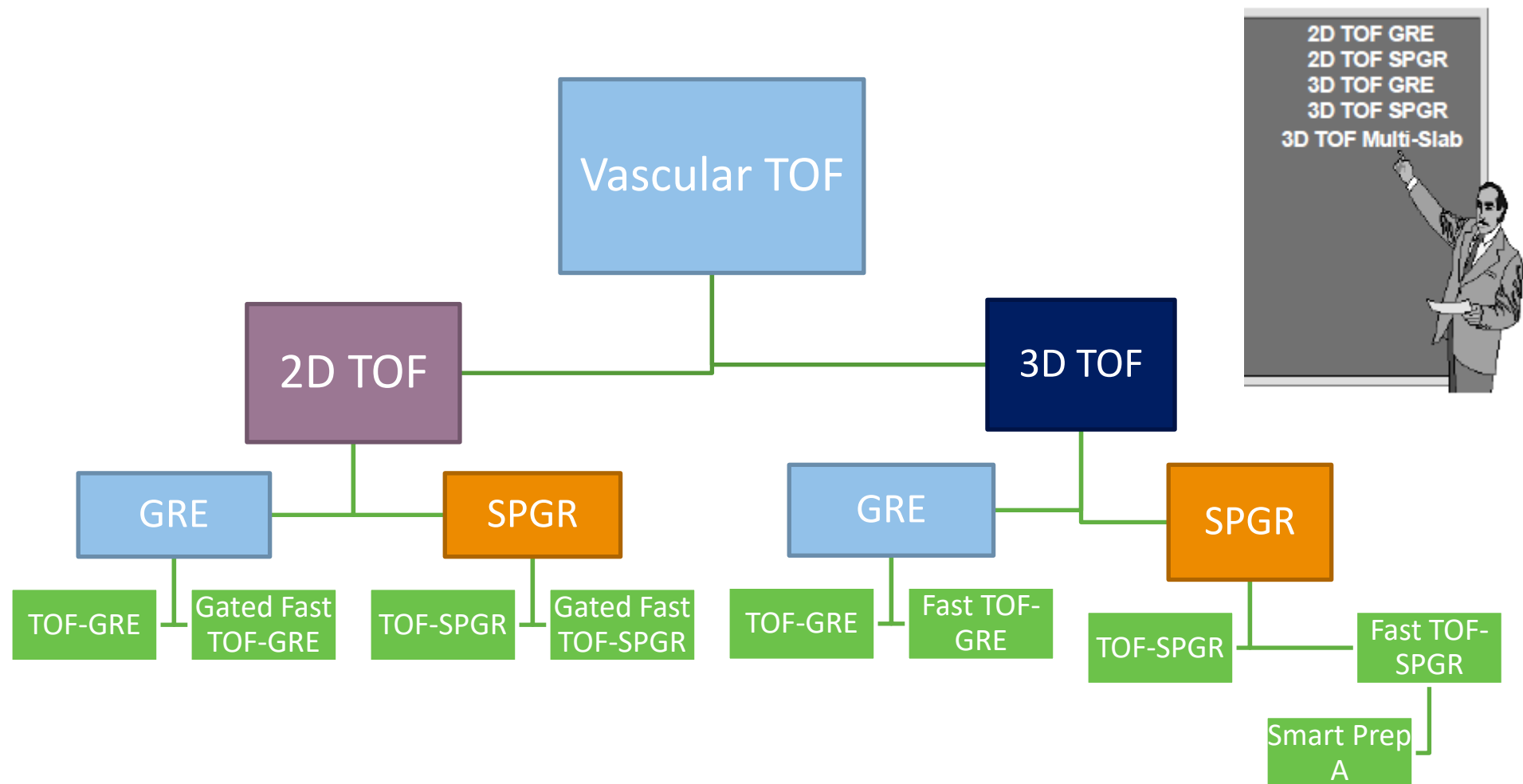
Sequenze Unspoiled GRE

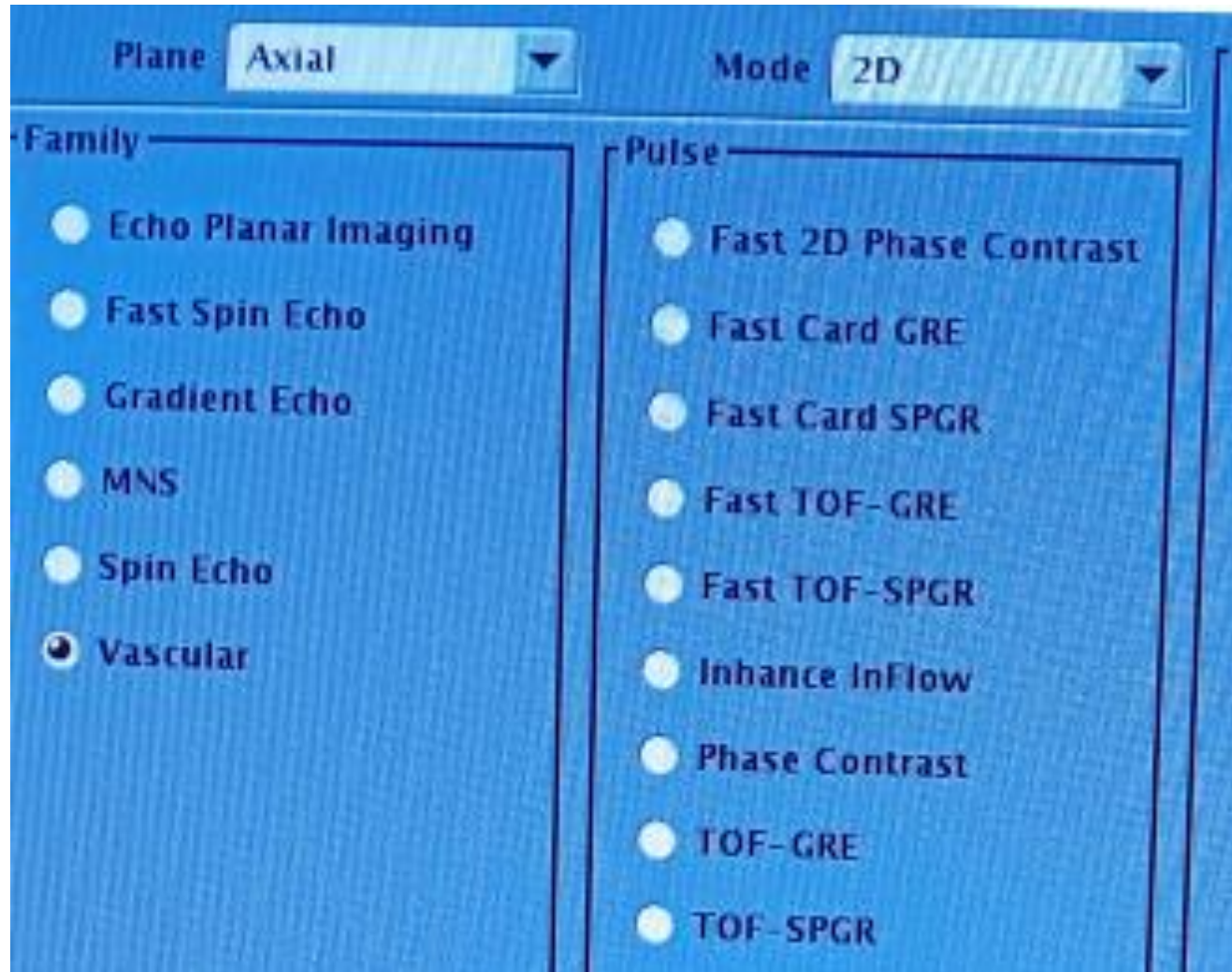
(gradiente rewinder)

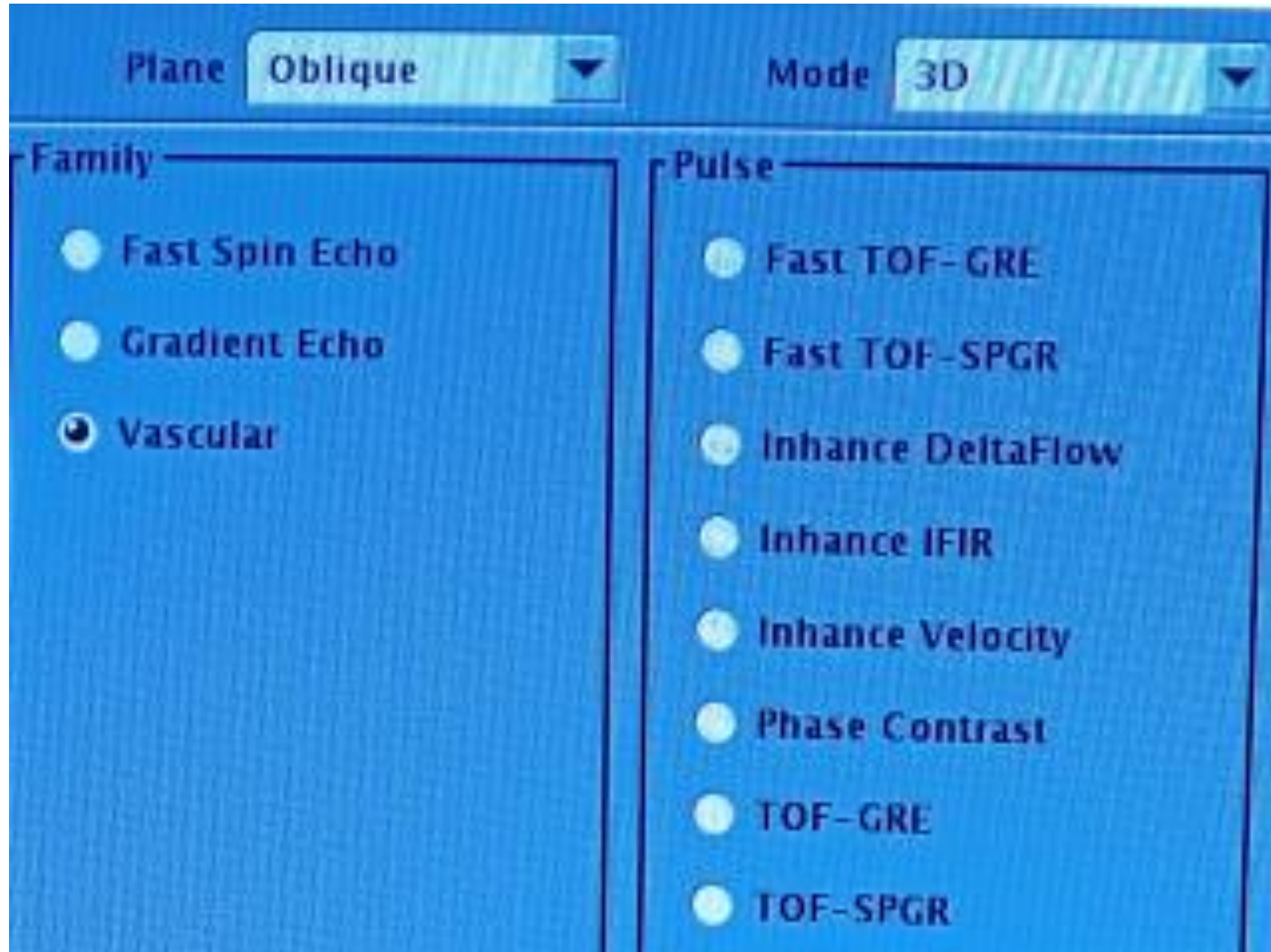
FISP (Siemens),
GRASS (GE),
FFE (Philips)...

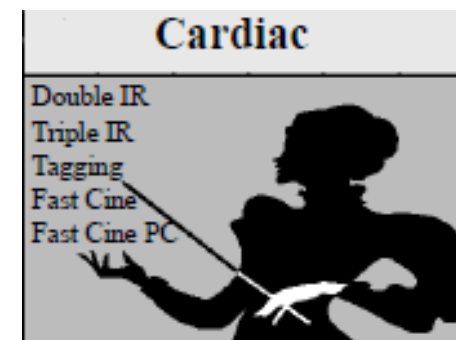
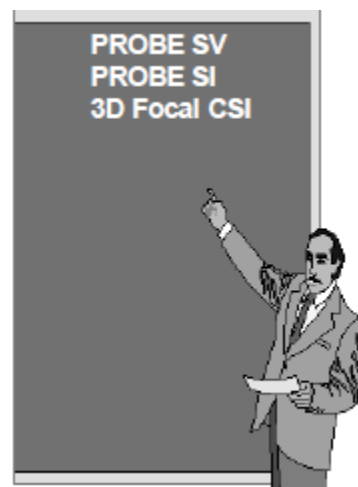
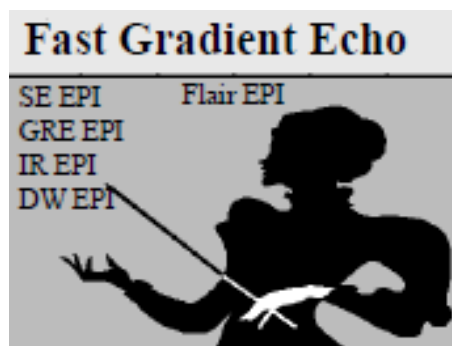
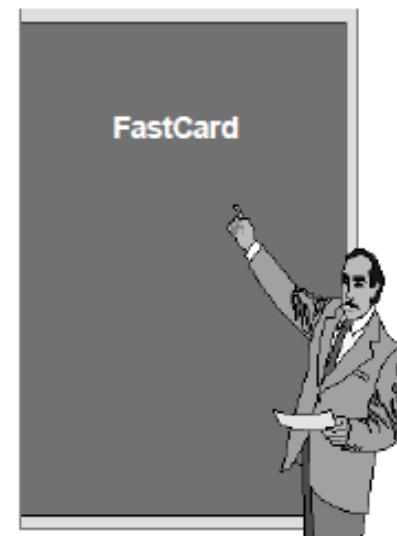
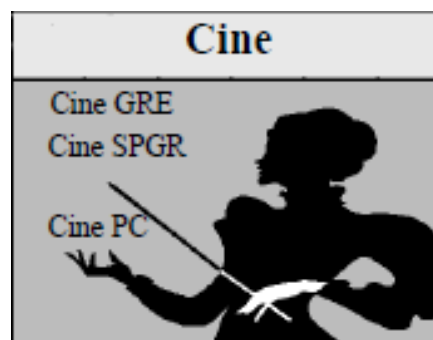


Il gradiente di rifasamento degli spin (rewinder) serve ad esaltare la magnetizzazione trasversale ed a "pesare" la sequenza in T2 (in realtà il segnale dipende dal rapporto T2/T1).









LAVA si trova nell'elenco delle famiglie di eco di gradiente 3D.

COSMIC è un 3D veloce GRE GRadient Echo (Eco di gradiente) che viene utilizzato per eseguire un'immagine assiale della colonna vertebrale cervicale.

BRAVO è una tecnica di imaging parallelo per l'imaging neuro. Rispetta l'MRI funzionale come sequenza rapida ad alta risoluzione pesata in T1. Questa tecnica fornisce volume isotropici del cervello intero acquisiti in 3 - 4 minuti, riducendo la lunghezza totale dell'esame fMRI almeno del 40%

VIBRANT Volume Imaged BReast AssesmeNT (Volume di acquisizione per valutazione mammelle) fornisce immagini bilaterali delle mammelle con soppressione del tessuto adiposo, ad alta risoluzione e dinamiche

MERGE è un'acquisizione GRE veloce che acquisce echi multipli che vengono ricostruiti in una singola immagine pesata in T2* della colonna C.

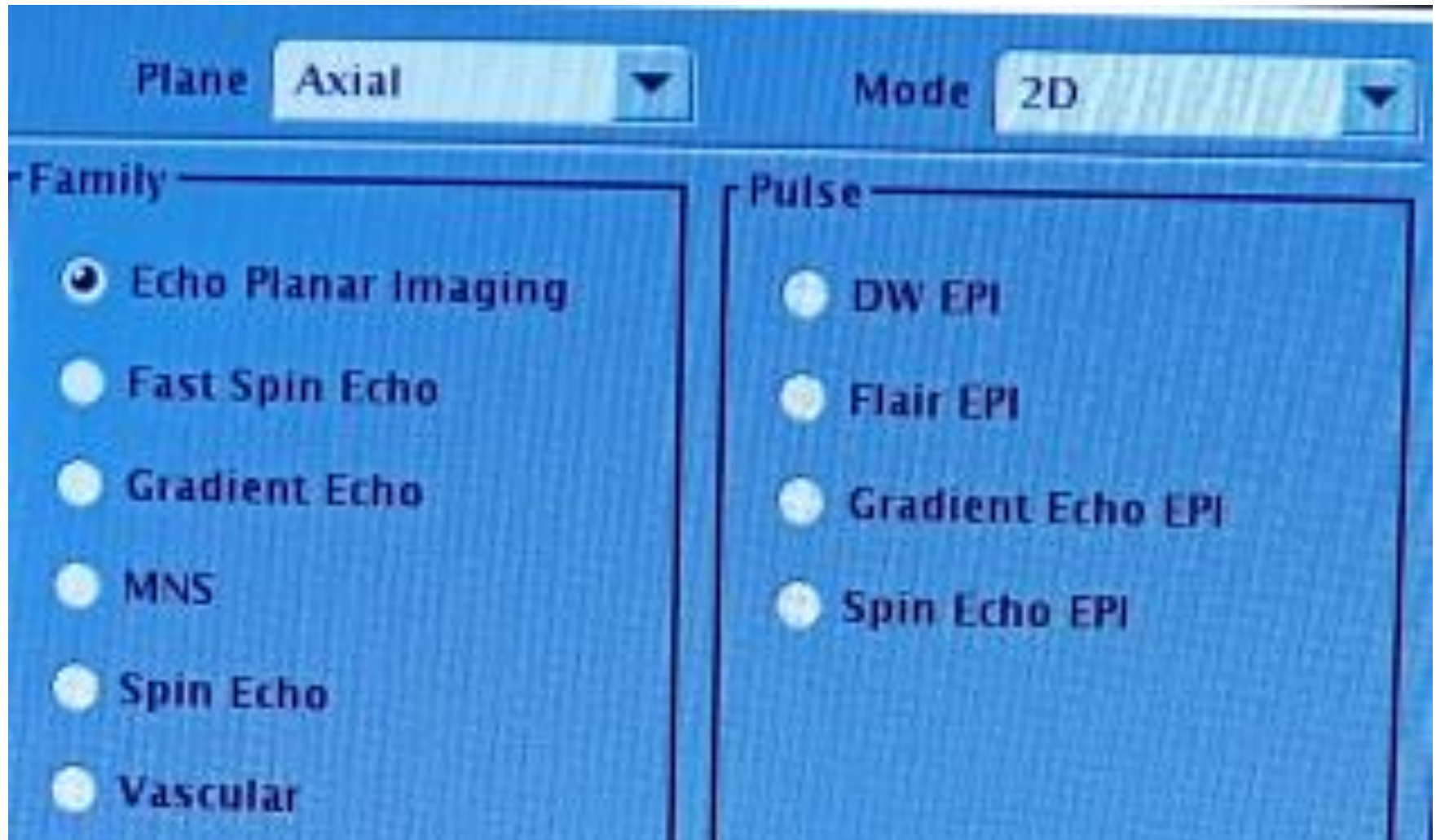
DW EPI

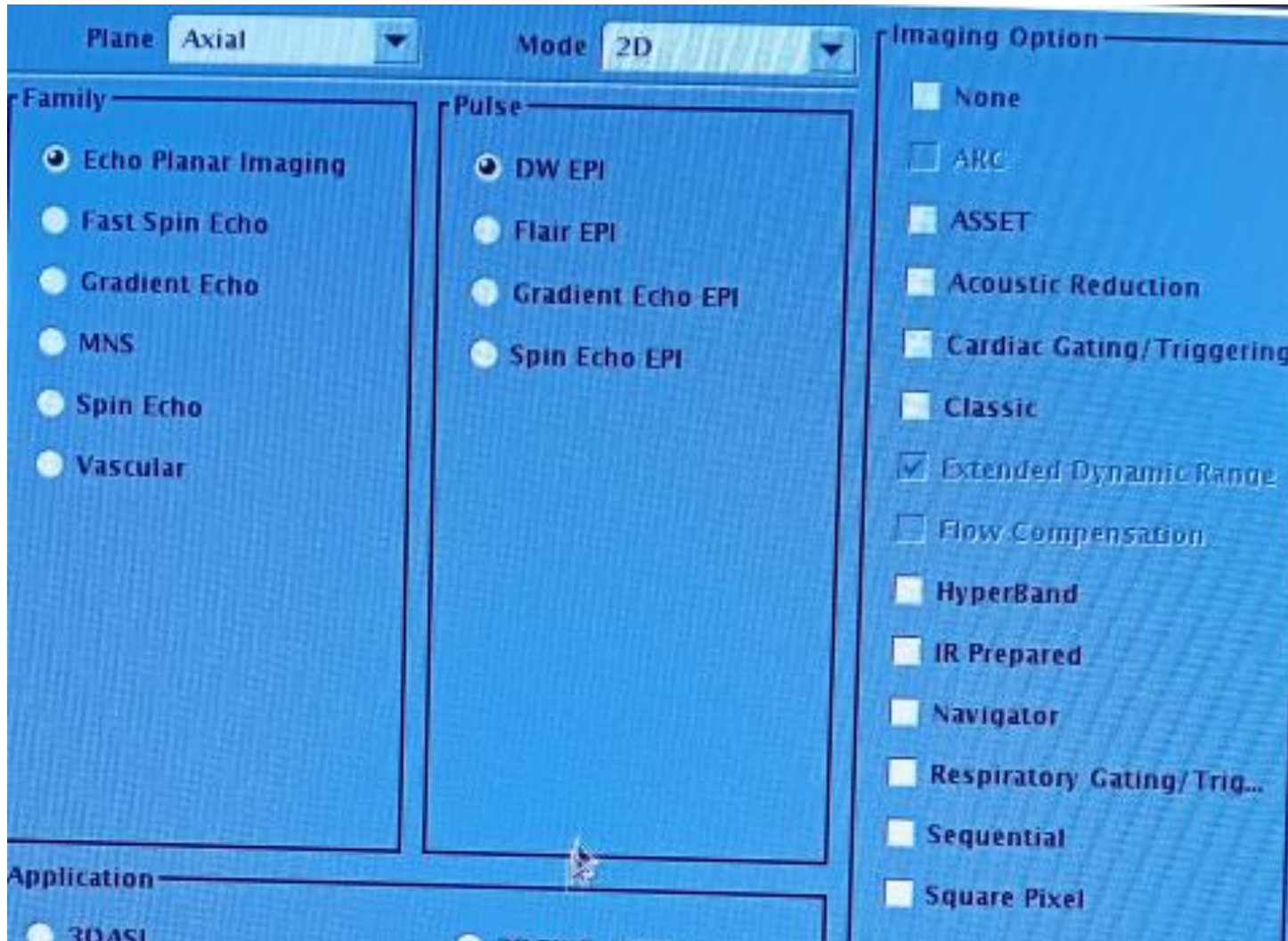
Tensore DW EPI

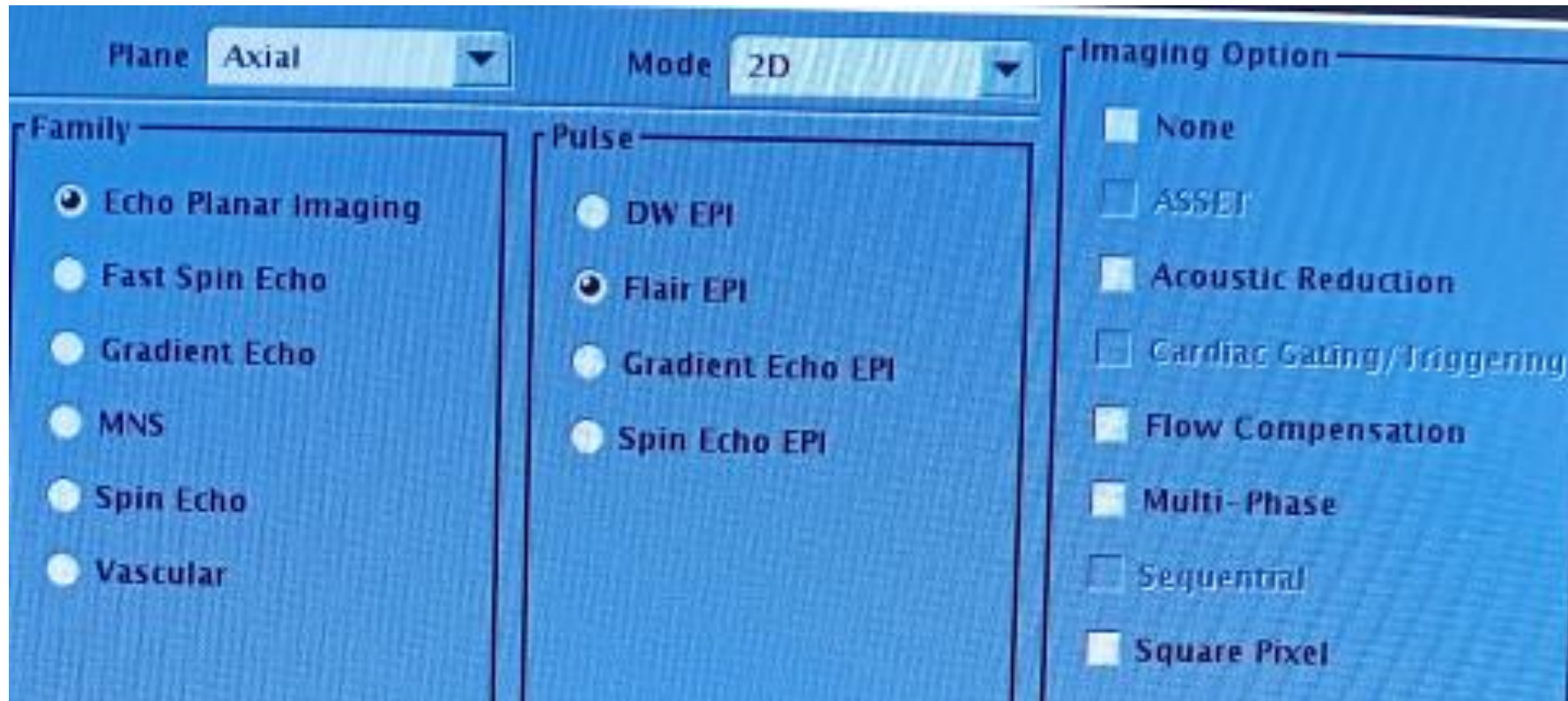
FLAIR EPI

Gradient Echo EPI (EPI con eco di gradiente)

Spin Echo EPI (EPI con eco di spin)







Plane **Axial** Mode **2D**

Family

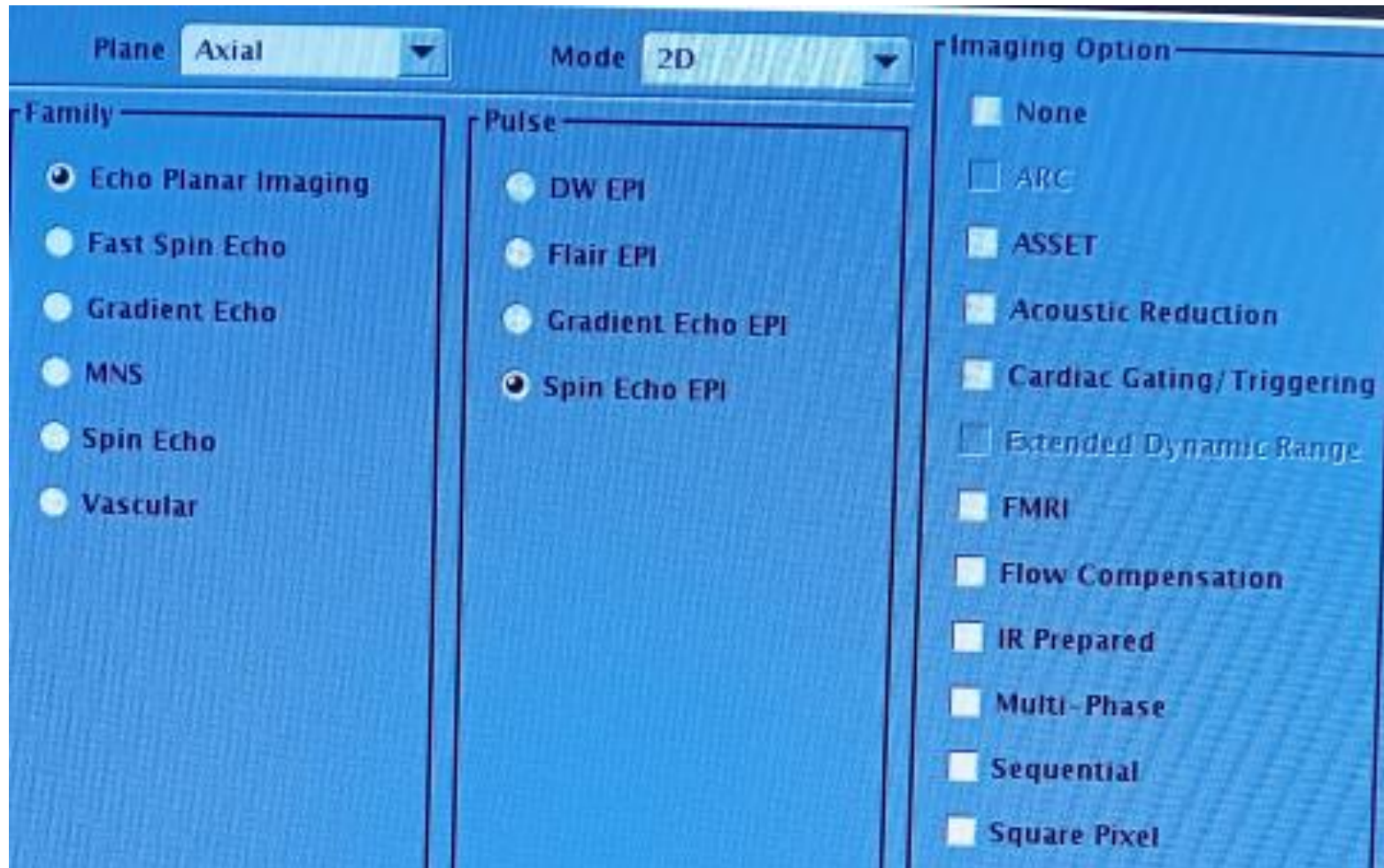
- ☒ Echo Planar Imaging
- ☐ Fast Spin Echo
- ☐ Gradient Echo
- ☐ MNS
- ☐ Spin Echo
- ☐ Vascular

Pulse

- ☐ DW EPI
- ☐ Flair EPI
- ☒ Gradient Echo EPI
- ☐ Spin Echo EPI

Imaging Option

- ☐ None
- ☐ ARC
- ☐ ASSET
- ☐ Acoustic Reduction
- ☐ Cardiac Gating/Triggering
- ☐ Extended Dynamic Range
- ☐ FMRI
- ☐ Flow Compensation
- ☐ HyperBand
- ☐ IR Prepared
- ☐ Multi-Phase
- ☐ Sequential
- ☐ Square Pixel



<https://radiopaedia.org/>
<https://www.imaios.com/en>