

CORSO BASE DI RISONANZA MAGNETICA

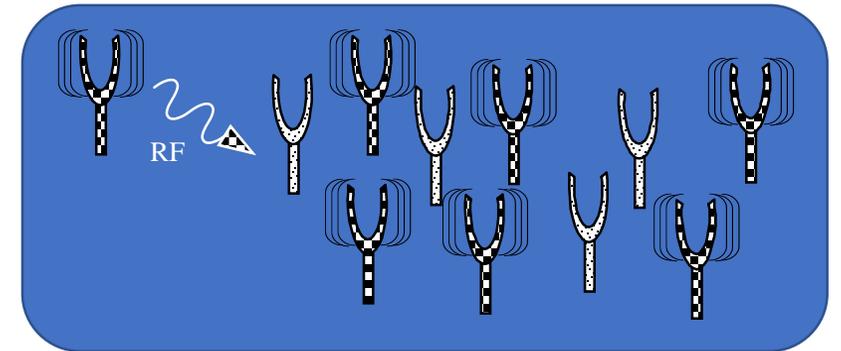
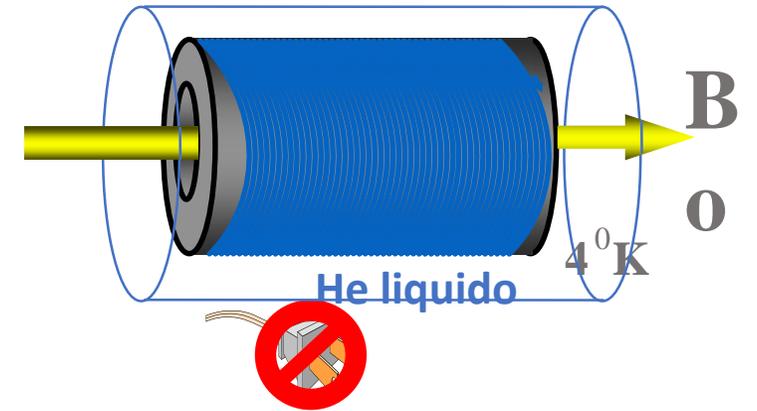
Latina, 7 Maggio 2022

**PESATURA DELLE
IMMAGINI E
PARAMETRI DI
OTTIMIZZAZIONE**

Dott.ssa TSRM Chiara Gambaretto

IMAGING RM

- Magnetizzazione del pz
- Invio di un impulso di RF
- Cessazione dell'impulso di RF
- Rilassamento del sistema



†

**Il FID
(free induction decay)
è la risposta al
rilassamento del
sistema.**

Il FID determina la pesatura delle immagini

La stimolazione dei tessuti genera un segnale di ritorno che verrà letto ed interpretato dall'apparecchiatura.

Si otterranno delle immagini dette “pesate in T1” oppure “pesate in T2”.

La differente pesatura non è altro che un diverso aspetto delle immagini, anche se esse rappresentano sempre nel dettaglio la parte anatomica in studio.

Le immagini vengono ottenute attraverso la considerazione di:

- **PARAMETRI INTRINSECI**
- **PARAMETRI ESTRINSECI**

IMAGING RM

PARAMETRI INTRINSECI: Pesatura Delle Immagini

- **T1: Tempo di rilassamento Longitudinale**
- **T2: Tempo di rilassamento Trasversale**
- **DP: Densità Protonica**

Questi tempi di rilassamento sono correlati all'Imaging di Risonanza Magnetica e sono fortemente dipendenti dalle caratteristiche chimiche e strutturali dell'oggetto esaminato, dalla durata del segnale e dall'intensità del segnale.

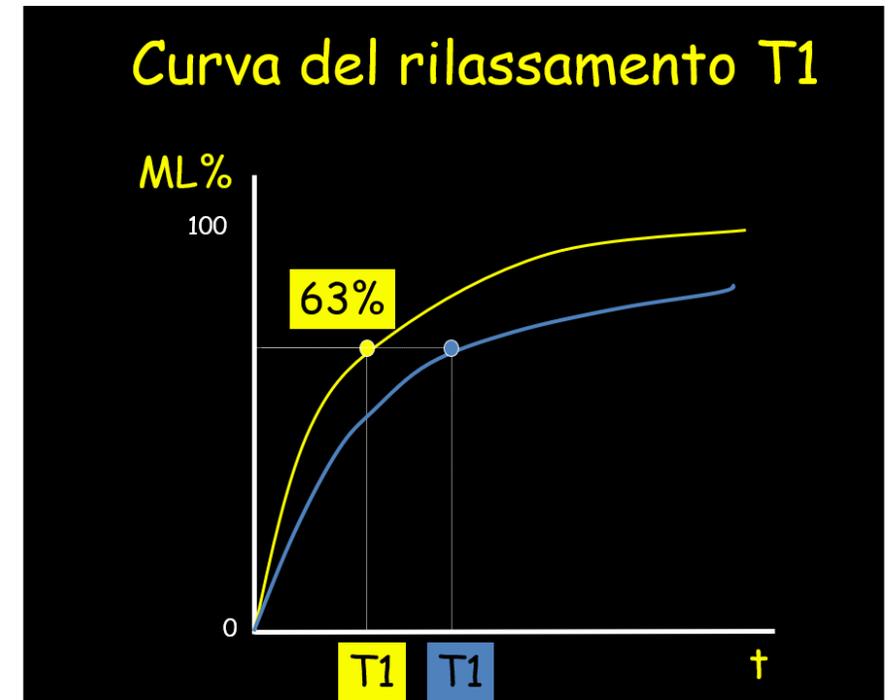
Il segnale RM dipende da:

- ✓ Nuclei contenuti nel volume di tessuto esaminato
- ✓ Scambi termodinamici tra i sistemi di spin e l'ambiente molecolare che li circonda

PARAMETRI INTRINSECI: Pesatura Delle Immagini

Tempo di rilassamento T1

- E' definito come il tempo impiegato a riportare la magnetizzazione longitudinale al 63 % del suo valore originario. Il T1 rappresenta l'interazione dei protoni con le molecole circostanti
- E' la misura del tempo richiesto ai protoni per tornare alla condizione di equilibrio iniziale, grazie alla cessione di energia al microambiente circostante sottoforma di calore
- La velocità del T1 dipende da numerosi fattori, tra cui l'intensità del campo B_0 (cresce all'aumentare di questo) e le dimensioni della molecole (ad esempio, il DNA o i liquidi hanno un T1 lungo, i lipidi breve)

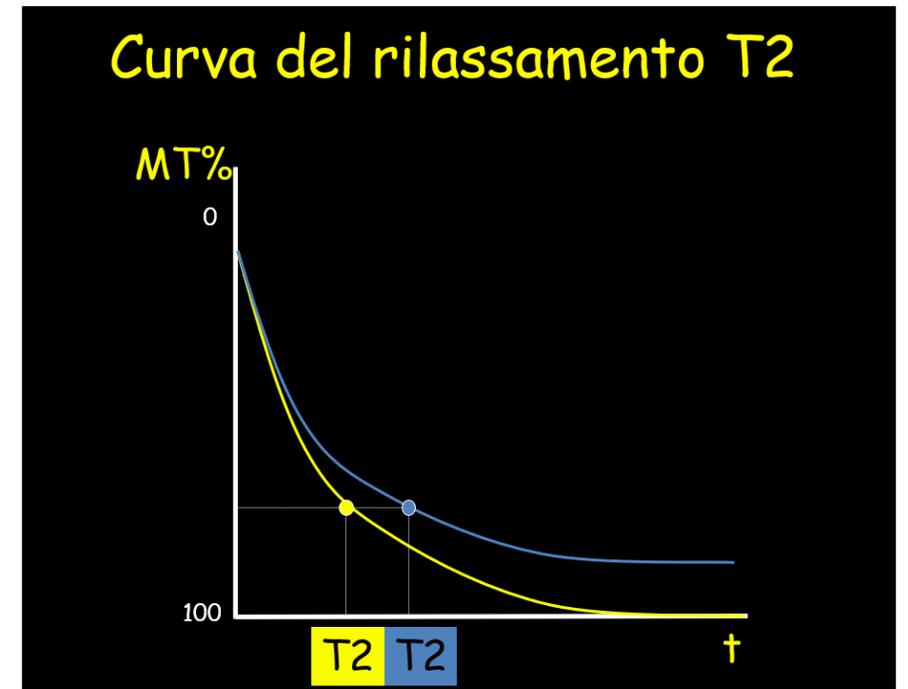


IMAGING RM

PARAMETRI INTRINSECI: Pesatura Delle Immagini

Tempo di rilassamento T2

- E' il tempo necessario affinché la magnetizzazione trasversale scenda a circa il 37% del suo valore iniziale.
- E' il processo mediante il quale le componenti trasversali della magnetizzazione decadono o sfasano.
- I sinonimi di rilassamento T2 sono rilassamento trasversale e rilassamento spin-spin.



IMAGING RM

PARAMETRI INTRINSECI: Pesatura Delle Immagini

Densità Protonica

- E' il numero dei nuclei risonanti presenti per unità di volume: non tutti i protoni possono contribuire in maniera significativa al segnale RM, ma solo quelli che costituiscono le molecole dell'acqua libera
- Più alto è il numero di protoni di acqua libera (risonanti), maggiore è l'intensità di segnale.
- Non tutti i protoni di idrogeno contenuti nei tessuti presentano, per le peculiarità dei loro legami chimici, proprietà termodinamiche utili ai fini dell'imaging diagnostico: infatti, i tessuti differiscono tra loro a seconda della percentuale di acqua che contengono e della frazione di acqua libera rispetto all'acqua legata ai sistemi macromolecolari, componente quest'ultima che non costituisce la DP rilevabile alla RM.

IMAGING RM

Scegliendo opportunamente la sequenza di impulsi RF è possibile imporre al sistema di spin una determinata dinamica, così da ottenere l'informazione dal segnale RM e conferire all'immagine la pesatura che mi interessa.



**Cosa influenza
il risultato
dell'immagine?**

- PARAMETRI INTRINSECI
- PARAMETRI ESTRINSECI

IMAGING RM

PARAMETRI ESTRINSECI

Sono tutti quei parametri strumentali che, nella costruzione dell'immagine, l'operatore è in grado di modulare per andare ad agire sul peso dei singoli fattori biologici dell'intensità di segnale presente in ogni «pixel».

Con la variazione di questi parametri è possibile realizzare immagini mirate, ovvero immagini T1 o T2 pesate.

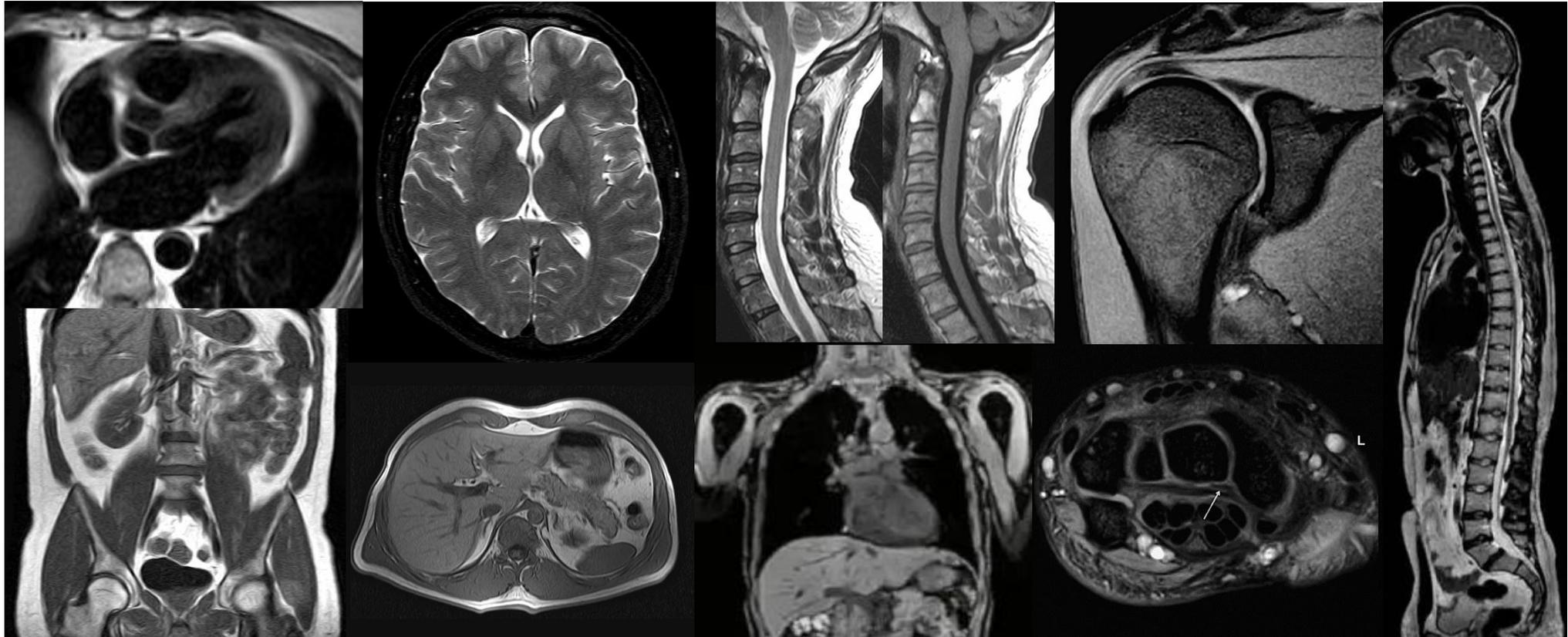
Inoltre con la loro variazione è possibile andare ad aumentare o a ridurre la qualità dell'immagine ottenuta ed il tempo di acquisizione.

- TR
- TE
- FLIP ANGLE
- MATRICE
- CAMPO DI VISTA
- NUMERO DI RILEVAMENTI
- SPESSORE DI STRATO



IMAGING RM

- Mediante la combinazione di TR e TE lunghi o brevi, e la variazione del FA, si otterranno immagini con diverse pesature.
- Mediante la variazione di Matrice, FOV, numero di rilevamenti, si otterrà una risposta da parte del sistema che andrà ad agire sul rapporto segnale rumore SNR.



IMAGING RM

SNR

Il rapporto segnale-rumore (signal-to-noise ratio, SNR) esprime la relazione tra il segnale RM e la quantità di rumore presente fornendo una misura di quanto l'immagine sia "inquinata" dalla presenza del rumore.

Il rumore nelle immagini RM deriva da diversi fattori:

- Imperfezioni del sistema RM;
- Fattori associati al processamento delle immagini;
- Fattori correlati al paziente.

Il rapporto segnale-rumore viene influenzato:

- Parametri estrinseci di scansione (TR, TE, flip angle, matrice, FOV, NEX, spessore di strato)
- Intensità del campo magnetico
- Bobine di trasmissione e di ricezione delle onde RF



IMAGING RM

FATTORE	VARIAZIONE	SNR
Spessore di strato	↑	↑
FOV	↑	↑
FOV	↓	↓
TR	↑	↑
TE	↑	↓
Matrice (asse codifica di fase)	↑	↓
Matrice (asse codifica di frequenza)	↑	↓
Numero di medie	↑	↑
Intensità di campo	↑	↑
Ampiezza di banda	↑	↓

IMAGING RM

PARAMETRI ESTRINSECI

TR: tempi di ripetizione

Il TR corrisponde all'intervallo che intercorre tra due impulsive consecutivi di RF. Rappresenta il tempo impiegato dal sistema di spin per il ripristino della MML prima dell'invio del nuovo impulso.

- ✓ Più corto è il TR, minore è il numero dei protoni che tornano allo stato di equilibrio cioè che hanno recuperato completamente la MML e sono nuovamente eccitabili al nuovo impulso di RF a 90 (fanno parte di questi solo i protoni con T1 corto).
- ✓ TR molto lungo non consentirà a tutti i tessuti di recuperare la MML, dunque non metterà in evidenza differenze dei tempi T1.

TR COMPRESO tra 150 e 600 ms

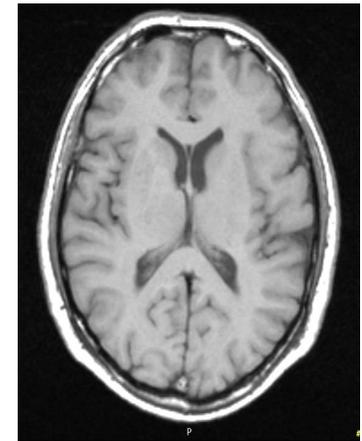
Tessuti a T1 corto

- tessuto adiposo
- metaemoglobina extracellulare
- tessuti impregnati di gadolinio



Tessuti con T1 lungo

- Liquidi statici



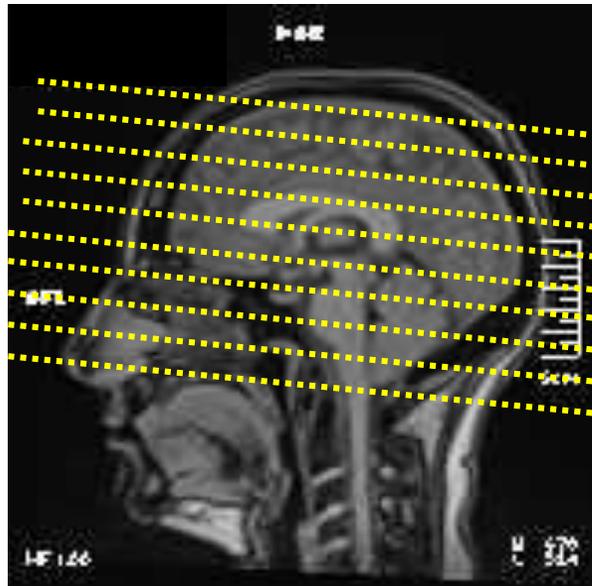
IMAGING RM

PARAMETRI ESTRINSECI

TR: tempi di ripetizione

Come possiamo agire sul TR durante l'esecuzione di un esame?

- Il TR è direttamente proporzionale al numero di fette acquisite.
- All'aumentare delle fette che vogliamo acquisire, in automatico anche il TR aumenta



ES. Sequenza T1 pesata:
6 slice-TR 550 ms
TA: 1,50 min

~~10 slice-TR 900 ms~~

ES. Sequenza T1 pesata:
10 slice-TR 680 ms
TA: 2,30 min

È di fondamentale importanza rispettare i range di TR per conservare la pesatura delle immagini che vogliamo ottenere

CONCATENAZIONI

E' un parametro che permette di abbassare il TR con un leggero aumento del tempo di acquisizione

IMAGING RM

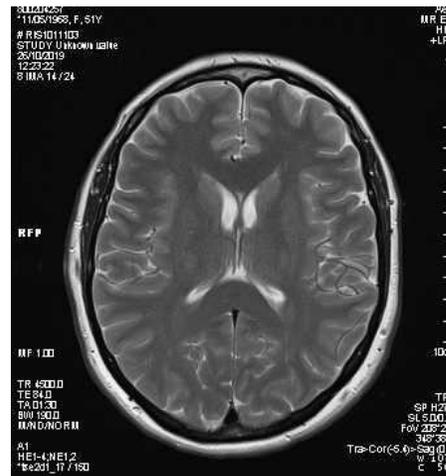
PARAMETRI ESTRINSECI

TE: tempi di echo

Il TE è l'intervallo di tempo che intercorre tra l'invio dell'impulso a radiofrequenza ed il campionamento del segnale di risposta

- ✓ Rappresenta la quantità di tempo necessario alla perdita di coerenza di fase prima della registrazione del segnale
- ✓ Più lungo è il TE, maggiore è il defasamento dei protoni al momento di campionamento.

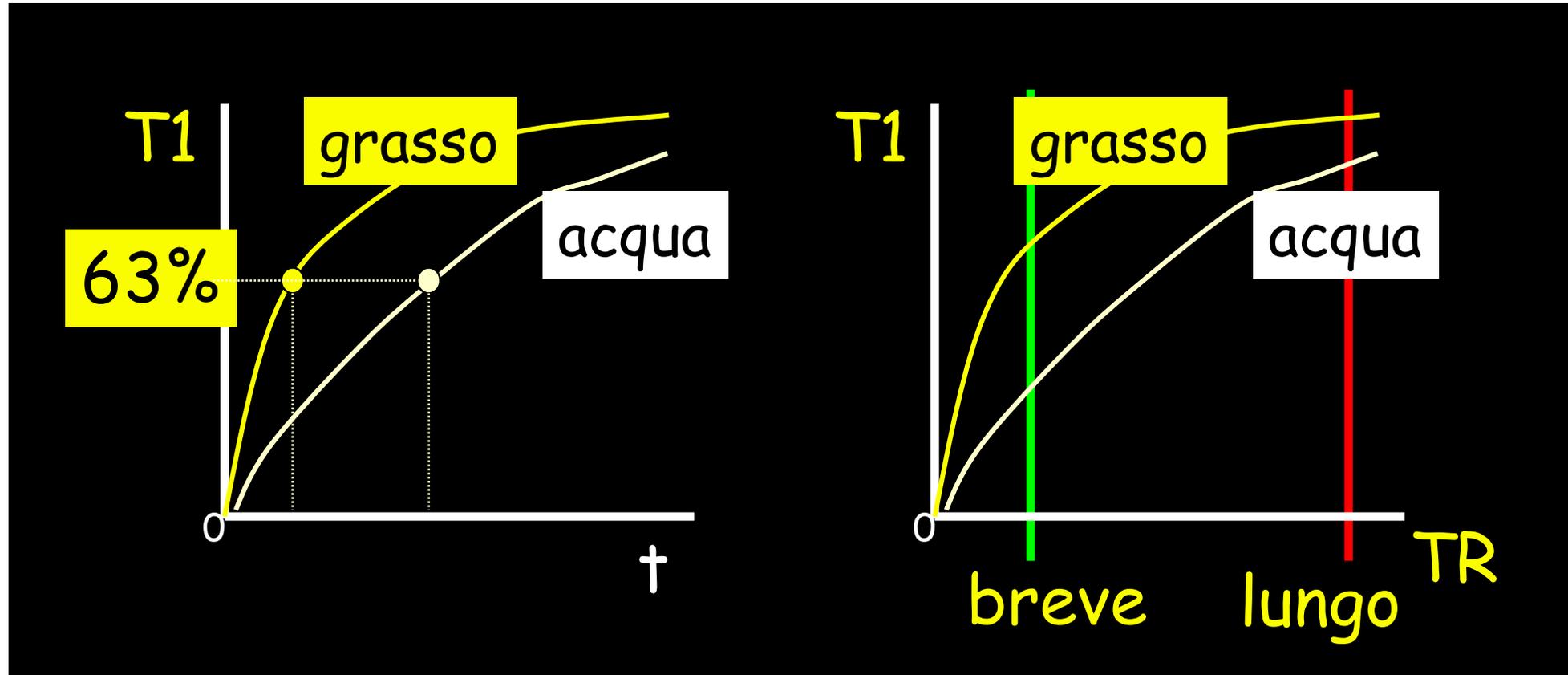
Tessuti con T2 lungo ad un campionamento con un TE relativamente lungo presenteranno ancora una coerenza di fase e pertanto risulteranno iperintensi



I tessuti con T2 breve risulteranno ipointensi avendo perso gran parte della coerenza di fase al momento del campionamento.

IMAGING RM

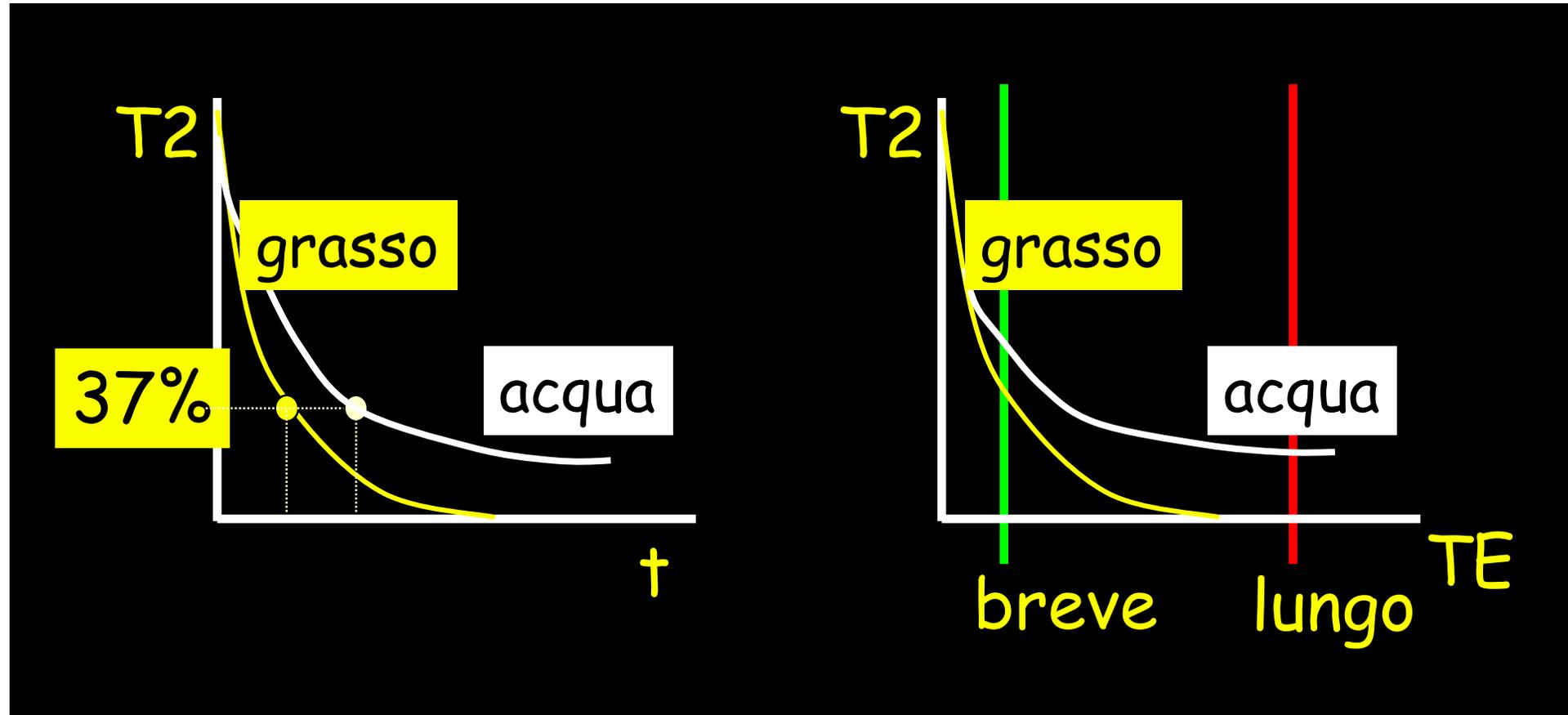
Immagine "T1 pesata"



Per massimizzare la dipendenza T1 si devono usare TR brevi

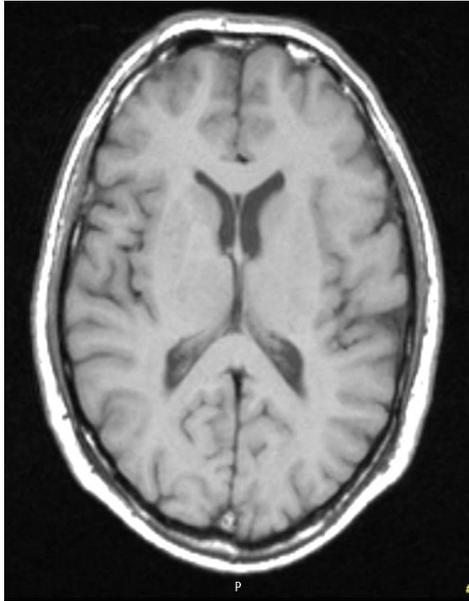
IMAGING RM

Immagine "T2 pesata"



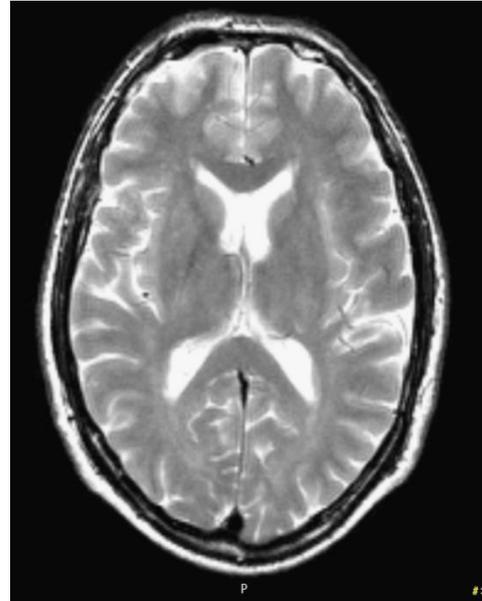
Per massimizzare la dipendenza T2 si devono usare TE lunghi

IMMAGINE T1



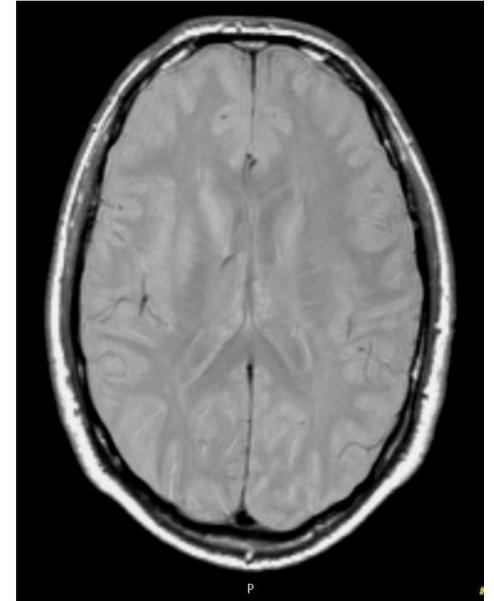
TR brevi per
massimizzare l'effetto T1
TE brevi per abbattere
la dipendenza T2

IMMAGINE T2



TR lunghi per
massimizzare l'effetto T2
TE lunghi per abbattere
la dipendenza T1

IMMAGINE DP



TR lunghi per abbattere
la dipendenza T1
TE brevi per abbattere
la dipendenza T2

IMAGING RM

PARAMETRI ESTRINSECI

FA: Flip Angle

Indica di quanti gradi, rispetto alla MML, viene abbattuto il vettore dello spin dall'impulso RF di eccitazione

- ✓ Nelle sequenze ad eco di gradiente, in cui il TR è corto, i tessuti non sono in grado di recuperare in modo completo la magnetizzazione longitudinale, per cui l'impulso di magnetizzazione troverà spin con minor capacità di rispondere all'impulso stesso. Si perde anche la possibilità di differenziare l'intensità di segnale in base al T1 dei tessuti. Per ovviare a questo problema si utilizzano angoli di abbattimento (Flip Angle, FA) di 50-60°, quando il TR è > 50 ms. Nelle sequenze 3D, in cui il TR può arrivare a 8-15 ms, il FA utilizzato per avere una pesatura T1 è di circa 25°.

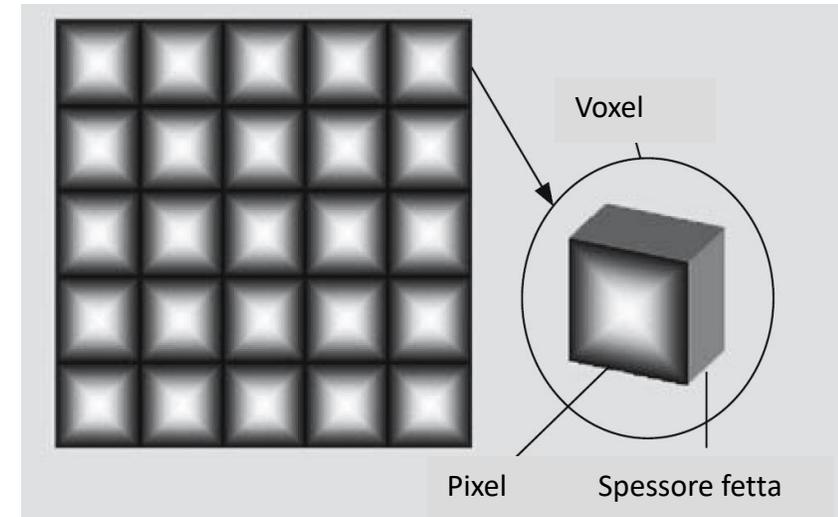
Nelle sequenze 3D, in cui il TR può arrivare a 8-15 ms, il FA utilizzato per avere una pesatura T1 è di circa 25°

IMAGING RM

PARAMETRI ESTRINSECI

Matrice

- ✓ L'insieme dei PIXELS (es 128x128 o 256x256) ovvero la griglia che si ottiene suddividendo l'immagine tramite righe e colonne.
- ✓ Siccome il numero di impulsi di RF inviati è uguale al numero delle righe della matrice, consegue che una matrice con numero di pixels più alto avrà migliore risoluzione spaziale ma comporterà un maggior tempo di acquisizione.



Le dimensioni dei voxel determinano la risoluzione spaziale dell'immagine RM

La risoluzione spaziale aumenta al diminuire delle dimensioni dei voxel.

Il tempo di acquisizione cresce in maniera direttamente proporzionale alle dimensioni della matrice

IMAGING RM

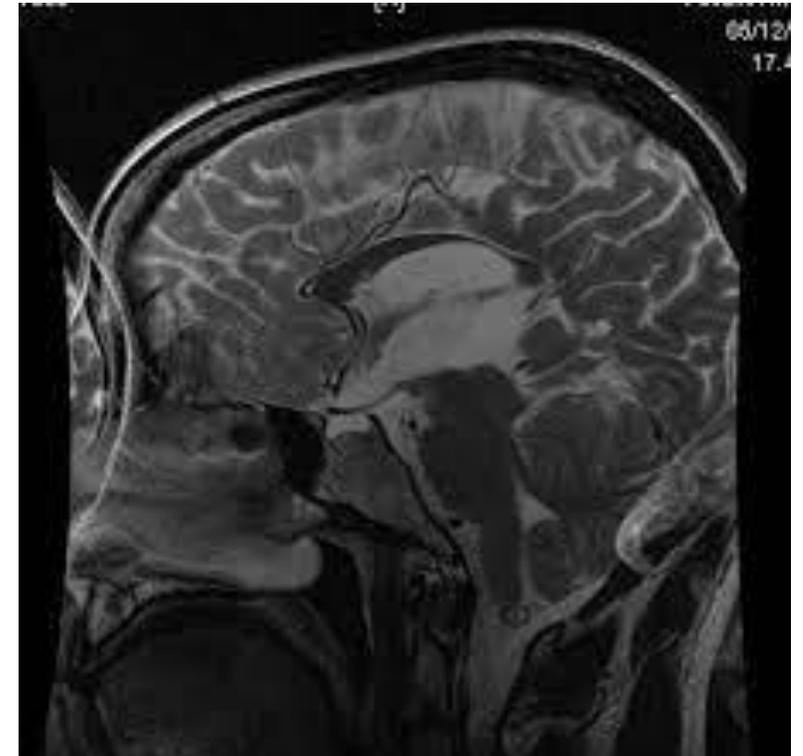
PARAMETRI ESTRINSECI

FOV: campo di vista

Rappresenta l'area che deve essere acquisita.

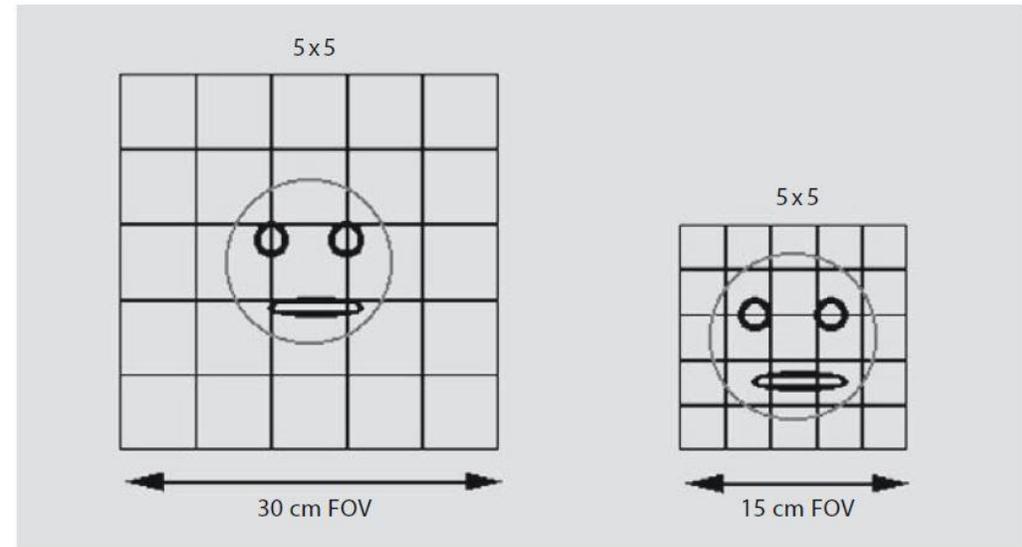
- ✓ Scegliendo un FOV stretto si elimina dall'immagine tutto ciò che non è di interesse analizzare, ottenendo una migliore risoluzione spaziale dell'immagine.

Se riduci TROPPO il FOV il rischio è quello di ottenere il ribaltamento nell'immagine acquisita di strutture escluse dal FOV. Questo tipo di artefatto prende il nome di ALIASING

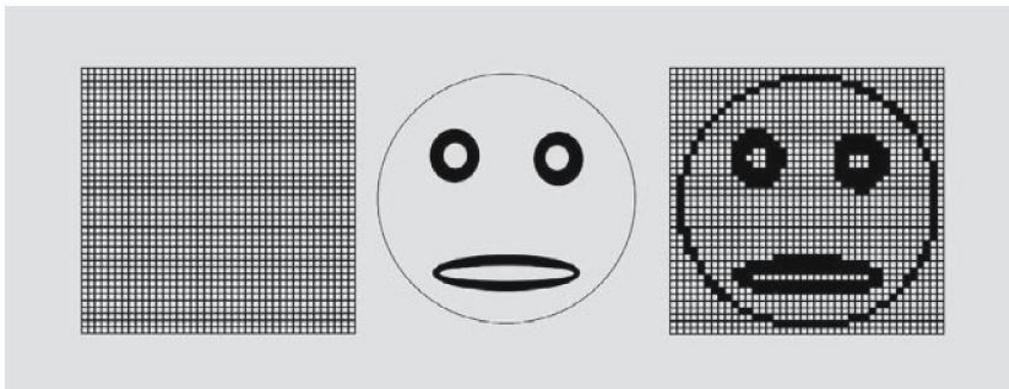


FOV: campo di vista

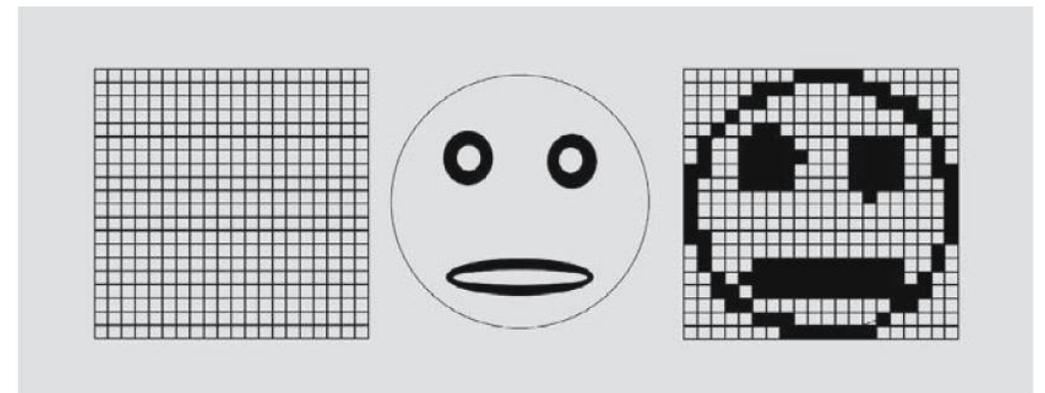
$$\frac{\text{FOV}}{\text{Ordine Matrice}} = \text{Area del pixel}$$



Mantenendo costanti le dimensioni del FOV, una matrice più fine (ossia costituita da un numero maggiore di pixel più piccoli) produce una risoluzione spaziale migliore.



Al contrario una matrice più grezza (con un numero minore di pixel) determina una peggiore risoluzione spaziale.

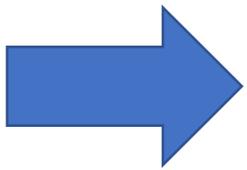
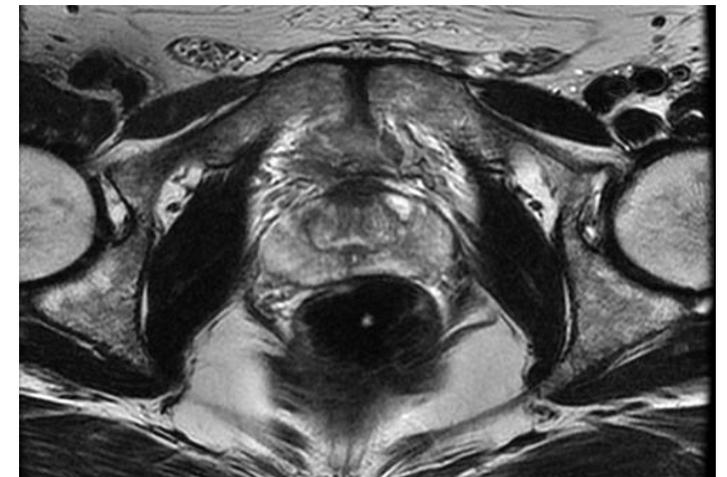
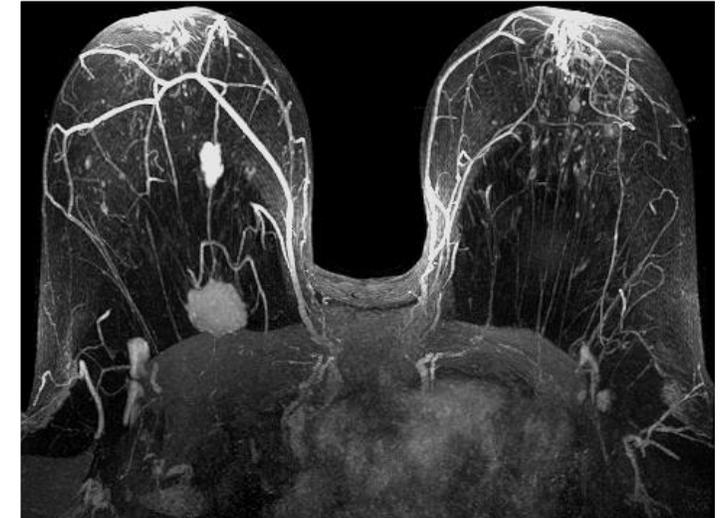
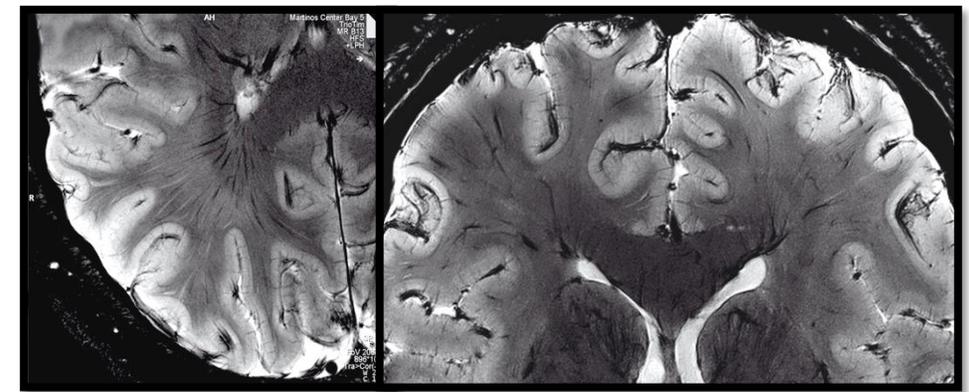


RICORDA:

Per poter ottenere immagini ad elevate risoluzione la matrice dovrebbe essere più ampia possibile per includere un numero maggiore di pixel, ma:

- Aumentando la risoluzione spaziale il SNR si riduce insieme alle dimensioni dei voxel, perchè aumenta il rumore.
- Aumentando le dimensioni della matrice, il tempo di acquisizione cresce in maniera direttamente proporzionale.

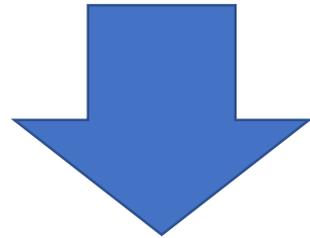
È importante bilanciare e cambiare i parametri estrinseci in modo equilibrato, in modo da mantenere un buon rapporto segnale rumore e un tempo di acquisizione ragionevole, ottenendo immagini di buona qualità.



NB. Ridurre il FOV non modifica il TEMPO DI ACQUISIZIONE

Per ottenere un'elevata risoluzione spaziale è perciò possibile ridurre le dimensioni del FOV lungo l'asse della codifica di fase ottenendo un **campo di vista rettangolare**

ATTENZIONE all'Arteffatto di ALIASING!!

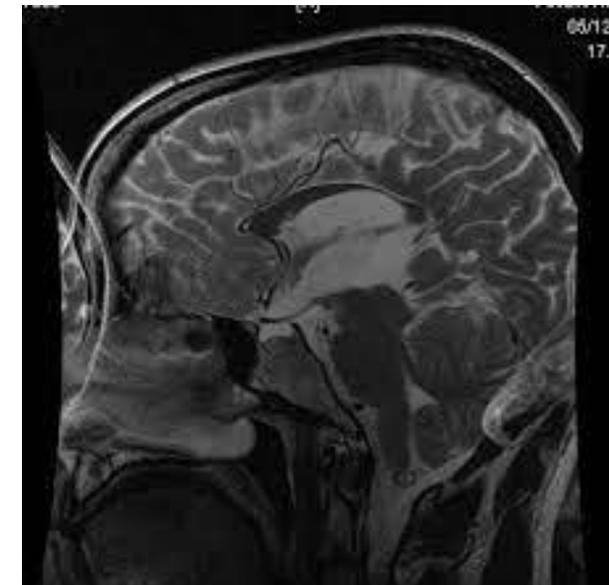


Ridurre il FOV comporta una riduzione del SNR, per ottenere un compromesso tra risoluzione, rumore e segnale è necessario intervenire su altri Parametri Estrinseci:

- ❖ NEX
- ❖ SPESSORE DI STRATO



← Codifica di Fase



IMAGING RM

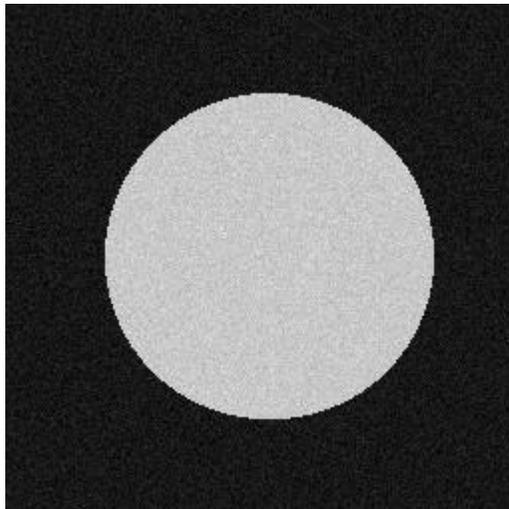
PARAMETRI ESTRINSECI

NEX: numero di rilevamenti

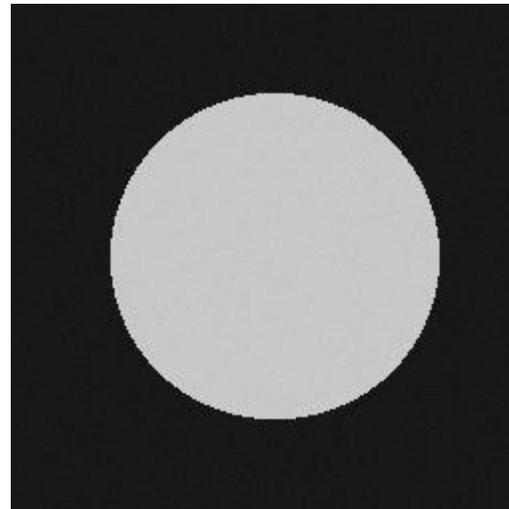
- Il Segnale aumenta linearmente al numero di scansioni.
- Ripetendo le scansioni due o più volte, aumenta il rapporto Segnale/ Rumore

ES. Facendo quattro scansioni, il rumore sarà doppio invece il segnale sarà quadruplo (a scapito del tempo di acquisizione).

NEX=1



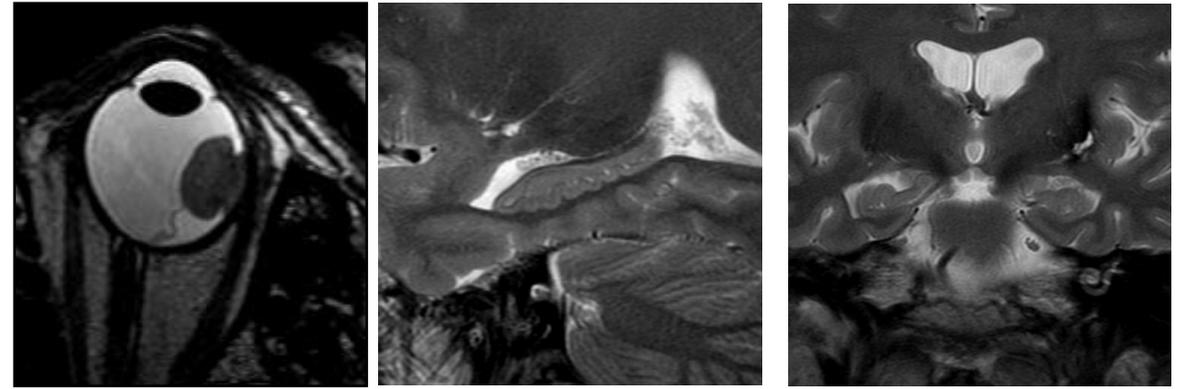
NEX=4



IMAGING RM

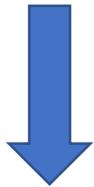
PARAMETRI ESTRINSECI

Spessore di Strato



Per ottenere ALTA risoluzione abbiamo bisogno di SPESSORI SOTTILI

SPESSORI SOTTILI sono associati ad un maggior «RUMORE»



Il SNR diminuisce parallelamente allo spessore degli strati



Strati spessi comportano l'aumento degli artefatti da volume parziale

Necessito di immagini a spessore sottile

Il basso SNR associato agli strati sottili può essere in parte compensato umentando il numero di acquisizioni oppure allungando il TR della sequenza. Questi accorgimenti determinano però un umento del tempo complessivo di acquisizione dell'esame.

IMAGING RM

FATTORE	VARIAZIONE	SNR
Spessore di strato	↑	↑
FOV	↑	↑
FOV	↓	↓
TR	↑	↑
TE	↑	↓
Matrice (asse codifica di fase)	↑	↓
Matrice (asse codifica di frequenza)	↑	↓
Numero di medie	↑	↑
Intensità di campo	↑	↑
Ampiezza di banda	↑	↓

TEMPO DI ACQUISIZIONE

VOXEL

SNR

FOV

MPR_cor FoV 259*259 Cor>Tra(-9.1)>Sag(0.0) AAHead_Scout_MPR_tra FoV 259*259 Tra>Cor(9.1)>Sag(1.5)

TA: 1:44 PM: FIX Voxel size: 0.4x0.4x5.0mm Rel. SNR: 1.00

Routine Contrast Resolution Geometry System Physio Inline Sequence

Slice group 1 + -

Slices 24

Dist. factor 15 %

Position R4.5 P6.4 H9.6

Orientation T > S3.3 > C-0.6

Phase enc. dir. R >> L

Phase oversampling 0 %

FoV read 230 mm

FoV phase 87.5 %

Slice thickness 5.0 mm

TR 478.0 ms

TE 8.9 ms

Averages 1

Concatenations 1

Filter Prescan Normalize...

Coil elements HE1-4

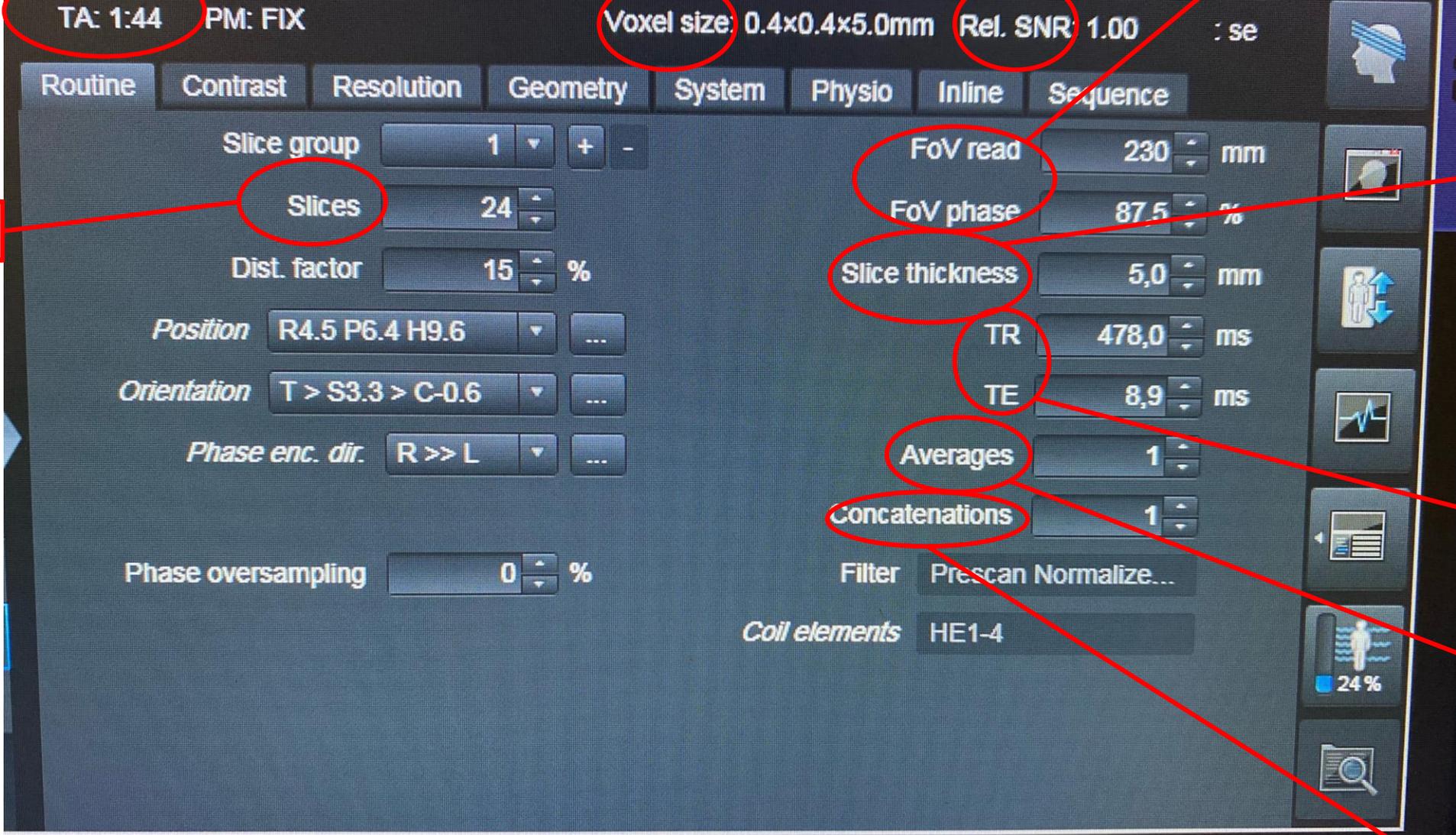
SPESSORE DI FETTA

N DI SLICE

TR-TE

NEX

TEMPO DI ACQUISIZIONE





Grazie