

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

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

ANNO ACCADEMICO 2025/2026



Gemelli



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



nov. '25

2° anno I semestre

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



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

MRI – GENERAZIONE DI UN'IMMAGINE RM



Gemelli



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

nov. '25

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Insegnamento:

APPARECCHIATURE RISONANZA MAGNETICA

RMX054 - 13 ore MED/50 CFU 1

TSRM Marino Gentile
Radiographer

Gemelli

+39 3280077833

✉ marino.gentile@outlook.com

✉ marino.gentile@policlinicogemelli.it

nov. '25
🖥 <https://www.variodyne.it>



Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Argomenti del Corso

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

Indipendenti dall'operatore

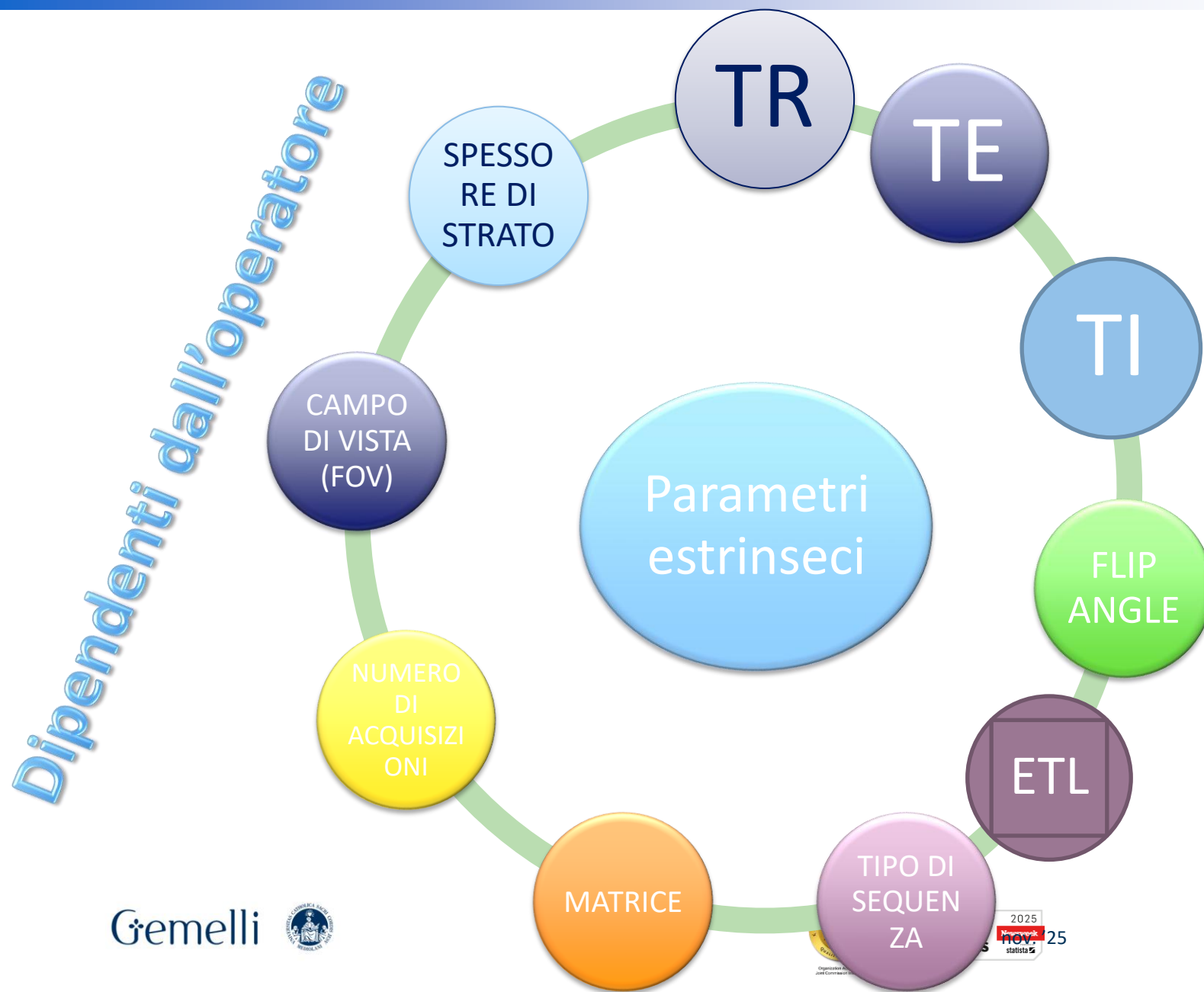
PARAMETRI
INTRINSECI al
substrato

T1

T2

DP

PRESENZA
DI FLUSSO



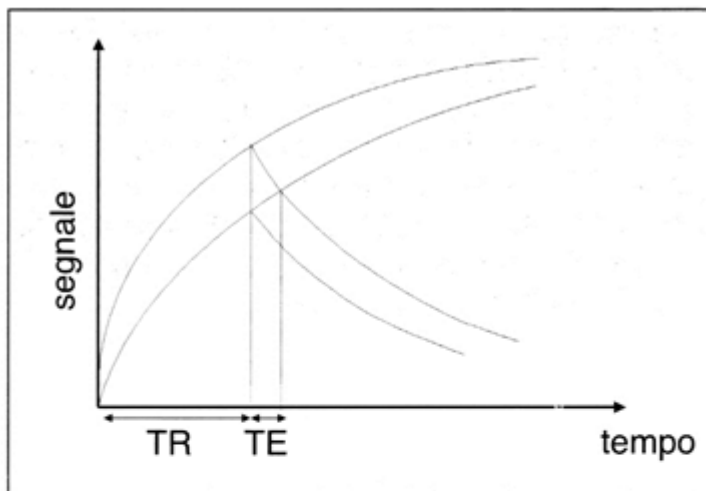


Figura 46 - Scelta del TR e del TE in sequenze ad echo di spin T1 dipendenti. Per ottenere immagini T1 dipendenti con sequenze ad echo di spin, si impiegheranno TR e TE brevi. Con l'impiego di TR corti, minori del T1 delle strutture in esame, o almeno di alcune di esse, il segnale e, quindi il contrasto dell'immagine risulteranno dipendenti dal grado di recupero della MML e quindi dal T1 (*prime 2 curve a sinistra*). Il corto TE permette il rilevamento del segnale di echo, quando la perdita della coerenza di fase legata al T2 è minima (*seconde 2 curve a destra*).

Il T1 esprime un processo di «recupero» della MML iniziale, legato all'efficienza del reticolo nell'effettuare scambi energetici con l'atomo di idrogeno: tale efficienza è massima quando la frequenza di vibrazione termodinamica del reticolo stesso è simile a quella di precessione dei nuclei, per una data intensità di CMS.

Il rilassamento T1 può essere quindi immaginato come espressione della tendenza al ritorno alla minima energia potenziale e restituzione dell'energia acquisita durante l'impulso RF.

Il T2 descrive una «perdita» di segnale durante il processo di defasamento degli spin sul piano trasversale e, più precisamente, il venir meno della sincronia di fase costituitasi dopo l'impulso a 90° .

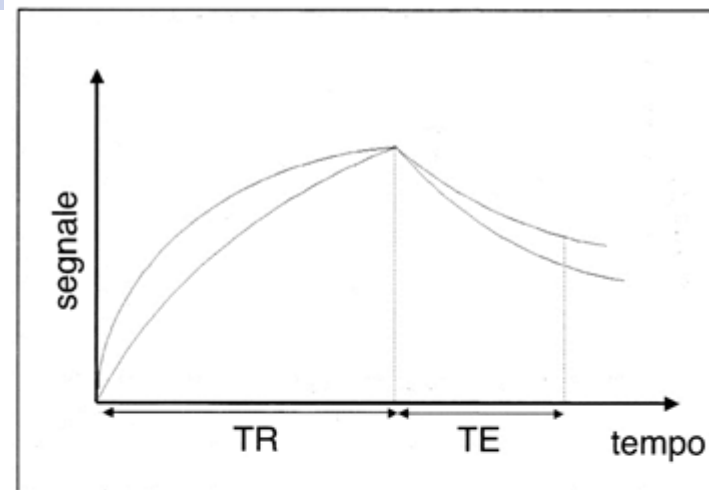


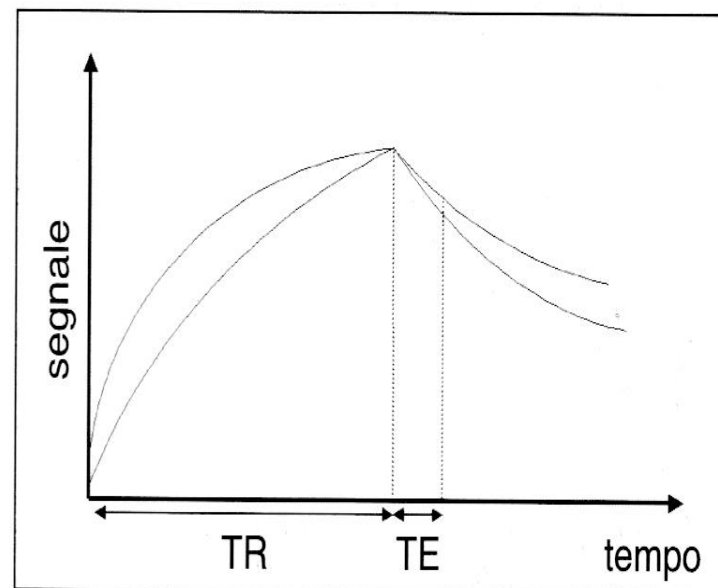
Figura 45 - Scelta del TR e del TE in sequenze ad echo di spin T2 dipendenti. Per ottenere immagini T2 dipendenti con sequenze ad echo di spin, si adottano TR e TE lunghi. L'impiego di TR lunghi permette, infatti, il completo recupero della MML delle varie strutture fra una stimolazione e la successiva (*prime 2 curve a sinistra*), con conseguente annullamento delle differenze del T1. Viceversa, l'allungamento del TE fa sì che il segnale di echo venga rilevato quando la diversa perdita di coerenza di fase, derivante dalle disomogenità intrinseche delle strutture in esame, sia già avanzata (*seconde 2 curve a destra*).

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

DP

Figura 47 - Scelta del TR e del TE in sequenze ad echo di spin dipendenti dalla DP. Per ottenere sequenze ad echo di spin dipendenti dalla DP, si adottano TR lunghi e TE breve. In questo modo, si mettono infatti tutti i protoni risonanti in condizione di contribuire al segnale, riducendo le influenze del T1 e del T2.



Il T1 è in stretta relazione con il TR

Il TR può essere considerato come il tempo concesso al sistema di spin per il ripristino della MML prima dell'invio del nuovo impulso: tanto più corto il TR, quanto minore il numero di protoni che ritorna allo stato di equilibrio (ritornano allo stato di equilibrio solo i protoni con T1 molto corto).

Con opportuni TR, è possibile acquisire il segnale quando solo le strutture a T1 relativamente breve hanno recuperato completamente la MML e, pertanto, possono subire il nuovo impulso RF a 90° , mentre le strutture a T1 più lungo non avranno ancora recuperato globalmente la MML e subiranno in modo parziale l'effetto del nuovo impulso RF a 90° .

In questo modo, un TR molto lungo (2-3 volte il T1 dei tessuti in esame) annullerà le diversità dei tessuti stessi nel tempo T1 perché consentirà a tutti i tessuti il completo recupero della MML.

Ne deriva perciò che per ottenere una sequenza T1 ponderata (in cui la scala dei grigi dell'immagine finale sia funzione del T1 dei diversi tessuti) è necessario prescrivere un TR corto (più corto del T1 dei tessuti a T1 lungo e nell'ordine temporale del T1 dei tessuti con T1 corto)

Il T1 è in stretta relazione con il TR

Per **TR corto** s'intende un TR compreso tra 150 e 500-600 msec. Con tale TR i tessuti a T1 corto, come il tessuto adiposo, la metaemoglobina extracellulare o i tessuti impregnati di gadolinio, hanno recuperato completamente la MML prima dell'impulso RF a 90° successivo e sono in grado di rispondere con un elevato segnale (iperintensi), mentre i tessuti con T1 lungo non hanno ancora recuperato completamente la MML e rispondono solo parzialmente all'impulso RF a 90° successivo, fornendo un segnale meno intenso (ipointenso).

Il T2 è in stretta relazione con il TE



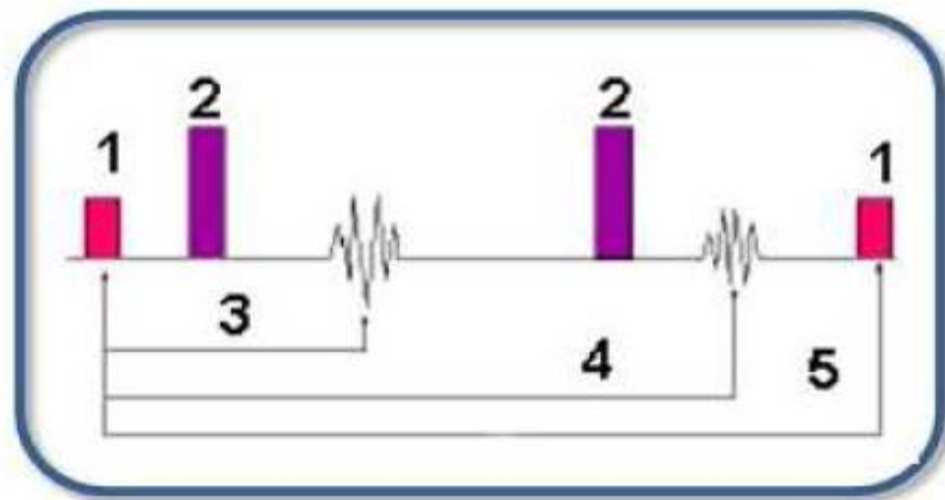
Il **TE** esprime, viceversa, la quantità di tempo concessa al verificarsi del defasamento protonico, prima della registrazione del segnale: tanto più lungo è il TE, quanto maggiore è la perdita della coerenza di fase al momento del campionamento.

Tessuti con T2 lungo (come i fluidi) avranno una coerenza di fase duratura e pertanto, se si campiona il segnale dopo un TE relativamente lungo, avranno ancora una discreta coerenza di fase e forniranno un segnale di echo con alta intensità (iperintensi). Nel caso di due strutture rispettivamente a T2 lungo e breve, a parità di TE, il campionamento del segnale troverà la prima con MMT ancora elevata e, quindi, con forte induzione nella bobina e segnale elevato (iperintensità di segnale). La seconda, viceversa, avrà già perduto la gran parte della MMT e indurrà una debole fem, determinando scarso segnale (ipointensità di segnale).

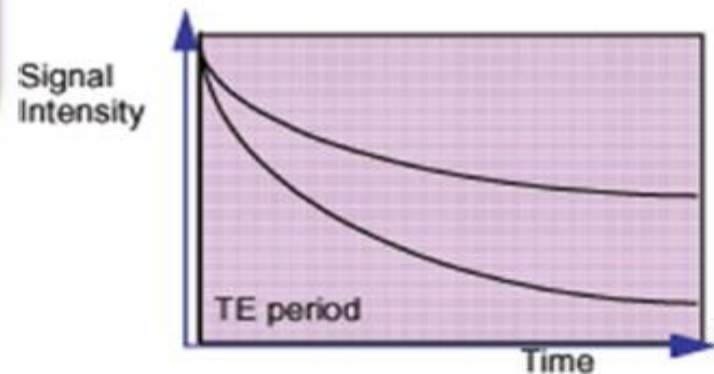
TE (Echo Time).

Il TE (Tempo di Echo) è il tempo tra il centro del primo impulso di eccitazione e il picco dell'echo, che di solito si trova al centro del gradiente di lettura.

Il TE controlla l'ammontare della magnetizzazione trasversa degli spin che hanno perso la coerenza di fase ed è misurato in millisecondi



#	Description
1	90°
2	180°
3	TE1
4	TE2
5	TR



TE brevi producono:

- ☐ Aumento del contrasto e T1 e DP
- ☐ Aumento del SNR
- ☐ Aumento del numero di slices con acquisizioni multiplanari

TE lunghi producono:

- ☐ Aumento del contrasto T2
- ☐ Diminuzione del SNR
- ☐ Diminuzione del numero di slices

TE Minimum

La selezione "Minimum TE" attiva la tecnica "fractional echo"

Fractional Echo:

Tecnica che **riduce il tempo in cui il gradiente di lettura (G_x) è applicato** in modo che possa essere ottenuto un tempo di echo molto breve

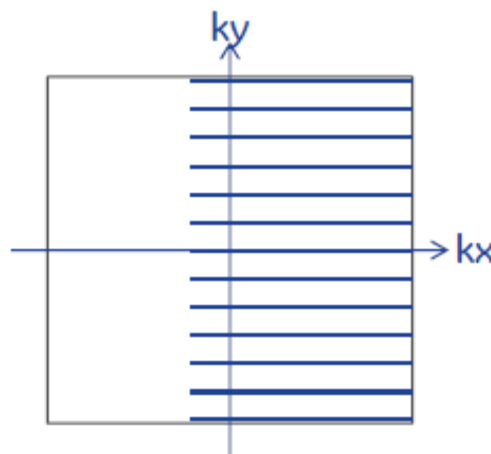
Poichè il gradiente di lettura è acceso solo per un breve periodo di tempo, non viene letta tutta la porzione di echo degli spin in fase e questo potrebbe comportare una diminuzione dell'SNR

La perdita di SNR può essere compensata da un TE breve che consentirà meno decadimento T2 e di conseguenza maggiore SNR.

Più è stretto il FOV e più è lungo il minimum TE.

Minimum versus MinFull TE

- **Minimum** usa il minimum TE possibile con un fractional echo, *copre il primo 60%* dei passi k_x



- **Min Full** usa il minimum TE possibile mentre *copre tutti i passi k_x* , questo fa aumentare l' SNR rispetto al Minimum

TE MinFull fornisce TE più bassi senza attivare fractional TE. Questa selezione consente in aumento dell'SNR rispetto a un corto TE acquisito con la tecnica di acquisizione fractional echo



TE - Fractional Echoes

Quando si utilizza la tecnica fractional echoes occorre ricordare....

- ✓ Su **sequenza GRE**, il sistema legge solamente circa il 60% dell'echo
- ✓ Su **sequenza Spin Echo (SE)**, il sistema usa una scala variabile dal 60 al 100% in base all'ammontare del segnale che viene letto. Se il TE è più vicino all'echo pieno, il sistema ha più tempo per leggere il segnale e quindi tende a leggere il 100% dell'echo.
- ✓ Se si utilizza il fractional echo con Bandwidths più basse si riesce a compensare la perdita di SNR
- ✓ Il Fractional Echo potrebbe incidere sui valori minimi ammessi per FOV, slice thickness e matrix size
- ✓ Più lungo è il TE, più ampia è la probabilità che si abbiano artefatti da suscettibilità magnetica (specie sulle sequenze GRE & EPI)

TE Considerazioni

Alto TE -----Basso SNR

Alto TE -----Più artefatti da suscettibilità magnetica su EPI & GRE

- Su sequenze **NEURO** si consiglia di usare un TE di almeno 85ms
- Su sequenza della **PELVI**, potrebbe essere necessario un TE più alto per amplificare il segnale dell'urina nella vescica
- Quando si utilizzano le sequenze **CUBE & PROPELLER** (in cui il TE è bloccato ed è un fattore dipendente da altri parametri) fare attenzione alla selezione di RBW & ETL. Modificandoli si noterà che il valore di TE cambia nella finestra grigia.

Allungare il TR comporta, come conseguenza, ridurre la pesatura in T1 della sequenza ma, al contrario, ottenere un miglior rapporto S/R (maggior recupero della MML) e un maggior numero di scansioni nelle sequenze multislice (grazie al maggior tempo disponibile per eccitare strati diversi dopo aver raccolto il segnale di echo, nell'attesa di inviare il nuovo impulso a 90° dell'eccitazione successiva).



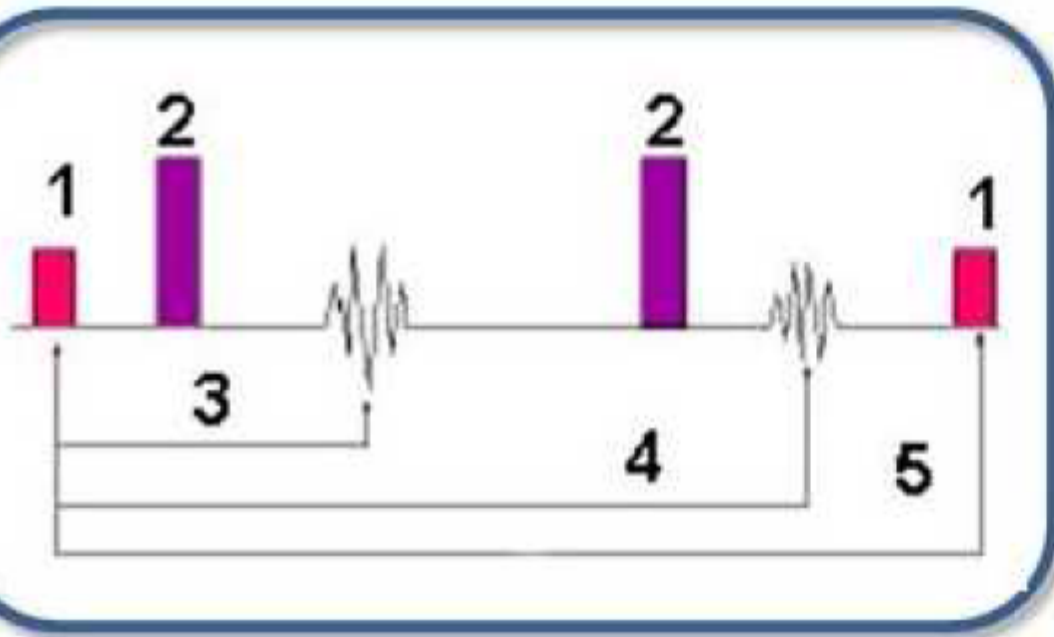
Allungare il TE comporta, invece, aumentare la pesatura in T2 della sequenza, ridurre il rapporto S/R (solo le strutture a T2 lungo danno segnale) e ridurre leggermente il numero di scansioni ottenibili in tecnica multislice (minor tempo disponibile per eccitare strati diversi dopo aver raccolto il segnale di echo, nell'attesa di inviare il nuovo impulso a 90° della eccitazione successiva)

TR (Time to Repeat/Repetition Time).

Il TR rappresenta l'intervallo tra 2 impulsi di eccitazione successivi in una slice ed è espresso in millisecondi.

Il TR controlla l'ammontare della magnetizzazione trasversa che ritorna sul piano longitudinale.

Se il recupero della magnetizzazione per un dato tessuto non avviene, esso risulterà saturato.



#	Description
1	90°
2	180°
3	TE1
4	TE2
5	TR



TR (Time to Repeat/Repetition Time).

La finestra del TR mostra le seguenti possibili selezioni:

- Minimum TR che permette alle slices di essere acquisite in 1 acquisizione
- Minimum TR che permette alle slices di essere acquisite in 2 acquisizioni
- Minimum TR che permette alle slices di essere acquisite in 3 acquisizioni
- Altre 2 possibili selezioni di TR che non vengono modificati in base al numero di slices prescritte

TR brevi producono:

- Diminuzione dell' SNR nelle acquisizioni multiplanari
- Incremento della pesatura T1
- Riduzione dello scan time.

TR lunghi producono:

- Aumento dell'SNR, un incremento del numero di slices
- Aumento del contrasto PD/T2
- Incremento dello scan time.

**Nell'imaging cardiaco o negli studi con respiratory-gated,
il TR può variare in base alla frequenza cardiaca o al
respiro del paziente**



TR (Time to Repeat/Repetition Time).

L' Auto TR aiuta a selezionare il TR ottimale per ottenere il contrasto desiderato

E' disponibile solo con le sequenze compatibili

Le prime 3 selezioni di Auto TR sono aggiornate automaticamente quando viene modificato un parametro di scansione che incide sul TR, come ad esempio:

numero di slices, matrice in Frequenza, Phase FOV, FOV, Slice thickness, Slice spacing, Bandwidth

Occorre fare attenzione quando si utilizza l'AutoTR!

Il valore calcolato dal sistema potrebbe essere fuori dal range della pesatura corretta , ad esempio troppo alto per una pesatura T1 o troppo basso per una pesatura T2!

TR (Time to Repeat/Repetition Time).

SOLO sulle piattaforme DV24 è stato introdotto, negli Advanced Parameters, la possibilità di impostare il range Minimo e Massimo di TR per la sequenza in uso

AX T1 SE C+ GRx 2:48 Details Advanced

Scan Plane: Oblique Freq. Dir: A/P

Freq. FOV: 22.0 Auto TR: 684.0 # Slices: 23

Phase FOV: 0.90

Slice Thickness: 5.0

Spacing: 0.5

R/L A/P S/I Max # Slices: 23 # of Acqs: 1

Start: 0.0 A24.6 H0.1 R/L SNR: 100

End: 0.0 A40.7 S75.7

Act End R0.0, A41.3, S79.7

Chem SAT: None

☒ Contrast: ☐ Agent ☐ CC ☐ Amt

SAR Est: 3.48 Peak: 6.97 B₁ RMS: 2.27μT Mode: First dB/dt: First

User Control Variables

		Min	Max
CV4	Slice Uniformity: 0 = OFF, 1 = ON	1.00	0.0 1.0
CV39	Receiver Gain (0: Prescan Measured, 1: Predefined)	1.00	0.0 1.0

TR Range for AutoTR

Minimum TR: 400.0

Maximum TR: 850.0

TR Guideline values.

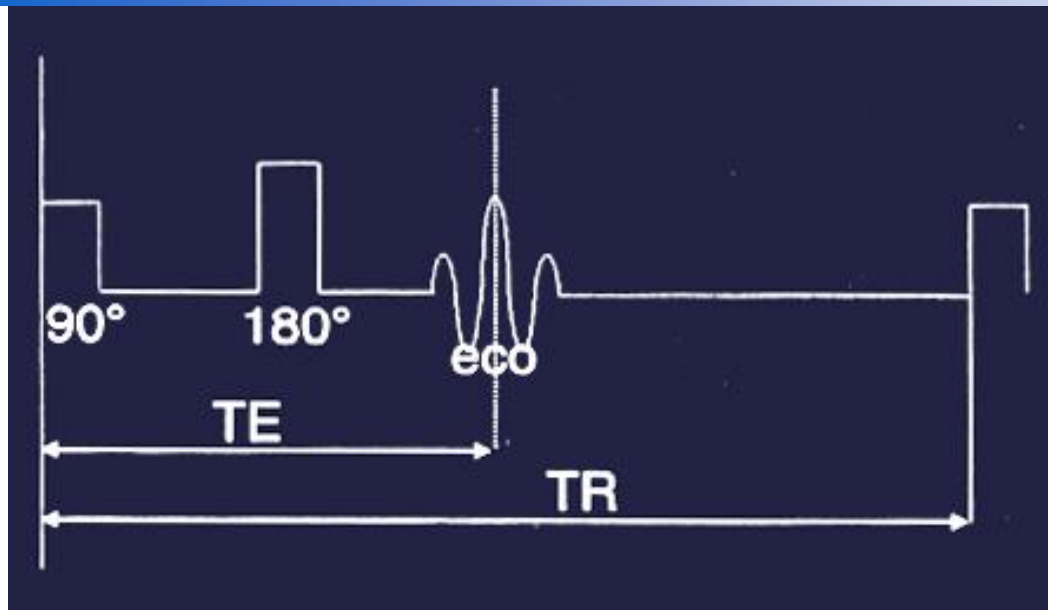
Valori tipici di TR in base al contrasto e alle sequenze @ 1.5T

T1	SE	FSE-XL	SPGR	SE EPI
TR	450	600	45	2000



T2/PD	SE	FSE-XL	FRFSE-XL	SE EPI	SSFSE
TR	3000	PD: 2000 T2: 4000	PD: 2000 T2: 3000	3200	3000

T2*	GRE	3d FGRE	GRE-EPI
TR	450		3000

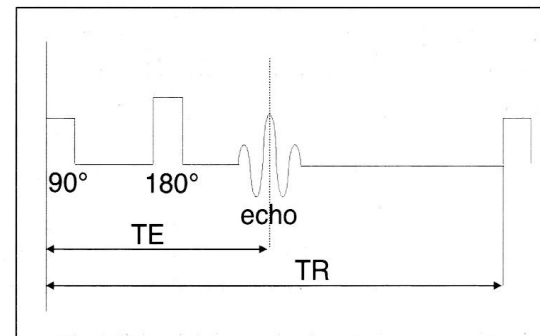


TR: Intervallo tra due successive eccitazioni

TE: Intervallo tra centro dell'eccitazione e centro del periodo di campionamento

Nelle sequenze ad echo di spin la variazione di **TR** permette di modulare la dipendenza della sequenza dal **T1**, mentre la variazione del **TE** consente di modificare la dipendenza dalla densità protonica e dal **T2**.

Figura 44 - TR e TE in sequenza ad echo di spin. Il tempo di ripetizione corrisponde all'intervallo fra 2 successivi impulsi RF di eccitazione (a 90° in sequenze ad echo di spin). Il tempo di echo corrisponde all'intervallo fra eccitazione e centro del periodo di lettura (pari al doppio dell'intervallo τ fra impulso a 90° e 180° in sequenze ad echo di spin).



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

Tecnica di Imaging	TR	TE
T1 Weighting	Breve	Breve
T2 Weighting	Lungo	Lungo
Proton-Density Weighting	Lungo	Breve

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

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

N.B. i valori sono espressi in millisecondi

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

Per ottenere sequenze ad echo di spin dipendenti da T2 si adottano TR e TE lunghi. L'impiego di TR lunghi, genericamente maggiori del T1 della struttura in esame, permette il completo recupero della MML delle varie strutture fra una stimolazione e la successiva, con conseguente annullamento delle differenze di T1.

Viceversa, l'allungamento del TE fa in modo che il segnale di echo venga rilevato quando la perdita di coerenza di fase, derivante dalle disomogeneità intrinseche delle strutture in esame, è già avanzata (vedi diapositiva successiva).

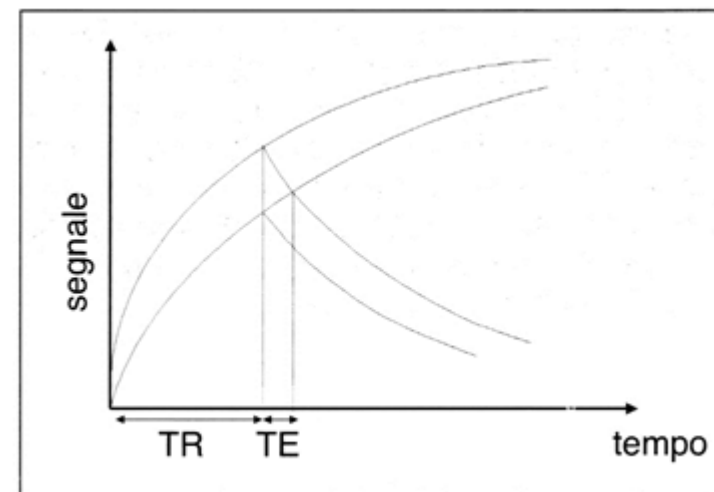
In questo modo si enfatizzano le differenze relative a T2 fra i diversi tessuti.

In sintesi:

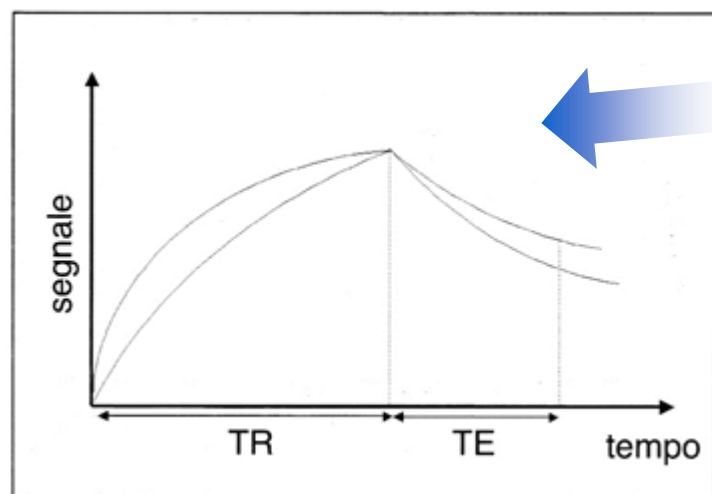
L'allungamento del TR annulla la dipendenza del contrasto dal tempo di rilassamento T1, mentre un lungo TE esalta le differenze di contrasto dipendenti dal tempo di rilassamento T2.

Riassumendo ...

Se si prescrive una sequenza spin-echo in cui l'intensità di segnale sia funzione del tempo T_1 , il TR dovrà essere breve, al fine di accentuare le differenze di recupero della MML (T_1) tra i vari tessuti, mentre il TE dovrà essere il più breve possibile, per minimizzare le differenze in persistenza della coerenza di fase del protone (T_2).



Al contrario se si prescrive una acquisizione spin-echo in cui l'intensità di segnale sia funzione del tempo T_2 , il TR dovrà essere sufficientemente lungo da consentire a tutti i tessuti il recupero globale della MML e, così, annullare le differenze in T_1 dei vari tessuti, mentre il TE dovrà essere lungo per consentire di fornire un segnale solo alle strutture con coerenza di fase persistente (T_2 lungo)



Quindi ...

Pertanto, nelle sequenze spin-echo e ad echo di gradiente **T1 pesate** (TR breve per accentuare le differenze in T1 e TE breve per annullare le differenze in T2),

- le **strutture a T1 intermedio** (tessuto muscolare) appaiono isointense o normointense (tonalità di grigio intermedia),
- le **strutture a T1 lungo ipointense** (tonalità di grigio scura, tendente al nero nei gradi estremi),
- mentre le **strutture a T1 corto** appaiono iperintense (tonalità di grigio chiara, tendente al bianco nei gradi estremi).

Al contrario, in una sequenza spin-echo **T2 pesata** (TR lungo per annullare le differenze T1, TE lungo per accentuare le differenze in T2)

- Le **strutture a T2 intermedio** (tessuto muscolare) appaiono isointense o normointense (tonalità di grigio intermedia),
- le **strutture a T2 lungo** iperintense (tonalità di grigio chiara, tendente al bianco nei gradi estremi),
- mentre le **strutture a T2 corto** appaiono ipointense (tonalità di grigio scura, tendente al nero nei gradi estremi).

T1WI

Dark	Air, mineral rich tissue (cortical bone, stones), fast-flowing blood
Low	Collagenous tissue (ligaments, tendons, scars), high free water tissue (kidneys, gonads, edema, fluids [urine, bile], simple cysts, bladder, gallbladder, spleen, CSF), high bound water tissues (liver, pancreas, adrenals, hyaline cartilage, muscle)
Intermediate	Proteinaceous tissue (abscess, complex cysts, synovial fluid)
Bright	Fat, fatty bone marrow, blood products (methemoglobin [metHb]), slow-flowing blood, radiation change, paramagnetic contrast agents

T2WI

Dark	Air, mineral rich tissue (cortical bone, stones), fast-flowing blood
Low	Collagenous tissue (ligaments, tendons, scars), bone islands
Intermediate	High bound water tissues (liver, pancreas, adrenals, hyaline cartilage, muscle)
Bright	Fat, fatty bone marrow
	High free water tissue (kidneys, gonads, edema, fluids [urine, bile], simple cysts, bladder, gallbladder, spleen, CSF), proteinaceous tissue, blood products (oxyhemoglobin, extracellular metHb)

ISOINTENSO – IPERINTENSO - IPOINTENSO

Terminologia e Semeiotica del Segnale

La terminologia classica che viene utilizzata per descrivere il segnale è:

IPERintenso: bianco, bianco saturo

Discretamente IPERintenso: grigio molto chiaro

Lievemente IPERintenso: grigio chiaro

ISOintenso/Intensità Media: grigio medio

Lievemente IPOintenso: grigio

IPOintenso: grigio scuro

Marcatamente IPOintenso: grigio molto scuro

Assenza di segnale: nero

FLIP
ANGLE

Il Flip Angle, FA, è l'angolo di deviazione - causato dall'impulso di eccitazione RF - della magnetizzazione netta rispetto alla direzione del campo magnetico statico. FA influenza il contrasto dell'immagine nelle sequenze ad eco di gradiente (Gradient Echo)

Flip Angle (FA) – Gradient Echo

2D GRE/SPGR

Dato un TR costante, aumentare il FA in modo che il contrasto T1 aumenti

Per un contrasto T1: selezionare un valore da 40 a 60°

Per un contrasto T2* : selezionare un valore da 20 a 30°

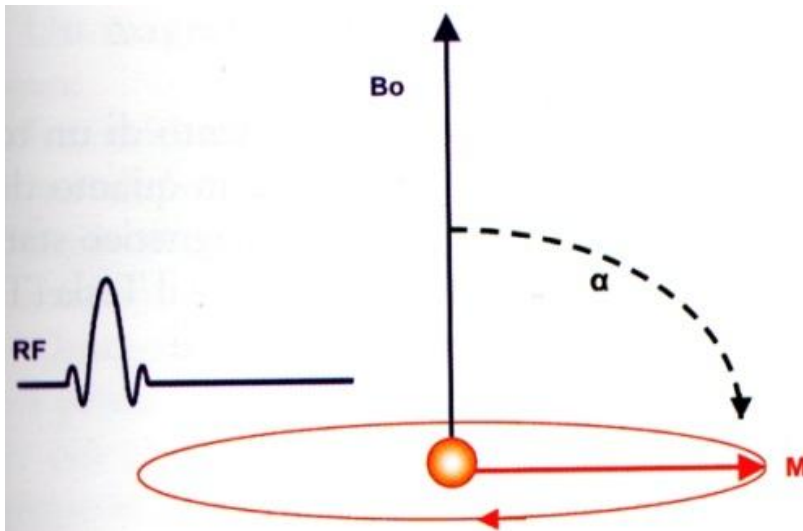
3D GRE/SPGR

FA bassi possono essere usati se abbinati a TR/TE brevi

Per un contrasto T1: selezionare un valore da 25 a 45°

Per un contrasto T2* : selezionare un valore da 5 a 8°

Se il FA diminuisce, il contrasto T2* aumenta e l'SNR diminuisce





Flip Angle (FA) – Gradient Echo

2D GRE/SPGR

Dato un TR costante, aumentare il FA in modo che il contrasto T1 aumenti

Per un contrasto T1: selezionare un valore da 40 a 60°

Per un contrasto T2* : selezionare un valore da 20 a 30°

3D GRE/SPGR

FA bassi possono essere usati se abbinati a TR/TE brevi

Per un contrasto T1: selezionare un valore da 25 a 45°

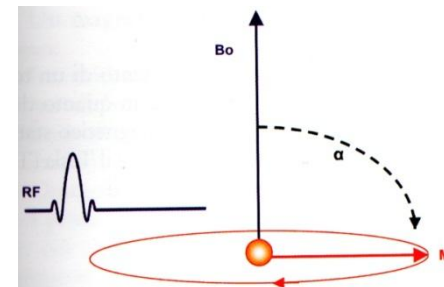
Per un contrasto T2* : selezionare un valore da 5 a 8°



Se il FA diminuisce, il contrasto T2* aumenta e l'SNR diminuisce



Flip Angle



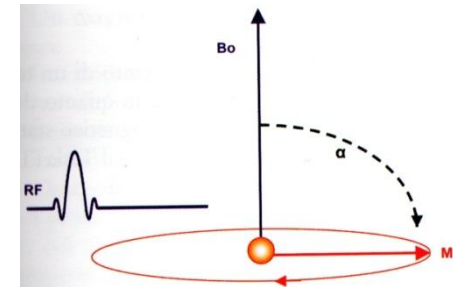
Indica di quanti gradi, rispetto all'asse della MML, viene abbattuto il vettore dello spin dall'impulso RF all'inizio della sequenza spin-echo o ad echo di gradiente. Nelle sequenze spin-echo classiche e nelle sequenze ad echo di gradiente con $TR > 100 \text{ msec}$, tale angolo viene mantenuto a 90° .

Nel caso di sequenze ad echo di gradiente con TR corti ($TR < 100 \text{ msec}$), quasi tutti i tessuti non sono in grado di recuperare in modo completo la MML nel tempo tra un impulso RF a 90° e il successivo (cioè nel TR).

A causa del non completo recupero della MML di quasi tutti i tessuti, la serie di impulsi RF a 90° troverà gli spin sempre più deflessi, con minor capacità di rispondere all'impulso stesso e, quindi, con un segnale sempre più basso (scarso rapporto S/R). Inoltre si perde la possibilità di differenziare l'intensità di segnale in base ai diversi T1 dei tessuti perché quasi tutti più lunghi del TR stesso.



Flip Angle



Per ovviare a tale fenomeno, è possibile ridurre l'angolo di abbattimento della MML a valori proporzionalmente minori con TR molto corti.

In pratica, si utilizzano angoli di abbattimento (FA) di $50-60^\circ$, quando il TR è $>50\text{msec}$. Nelle sequenze 3D, in cui il TR può arrivare a $8-15\text{msec}$, l'FA utilizzato per avere una pesatura T1 è di circa 25° .

Al contrario, se si utilizzano $\text{FA} < 25^\circ$ in sequenze ad echo di gradiente con TR relativamente lunghi ($>50\text{msec}$) si darà tempo sufficiente a tutti i tessuti di recuperare la MML, perché l'angolo di abbattimento è stato minimo, con netta riduzione del tempo di recupero. In questo modo anche tessuti con T1 relativamente lungo avranno recuperato completamente la LLM nel TR. Questo consente di annullare le differenze in T1 dei tessuti, senza dover allungare il TR della sequenza (come invece avviene nelle sequenze spin-echo), e consentire una relativa pesatura in T2 sulla base del TE utilizzato.

TI (Inversion Time)

TI (inversion Time)

TI
(Inversion
Time)

TI (Inversion Time).

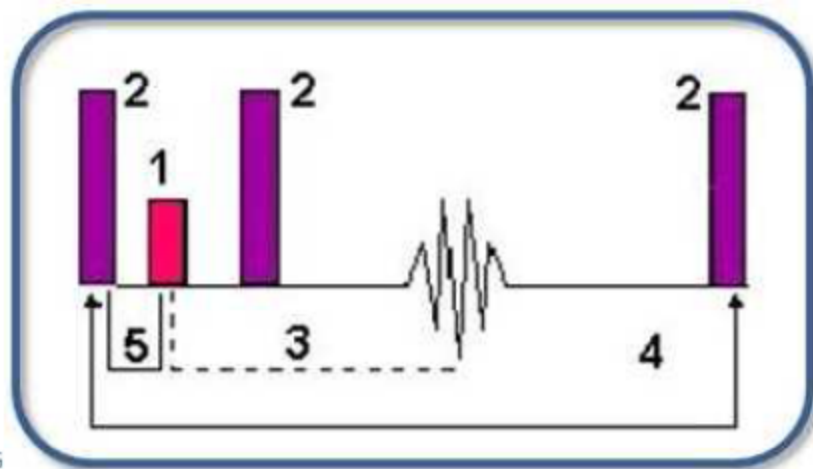
L'Inversion Recovery è una sequenza Spin Echo che inizia con un impulso di inversione a 180° prima del primo impulso a 90°

La sequenza IR produce immagini pesate in T1 o con soppressione del grasso, in particolare su estremità e addome. Questa sequenza è anche usata sull'imaging dell'encefalo per ottenere un'immagine molto pesata in T1.

L'impulso iniziale a 180° crea una magnetizzazione negativa sull'asse Z

Il periodo di tempo tra l'impulso iniziale a 180° e il primo impulso a 90° è quello che viene chiamato *Inversion Time (TI)*.

Il tempo tra il primo impulso a 90° e l'echo è invece il TE, come per le sequenze Spin Echo



#	Description
1	90°
2	180°
3	TE
4	TR
5	TI

TI (Inversion Time)

TI (inversion Time)

TI
(Inversion
Time)

TI (Inversion Time).

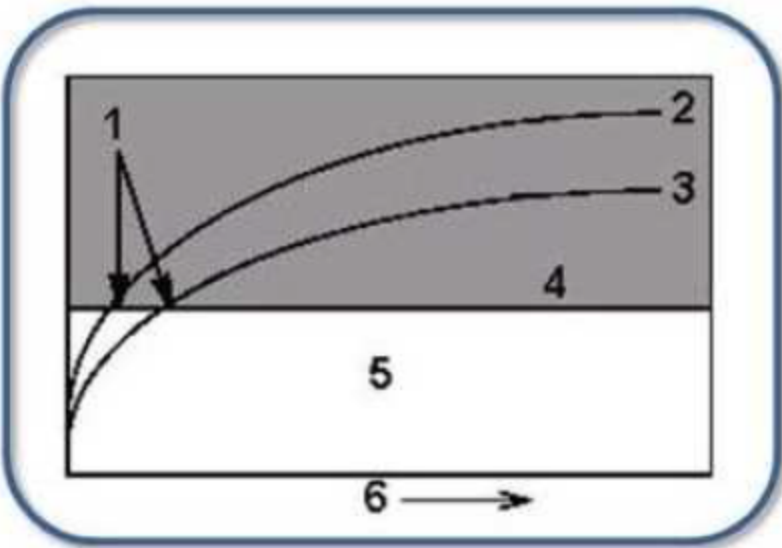
In base al tipo di sequenza il Tempo di Inversione viene riportato come

Inv Time o *Prep Time*

Il TI è il fattore determinante e primario del contrasto che vogliamo ottenere

Il valore di TI è determinato dal tempo richiesto dal tessuto per recuperare la magnetizzazione dal piano longitudinale negativo al piano trasverso

Questo tempo è chiamato “null point”



#	Description
1	Null
2	Fat curve
3	Water curve
4	Transverse plane
5	Contrast reversal zone
6	TI

20

General scan parameters

TI
(Inversion
Time)

TI Considerazioni

Auto TI: modificando altri parametri di scansione, il valore di Auto TI si aggiorna per fornire il TI ottimale in base alla prescrizione.

Usare sempre il corretto TI in base al tessuto che si vuole sopprimere

In genere il TI è intorno al 70% del T1.

Esempio:

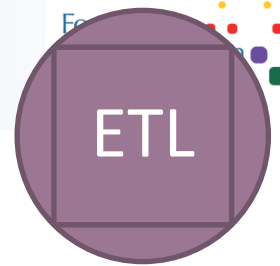
➤ Il T1 del grasso @1.5T è 220ms, quindi TI= 150ms.

Il TI varierà in base alla forza del Campo Magnetico Principale

Attenzione:

Tutti i tessuti che hanno lo stesso T1 del grasso saranno soppressi con un TI di 150ms , quindi NON utilizzare la sequenza IR dopo mezzo di contrasto, quando c'è il rischio di cambiamenti del T1 nei tessuti normali e patologici

ETL (Echo Train Length)



ETL (Echo Train Length).

ETL rappresenta il numero di echi per TR.

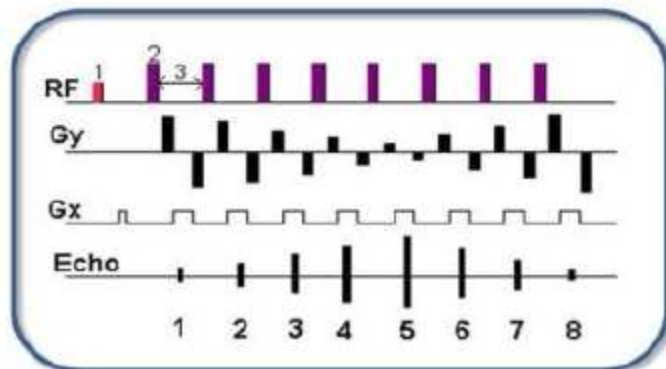
L' ETL determina l'ammontare di dati dell'immagine per TR inseriti nel k-spazio, riducendo così il tempo di scansione.

Nelle sequenze FSE, l'impulso iniziale a 90° è seguito da un'acquisizione che va da 2 a 128 echi all'interno di un singolo TR (in base al tipo di sistema)

Acquisizioni con lunghi TR possono essere effettuate in un tempo di scansione ragionevole, proprio perchè il tempo di scansione è suddiviso dagli ETL.

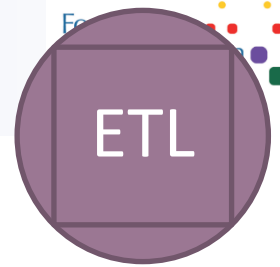
Il tempo tra ogni echo all'interno del treno di echi è chiamato Echo space.

Ogni eco viene acquisito con un diverso gradiente di codifica di fase e ogni eco riempie un'unica linea del k-spazio

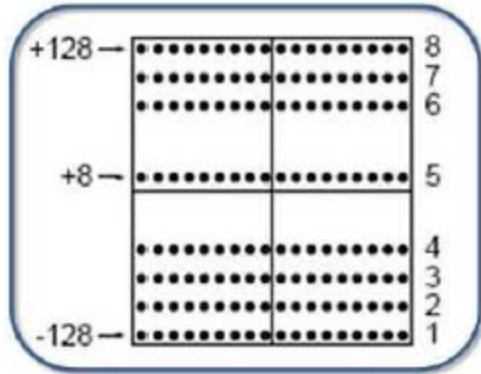


#	Description
1	90° RF pulse
2	180° RF pulse
3	Echo Space

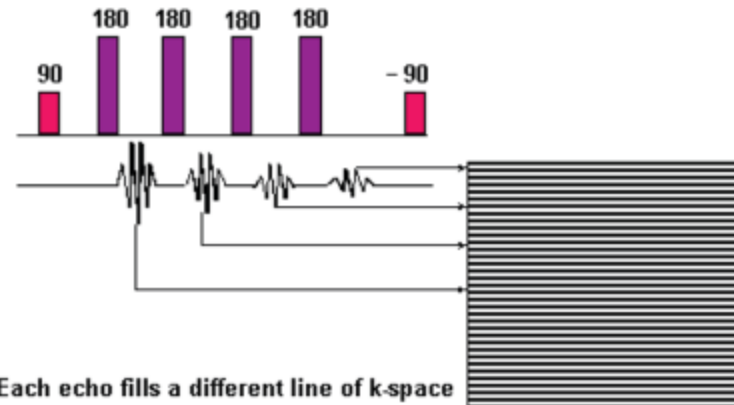
ETL (Echo Train Length)



ETL (Echo Train Length).



In un'acquisizione con 8ETL, ogni echo riempie 8 linee del K-spazio in un singolo TR



Aumentando gli ETL:

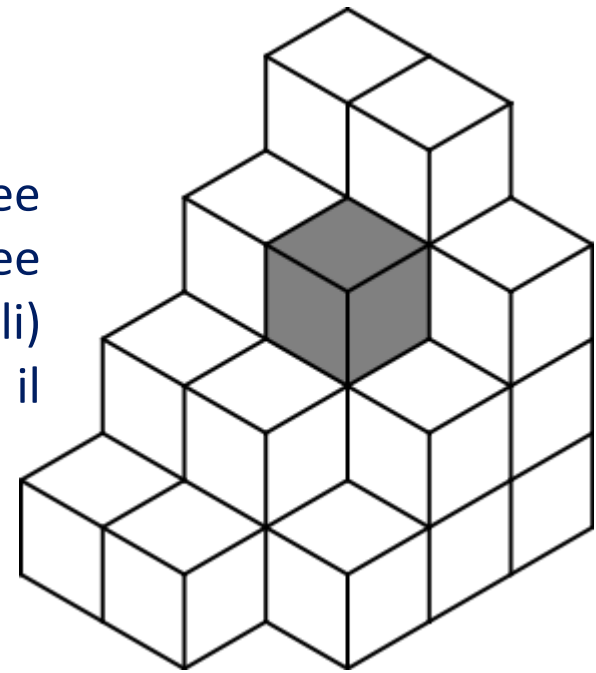
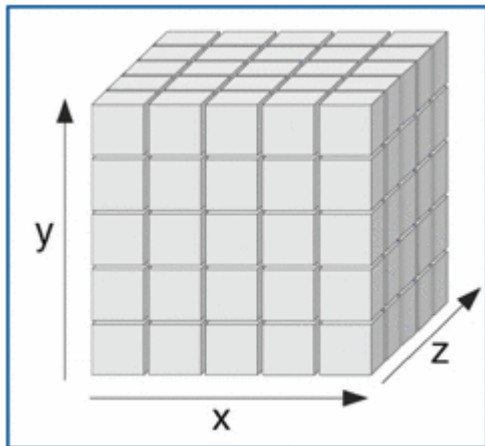
- Diminuisce il contrasto PD & T1
- Diminuisce il numero di slices
- Diminuisce lo scan time
- Aumenta il contrasto T2
- Aumenta il Blurring

Selezionare un corretto numero di ETL per prescrivere il numero di echi per TR



Matrice

Ogni immagine è suddivisa tramite linee orizzontali e verticali in tante piccole aree uguali (pixel) ordinate in righe (orizzontali) e colonne (verticali); l'insieme prende il nome di MATRICE.



I pixel sono la rappresentazione bidimensionale degli elementi di volume (voxel) nei quali si è suddiviso ogni strato del campione in esame. La terza dimensione del voxel si identifica nello spessore di strato.



Matrice

La matrice viene caratterizzata tramite il numero dei suoi pixel ($128*128 - 256*256 \dots$). Esistono anche matrici rettangolari (per esempio $190*256$).

La scelta di un tipo di matrice comporta implicazioni: le varie sequenze di invio di impulsi vengono ripetute, con metodo di ricostruzione 2DFT, un numero di volte pari al numero delle righe della matrice (numero delle righe della direzione della codifica di fase).

MATRICE Freq	TEMPO	RISOLUZ	SNR	# STRATI
↑	=	↑	↓	↓ =

MATRICE Phase	TEMPO	RISOLUZ	SNR	# STRATI
↑	↑	↑	↓	=



Matrice

MATRICE 256*256

Numero di invii RF doppio rispetto a quella di 128*128, con conseguente raddoppio del tempo di acquisizione

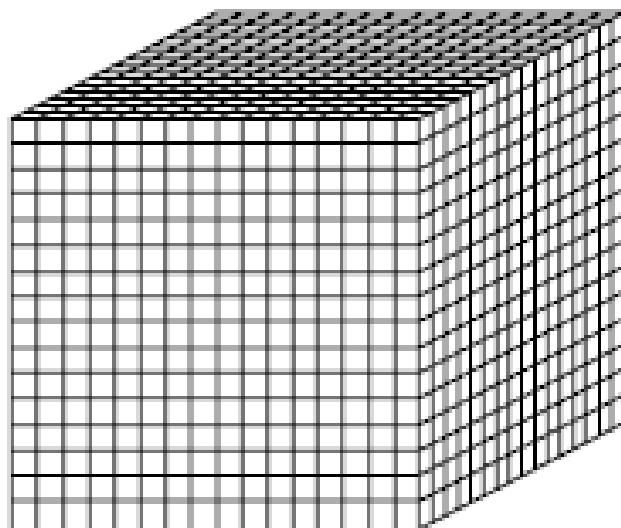
Risoluzione spaziale migliore (essendo i pixel più piccoli, a parità di campo di vista)

MATRICE 128*128

Fa aumentare l'intensità di segnale di 4 volte 8 al raddoppiare del lato, l'area, e quindi la quantità di protoni, quadruplica).



Matrice

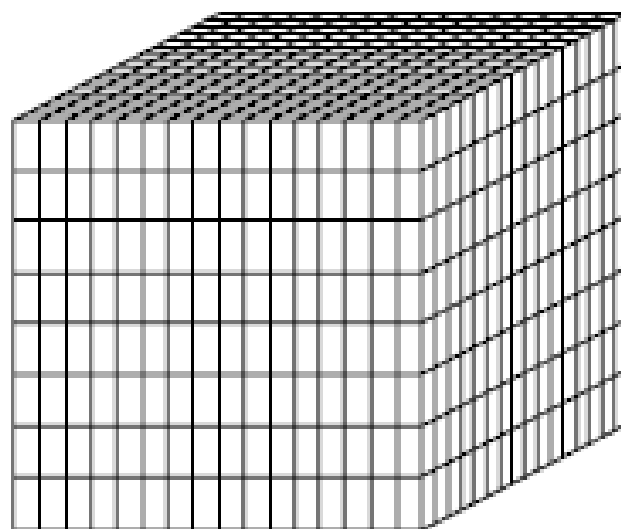
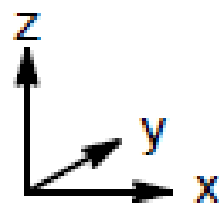


(A) Isotropic 3D



Voxel

$$\Delta x = \Delta y = \Delta z$$



(B) Anisotropic 3D



Voxel

$$\Delta x, \Delta y \neq \Delta z$$

Phase & Frequency Matrix

La matrice può essere quadrata o asimmetrica.

Matrice quadrata significa che i valori di fase e frequenza sono UGUALI.

Matrice asimmetrica significa che l'asse della fase è più piccolo dell'asse della frequenza.

Matrice & FOV determinano le dimensioni dei pixel:

$\text{FOV/Matrix value} = \text{pixel value}.$

$250 \text{ mm FOV} / 192 \text{ Phase} \times 256 \text{ Frequency matrix} = 1.28 \text{ pixel size}.$

$250 \text{ mm}/192 \text{ matrix} = 1.3 \text{ and } 250\text{mm}/256 = 0.98.$

Moltiplicando i valori dei pixel si determina altezza e larghezza del pixel e si trovano le dimensioni del pixel ($1.3 \times 0.98 = 1.28$)

I valori di **Matrice**, **FOV** e il **Phase FOV** determinano dimensione e forma del pixel e di conseguenza la risoluzione dell'immagine

Se viene selezionata una matrice in frequenza > 256 (es 512, 384), la selezione dell'opzione ZIP 512 NON ha effetto poichè è già in uso una ricostruzione 512.

Il dato numerico che esprime la qualità della matrice (es. 256x256) indica il numero di passi di codifica di fase (righe dello spazio k) per il numero di codifiche di frequenza (colonne dello spazio)

Durata della sequenza = TR x Passi di codifica di fase x N° campionamenti



Campo di vista

Il campo di vista (**Field of View, FOV**) indica l'area espressa in millimetri della zona su cui si deve eseguire l'acquisizione.

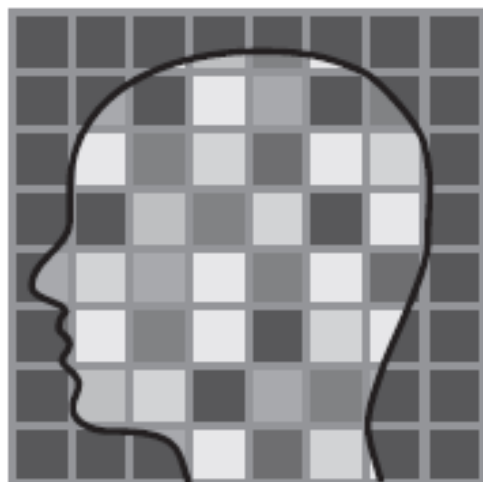
La scelta del FOV deve essere effettuata tenendo conto delle dimensioni della zona che interessa: così facendo, si concentrerà l'acquisizione sulla superficie d'interesse, aumentando la definizione dell'immagine.

Bisogna, tuttavia, evitare di scegliere un campo di vista troppo piccolo, perché ciò potrebbe dar luogo al cosiddetto artefatto da aliasing, dovuto al ribaltamento di strutture escluse dal FOV stesso all'interno dell'immagine, con relativo deterioramento di quest'ultima.

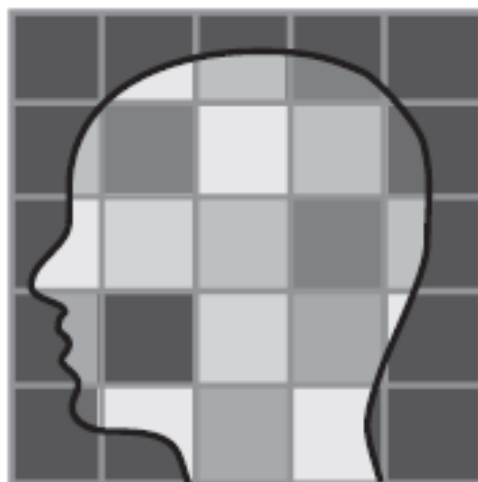
È importante ricordare che il FOV, rapportato alla matrice, determina la grandezza del pixel, in quanto

Campo di vista

CAMPO
DI VISTA
(FOV)



FOV 256 mm
Matrix 256×256



FOV 350 mm
Matrix 256×256

FOV (mm)	Matrix size	Pixel (mm)
256	256×256	1.0×1.0
256	128×128	2.0×2.0
128	128×128	1.0×1.0

In MR images pixel size depends on both the selected field of view (FOV) and matrix. In-plane pixel size is determined as :



PHILIPS

$$\frac{FOV}{Matrix} = Pixel\ size$$

CAMPO
DI VISTA
(FOV)

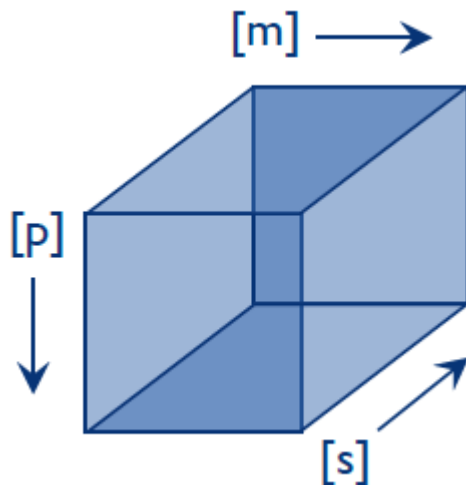
The images below have different FOV and matrix, but the same **pixel size**, and thus the **same spatial resolution** in the area of interest within the orange square.



As this example demonstrates: pixel size, not matrix, determines spatial resolution.

While pixel size reflects in-plane resolution, voxel size represents three-dimensional resolution by taking slice thickness into account as well. Voxel size is inversely proportional to spatial resolution.

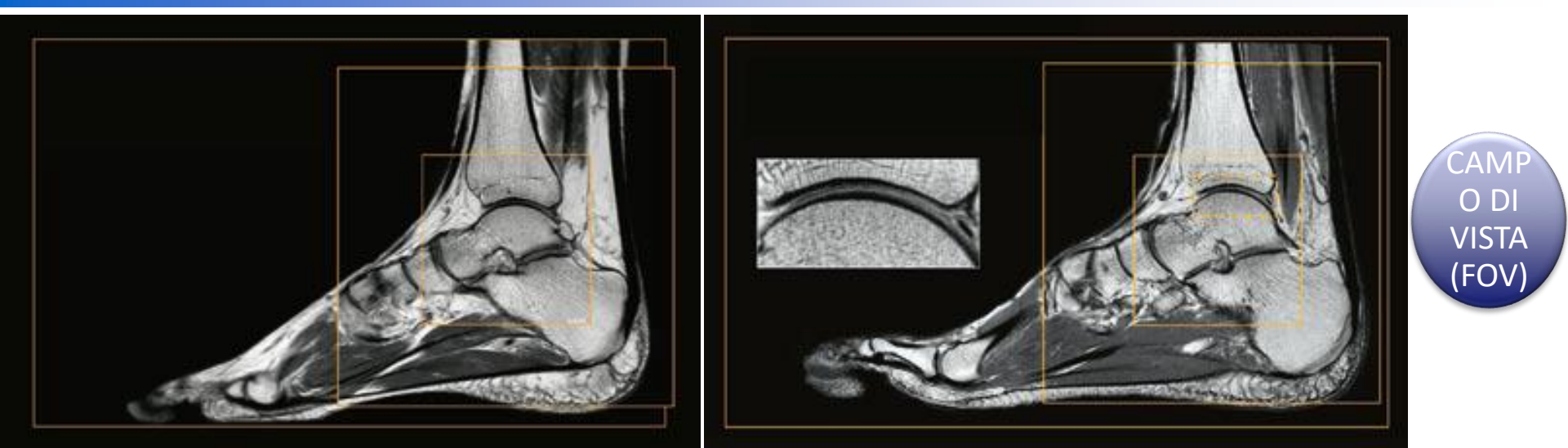
In other words: **high spatial resolution is equivalent to small voxels.**



A voxel is a small volume element that represents resolution in measurement, phase encoding and slice encoding directions.



Application tips: voxel size, bandwidth and water-fat shift



Pixel size	Matrix	FOV	Pixel size	Matrix	FOV
160 microns (0.16 mm)	512	85 mm	166 microns (0.166 mm)	512	85 mm
330 microns (0.33 mm)	512	170 mm	166 microns (0.166 mm)	1024	170 mm
660 microns (0.66 mm)	512	340 mm	166 microns (0.166 mm)	2048	340 mm

Combinando una matrice di 512 pixel con diversi FOV si ottengono pixel di dimensioni diverse.

Un'elevata risoluzione spaziale (pixel da 0,166 mm) può essere ottenuta con una gamma di diverse combinazioni di FOV e matrice.



Application tips: voxel size, bandwidth and water-fat shift

Voxel size FH (mm)	0.4
AP (mm)	0.48
Slice thickness (mm)	3

FieldStrength

Gemelli 



51

Phase FOV

Dimensione del FOV nel senso della FASE

Il risultato finale è un'immagine di dimensioni quadrate, anche se l'immagine acquisita potrebbe avere dimensioni rettangolari



Immagine acquisita
FOV 200 mm
Phase FOV 50%
100mm

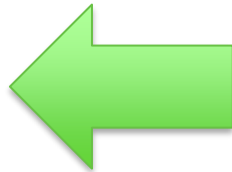


Immagine finale
200mm*200mm

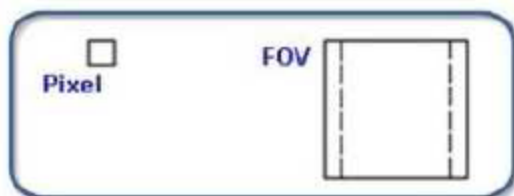
Phase Field of View (PFOV)

Il Phase FOV specifica i passi di fase e influenza lo scan time.

Il Phase FOV riduce il tempo di scansione perchè riduce il FOV lungo la direzione della fase

L'impulso di sequenza determina il range di PFOV disponibile

Phase FOV può essere combinato con matrice simmetrica e asimmetrica.



PFOV < 1 and a *symmetrical* matrix is selected, the pixel shape is square and the FOV shape is rectangular.



PFOV < 1 and a *asymmetrical* matrix values are selected, the pixel shape and the FOV shape are both rectangular..

Phase Field of View (PFOV)

Il numero di passi di codifica di fase è uguale a :

(Number of phase steps programmed) × (Phase FOV)

riduce lo scan time se paragnato ad una acquisizione con FOV pieno

Per esempio:

Frequ 256	}	$(TR) \times (192P) \times (0.75) \times (NEX) = \text{new scan time.}$
Phase 192		
PFOV 0.75		

Usare un PFOV stretto quando il FOV lungo la direzione della fase lo consente e NON produce ribaltamento, come ad esempio su estremità, colonna e scansioni coronali dell'encefalo

Usare il PFOV per immagini ad alta risoluzione e con tempo breve quando combinato con matrice simmetrica

Phase Field of View (PFOV)

Diminuendo il PFOV, l'SNR si riduce approssimativamente del 14% per 0.75 Phase FOV, -del 30% per 0.5 Phase FOV.

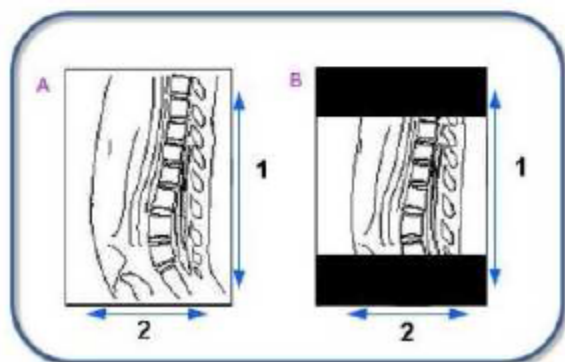
Diminuendo il Phase FOV nelle acquisizioni EPI, diminuisce la distorsione geometrica e aumenta la risoluzione spaziale.

PFOV richiede che l'anatomia sia ben centrata all'interno del FOV.

L'artefatto da ribaltamento, quando si usa il PFOV, si verifica se l'anatomia si estende al di fuori del nuovo FOV ridotto.

Bande di Saturazione poste lungo la direzione della fase possono ridurre il ribaltamento

In genere se sul piano Coronale o Sagittale, fase e frequenza sono invertite, non si utilizzano PFOV inferiori a uno.



#	Description
1	Phase
2	Frequency
A	Phase and Frequency swapped with a Phase FOV of 1
B	Phase and Frequency swapped with a Phase FOV of 0.75

Numero di rilevamenti

Per ottenere un campionamento del segnale più esatto possibile, è possibile inviare più di una volta la RF e di riceverne altrettanti segnali, per ogni settore della matrice.

La media dei valori ottenuti consentirà di campionare un segnale tanto più esatto quanti più rilevamenti saranno stati eseguiti; naturalmente, raddoppiando il numero di misure, raddoppia automaticamente il tempo di acquisizione

NUMERO
DI
ACQUISIZIONI

NEX (Number of Excitations).

I NEX rappresentano il numero di volte in cui gli step di codifica della fase vengono ripetuti in una data acquisizione.

L'SNR aumenta della radice quadrata del numero dei NEX

Per esempio: se aumentando i NEX da 2 a 4, il risultato sarà un aumento dell'SNR del 40% e il raddoppio del tempo di scansione.

I NEX sono un fattore da considerare nel calcolo del tempo di scansione:

$$(TR) \times (\text{Phase Steps}) \times (\text{NEX}) = \text{basic 2D scan time}$$

Un aumento del valore dei NEX produce un aumento dell' SNR e dello scan time.

Fa eccezione l'imaging 3D:

Selezionare un valore di NEX che produca un adeguato SNR per avere la diagnosi. Troppo SNR significa tempo di scansione troppo lungo, un SNR troppo basso significa produrre immagini non diagnostiche.



Selezione dello strato e suo spessore

Lo spessore della sezione è determinato dall'altezza (o ripidità) del gradiente e dall'ampiezza della banda RF di eccitazione (eccitazione selettiva).

In RM diminuendo lo spessore di sezione, diviene minore anche il numero di protoni posti in risonanza, con conseguente diminuzione del rapporto S/R.

Una volta selezionato lo strato da eccitare per ottenere la localizzazione spaziale del segnale all'interno della sezione effettuata, un nuovo gradiente deve essere applicato.

Considerando l'esempio di una scansione trasversale, un gradiente in direzione X, detto gradiente di lettura.

Questo secondo gradiente viene applicato dopo l'invio dell'impulso RF $90-180^\circ$ e, precisamente durante l'ascolto della sua echo e fa in modo che ogni colonna di voxel perpendicolare alla X abbia una sua propria frequenza.

L'analisi del segnale risultante, effettuata tramite la trasformata di Fourier, permetterà di risalire al contributo proveniente da ogni colonna.

Selezione dello strato e suo spessore

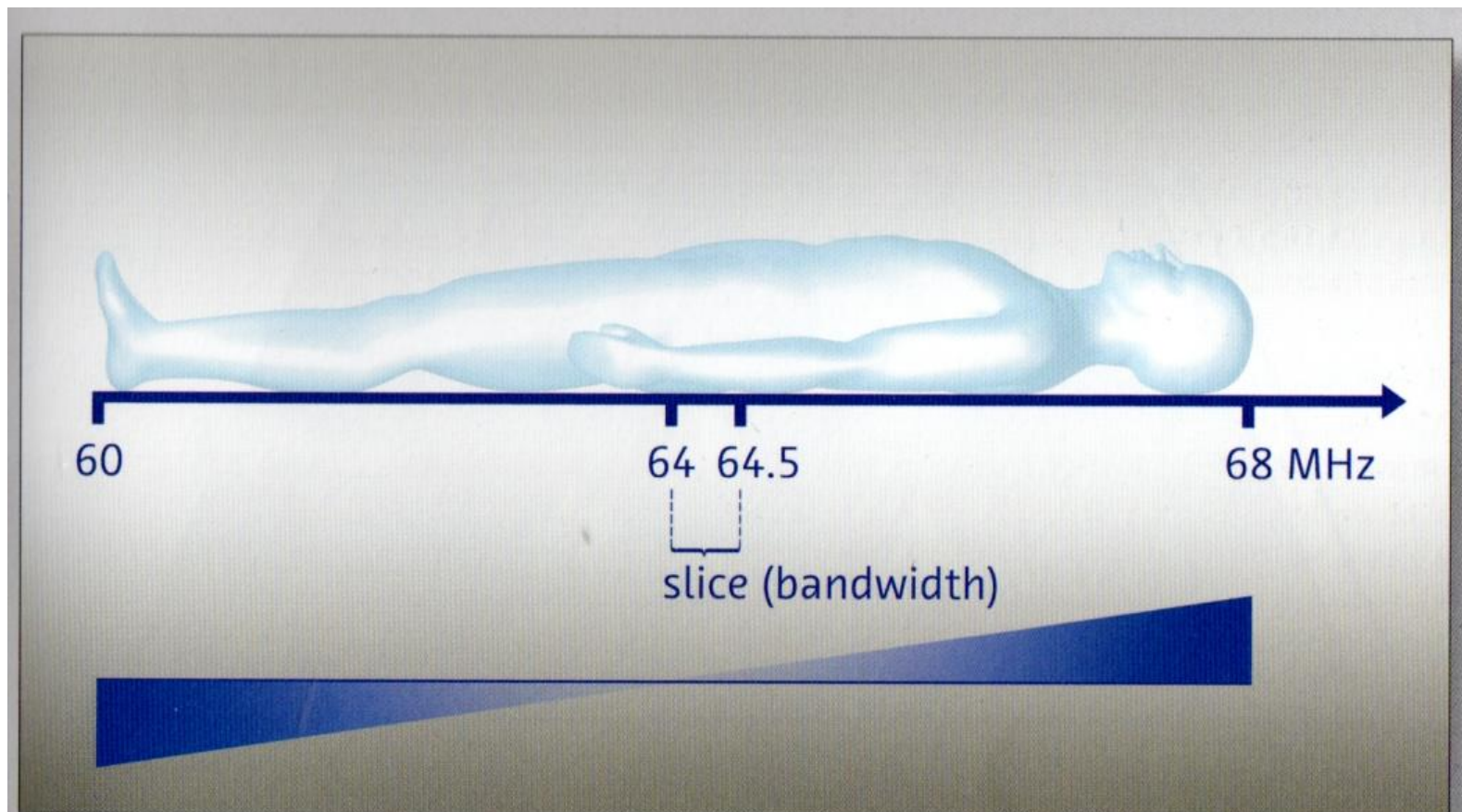


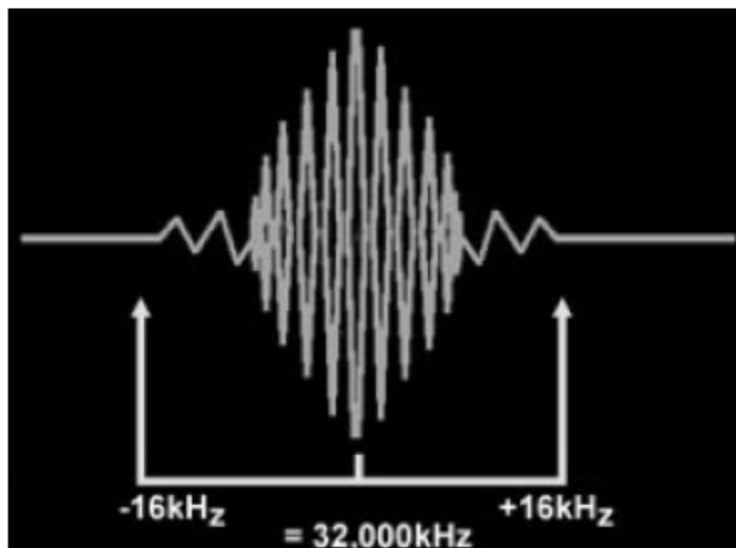
Fig. 6: The slice selecting gradient changes the magnetic field in the head-to-foot direction, and because of that the Larmor frequency also changes; it is higher in the stronger magnetic field, in this example it becomes stronger towards the head. Slice width can be determined by the range of frequencies (bandwidth) of the RF pulse (see text).

Bandwidth

La Banda di Ricezione (RBw) è misurata in **KHz** in base alla gamma di frequenze.

Indica la velocità con cui l'echo viene campionato dal gradiente di lettura.

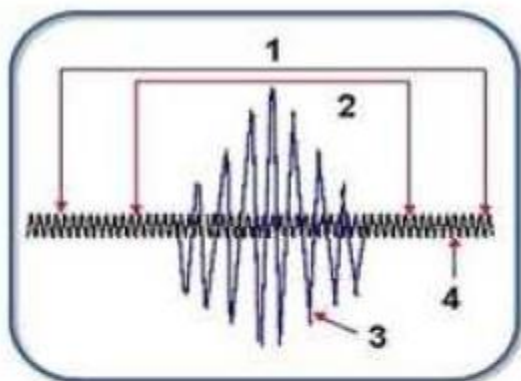
Selezionare una BW corretta per ottimizzare SNR, TE, numero di slices e l'effetto chemical shift



Una BW intorno ai 16 kHz indica che stiamo campionando 16 kHz o 16.000 Hz su ciascun lato della frequenza centrale, per un totale di 32.000Hz.

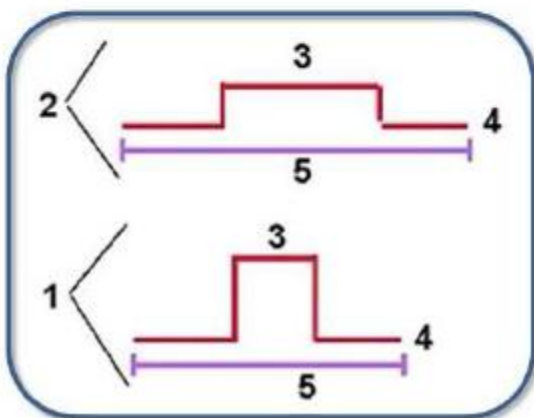
BANDWIDTH

Bandwidth



#	Description
1	32 kHz
2	16 kHz
3	Signal
4	Noise

La Larghezza di banda è anche la frequenza a cui il sistema legge l'echo.
Maggiore è la frequenza di campionamento, minore è il tempo in cui viene applicato il gradiente di codifica della frequenza (lettura)



#	Description
1	32 kHz
2	16 kHz
3	Readout window
4	X-gradient
5	Time

BANDWIDTH

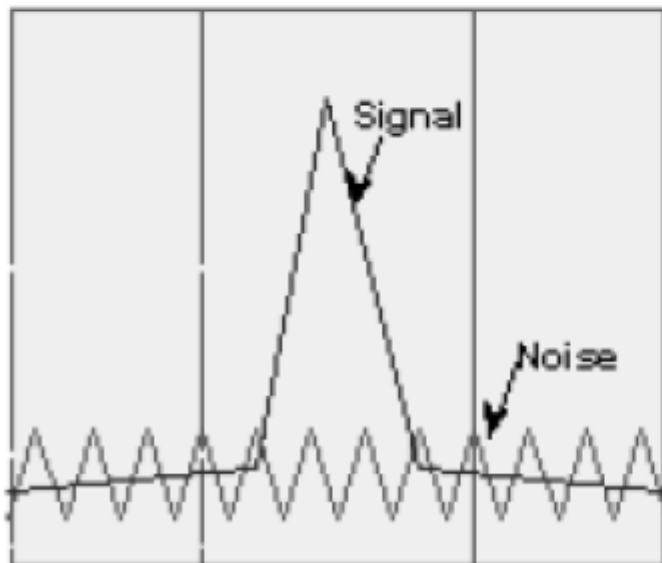
Bandwidth

Modificando il valore della BW, si possono controllare quante frequenze verranno lette in ogni echo.

Questo determina quanto SNR (signal-to-noise ratio) avremo su ogni immagine.

L' SNR diminuisce all'aumentare della RBw.

**Narrow
Window**



Wide Window

- ✓ Più la finestra si stringe, meno gamma di frequenze entra e meno rumore verrà rilevato.
- ✓ Più la finestra si allarga e maggiore rumore sarà rilevato

Bandwidth

Se diminuiamo la BW occorre trovare alcuni **compromessi** per ottenere una buona qualità immagine.

Dimezzare la Bandwidth equivale a raddoppiare l'NEX per avere un migliore SNR, pertanto....

diminuendo la BW:

- aumenta l'SNR
- aumenta il chemical shift. Il Chemical shift si verifica lungo la direzione di frequenza dell'immagine e si verifica perchè i protoni di acqua e grasso precessano a frequenze differenti
- aumenta il TE Minimum per un dato TR e anche la probabilità che il movimento aumenti nella scansione. Il movimento viene rilevato nell'echo a causa del tempo che intercorre tra il momento in cui viene applicato il gradiente di codifica della fase e il momento in cui viene letto l'echo
- diminuisce il minimum TE, conseguentemente diminuisce l'echo spacing sulle scansioni FSE & EPI

Selezione dello strato e suo spessore

L'informazione circa la coordinata y (righe) viene ottenuta tramite un terzo gradiente, che determina uno sfasamento iniziale dei vari nuclei che riflette la loro posizione sull'asse y (codifica di fase – gradiente di preparazione).

Il gradiente di codifica di fase, acceso per brevissimi istanti, porterà i vari nuclei a diversificare le loro frequenze di precessione e, pertanto le loro velocità.

Al cessare di tale gradiente y , i vari nuclei, pur tornando a precedere ad uguale velocità, resteranno sfasati tra di loro e tale sfasamento rimarrà anche quando essi verranno sottoposti al gradiente in direzione x ; ciò li porterà a differenziare la loro frequenza di precessione colonna per colonna (codifica di frequenza – gradiente di lettura).

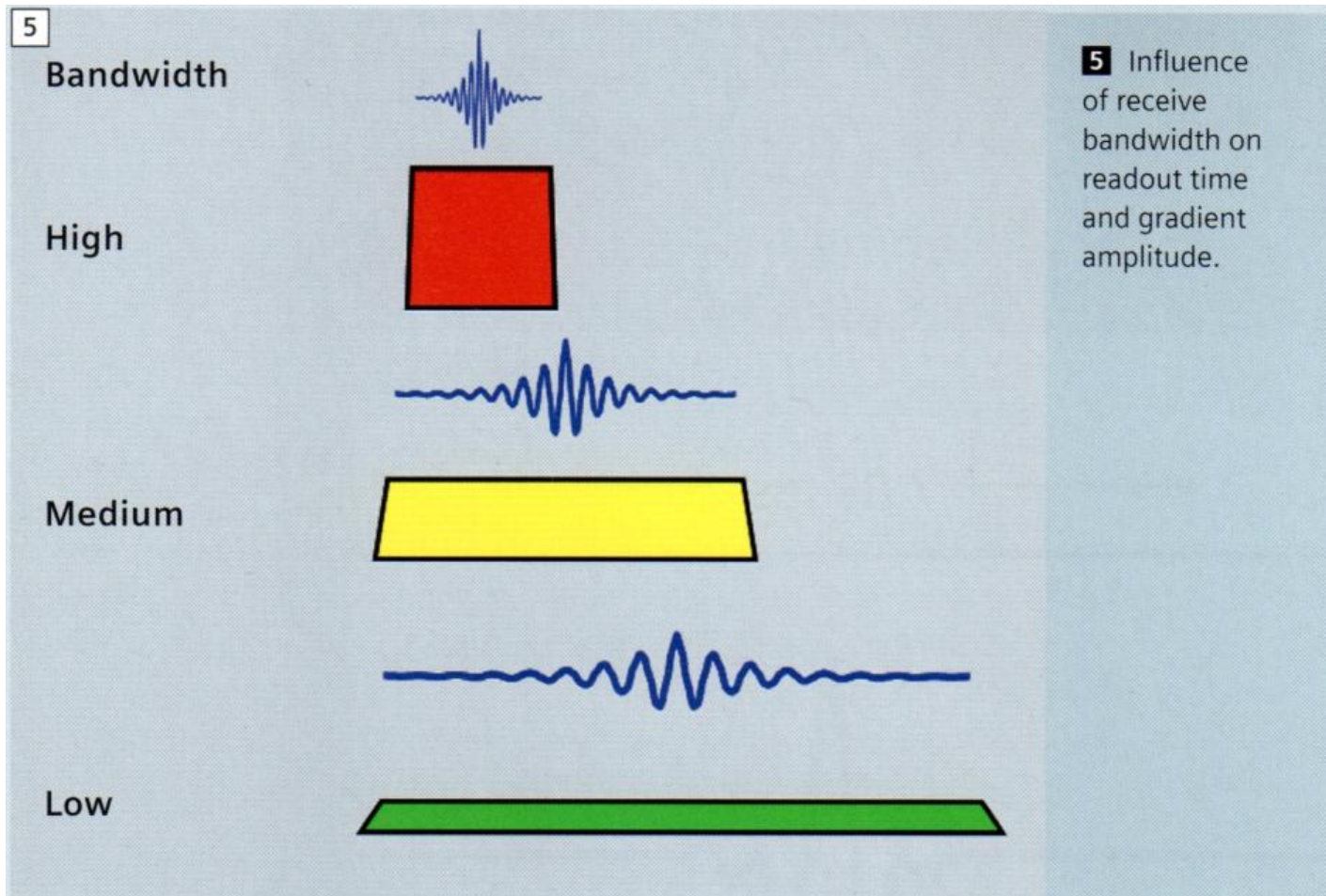
Selezione dello strato e suo spessore

Pertanto, sul piano xy selezionato, le colonne avranno una codifica di frequenza, mentre le righe una codifica di fase.

Ogni pixel del piano è individuato da due coordinate: le frequenze forniscono l'ascissa, mentre le fasi indicano l'ordinata.

Questo procedimento viene ripetuto tante volte quante sono le righe della matrice, variando progressivamente il valore del gradiente di fase

Bandwidth



SPESSO
RE DI
STRATO

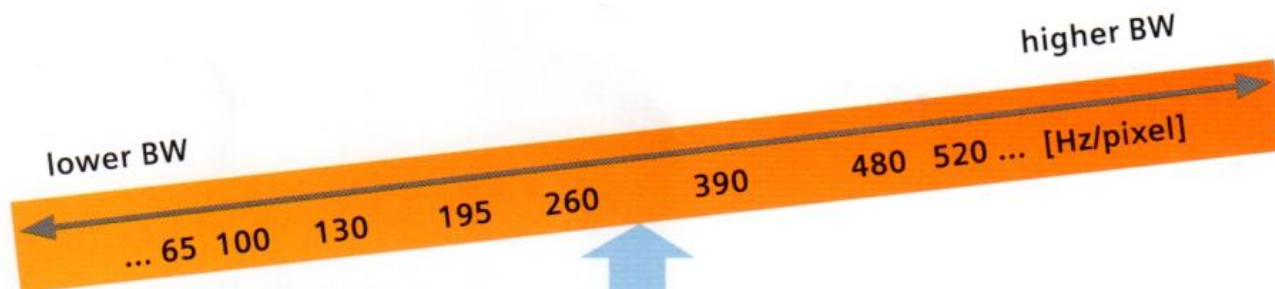
6

- higher SNR
- less noise
- smaller minimal FOV



- less chemical shift
- shorter min. TE/TR
- shorter echo spacing
- reduced susceptibility artifacts
- fewer metal artifacts

Bandwidth



- more chemical shift
- longer min. TE/TR
- longer echo spacing
- increased susceptibility artifacts
- more metal artifacts

- lower SNR
- more noise
- larger minimal FOV

6 Influence of bandwidth on other parameters.

Bandwidth

PHILIPS

Magnetic
Resonance

Fat protons resonate at slightly lower frequencies than water. The frequency difference is called **chemical shift**. It depends on the magnetic field strength:

FieldStrength

Application tips: voxel size,
bandwidth and water-fat shift



PHILIPS

Field strength	Frequency difference between fat and water
1.0T	147 Hz
1.5T	220 Hz
3.0T	440 Hz

Because MRI also uses resonance frequencies for spatial encoding, this frequency difference causes a small shift between the fat and water position in the frequency direction in the MR image. **Water-fat shift (WFS)** is defined as the displacement of the water signal with respect to fat signal in the image. Water-fat shift is expressed in number of pixels (e.g. 3 pixels).

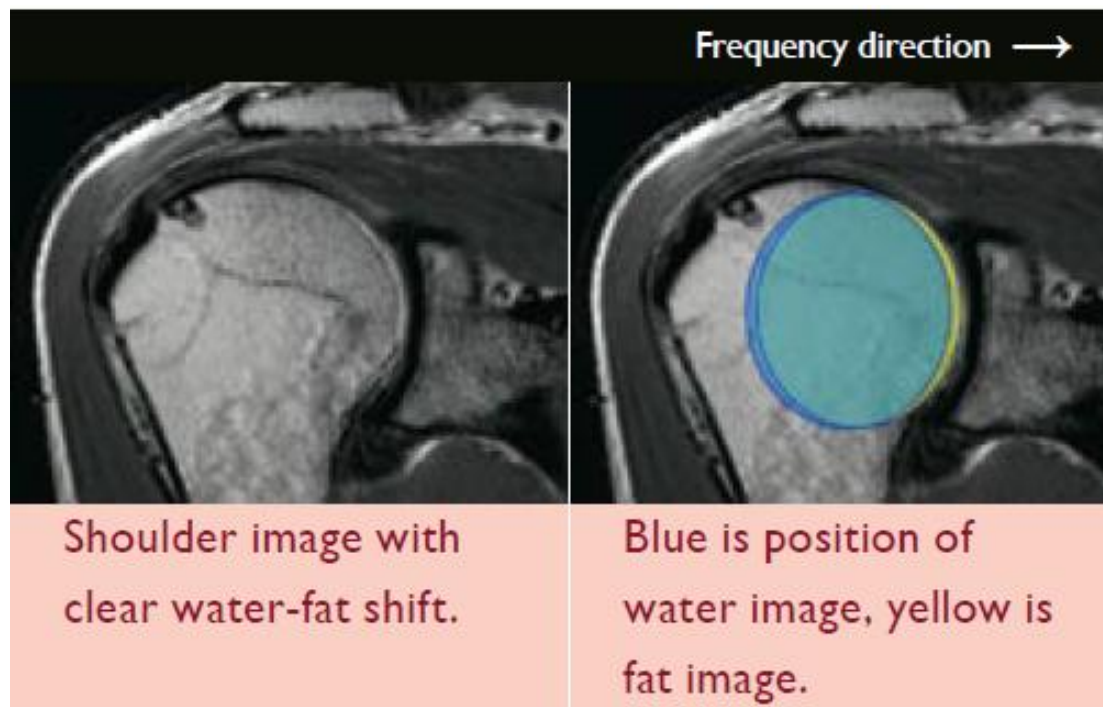
Bandwidth



Application tips: voxel size, bandwidth and water-fat shift



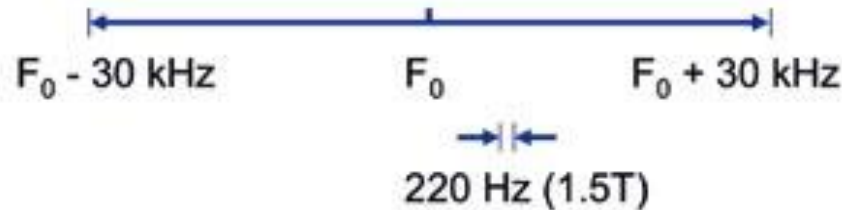
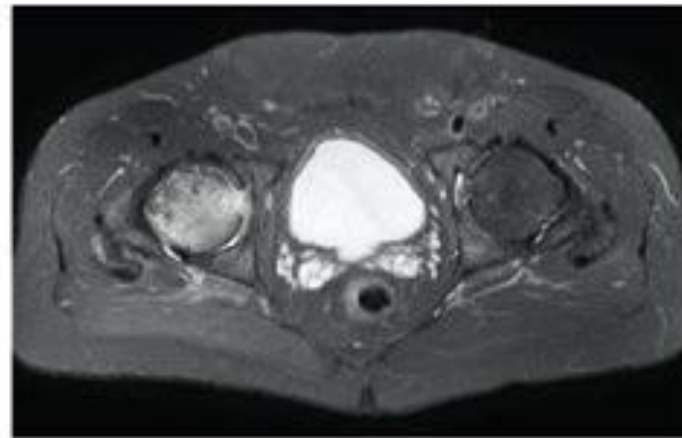
PHILIPS



The anatomy imaged determines how much water-fat shift is acceptable. The parameter water-fat shift can be used to optimize a scan.

Bandwidth

Bandwidth is the range of frequencies represented in an image. If bandwidth gets larger, the number of Hz per pixel gets larger. Water-fat shift (in pixels) is inversely proportional to bandwidth (if other parameters don't change)



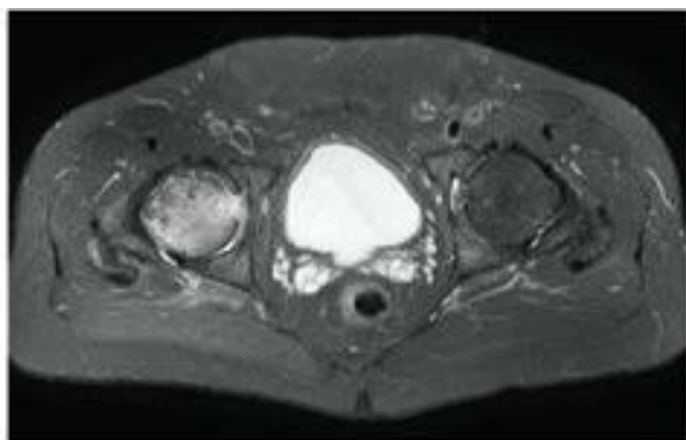
Application tips: voxel size,
bandwidth and water-fat shift



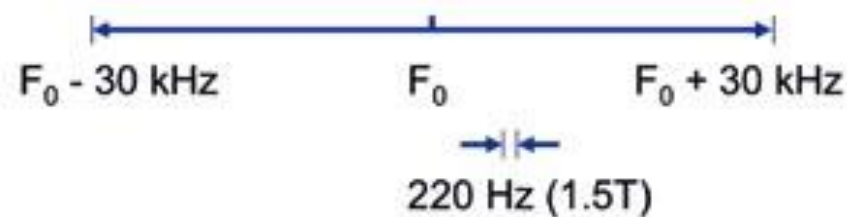
PHILIPS



Bandwidth



Example: if bandwidth is about 30 kHz for the full FOV, and matrix is 512, then a pixel's width is $30 \text{ kHz} / 512 = \text{about } 60 \text{ Hz}$. The water-fat frequency difference at 1.5T is 220 Hz, which then corresponds to $220 / 60 = 3.7 \text{ pixels}$.



FieldStrength

Application tips: voxel size,
bandwidth and water-fat shift

PHILIPS

Magnetic
Resonance

n.b. $1 \text{ kHz} = 1000 \text{ Hz}$
 $(30 \text{ kHz} = 30000 \text{ Hz})$

Bandwidth

SPESSO
RE DI
STRATO



Water fat shift

The corresponding term is the water fat shift and can be changed in the contrast parameter table.

Lower bandwidth = higher water fat shift

Lower **bandwidth** (measured in Hz) = higher water fat shift (measured in pixel shift).

https://www.mr-tip.com/serv1.php?type=fo_r1&entry=339&p=MRI+Forum&h=What+Philips+calls+bandwidth

Water fat shift

SPESSO
RE DI
STRATO

The receiver bandwidth is the reciprocal of the total sampling time. The unit of receiver bandwidth is Hertz (Hz)/pixel.

Bandwidth: $BW = 1/T_s$ [Hz/pixel]

Each manufacturer defines the receiver bandwidth differently. Siemens and Toshiba scanners use receiver bandwidth per pixel (Hz/pixel). GE scanners use the bandwidth of the entire matrix which is usually measured in kHz. Philips scanners use the water-fat shift in pixels (WFS) to measure the bandwidth. In a 1.5T scanner the resonating frequency difference between a fat and water proton is 220Hz and in a 3T scanner it is about 440Hz.

$WFS \text{ in } 1.5T \text{ scanner} = (Hz/pixel) / 220Hz$

<https://mrmaster.com/technique%20bandwidth.html>



SPESSO
RE DI
STRATO

Philips has a somewhat obtuse way of prescribing bandwidth - the "fat/water shift" in pixels. At 1.5T the resonant frequencies of fat and water protons differ by about 220 Hz causing them to refocus in slightly different positions in the image. This is known as the ***chemical shift artifact***

Continuing the example above, a BW of 195 Hz/pixel at 1.5T would be reported by Philips as $220/195 = 1.1$ pixels (Px). At 3.0T the chemical shift difference is about 440 Hz, so the Philips BW at this field would be reported as 2.2 pixels.

<https://mriquestions.com/receiver-bandwidth.html>

SPESSO
RE DI
STRATO

Water-fat shift

Reduce water-fat shift to reduce chemical shift artifacts

Reduce water-fat shift to reduce metal artifacts

Increased water-fat shift increases SNR

Reduce water-fat shift to reduce readout duration and echo spacing, and limit blurring

Bandwidth

Increase bandwidth to reduce chemical shift artifacts

Increase bandwidth to reduce metal artifacts

Narrowing bandwidth increases SNR

Increase bandwidth to reduce readout duration and echo spacing, and limit blurring

FieldStrength

Pubblicato per la Philips MRI Community

Application tips: voxel size,
bandwidth and water-fat shift



This article is part of
Field Strength Issue 36,
Dec. 2008



PHILIPS



nov. '25

Setting the water-fat shift parameter

The Water-fat shift parameter appears on the Contrast page. Possible values are:

Minimum: smallest possible WFS

User defined: WFS will not exceed the user defined value

Maximum: largest possible WFS

Make sure to always check the actual WFS on the Info page.



initial	geometry	contrast	motion	dyn/ang	postproc	offc/ang	conflicts
TE		user defined			Total scan duration		03:55.3
(ms)		30			Rel. signal level (%)		76.9
Flip angle (deg)		90			Act. TR (ms)		3619
Refocusing control		yes			Act. TE (ms)		30
angle (deg)		120			ACQ matrix M x P		400 x 320
TR		shortest			ACQ voxel MPS (mm)		0.40 / 0.50 / 3.00
Halfscan		no			REC voxel MPS (mm)		0.31 / 0.31 / 3.00
Water-fat shift		user defined (m...			Scan percentage (%)		80
(pixels)		1 (2)			Packages		1
Shim		default			Min. slice gap (mm)		0
Fat suppression		no			Act. slice gap (mm)		0.3
Water suppression		no			WFS (pix) / BW (Hz)		0.999 / 217.4
					TSE or / shot (ms)		14.0 / 14.0



Application tips: voxel size, bandwidth and water-fat shift



PHILIPS

Practical guidelines for setting WFS:

- For most MSK protocols a WFS of 1 to 2.5 pixels is recommended
- The anatomy determines how many millimeters of fat shift in can be tolerated
- With smaller pixels a slightly higher WFS may be acceptable

Calculating bandwidth from WFS or vice versa

To calculate bandwidth from WFS for 3.0T:
$$BW \text{ [kHz]} = 0.22 \times \text{matrixfreq} / \text{WFS [pixels]}$$

Example: if WFS is 1.76 pixels for a 3.0T scan with matrix 512, then $BW = 0.22 \times 512 / 1.76 = 64 \text{ kHz}$

To calculate WFS from bandwidth for 3.0T:
$$\text{WFS [pixels]} = 0.22 \times \text{matrixfreq} / BW \text{ [kHz]}$$

Example: if bandwidth is 62.5 kHz for a 3.0T scan with matrix 384, then: $\text{WFS} = 0.22 \times 384 / 62.5 = 1.35 \text{ pixels}$

For other field strengths the same formulas apply, but replace 0.22 by 0.11 for 1.5T, or by 0.074 for 1.0T.

FieldStrength

Application tips: voxel size, bandwidth and water-fat shift

PHILIPS

Magnetic
Resonance

Water Fat Shift (WFS)

This parameter determines the Water-Fat Shift (WFS).

The resonance frequencies of water and fat are different (3.4 ppm). This results in a wrong spatial encoding of the fat signal with respect to the water signal in measurement direction which is called the water-fat shift.

The Water-Fat Shift

- occurs in measurement direction (except in EPI- and GRASE-scans).
- is defined in pixel.
- depends on the frequency bandwidth of the measurement gradient.
 - The higher the bandwidth, the smaller the WFS and the lower the SNR.
- is field strength-dependent.
 - A larger field strength will result in a larger water fat shift.
- should be increased (depending on the type of examination) until the maximum clinically-acceptable shift is reached. This optimum is also influenced by the choice of the preparation gradient direction.

Possible values

Maximum	
---------	--

The WFS will automatically be set to its maximum value in order obtain the best possible SNR. This can be used in cases where the WFS is not critical.

Minimum	
---------	--

The WFS will automatically be set to its minimum value in order to minimize geometrical distortion at the cost of SNR.

User defined	
--------------	--

The WFS can be freely defined pixels (from 0.5 to 6.0 pixels). If the entered value is incompatible with other parameters, the nearest smaller or larger value will be chosen. The actual WFS will be shown on the info page.

Example: L-Spine sagittal

If in a sagittal lumbar spine only the contrast between spinal cord and CSF is of importance, a larger WFS can be allowed in the FH direction. When the contrast between the discs and vertebral bodies is of importance, a larger WFS in the AP direction may be allowed. The fold-over direction therefore needs to be FH.

Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Pos
flyback		yes			
Flip angle (deg)		28			
TR		range			
minimum (ms)		700			
maximum (ms)		1100			
Halfscan		no			
Water-fat shift		user defined			
(pixels)		minimum			
Shim		user defined			
ShimAlien		maximum			

Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Offc/Ang	Coils	Conflicts	<<
TE first		IR-phase							
(ms)		9.21							
echos pacing		shortest							
flyback		yes							
Flip angle (deg)		28							
TR		range							
minimum (ms)		700							
maximum (ms)		1100							
Halfscan		no							
Water-fat shift		user defined							
(pixels)		1.2							
Chim		volume							
					^	Total scan duration			
						Rel. SNR			
						Act. TR/TE1/delta TE (ms)			
						ACQ matrix M x P			
						ACQ voxel MPS (mm)			
						REC voxel MPS (mm)			
						Scan percentage (%)			
						Packages			
						Min. slice gap (mm)			
						Act. slice gap (mm)			
						Act. WFS (pix) / BW (Hz)			
						Min. WFS (pix) / Max. BW...			

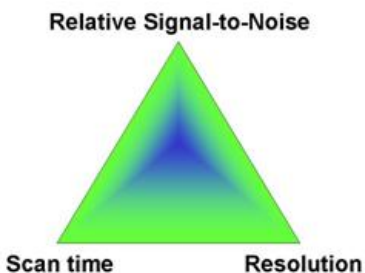
PHILIPS

Magnetic
Resonance

Table 2: How MR parameters affect TA, resolution and SNR.

Parameter		Measurement time TA	Resolution	SNR
Matrix	↑	↑	↑	↓
Fields-of-view (FOV)	↑	—	↓	↑
Slice thickness	↑	—	↓	↑
Bandwidth per pixel	↑	(↓)*	—	↓
Averages AC	↑	↑	—	↑
Phase oversampling	↑	↑	—	↑
Rectangular FOV	↓	↓	—	↓
iPAT factor	↑	↓	—	↓
Partial Fourier factor	↑	↓	—	↓

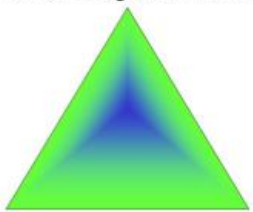
* only if TR can be shortened



MRI Parameters Chart

Parameter Change	Signal-to-Noise Ratio Impact	Time Change	Effect on Detail	SAR implications	Additional Impact
↑ TR	↑ SNR	↑ Scan time	= unchanged	↓ SAR	↓ T1 weighting ↑ # slices
↑ TE	↓ SNR	↑ Scan time	= unchanged	= unchanged	↑ T2 weighting ↓ # slices
↑ FOV	↑ SNR	= Unchanged (unless voxel size is constant)	↓ Spatial resolution	= unchanged	↑ coverage area
↑ NSA/NEX	↑ SNR	↑ Scan time	= unchanged	↑ SAR	↑ motion?
↑ ETL/TSE	↓ SNR	↓ Scan time	= unchanged	↑ SAR	↑ blurring
TI (inversion time) ↑	↓ SNR	↑ Time (due to increased TR required)	= unchanged	= unchanged	↑ tissue saturation
↑ Phase Matrix	↓ SNR	↑ Scan time	↑ Spatial resolution	↑ SAR (indirect)	↓ truncation artifacts
↑ Flip Angle	↑ SNR	= unchanged	= unchanged	↑ SAR	↓ susceptibility
↑ rBw	↓ SNR	↓ Scan time	= unchanged	= unchanged	chemical shift & metal artifacts
↑ PI reduction factor	↓ SNR	↓ Scan time	= unchanged	↓ SAR	↓ DWI susceptibility artifacts
↑ DWI b-value	↓ SNR	↑ Time (due to increased TR required)	= unchanged	= unchanged	↑ detection of stroke / neoplasm
↑ # SAT bands	↓ SNR	↑ Time (due to increased TR required)	= unchanged	↑ SAR	↓ reduction motion / flow artifacts
↑ Slice Thickness	↑ SNR	= unchanged	↓ Spatial resolution	= unchanged	↑ partial volume artifacts
↑ # of Slices Acquired	= unchanged	↑ Time (due to increased TR required)	= unchanged	↑ SAR	↑ anatomic coverage

Relative Signal-to-Noise



Scan time

Resolution

PARAMETRO	Tempo	Risoluzione	SNR	Artefatti
NSA	↑	=	↑	↓
REST	↑	=	=	↓
Dimensioni voxel	↓	↓	↑	↓/↑
FOV	=	↓	↑	=
FOV rettangolare (%)	↑	=	↑	=
Percent. scans. (%)	↑	↑	↓	=
Spessore strato	=	↓	↑	=
Matrice scansione	↑	↑	↓	=
Semiscansione	↓	=	↓	↑
SMART	=	=	=	↓
Spostamento acqua/ grasso	=	=	↑	↑
Strati 3D	↑	=	↑	=
SE (Angolo di ribaltamento)	=	=	↓	=
Compensazione flusso FFE, TSE	=	=	↓	↓
Compensazione flusso, SE	=	=	=	↓
Eco parziale	=	=	↓/↑	↓/↑
SPIR / ProSet	↑	=	=	↓
SENSE	↓	=	↓	=

Ger

↓ minore ↑ maggiore = invariato

Acquisizione a sezione singola

Per acquisizioni a sezione singola il tempo di acquisizione di una immagine è dato dal TR (tempo di ripetizione dell'intera sequenza), moltiplicato per il numero delle applicazioni del gradiente di codifica di fase, moltiplicato per il numero delle misure (Nex)

(tecnica convenzionale (spin-warp) bi- e tridimensionale)

$$t_a = TR * N_y * NEX \quad (\text{procedura 2D})$$

Ta = tempo di acquisizione

TR = impulso RF di eccitazione

Ny = numero di linee di codifica di fase (righe della matrice)

NEX = numero delle misure

L'espressione rende conto di come l'acquisizione di matrici fini, incrementando il numero delle righe (linee di codifica di fase), possa portare in sequenze convenzionali ad un notevole incremento del tempo di acquisizione.

La durata del TR è relativamente lunga ed include la durata del TE (tempo di eco, che è il tempo al quale viene campionato il segnale) ed il tempo necessario all'applicazione dei gradienti.

$$ta = TR * Ny * Nz * NEX \quad (\text{procedura 3D})$$

Nz = numero delle partizioni della codifica di strato.

Tempo di acquisizione delle sequenze Hybrid RARE (Fast Spin Echo), molto minore di quello delle sequenze spin-warp.

$$ta = TR * Ny/ETL * NEX \quad (\text{acquisizioni bidimensionali})$$

$$ta = TR * Ny/ETL * Nz * NEX \quad (\text{acquisizioni 3DFT})$$

dove ETL = Echo Train Length o lunghezza del treno di echi

Tecnica EPI, variante single shot, tutte le righe della matrice sono codificate in un unico TR

$$ta = TR * NEX$$

Acquisizione multisezione

La differenza tra il TR e il TE è un tempo morto. Tale tempo può essere utilizzato eccitando con un impulso a RF leggermente diverso i protoni dello stato successivo selezionati con il gradiente di stato.

Nello stesso TR vengono applicati più impulsi a RF (con relativa lettura dell'echo) e quindi riempita la prima linea del K spazio relativa a sezioni diverse. Al TR successivo viene variata la codifica di fase con riempimento della linea successiva del K spazio delle stesse sezioni.

Acquisizione volumetrica con trasformata di Fourier tridimensionale

Il volume viene selezionato dal gradiente di selezione della sezione (G_s), il cui lobo di rifasamento ha intensità variabile. Vi è quindi una codifica di fase sia sull'asse di codifica di fase sia su quello di selezione della sezione. È possibile acquisire i dati immagine con tecnica tridimensionale: in questo caso i dati vengono campionati non strato per strato, ma su un intero volume. Ciò si ottiene apponendo un gradiente di codifica di fase anche lungo l'asse Z. il vantaggio è che si ha più segnale a parità di risoluzione spaziale.

Acquisizione del volume 3D-FT: l'intero volume è eccitato da ciascun impulso di eccitazione. Il TR è il tempo che intercorre tra le eccitazioni successive ed è quindi, in genere, molto più breve di quello per le acquisizioni 2D-FT multi sezione. La codifica di fase viene fatta su due assi diversi.

Mappa 3D del K spazio: ogni punto del K spazio è rappresentato da una sfera. Ogni eco fornisce una linea di dati lungo l'asse di codifica di frequenza.

Tempo di Acquisizione

Tempo di ripetizione = TR

N_y = numero codifiche di fase

Numero di medie = NEX

$$\text{Tempo di acquisizione} = TR \times N_y \times NEX$$

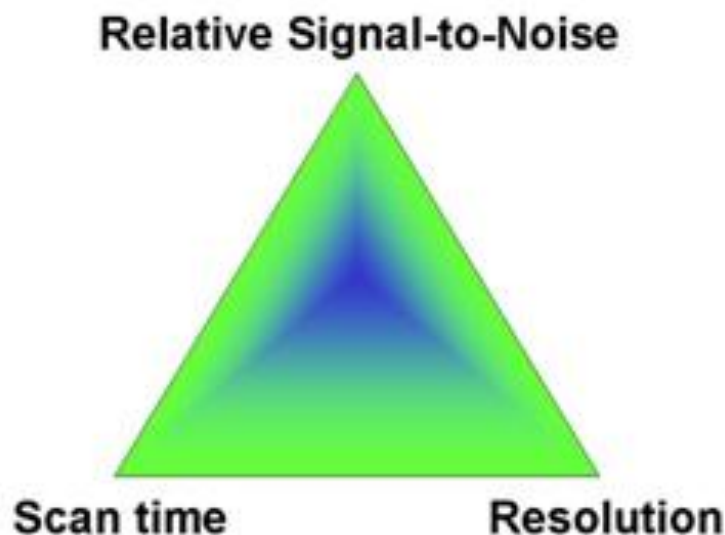
Il numero di medie (Nex) indica il numero di volte in cui l'intera acquisizione viene ripetuta: l'acquisizione multipla allunga i tempi ma aumenta il rapporto segnale/rumore.

Il rapporto segnale/rumore rappresenta un parametro estremamente importante nell'imaging diagnostico.

In RM dal volume in esame non proviene solamente il segnale utile, ma anche il rumore generato dal corpo umano; il volume, visto dalla bobina, e la quantità di rumore rilevabile, sono strettamente correlabili.

Una bobina di ampie dimensioni vedrà un volume ampio ma riceverà una grande quantità di rumore;

Una bobina piccola, al contrario, vedrà un piccolo volume del corpo umano, ma sarà caratterizzata anche da un basso livello di rumore



Parametro di scansione	SNR	RISOLUZ. SPAZIALE	TEMPO SCANSIONE	CONTRASTO T1	CONTRASTO T2	CONTRASTO PD
TR aumenta	Aumenta	N/P	aumenta	Diminuisce	Aumenta	Aumenta
TE aumenta	diminuisce	N/P	N/P	Diminuisce	Aumenta	Diminuisce
RBw aumenta	diminuisce	N/P	N/P	aumenta	N/P	Aumenta
ETL aumenta	Non pertinente	N/P	diminuisce	diminuisce	aumenta	diminuisce
Frequenza aumenta	diminuisce	aumenta	N/P	diminuisce	N/P	N/P

RAPPORTO SEGNALE/RUMORE S/R

Parametro di scansione	SNR	RISOLUZ. SPAZIALE	TEMPO SCANSIONE	CONTRASTO T1	CONTRASTO T2	CONTRASTO PD
FASE aumenta (Pixel quadrato)	aumenta	N/P	aumenta	Il contrasto è influenzato direttamente dai parametri del tempo di scansione, (TR, TE, TI e angolo di deflessione). L'SNR può aumentare o ridurre il contrasto, ma non può modificare il peso dell'immagine da un tipo di contrasto a un altro.		
FASE aumenta (pixel rett.)	diminuisce	aumenta	aumenta			
NEX aumenta	aumenta	N/P	aumenta			
FOV aumenta	aumenta	diminuisce	N/P			
Slice Thickness aumenta	aumenta	diminuisce	N/P			
Spacing aumenta	aumenta	N/P	N/P			

SNR SIGNAL NOISE RATIO

Il SNR, rapporto segnale rumore, è il rapporto tra ampiezza del segnale e rumore, ovvero ampiezza del segnale emesso dai protoni del paziente, divisa per la quantità di rumore del paziente e rumore elettronico proprio di qualsiasi strumento elettronico.

PARAMETRO DI SCANSIONE	SNR
Quando TR aumenta	Aumenta
Quando TE aumenta	Diminuisce
Quando ETL aumenta	Non applicabile
Quando la RECEIVE BANDWIDTH (RBw) aumenta	Diminuisce
Quando aumenta la matrice di FREQUENZA	Diminuisce
Quando aumenta la matrice di FASE(pixel quadr.)	Aumenta
Quando aumenta la matrice di FASE(pixel rett.)	Diminuisce
Quando aumenta il FOV e/o il PHASE FOV	Aumenta
Quando aumenta INTENSITA' DI CAMPO	Aumenta
Quando NEX aumenta	Aumenta
Quando Slice Thickness aumenta	Aumenta
Quando SPACING aumenta	Aumenta

CONTRAST TO NOISE RATIO



CNR (Contrast-to-Noise Ratio). Rapporto della differenza assoluta di intensità tra due regioni a livello di variazioni di intensità dovute a rumore.

Il **k-spazio** è un formalismo matematico introdotto nel **1983** per spiegare in maniera **semplice e univoca** la formazione dell'immagine nell'Imaging a risonanza magnetica.

Il K spazio è una matrice grafica della digitalizzazione del segnale RM che non corrisponde allo spazio fisico. Ogni eco è un segnale analogico che viene convertito in digitale (ADC). Ogni punto di campionamento viene posto nel K spazio fino a riempire una riga. I punti alla **periferia** contengono informazioni sulla **risoluzione spaziale** della immagine, i ***punti al centro*** informazioni sulla ***differenza di contrasto***. Il segnale che riempie i vari punti del K spazio è un segnale complessivo costituito dalla sovrapposizione di molte frequenze: queste possono essere discriminate una dall'altra sono con complesse operazioni matematiche (trasformata di Fourier).

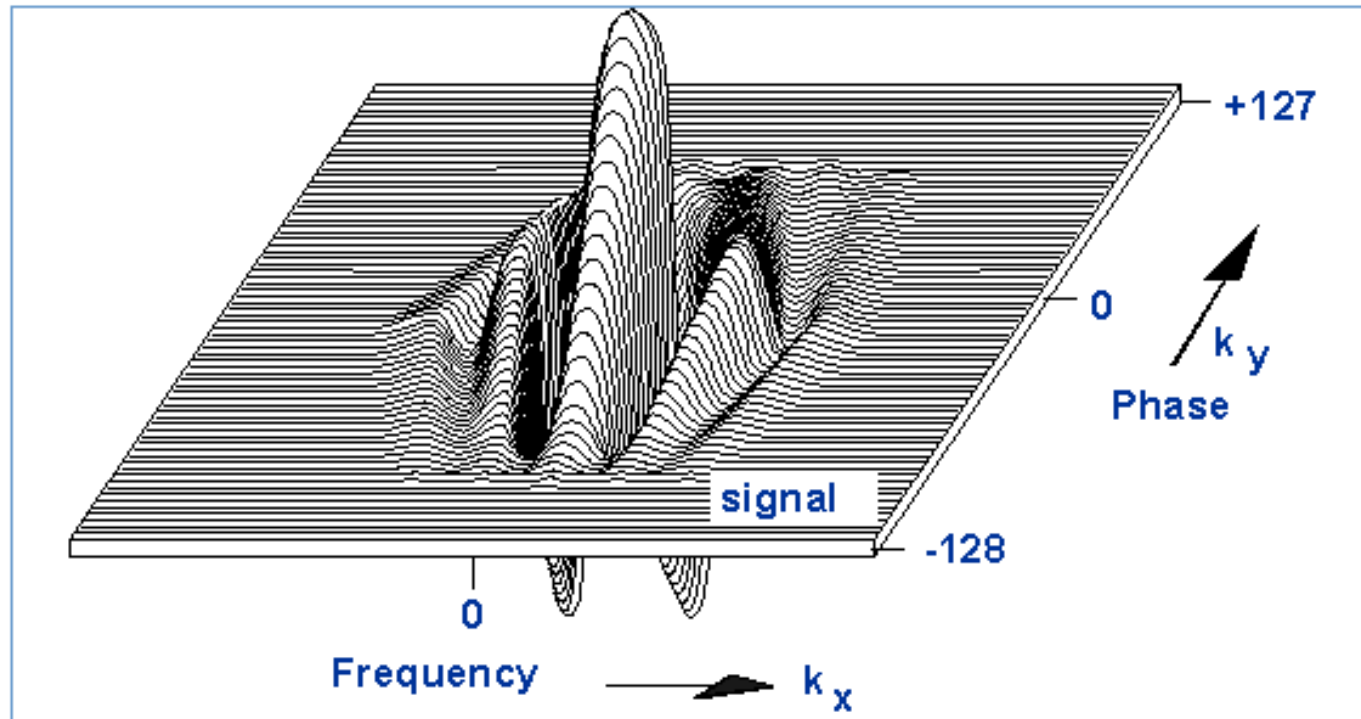
Concetto di K space

Il concetto di K-space è spesso impiegato nella discussione di come si realizzano i dati di acquisizione. Il K-space è la rappresentazione dei dati grezzi di un'immagine acquisita come matrice bidimensionale di punti. Le coordinate di ogni punto rappresentano un'unica combinazione di frequenze (K_x) e fase (K_y) che corrisponde all'integrale di tempo dei gradienti di frequenza e codifica rispettivamente.

Le strutture che hanno i contorni ben netti sono descritte come **alte frequenze spaziali**, quelle con meno dettagli, invece, sono descritte come **basse frequenze spaziali**. La **porzione centrale** del k-space contiene le più **basse frequenze spaziali**, che principalmente contribuiscono al **contrasto nell'immagine**. La **porzione esterna** del k-space contiene le **frequenze più alte**, che determinano la **risoluzione dell'immagine**.

Ogni punto del k-space non corrisponde direttamente ad un singolo punto nell'immagine risultante, ma ogni punto contribuisce all'aspetto totale dell'immagine risultante.

Rappresentazione grafica del K-space.



K-Space (chiamato **K**, il simbolo di numero d'onda) è una matrice di voxel entro il quale i dati grezzi delle immagini sono memorizzati nel sistema di imaging MR. L'asse orizzontale (asse x) della matrice corrisponde normalmente alla frequenza, e l'asse verticale (asse y) di solito corrisponde alla fase (sebbene gli assi di frequenza e di fase possono essere facilmente intercambiabili).

La **Trasformata di Fourier (o FFT)** è l'operazione matematica che consente di passare dal dominio delle frequenze a quello dello spazio e di creare l'immagine visibile. I punti al *centro* del K spazio (basse frequenze) contengono informazioni sulla differenza di *contrasto* dell'immagine; i punti alla *periferia* (alte frequenze) contengono informazioni sulla *risoluzione spaziale*. Una immagine ottenuta dalla sola porzione centrale del K spazio sarà priva di risoluzione spaziale, una immagine ottenuta dalla sola periferia sarà priva di contrasto.

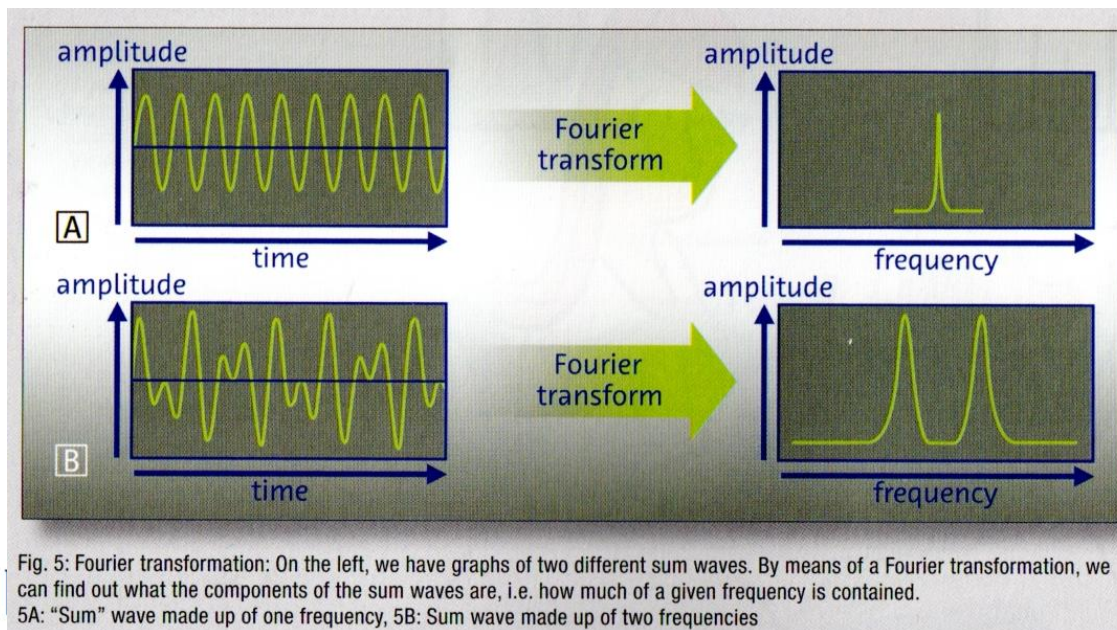
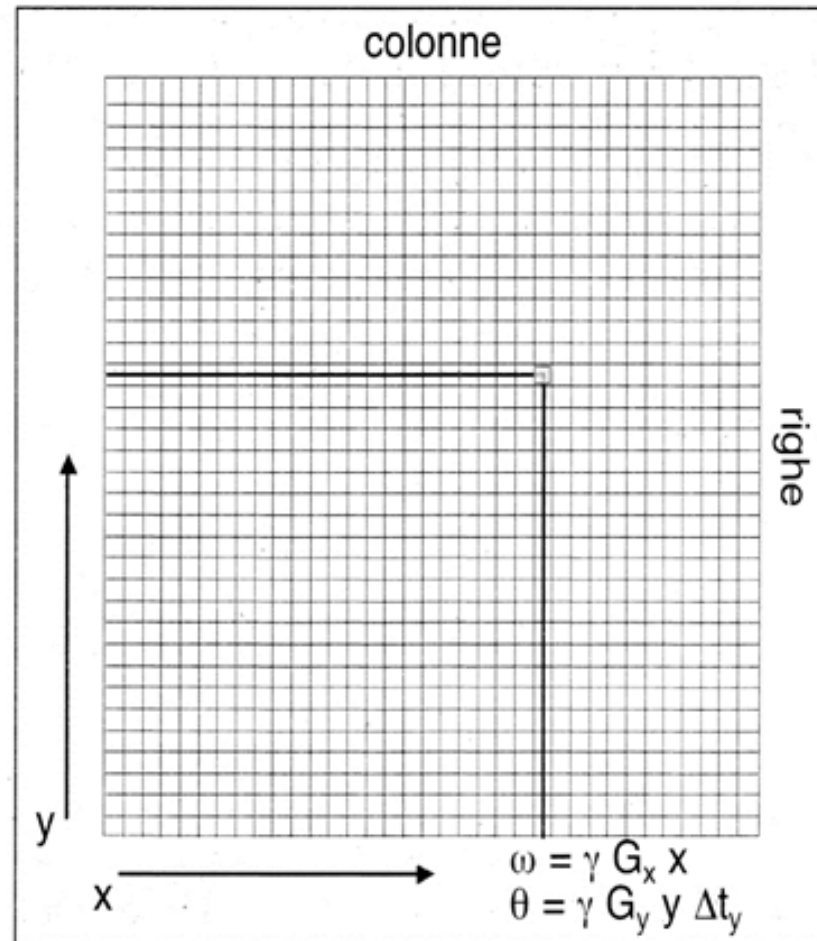
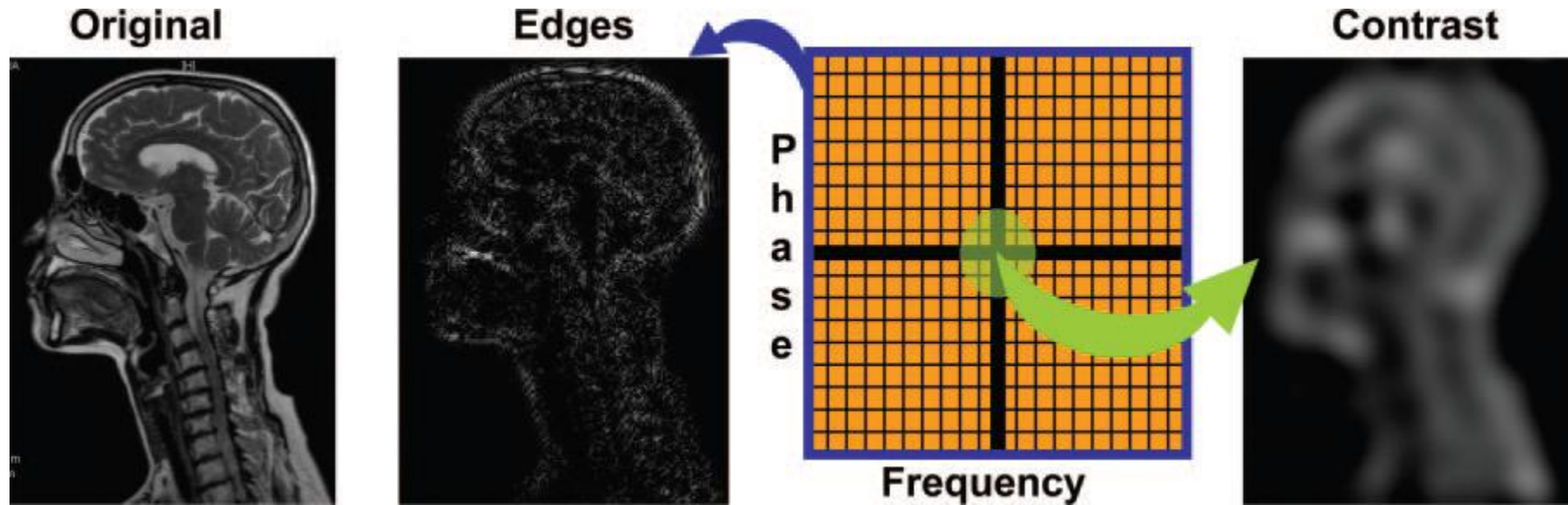


Fig. 5: Fourier transformation: On the left, we have graphs of two different sum waves. By means of a Fourier transformation, we can find out what the components of the sum waves are, i.e. how much of a given frequency is contained.
5A: "Sum" wave made up of one frequency, 5B: Sum wave made up of two frequencies

Si definisce K spazio la rappresentazione dei dati grezzi acquisiti come una matrice bidimensionale di punti; le coordinate di ciascun punto sono costituite da un'unica combinazione di valori di frequenza (Kx, righe) e fase (Ky, colonne) (figura sotto).

Figura 34 - Codifica spaziale del segnale nella matrice bidimensionale. Le coordinate di ciascun pixel sono costituite da un'unica combinazione di valori di frequenza (Kx) e fase (Ky), corrispondenti agli integrali dei gradienti di frequenza e fase, rispettivamente. Il computer estrae questa informazione dal segnale composito registrato dalla bobina, applicando un'operazione matematica denominata trasformata di Fourier.

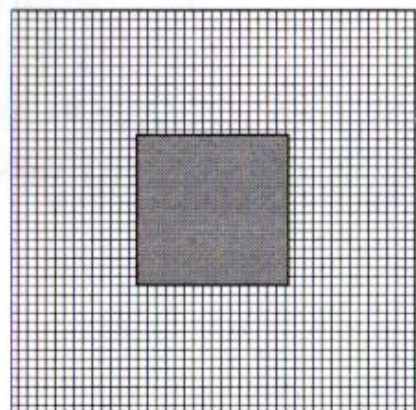




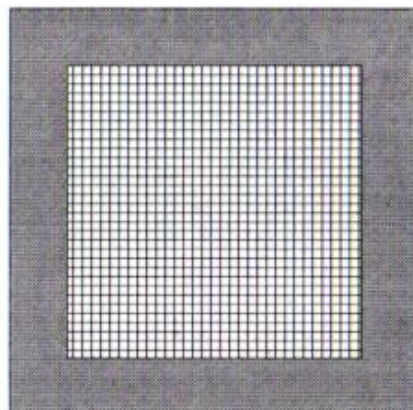
Schematic and corresponding MR images show the characteristics determined by data at the periphery of k-space (ie, spatial resolution, or definition of edges) and those determined by data at the center of k-space (ie, gross form and image contrast).

K spazio

TE effettivo

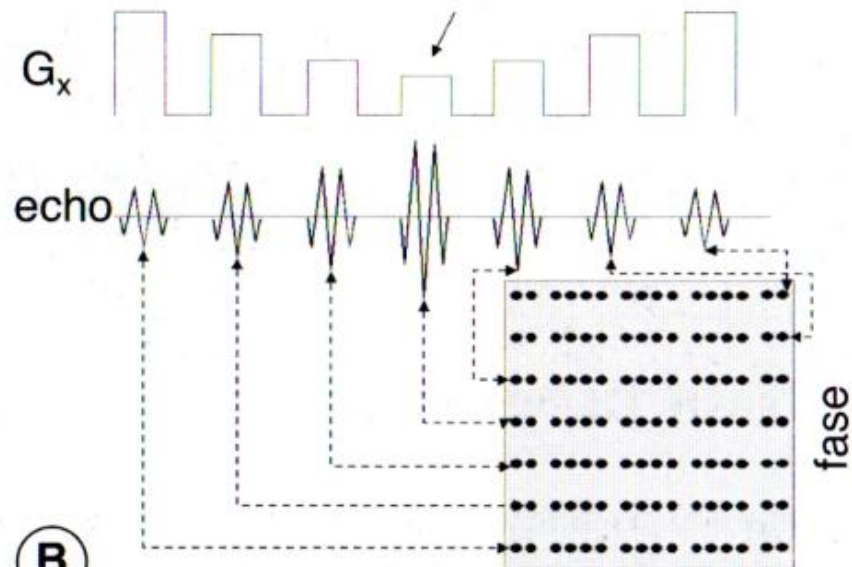


bassa frequenza
spaziale centrale
contrasto



alta frequenza spaziale
periferica
risoluzione spaziale

A



B

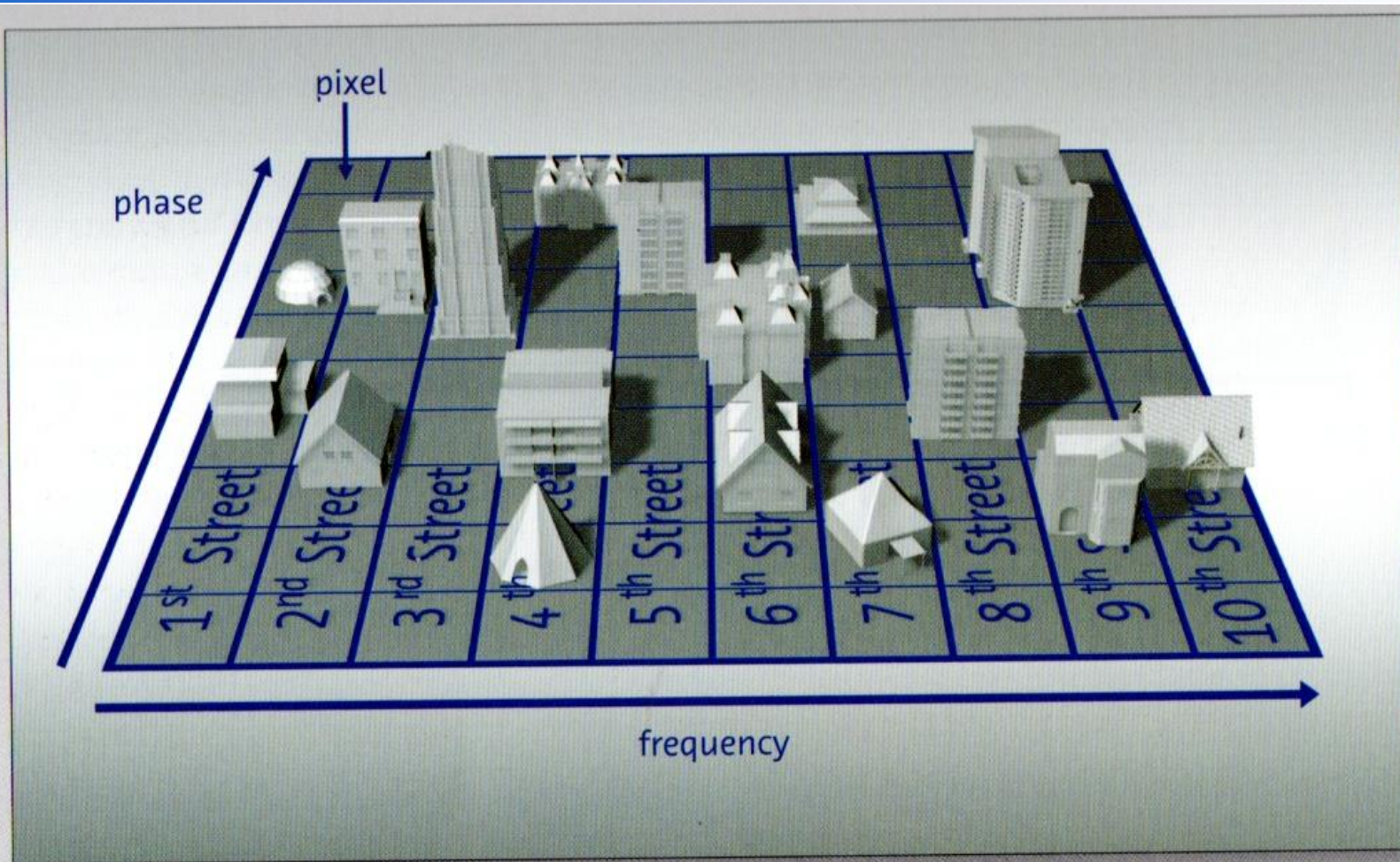


Fig. 7: An image matrix consists of a certain number of pixels in a row (in this example ten pixels, along the so-called frequency axis), and a certain number of pixels in a column, which equals the number of rows (along the so-called phase axis). Such a column of pixels can be compared to a street in a map, with the various properties corresponding to pixels. What is the

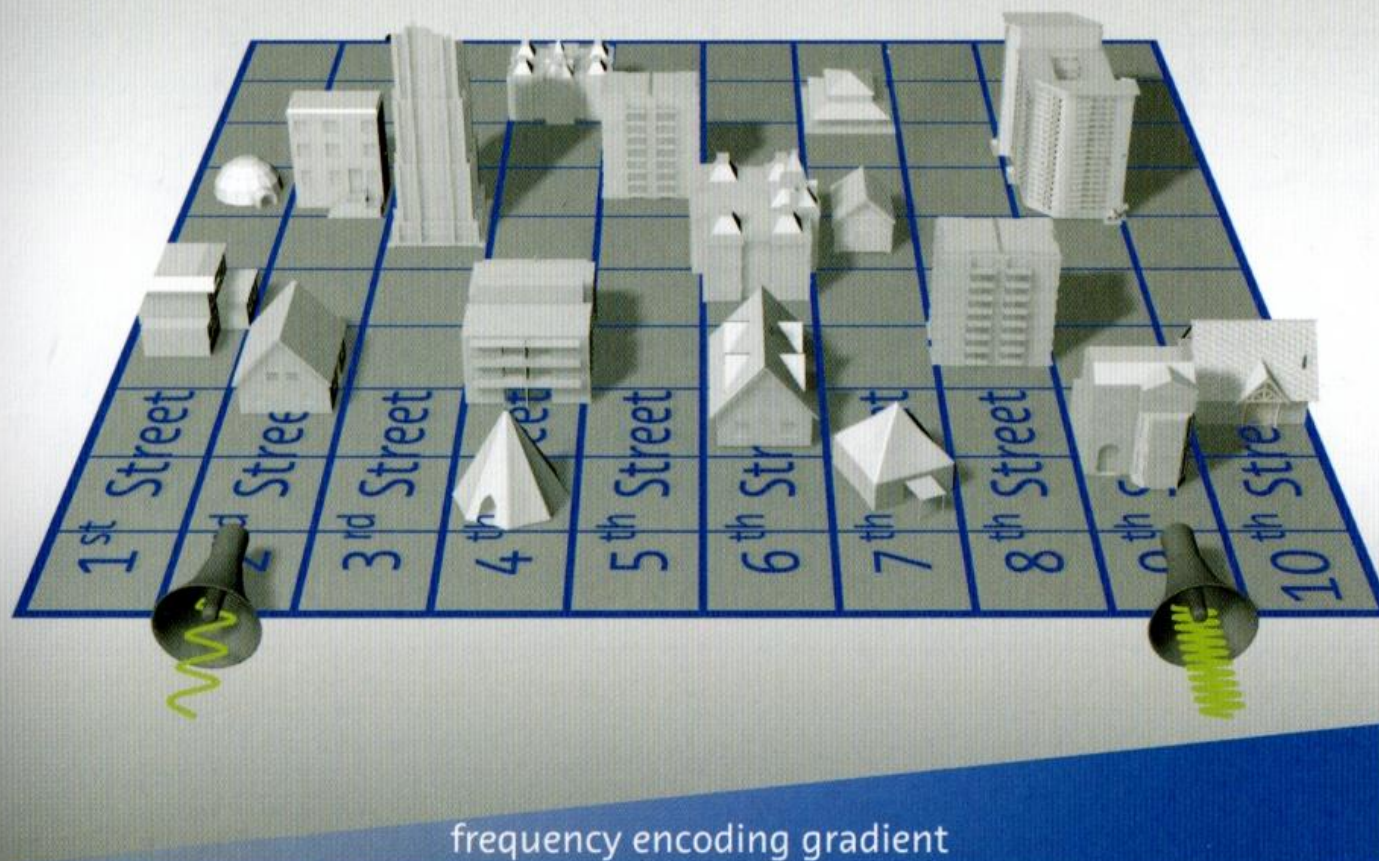


Fig. 8: A frequency encoding gradient causes a change in the magnetic field, which in our example increases from left to right. Because of this, the signal from the protons of the different streets also increases in frequency from left to right. The 1st street protons have the lowest, the 10th street protons the highest frequency.



Fig. 12: Brother Karl,
the suspected inventor
of k-space, caught
recording signals in
his book.

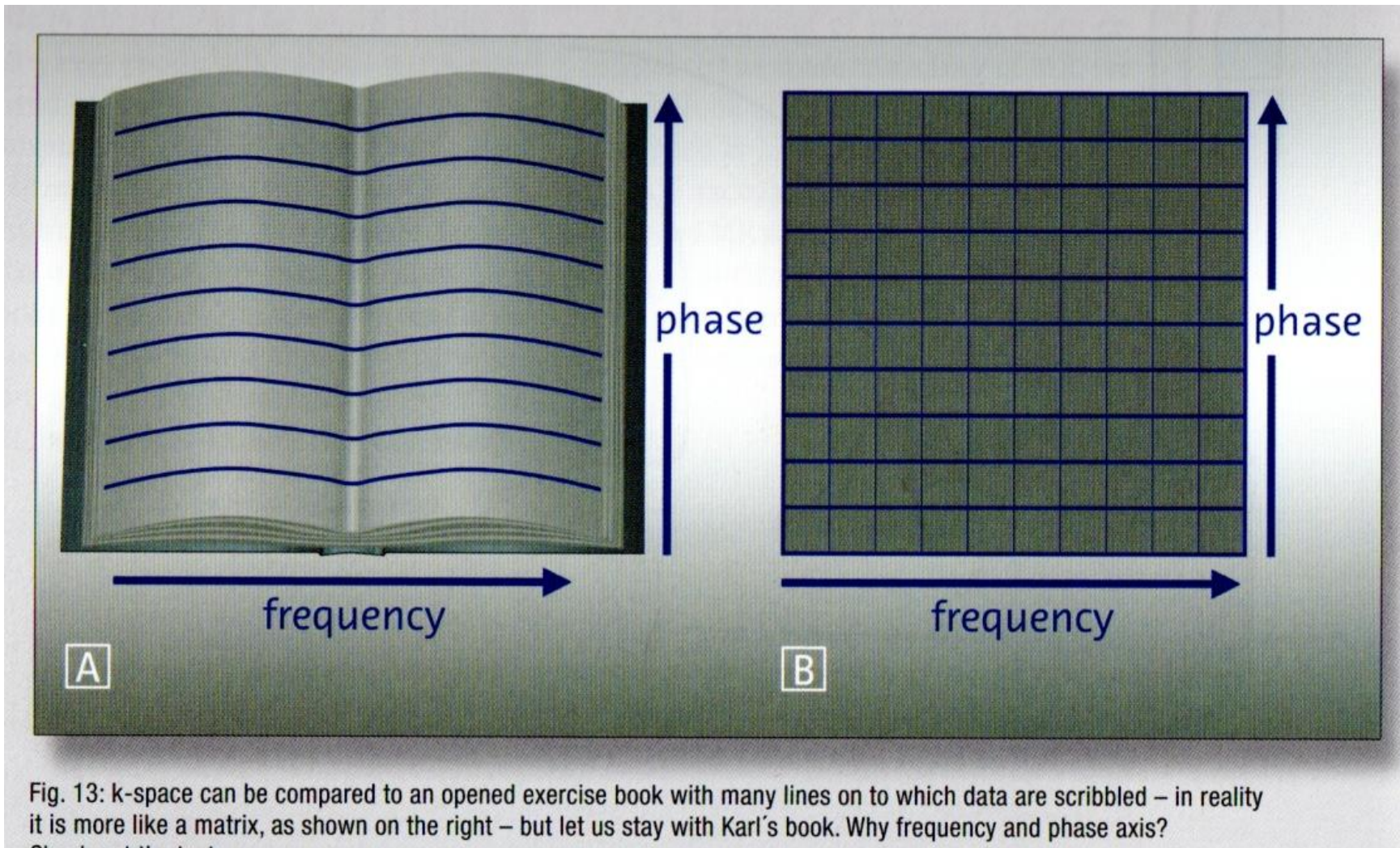


Fig. 13: k-space can be compared to an opened exercise book with many lines on to which data are scribbled – in reality it is more like a matrix, as shown on the right – but let us stay with Karl's book. Why frequency and phase axis?

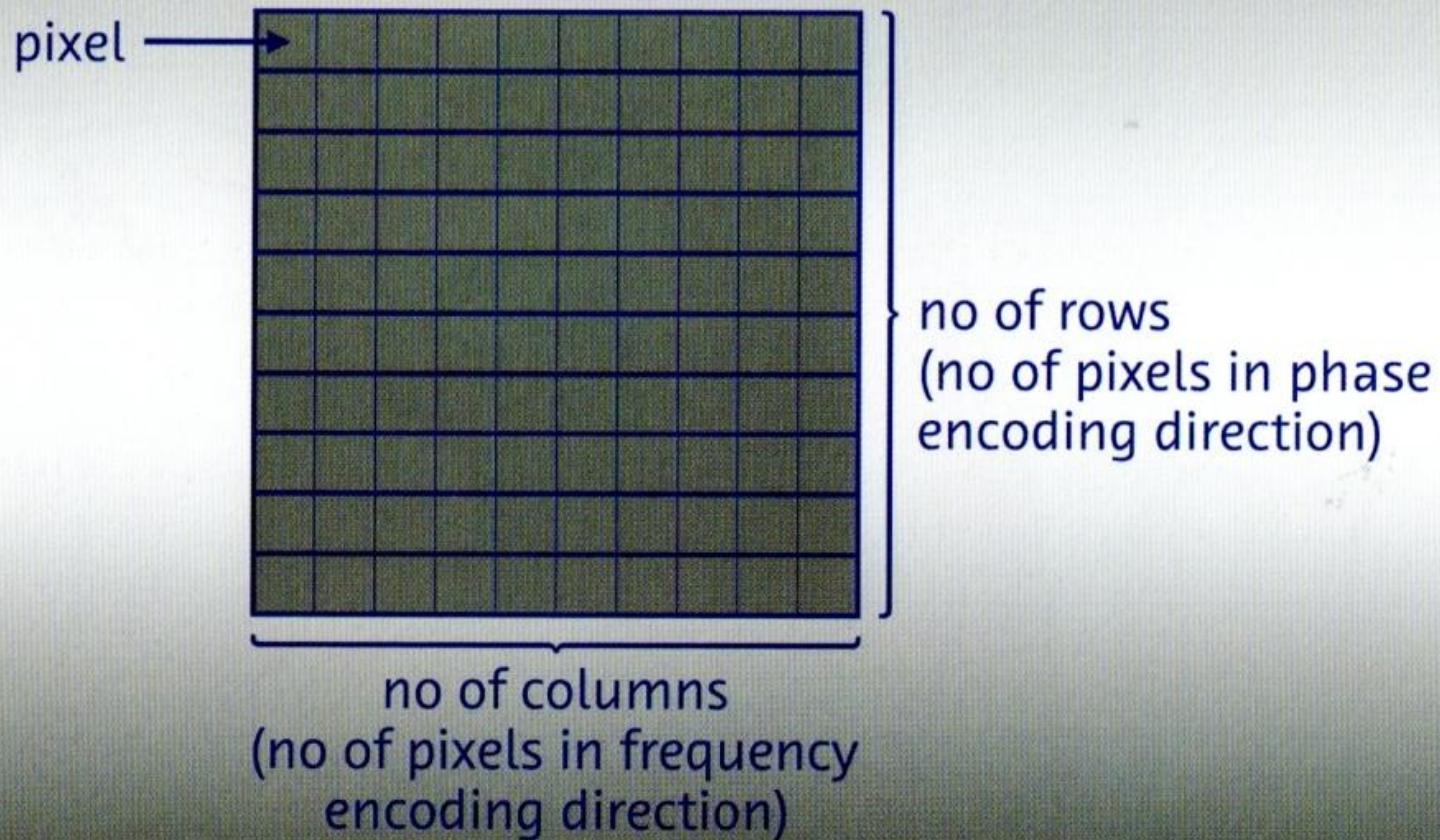
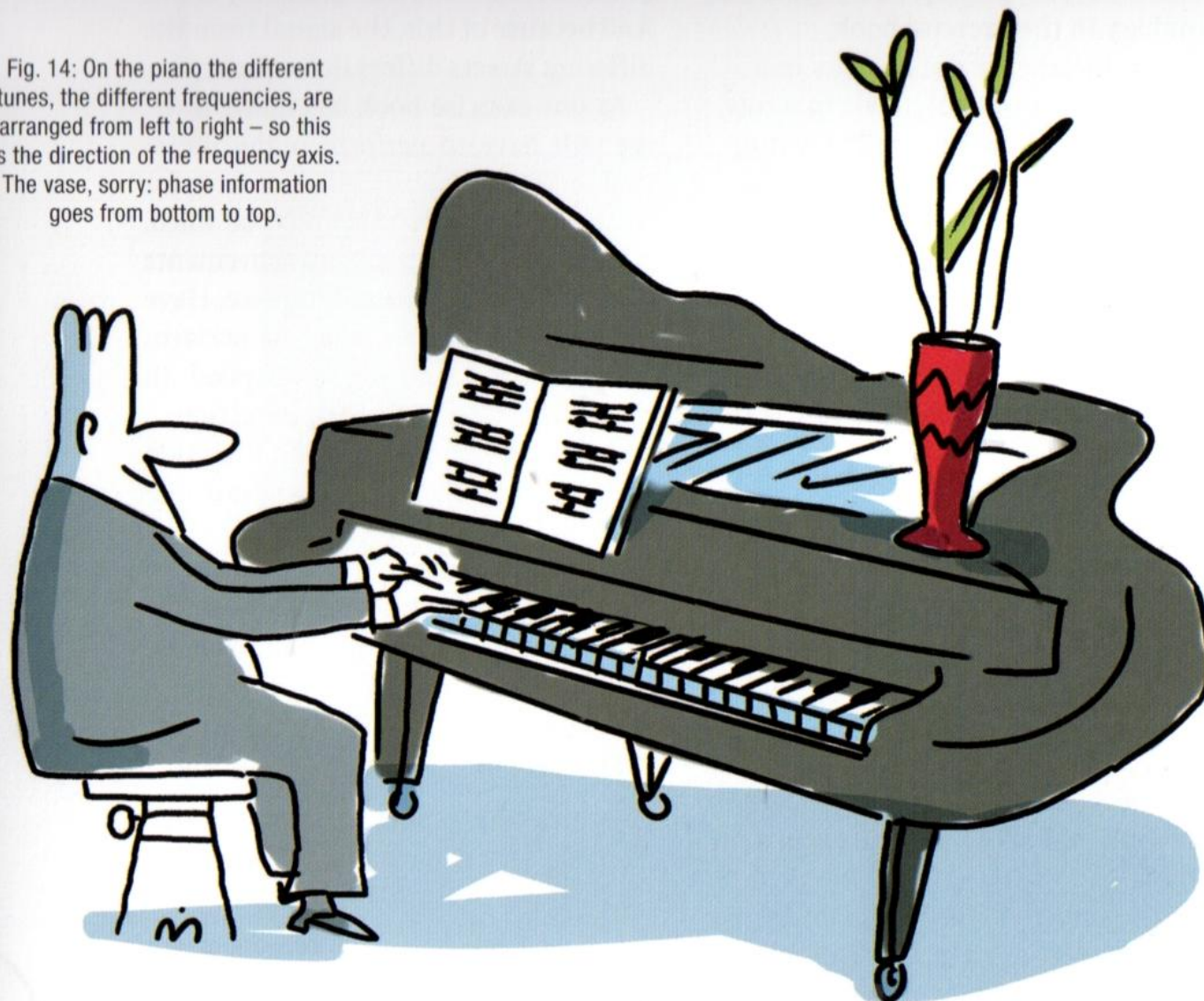


Fig. 15: An image matrix consists of rows and columns of pixels. While the number of rows is equal to the number of pixels in the phase encoding direction, the number of columns equals the number of pixels in the frequency encoding direction.

Fig. 14: On the piano the different tunes, the different frequencies, are arranged from left to right – so this is the direction of the frequency axis. The vase, sorry: phase information goes from bottom to top.



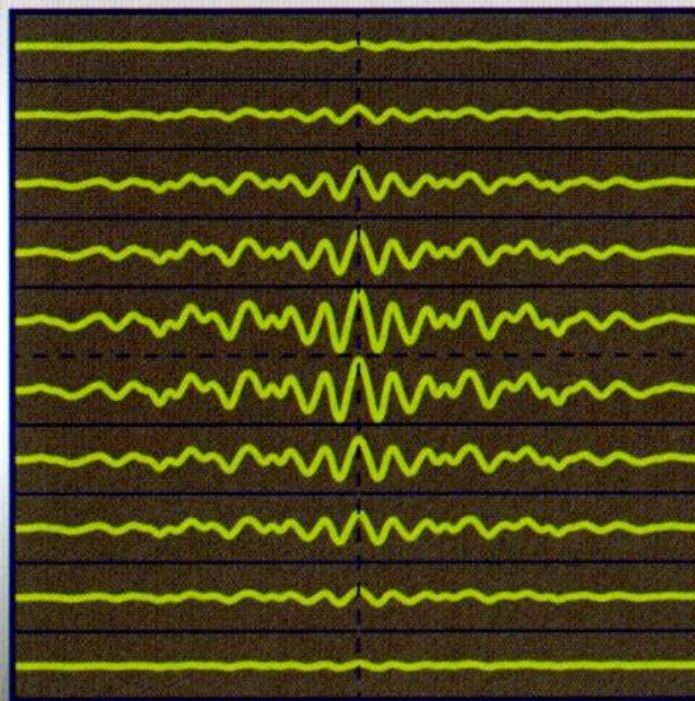


Fig. 17: All lines in our k-space exercise book are filled with scribble signal, which is the sum signal received from a slice which we examine. The signal increases from left towards the middle and then decreases again, and also varies from line to line.

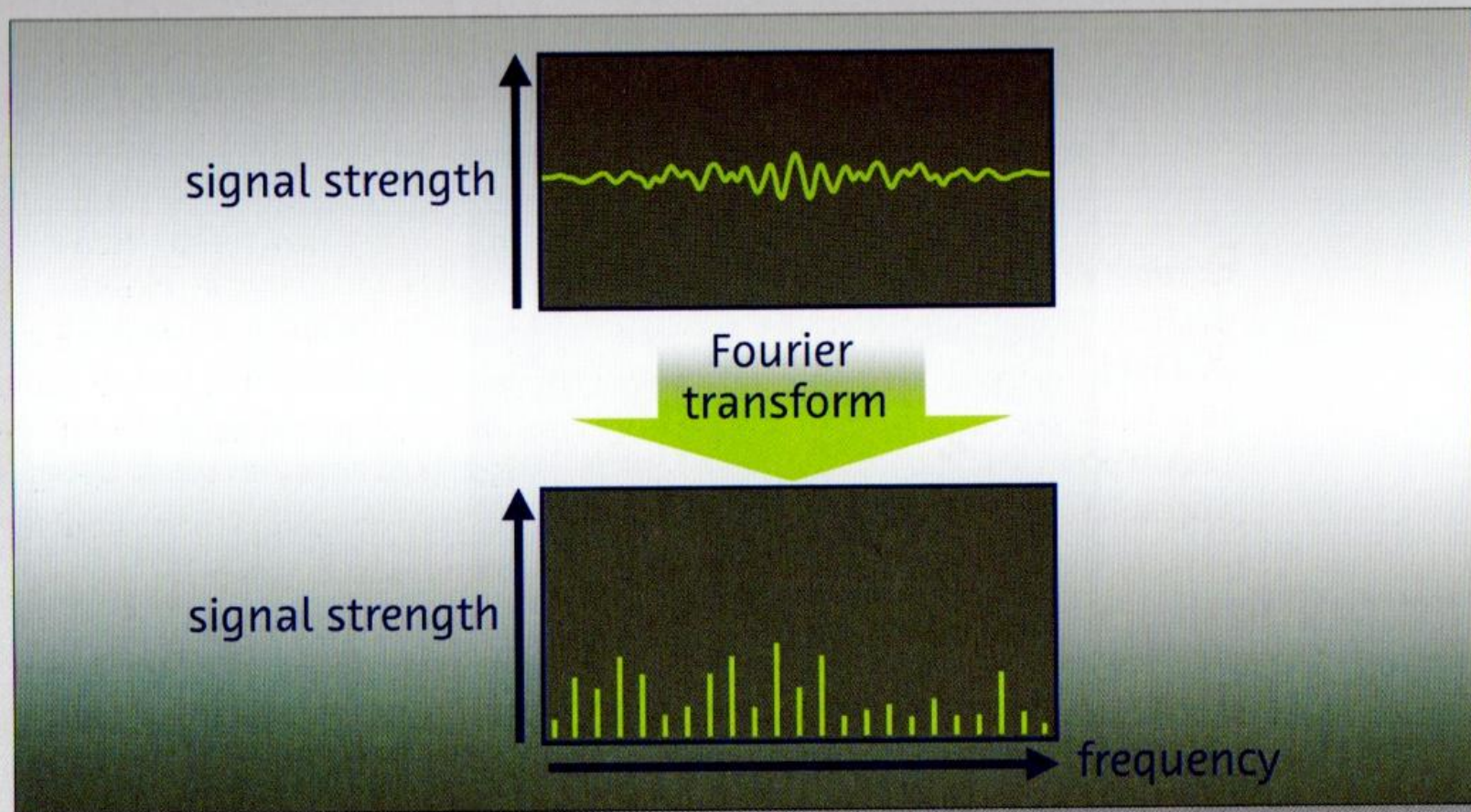


Fig. 18: When we take one "sum signal scribble line", and perform a Fourier transformation, we will know how much signal of a given frequency is contained in this sum signal. And this is listed for the different frequencies in the lower part of the figure. And the frequency axis goes from left to right ... from lower frequencies on the left towards higher frequencies on the right. Do you recall that our streets in the image matrix also differed by frequencies?

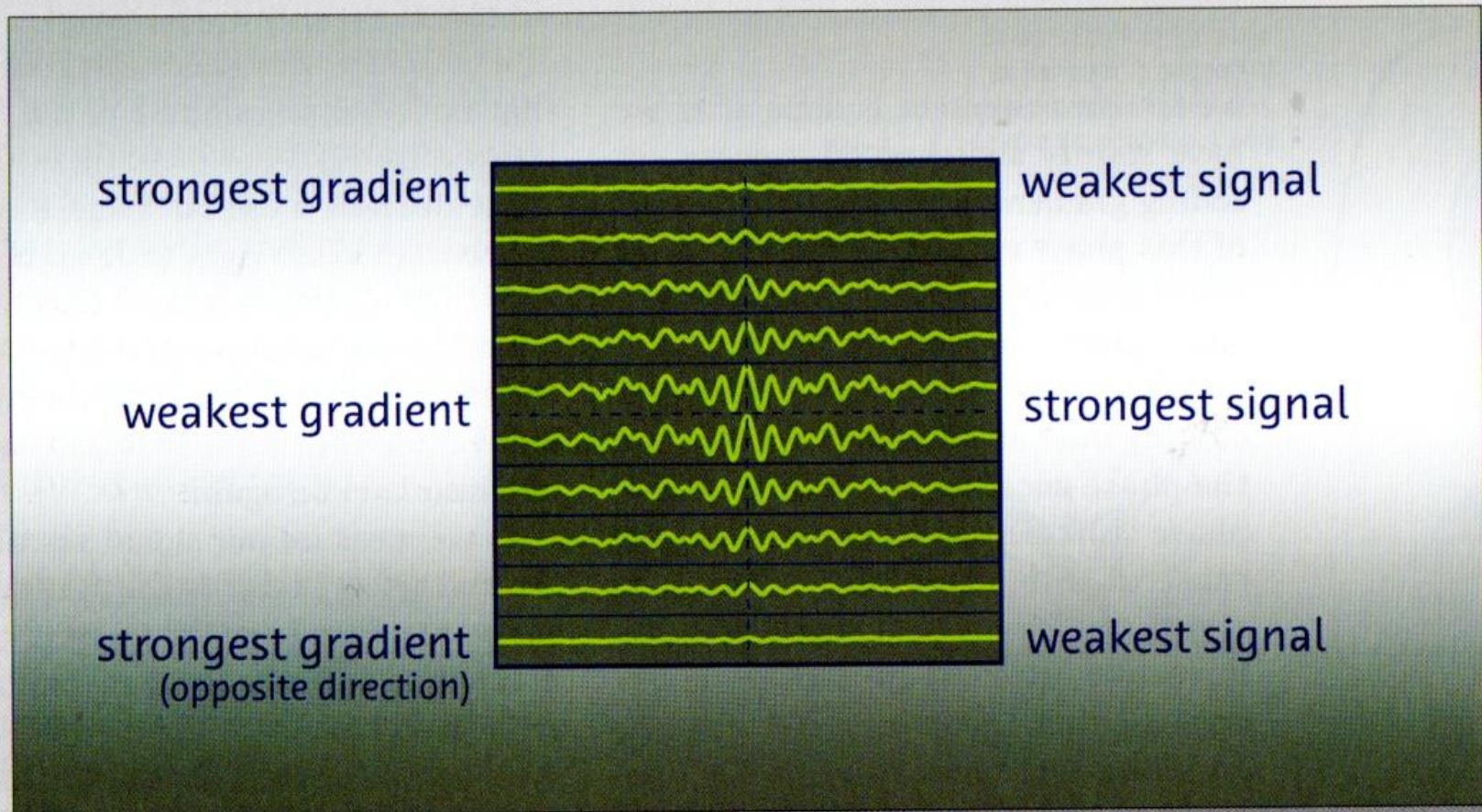
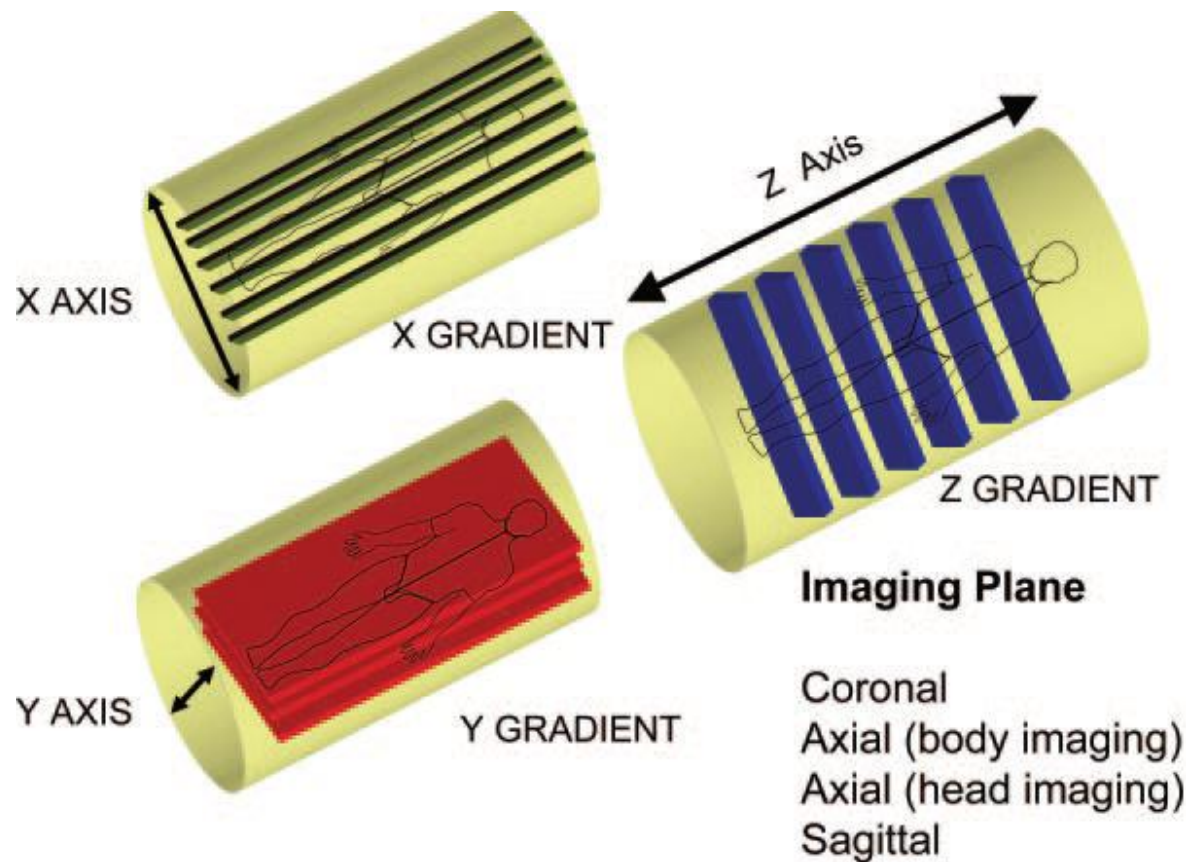


Fig. 19: Our exercise book and our k-space are filled with data scribble. The strongest signals are seen on the central lines, these are obtained with weak phase encoding gradients. With increasing strength of the phase encoding gradients, protons dephase more and more, resulting in a weaker sum signal.



Gradients Used for:

Slice Selection	Encoding	
	Phase	Frequency
Gy	Gx	Gz
Gz	Gy	Gx
Gz	Gx	Gy
Gx	Gy	Gz

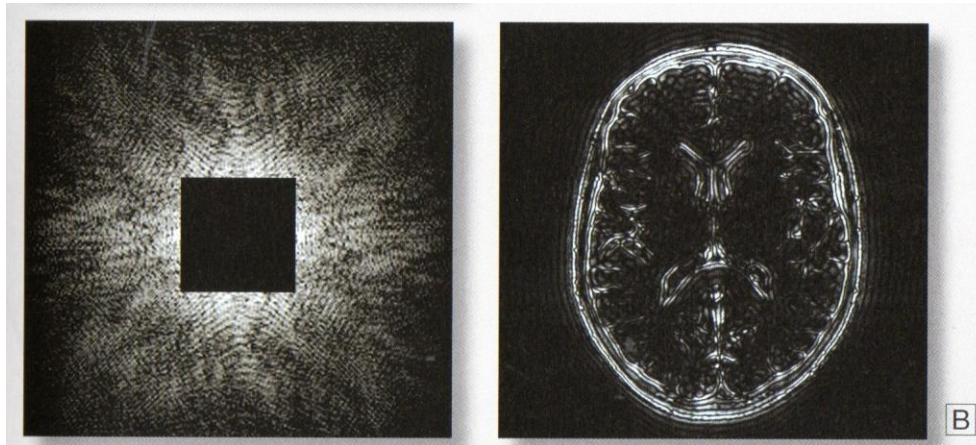
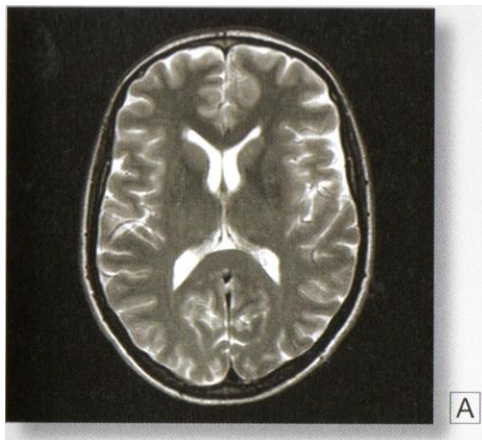


Fig. 21: An MR image being made from all k-space information (A). The same image when using only peripheral k-space data (B), or using only central k-space data (C). While (B) has high spatial resolution, but little contrast resolution, this is the opposite in (C) with little spatial resolution, but high contrast resolution.



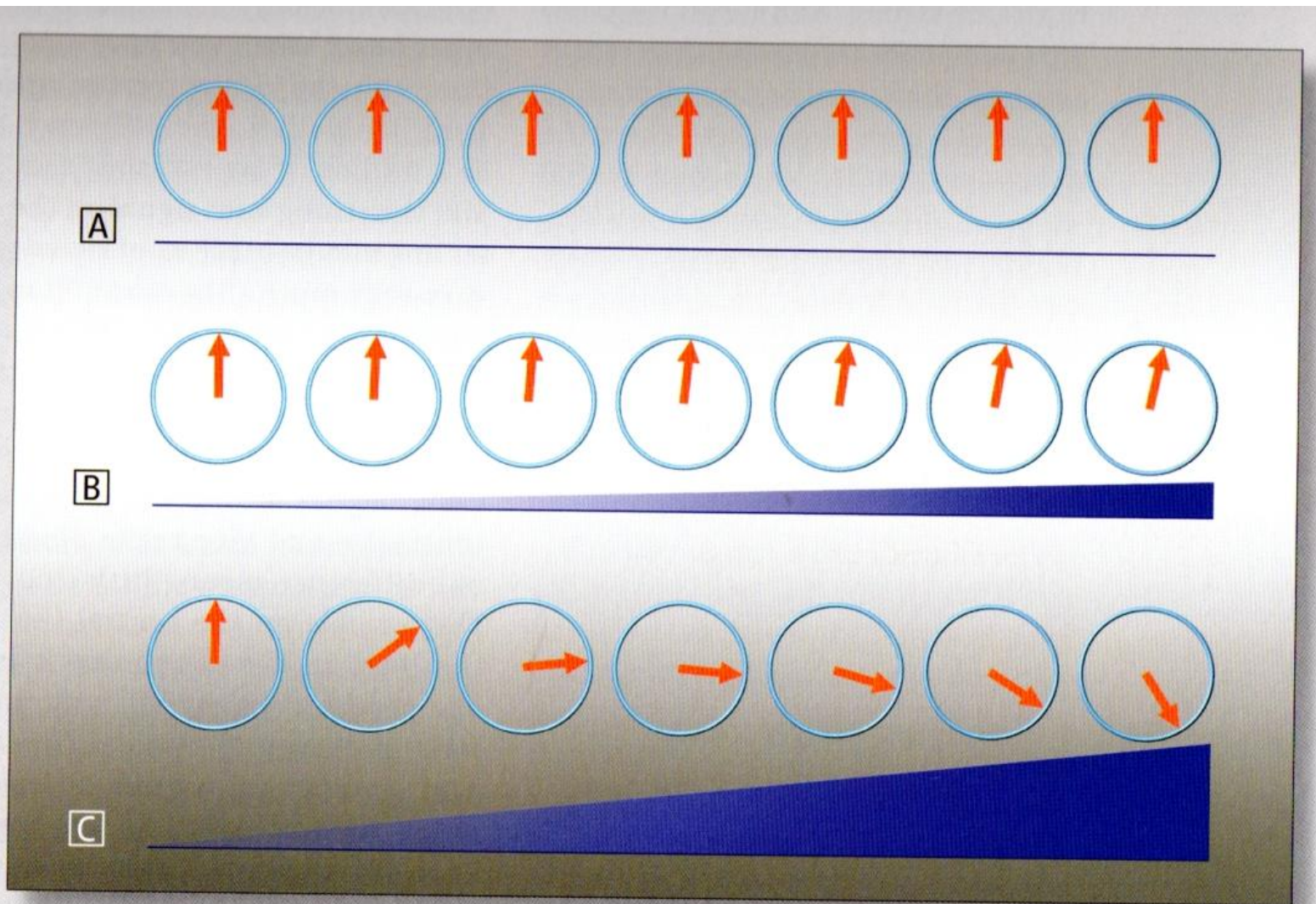


Fig. 20: A row of protons exposed to varying phase encoding gradients. In (A), all protons (clocks) are in phase. With a weak phase encoding gradient (B), there will be only a slight difference in phase between the protons. With a stronger gradient (C), phase differences will be more pronounced.

K-space (Spazio k) è la trasformata di Fourier di immagini standard bi- e tridimensionali (spazio) e viene utilizzata quando si discutono le strategie di acquisizione dei dati in imaging mediante RM.

Proprio come per le posizioni spaziali nelle frequenze, è possibile rilevare informazioni temporali nelle informazioni k. Per questo si dice che la RM acquisisca dati in spazio k. Una trasformata di Fourier converte i dati dello spazio k nei dati di immagine. Dal momento che un'immagine occupa almeno uno spazio 2D, si parla di spazio k, che è un piano per imaging 2D mediante RM e uno spazio 3D per imaging 3D mediante RM.

Tipicamente nell'imaging mediante RM, il campionamento dei punti di dati nello spazio k avviene riga per riga. Sono state, tuttavia, consigliate molte altre strategie per il campionamento dei punti di dati nello spazio k.

Da questa finestra CV utente, è possibile selezionare cinque diversi tipi di riempimento dello spazio k: sequential (sequenziale) centric (centrico), elliptical centric (Ellittico centrico), reverse centric (centrico inverso) e reverse elliptic centric (centrico ellittico inverso).

There are **three different types** of K-space filling, sequential, centric and elliptic centric. All are available with FSPGR and FGRE sequences.

Sequential ordering is the default setting when not using the Smartprep option. It acquires the contrast sensitive information along the Ky axis at the middle of the scan, filling contrast sensitive data equally along the Kz (slice) axis throughout the total scan time.

Centric ordering is the default setting when using the Smartprep feature. The sequence acquires the contrast sensitive data along the Ky axis at the beginning of the scan, the higher spatial resolution. Along the Kz (slice) axis data is recorded throughout the total scan.

Elliptic Centric ordering can be selected at anytime, within the User CV page, with or without the use of the Smartprep feature. The sequence acquires first the contrast sensitive information in both the Ky and the Kz (slice) axes simultaneously. This is only applicable in 3D sequences. This means that this data is collected in a much shorter time than in sequential or centric ordering.

L'ordinamento Sequential (Sequenziale) acquisisce le informazioni sensibili al contrasto lungo l'asse Ky a metà della scansione, riempiendo i dati sensibili al contrasto in modo uniforme lungo l'asse Kz (sezione) durante il tempo complessivo di scansione.

L'ordinamento Centric (Centrico) acquisisce i dati sensibili al contrasto lungo l'asse Ky all'inizio della scansione. I dati vengono registrati lungo l'asse Kz (sezione) durante il tempo complessivo di scansione. Con ordinamento centrico, le linee centrale vengono riempite per prime e devono essere utilizzate quando è necessario catturare il miglioramento del contrasto arterioso di picco. Consente un'acquisizione relativamente lunga per raggiungere il contrasto dell'immagine associato al momento in cui i dati sullo spazio k centrale sono acquisiti.

L'ordinamento Elliptic Centric (Ellittico-centrico) acquisisce innanzitutto le informazioni sensibili al contrasto contemporaneamente sull'asse Ky e sull'asse Kz (sezione). I dati vengono raccolti in un tempo molto più breve rispetto all'ordinamento sequenziale o centrico. Le linee centrali vanno acquisite durante il miglioramento del contrasto del picco. La selezione ellittico centrica di 2 per il ritardo acquisisce il centro dello spazio k 3 secondi dopo l'avviamento dell'acquisizione 3D. Questa impostazione è disponibile solo nelle sequenze 3D ed è indipendente dall'impostazione SmartPrep.

Selezione Spazio K	Opzioni di riempimento
Ellittico-centrico inverso	Riempie le linee centrali e le sezioni dello spazio k durante l'ultimo 1/9 del tempo di scansione complessivo
Ellittico-centrico	Riempie le linee centrali e le sezioni dello spazio k durante il primo 1/9 del tempo di scansione complessivo
Centrico	Riempie le linee centrali dello spazio k per tutte le sezioni durante il primo 1/3 del tempo di scansione complessivo
Centrico inverso	Riempie le linee esterne dello spazio k per tutte le sezioni durante l'ultimo 1/3 del tempo di scansione complessivo

Applicazioni

Il riempimento **Reverse Centric** (Centrico inverso) può risultare utile quando si effettuano esami CEMRA run-off. Questa scelta consente di avviare l'acquisizione delle scansioni alla prima stazione anche prima di praticare l'iniezione del contrasto. Poiché il contrasto resta nel sistema vascolare per un periodo di tempo più breve mentre il lettino avanza nelle stazioni centrali e inferiori, la comparsa di contaminazione venosa può essere ridotta nel momento in cui il lettino raggiunge le stazioni inferiori. Non utilizzare con SmartPrep o Fluoro Trigger (Triggering a fluorescenza).

Reverse Elliptical-centric (Ellittico centrico inverso) è utilizzato per le stazioni superiore e intermedia di un esame CEMRA mentre quello Elliptic-centric (Ellittico centrico) è spesso impiegato per le stazioni inferiori quali i piedi.

Elliptic-centric (Ellittico centrico) è utilizzato anche per aumentare il contrasto tra il contrasto EV e il tessuto di fondo. Si raccomanda per l'uso con Fluoro Trigger (Triggering a fluorescenza), specialmente per le applicazioni alla carotide. La selezione Elliptical-Centric (Ellittico centrico) di 2 per il ritardo è disponibile con scansioni 3D vascolari TOF GRE/SPGR. È più robusto relativamente agli errori di temporizzazione del bolo a confronto dell'ellittico-centric standard. La scansione può essere avviata all'inizio dell'arrivo del contrasto che cattura una fase più arteriosa con meno contribuzione venosa.



Considerazioni

Non utilizzare il triggering automatico di SmartPrep con il tipo ellittico centrico inverso o centrico inverso. È necessario invece effettuare un bolo di test e calcolare il ritardo. Qui di seguito alcune formule suggerite.

Se si utilizza il tipo Reverse Centric (Centrico inverso):

Ritardo di iniezione = Tempo di transito mezzo di contrasto + 2 secondi-90% della durata della scansione.

Se si utilizza il tipo Elliptic Reverse Centric (Ellittico centrico inverso):

Ritardo d'iniezione = Tempo di transito mezzo di contrasto-1/2 durata della scansione.

Se il risultato è un numero positivo, utilizzare un ritardo di scansione. Se il risultato è un numero negativo, utilizzare un ritardo di iniezione.

Il metodo con il quale le frequenze spaziali sono collezionate determina la traiettoria del k-space. La traiettoria del k-space in una sequenza d'impulsi deve coprire tutti i punti lungo la frequenza (K_x) e la fase (K_y), per generare un'immagine completa.

Con una sequenza standard SE o FE, dopo ogni impulso di eccitazione RF, che corrisponde ad un profilo di codifica di fase, i dati collezionati contengono tutte le informazioni di frequenza lungo ogni singola linea del K_y . Questo processo deve essere ripetuto per tutte le linee della codifica di fase (K_y), fino a quando tutti i dati sono acquisiti, dopo di che comincia la ricostruzione.

Il tempo di acquisizione è così uguale a:

$(N_p) \times TR \times NSA \times \text{pacchetti}$

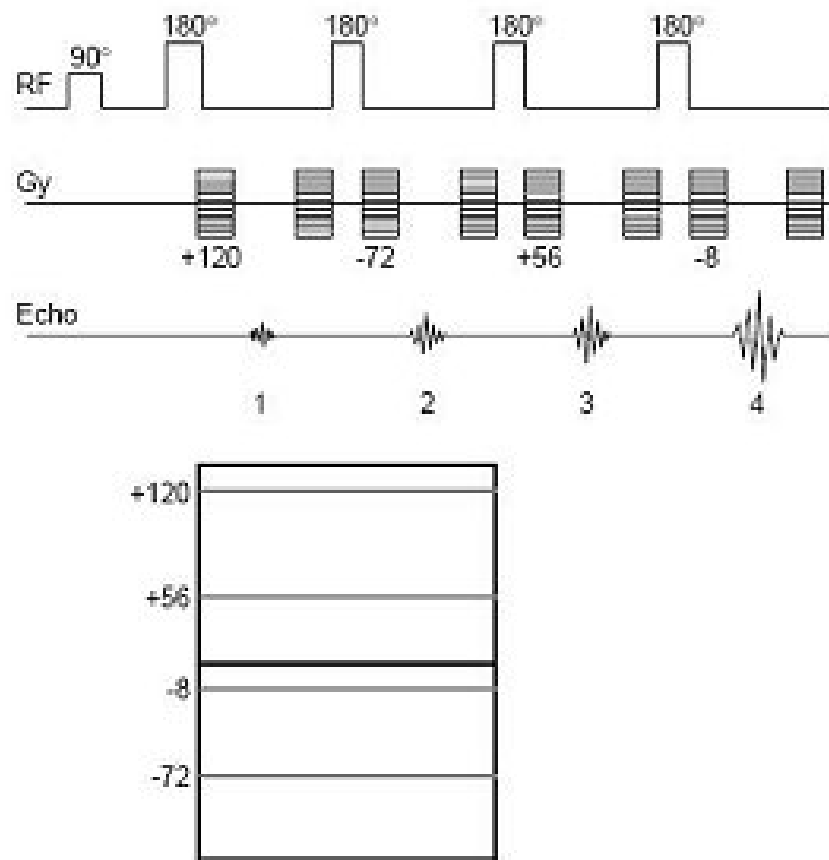
dove N_p rappresenta il numero delle linee e NSA il numero di quante volte i profili vengono eccitati.

L'acquisizione delle traiettorie del k-space per il fast imaging, sono differenti dall'imaging tradizionale. Invece di acquisire delle linee singole di fase (N_p) sono generate delle linee multiple da ogni singola eccitazione. Per fare ciò, però, sono necessarie particolari forme d'onda generate da gradienti ad alto campo. Questi gradienti sono particolarmente utilizzati nell'imaging ecoplanare

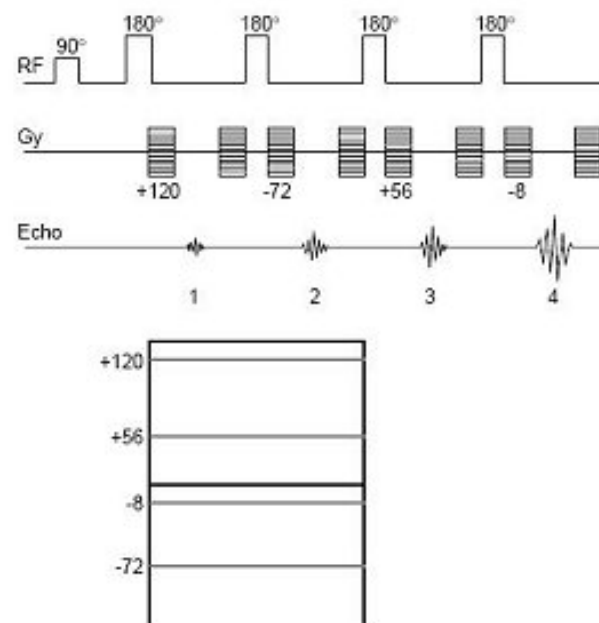
In una scansione FSE, ogni eco viene acquisita con un valore diverso di gradiente di codifica di fase e quindi per ogni intervallo TR vengono riempite linee multiple di spazio k. Ad esempio, se 4 linee di spazio k vengono riempite con ogni TR, il TR deve essere ripetuto solo 64 volte per riempire lo spazio k per una scansione 256x256 (256 linee/4 linee-intervallo TR = 64 intervalli TR). Il tempo di scansione associato a questa tecnica è $2 \text{ sec} \times 64 \text{ ripetizioni} \times 1 \text{ NEX}$ Number of EXcitations (Numero di eccitazioni) = 2:13. Nella sequenza di impulsi FSE, l'impulso iniziale a 90 gradi viene seguito dall'acquisizione di 2 + echi (il numero di echi si basa sull'ETL Echo Train Length (Lunghezza treno di echi) selezionato nel protocollo). Il numero di echi selezionato viene chiamato l'ETL e il tempo che intercorre tra ogni eco è detto ESP Echo Space (Spazio eco) .

Ogni eco viene acquisito con un diverso gradiente di codifica di fase, il che significa che per un'immagine 256x256, sono necessarie solo 128 – 16 ripetizioni (TR) per acquisire informazioni sufficienti per creare l'immagine; se 16 echi = 16 codifiche di fase, allora $256 \div 16 = 16$ ripetizioni. In una scansione FSE, ogni eco viene acquisita con un valore diverso di gradiente di codifica di fase e quindi per ogni intervallo TR vengono riempite linee multiple di spazio k. Ad esempio, se 4 linee di spazio k vengono riempite con ogni TR, il TR deve essere ripetuto solo 64 volte per riempire lo spazio k per una scansione 256x256 ($256 \text{ linee} / 4 \text{ linee-intervallo TR} = 64 \text{ intervalli TR}$). Il tempo di scansione associato a questa tecnica è $2 \text{ sec} \times 64 \text{ ripetizioni} \times 1 \text{ NEX}$ Number of EXcitations (Numero di eccitazioni) = 2:13.

FSE utilizza un gradiente di codifica di fase diverso per ogni eco generata. Di conseguenza, per ogni TR viene completata più di una linea dello spazio k. In questo esempio, per ogni TR vengono completate quattro linee/codifica di fase. Tempo di scansione = (TR) (n. codifiche di fase/4) (NEX).



Le linee centrali dello spazio k vengono acquisite nel tempo TE selezionato dall'operatore (TE effettivo). Tenere sempre presente che le linee centrali dello spazio k sono associate con i segnali più alti, per cui hanno l'impatto maggiore sul contrasto. Le linee periferiche dello spazio k (alte frequenze spaziali) hanno un impatto minore sull'SNR Signal-to-Noise Ratio (Rapporto segnale-rumore) ed un'influenza minore sul contrasto. Se le codifiche di fase centrale (linee centrali nello spazio k) si concentrano intorno ad un TE di 80 ms, il contrasto sarà maggiormente influenzato dal decadimento T2 confrontabile con tale tempo di eco.



Le ampiezze più basse del gradiente della codifica di fase risultano al momento del TE effettivo selezionato dall'operatore. Queste ampiezze più basse generano il segnale più alto (viste centrali nello spazio k)

