

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



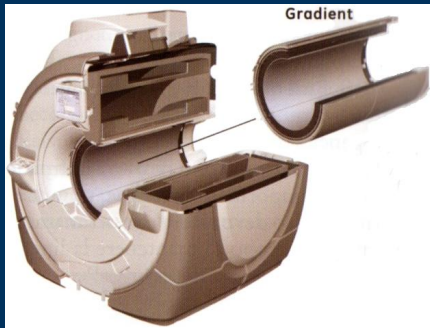
nov. '25

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 – I GRADIENTI



Gemelli



- Main coils: produce B_0
- Shim coils: improve homogeneity
- Gradient coils: imaging
- RF coils: transmit B_1 field
- Patient coils: receive MR signal



nov. '25

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

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



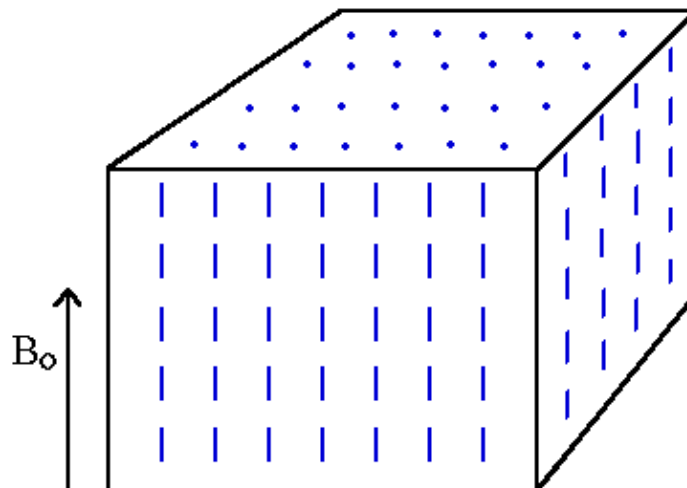
Argomenti del Corso

- 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 Apparecchiature Fondazione

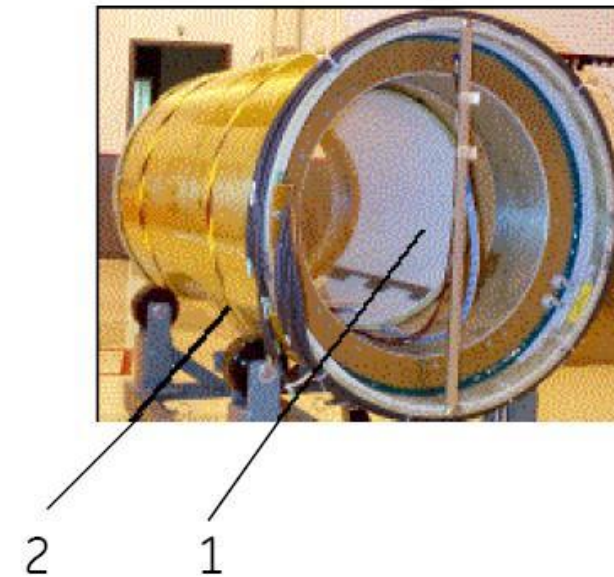
Per **gradiente di campo magnetico** si intende la variazione (incremento o decremento) lineare dell'intensità di campo magnetico in una data direzione.

Le disomogeneità indotte a seguito dell'applicazione del gradiente, fanno in modo che gli spin risuoneranno a frequenze differenti.

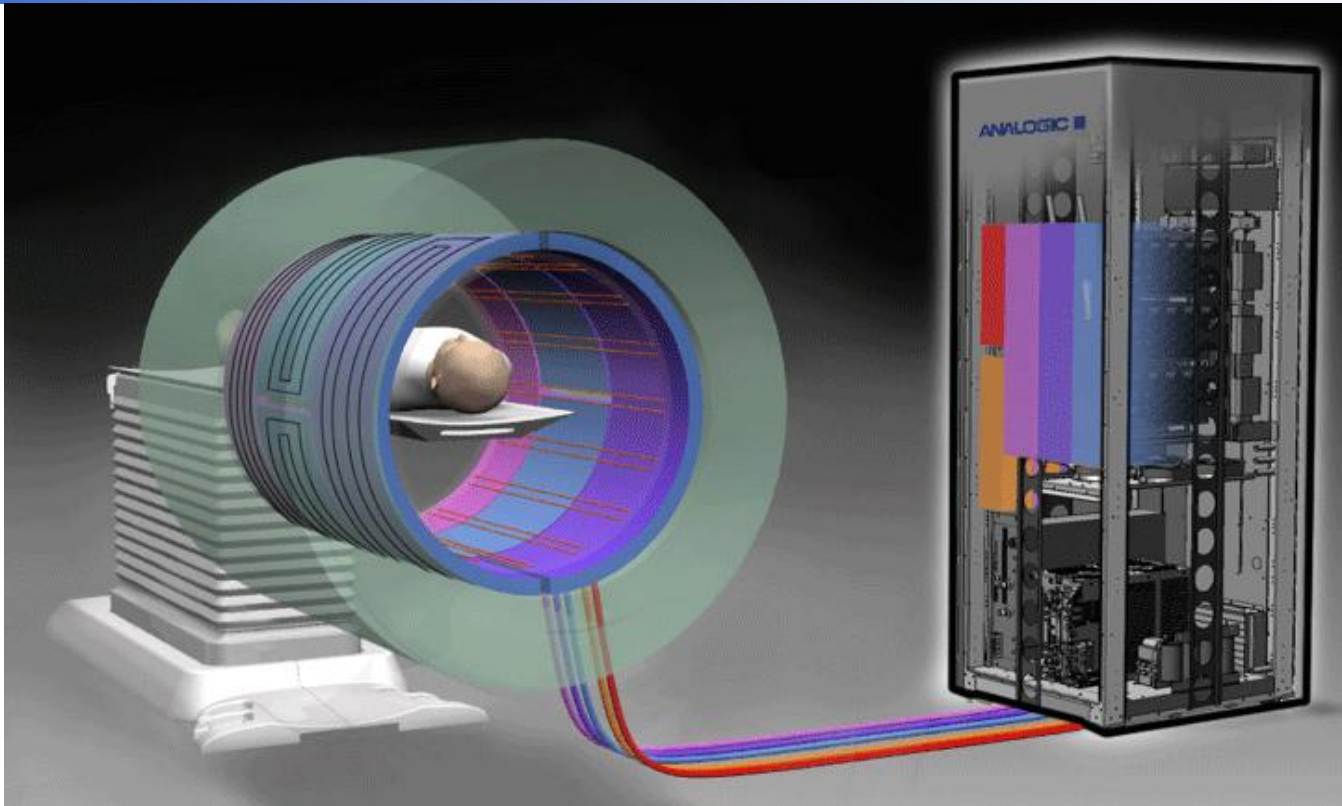
Risponderanno in pratica solo i protoni rotanti alla stessa frequenza dell'impulso a radiofrequenza applicato.



Le **bobine di gradiente** sono tre set di bobine avvolte attorno ad un cilindro in fibra di vetro situato nel foro del magnete. La corrente elettrica scorre attraverso le bobine ed è accesa e spenta molto rapidamente, causando l'espansione e la contrazione delle bobine di gradiente. L'espansione e la contrazione creano il **suono** prodotto durante la scansione, generalmente misurato in gauss per centimetro.

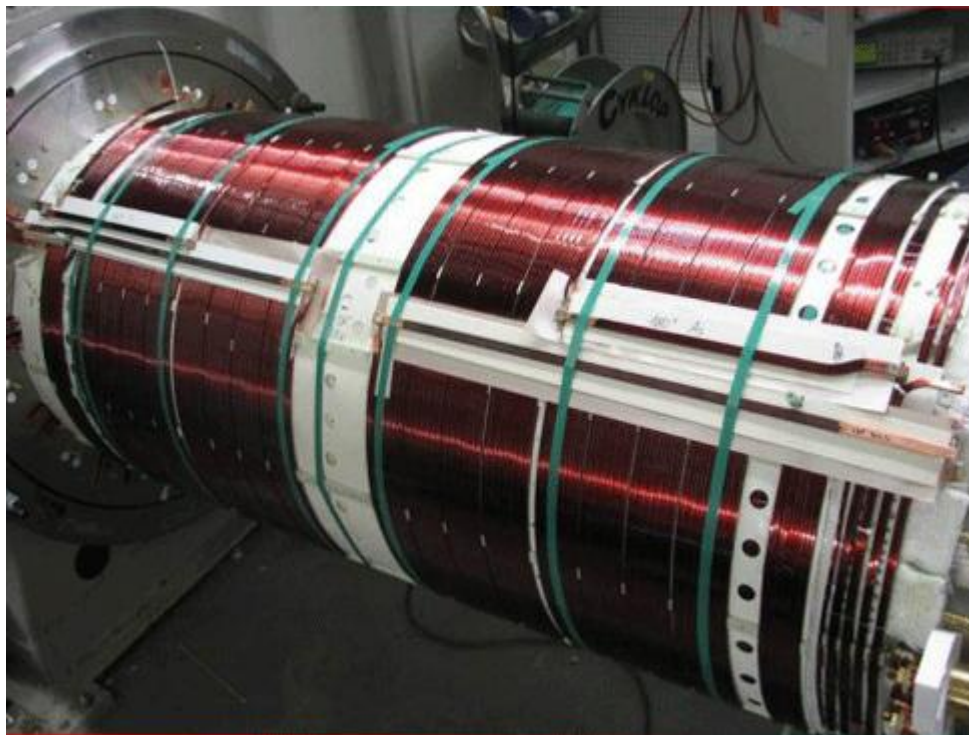


1 = Corpo bobina RF,
2 = Bobina di
gradiente



Complete gradient system showing coils mounted along the inner bore of the scanner driven by a powerful current amplifiers and cooled by water chillers in the adjacent MR equipment room. (Radiofrequency (RF) coils, located just inside the gradient coils, are also pictured.

I gradienti sono anelli di cavi o fogli conduttivi sottili su un involucro cilindrico che si trovano appena all'interno del foro di uno scanner MR. Quando la corrente viene fatta passare attraverso queste bobine si crea un campo magnetico secondario. Questo **gradiente di campo** distorce leggermente il campo magnetico principale in un modello prevedibile, causando la frequenza di risonanza dei protoni a variare in funzione della posizione. La **funzione principale di gradienti**, quindi, è quello di permettere la codifica spaziale del segnale RM.



Gradient coils with discrete wire windings in a 7T scanner (from Human Connectome Project)

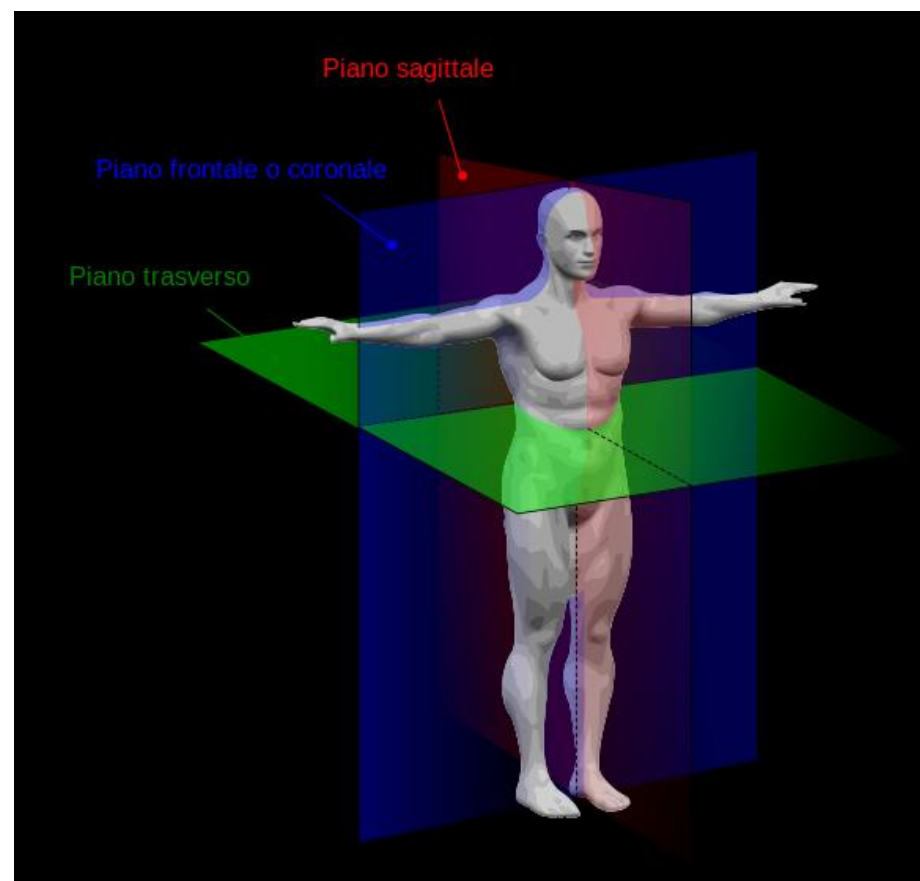
Le direzioni di selezione dello strato sono:

Sagittale (x);

Coronale (y);

Trasversale (z).

La seconda funzione dei gradienti consiste nella **codifica di frequenza**, gradiente di lettura, e nella **codifica di fase**

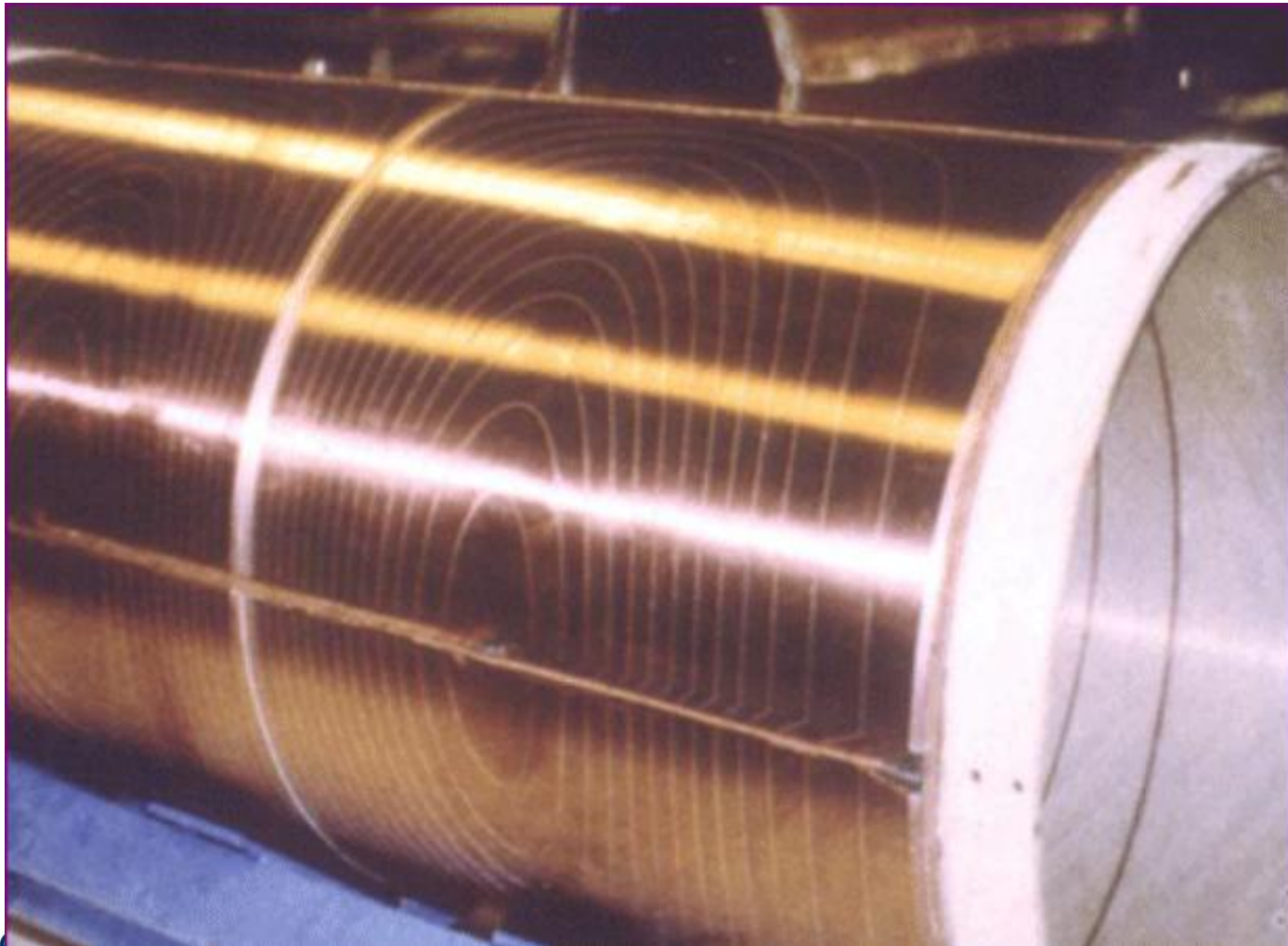


Storicamente, le bobine di gradiente erano composte da cavi singoli avvolti su tubi cilindrici in fibra di vetro e rivestite di resina epossidica. Molti scanner ad alto campo utilizzano ancora questo metodo. Oggi, tuttavia la maggior parte degli scanner superconduttivi utilizzano avvolgimenti distribuiti in un modello di "impronta digitale" composta da più sottili strisce metalliche o grandi lastre di rame incise in modelli complessi e applicati al cilindro.

Gradient coil with thin metallic strips being applied in a fingerprint pattern to a former (courtesy Siemens)



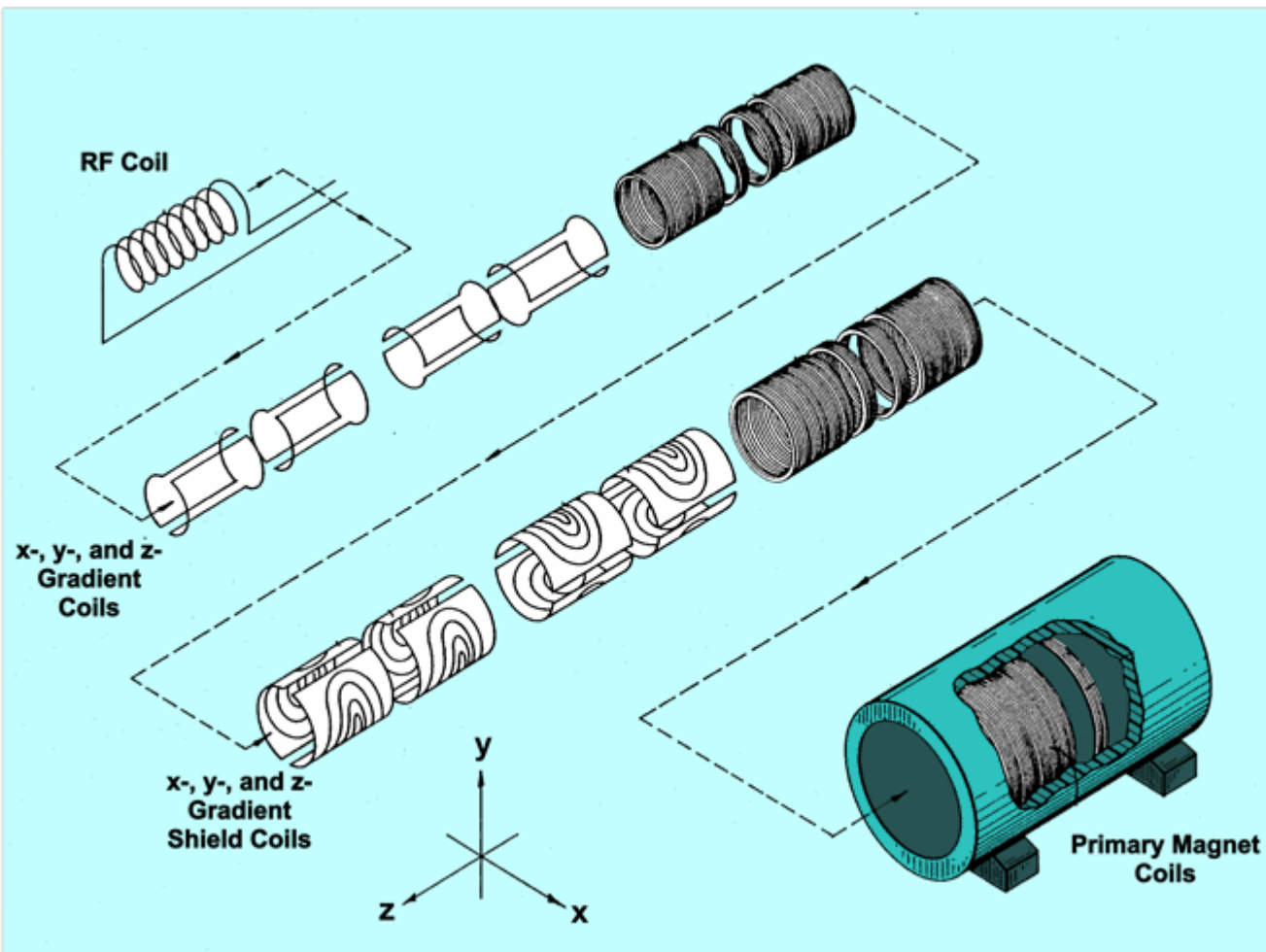
Gradient coil with distributed windings etched into copper conducting sheets
(courtesy GEMS)



Gradient Coils

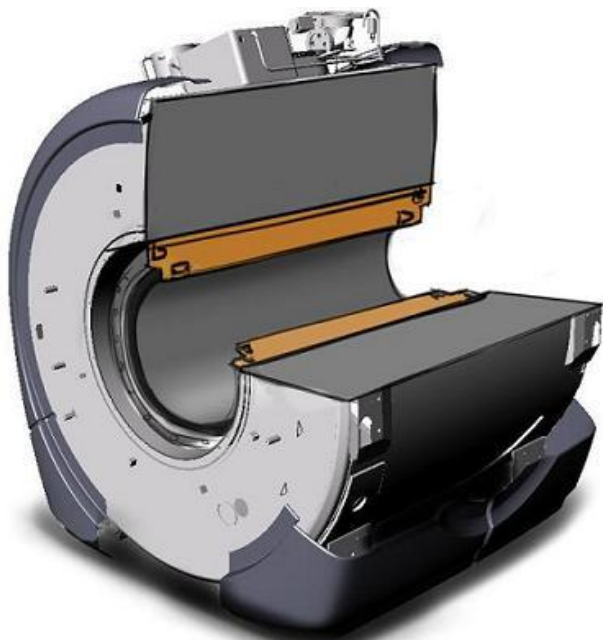


**2023 MRI Safety:
What the Radiologist
Needs to Know**



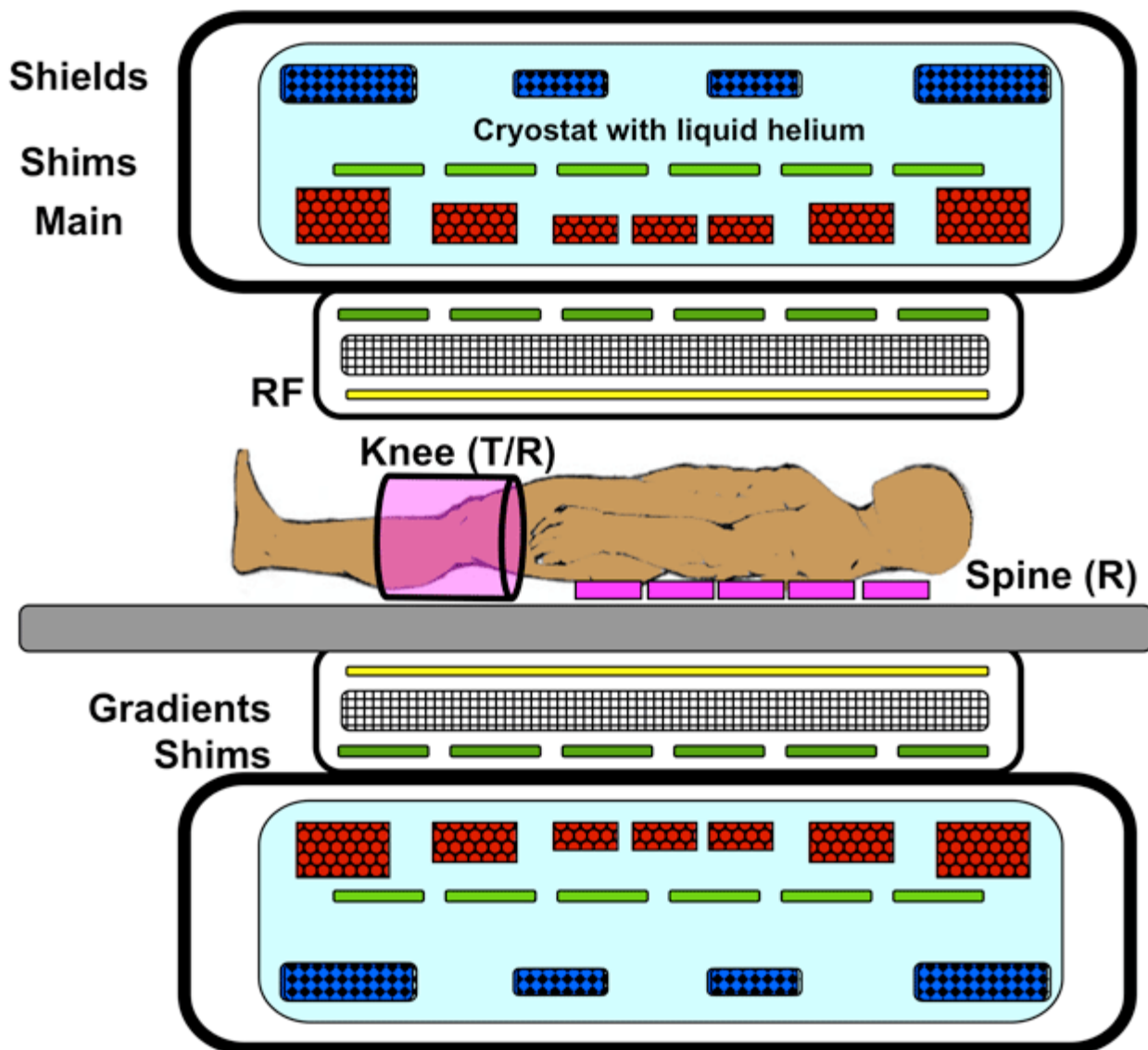
Progettazione che utilizza gradienti schermati attivamente. Le schermature del gradiente sono leggermente più grandi di diametro delle bobine di gradiente primario e generano un campo magnetico contatore per ridurre le correnti parassite (eddy currents) indotte nella struttura del magnete.

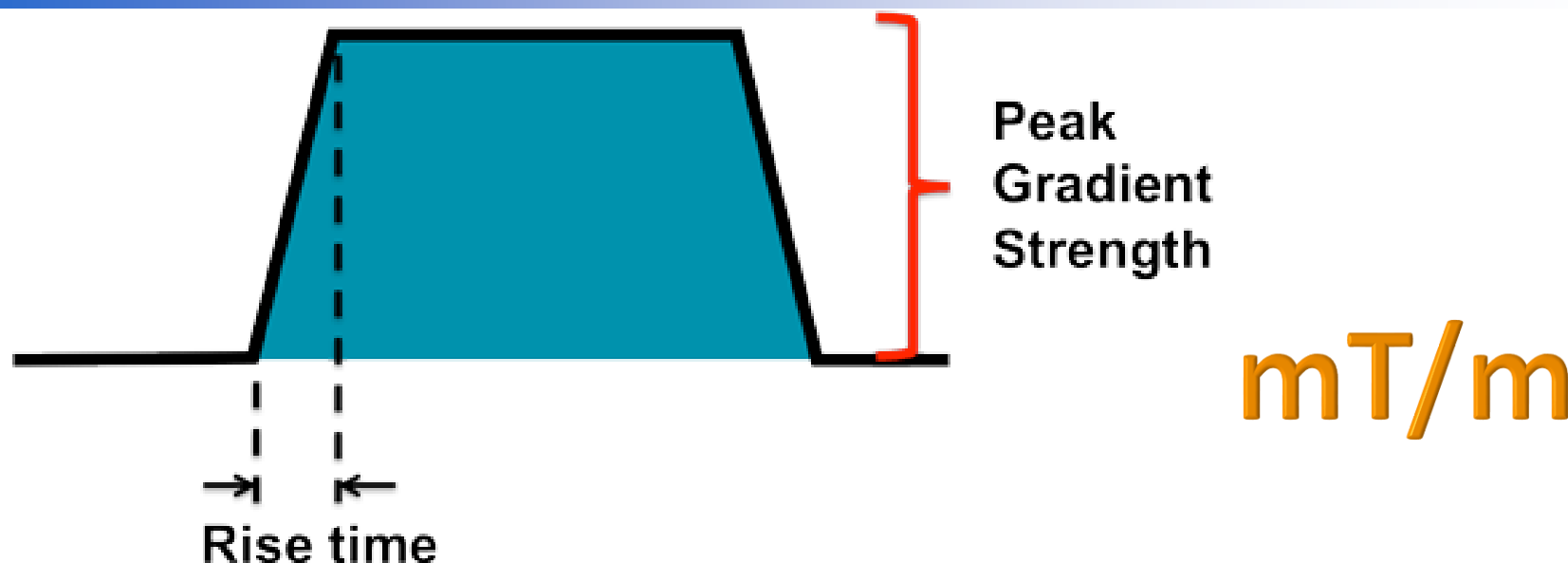
<http://mriquestions.com/gradient-coils.html>



Ogni bobina interessa un piano diverso (XY, YZ, o XZ), in quanto è accesa e spenta in punti diversi in una sequenza di impulsi. Il piano della scansione e la sequenza di impulsi selezionata determinano quale gradiente funzioni come gradiente di sezioni specifiche, codifica di fase e codifica di frequenza. Il sistema esegue automaticamente questo calcolo.

I gradienti sono magneti resistivi e sono raffreddati ad acqua dal raffreddatore del gradiente situato nella **sala degli armadi apparecchiature.**

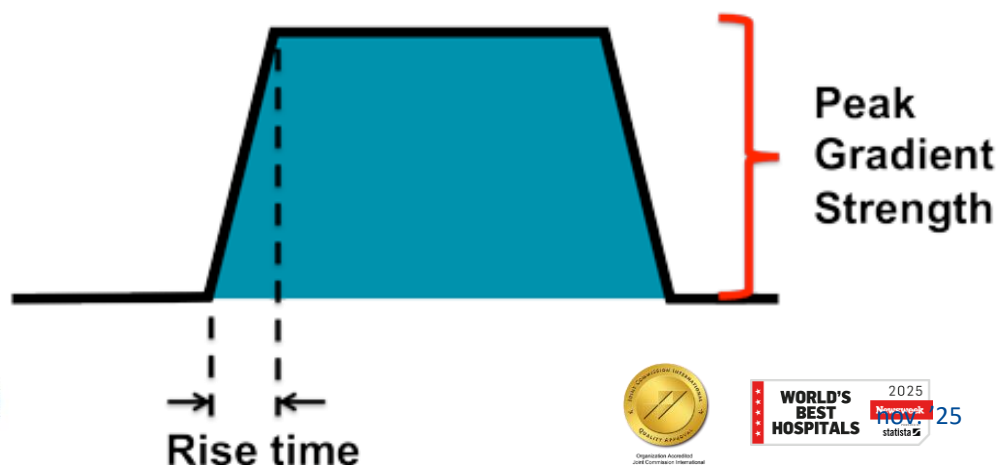




Il primo valore da cercare sulla scheda tecnica è la **massima forza di gradiente (o picco)**. Si misura in unità di millitesla per metro (mT/m). La maggior parte dei tomografi superconduttori da 1.5T a 3.0T hanno la massima forza di gradiente nel range di **30-45 mT/m**, mentre i magneti permanenti a basso campo (<0.5T) sono nel range di 15-25 mT/m. Per le migliori prestazioni per quanto riguarda la forza di picco di gradiente, più grande è meglio.

Tempo di salita (Rise Time) viene misurato in millisecondi, ed è tipicamente nell'intervallo di 0,1-0,3 msec per la maggior parte degli scanner. Il Tempo di salita di per sé non ha senso, perché uno scanner con gradienti molto deboli potrebbe raggiungere il picco molto rapidamente, ma nel complesso ha scarse prestazioni del gradiente per l'imaging. Ciò che è importante non è il valore assoluto del tempo di salita, ma il tempo di salita in scala secondo la forza massima ottenibile del gradiente. Per questo si introduce lo slew rate, definito come:

$$\text{Slew Rate} = \text{Peak Gradient Strength} \div \text{Rise Time}$$

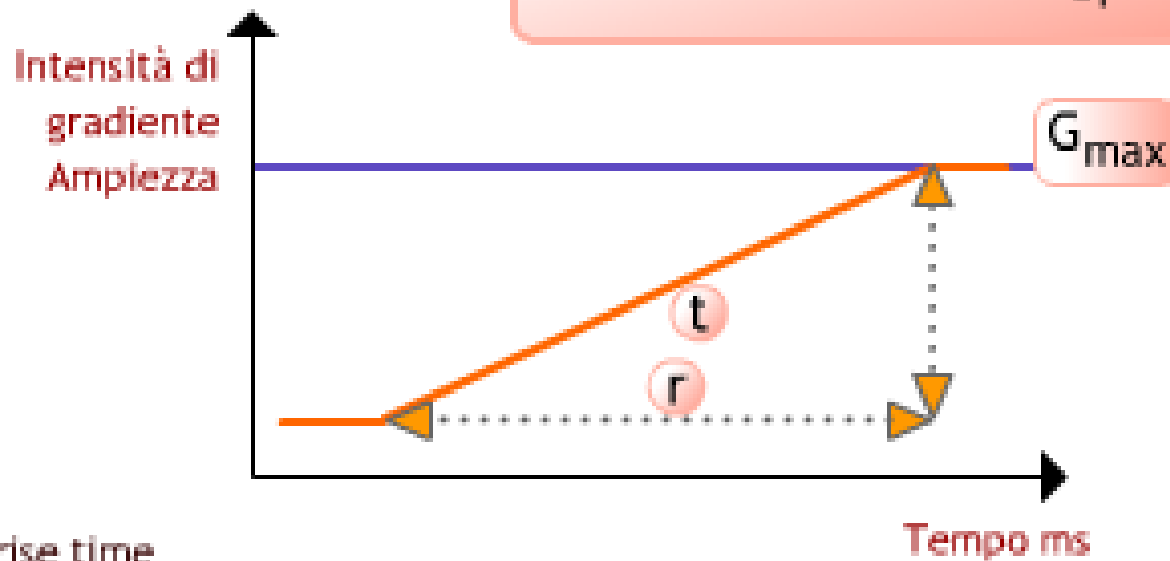


Lo **Slew rate (velocità di risposta)** è misurato in unità di Tesla per metro al secondo (mT/m/s). Così un gradiente che sale da 0 al picco di ampiezza di 30 mT/m in 0,5 msec avrebbe uno slew rate di 60 mT/m/s.

$$\text{Slew Rate} = \text{Peak Gradient Strength} \div \text{Rise Time}$$

La velocità di risposta influenza il TR minimo raggiungibile e il TE per l'imaging RM e influenza l'echo spacing nelle sequenze FSE e Echo planari. Nel mercato attuale, gli scanner superconduttori ad alto campo vantano una velocità di risposta nella gamma di **150-200 mT/m/s**; scanner superconduttori aperti nella gamma 100-120 mT/m/s; e scanner permanenti a campo inferiore dell'ordine di 50 mT/m/s.

$$\text{Velocità di variazione} = \frac{G_{\max}}{t_r}$$



Tr = rise time

Intensità di gradiente: ampiezza gradiente massima

Velocità di variazione gradiente: velocità di cambiamento dell'intensità di gradiente con il tempo

Time Varying Gradient Magnetic Fields

Vary in intensity over **distance** and with **time**



2023 MRI Safety:
What the Radiologist
Needs to Know

Slew Rate = Max Amp / Rise Time

Units: T/m/sec

Maximum dB/dt expressed as T/sec

Based on systems gradient configuration not field strength

Parameters Related to Slew Rate

- ▶ Field of View (FOV)
- ▶ Slice Thickness
- ▶ Receiver Bandwidth



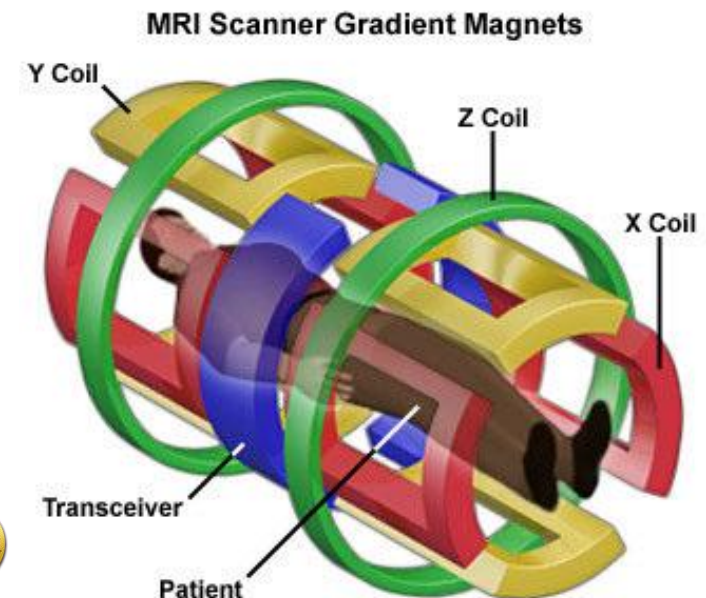
**2023 MRI Safety:
What the Radiologist
Needs to Know**

GRADIENTI

Riepilogando il sistema **GRADIENTI** è caratterizzato dai seguenti parametri:

- ❖ **Intensità**, espressa in **mT/m**
- ❖ **Tempo di salita**, espresso in **ms**
- ❖ **Duty Cycle**, cioè la resistenza del sistema gradienti espresso in valore percentuale
- ❖ **Slew Rate**, espresso in **mT/m/ms**, definisce la velocità del gradiente. Si ricava, con una semplice divisione, a partire dall'intensità e dal tempo di salita

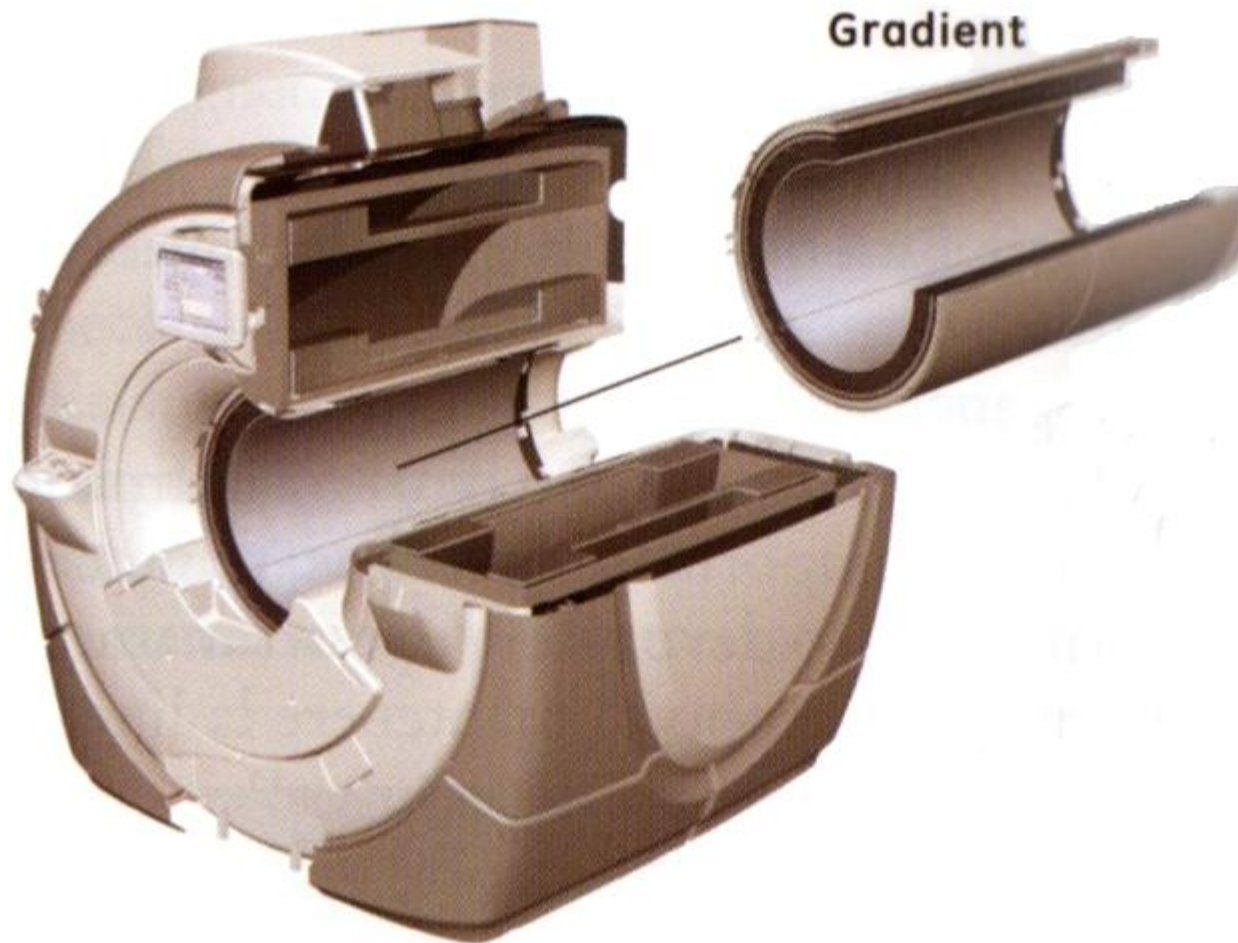
Le grandezze caratterizzanti le prestazioni del sistema gradienti (intensità e slew rate), debbono essere specificate per ogni singolo asse x, y e z.



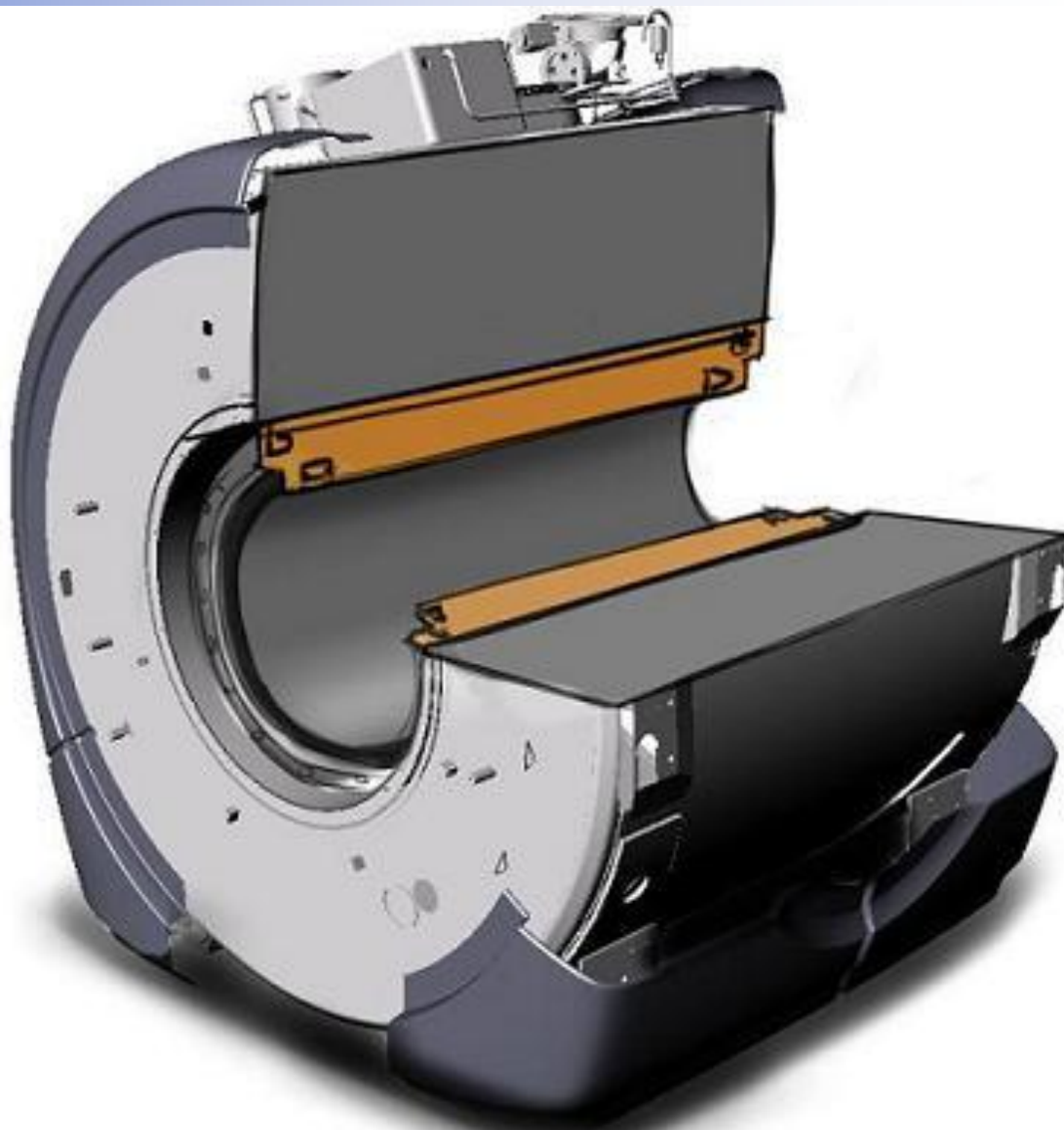
GMRS

Il parametro GMRS ci dice per quanto tempo possiamo usare la massima potenza del gradiente. È un passo avanti rispetto allo slew rate ...

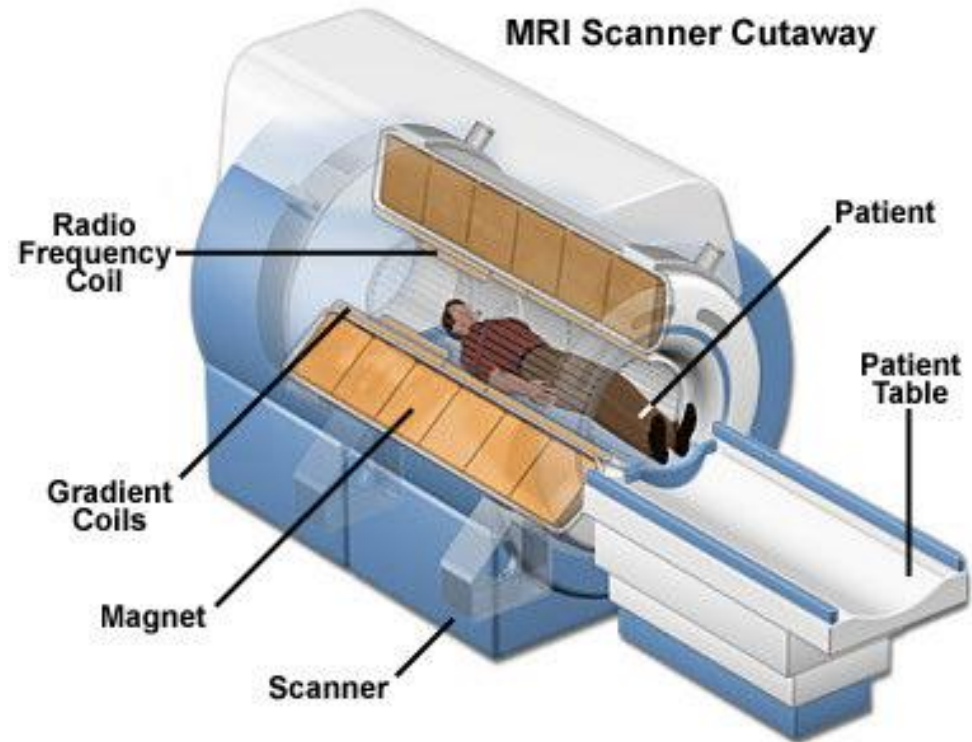
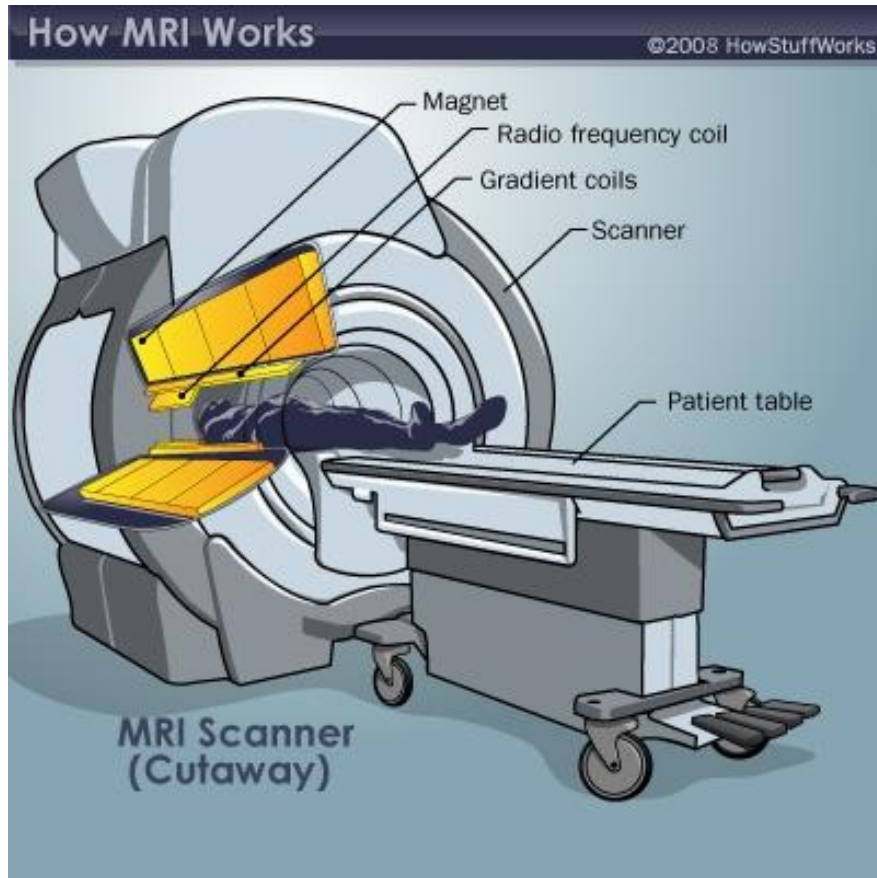




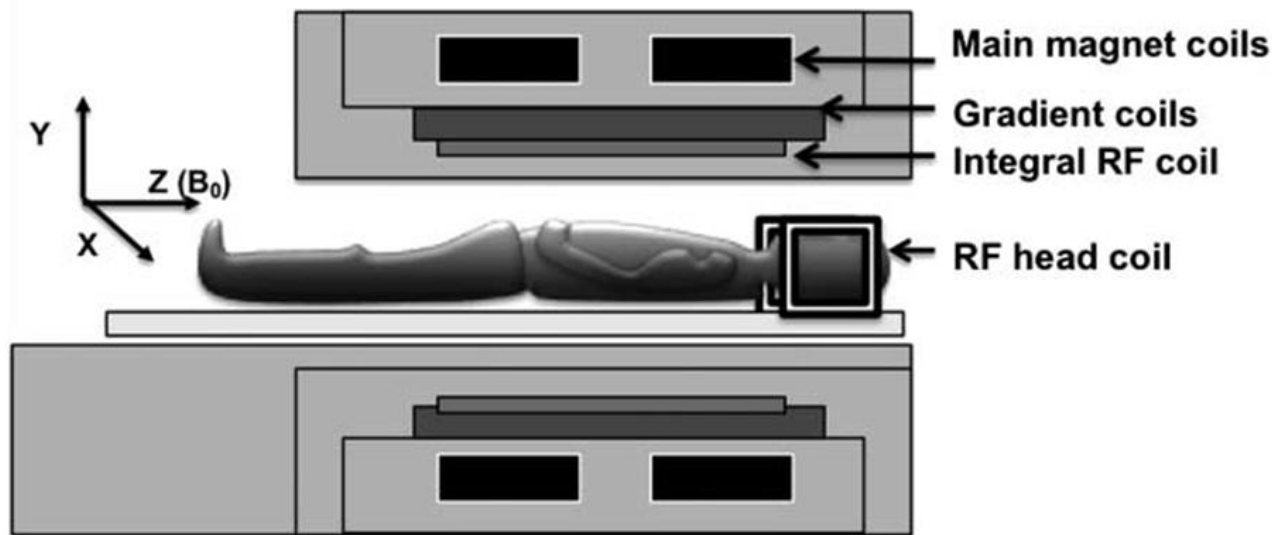
Inserimento della
bobina gradiente
all'interno della
bobina corpo



Tomografo RM



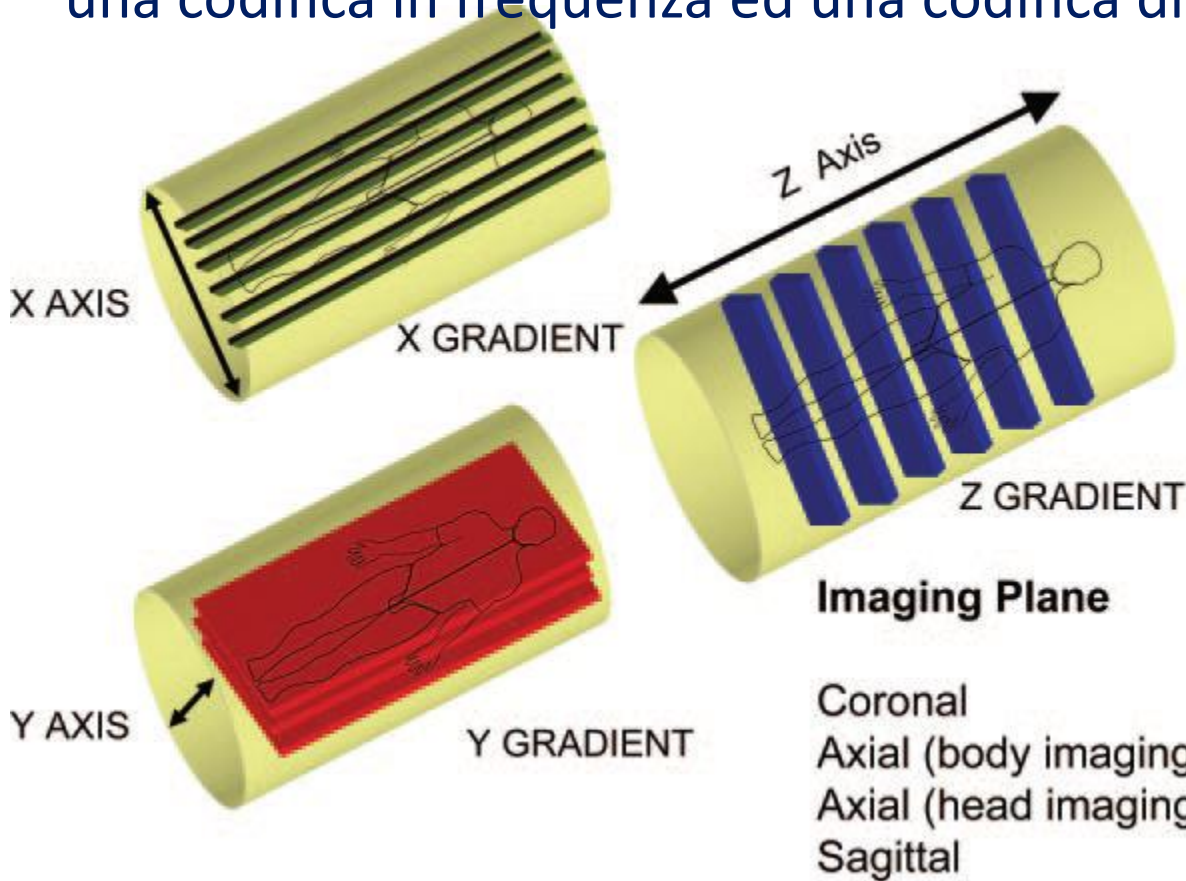
Tomografo RM



Schema raffigurante le posizioni relative delle diverse bobine magnetiche costituenti il tomografo RM. Il paziente viene posizionato all'interno del foro della macchina ed è circondato da bobine che si trovano concentriche tra loro e nel seguente ordine (da lontano a vicino al paziente): bobine del Magnete principale, bobine di gradiente e di radiofrequenza (RF). Per neuroimaging, una ulteriore bobina RF è posizionato intorno alla testa del paziente per migliorare rapporto segnale-rumore.

GRADIENTI

Il sistema **Gradienti** consente di individuare con precisione «da dove» proviene il segnale RM, eseguendo una selezione di strato, una codifica in frequenza ed una codifica di fase.



Gradients Used for:		
Slice Selection	Encoding	
	Phase	Frequency
Gy	Gx	Gz
Gz	Gy	Gx
Gz	Gx	Gy
Gx	Gy	Gz

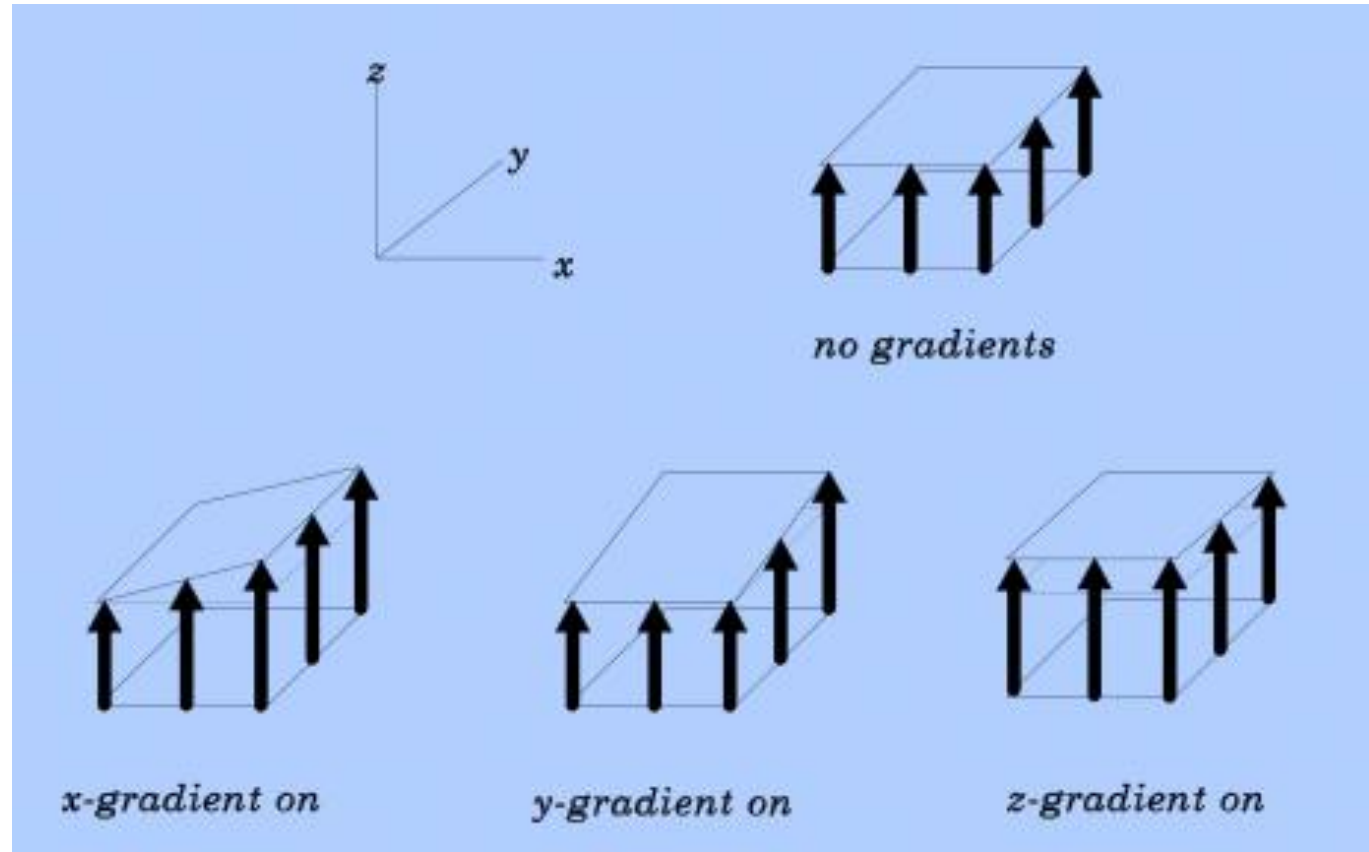
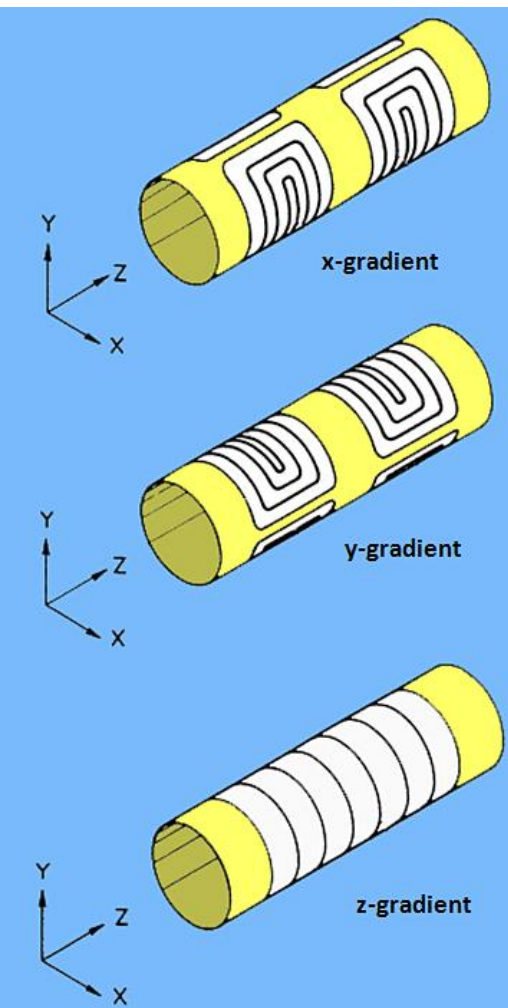
Gradiente X: di acquisizione di frequenza



Gradiente Y: di acquisizione di fase

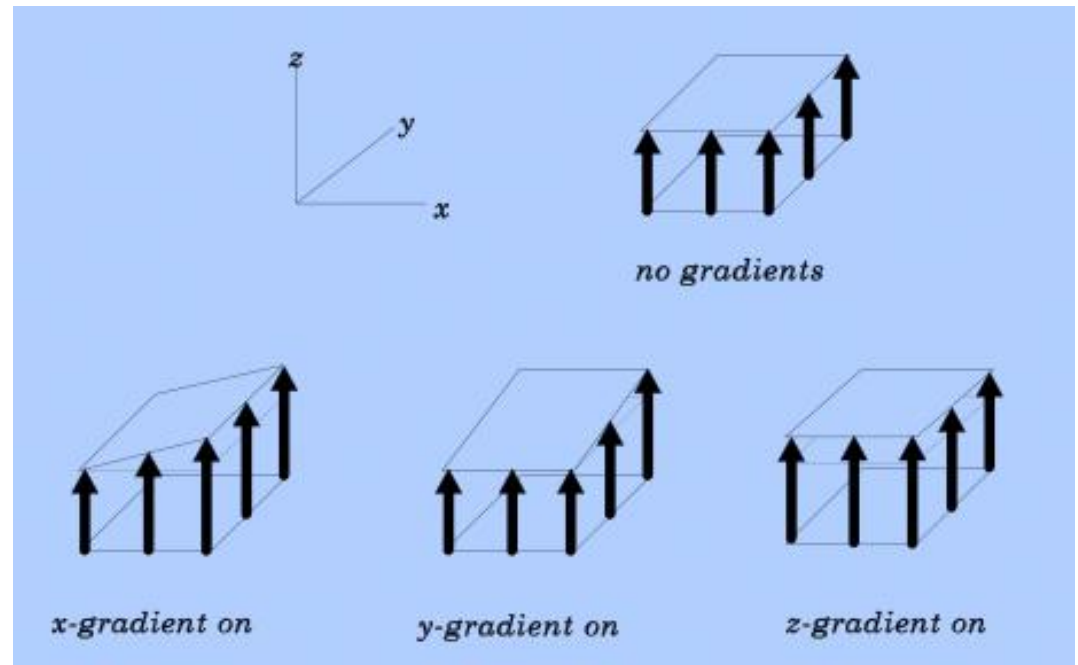


Gradiente Z: di selezione dello strato



Un malinteso frequente sui campi di gradiente è che i gradienti x e y in qualche modo distorcano o trasformino trasversalmente il campo principale (B_0). Non è così, come mostrato nel diagramma a destra. I gradienti x e y forniscono un aumento nella direzione z del campo B_0 in funzione della posizione sinistra-destra o antero-posteriore nel gantry. I gradienti x e y (almeno idealmente) non producono componenti perpendicolari a B_0 .

Azione dei campi gradiente. Si noti che i gradienti x e y NON generano componenti trasversali che inclinano B_0 da un lato all'altro. I gradienti x e y agiscono solo sulle componenti z di B_0 .



INHIBIT

89:10A U NOKU U V01:68
S015 Master - Jansen IM 6015
PROG HI 40K U V01:68

281 X AMP 2 - V01:68
B:Dual ENABLED

281 Y AMP 2 - V01:68
B:Dual ENABLED

281 Z AMP 2 - V01:68
B:Dual ENABLED

PHILIPS

281+

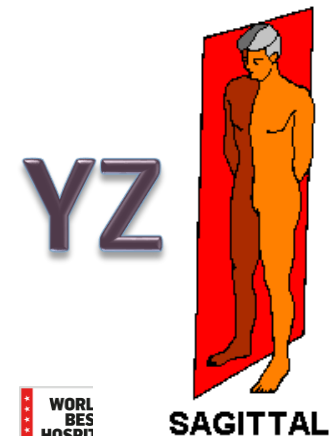
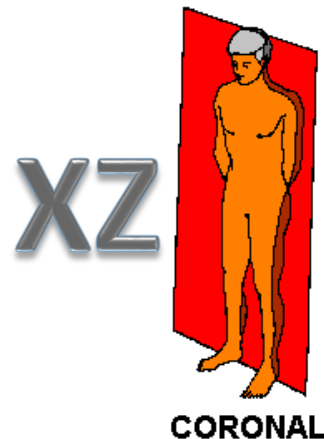
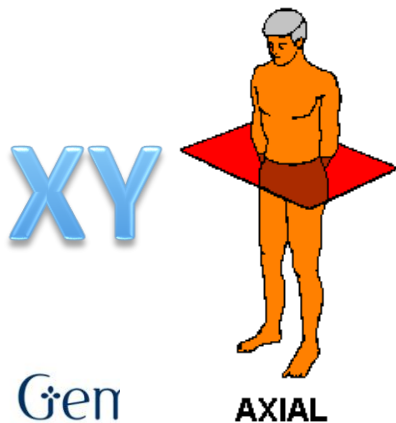
sense and simplicity



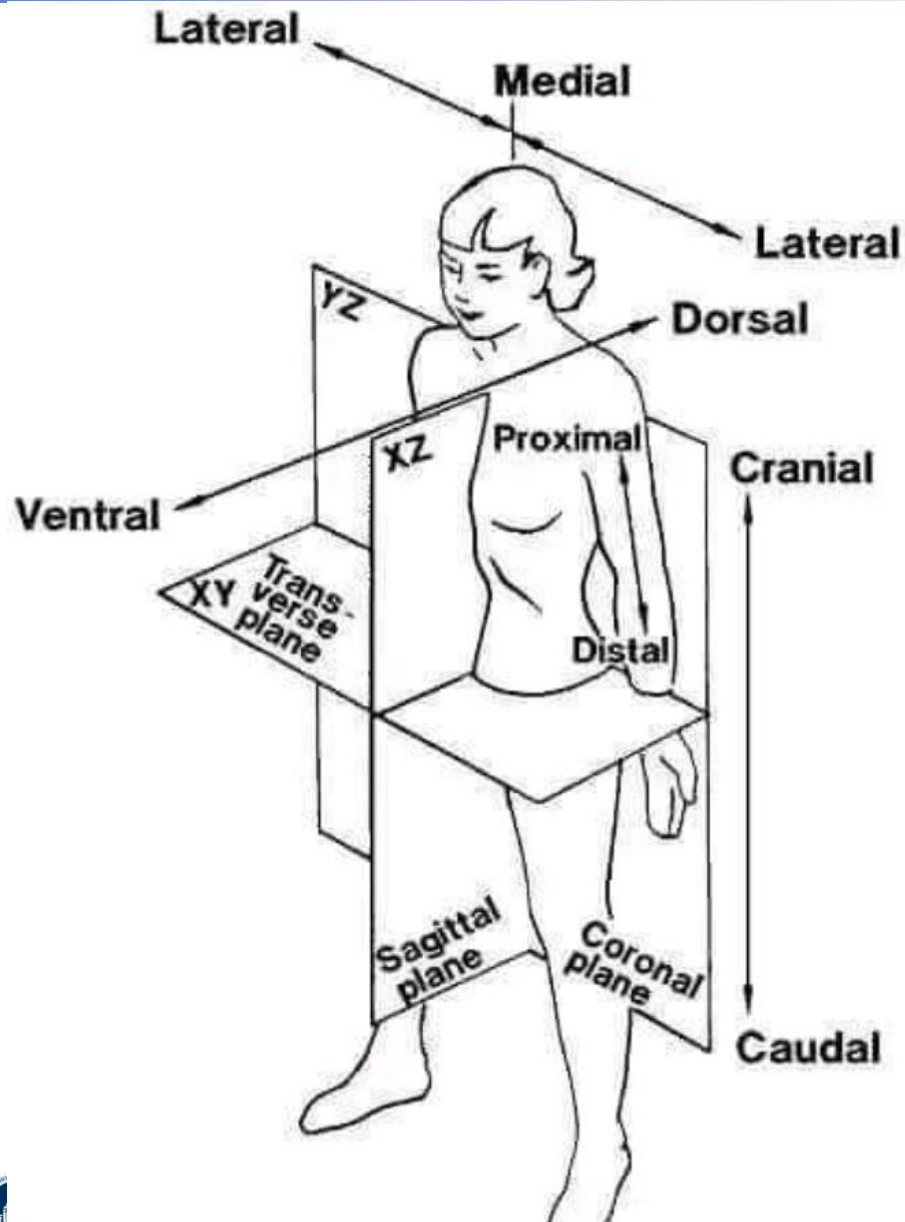
Piani di Imaging

La tabella seguente indica le possibili combinazioni dei gradienti di selezione della fetta, di codifica di fase e di codifica in frequenza.

Piano immagine	Gradiente		
	Selezione fetta	Fase	Frequenza
XY	Z	X o Y	Y o X
XZ	Y	X o Z	Z o X
YZ	X	Y o Z	Z o Y



Piani di Imaging

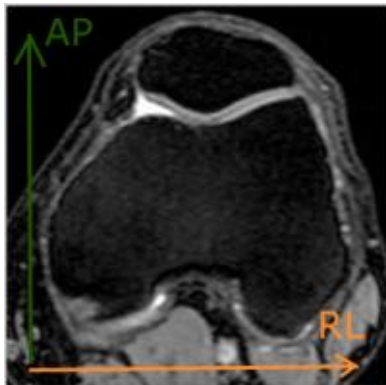


Piani di Imaging

L'immagine di Risonanza Magnetica è un'immagine 2D, definita da 2 dimensioni nello spazio, X e Y. Durante l'acquisizione del segnale queste due dimensioni vengono associate alla decodifica del segnale della fase e a quello della frequenza. L'operatore può scegliere quale delle due decodifiche assegnare all'asse X e di conseguenza quale sarà assegnata all'asse Y.

Elenchiamo le possibilità rispetto a strati disposti secondo i 3 piani dello spazio:

- in assiale le scelte possibili sono AP e RL
- in coronale le scelte possibili sono SI e RL
- in sagittale le scelte possibili sono AP e SI



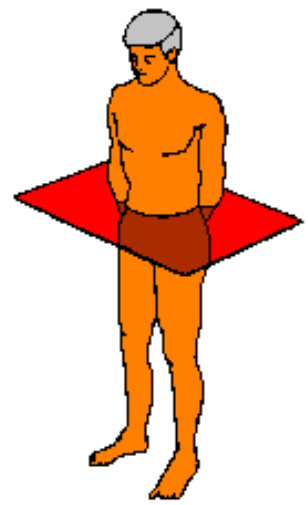
AX: DIREZIONE DI FREQUENZA A/P → DIREZIONE DI FASE R/L

SAG: DIREZIONE DI FREQUENZA S/I → DIREZIONE DI FASE A/P

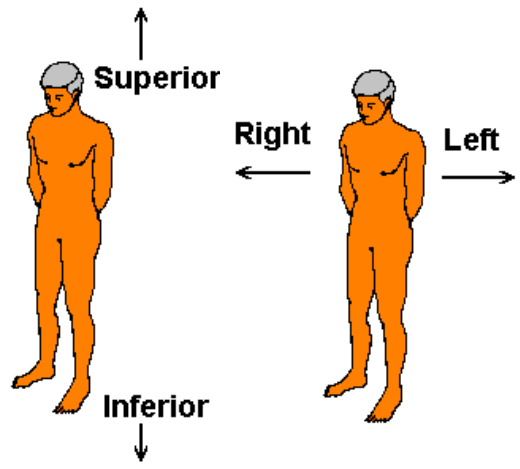
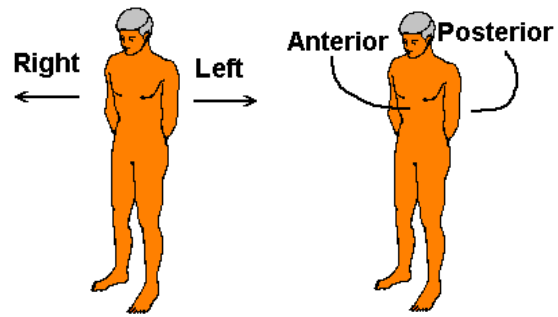
COR: DIREZIONE DI FREQUENZA S/I → DIREZIONE DI FASE R/L

Piani di Imaging

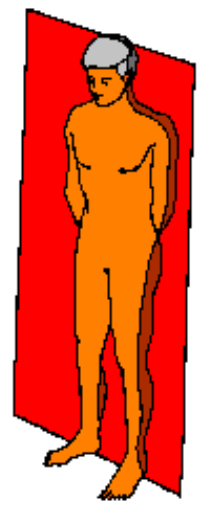
XY



AXIAL

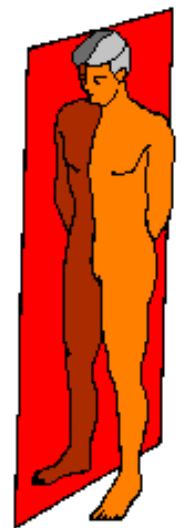


XZ

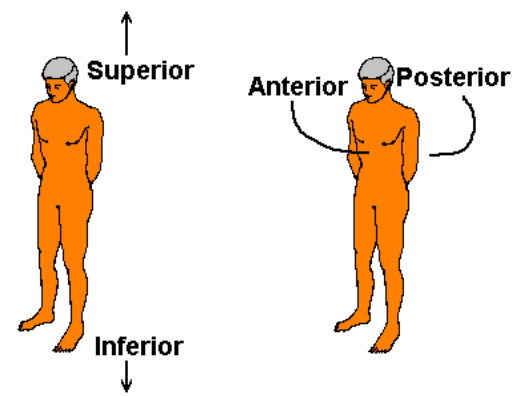


CORONAL

YZ



SAGITTAL



Piani di Imaging

PLANE	PHASE-ENCODING WITH SYMMETRICAL MATRIX
Axial	AP
Coronal	LR
Sagittal	AP

Piani di Imaging

Gradienti di Codifica di fase e frequenza: valori di default per matrice quadrata

PLANE	PHASE ENCODING	FREQUENCY ENCODING
Axial	Anterior / Posterior	Right / Left
Sagittal	Anterior / Posterior	Head / Foot
Coronal	Right / Left	Head / Foot

Piani di Imaging



FLAIR_3mm
03:51

Voxel	0.90 x 1.32 x 3.00	Cor	Rel. SNR	1.00	TE	140	TR	11000
-------	--------------------	-----	----------	------	----	-----	----	-------

Summary | Geometry | Contrast | Motion | Dyn/Ang | Postproc | Offc/Ang | Coils | Conflicts

	FH (freq.)		RL (phase)			AP	
FOV	220	x	210	mm	x	181	mm
Voxel	0.9	x	1.13	mm	x	3	mm
Matrix	244	x	159		x	55	slices
			Gap	☒ Default		0.3	mm

Piani di Imaging



FLAIR_ 3mm		Voxel		Sag	Rel. SNR	TE	TR		
03:51		0.90 x 1.32 x 3.00			1.00	140	11000		
Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Offc/Ang	Coils	Conflicts	
	FH (freq.)		AP (phase)		RL				
FOV	220	x	210	mm	x	181	mm		
Voxel	0.9	x	1.13	mm	x	3	mm		
Matrix	244	x	159		x	55	slices		
	Gap		☒ Default		0.3		mm		

Piani di Imaging



FLAIR_ 3mm
03:51

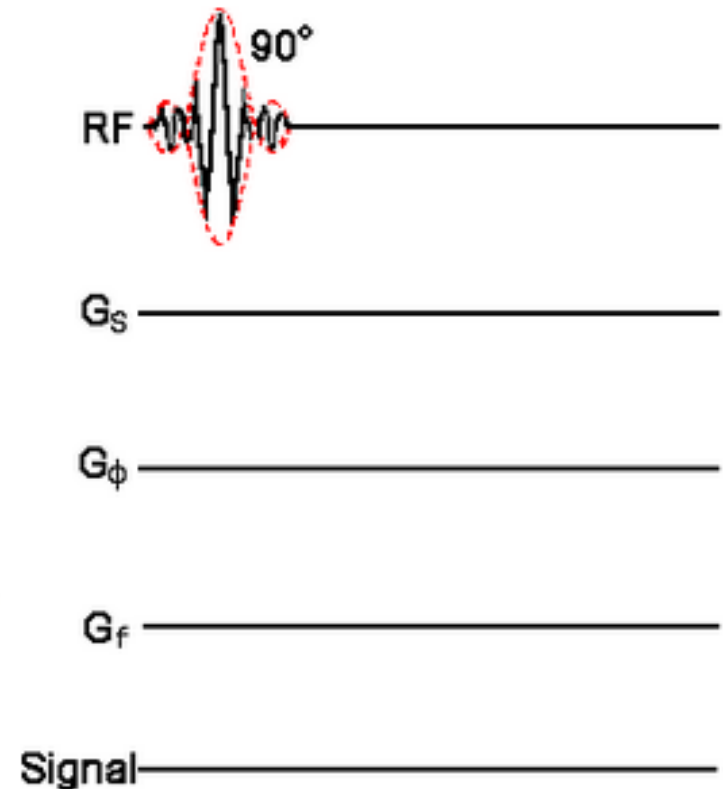
Voxel	Tra		Rel. SNR	TE	TR
0.90 x 1.32 x 3.00			1.00	140	11000

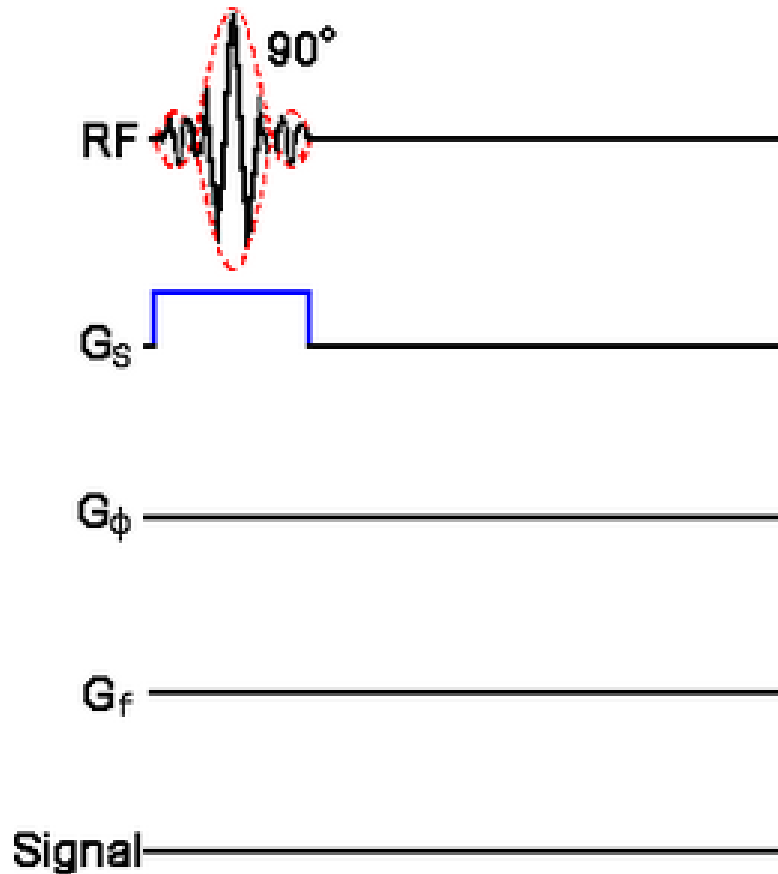
Summary | Geometry | Contrast | Motion | Dyn/Ang | Postproc | Offc/Ang | Coils | Conflicts

	AP (freq.)		RL (phase)		FH	
FOV	220	x	210	mm x	181	mm
Voxel	0.9	x	1.13	mm x	3	mm
Matrix	244	x	159		55	slices
	Gap		☒ Default	0.3	mm	

La più semplice sequenza per imaging con la trasformata di Fourier contiene:

➤ Un impulso a 90° di selezione dello «slice»





➤ Un gradiente per la selezione dello «slice»

➤ Un gradiente per la selezione dello «slice»

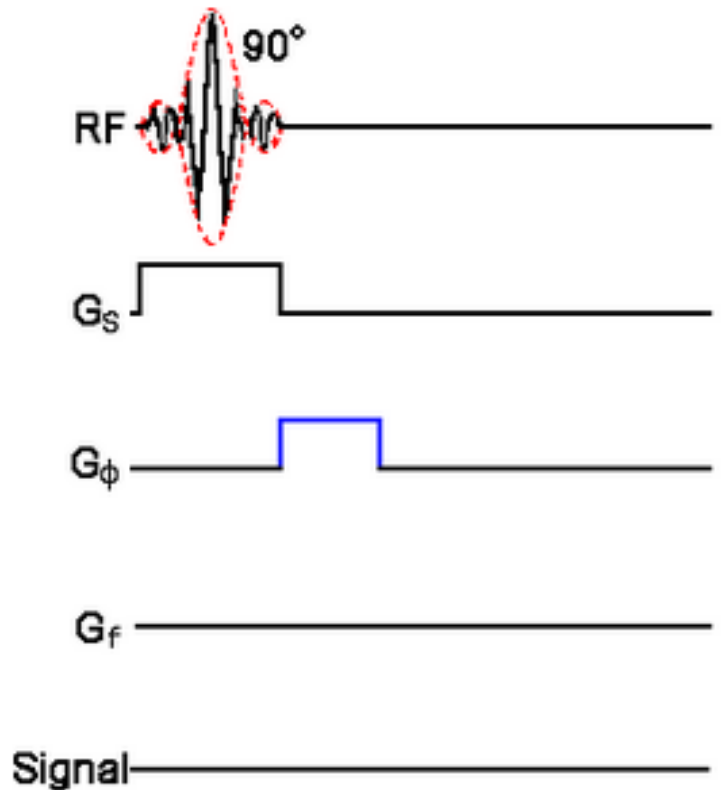
	Gradiente		
Piano immagine	Selezione fetta	Fase	Frequenza
XY	Z	X o Y	Y o X
XZ	Y	X o Z	Z o X
YZ	X	Y o Z	Z o Y

Il gradiente di selezione della fetta è sempre applicato perpendicolarmente al piano della fetta

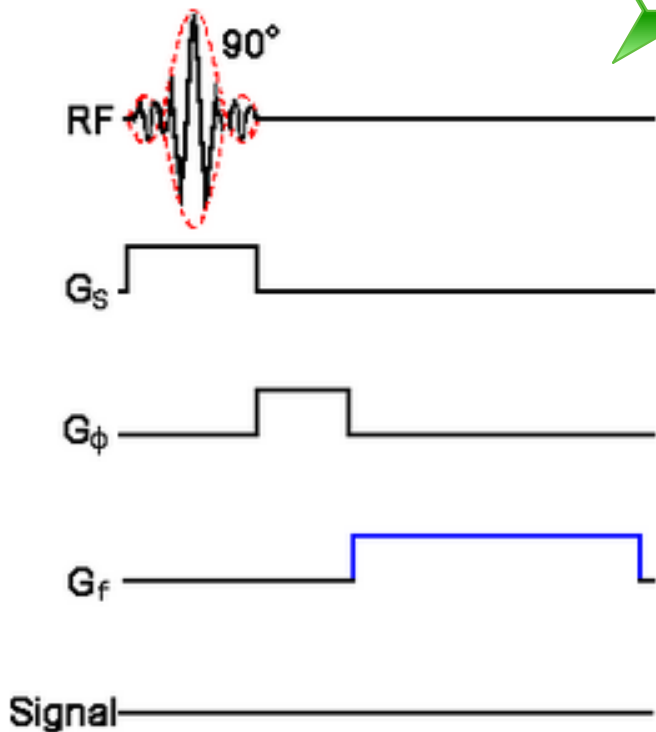
Il **gradiente di codifica di fase** è un gradiente del campo magnetico B_0 usato per impartire al vettore di magnetizzazione trasversale un angolo di fase specifico. L'angolo di fase dipende dalla localizzazione, in un determinato istante di tempo, del vettore di magnetizzazione trasversale.

➤ Un gradiente per la codifica di fase

Il gradiente di codifica di fase è applicato lungo uno dei lati del piano immagine

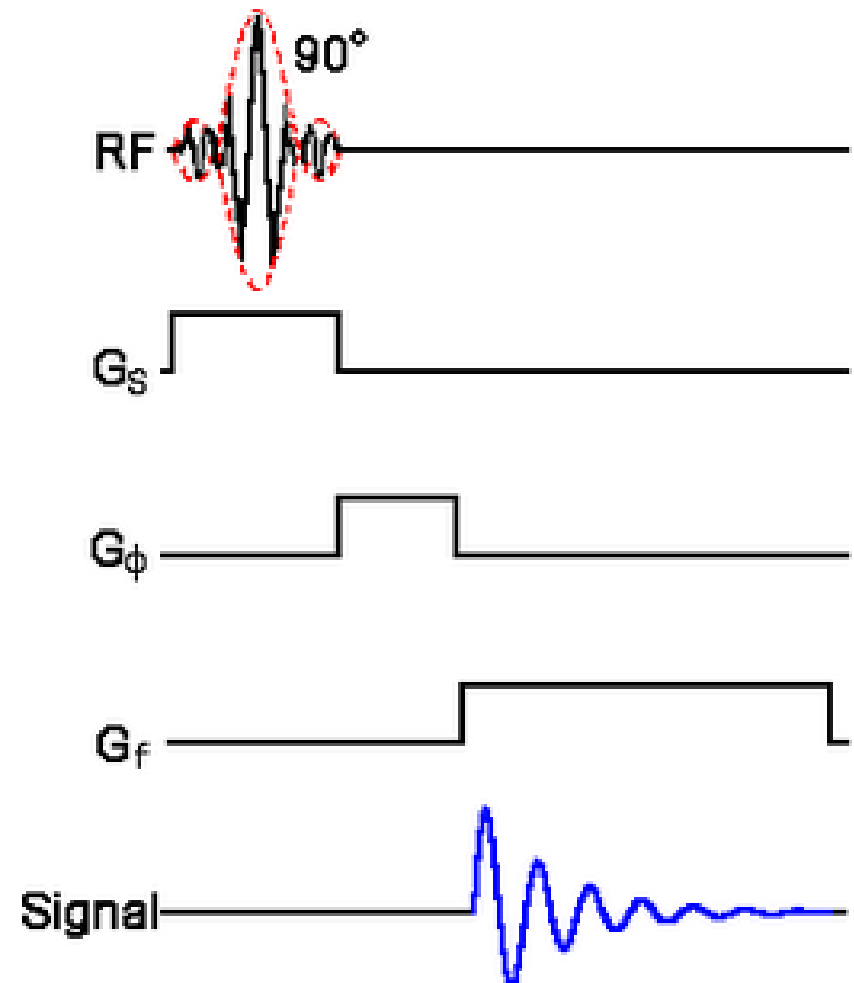
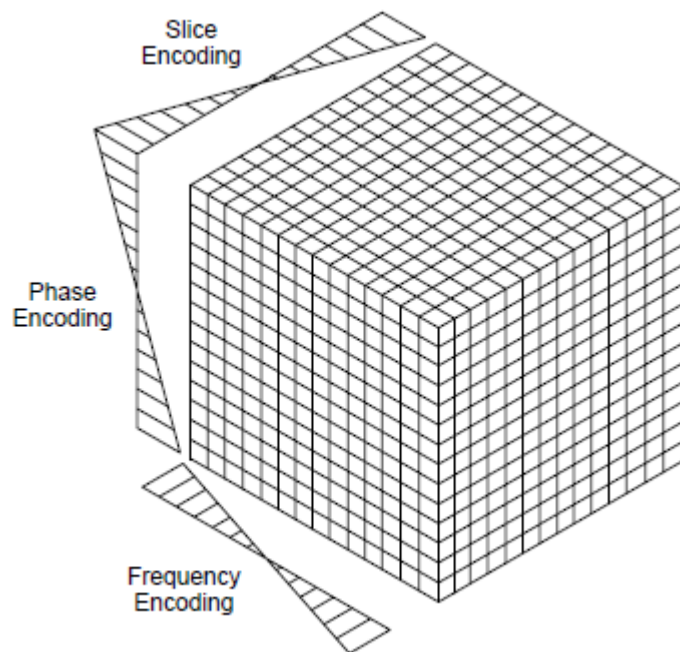


➤ Un gradiente per la codifica di frequenza

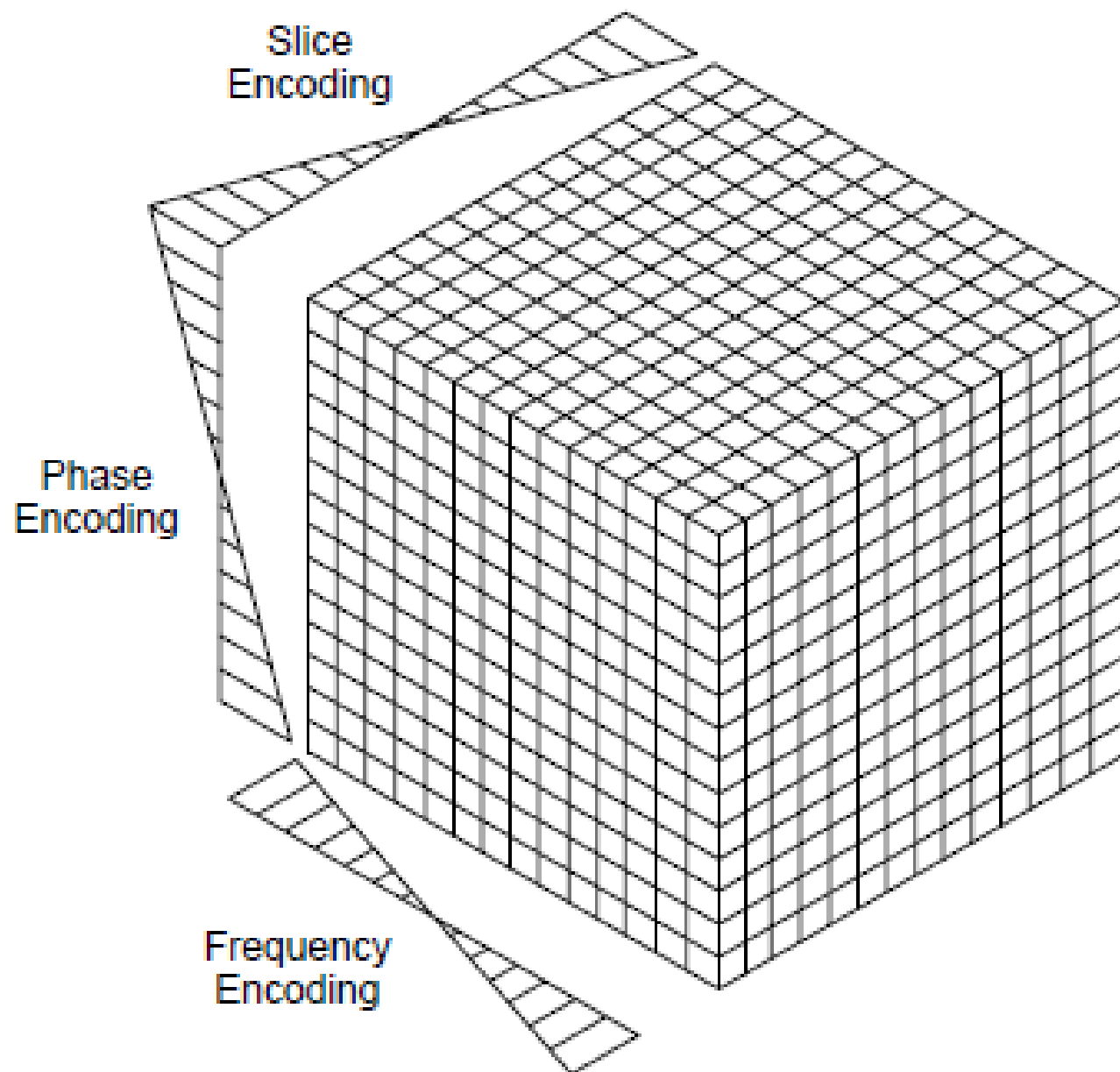


il gradiente di codifica in frequenza è applicato lungo il rimanente lato del piano immagine.

➤ Il Segnale



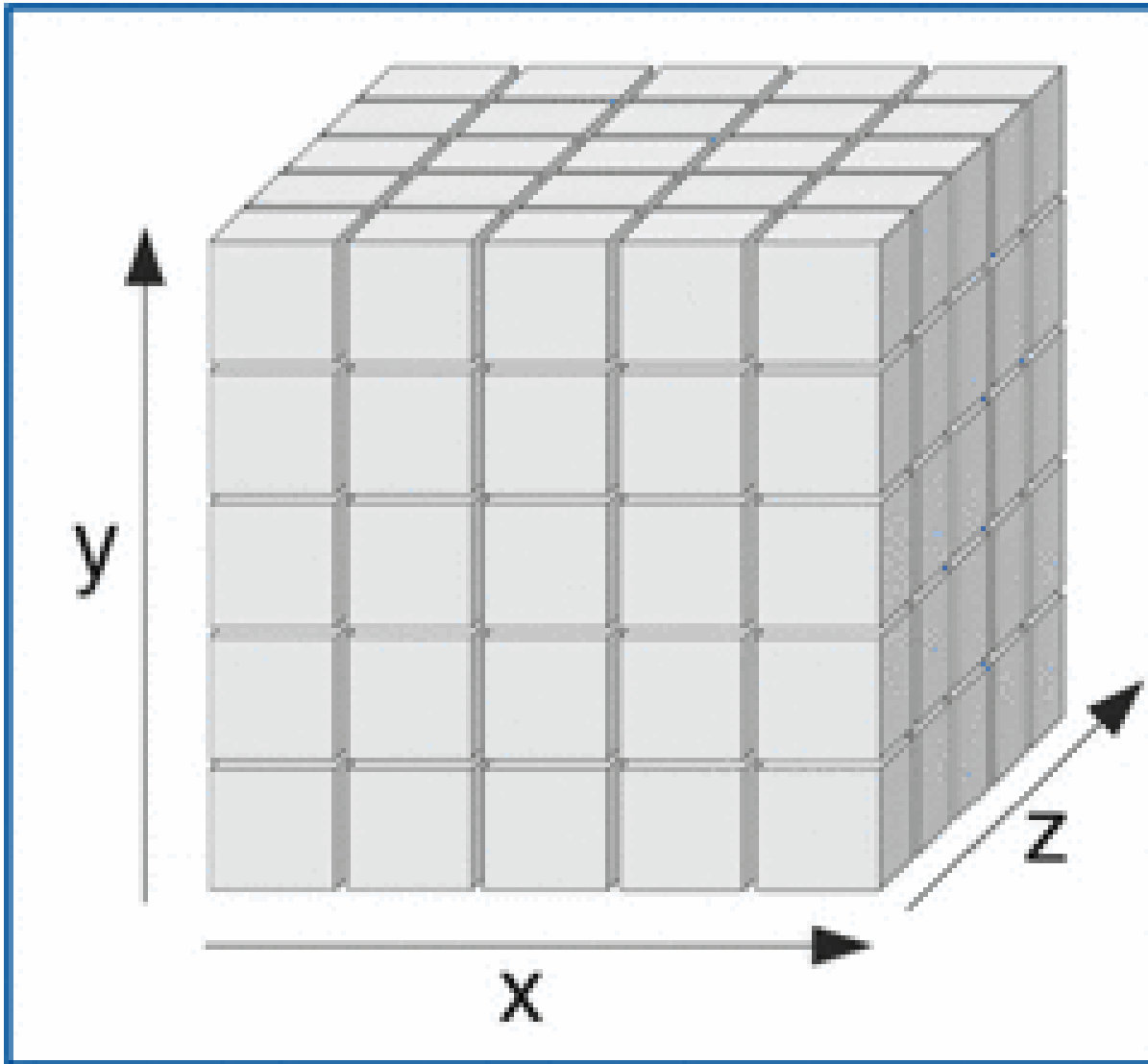
➤ II
Segnale



MATRICE

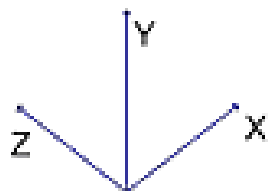
Matrice

Cfr. Presentazione
«Generazione
immagine RM»

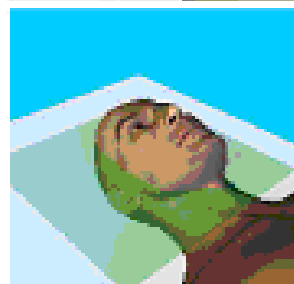
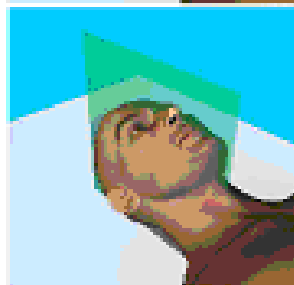


GRADIENTI

I gradienti sono **intercambiabili** purché rimangano **sempre ortogonali**, ciò ci permette di definire una slice in qualsiasi direzione dello spazio.



Any linear combination of the 3 gradients allows us to define slices in any direction in space.



Axial plane **Asse Z (ASSIALE)**



Sagittal plane **Asse X (SAGITTALE)**



Frontal (or coronal) plane **Asse Y (CORONALE)**

Il **primo evento** che ha luogo secondo questa sequenza di imaging è **l'attivazione del gradiente per la selezione della fetta**. **L'impulso RF** per la selezione della fetta (una "breve e intensa" cessione di energia) è applicato nello stesso istante.

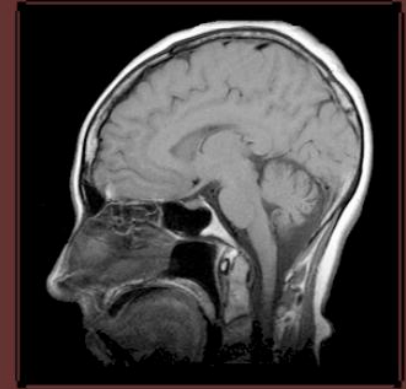
G_s -RF

→ G_ϕ

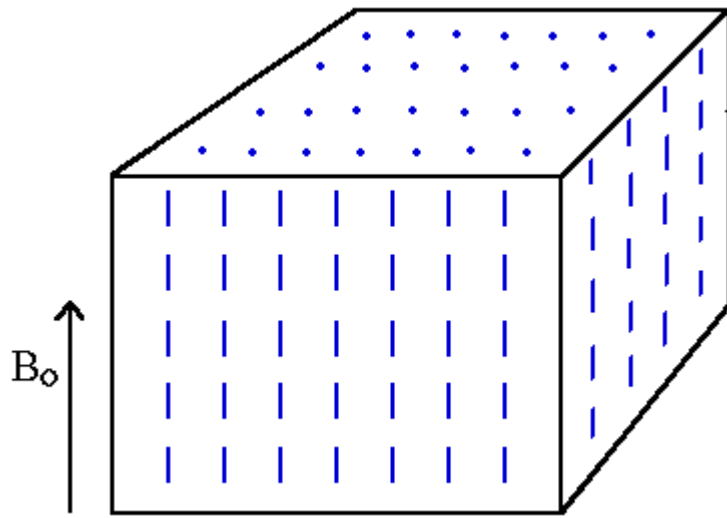
→ G_f

→ S

The Basics of MRI



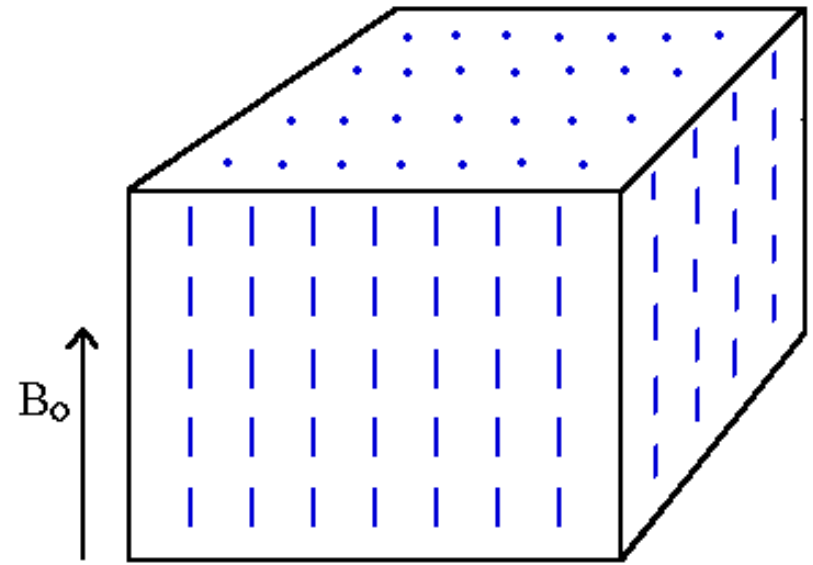
Al termine dell'impulso RF, il gradiente per la selezione della fetta viene spento e viene attivato il **gradiente per la codifica di fase**. Una volta che il gradiente per la codifica di fase viene spento, viene acceso il **gradiente per la codifica in frequenza** e viene registrato un segnale.



Immaginiamo un cubo di spin messo in un campo magnetico. Il cubo è composto da molti elementi di volume, ognuno col suo proprio vettore di magnetizzazione netta.

Supponiamo di voler creare l'immagine di una fetta nel piano XY. Il campo magnetico B_0 è lungo l'asse Z.

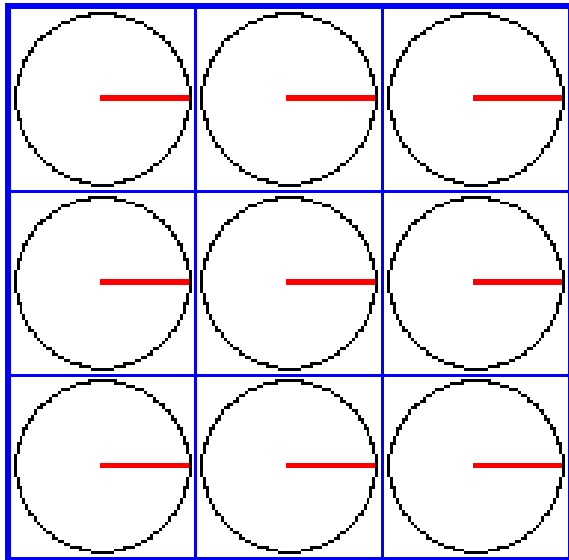
Il **gradiente di selezione della fetta** è applicato lungo l'asse Z e gli **impulsi RF** fanno ruotare solamente quei pacchetti di spin nel cubo che soddisfano la condizione di risonanza. Questi pacchetti di spin sono localizzati, in questo esempio, in un piano XY.



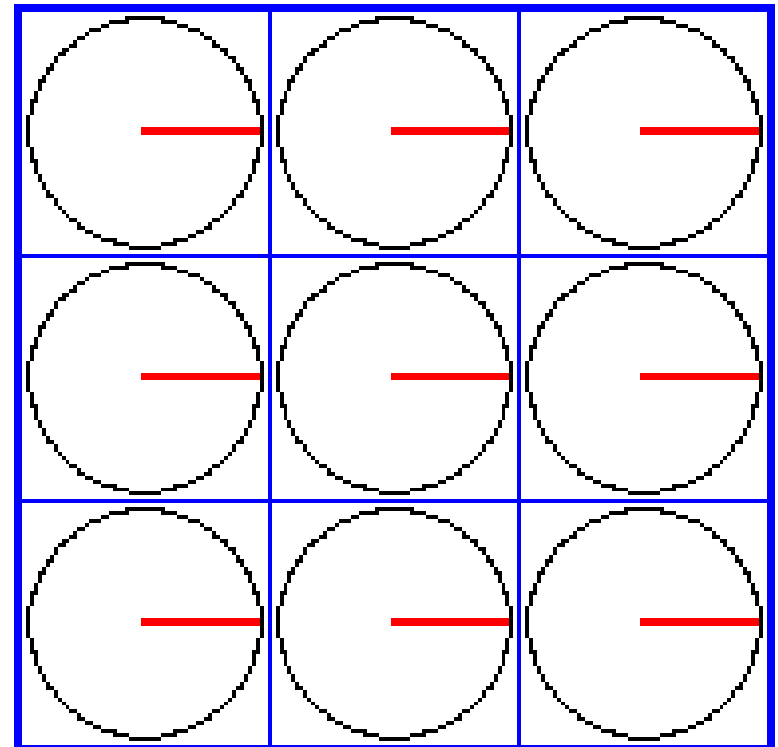
Gli spin localizzati sopra e sotto questo piano non sono interessati dagli impulsi RF; li trascuriamo ...

GRADIENTI

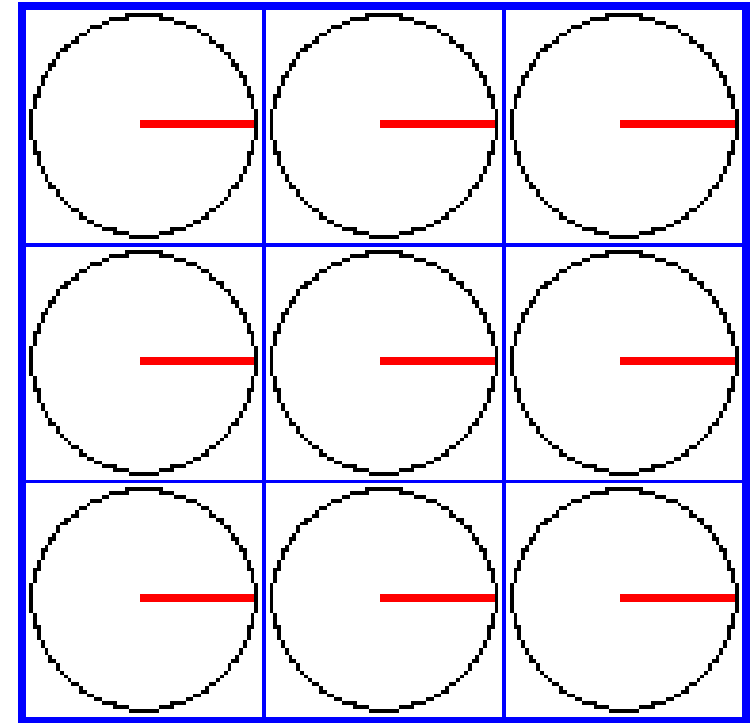
Per semplicità, consideriamo un sottoinsieme di 3×3 vettori di magnetizzazione netta. L'immagine di questi spin in questo piano sarà come la seguente:



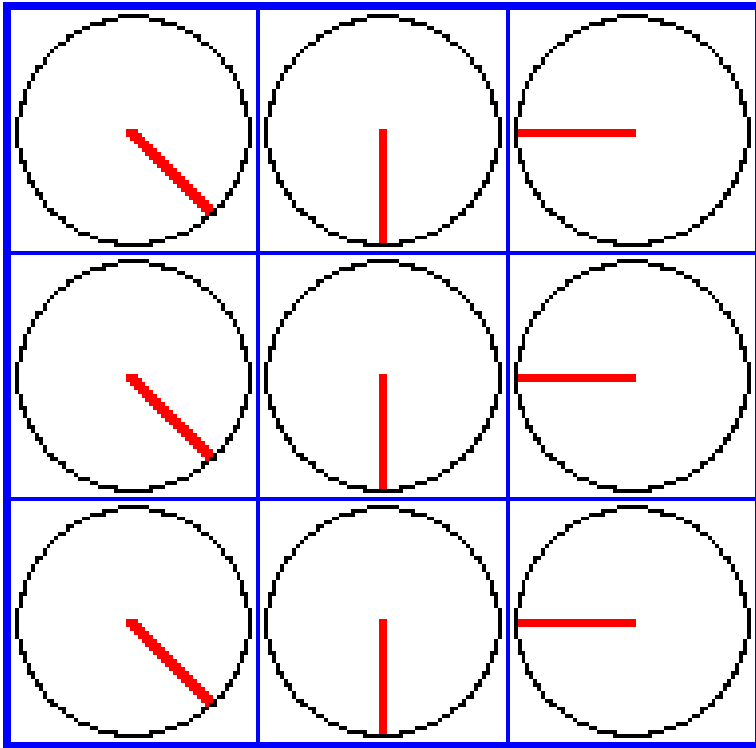
Una volta ruotati nel piano XY questi vettori ruoteranno alla frequenza di Larmor data dal campo magnetico che ognuno di essi stava subendo. Se il campo magnetico fosse uniforme, ognuna delle nove frequenze di precessione sarebbe uguale.



Dopo il gradiente di selezione dello strato è applicato un **gradiente di codifica di fase**. Assumendo che questo sia applicato lungo l'asse X, gli spin a diverse posizioni lungo l'asse X cominciano a muoversi di moto di precessione a frequenze di Larmor diverse.



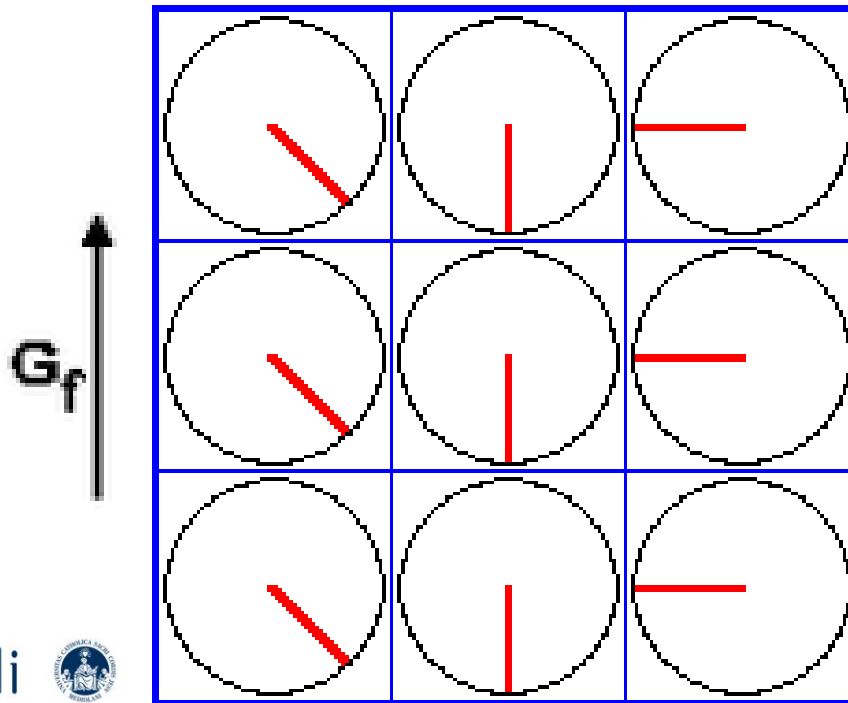
Quando il gradiente di codifica di fase viene spento, i vettori di magnetizzazione netta ruotano con frequenza uguale ma possiedono fasi diverse.



La fase è determinata dalla durata e dall'ampiezza degli impulsi del gradiente di codifica di fase.

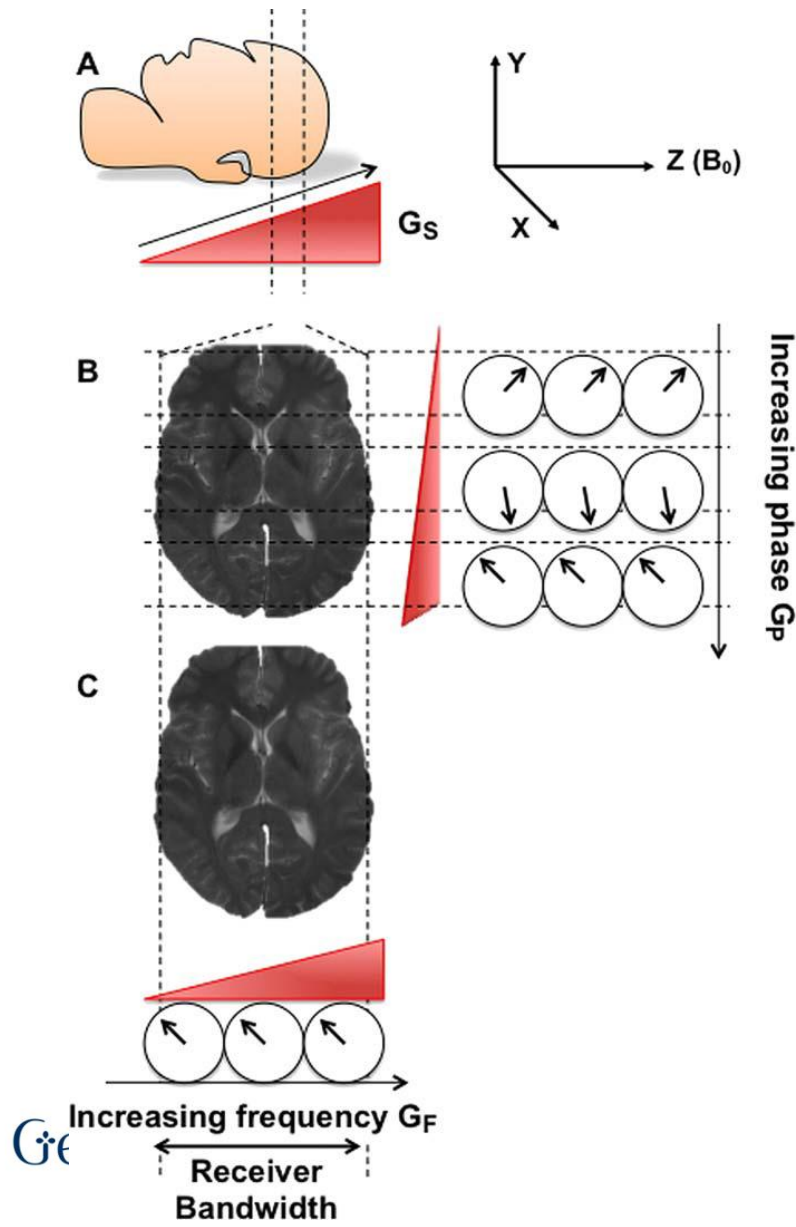
GRADIENTI

Terminato l'impulso del gradiente di codifica di fase, viene attivato un impulso del **gradiente di codifica in frequenza**. In questo esempio il gradiente di codifica in frequenza è nella direzione -Y. Il gradiente di codifica in frequenza causa una precessione dei pacchetti di spin a velocità dipendenti dalla loro localizzazione su Y. Ora, si presti attenzione al fatto che ognuno dei nove vettori di magnetizzazione netta è caratterizzato da un unico angolo della fase e un'unica frequenza di precessione.



I segnali sono prima trasformati secondo Fourier nella **direzione della codifica di frequenza** per estrarre le informazioni relative alla localizzazione degli spin nel dominio delle frequenze (solitamente l'asse X) e poi nella **direzione della codifica di fase** per estrarre le informazioni circa la localizzazione nella direzione di applicazione del gradiente di codifica di fase (asse Y).

GRADIENTI



Currie S, et al. Postgrad Med J
 2013;89:209–223.
 doi:10.1136/postgradmedj-2012-131342

Le direzioni della codifica di fase e frequenza sono fondamentali in RM.

Consultare la presentazione «**Codifica di fase: questa sconosciuta**» per individuare gli artefatti e le soluzioni

Magnetic field gradients

<https://www.imaios.com/>

For imaging it is necessary to add spatial data to the signal to allocate a position to the different signals.

To do so, we start by selecting the slice plane, within which the horizontal and vertical directions will then be defined. The term « encoding » is used, as the spatial data obtained are not the classic co-ordinates (x, y, z), but are observed through a specific spatial filter. The RF signals received are then processed to reverse the filter effect and reconstruct the image.

Decoding of spatial information, included in the NMR signal as modifications of frequency and phase, is performed by an inverse Fourier Transform.

Magnetic field gradients

<https://www.imaios.com/>

Spatial encoding relies on successively applying magnetic field gradients.

First of all, a slice selection gradient (GSS) is used to select the anatomical volume of interest. Within this volume, the position of each point will be encoded vertically and horizontally by applying a phase encoding gradient (GPE), and a frequency-encoding gradient (GFE).

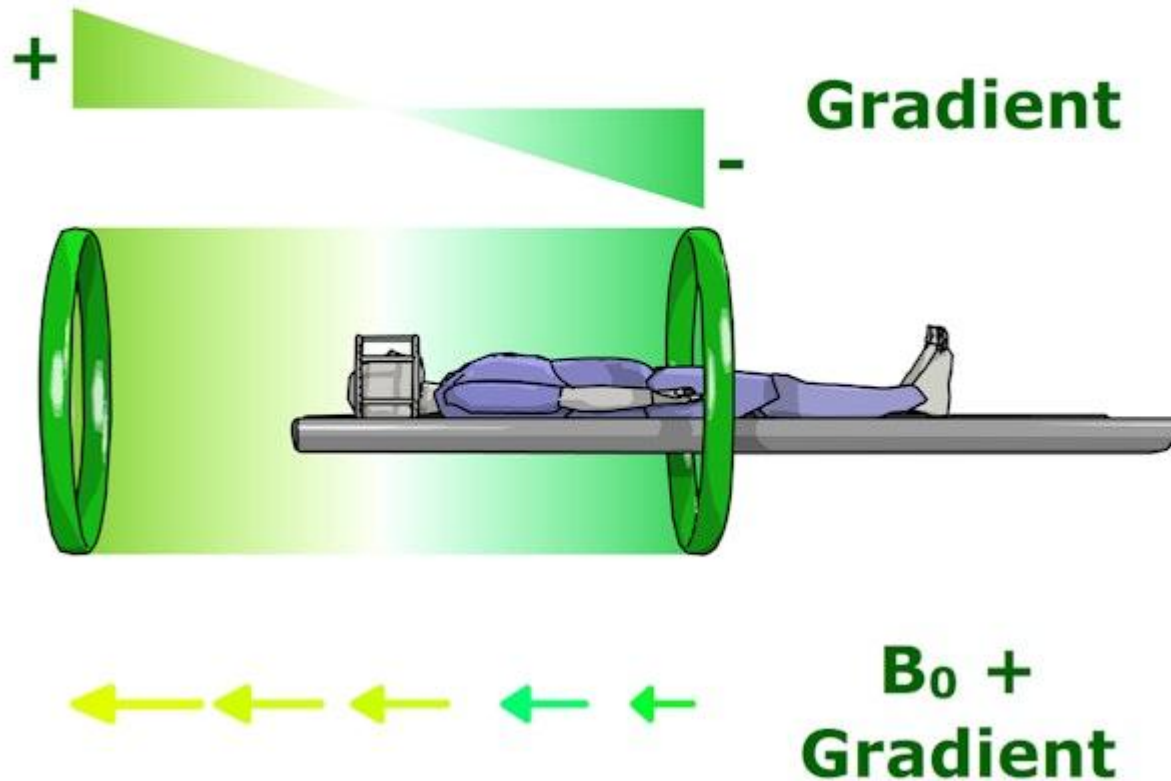
The different gradients used to perform spatial localization have identical properties but are applied at distinct moments and in different directions. Gradient equivalence in the three directions of space means that slices can be selected on any spatial plane. We'll use the example of an axial plane to explain spatial encoding.

The gradient is symbolized by two triangles joined at the apex. This indicates that the gradient is bipolar with a positive component (added to B_0) and a negative component (subtracted from B_0).

GRADIENTI

Magnetic field gradients

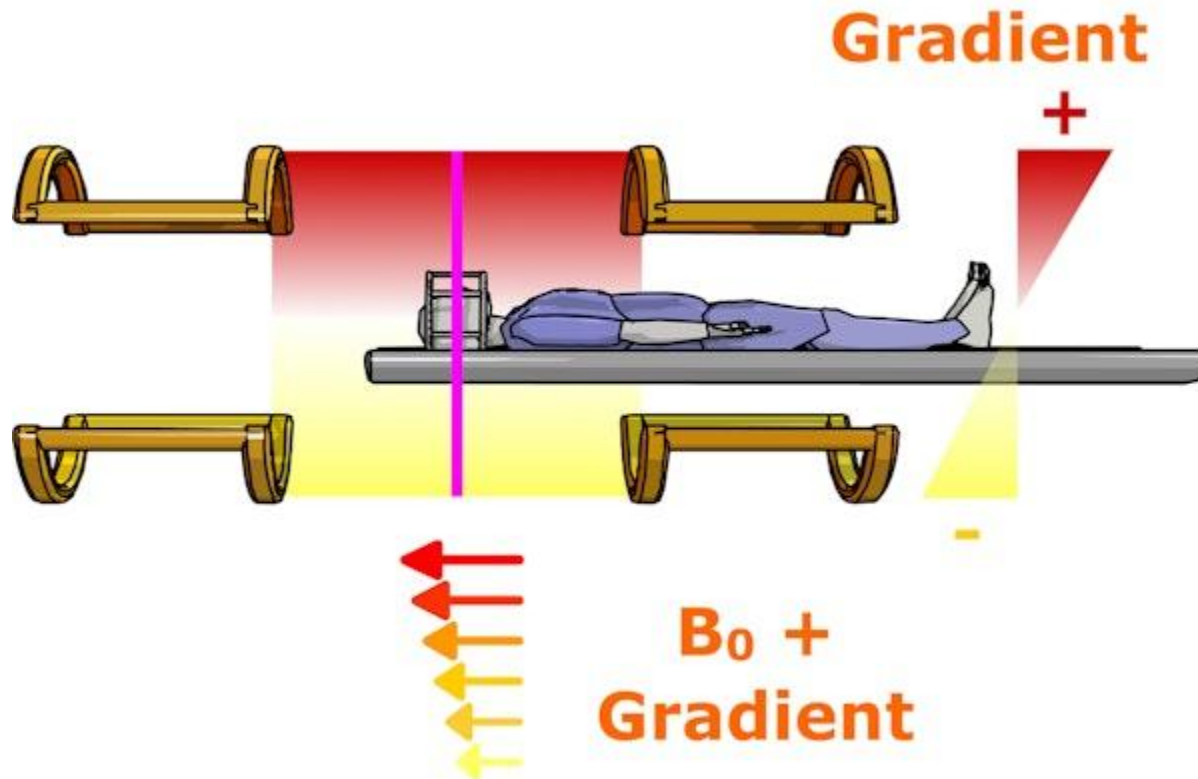
<https://www.imaios.com/>



Representation of a slice plane and the directions of the gradients in our example : slice selection

GRADIENTI

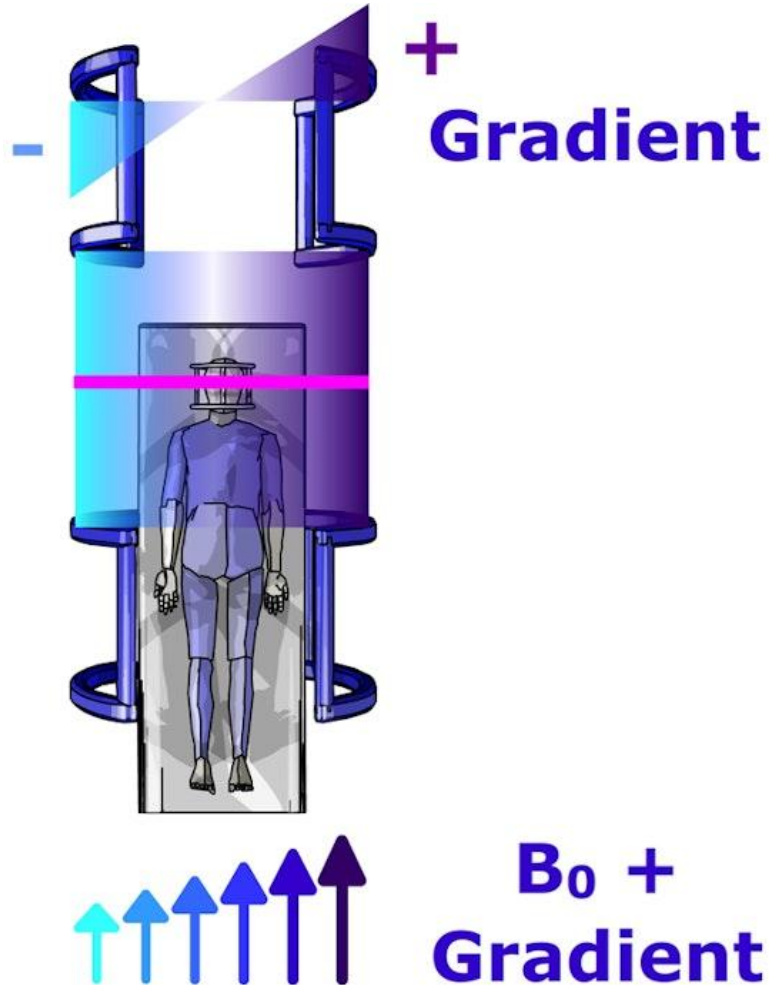
Magnetic field gradients



phase encoding

GRADIENTI

Magnetic field gradients



frequency encoding

Gradienti di campo magnetico

<https://www.imaios.com/>

Per l'imaging è necessario aggiungere dati spaziali al segnale per assegnare una posizione ai diversi segnali.

Per fare ciò, iniziamo selezionando il piano di fetta, all'interno del quale verranno poi definite le direzioni orizzontale e verticale. Viene utilizzato il termine «codifica» in quanto i dati spaziali ottenuti non sono le classiche coordinate (x, y, z), ma vengono osservati attraverso uno specifico filtro spaziale. I segnali RF ricevuti vengono quindi elaborati per invertire l'effetto del filtro e ricostruire l'immagine.

La decodifica delle informazioni spaziali, incluse nel segnale NMR come modifiche di frequenza e fase, viene eseguita mediante una trasformata di Fourier inversa.

Gradienti di campo magnetico

<https://www.imaios.com/>

La codifica spaziale si basa sull'applicazione successiva di gradienti di campo magnetico.

Innanzitutto, viene utilizzato un gradiente di selezione delle fette (GSS) per selezionare il volume anatomico di interesse. All'interno di questo volume, la posizione di ciascun punto verrà codificata verticalmente e orizzontalmente applicando un gradiente di codifica di fase (GPE) e un gradiente di codifica di frequenza (GFE).

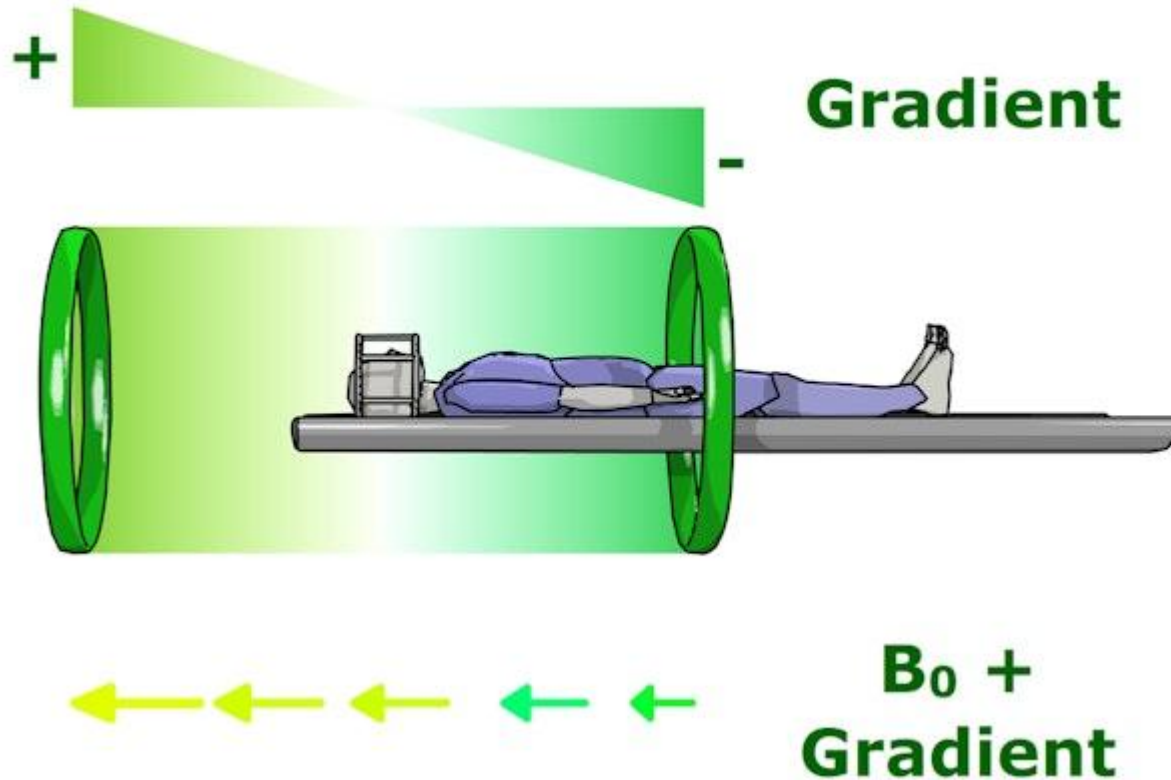
I diversi gradienti utilizzati per eseguire la localizzazione spaziale hanno proprietà identiche ma vengono applicati in momenti distinti e in direzioni diverse. L'equivalenza del gradiente nelle tre direzioni dello spazio significa che le fette possono essere selezionate su qualsiasi piano spaziale. Utilizzeremo l'esempio di un piano assiale per spiegare la codifica spaziale.

Il gradiente è simboleggiato da due triangoli uniti all'apice. Ciò indica che il gradiente è bipolare con una componente positiva (aggiunta a B_0) e una componente negativa (sottratta da B_0).

GRADIENTI

Gradienti di campo magnetico

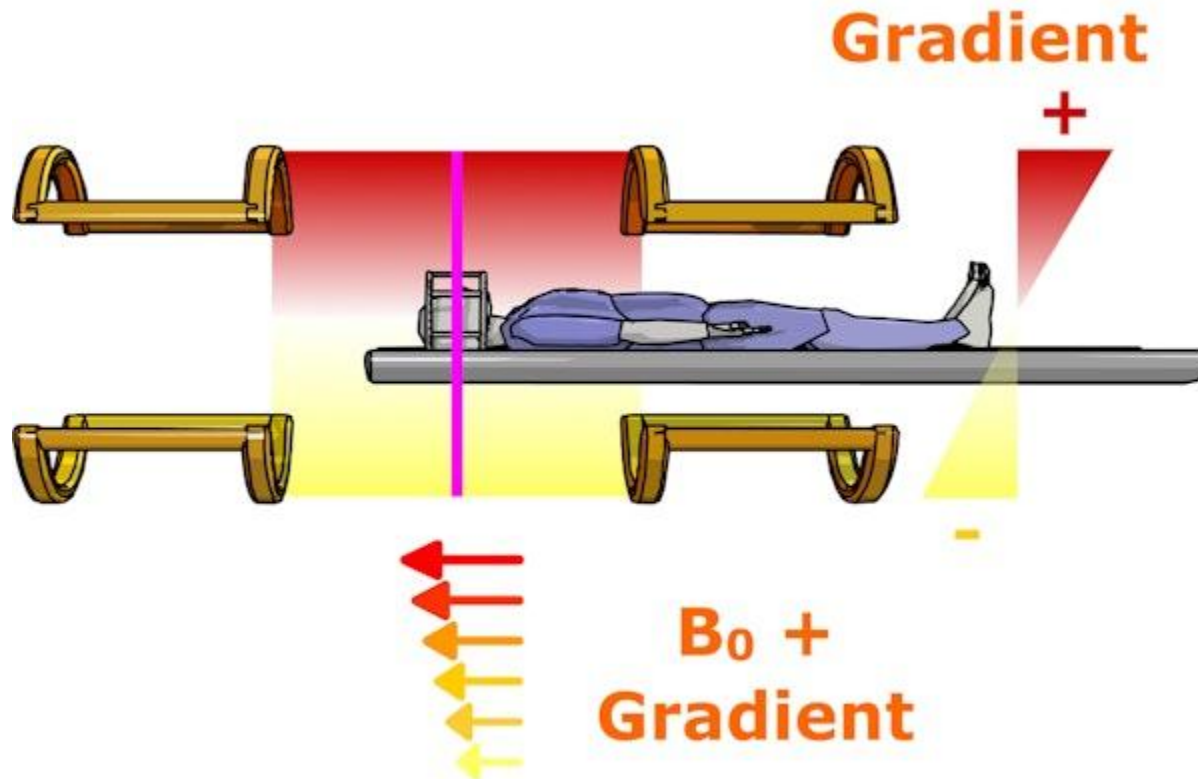
<https://www.imaios.com/>



Rappresentazione di un piano di strato e direzioni dei gradienti nel nostro esempio: selezione di strato

GRADIENTI

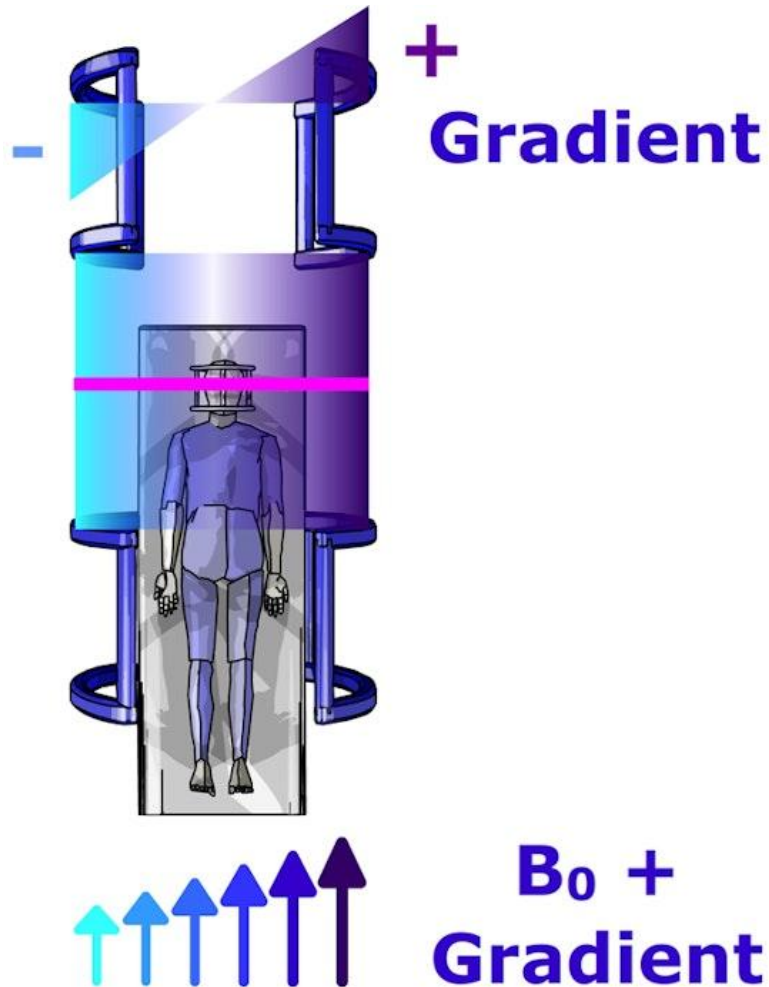
Gradienti di campo magnetico



codifica di fase

GRADIENTI

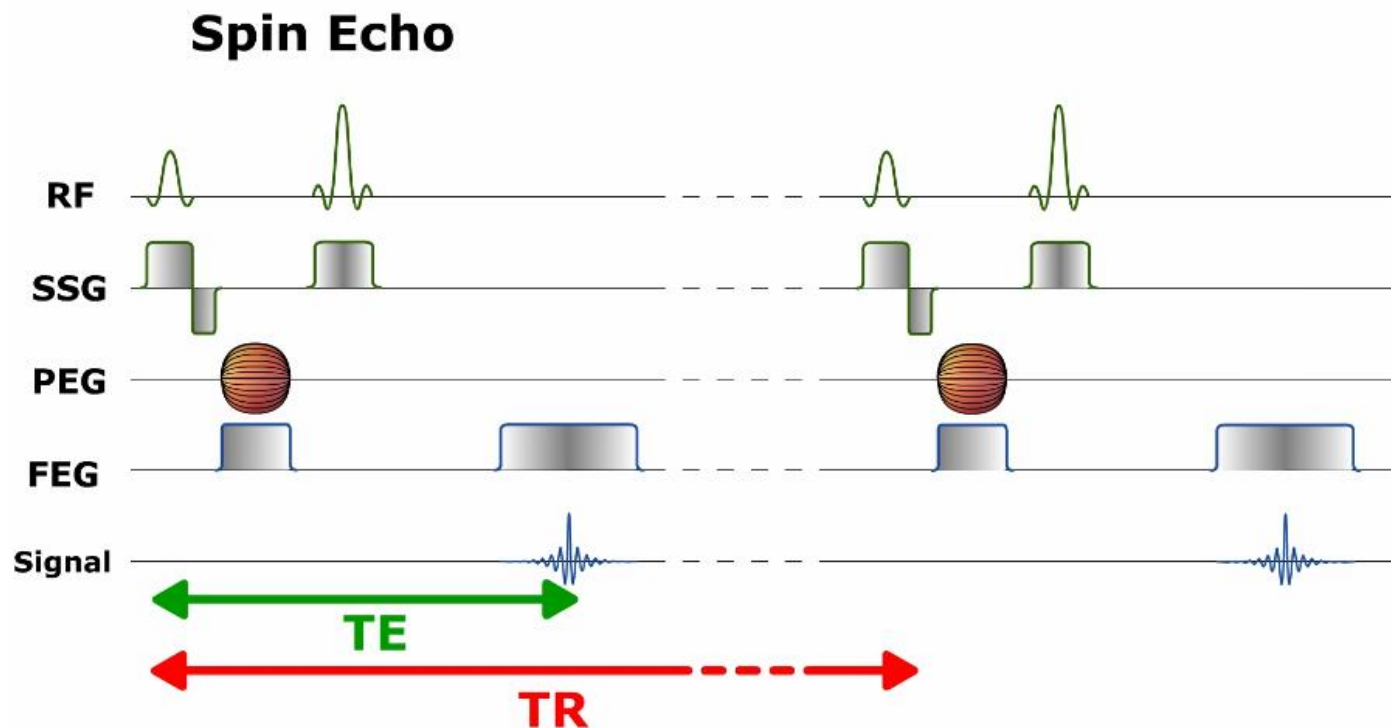
Gradienti di campo magnetico



codifica di frequenza

GRADIENTI

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



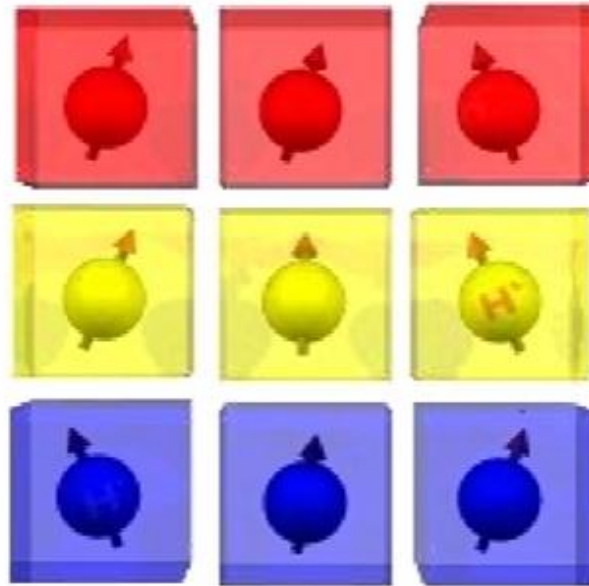
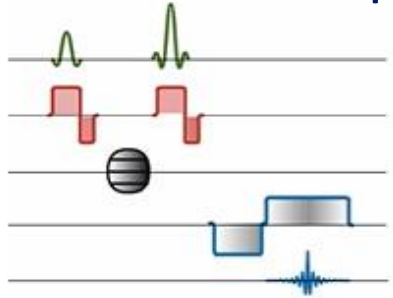
© IMAIOS 2018

Selezione del piano di fetta: eccitazione selettiva

Il primo passo della codifica spaziale consiste nella selezione del piano di fetta. Per fare ciò, un gradiente di campo magnetico, lo Slice Selection Gradient (GSS), viene applicato perpendicolarmente al piano della fetta desiderato. Questo si aggiunge a B_0 , e i protoni presentano una variazione della frequenza di risonanza proporzionale al GSS (equazione di Larmor). Contemporaneamente viene applicata un'onda RF, con la stessa frequenza di quella dei protoni nel piano di fetta desiderato. Ciò provoca uno spostamento nella magnetizzazione dei soli protoni su questo piano. Poiché nessuno dei nuclei di idrogeno situati al di fuori del piano di fetta è eccitato, non emetteranno un segnale. L'onda RF associata al gradiente di selezione della fetta e alla frequenza di risonanza adattata è chiamata impulso selettivo.

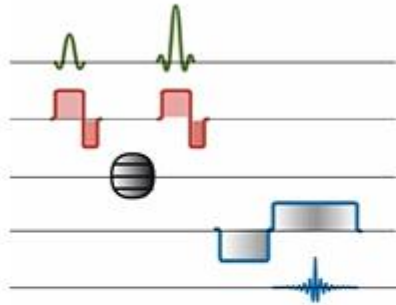
GRADIENTI

Selezione del piano di fetta: eccitazione selettiva

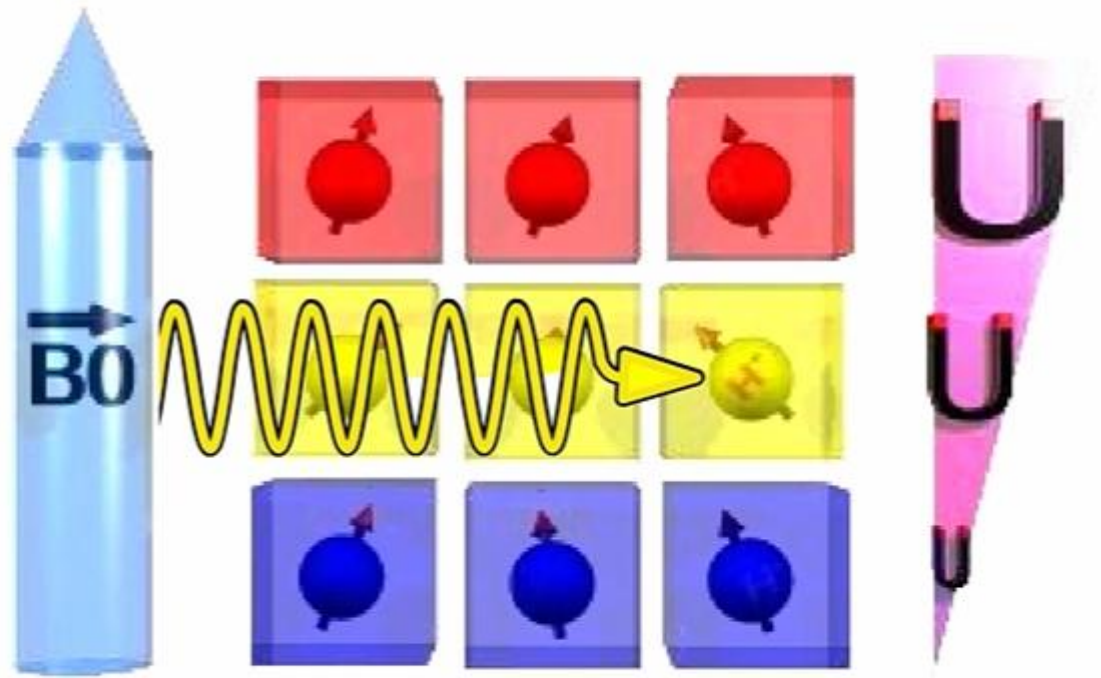


© IMAIOS 2018

GRADIENTI

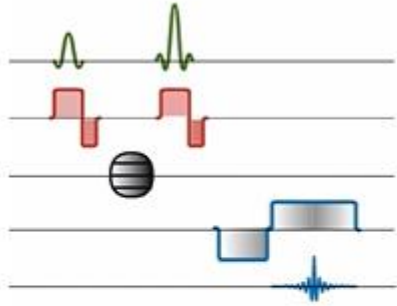


RF 180°



© IMAIOS 2018

GRADIENTI

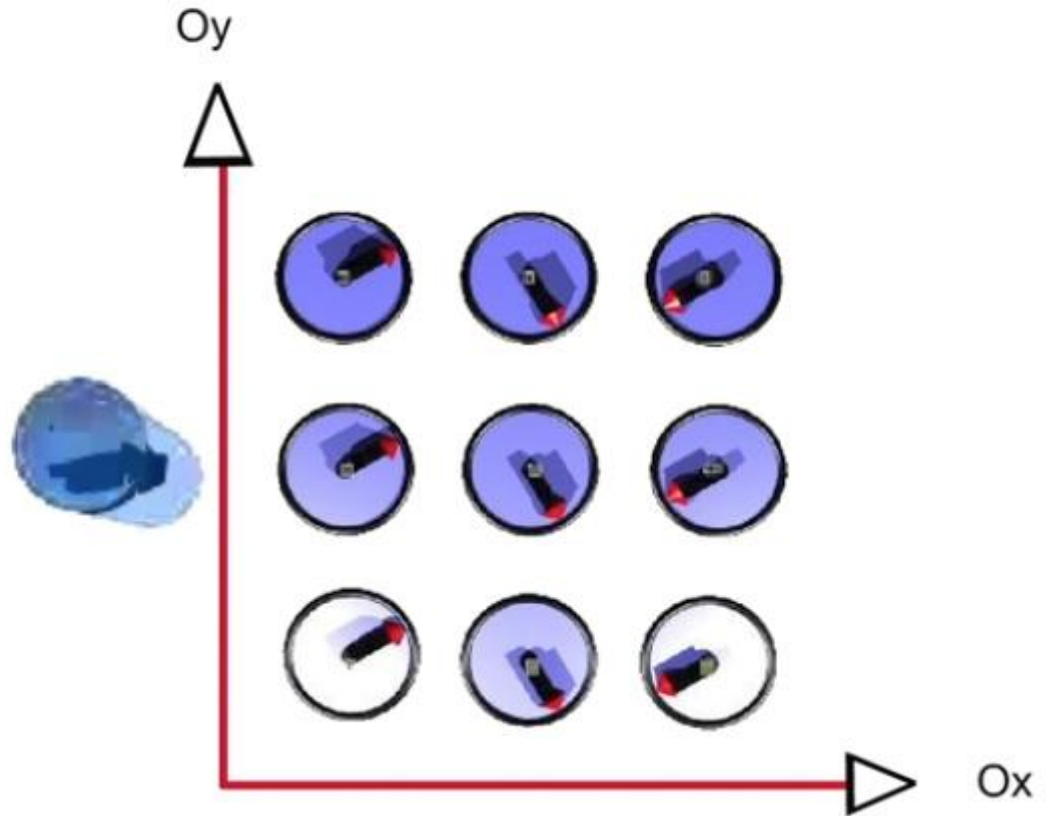
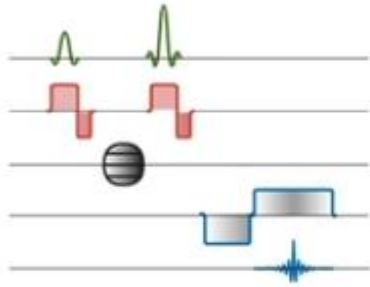


Questi protoni situati nel piano della fetta saranno nuovamente stimolati dai gradienti del campo magnetico per codificare la loro posizione nelle direzioni orizzontale e verticale.



© IMAIOS 2018

GRADIENTI



GRADIENTI

Spessore, profilo della fetta e impulso RF selettivo

Un impulso RF non ha una sola frequenza (per questo dovrebbe avere una durata infinita). Copre una certa larghezza di banda, che dipende dalla forma dell'impulso e dalla sua durata. Lo spessore della fetta può essere variato regolando la larghezza di banda dell'impulso selettivo e l'ampiezza del gradiente di selezione della fetta: Per un gradiente di ampiezza fissa, maggiore è la larghezza di banda, maggiore è il numero di protoni eccitati e più spessa la fetta. Per una larghezza di banda fissa, più forte è il gradiente, maggiore è la variazione della frequenza di precessione nello spazio e più sottile è la fetta.

$$thickness = \frac{BW}{\gamma \cdot G_{SS}}$$

Inoltre, la forma dell'impulso RF nel tempo determinerà anche il profilo della larghezza di banda in frequenza, e quindi il profilo della sezione.

GRADIENTI

Lobi del gradiente di selezione delle sezioni aggiuntivi

Durante l'erogazione dell'impulso selettivo, lo spostamento della magnetizzazione dà origine alla magnetizzazione trasversale, che sarà soggetta al gradiente di selezione della fetta.

Nel caso di impulso di eccitazione con angolo inferiore a 180° , il gradiente di selezione della fetta avrà un effetto sfasatore di spin dovuto alla dispersione della frequenza di risonanza prodotta. Per neutralizzare questo effetto, dopo aver applicato l'impulso RF selettivo (concomitante al gradiente) viene applicato un altro lobo del gradiente, lungo lo stesso asse ma in direzione opposta e con una superficie (ampiezza x tempo) pari alla metà del lobo del gradiente iniziale.

Nel caso di un impulso a 180° , gli effetti di sfasamento si neutralizzano simmetricamente rispetto al centro dell'impulso RF, quindi non è necessario applicare alcun lobo di rifasamento.

D'altra parte, poiché il profilo della fetta è imperfetto, un impulso di rifasamento di 180° , che invertirà semplicemente la magnetizzazione degli spin eccitati, provocherà anche uno spostamento degli spin indesiderati sul bordo della fetta. Per evitare questo fenomeno, è possibile aggiungere due lobi di gradiente identici su ciascun lato dell'impulso di 180° :

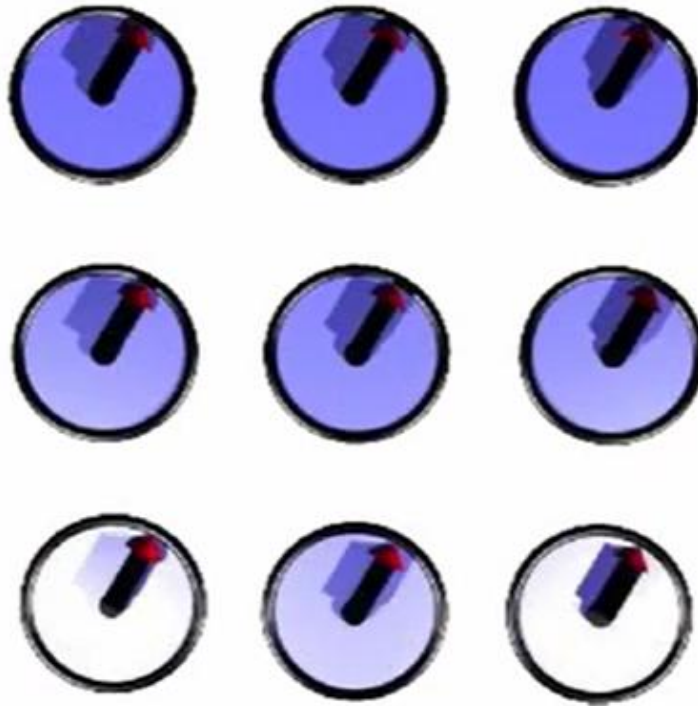
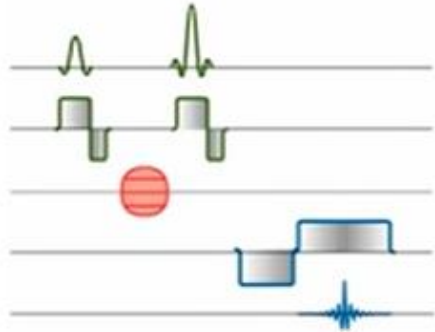
Questi lobi avranno un effetto simmetrico sulla magnetizzazione esistente, prima e dopo l'impulso di 180° , e si neutralizzeranno a vicenda.

La magnetizzazione sul bordo della fetta creata dall'impulso a 180° sarà compensata dall'effetto del secondo lobo del gradiente aggiunto, che la annullerà.

Codifica di fase

Il secondo passo nella codifica spaziale consiste nell'applicare un gradiente di codifica di fase, che sceglieremo di applicare nella direzione verticale. Il gradiente di codifica di fase (GPE) interviene per un periodo di tempo limitato. Durante l'applicazione modifica le frequenze di risonanza di spin, inducendo uno sfasamento che persiste anche dopo l'interruzione del gradiente. Ciò si traduce in una precessione di tutti i protoni nella stessa frequenza ma in fasi diverse. I protoni nella stessa fila, perpendicolare alla direzione del gradiente, avranno tutti la stessa fase. Questa differenza di fase dura finché il segnale non viene registrato.

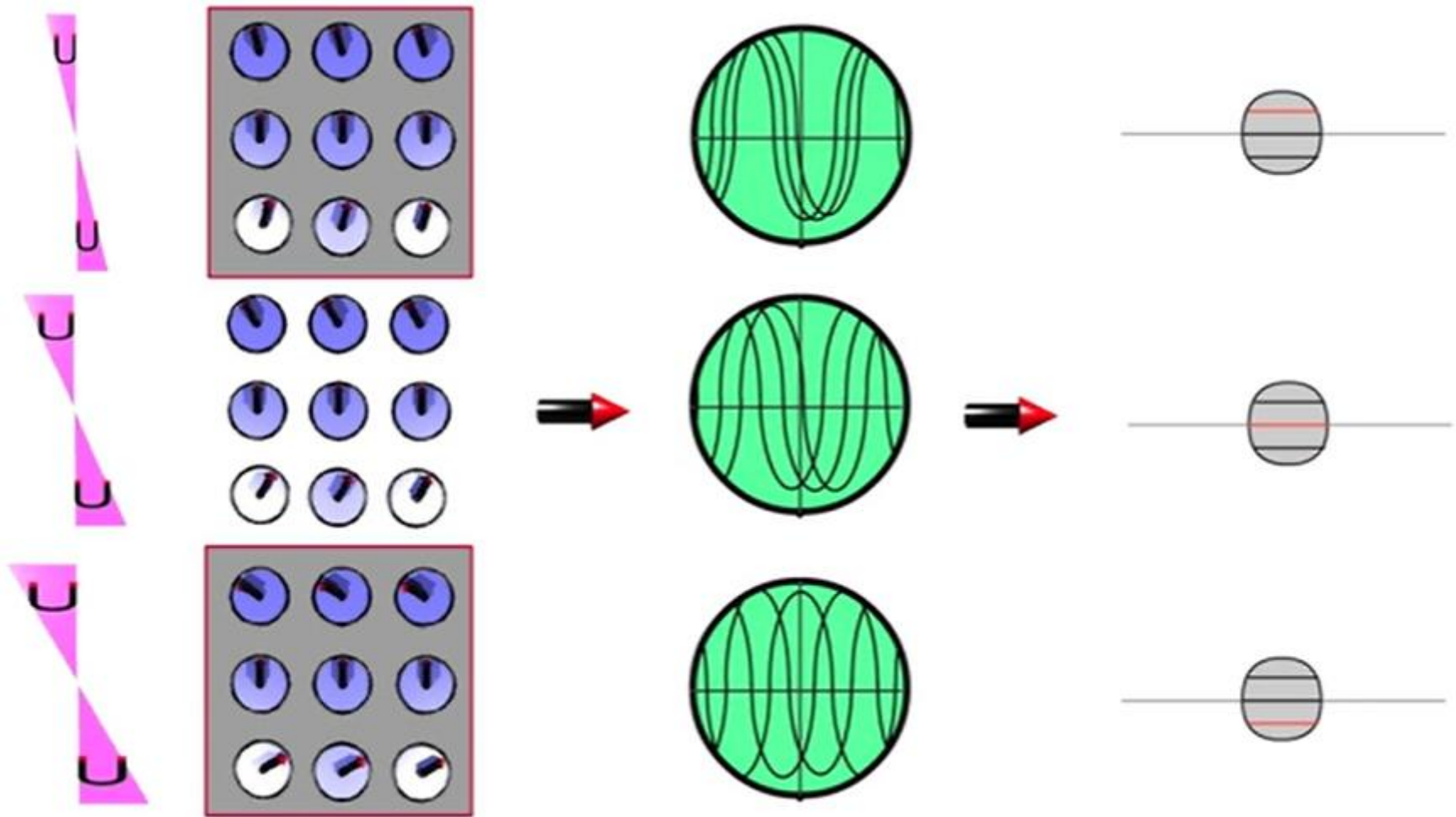
GRADIENTI



© IMAIOS 2018

Alla ricezione del segnale, ciascuna fila di protoni sarà leggermente sfasata. Ciò si traduce nel fatto che i loro segnali sono più o meno fuori fase. Per ottenere un'immagine è necessario moltiplicare le diverse acquisizioni sfasate, che vengono regolarmente incrementate. Per una sequenza spin echo con « n » righe, eseguiamo « n » acquisizioni ciascuna con un diverso gradiente di codifica di fase.

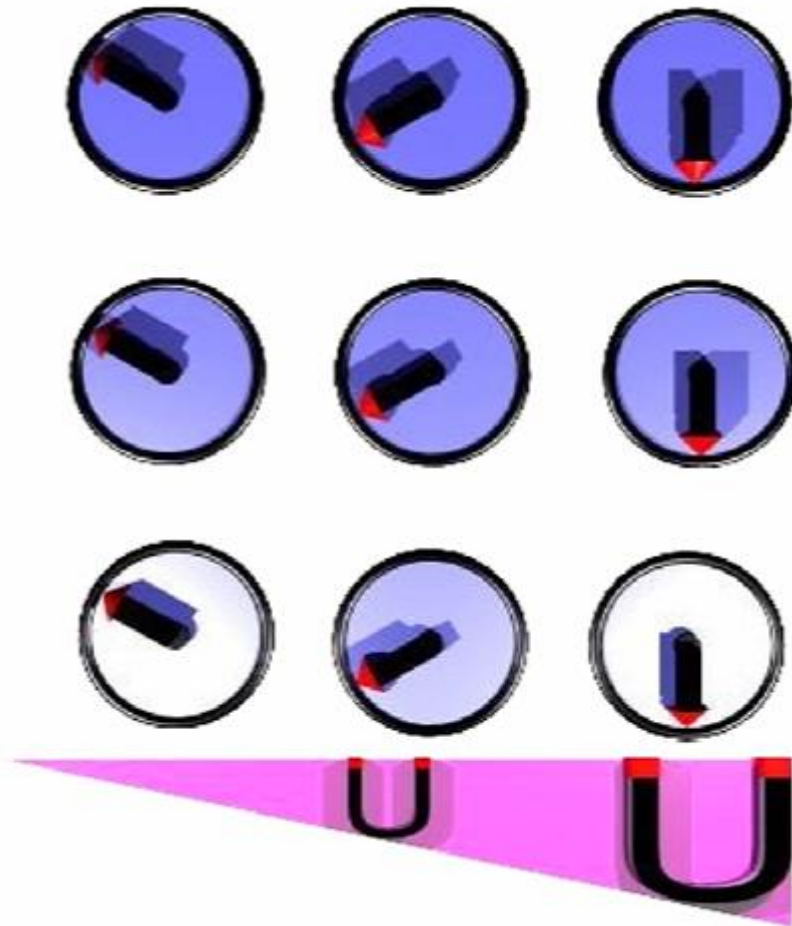
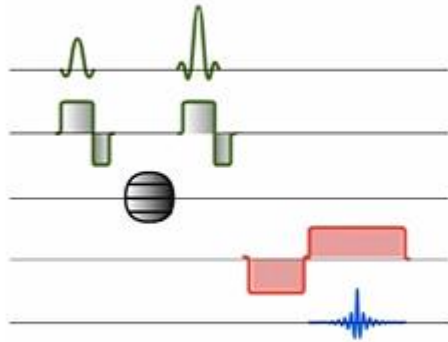
GRADIENTI



Codifica della frequenza

Il passo finale nella codifica spaziale consiste nell'applicare un gradiente di codifica della frequenza, quando il segnale viene ricevuto, nell'ultima direzione (orizzontale nel nostro esempio). Ciò modifica le frequenze Larmor nella direzione orizzontale per tutto il tempo in cui viene applicato. Crea così colonne di protoni, che hanno tutte la stessa frequenza di Larmor.

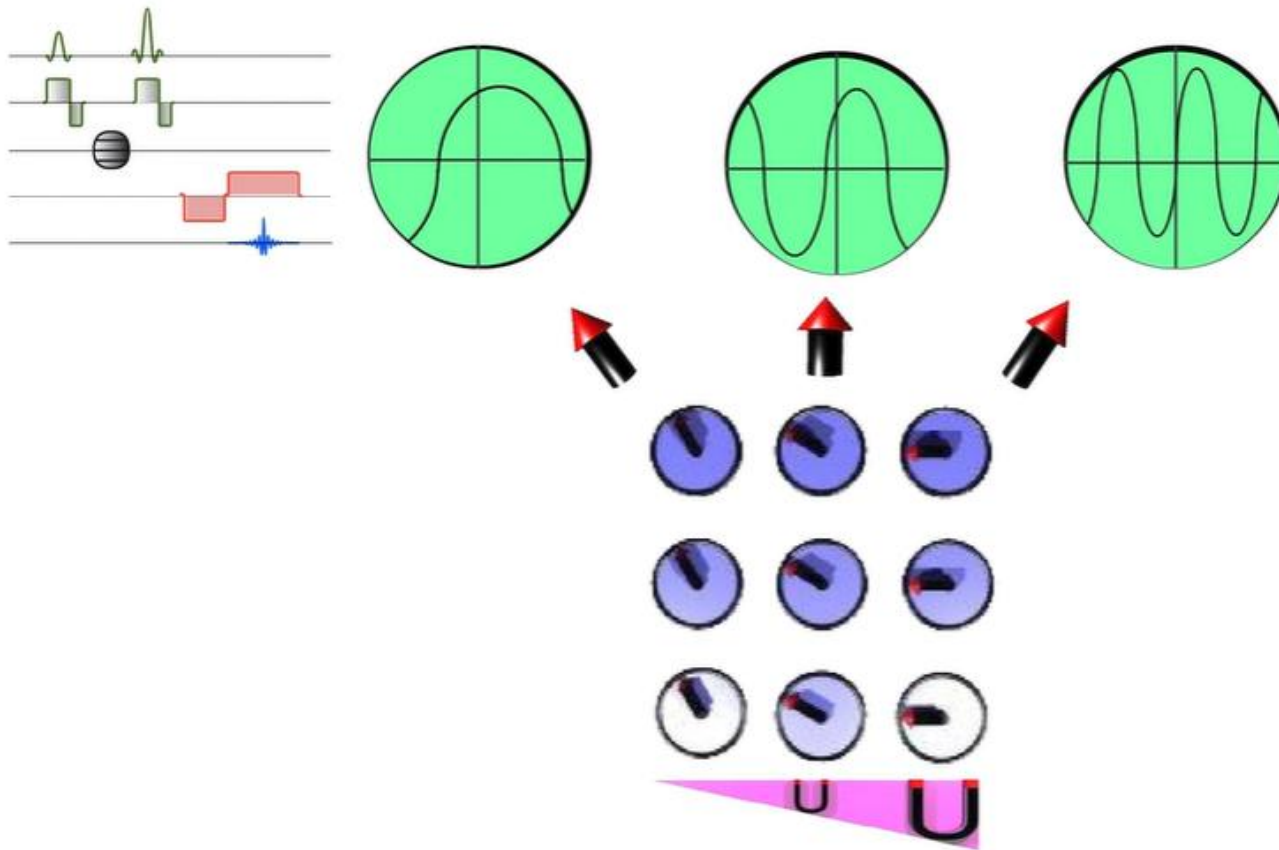
GRADIENTI



© IMAIOS 2018

GRADIENTI

Poiché questo gradiente viene applicato simultaneamente alla ricezione del segnale, vengono inclusi i dati di frequenza.



GRADIENTI

Interpretazione della codifica spaziale nella risonanza magnetica

Selezione delle fette

La selezione di un piano di fetta e la codifica spaziale di ciascun voxel comporta l'uso di gradienti di campo magnetico. L'intensità del campo magnetico varia regolarmente lungo l'asse di applicazione del gradiente. Ogni gradiente è caratterizzato dalla sua intensità (maggiore o minore variazione di campo a parità di unità di distanza), dalla direzione e dal momento e tempo di applicazione. Il gradiente di selezione della fetta modifica la frequenza di precessione dei protoni in modo tale che un impulso RF con la stessa frequenza ne causerà lo spostamento (risonanza). Il gradiente di selezione della fetta viene applicato simultaneamente a tutti gli impulsi RF. Attraverso l'intermediazione del gradiente di selezione della fetta, la frequenza degli impulsi RF corrisponde alla selettività nello spazio. La larghezza di banda e la forma d'onda degli impulsi RF determinano lo spessore e il profilo della sezione.

GRADIENTI



Codifica di fase

Ciascun passo di codifica di fase agisce come una sorta di setaccio che lascia passare segnali orizzontali regolarmente spaziati. Questo filtro è sensibile alla distribuzione spaziale verticale dei segnali nel piano di fetta. Maggiore è la differenza di fase, più sottile e fine sarà il filtro. In assenza di codifica di fase, il segnale proverrà dall'intera fetta.

Questo è il motivo per cui sono necessari più passaggi di codifica di fase per acquisire dati sufficienti per ricostruire l'immagine. Analizzando i segnali ottenuti con centinaia di profili diversi, corrispondenti ad altrettanti pettini fini, è possibile ricostruire un'immagine (composta non solo da bande orizzontali, ma da contorni più complessi).

Per eseguire le diverse fasi di codifica di fase, il gradiente viene applicato con valori diversi, regolarmente incrementati. È bipolare, vale a dire che i gradienti vengono utilizzati con valori positivi e negativi simmetrici rispetto a 0. In termini di "dimensione del filtro", un gradiente bipolare equivale ad esempio a un gradiente solo positivo e di stessa ampiezza di variazione assoluta. Tuttavia ciò richiede ampiezze positive doppie (causando una maggiore sfasamento e un segnale di qualità inferiore).

Codifica della frequenza

La codifica della frequenza può essere interpretata allo stesso modo, in direzione orizzontale. Quando viene applicato il gradiente di codifica della frequenza, il segnale viene digitalizzato a intervalli regolari nel tempo. Ogni campione di segnale corrisponde ad un dato accumulo dell'effetto del gradiente sull'intero segnale di giunzione: maggiore è il tempo, più lungo è l'effetto del gradiente sugli spin e maggiore la loro modifica di fase. Vediamo lo stesso effetto filtro, sensibile alla distribuzione spaziale nella direzione orizzontale (la direzione in cui viene applicato il gradiente). Per ottenere l'equivalente di un effetto bipolare, viene applicato un semilobo del gradiente di codifica della frequenza ma nella direzione opposta (lobo di sfasamento) prima della registrazione del segnale.

Tutti i segnali della stessa fetta vengono registrati nel k-spazio quindi elaborati per formare un'immagine del piano della fetta.

Mentre la codifica spaziale della frequenza richiede solo pochi millisecondi di lettura del segnale, la codifica spaziale della fase implica la ripetizione della sequenza di immagini. In una sequenza spin echo classica, viene eseguita una fase di codifica a fase singola durante ciascun tempo di ripetizione (TR). Poiché i valori TR possono arrivare fino a 3 secondi, la codifica di fase è quindi molto più lunga della codifica di frequenza.