

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

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

ANNO ACCADEMICO 2023/2024



Gemelli



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



dic. '23

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

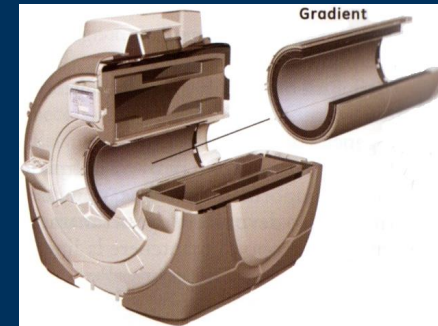


This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License.

Gemelli



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



Formazione
per l'eccellenza

dic. '23

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



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

TSRM Marino Gentile
Radiographer



Gemelli



+39 3280077833

✉ marino.gentile@outlook.com

✉ marino.gentile@policlinicogemelli.it

dic. '23
www.variodyne.it

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



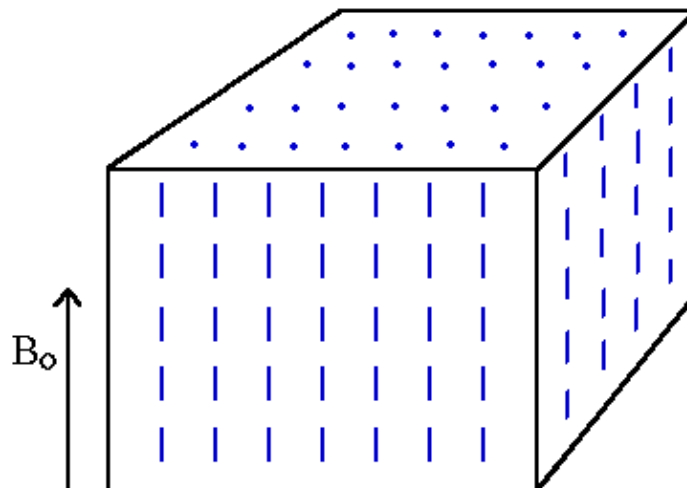
Argomenti del Corso

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

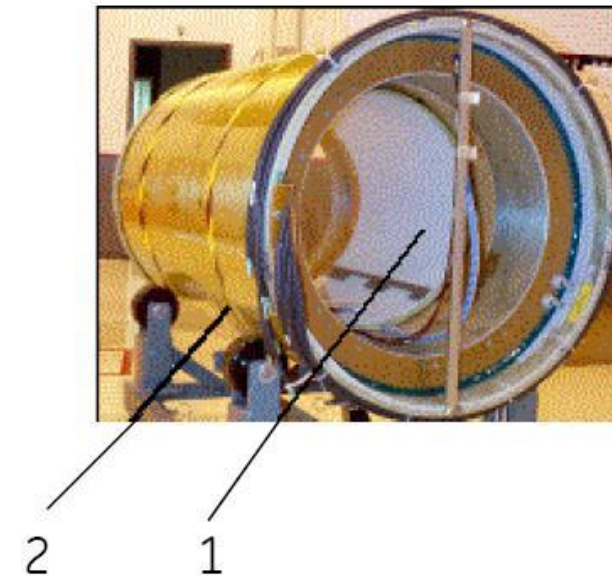
Per **gradiente di campo magnetico** si intende la variazione (incremento o decremento) lineare dell'intensità di campo magnetico in una data direzione.

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

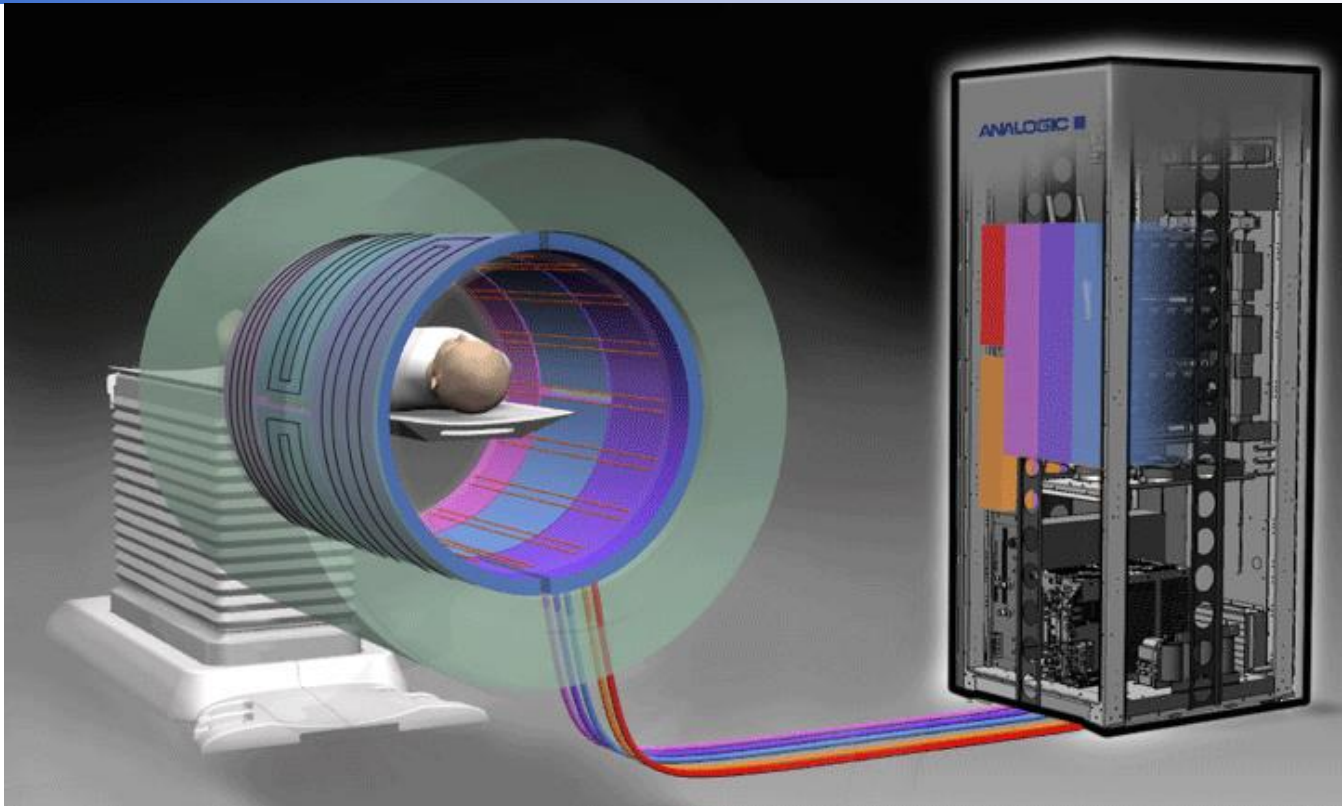
Risponderanno in pratica solo i protoni rotanti alla stessa frequenza dell'impulso a radiofrequenza applicato.



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.

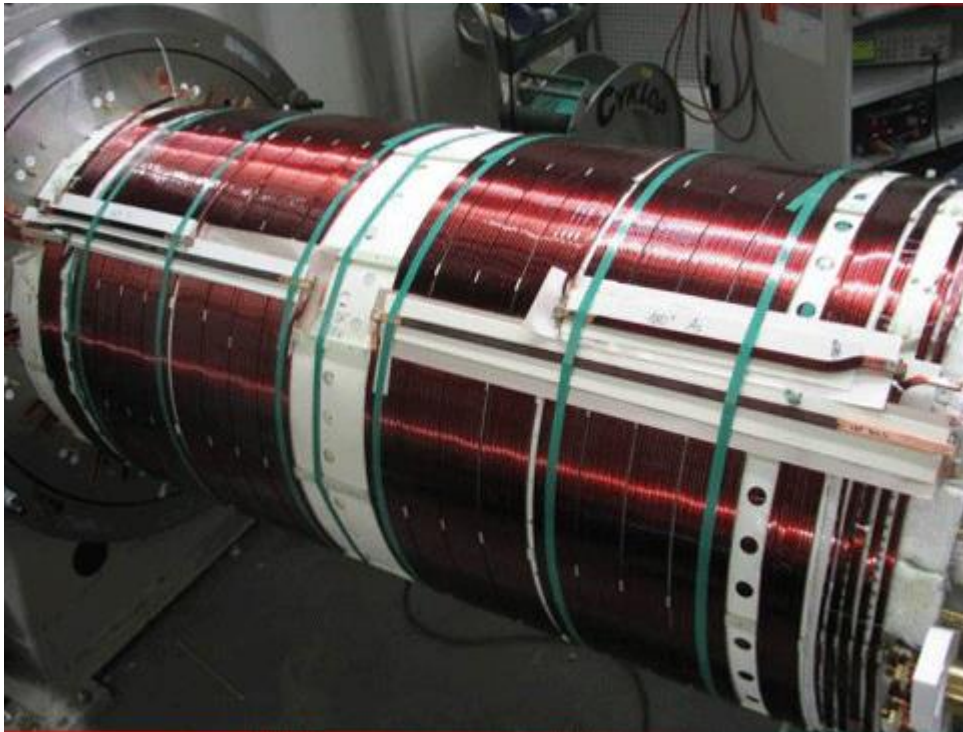


1 = Corpo bobina RF,
2 = Bobina di gradiente



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)

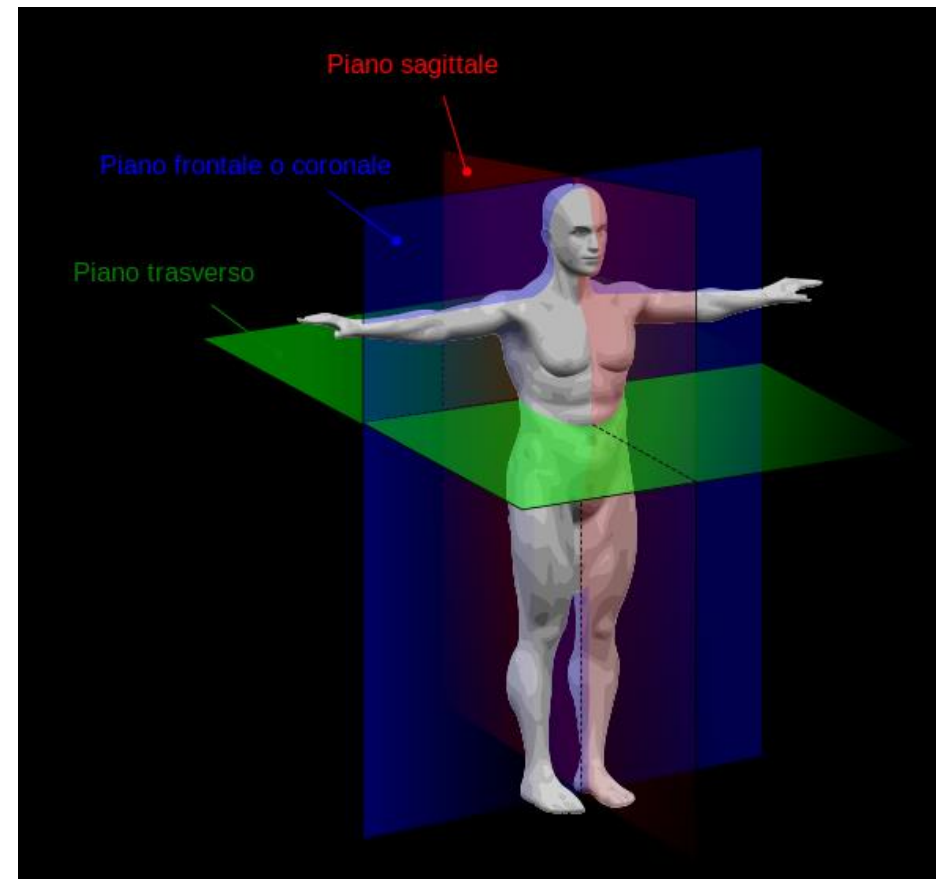
Le direzioni di selezione dello strato sono:

Sagittale (x);

Coronale (y);

Trasversale (z).

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

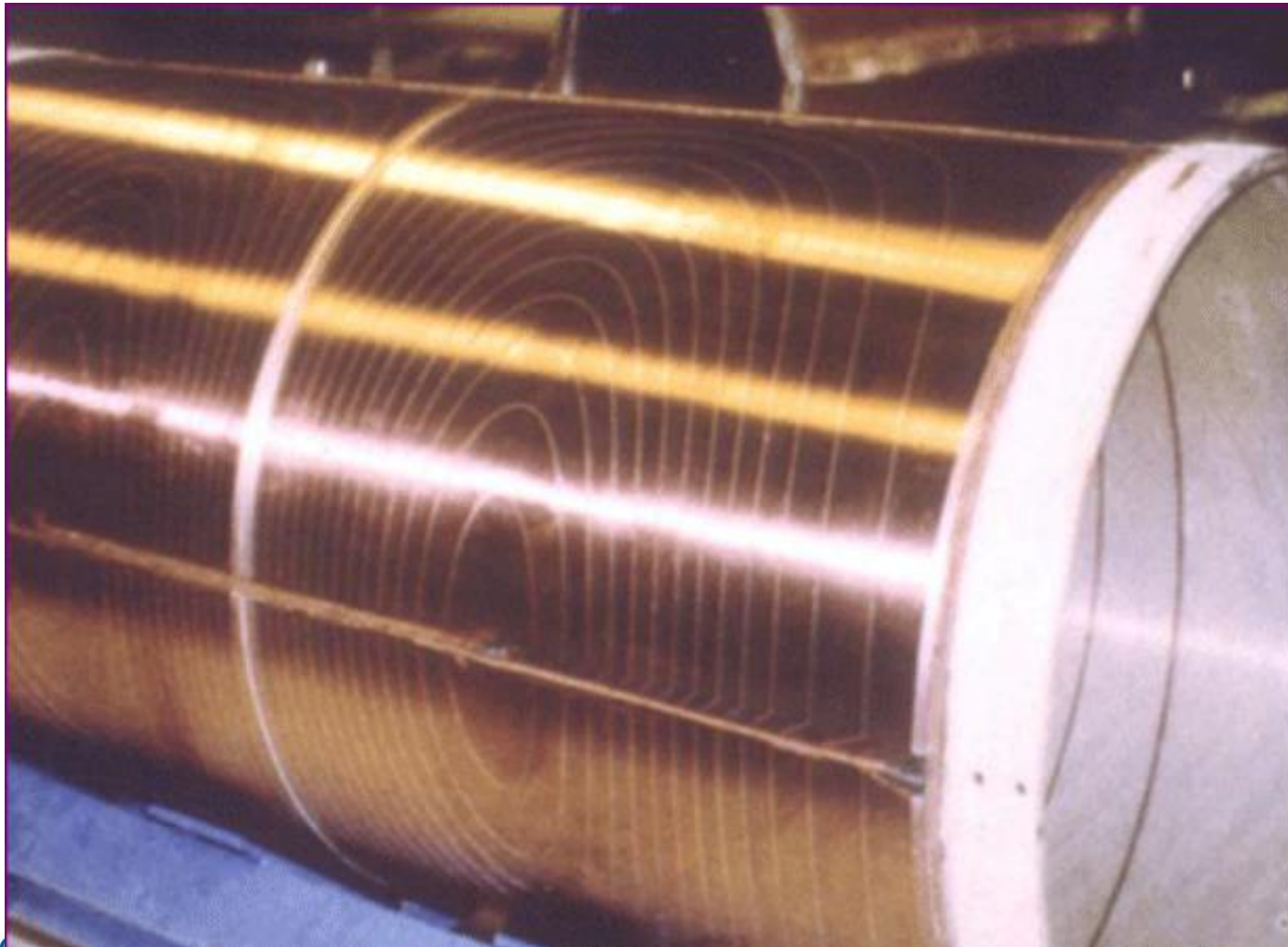


Storicamente, le bobine di gradiente erano composte da cavi singoli avvolti su tubi cilindrici in fibra di vetro e rivestite di resina epossidica. Molti scanner ad alto campo utilizzano ancora questo metodo. Oggi, tuttavia la maggior parte degli scanner superconduttivi utilizzano avvolgimenti distribuiti 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)



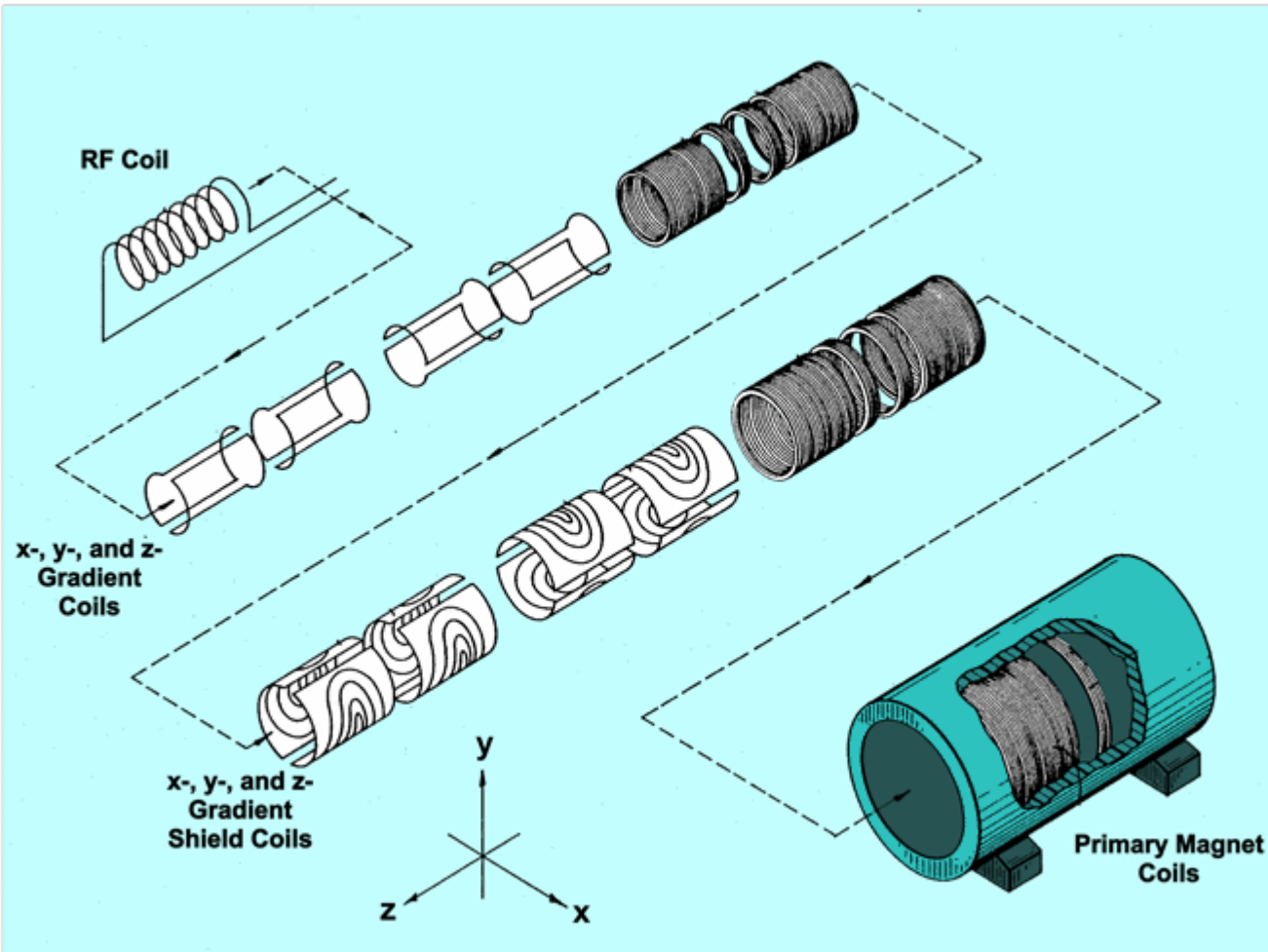
Gradient coil with distributed windings etched into copper conducting sheets
(courtesy GEMS)



Gradient Coils

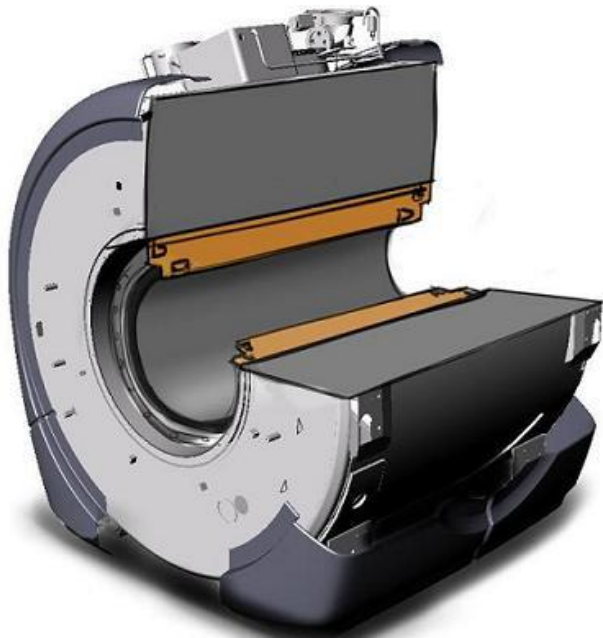


**2023 MRI Safety:
What the Radiologist
Needs to Know**



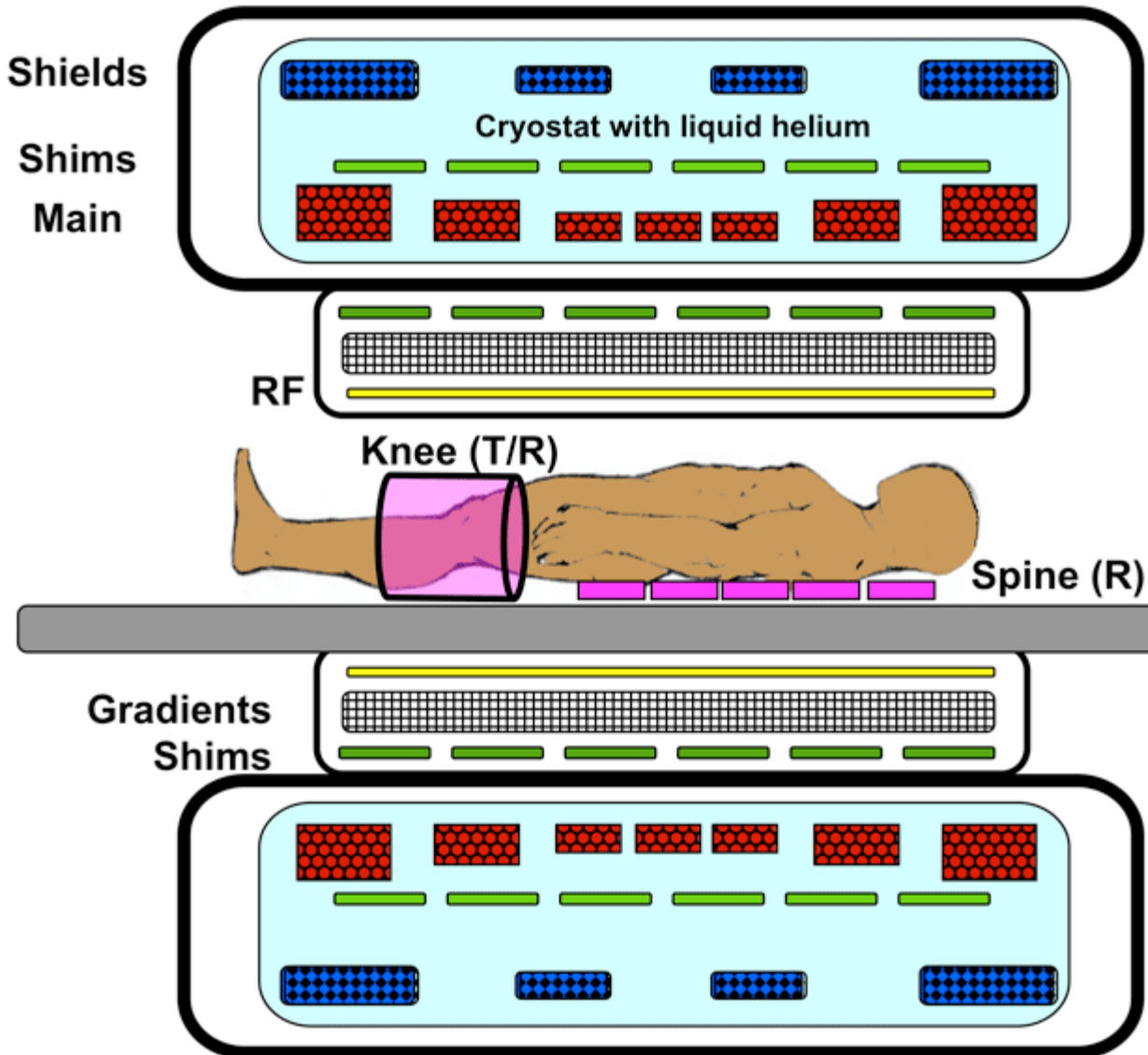
Progettazione che utilizza gradienti schermati attivamente. Le schermature del gradiente sono leggermente più grandi di diametro delle bobine di gradiente primario e generano un campo magnetico contatore per ridurre le correnti parassite (eddy currents) indotte nella struttura del magnete.

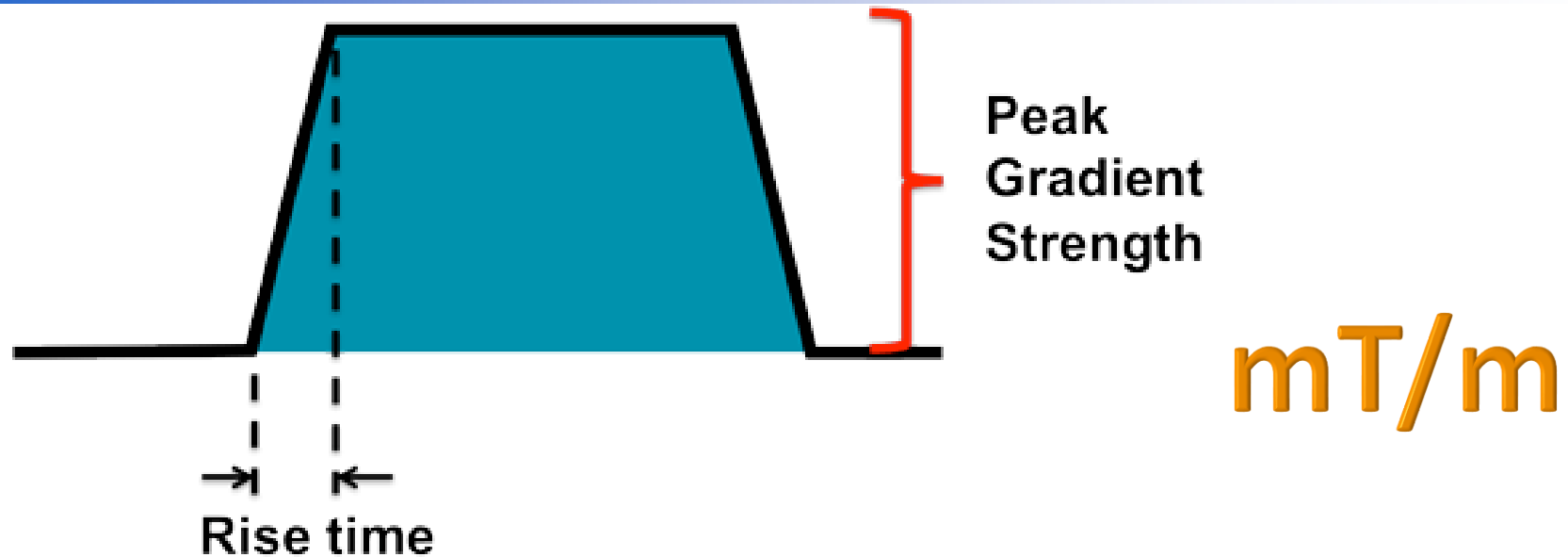
<http://mriquestions.com/gradient-coils.html>



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**.

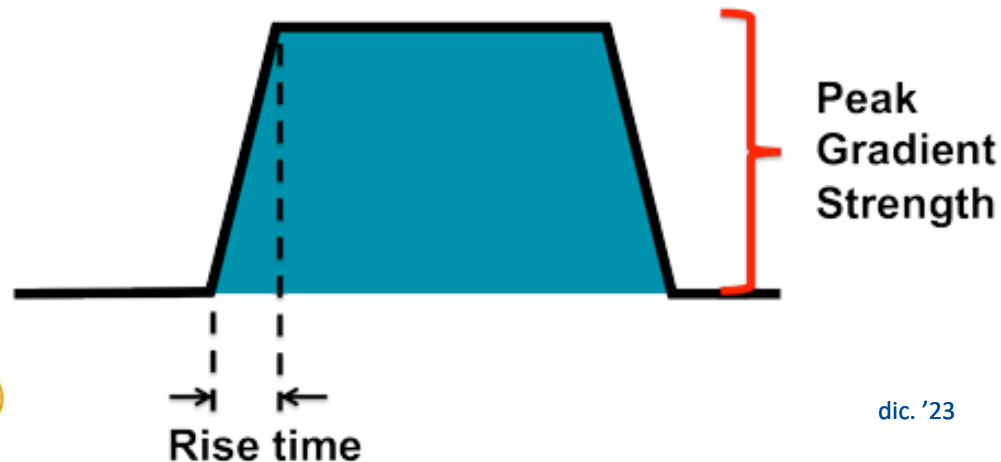




Il primo valore da cercare sulla scheda tecnica è la **massima forza di gradiente (o picco)**. Si misura in unità di millitesla per metro (mT/m). La maggior parte dei tomografi superconduttori da 1.5T a 3.0T hanno la massima forza di gradiente nel range di **30-45 mT/m**, mentre i magneti permanenti 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:

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



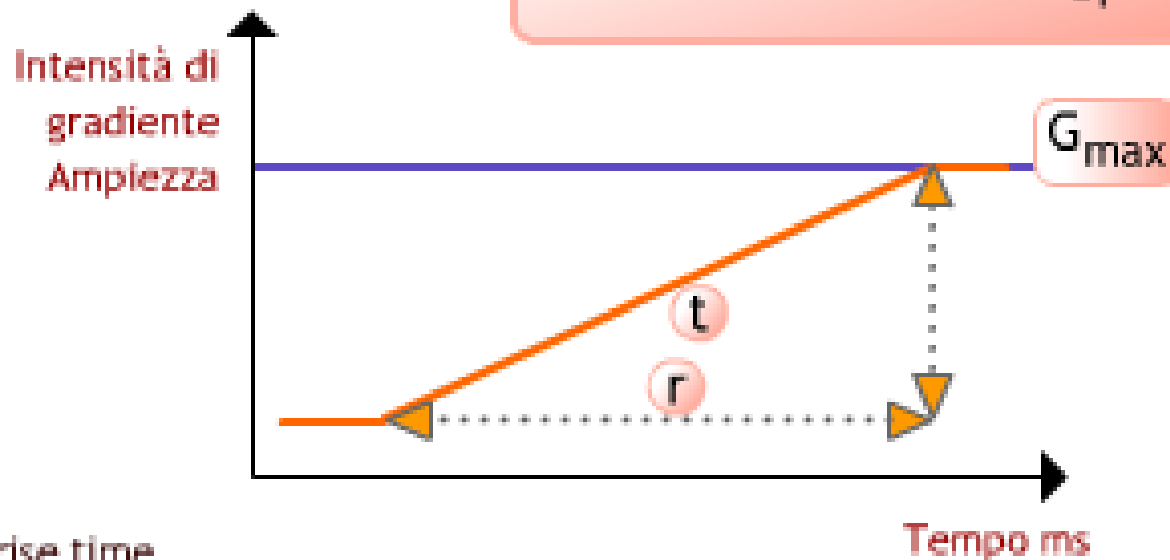
Lo **Slew rate (velocità di risposta)** è misurato in unità di Tesla per metro al secondo (mT/m/s). Così un gradiente che sale da 0 al picco di ampiezza di 30 mT/m in 0,5 msec avrebbe uno slew rate di 60 mT/m/s.

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

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.

GRADIENTI: velocità di variazione

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



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

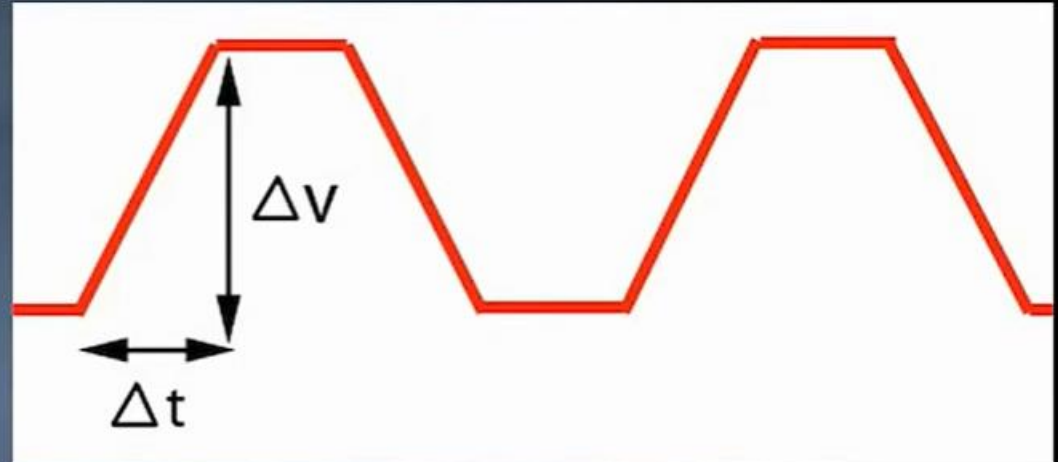
Units: T/m/sec

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



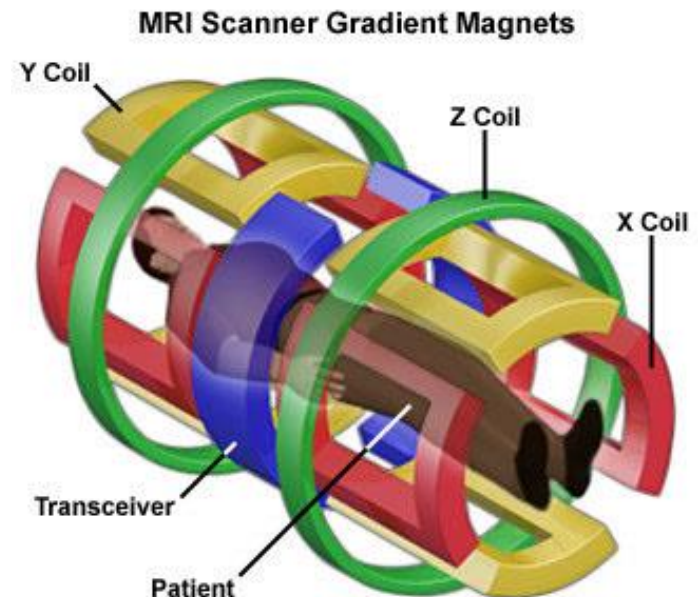
**2023 MRI Safety:
What the Radiologist
Needs to Know**

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

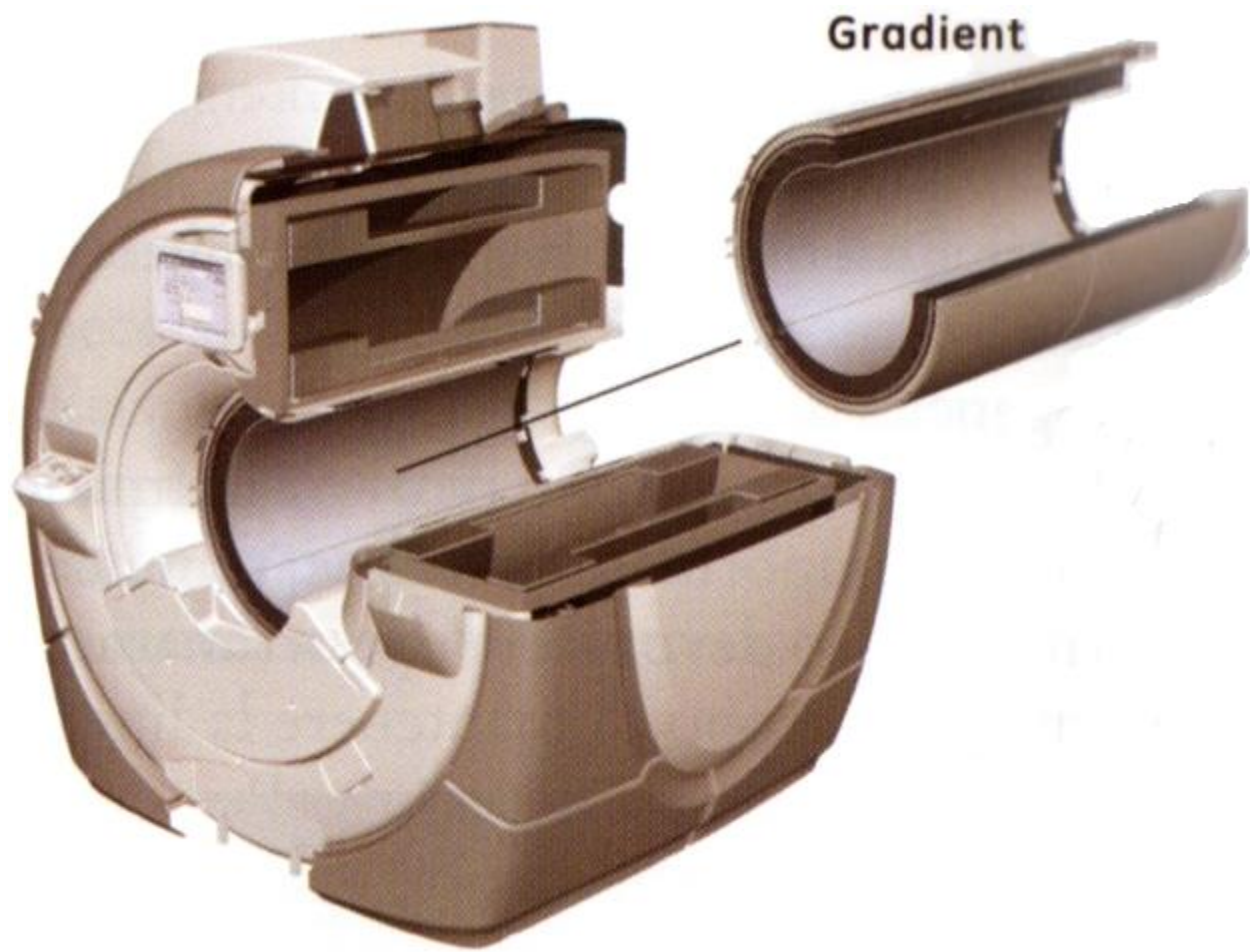
Le grandezze caratterizzanti le prestazioni del sistema gradienti (intensità e slew rate), debbono essere specificate per ogni singolo asse x, y e z.



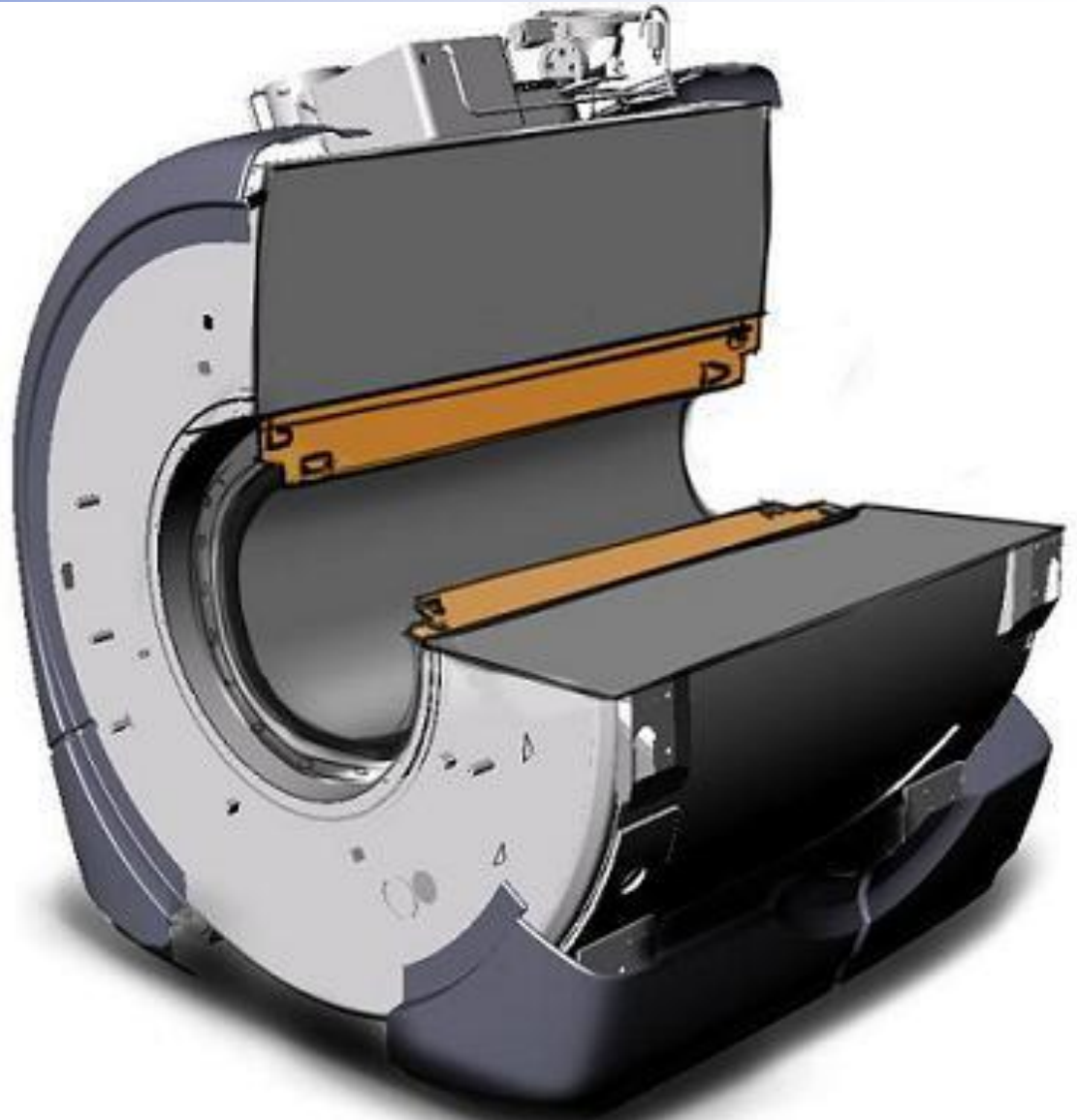
GMRS

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

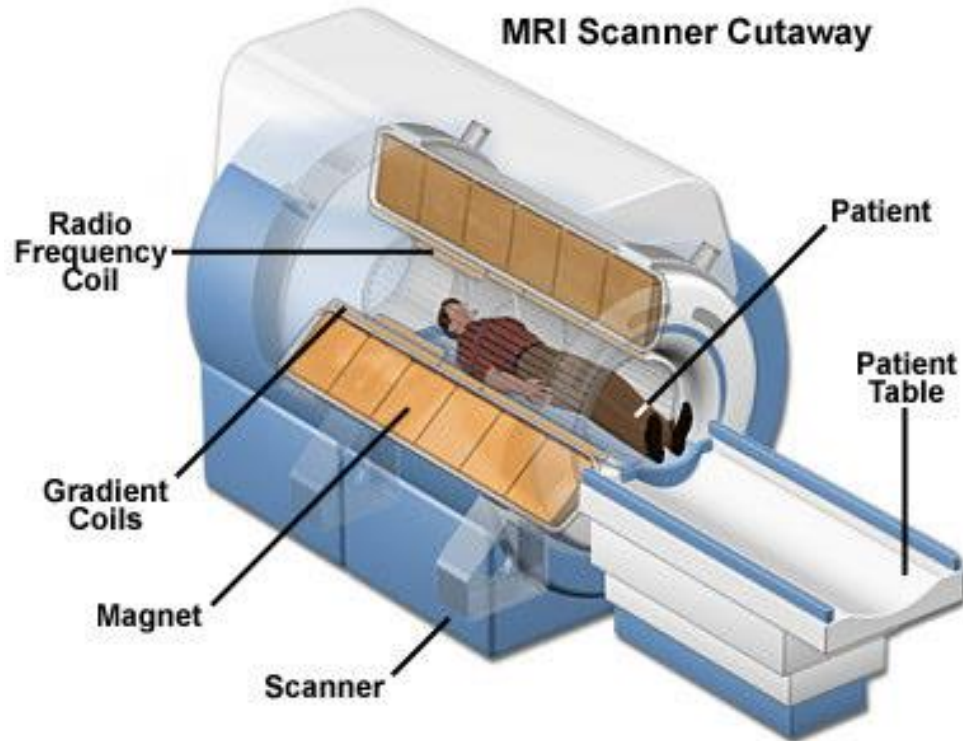
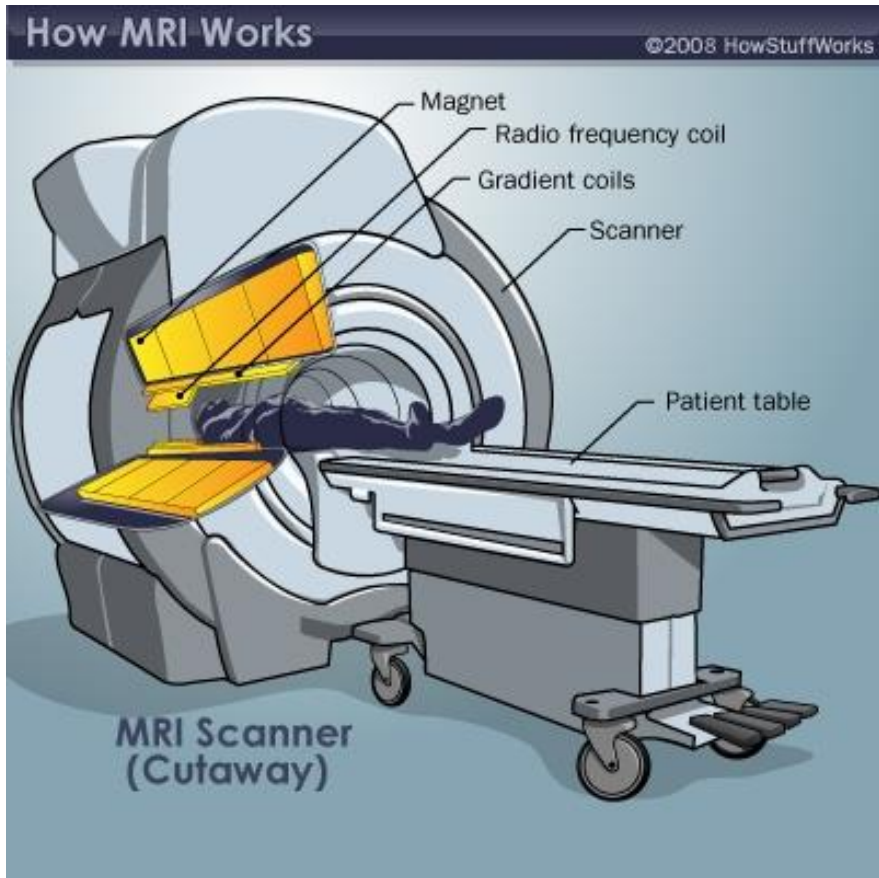




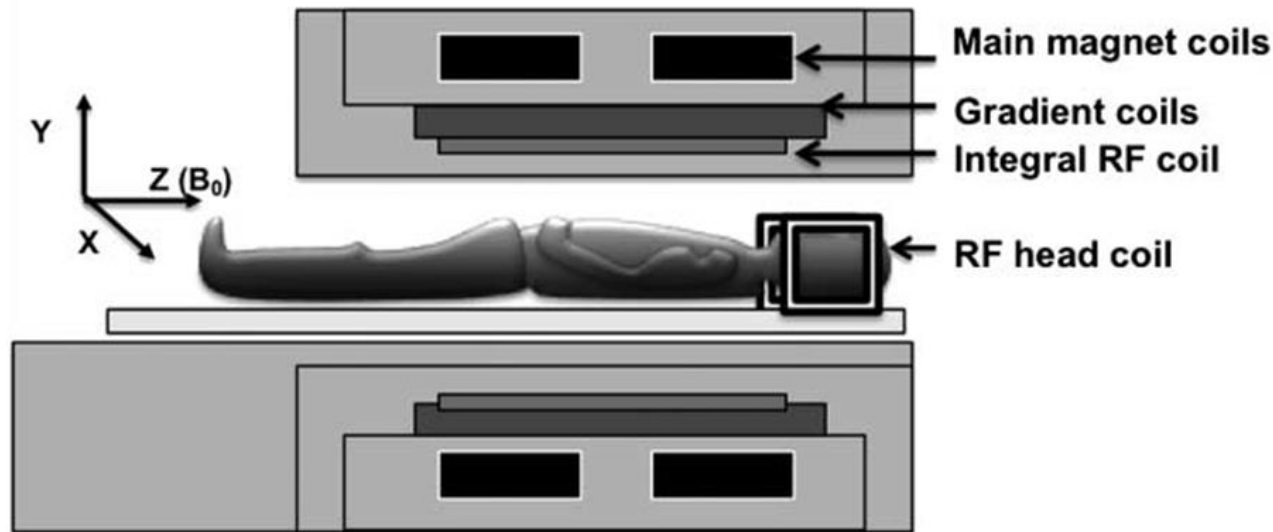
Inserimento della bobina gradiente all'interno della bobina corpo



Tomografo RM



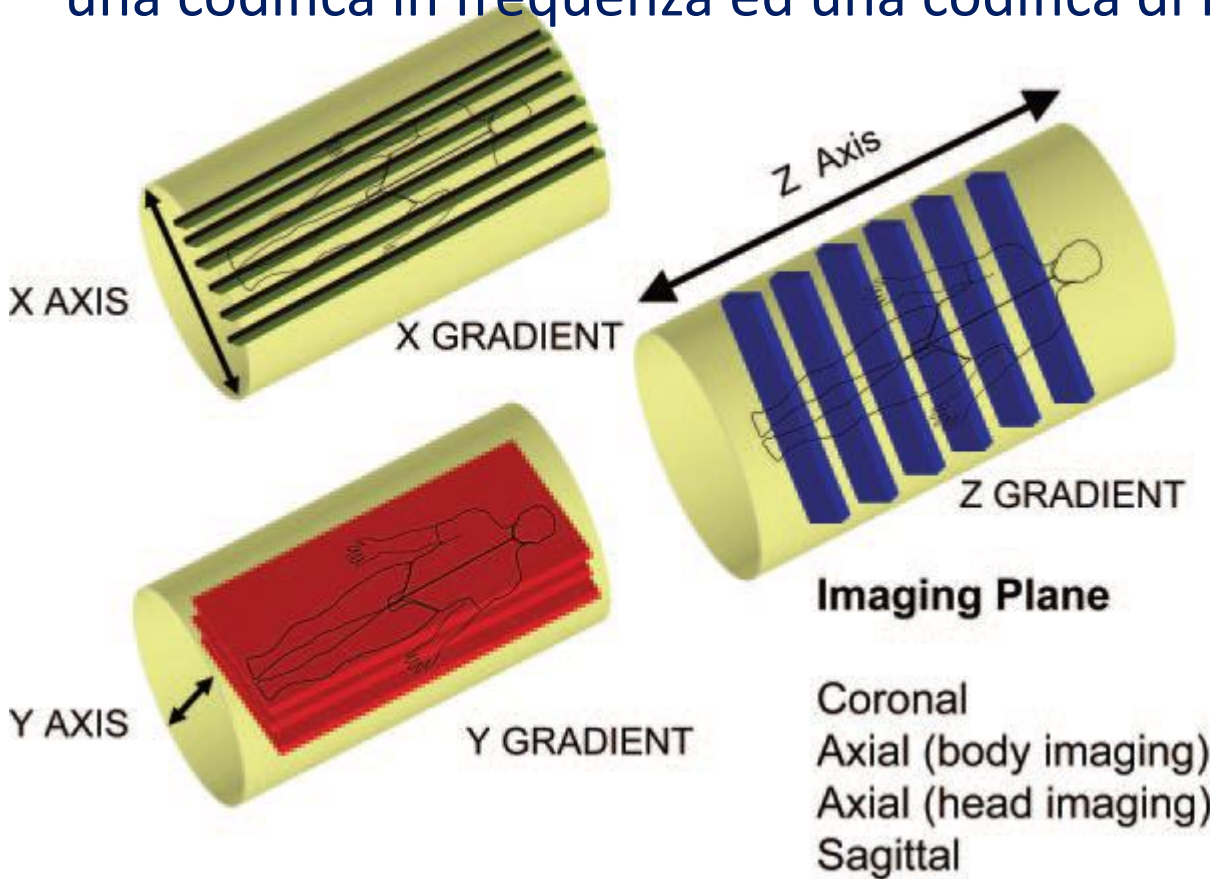
Tomografo RM



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

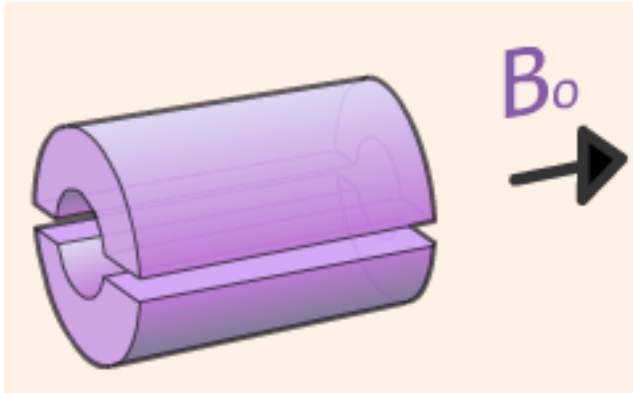
Il sistema **Gradienti** consente di individuare con precisione «da dove» proviene il segnale RM, eseguendo una selezione di strato, una codifica in frequenza ed una codifica di fase.



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

GRADIENTI

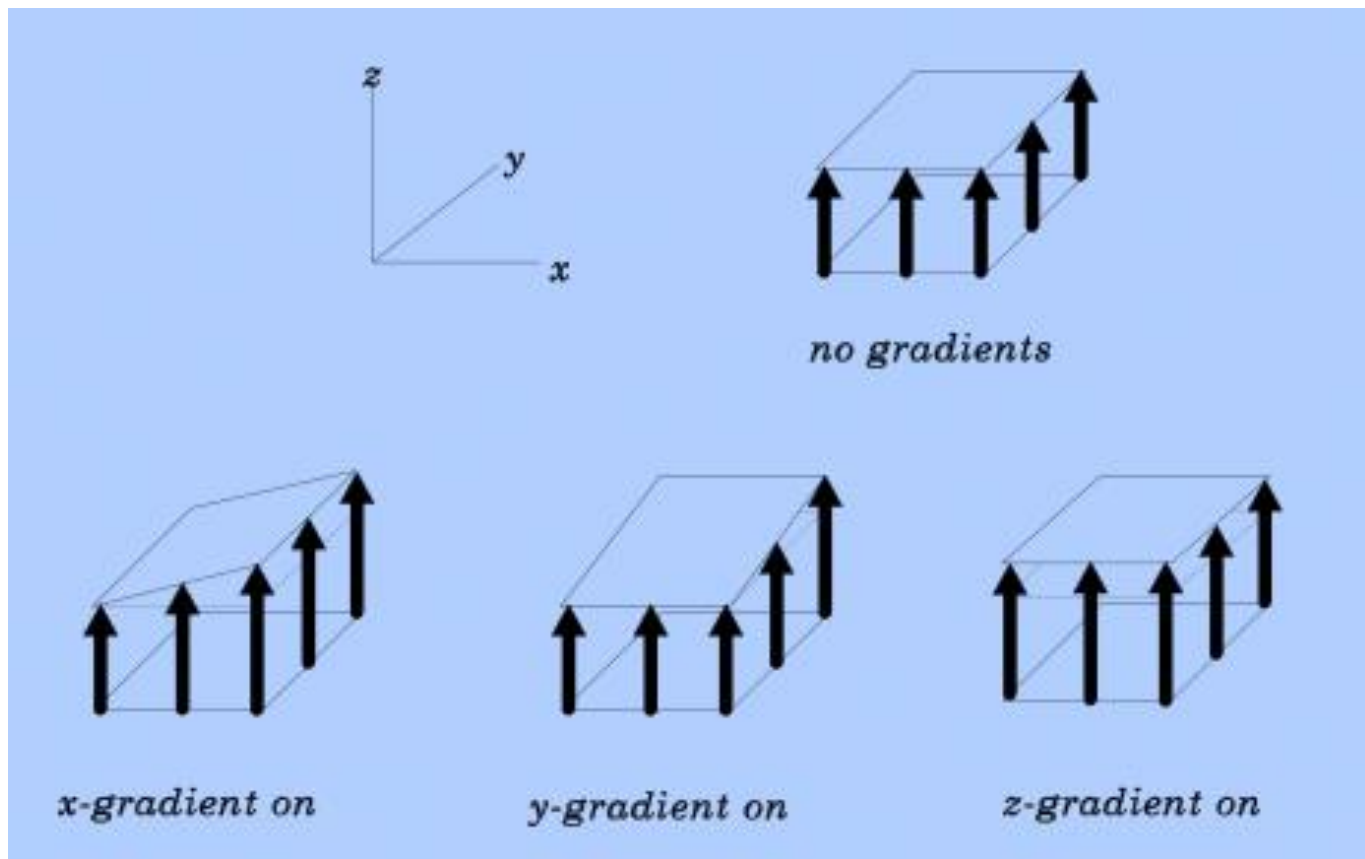
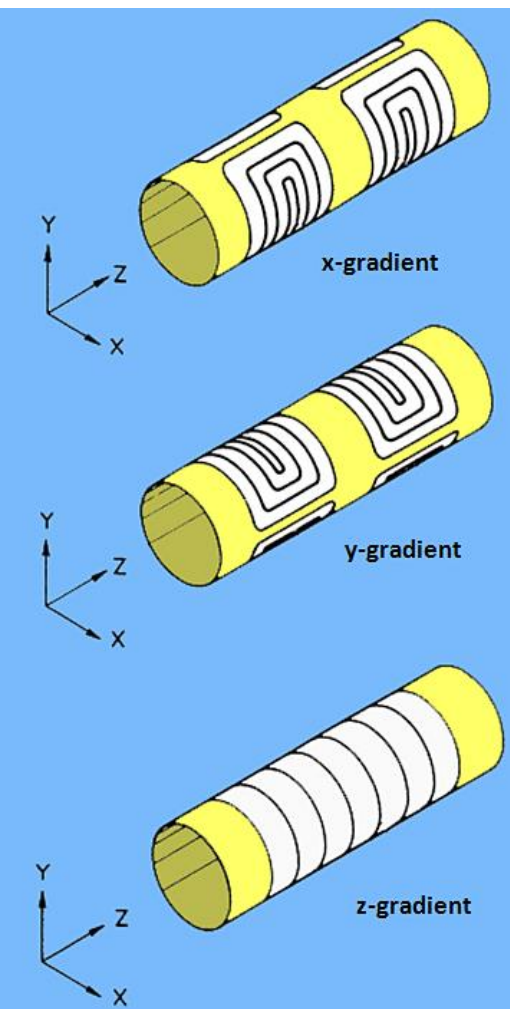
Gradiente X: di acquisizione di frequenza



Gradiente Y: di acquisizione di fase

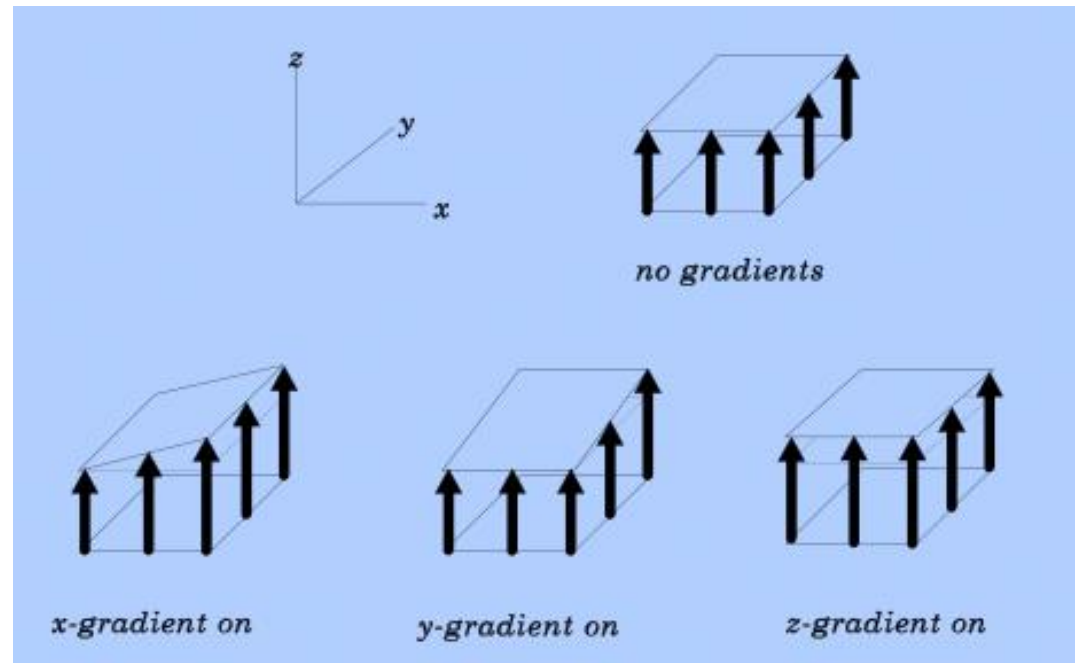


Gradiente Z: di selezione dello strato

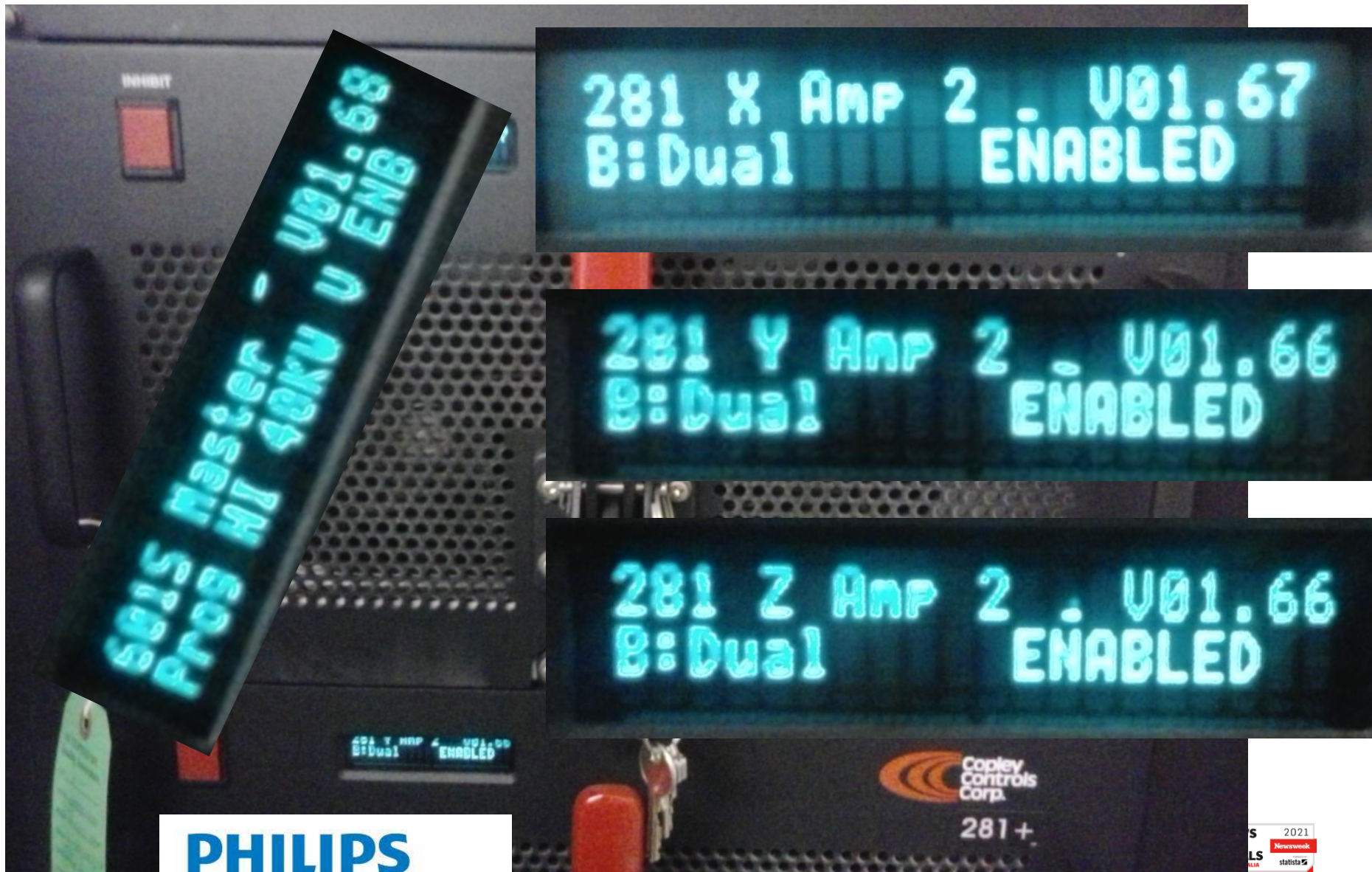


Un malinteso frequente sui campi di gradiente è che i gradienti x e y in qualche modo distorcano o trasformino trasversalmente il campo principale (B_0). Non è così, come mostrato nel diagramma a destra. I gradienti x e y forniscono un aumento nella direzione z del campo B_0 in funzione della posizione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



AMPLIFICATORI DI GRADIENTI



281 X AMP 2 . V01.67
B: Dual ENABLED

281 Y AMP 2 . V01.66
B: Dual ENABLED

281 Z AMP 2 . V01.66
B: Dual ENABLED

PHILIPS
sense and simplicity

Copley Controls Corp.
281+

2021
Newsweek
statista

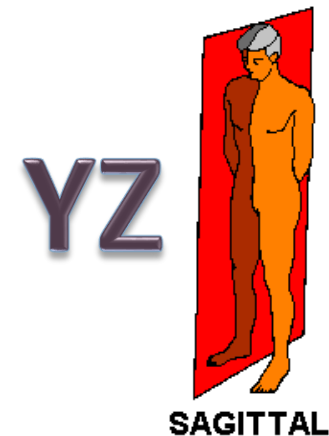
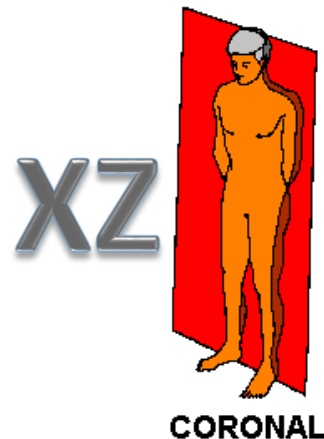
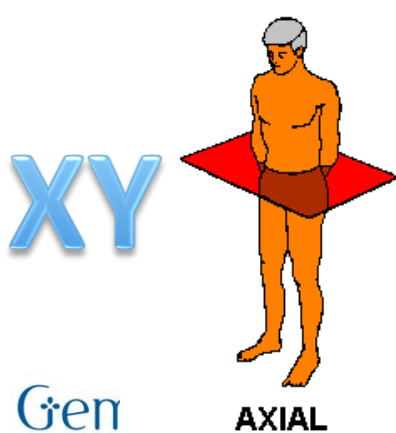
POLICLINICO UNIVERSITARIO A. GEMELLI (IRCCS)

dic. '23

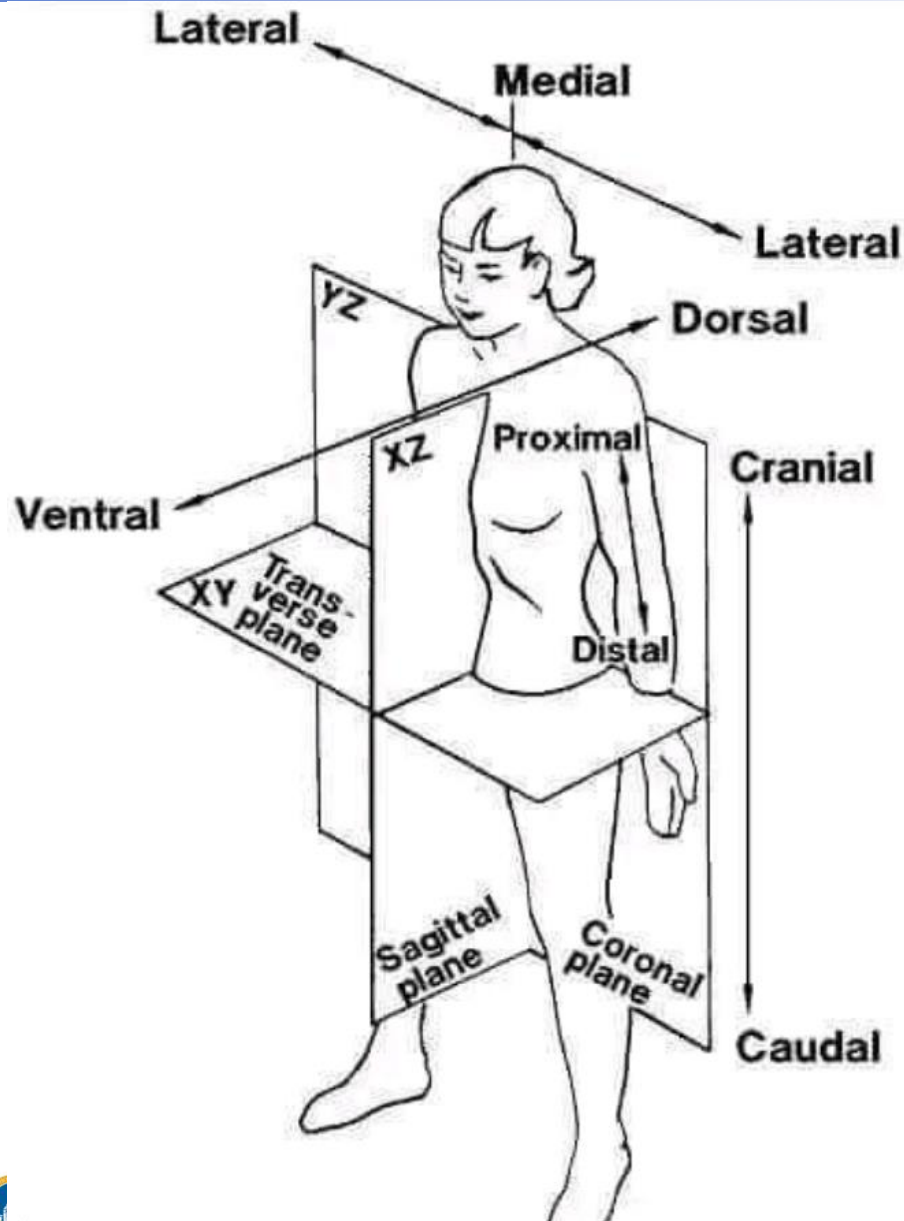
Piani di Imaging

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

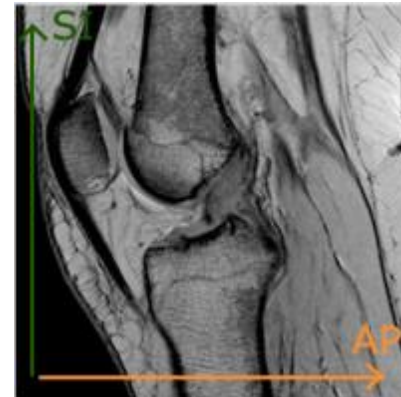
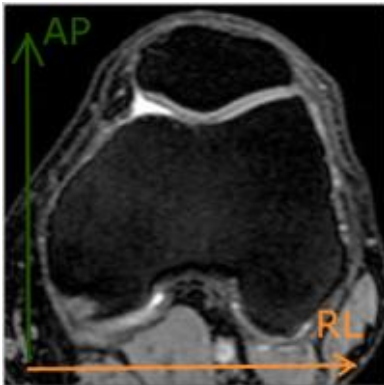


Piani di Imaging

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



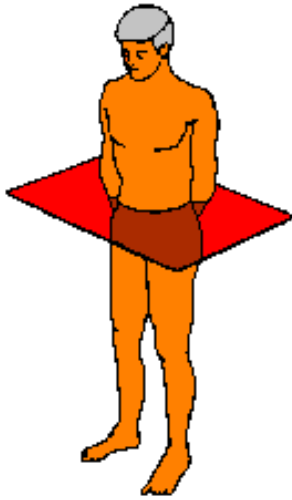
AX: DIREZIONE DI FREQUENZA A/P → DIREZIONE DI FASE R/L

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

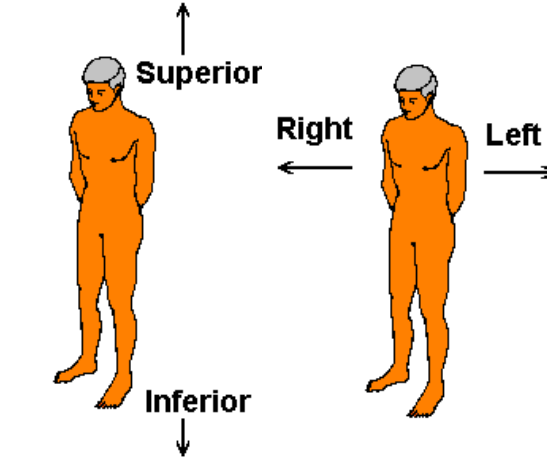
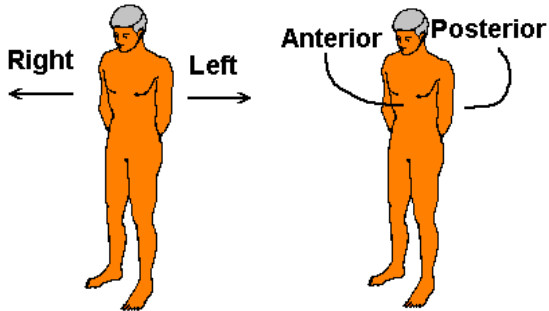
COR: DIREZIONE DI FREQUENZA S/I → DIREZIONE DI FASE R/L

Piani di Imaging

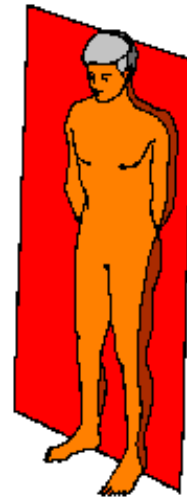
XY



AXIAL

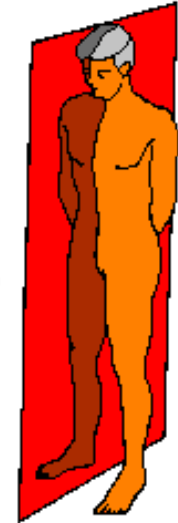


XZ

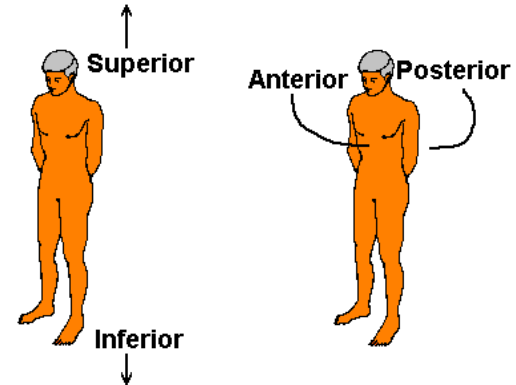


CORONAL

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	1.00	Rel. SNR	140	TE	11000	TR	
-------	--------------------	-----	------	----------	-----	----	-------	----	--

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	<input checked="" type="checkbox"/> 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	<input checked="" type="checkbox"/> Default		0.3		mm	

Piani di Imaging



FLAIR_ 3mm
03:51

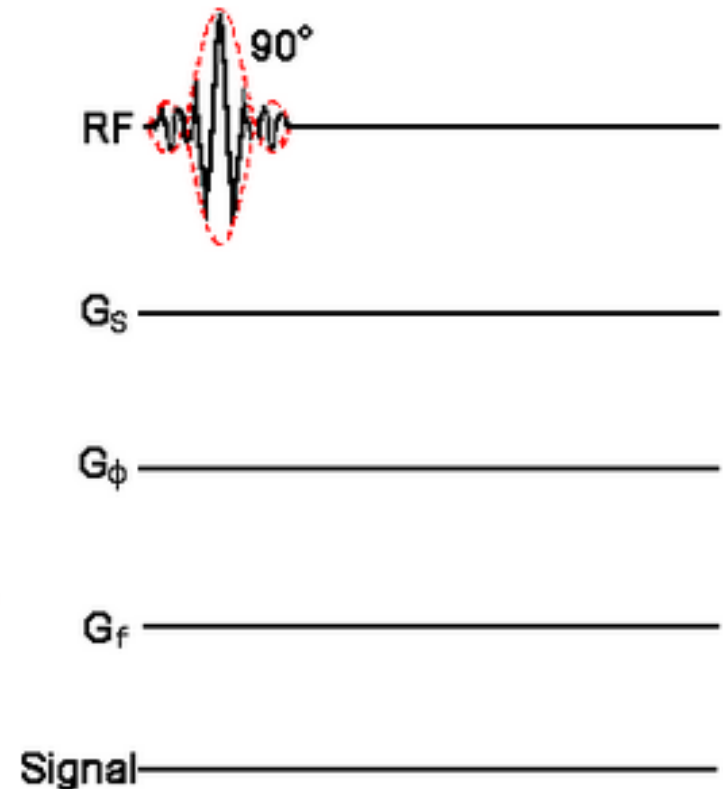
Voxel	0.90 x 1.32 x 3.00		Tra	Rel. SNR	TE	TR
				1.00	140	11000

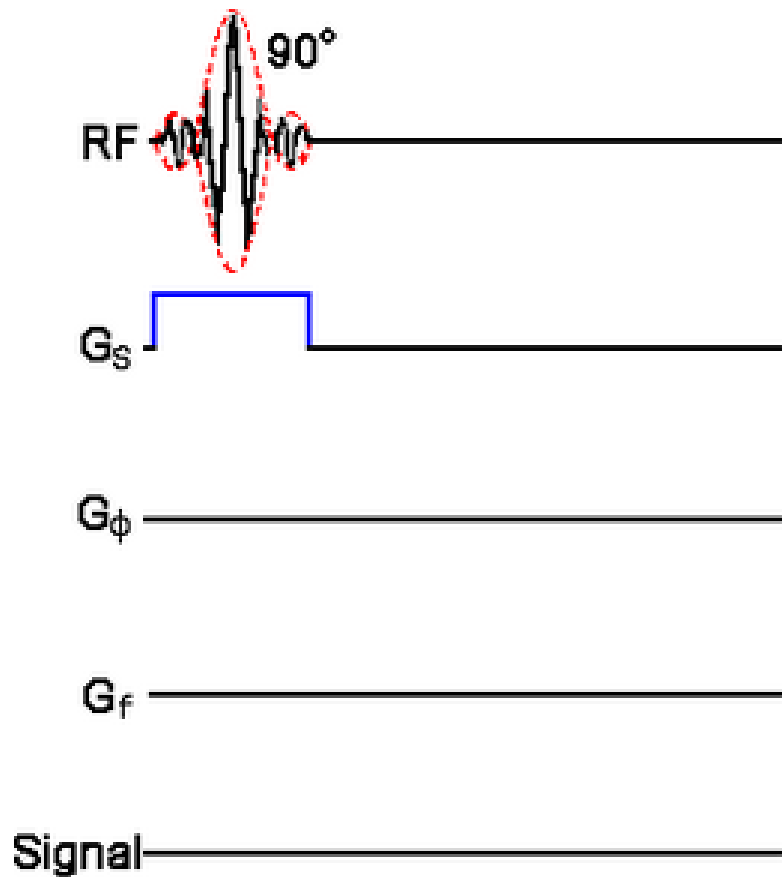
Summary | Geometry | Contrast | Motion | Dyn/Ang | Postproc | Offc/Ang | Coils | Conflicts

	AP (freq.)	x	RL (phase)	mm	x	FH	mm
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	<input checked="" type="checkbox"/> 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»

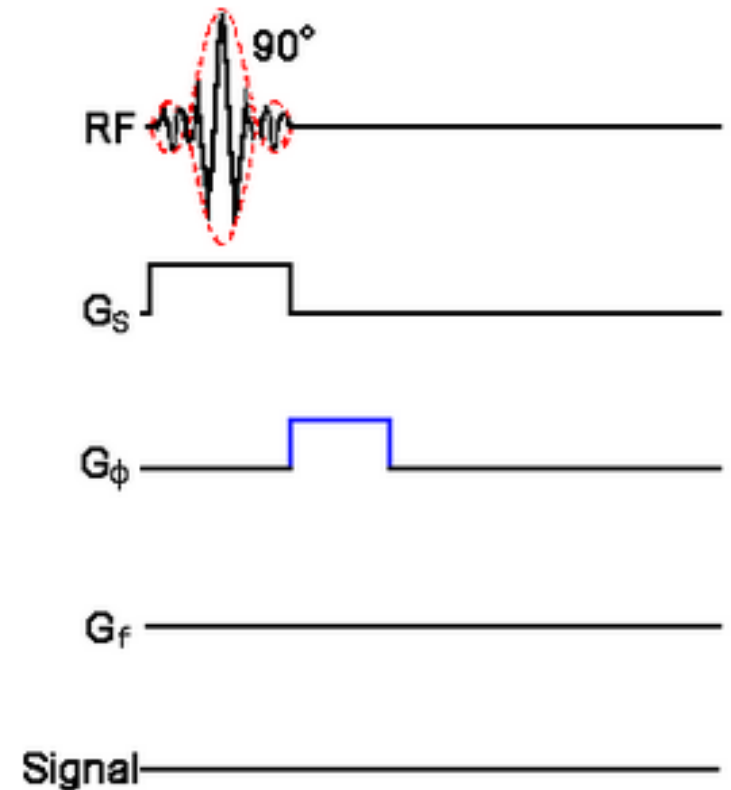
	Gradiente		
Piano immagine	Selezione fetta	Fase	Frequenza
XY	Z	X o Y	Y o X
XZ	Y	X o Z	Z o X
YZ	X	Y o Z	Z o Y

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

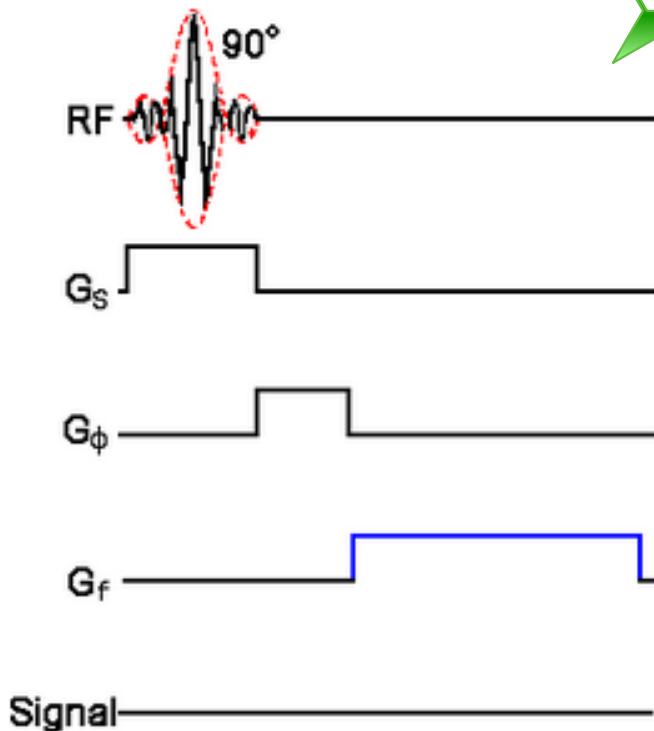
Il **gradiente di codifica di fase** è un gradiente del campo magnetico B_0 usato per impartire al vettore di magnetizzazione trasversale un angolo di fase specifico. L'angolo di fase dipende dalla localizzazione, in un determinato istante di tempo, del vettore di magnetizzazione trasversale.

➤ Un gradiente per la codifica di fase

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

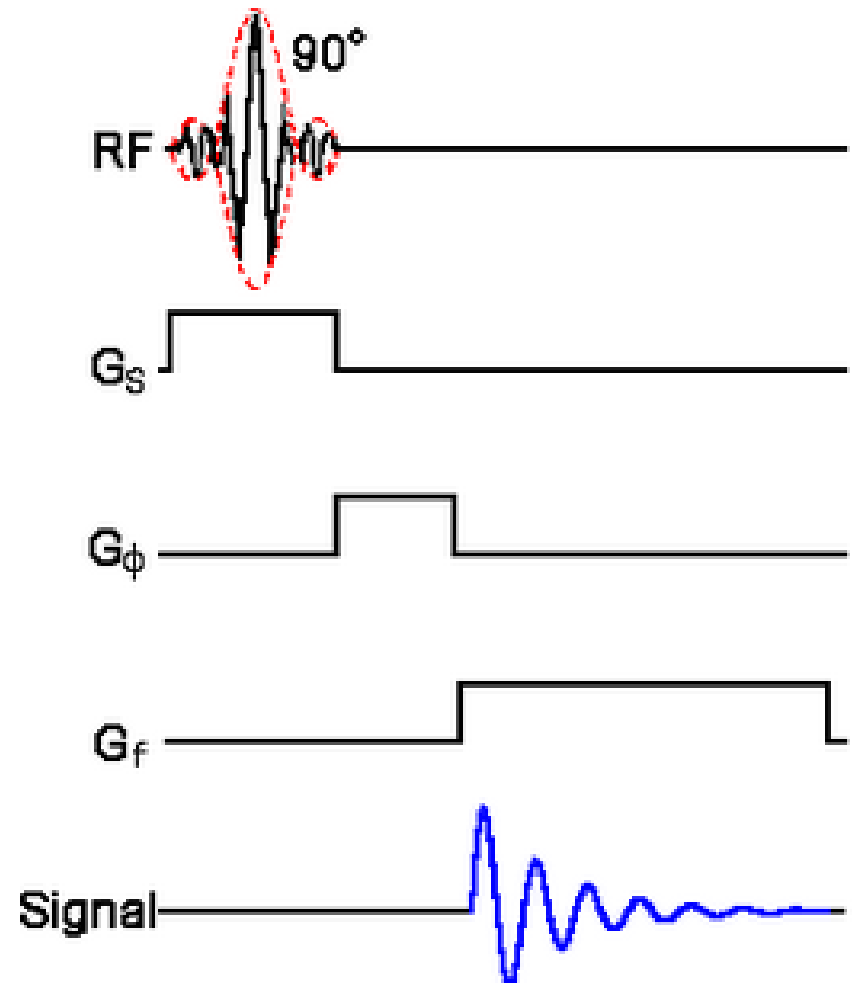
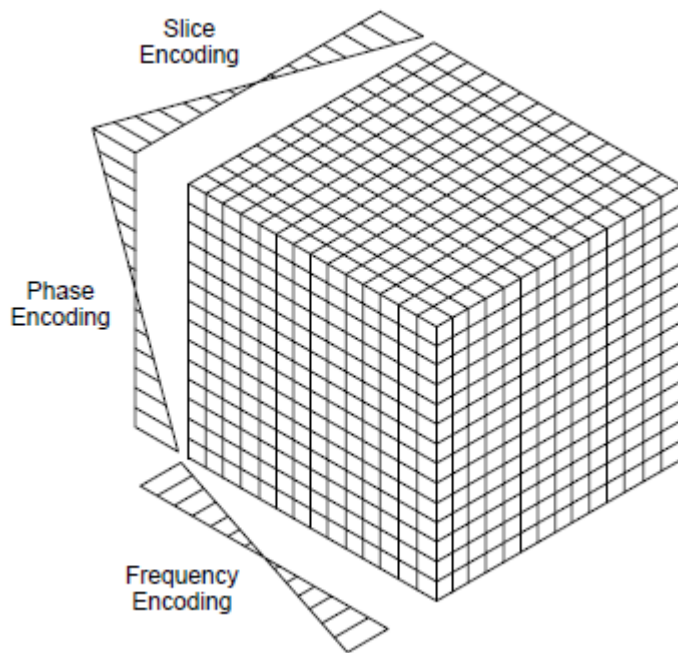


➤ Un gradiente per la codifica di frequenza

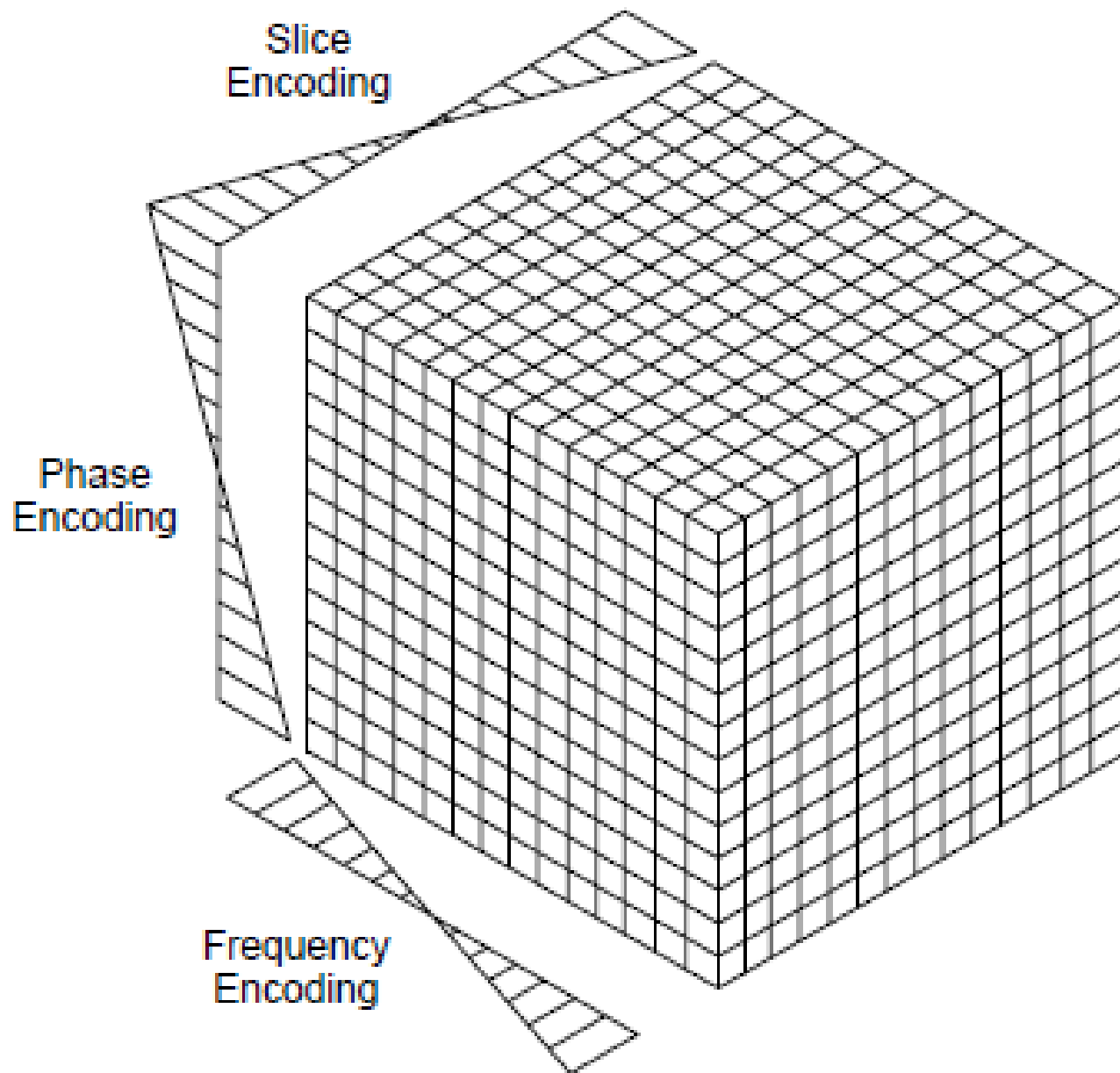


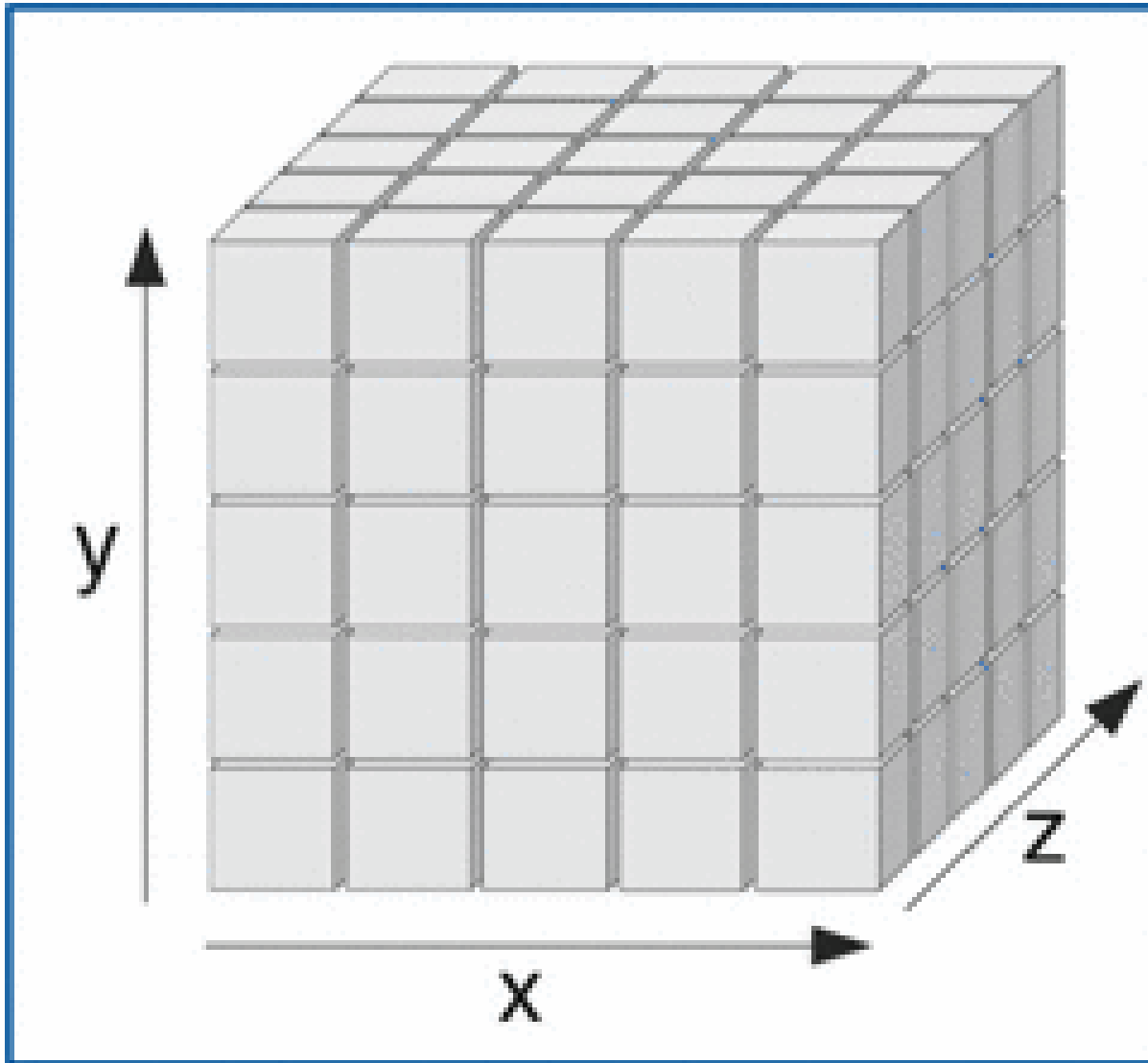
il gradiente di codifica in frequenza è applicato lungo il rimanente lato del piano immagine.

➤ Il Segnale



➤ ||
Segnale



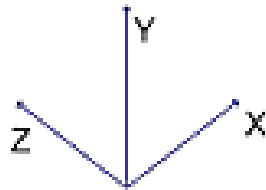


Matrice

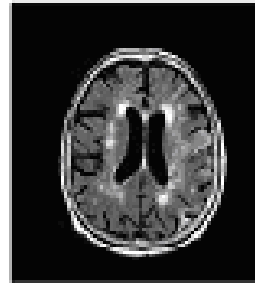
Cfr. Presentazione
«Generazione
immagine RM»

GRADIENTI

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



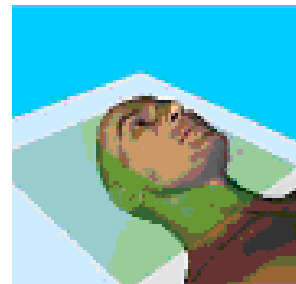
Any linear combination of the 3 gradients allows us to define slices in any direction in space.



Axial plane **Asse Z (ASSIALE)**



Sagittal plane **Asse X (SAGITTALE)**



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

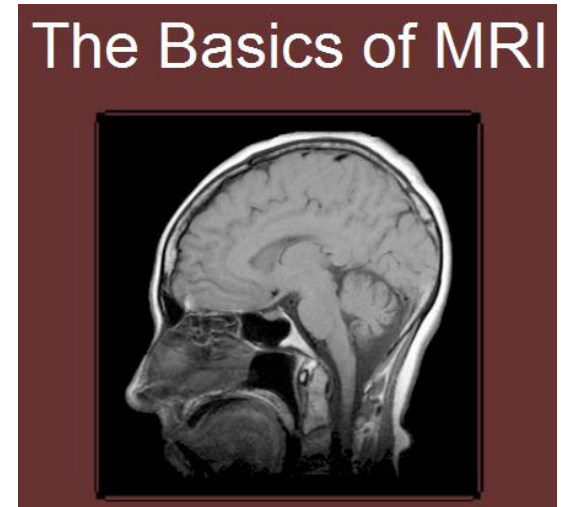
Il **primo evento** che ha luogo secondo questa sequenza di imaging è **l'attivazione del gradiente per la selezione della fetta**. **L'impulso RF** per la selezione della fetta (una "breve e intensa" cessione di energia) è applicato nello stesso istante.

G_s-RF

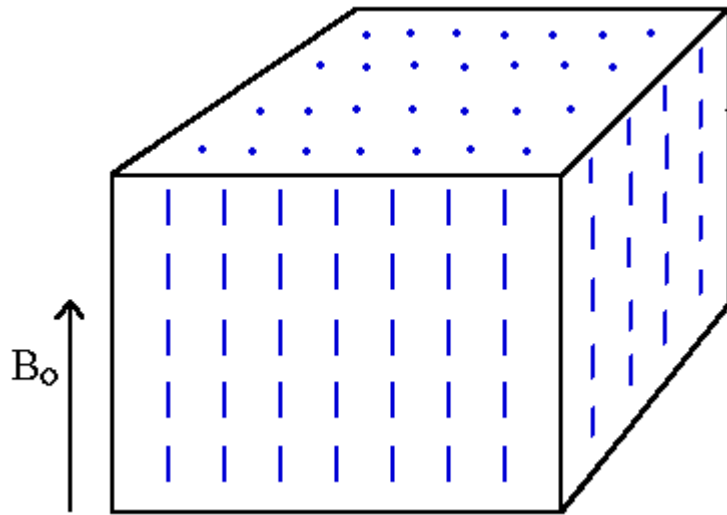
→ **G_φ**

→ **G_f**

→ **S**



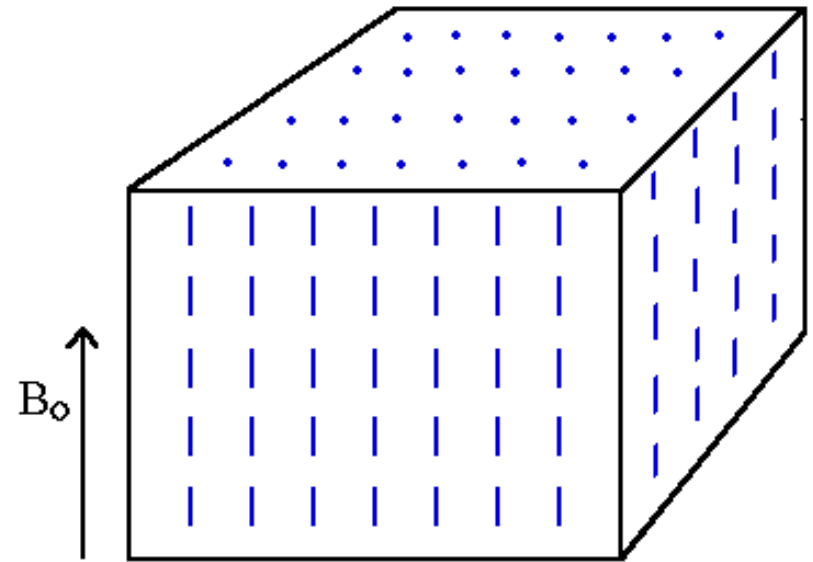
Al termine dell'impulso RF, il gradiente per la selezione della fetta viene spento e viene attivato il **gradiente per la codifica di fase**. Una volta che il gradiente per la codifica di fase viene spento, viene acceso il **gradiente per la codifica in frequenza** e viene registrato un segnale.



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.

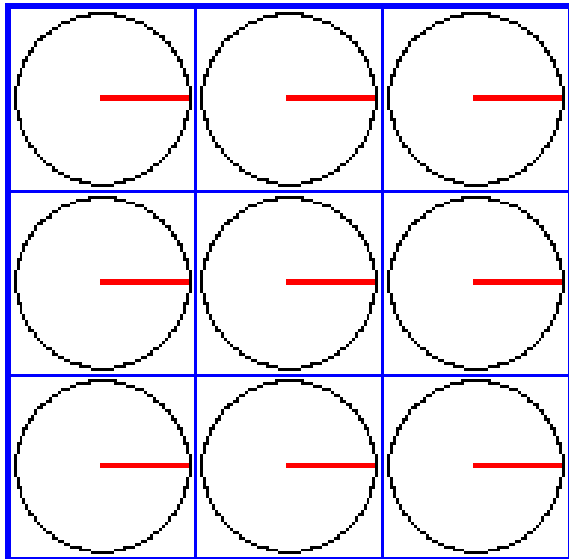
Il **gradiente di selezione della fetta** è applicato lungo l'asse Z e gli **impulsi RF** fanno ruotare solamente quei pacchetti di spin nel cubo che soddisfano la condizione di risonanza. Questi pacchetti di spin sono localizzati, in questo esempio, in un piano XY.



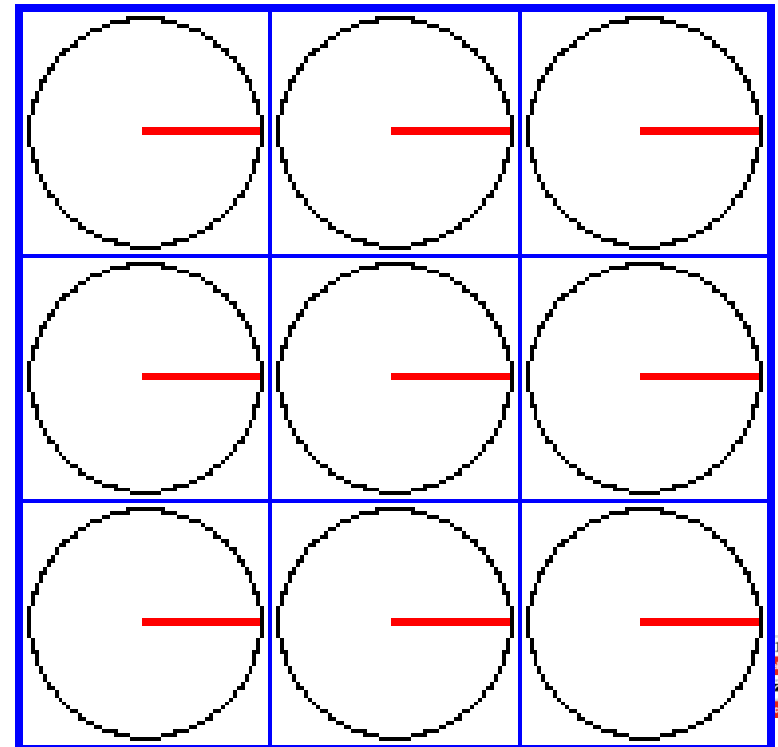
Gli spin localizzati sopra e sotto questo piano non sono interessati dagli impulsi RF; li trascuriamo ...

GRADIENTI

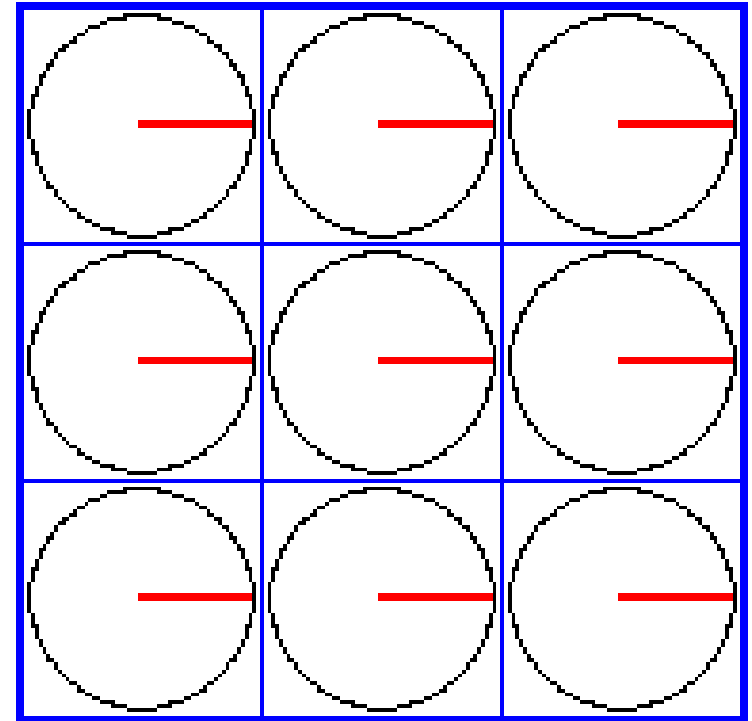
Per semplicità, consideriamo un sottoinsieme di 3×3 vettori di magnetizzazione netta. L'immagine di questi spin in questo piano sarà come la seguente:



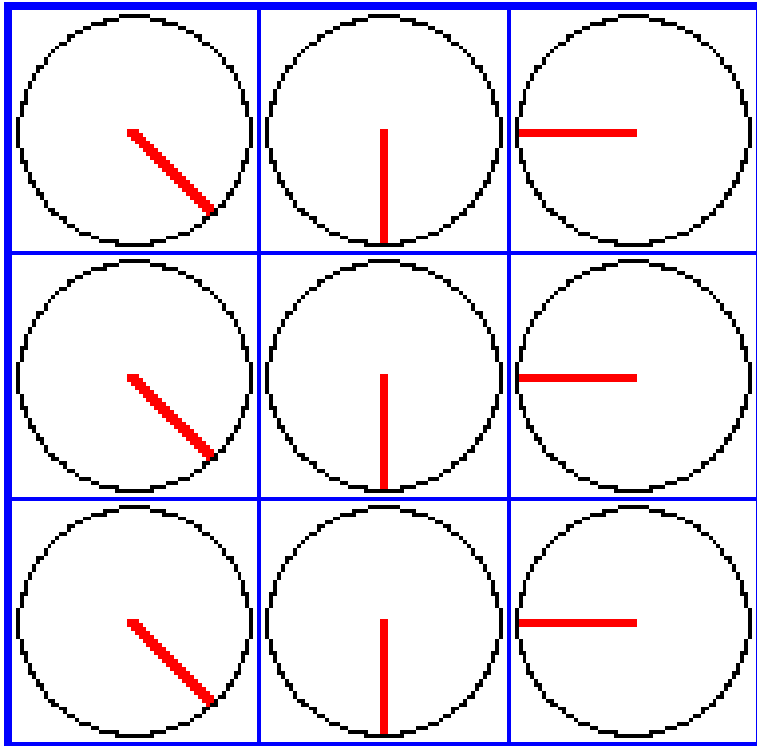
Una volta ruotati nel piano XY questi vettori ruoteranno alla frequenza di Larmor data dal campo magnetico che ognuno di essi stava subendo. Se il campo magnetico fosse uniforme, ognuna delle nove frequenze di precessione sarebbe uguale.



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.



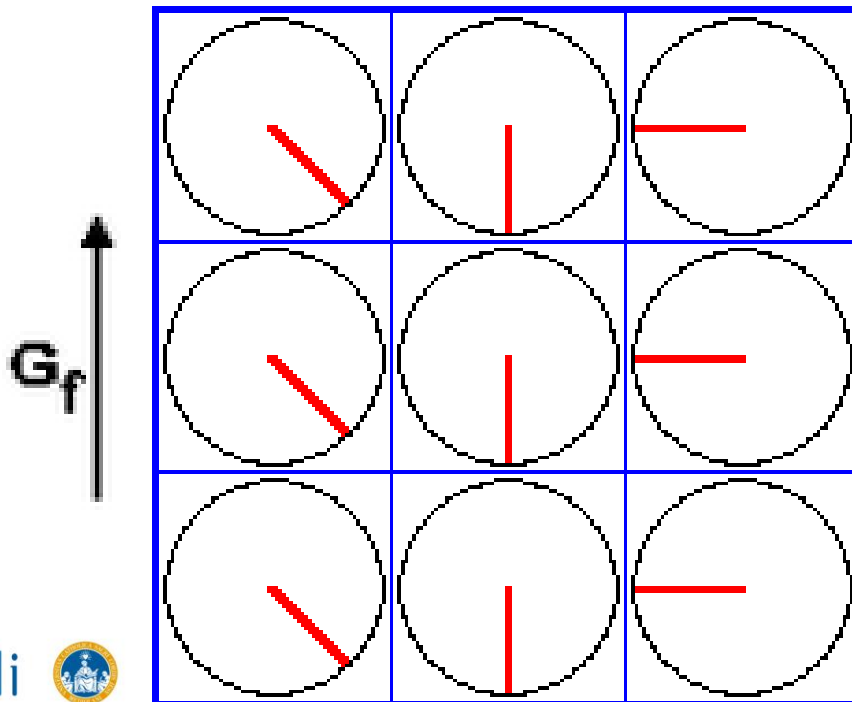
Quando il gradiente di codifica di fase viene spento, i vettori di magnetizzazione netta ruotano con frequenza uguale ma possiedono fasi diverse.



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

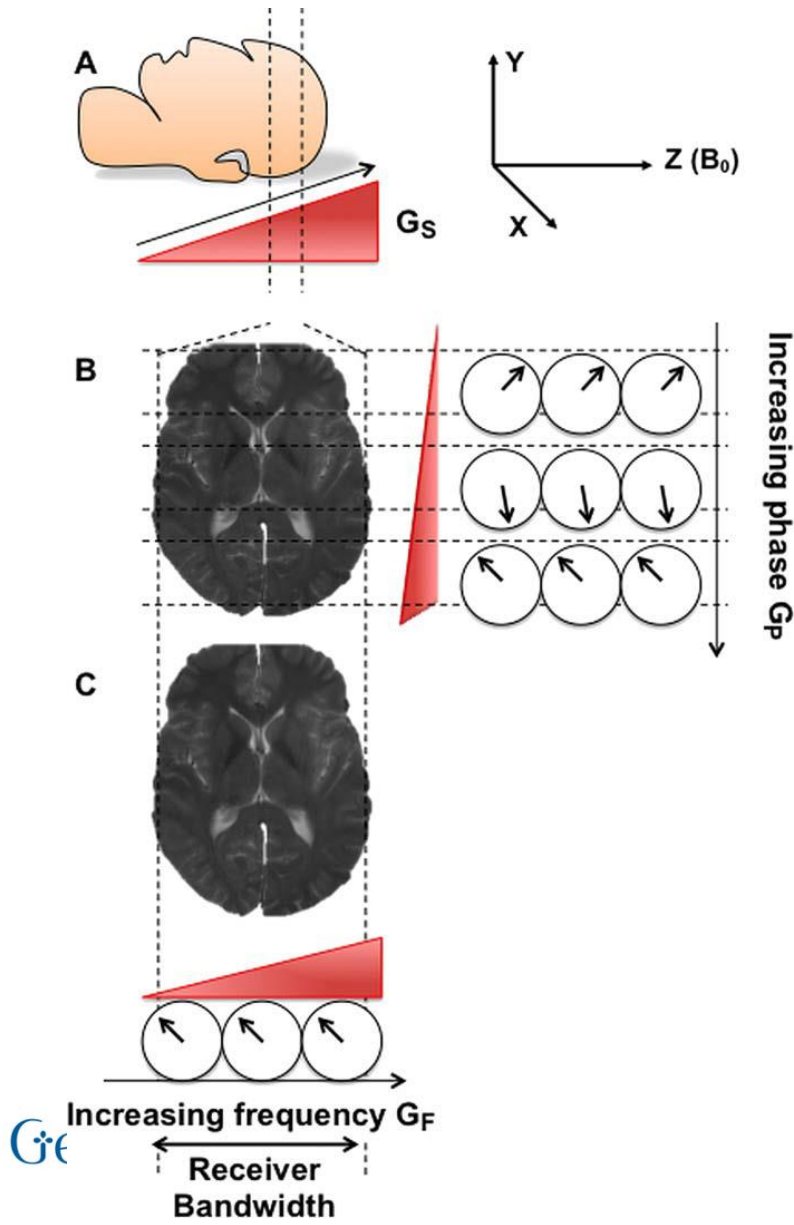
GRADIENTI

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



GRADIENTI

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