

Risonanza Magnetica

Corso di «Strumentazione Diagnostica per Immagini»

a.a. 2020 – 2021

Prof. Roberto Pirrone

Sommario

- Generalità
- Il fenomeno della risonanza magnetica nucleare
- Acquisizione delle immagini
- Qualità dell'immagine
- Apparecchiature RM e loro uso terapeutico
- Rischi per la salute

Generalità

- Il fenomeno della Risonanza Magnetica Nucleare (*Nuclear Magnetic Resonance* – NMR) è noto dagli anni 40 del ventesimo secolo
- Nel 1973 Paul C. Lauterbur generò la prima immagine NMR
- Nel 1974 Peter Mansfield definì la teoria matematica per l'acquisizione delle immagini e la ricostruzione veloce attraverso l'applicazione di gradienti del campo magnetico

La risonanza magnetica nucleare

- Sin dal modello atomico di Rutherford l'elettrone, ruotando attorno al nucleo veniva caratterizzato da un *momento angolare* ed essendo carico positivamente generava una corrente su una spira chiusa per cui nell'atomo esisteva un *momento magnetico*
- La meccanica quantistica e l'introduzione dei modelli atomici più recenti ha mostrato che l'elettrone è caratterizzato anche da un *momento angolare di spin* (o semplicemente spin) e un proprio momento magnetico a questo associato

La risonanza magnetica nucleare

- Lo spin non è spiegabile classicamente come precessione dell'elettrone sul proprio asse perché l'elettrone non ha una sua estensione fisica
- Lo spin è una caratteristica di tutte le particelle subatomiche e quindi un nucleo atomico ha un suo spin che è la somma vettoriale di tutti gli spin di protoni e neutroni e, di conseguenza, ha un suo *momento magnetico*
- La NMR è un fenomeno che si basa sul comportamento degli spin di nuclei atomici soggetti ad un campo magnetico uniforme lungo una data direzione

La risonanza magnetica nucleare

- L'effetto di un campo $\vec{B} = (0, 0, B_0)$ è quello di indurre un moto di precessione del momento magnetico $\vec{\mu}$ con frequenza ω_0

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J}$$

$$\frac{d\vec{J}}{dt} = \vec{\tau}$$

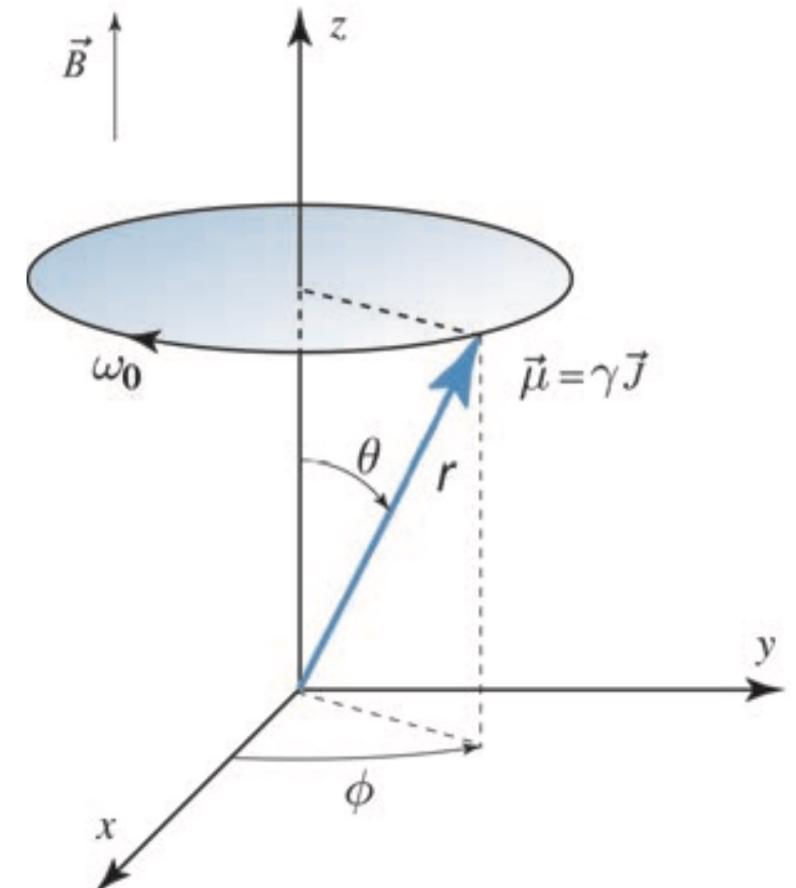
$$\vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B}$$

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \vec{\mu} \times \gamma \vec{B}$$

Momento angolare

Rapporto giromagnetico

Coppia



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \vec{\mu} \times \gamma \vec{B}$$

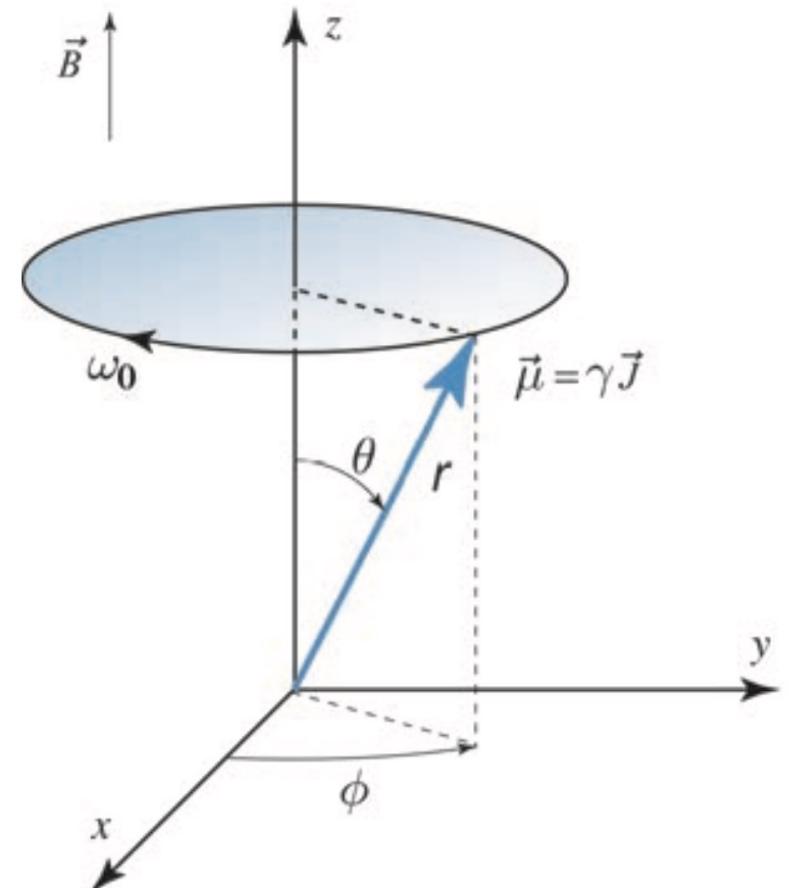
$$\mu_x(t) = \mu_x(0) \cos(\omega_0 t) + \mu_y(0) \sin(\omega_0 t)$$

$$\mu_y(t) = -\mu_x(0) \sin(\omega_0 t) + \mu_y(0) \cos(\omega_0 t)$$

$$\mu_z(t) = \mu_z(0), \quad \omega_0 = \gamma B_0$$

- Usando la notazione complessa, la componente trasversale $\mu_{xy}(t) = \mu_x(t) + i\mu_y(t)$ è data da

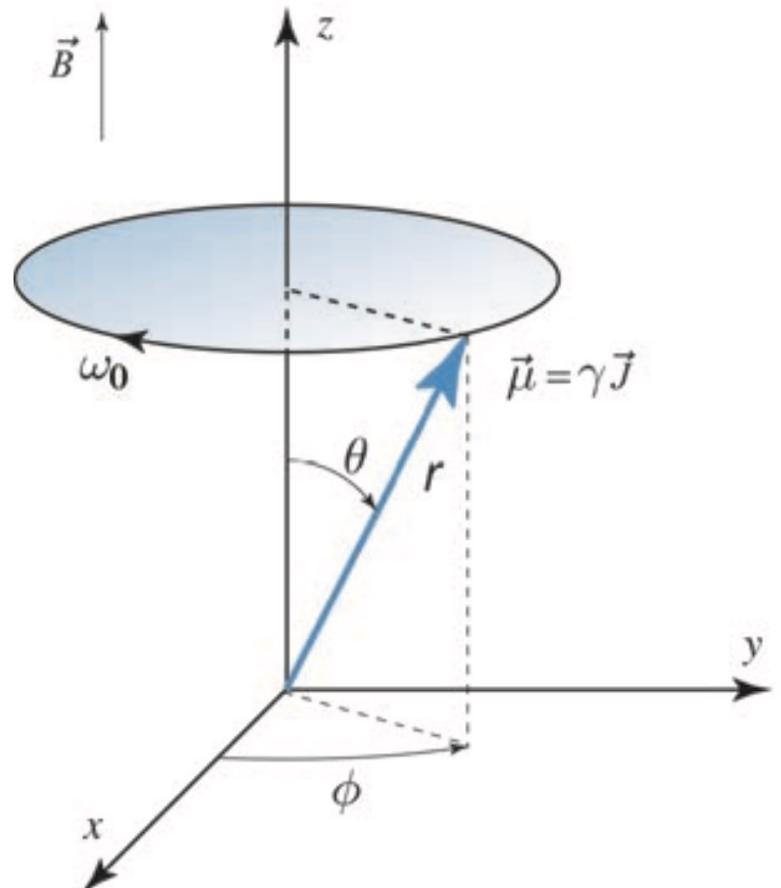
$$\mu_{xy}(t) = \mu_{xy}(0)e^{-i\omega_0 t}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Se assumiamo che il sistema di riferimento ruoti intorno a z con velocità angolare ω_0 allora $\mu(t)$ potrà considerarsi fermo e potremo non tener conto della dipendenza dall'esponenziale
- Questa assunzione è molto comoda per il calcolo dei valori del segnale ricostruito



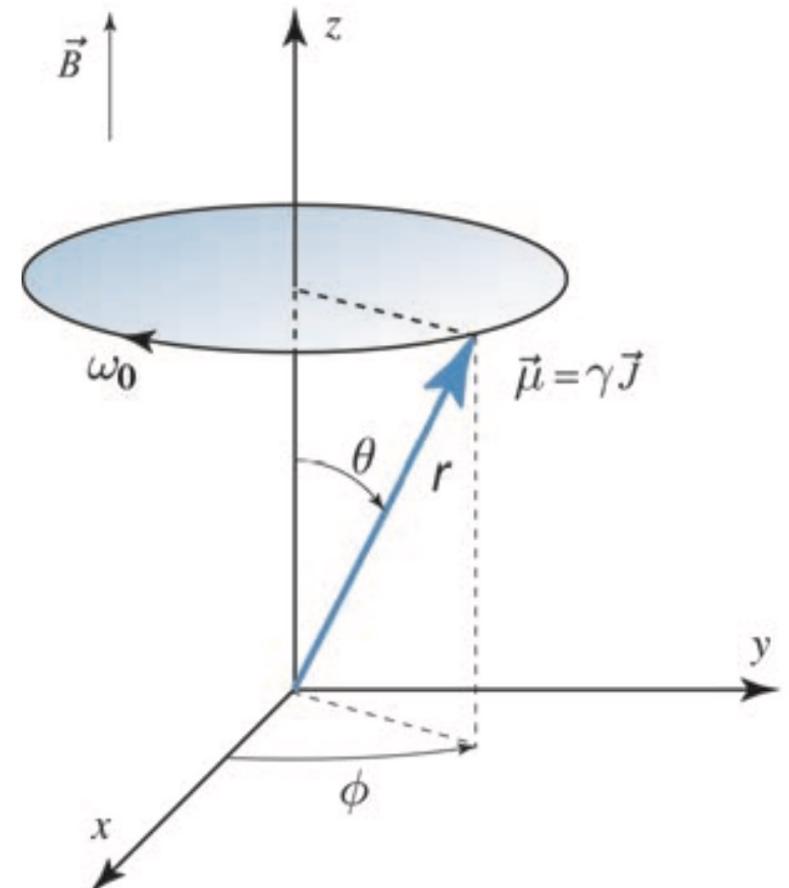
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- La precessione dà luogo ad una energia potenziale che è tanto più grande quanto più elevato è θ

$$E = -\vec{\mu} \cdot \vec{B} = -\mu B_0 \cos \theta = -\gamma J B_0 \cos \theta$$

- La meccanica quantistica ci mostra come il valore di momento angolare che si proietta su z sia **quantizzato** e quindi sono pure finite le direzioni dell'asse dell'atomo



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- L'energia quantizzata è:

$$E = -m \gamma \hbar B_0, \text{ with } m = -j, -j + 1, \dots, j - 1, j$$
$$\hbar = h/2\pi$$

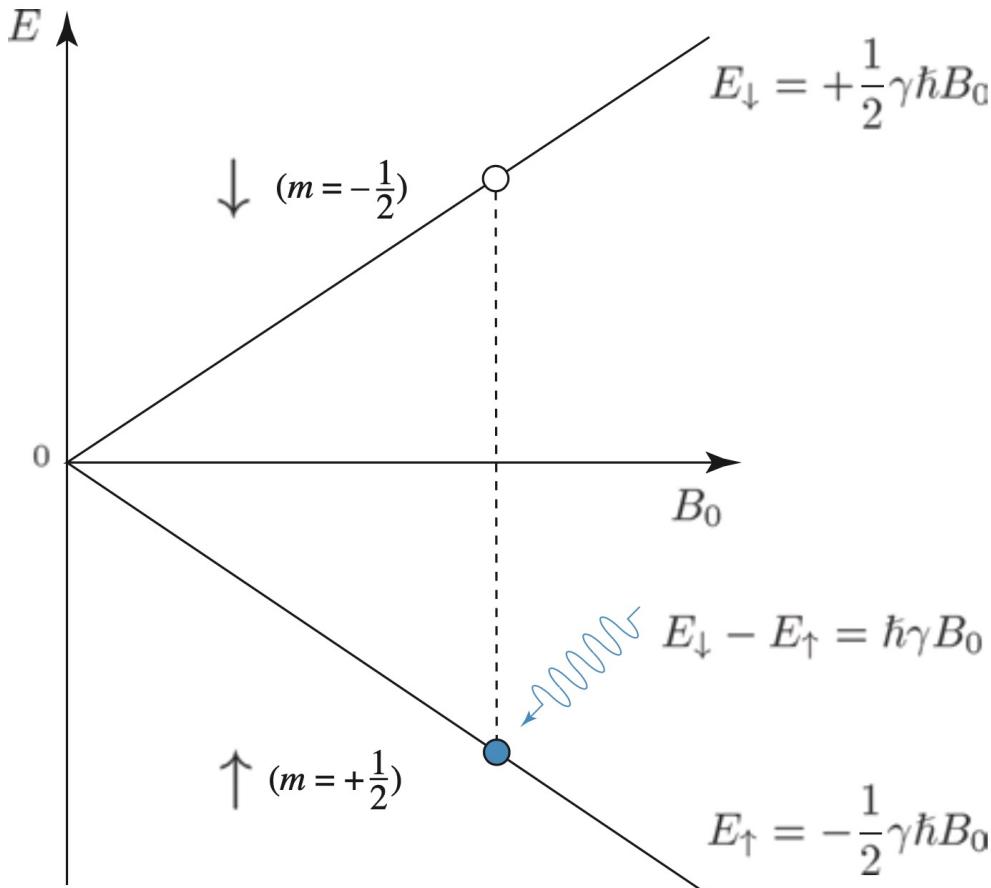
- j è il numero di spin dell'atomo che dipende da numero atomico e massa atomica di ogni elemento
- Gli elementi con $j = 0$ non subiscono influenza dalla magnetizzazione esterna e non subiscono la NMR

Nucleus	Spin	$\frac{\gamma}{2\pi}$ (MHz/T)
1_1H	$\frac{1}{2}$	42.57
2_1H	1	6.54
$^{12}_6C$	0	
$^{13}_6C$	$\frac{1}{2}$	10.71
$^{14}_7N$	1	3.08
$^{15}_7N$	$\frac{1}{2}$	-4.31
$^{16}_8O$	0	
$^{17}_8O$	$\frac{5}{2}$	-5.77
$^{31}_{15}P$	$\frac{1}{2}$	17.23
$^{33}_{16}S$	$\frac{3}{2}$	3.27
$^{43}_{21}Ca$	$\frac{7}{2}$	-2.86

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Gli elementi chimici con $j = \frac{1}{2}$ sono di particolare interesse per la NMR poiché in esse si riscontra il cosiddetto *effetto Zeeman*
- Quando sono soggetti al campo trasversale B_0 , questi atomi possono essere eccitati assorbendo fotoni ad una particolare frequenza legata alla differenza tra i due stati energetici «up» e «down»



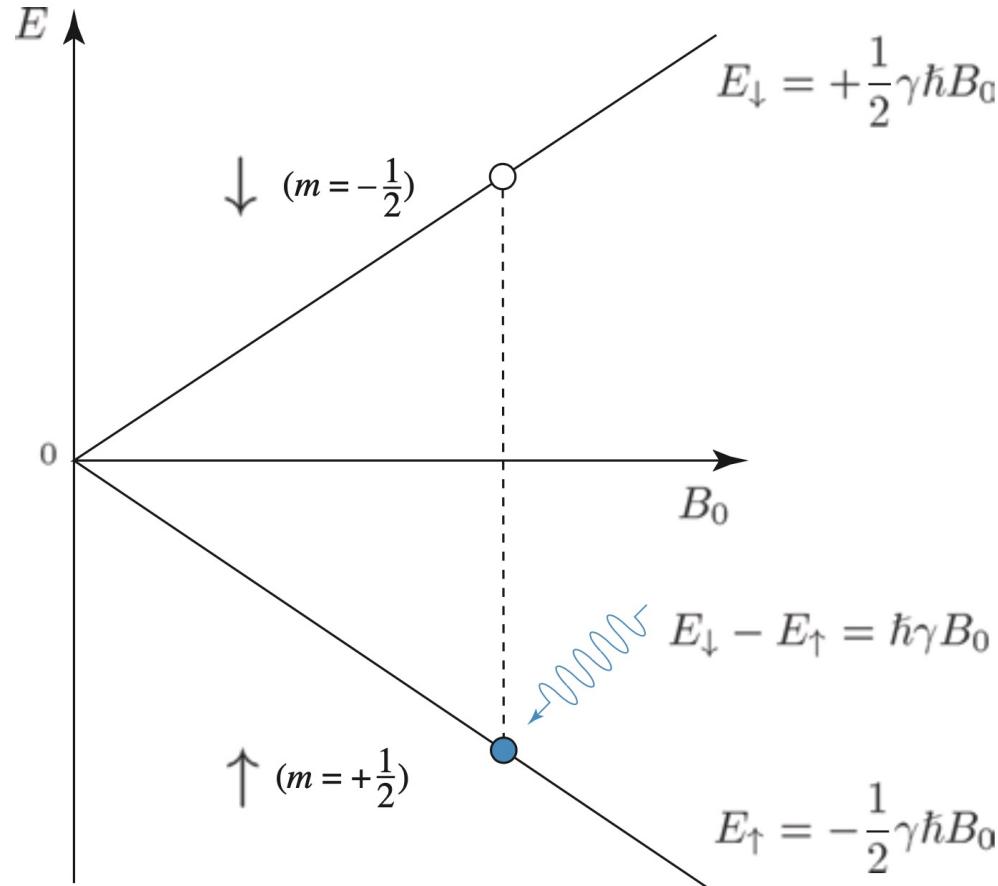
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Lo stato «up» implica $\mu_z > 0$ mentre lo stato «down» implica $\mu_z < 0$
- La *frequenza di risonanza magnetica* è denominata *frequenza di Larmor*
- Ricordando come frequenza ed energia sono legate tramite la costante di Planck si vede che

$$\omega_{RF} = \gamma B_0$$

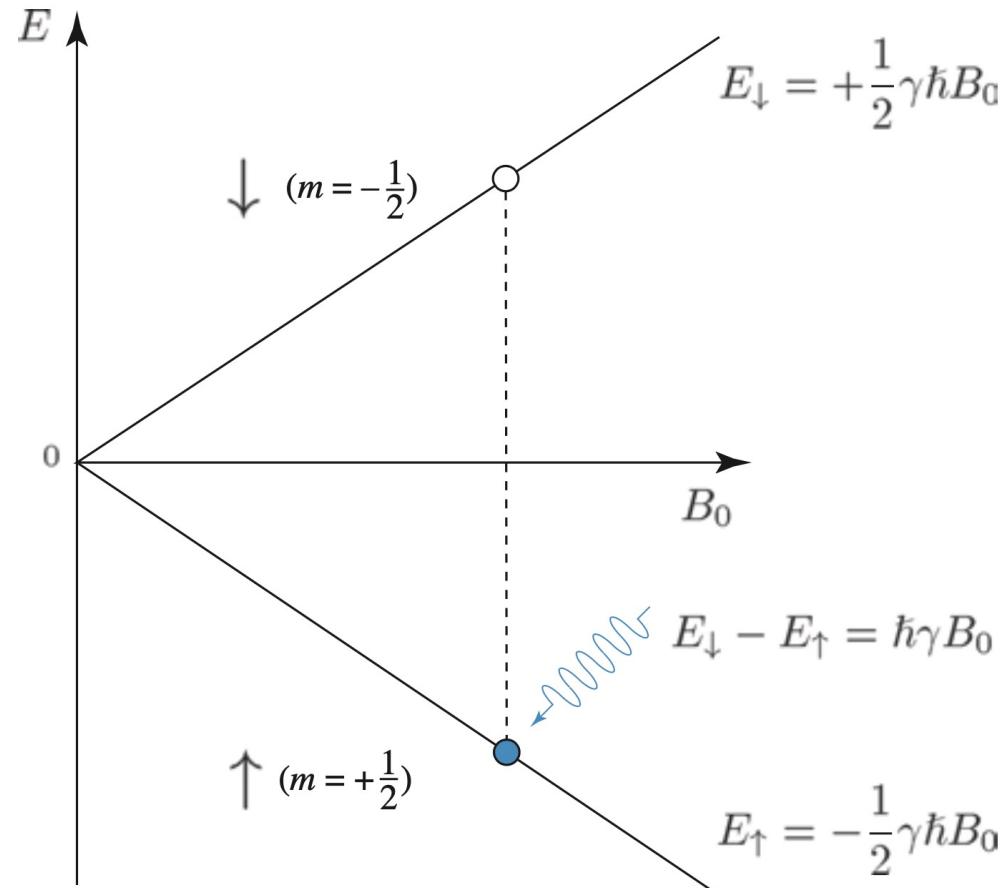
$$\omega_{RF} = \omega_0$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- ω_0 è nello spettro delle onde radio:
 - $B_0 = 1 \text{ T} \rightarrow \omega_0 = 42.6 \text{ MHz}$
 - $B_0 = 1.5 \text{ T} \rightarrow \omega_0 = 63.85 \text{ MHz}$
- Le grandi molecole dei tessuti, come ad esempio il grasso, hanno molti elettronni che riducono l'effetto di B_0
- Si parla di *spostamento chimico* ovvero la riduzione dell'effettiva frequenza di Larmor rispetto al proprio valore teorico

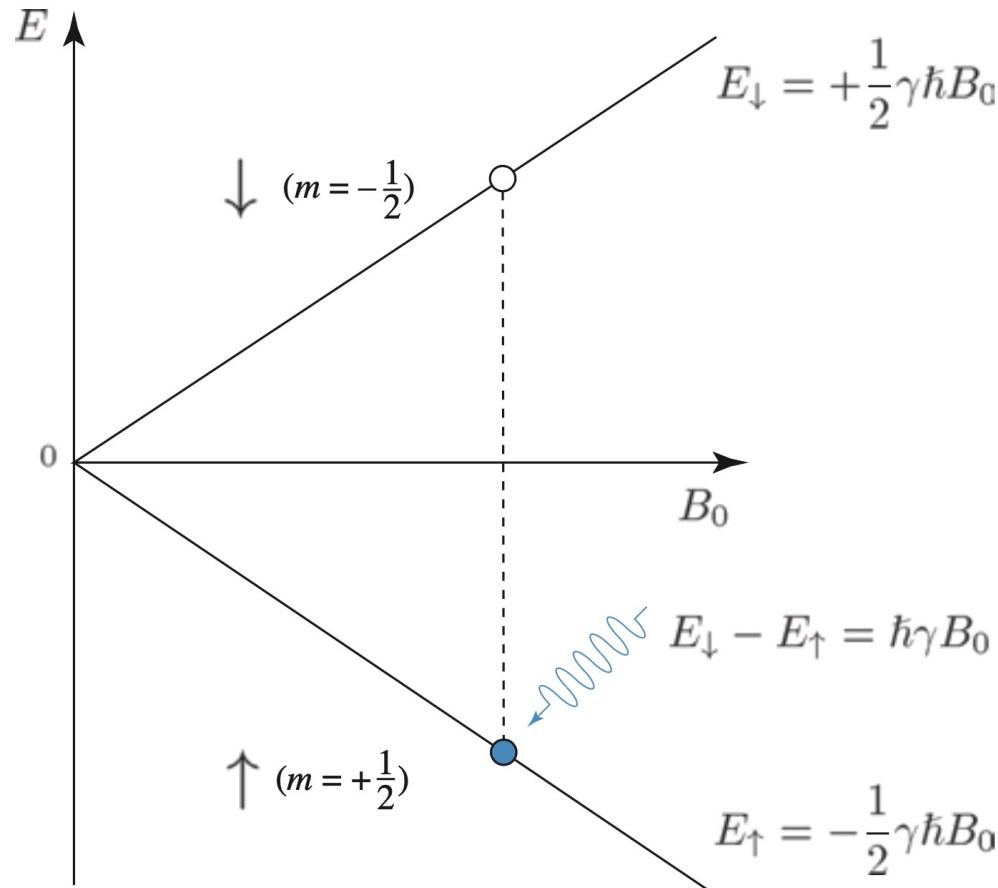


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Lo spostamento chimico è misurato in maniera relativa ad una molecola di riferimento: il *tetrametilsilano* $(\text{CH}_3)_4\text{Si}$

$$cs = (\omega_{\text{tissue}} - \omega_{\text{water}}) / \omega_{(\text{CH}_3)_4\text{Si}}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- A livello macroscopico, in un volume di spazio, misureremo il vettore magnetizzazione netta legato alla somma dei contributi degli n_s spin presenti
- Si fa riferimento all'idrogeno che è un elemento abbondantissimo nei tessuti umani
- Il vettore magnetizzazione non ha una componente trasversale poiché statisticamente gli spin sono orientati in tutte le direzioni e le loro componenti trasverse si annullano, per cui si ha $\mathbf{M}_0 = (0, 0, M_0)$

$$\vec{M}_0 = \sum_{i=1}^{n_s} \vec{\mu}_i$$

$$\frac{d\vec{M}_0}{dt} = \vec{M}_0 \times \gamma \vec{B}$$



*L'equazione vale
macroscopicame
nte per $\theta = 0$*

La risonanza magnetica nucleare

- L'effetto di risonanza con precessione di \mathbf{M}_0 si può ottenere disturbando il sistema con un impulso a radiofrequenza (RF) emesso alla frequenza di Larmor
- Tale impulso si genera con due bobine poste in quadratura lungo le direzioni x ed y del sistema di riferimento generando due segnali sfasati di 90°
- L'impulso crea un campo magnetico variabile $\vec{B}(t)$ alla stessa frequenza che ha, ovviamente, componente longitudinale nulla

$$\vec{B}_1(t) = B_1 (\cos(\omega_0 t), -\sin(\omega_0 t), 0)$$

La risonanza magnetica nucleare

- La componente trasversale sarà data da

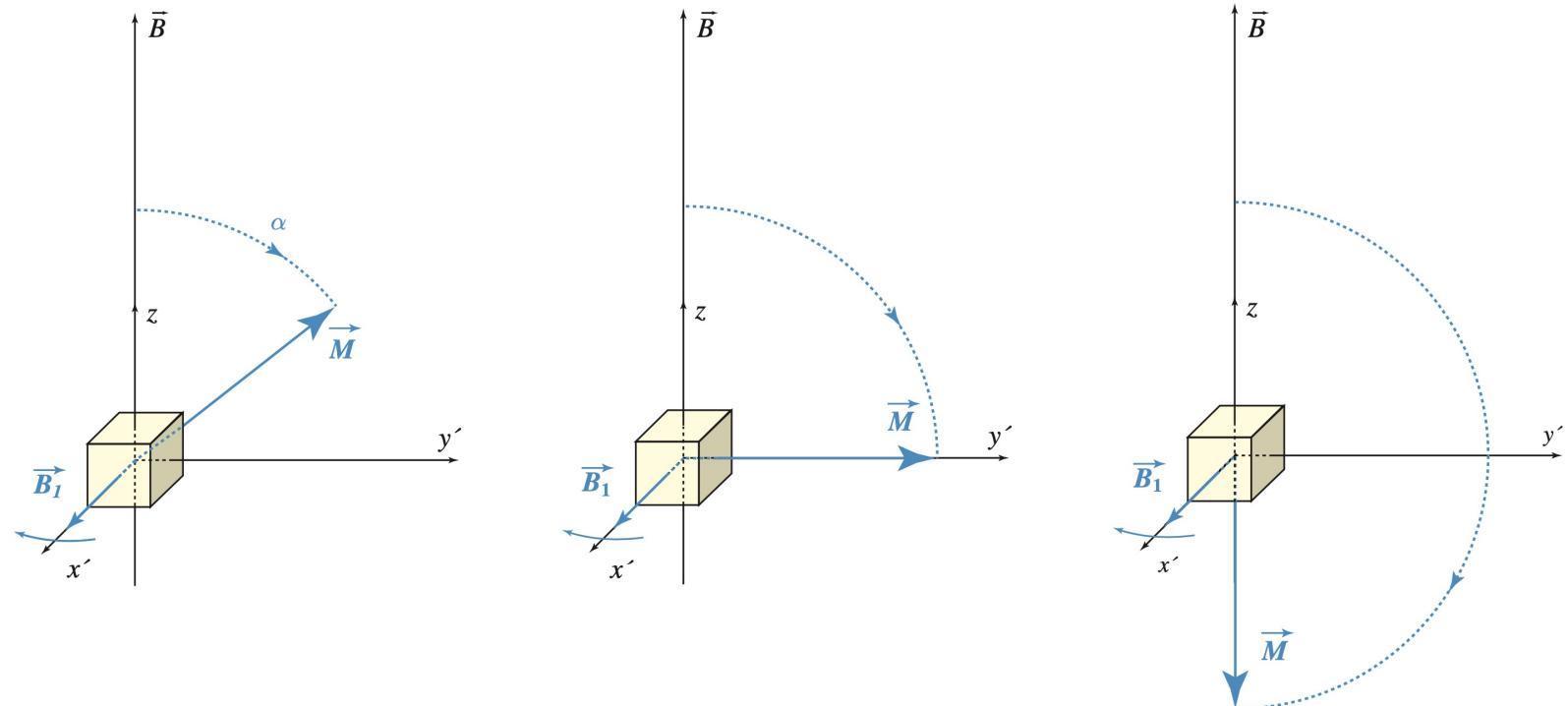
$$\begin{aligned}B_{1_{xy}}(t) &= B_1 \cos(\omega_0 t) - i B_1 \sin(\omega_0 t) \\&= B_1 e^{-i\omega_0 t}.\end{aligned}$$

- La nuova equazione che lega il campo magnetico totale $\mathbf{B} + \mathbf{B}_1(t)$ alla nuova magnetizzazione \mathbf{M} è data da

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma (\vec{B} + \vec{B}_1(t))$$

La risonanza magnetica nucleare

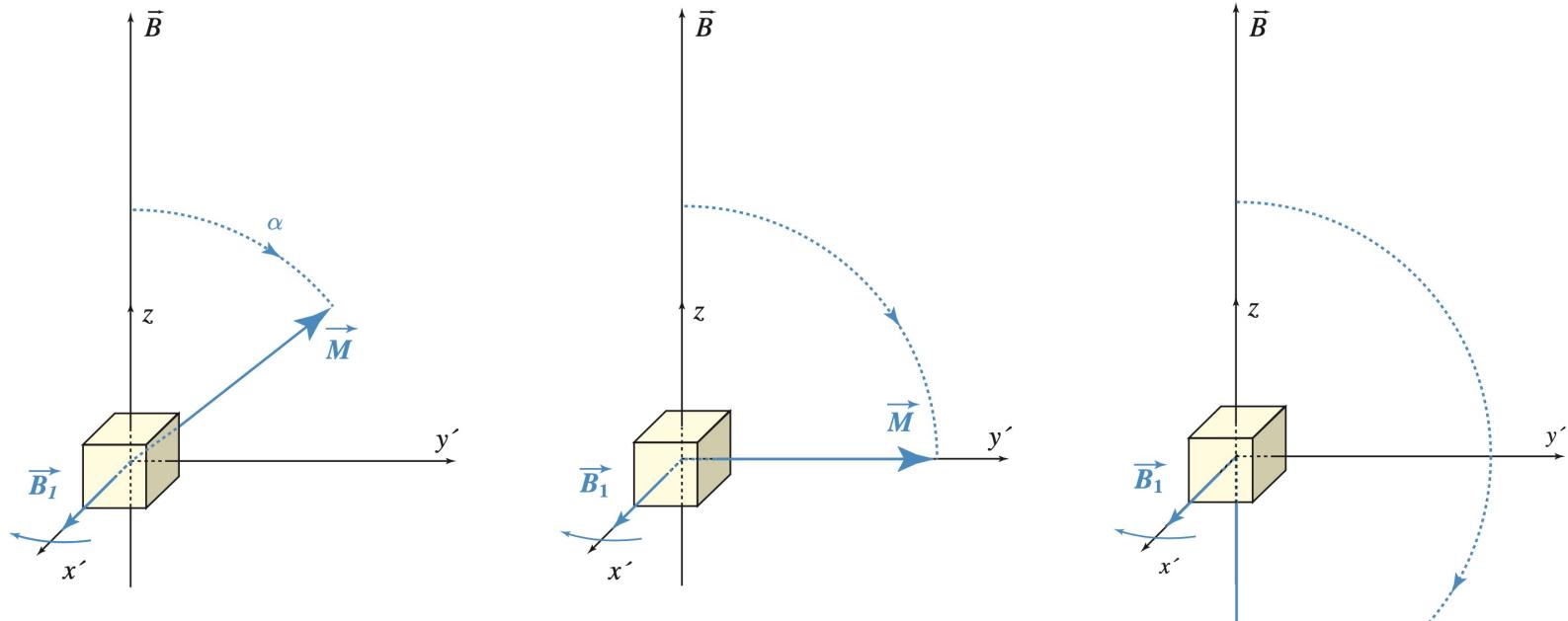
- E' opportuno fare riferimento al sistema di coordinate (x', y', z) rotante a frequenza di Larmor ω_0
- L'unica componente di campo di interesse è allora B_1 che diviene un campo stazionario lungo uno dei due assi trasversali, ad es. x'



Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Si ottiene un moto di precessione di \vec{M} con un *angolo di flip* α verso il piano trasversale con una frequenza $\omega_1 = \gamma B_1$

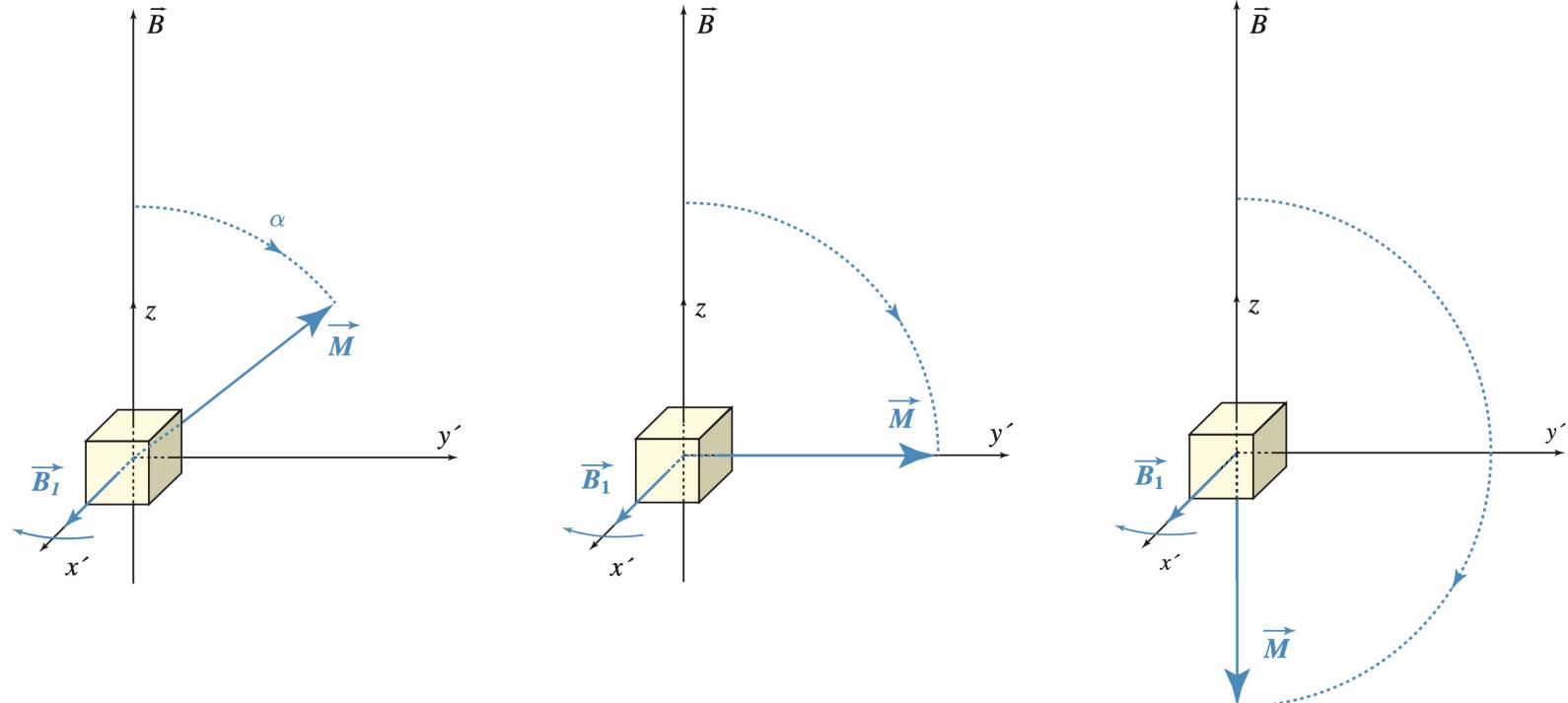


$$\alpha = \int_0^t \gamma B_1 d\tau = \gamma B_1 t = \omega_1 t.$$

Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

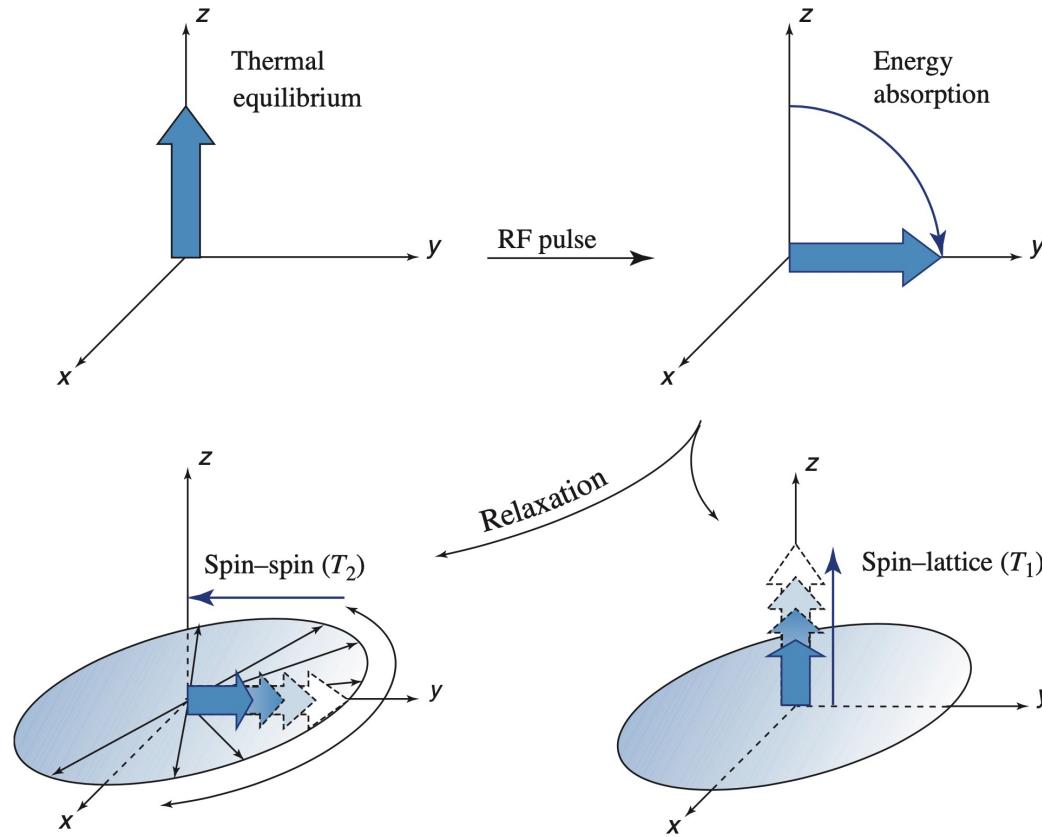
- L'angolo α dipende dal tempo di applicazione dell'impulso
 - Impulso a 90°
 - Impulso a 180°
- Terminata l'applicazione dell'impulso il sistema subisce il *rilassamento* ovvero il ritorno all'equilibrio



Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

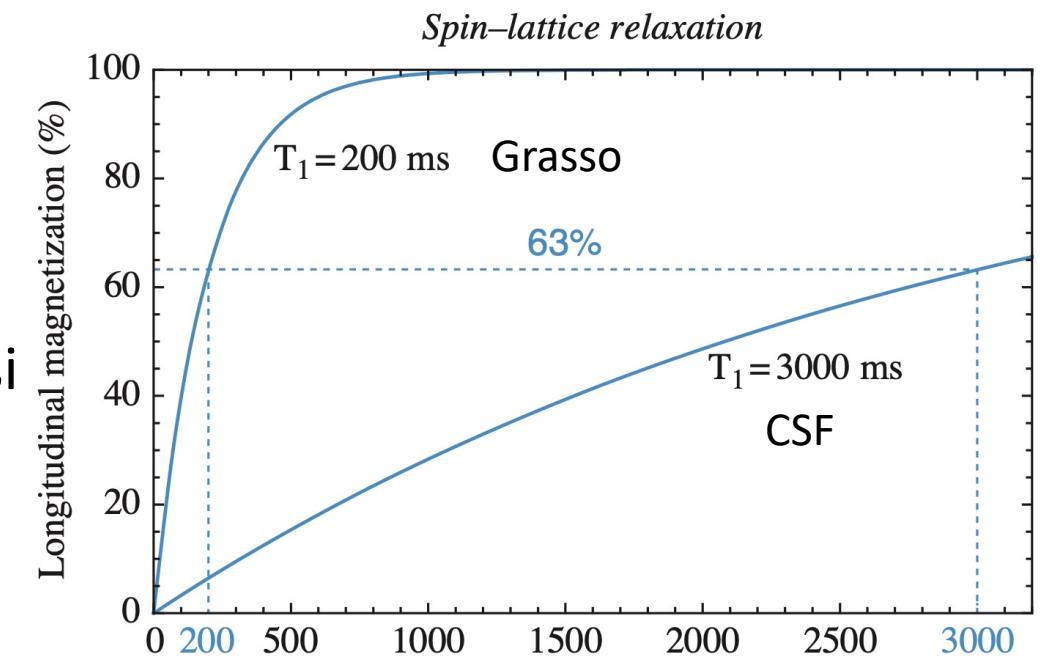
- Il rilassamento si manifesta secondo due modalità contemporanee, entrambe descritte da leggi esponenziali con apposite costanti di tempo
 - Spin-lattice:** è l'insieme dei fenomeni che generano l'aumento della componente longitudinale di \mathbf{M} ed è caratterizzato da una costante di tempo T_1
 - Spin-spin:** è l'insieme duale di fenomeni che generano la riduzione della componente trasversale di \mathbf{M} ed è caratterizzato da una costante di tempo T_2



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Rilassamento spin-lattice
 - Gli spin non più sollecitati dall'impulso RF interagiscono con il reticolo molecolare circostante che entra in vibrazione per cui si dissipà energia come calore
 - La componente trasversale di \mathbf{M} cresce da $M_0 \cos \alpha$ a M_0

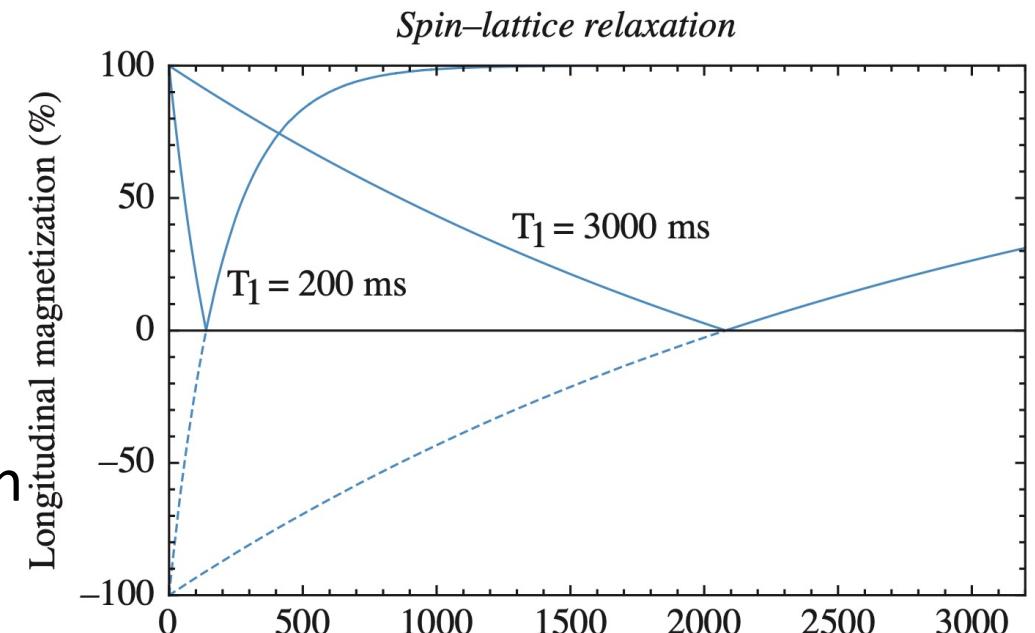


$$M_l(t) = M_0 \cos \alpha e^{-\frac{t}{T_1}} + M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right)$$

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Rilassamento spin-lattice – Inversion Recovery (IR)
 - L'IR corrisponde all'uso di sequenze di impulsi a 180°
 - L'*inversion time* $TI = \ln_2 T_1$ misura il tempo in cui la componente trasversale di \mathbf{M} si annulla per cui si sopprime il tessuto con il relativo T_1
 - STIR (Short TI IR) → sopprime i tessuti grassi
 - FLAIR (Fluid Attenuated IR) → sopprime il CSF

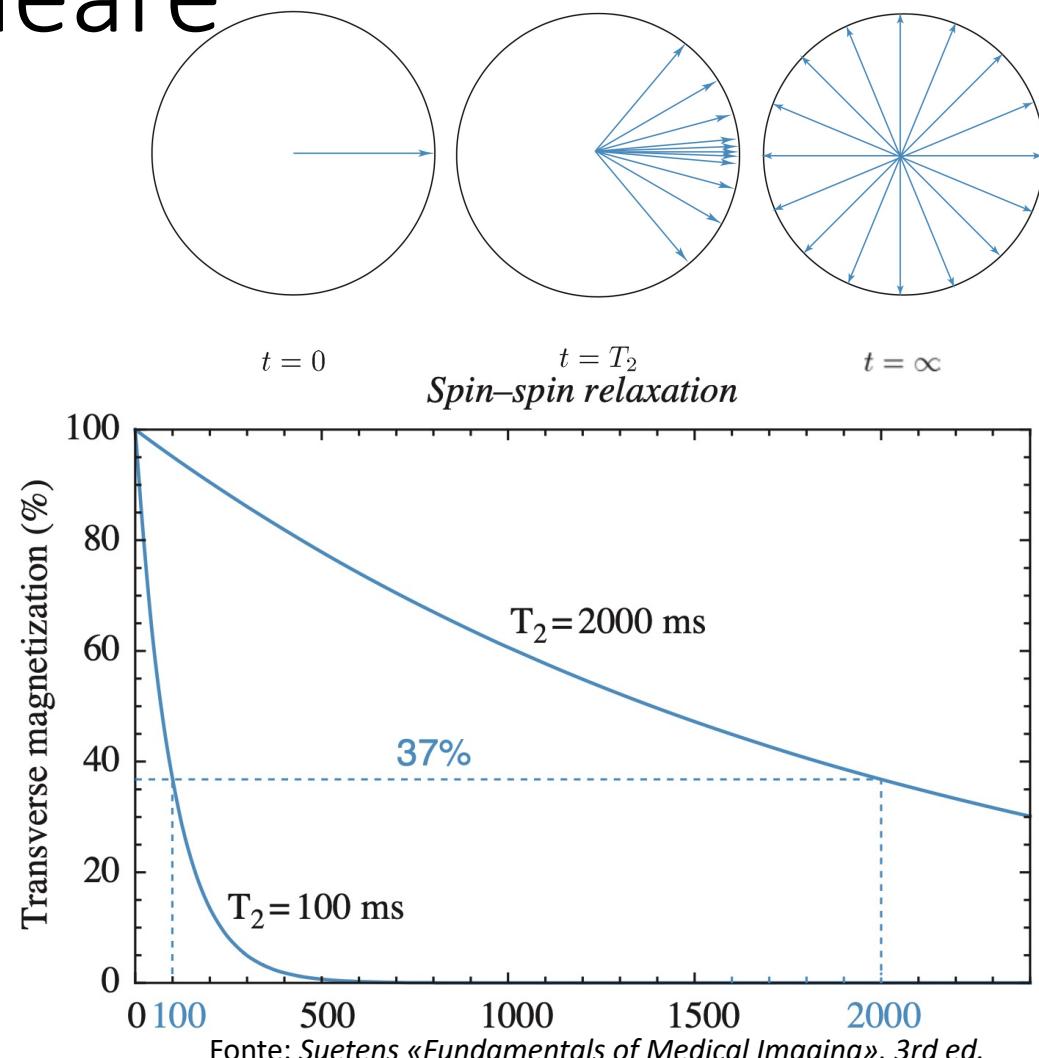


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Rilassamento spin-spin
 - L'interazione casuale tra i singoli spin porta a delle piccole fluttuazioni del vettore \mathbf{M} che subisce piccole variazioni di fase anche quando è soggetto all'impulso RF
 - Al cessare dell'impulso questo fenomeno di perdita della fase (*dephasing*) diventa prevalente, portando all'azzeramento della componente trasversale di \mathbf{M}

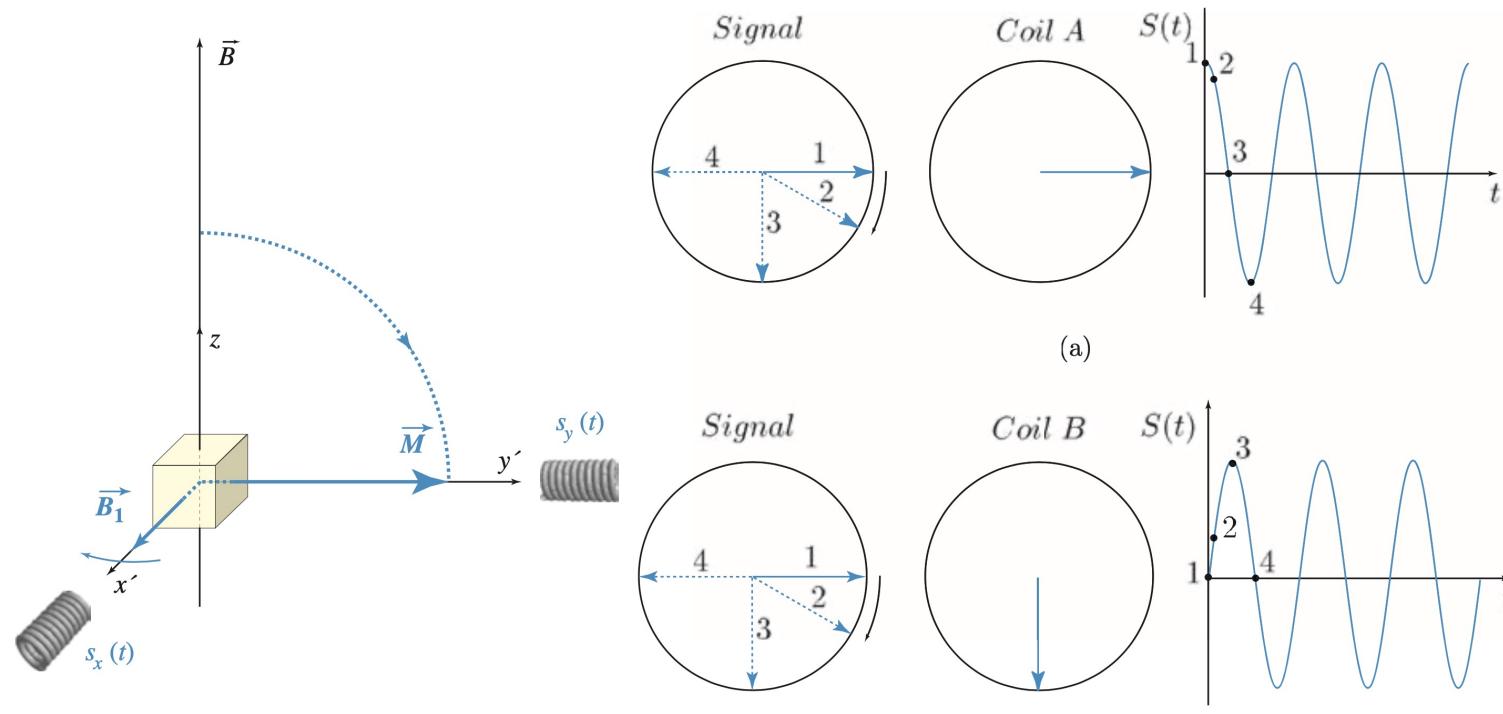
$$M_{\text{tr}}(t) = M_0 \sin \alpha e^{-\frac{t}{T_2}}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

La risonanza magnetica nucleare

- Acquisizione del segnale di magnetizzazione
- Si usano due bobine in quadratura per acquisire il vettore \mathbf{M}_{tr} che ruota a frequenza di Larmor ω_0
- Partendo da un impulso a 90° per cui \mathbf{M} ruota interamente nel piano (x, y) si ha che



$$s_x(t) = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}} \cos(-\omega_0 t)$$

$$s_y(t) = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}} \sin(-\omega_0 t).$$

$$s(t) = s_x(t) + i s_y(t)$$

$$= M_0 e^{-\frac{t}{T_2}} e^{-i\omega_0 t}$$

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

$$s(t) = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}}$$

Coordinate (x', y', z)

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA
CHILAB

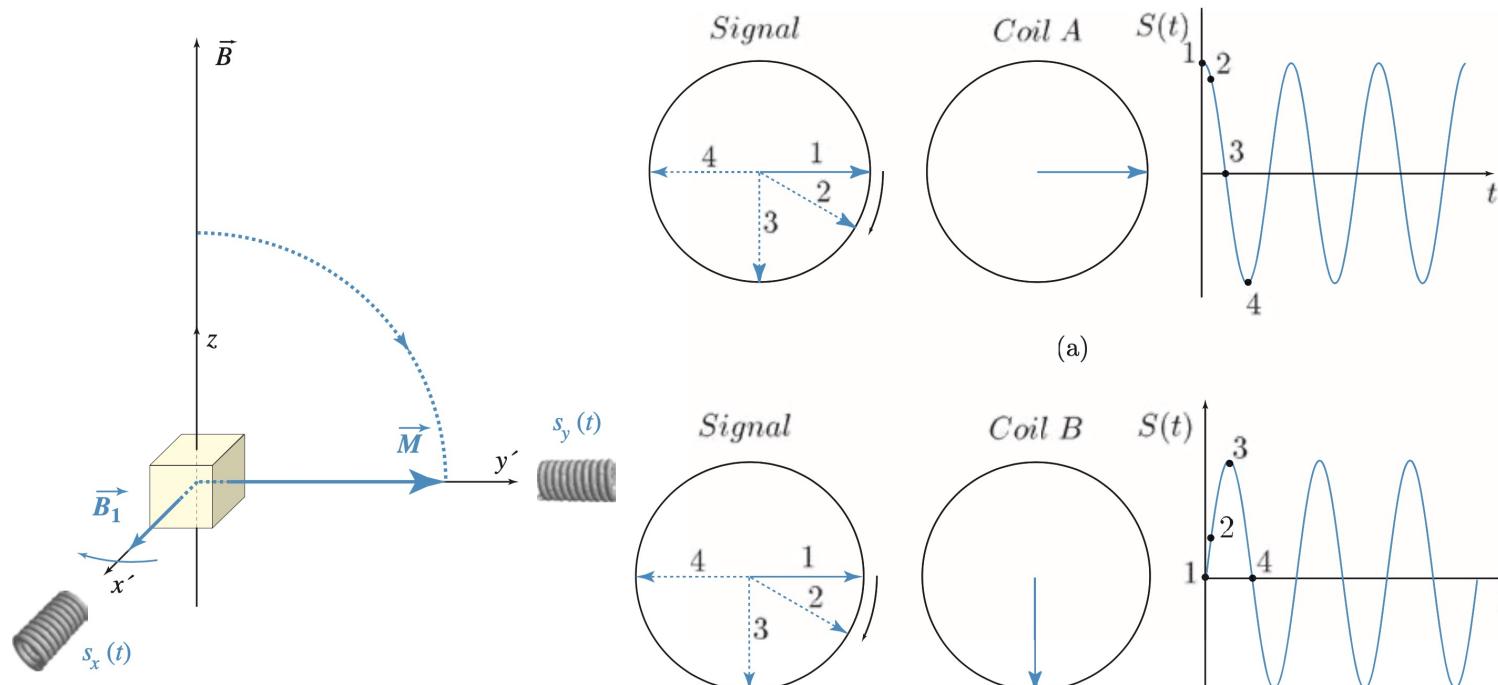
La risonanza magnetica nucleare

- Acquisizione del segnale di magnetizzazione

- Definito un *repetition time* TR al quale riacquisire il segnale, si otterrà una componente longitudinale M_l pari a:

$$M_l(\text{TR}) = M_0 \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}}\right)$$

- Il segnale ottenuto dopo un secondo impulso a 90° è quindi:



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Dipendono dall'operatore
insieme a B_0

$$s(t) = M_0 \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}}\right) e^{-\frac{t}{T_2}}$$

Dipendono dal tessuto

Acquisizione delle immagini

- Il segnale $s(t)$ non ha alcuna codifica della posizione spaziale
- E' possibile *introdurre dei gradienti spaziali del campo magnetico stazionario* per ottenere un segnale dipendente dalla posizione longitudinale della slice ovvero dalla posizione del voxel nel piano assiale

Acquisizione delle immagini

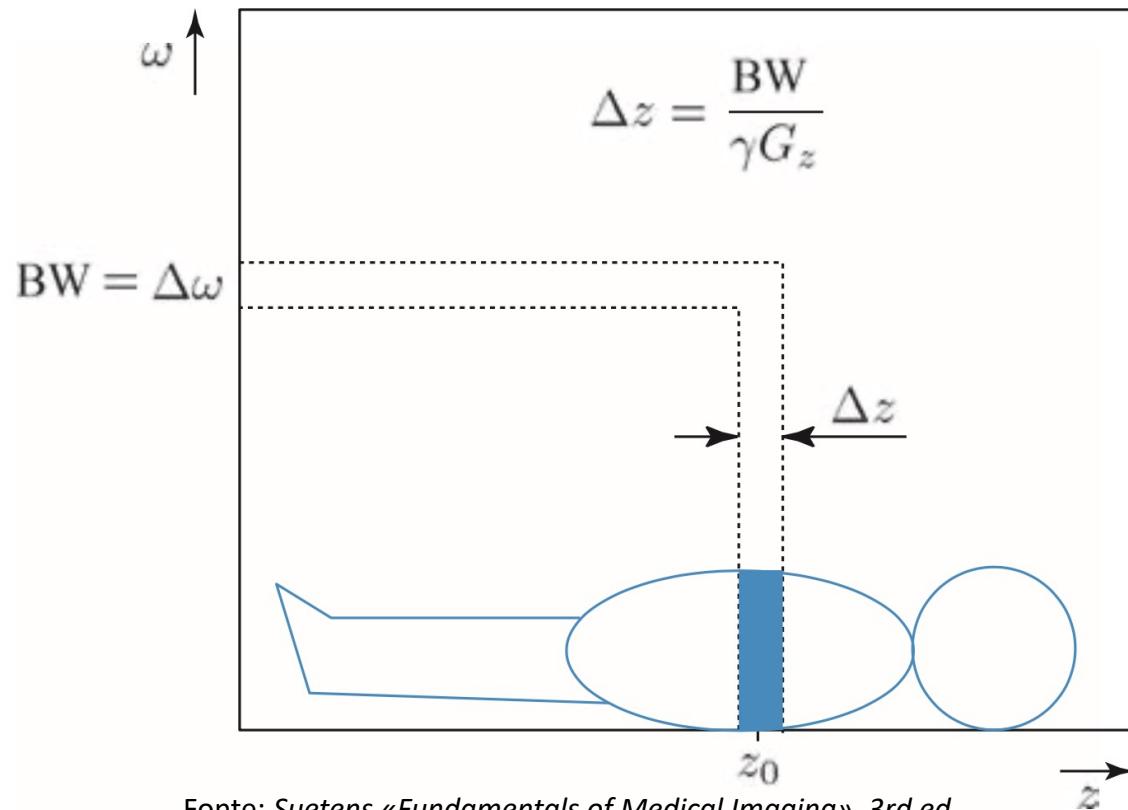
- Selezione della slice
 - Si applicherà un gradiente di campo

$$\vec{G} = (G_x, G_y, G_z) = \left(0, 0, \frac{\partial B_z}{\partial z}\right)$$

- La frequenza di Larmor dipende da z

$$\omega(z) = \gamma(B_0 + G_z z) \quad \Delta\omega = \gamma G_z \Delta z$$

- Applicando un impulso a banda stretta $BW = \Delta\omega$ centrato sulla frequenza $\gamma(B_0 + G_z z_0)$ si ottiene la selezione di una slice di spessore Δz centrata sulla quota z_0



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Applicazione di un gradiente trasversale

- Dopo un impulso a 90° , la componente trasversale della magnetizzazione $M_{\text{tr}}(x, y, t)$ è data da

$$M_{\text{tr}}(x, y, t) = M_0(x, y) \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}}\right) e^{-\frac{t}{T_2}}$$

- Applicando un gradiente costante G_x in direzione x al tempo $t = \text{TE}$, si avrà una rotazione nel sistema di coordinate (x', y', z) a frequenza $\omega(x)$

$$\omega(x) = \gamma G_x x \quad \text{for } t \geq \text{TE}.$$

$$M_{\text{tr}}(x, y, t) = M_0(x, y) \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}}\right) e^{-\frac{t}{T_2}} \cdot e^{-i\gamma G_x x(t - \text{TE})}.$$

Acquisizione delle immagini

- Applicazione di un gradiente trasversale
 - Il segnale misurato dalle bobine integra $M_{\text{tr}}(x, y, t)$ su tutto il piano

$$s(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \rho(x, y) \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}}\right) e^{-\frac{t}{T_2}} \cdot e^{-i\gamma G_x x(t-\text{TE})} dx dy,$$

in cui $\rho(x, y)$ è detta *densità protonica* ed è la densità di magnetizzazione in (x, y) per $t = 0$

Acquisizione delle immagini

- Applicazione di un gradiente trasversale
 - Si può mostrare che $s(t) = \Im\{f(x, y)\}(k_x, 0)$ per un'opportuna scelta delle frequenze spaziali $k_x = (\gamma/2\pi) \cdot G_x(t - TE)$ e $k_y = 0$, con:
$$f(x, y) = \rho(x, y) \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$
 - Questa soluzione si ottiene sostituendo $f(x, y)$, k_x , e k_y nell'espressione di $s(t)$ che diviene l'integrale della FT 2D
 - Inoltre si impone $t = TE$ perché la funzione trasformata dev'essere indipendente dal tempo: l'acquisizione avverrà in un breve intervallo di tempo dopo TE

Acquisizione delle immagini

- Applicazione di un gradiente trasversale – ***k* theorem**
 - Il ***k theorem*** esprime il processo di ricostruzione appena visto, estendendolo anche al caso 3D
 - Se si applica un gradiente $\mathbf{G}(t)$ al vettore $\mathbf{r} = (x, y, z)$ che definisce la posizione di un voxel si ottiene

$$\omega(\vec{r}, t) = \gamma \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t)$$

$$s(t) = \iiint_{-\infty}^{+\infty} \rho(x, y, z) \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right) e^{-\frac{t}{T_2}}$$

$$\cdot e^{-i\gamma \int_0^t \vec{G}(\tau) \cdot \vec{r}(\tau) d\tau} dx dy dz.$$

Acquisizione delle immagini

- Applicazione di un gradiente trasversale – k theorem
 - L'espressione di $s(t)$ rappresenta la FT 3D nel cosiddetto *k space* ovvero lo spazio delle frequenze saziali, di una funzione $f(x, y, z)$

$$s(t) = \mathcal{F}\{f(x, y, z)\}(k_x, k_y, k_z)$$

$$\vec{k}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}(\tau) d\tau \quad f(x, y, z) = \rho(x, y, z) \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

Acquisizione delle immagini

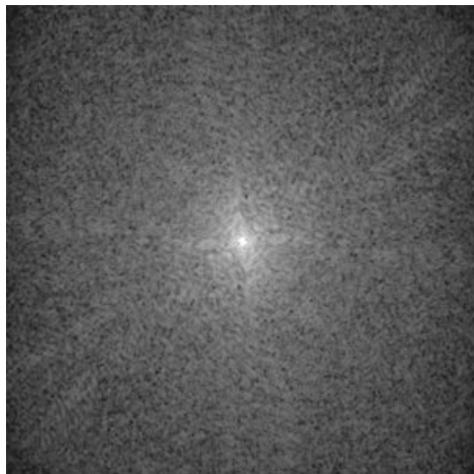
- Applicazione di un gradiente trasversale – k theorem

$$f(x, y, z) = \rho(x, y, z) \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}}\right) e^{-\frac{\text{TE}}{T_2}}$$

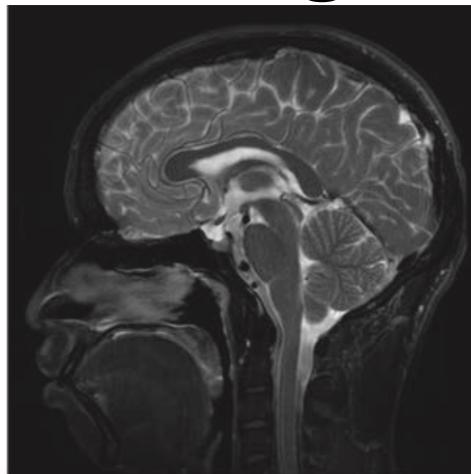
- $f(x, y, z)$ viene ricostruita come IFT 3D dal segnale $s(t)$ dopo aver campionato i valori del k space durante l'intervallo di acquisizione
- TR piccolo → *Immagine pesata in T_1*
- TE elevato → *Immagine pesata in T_2*
- TR lungo e TE breve → *Immagine di densità protonica*

Acquisizione delle immagini

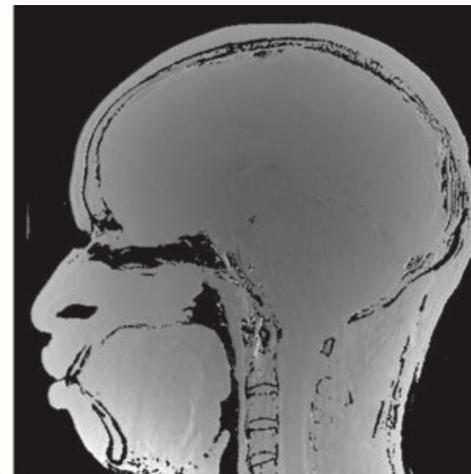
K space



(a)



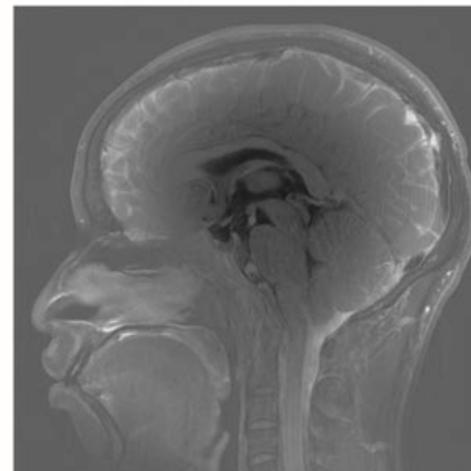
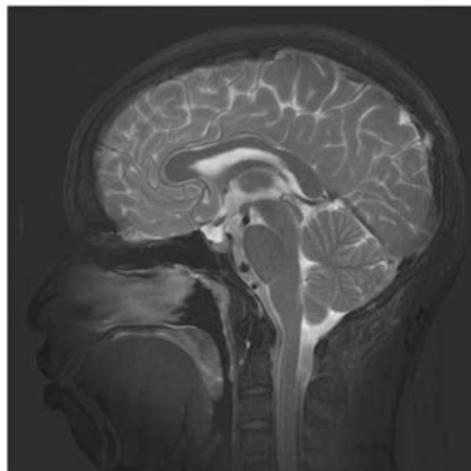
(b)



(c)

Modulo e fase della IFT 3D

Parte reale e immaginaria della IFT 3D



Acquisizione delle immagini

- La ricostruzione basata sul k theorem assume che il vettore posizione *r sia statico rispetto al sistema di riferimento rotante*
- In realtà l'acquisizione è disturbata dal respiro del paziente, da movimenti inconsulti e ovviamente dal flusso sanguigno: in questi casi si deve considerare esplicitamente $r(t)$
- Infine, intervengono fenomeni di dephasing, oltre a quello spin-spin

Acquisizione delle immagini

- Dephasing causato dai gradienti di campo che, per definizione, sono delle variazioni di campo e inducono uno sfasamento tra i singoli spin
- Dephasing dovuto alle disomogeneità locali del campo magnetico
 - Tessuti disomogenei dal punto di vista della suscettibilità magnetica che generano distorsioni geometriche, per es. al bordo aria-tessuti, e riducono il tempo di rilassamento T_2
 - Diverse strutture molecolari in cui sono inseriti i singoli atomi di idrogeno

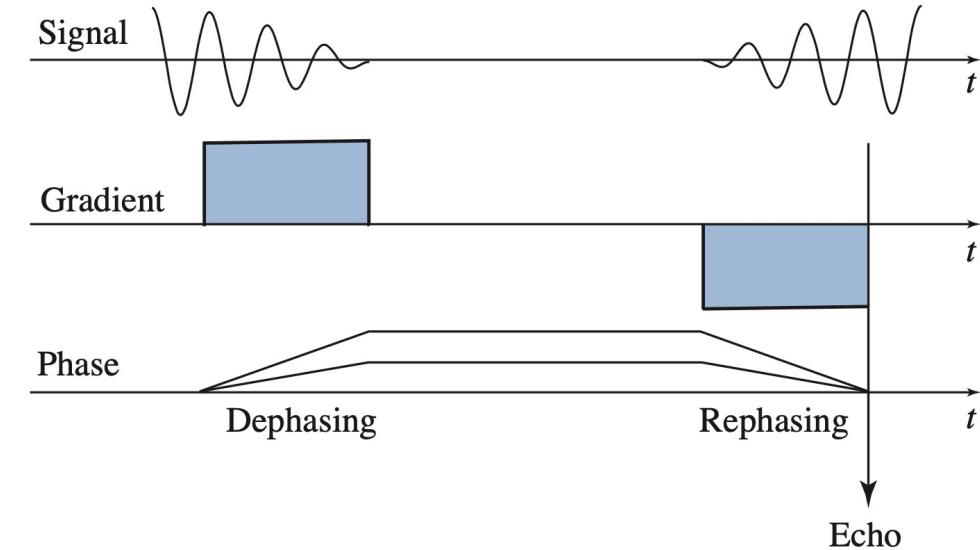
Acquisizione delle immagini

- Gradient – Echo (riduzione del dephasing dei gradienti)
- Lo sfasamento al tempo di acquisizione TE è dato da

$$\Phi(\text{TE}) = \int_0^{\text{TE}} \gamma \vec{G}(t) \cdot \vec{r}(t) dt$$

- Assumendo r statico

$$\begin{aligned} \Phi(\text{TE}) &= \vec{r} \cdot \int_0^{\text{TE}} \gamma \vec{G}(t) dt \\ &= 2\pi \vec{r} \cdot \vec{k}(\text{TE}). \end{aligned}$$

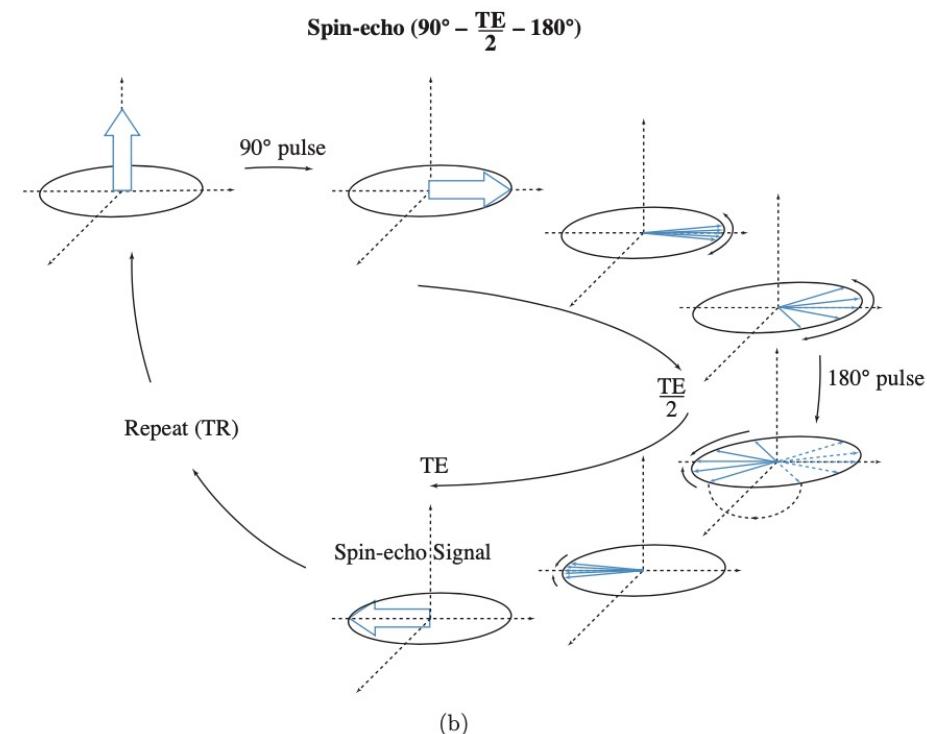
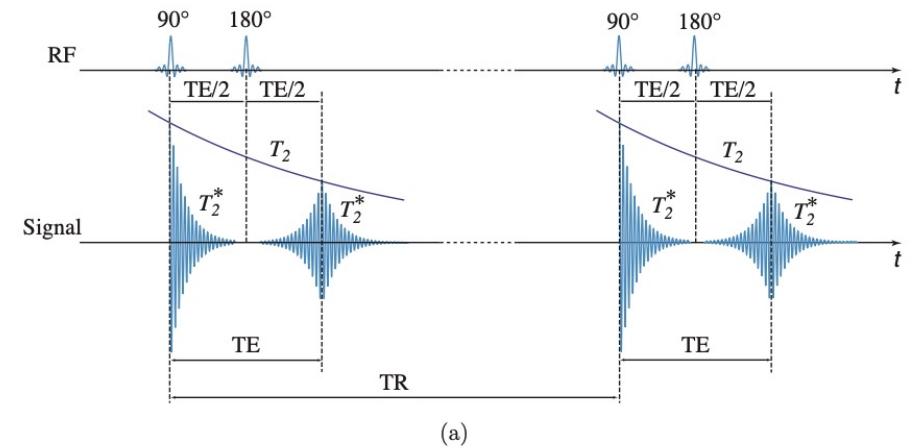


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

$\Phi(\text{TE}) = 0 \rightarrow \vec{k}(\text{TE}) = 0$ ovvero a $t = \text{TE}$ si applica un gradiente uguale e opposto che genera un *segnale di eco*

Acquisizione delle immagini

- Spin – Echo (riduzione del dephasing dovuto alla disomogeneità di campo)
 - Si basa sull'utilizzo di un *impulso a 180°* dopo $TE/2$ dall'applicazione di quello a $90°$
 - L'effetto è quello di riallineare le fasi dei singoli spin in direzione opposta a quella originaria
 - Si crea un eco di segnale detta Spin-Echo (SE) che viene acquisita a TE che è molto breve in ragione del ridotto tempo di rilassamento T_2^*

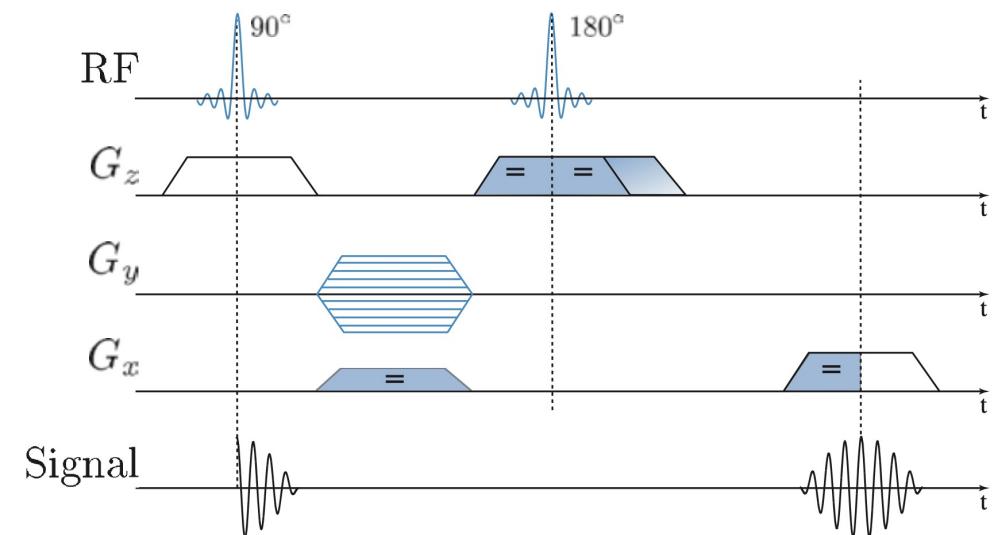


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Sequenza Spin – Echo

- Si esegue la selezione della slice con un gradiente G_z applicato con l'impulso a 90° e con quello a 180°
- Il gradiente G_z a 180° dovrebbe essere negativo, ma lo si fa durare più a lungo dopo l'impulso a 180° poiché ha il medesimo effetto di un gradiente negativo prima dell'impulso
- L'impulso a 180° compensa il dephasing intrinseco di G_z in quanto sorgente di disomogeneità



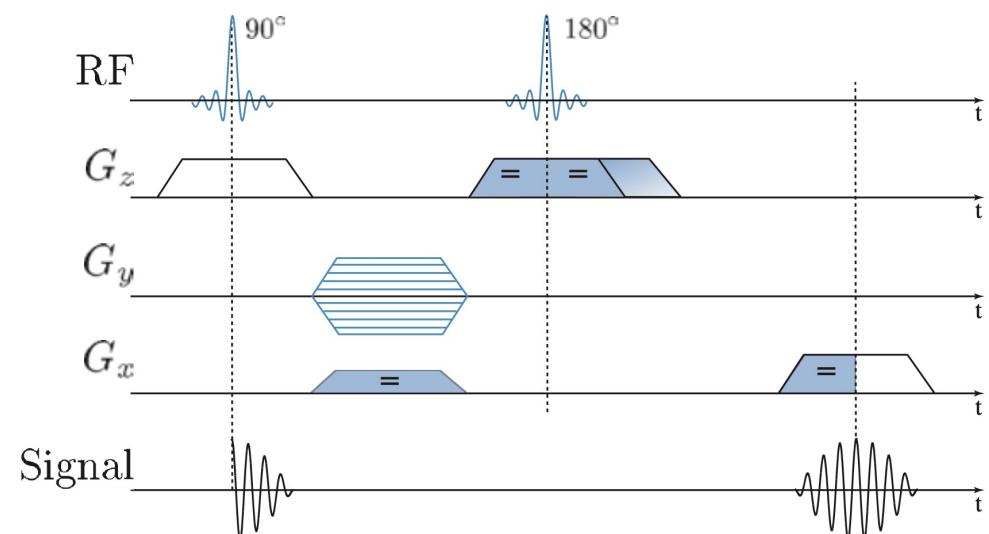
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Sequenza Spin – Echo

- Prima della misurazione del segnale, si applica un gradiente di «codifica di fase» $G_y = m \cdot g_y$ che varia di volta in volta la sua ampiezza a step costanti, di solito nell'intervallo [-255, 256]
- Per una durata di G_y pari a T_{ph} , si ottiene uno sfasamento iniziale di $s(t)$ dato da:

$$\phi(y) = \gamma G_y y T_{\text{ph}} \quad k_y = \frac{\gamma}{2\pi} m g_y T_{\text{ph}}$$

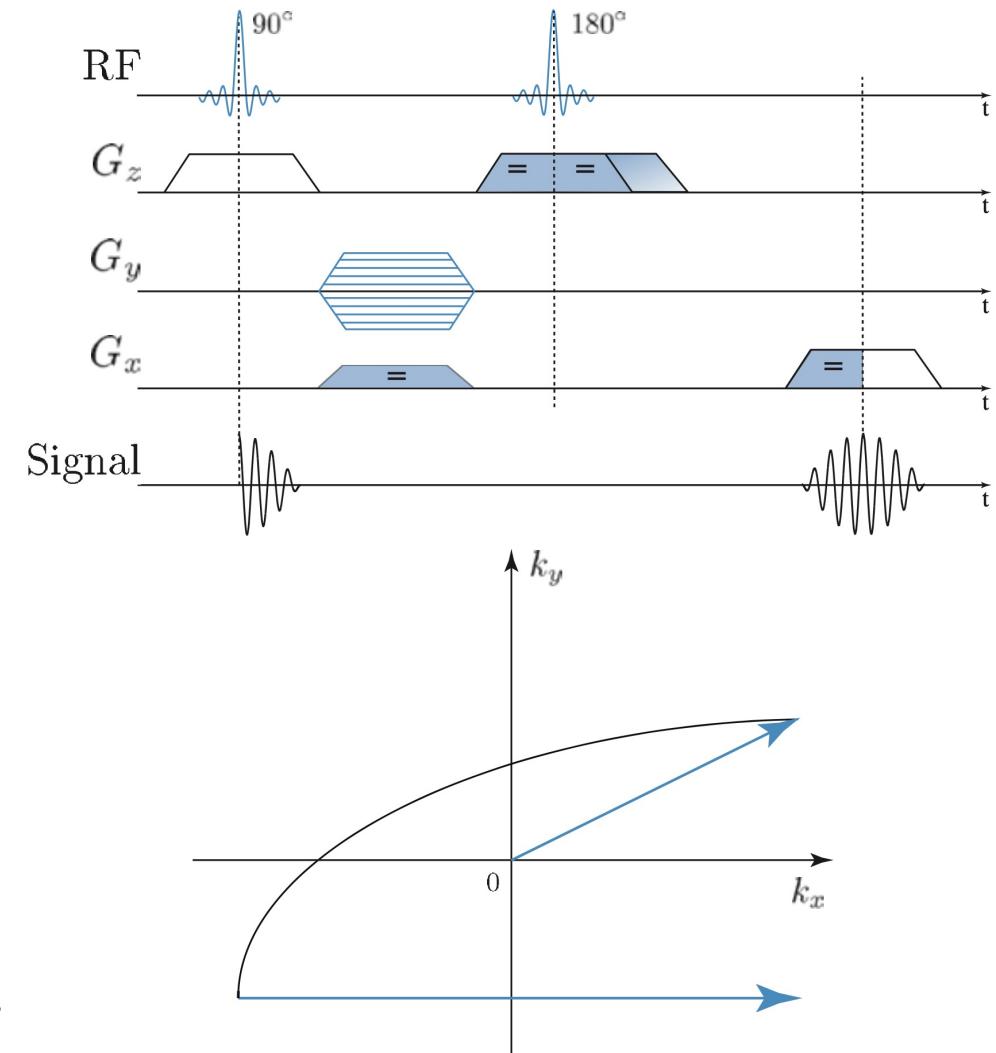


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Sequenza Spin – Echo

- Al tempo TE si applica il gradiente «a codifica di frequenza» G_x che consente di leggere i valori di una riga nel k space
- Prima dell'impulso a 180° si applica un altro gradiente G_x che consente la correzione del dephasing introdotto dal gradiente a codifica di frequenza e inverte la fase di k
- La riga nel k space viene così scandita per valori positivi e negativi di k_x



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA
CHILAB

Acquisizione delle immagini

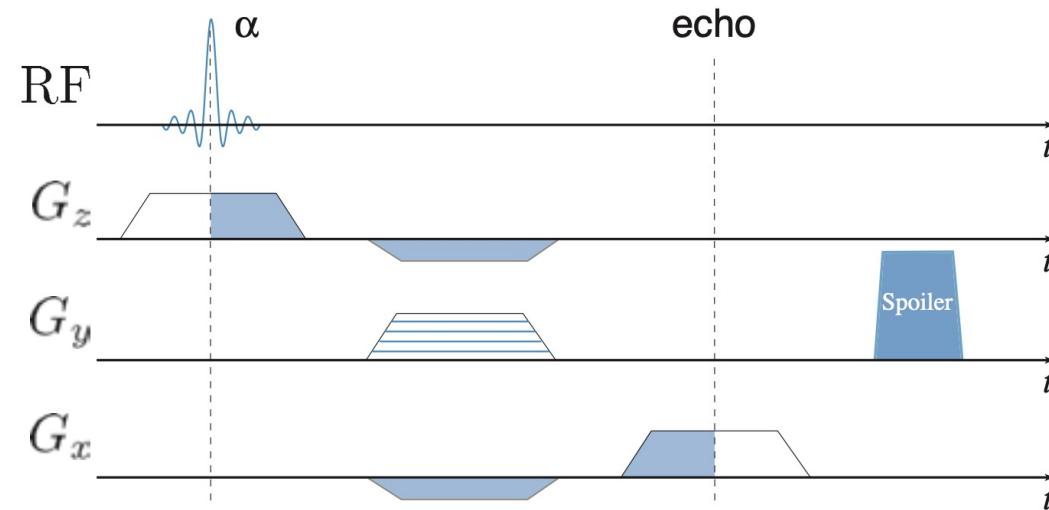
- Sequenza Spin – Echo
 - La ricostruzione dell'immagine avviene di solito usando 512 valori per m in $[-255, 256]$ e campionando 512 valori di k_x per ogni riga
 - Ciò corrisponde a precise terne di G_x , G_y e dei tempi degli impulsi
 - Si usano tecniche di riduzione degli step di codifica di fase che poi necessitano di correzioni in fase di ricostruzione

Acquisizione delle immagini

- Sequenza Gradient – Echo
 - Sono sequenze molto veloci per cui hanno TR basso e sono quindi pesate in T_1
 - Non c'è spin-echo ovvero impulso a 180° : il dephasing è corretto solo dal gradiente e quindi l'acquisizione è critica rispetto al rilassamento T_2^*
 - L'angolo di flip è minore di 90° (tipicamente tra 20° e 60°): si può mostrare che il segnale con $\alpha < 90^\circ$ è più intenso per piccoli valori di TR

Acquisizione delle immagini

- Sequenza Gradient – Echo
 - G_z è compensato dal gradiente negativo
 - G_x è compensato da un gradiente negativo prima della misura al tempo di eco
 - G_y fa sempre codifica di fase, ma viene generato un gradiente spoiler per il segnale residuo pesato in T_2^* ancora presente se TR è molto piccolo

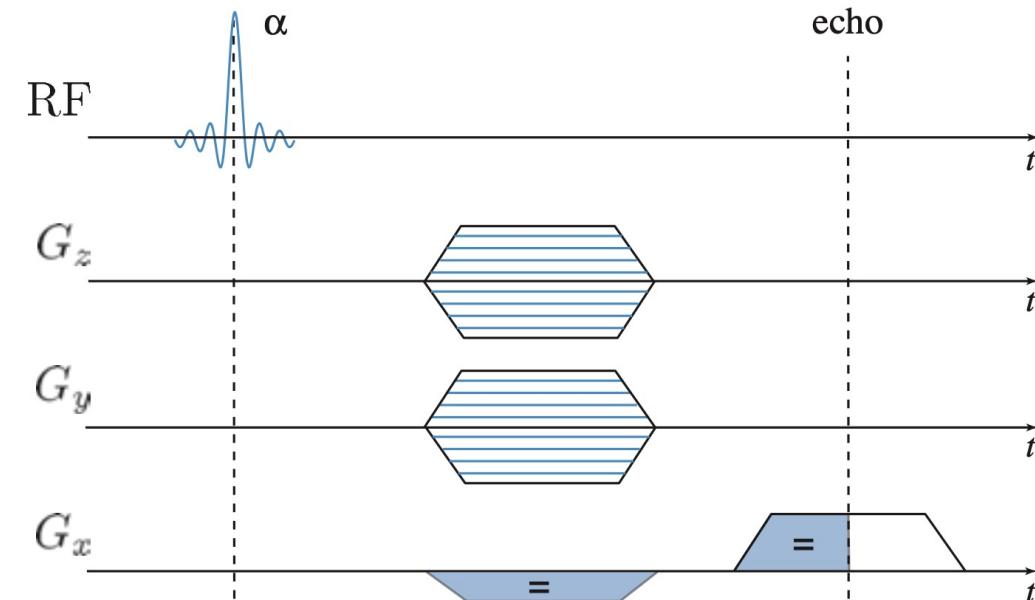


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Acquisizione 3D GE
 - G_y e G_z agiscono entrambi a codifica di fase
 - G_x è sempre compensato da un gradiente negativo prima della misura al tempo di eco
 - Lo sfasamento in (y, z) è dato quindi da

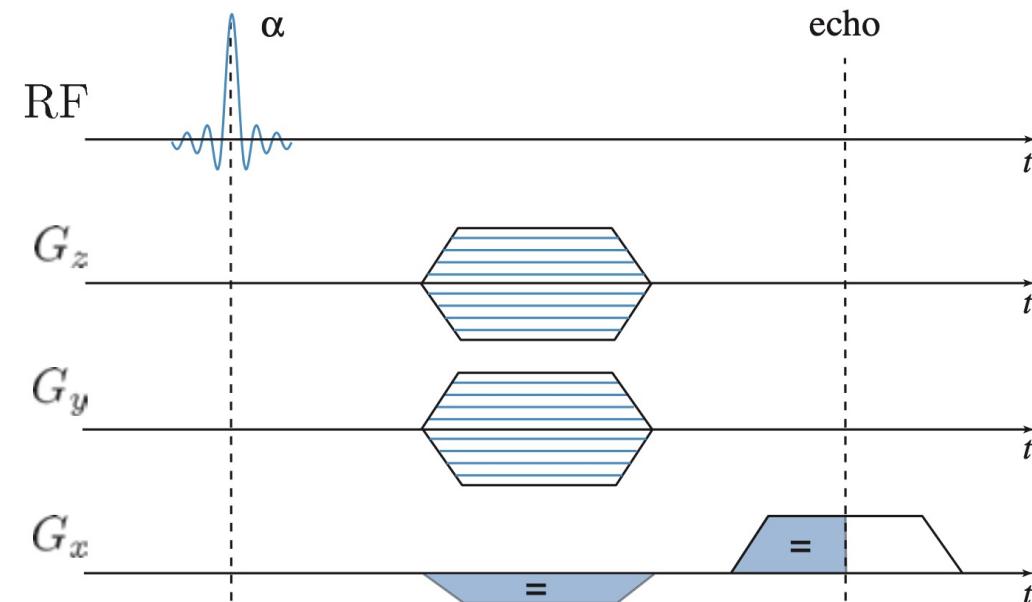
$$\phi(y, z) = \gamma(mg_y y T_{\text{ph}} + ng_z z T_{\text{ss}})$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Acquisizione 3D GE
 - La codifica di fase in z consente un campionamento del volume in direzione assiale che porta a slice sottili
 - E' il numero linee a k_z costante a decidere lo spessore «virtuale» della slice
 - Si evita il cross-talk tra le slice perché il segnale è acquisito tutto insieme e quindi aumenta anche il SNR



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Acquisizione 3D SE
 - L'acquisizione 3D SE è molto più lenta della GE perché impone dei TR molto elevati (anche dell'ordine di qualche secondo)
 - In genere l'acquisizione 3D è più lenta della 2D e sono necessarie tecniche di *fast imaging*

Acquisizione delle immagini

- Fast imaging

- Il tempo di acquisizione 2D e 3D può essere valutato come

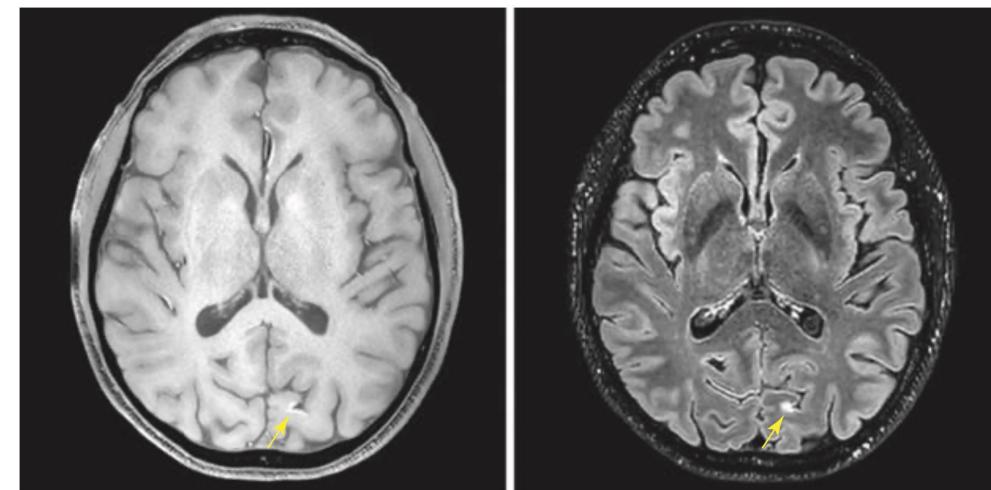
$$TA_{2D} = N_y TR \quad TA_{3D} = N_y N_z TR$$

- N_y → numero di codifiche di fase y
- N_z → numero di codifiche di fase per la selezione della slice

- Esempio: Cervello 180 slice, 250 codifiche di fase

- Pesata in T_1 , 3D GE, TR = 6 ms $TA_{3D} = 4.5$ min circa

- Pesata in T_2 , 3D SE, TR = 4800 ms $TA_{3D} = 60$ h circa !!!



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Fast Imaging – Multi slice
 - Si tratta di un'acquisizione 2D multipla lungo z di slice apparteneneti a N_{concat} insiemi distinti che vengono poi concatenati per creare un unico volume
 - Usa il fatto che TR è molto lungo rispetto a TE e quindi nell'intervallo $t \in [TE, TR]$ si possono far partire nuove sequenze di acquisizione a distanza sufficientemente elevata tra loro per evitare il cross-talk
 - Il tempo di acquisizione diviene $TA_{2D} = N_y N_{concat} TR$
 - In maniera simile si possono fare acquisizioni 2D interallacciate per ridurre il cross-talk

Acquisizione delle immagini

- Fast Imaging – Echi multipli

- Se, a valle della medesima eccitazione, di raccolgono echi multipli si ottiene una lettura parallela di più righe del k space nella stessa sequenza e quindi il tempo si riduce proporzionalmente alla lunghezza del treno di echi (ETL)

$$TA_{2D} = \frac{N_y N_{concat} TR}{ETL}$$

$$TA_{3D} = \frac{N_y N_z TR}{ETL},$$

- L'uso di echi multipli viola il k theorem a causa dell'uso di TE multipli e quindi non c'è più indipendenza da T_2

Acquisizione delle immagini

- Fast Imaging – Echi multipli
 - Il processo di applicazione di echi multipli viene modellato con un filtro in frequenza $H(k_x, k_y)$ che introduce un blurring
 - Si adotta comunque la ricostruzione tramite IFT
 - Sequenze:
 - Turbo GE / SE
 - Echo Planar Imaging (EPI)

Acquisizione delle immagini

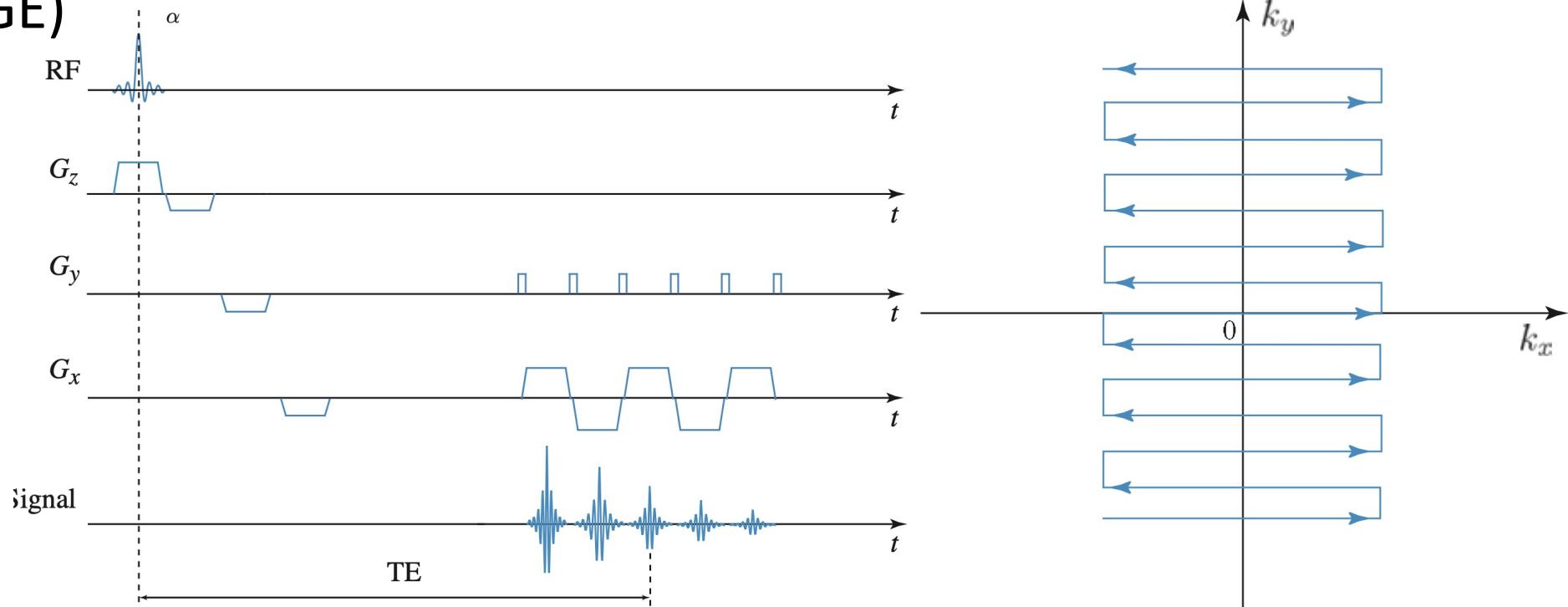
- Turbo GE / SE
 - Sono sequenze SE / GE in cui, dopo ogni eco, si genera un nuovo gradiente di codifica della fase e si raccoglie il relativo eco
 - Ogni gradiente acquisisce una nuova linea nel k space
 - Fino a 128 echì nella stessa eccitazione

Acquisizione delle immagini

- EPI
 - Sono le sequenze 2D più veloci
 - Tutti gli echi sono generati in una sola eccitazione, ma la dimensione delle immagini è piccola (tipicamente 128 x 128) a causa del limite di echi generabili
 - TA anche dell'ordine di 100 ms
 - Vengono usate nell'imaging dinamico

Acquisizione delle immagini

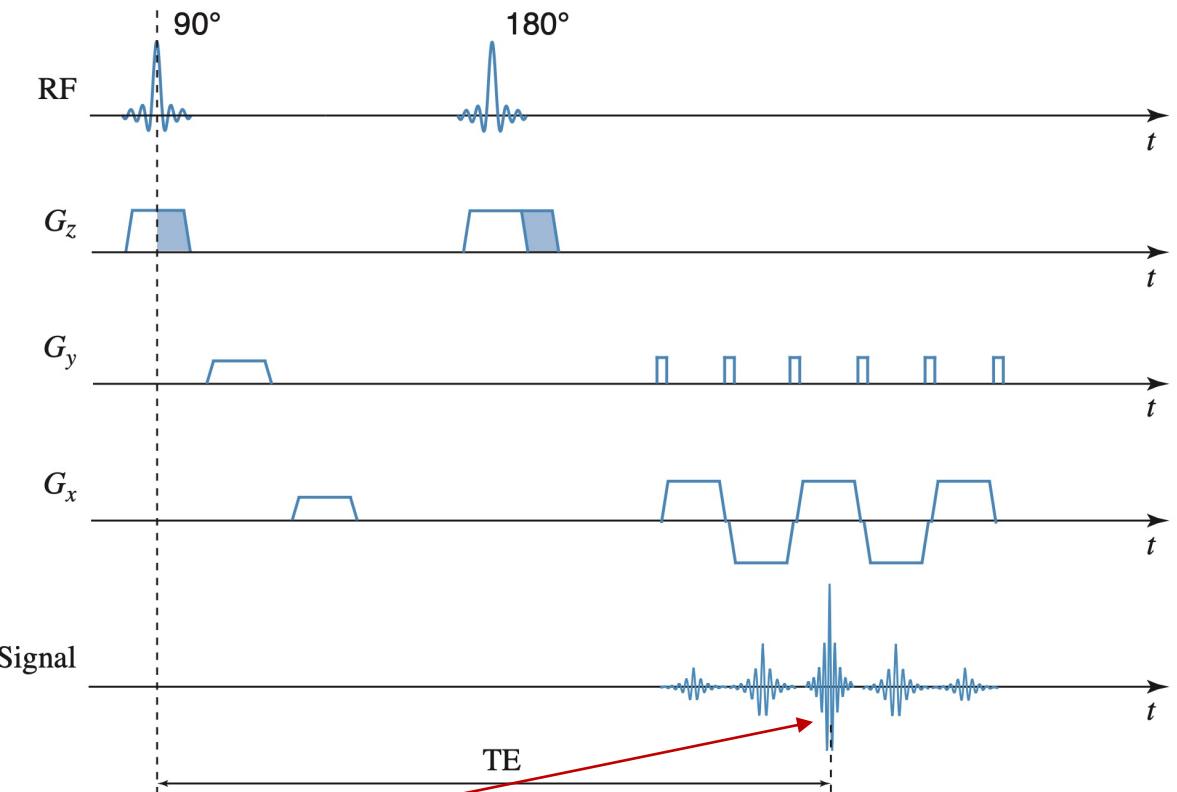
- Blipped EPI (GE)



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- SE EPI



Per effetto dell'impulso a 180° le basse frequenze spaziali vengono incrementate

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Parallel imaging (pMRI)
 - Si utilizzano N_c bobine con differente sensitività spaziale e questo consente di aumentare il passo di campionamento Δk_y e Δk_z di un certo fattore R
 - Il tempo di acquisizione diminuisce, ma anche la risoluzione del FOV
 - Un'immagine acquisita dalla bobina i -esima $I_i^*(\mathbf{r})$, per ogni pixel \mathbf{r} è ottenuta per sovrapposizione di R pixel \mathbf{r}_j dell'immagine a risoluzione piena che si vuole ricostruire $I(\mathbf{r}_j)$

$$I_i^*(\vec{r}) = \sum_{j=1}^R s_i(\vec{r}_j) \cdot I(\vec{r}_j)$$

Acquisizione delle immagini

- Parallel imaging (pMRI)

- I valori di sensitività $s_i(\mathbf{r}_j)$ vengono misurati sperimentalmente per cui sono i coefficienti noti di un sistema di N_c equazioni in $R \leq N_c$ incognite, per ogni pixel misurato \mathbf{r} , che mi fornisce la ricostruzione di I

$$\vec{I}^*(\vec{r}) = S \times \vec{I}$$

- Il tempo di acquisizione TA viene quindi ulteriormente diviso per R

Acquisizione delle immagini

- Imaging di fase

- In questo approccio si tiene esplicito conto del dephasing aggiuntivo $\Delta\varphi(\vec{r}, t)$ dovuto al chemical shift, alle disomogeneità di campo ovvero alla diversa suscettibilità magnetica dei vari tessuti

- Nel caso stazionario il k theorem ci dice che

$$s(t) = \int_{\vec{r}} \rho^*(\vec{r}) e^{-i\Phi(\vec{r}, t)} d\vec{r}$$

$$\rho^*(\vec{r}) = \rho(\vec{r}) \left(1 - e^{-\frac{\text{TR}}{T_1}}\right) e^{-\frac{\text{TE}}{T_2}}.$$

$$\Phi(\vec{r}, t) = \int_0^t \omega(\vec{r}, \tau) d\tau = \int_0^t \gamma \vec{G}(\tau) \cdot \vec{r} d\tau$$

$$\Phi(\vec{r}, t) = 2\pi \vec{k}(t) \cdot \vec{r}$$

$$s(t) = \int_{\vec{r}} \rho^*(\vec{r}) e^{-2\pi i \vec{k}(t) \cdot \vec{r}} d\vec{r} = \mathcal{F}\{\rho^*(\vec{r})\}(\vec{k})$$

Acquisizione delle immagini

- Imaging di fase

- Se inseriamo esplicitamente lo sfasamento $\Delta\varphi(\vec{r}, t)$ si ottiene la seguente situazione

$$\Phi(\vec{r}, t) = \left(\int_0^t \gamma G(\tau) d\tau \right) \cdot \vec{r} + \Delta\varphi(\vec{r}, t) \quad s'(t) = \int_{\vec{r}} \rho^*(\vec{r}) e^{-2\pi i \vec{k}(t) \cdot \vec{r} - i \Delta\varphi(\vec{r}, t)} dr = \mathcal{F}\{\rho'^*(\vec{r})\}(\vec{r})$$

- Un modello tipico dello sfasamento è legato a una variazione spaziale del campo

$$\Delta\varphi(\vec{r}, t) = \Delta\omega(\vec{r}) \cdot t = \gamma \Delta B(\vec{r}) \cdot t$$

Acquisizione delle immagini

- Susceptibility Weighted Imaging (SWI)

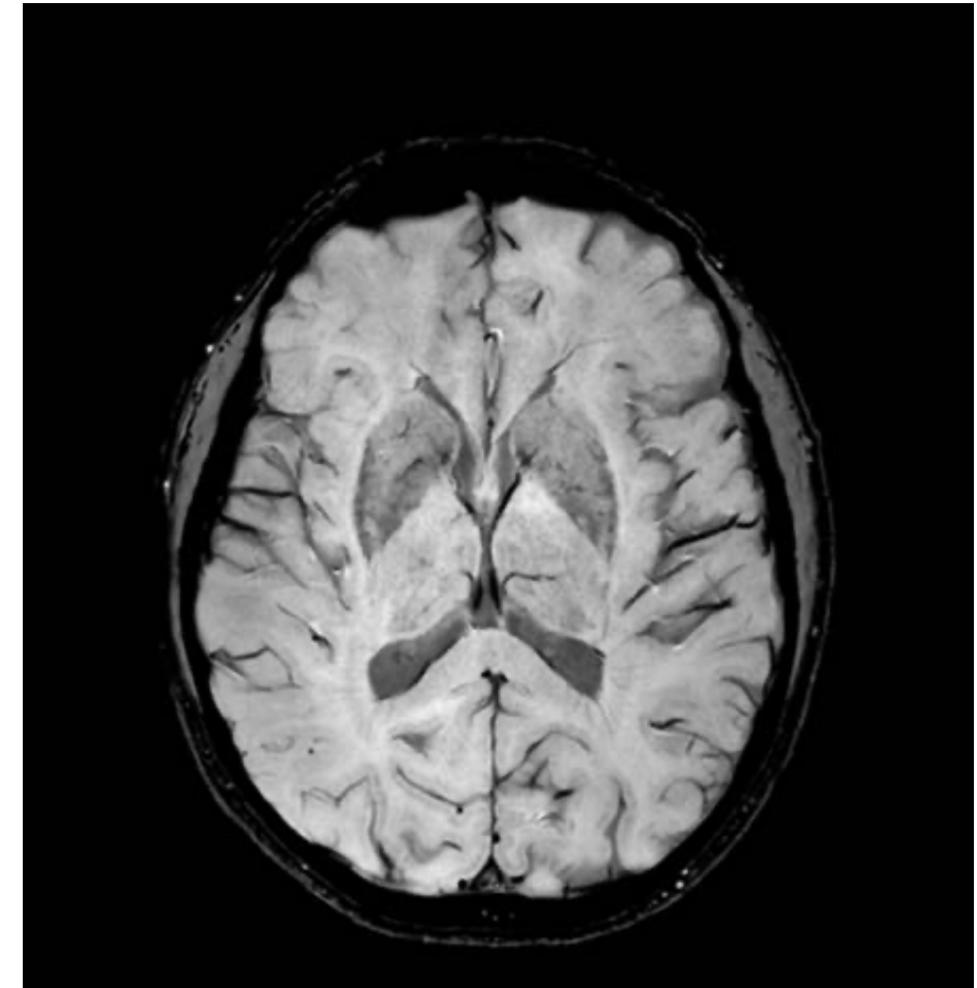
- Lo sfasamento $\Delta\varphi(\vec{r}, \text{TE})$ al tempo di acquisizione è

$$\Delta\varphi(\vec{r}, \text{TE}) = \gamma \Delta B(\vec{r}).\text{TE}$$

- Questo ha una componente a bassa frequenza dovuta a variazioni su larga scala del campo esterno B_0 ovvero alle differenze di suscettibilità di grandi regioni
 - La parte ad alta frequenza è dovuta al chemical shift e a piccole variazioni locali di suscettibilità

Acquisizione delle immagini

- Susceptibility Weighted Imaging (SWI)
 - Si rimuove con un passa alto la parte a bassa frequenza
 - Si usa l'immagine di fase in alta frequenza per aumentare la qualità delle zone in cui ci sono sostanza paramagnetiche (ferritina, desossiemoglobinina, etc.)



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Chemical Shift Imaging (CSI)

- Se si considerano gli scostamenti di frequenza $\Delta\omega_s$ indotti dal chemical shift la fase del segnale si può scrivere

$$\Phi(\vec{r}, \Delta\omega_s, t) = \left(\int_0^t \gamma \vec{G}(\tau) d\tau \right) \cdot \vec{r} + t \cdot \Delta\omega_s$$

- Il k theorem ci dice che $\Phi(\vec{r}, \Delta\omega_s, t) = 2\pi(\vec{k}(t) \cdot \vec{r} + t \cdot \Delta f_s)$

$$s'(t) = \int_{\vec{r}} \rho^*(\vec{r}) e^{-2\pi i(\vec{k}(t) \cdot \vec{r} + t \cdot \Delta f_s)} dr \quad s(t) = \mathcal{F}\{\rho^*(\vec{r}, \Delta f_s)\}(\vec{k}, t)$$

Acquisizione delle immagini

- Chemical Shift Imaging (CSI)
 - E' possibile ottenere scansioni multiple al variare di Δf_s posto che k e t si possano considerare indipendenti
 - Tutti i gradienti, in questo caso, vengono applicati «prima» della misura e non al tempo TE
 - Quindi si usano tutti gradienti di codifica di fase sia in x sia in y per il 2D ovvero anche in z per il 3D
 - I tempi di acquisizione sono un ordine di grandezza più lunghi e si compensa in genere riducendo il FOV o aumentando la dimensione dei voxel

Acquisizione delle immagini

- Spin non statici
 - Se assumiamo che il vettore posizione di uno spin sia variabile con il tempo, ovvero $\vec{r} = \vec{r}(t)$, le equazioni che esprimono il segnale e il suo sfasamento rispetto alla precessione a frequenza di Larmor devono tenerne conto esplicitamente

$$\Phi(\vec{r}, t) = \int_0^t \gamma \vec{G}(\tau) \cdot \vec{r}(\tau) d\tau \quad s(t) = \int_{\vec{r}} \rho^*(\vec{r}) e^{-i(\vec{v}(\vec{r}) \cdot \vec{m}_1(t) + \vec{a}(\vec{r}) \cdot \vec{m}_2(t) + \dots)} \\ \cdot e^{-i\vec{r} \cdot \vec{m}_0(t)} d\vec{r}$$

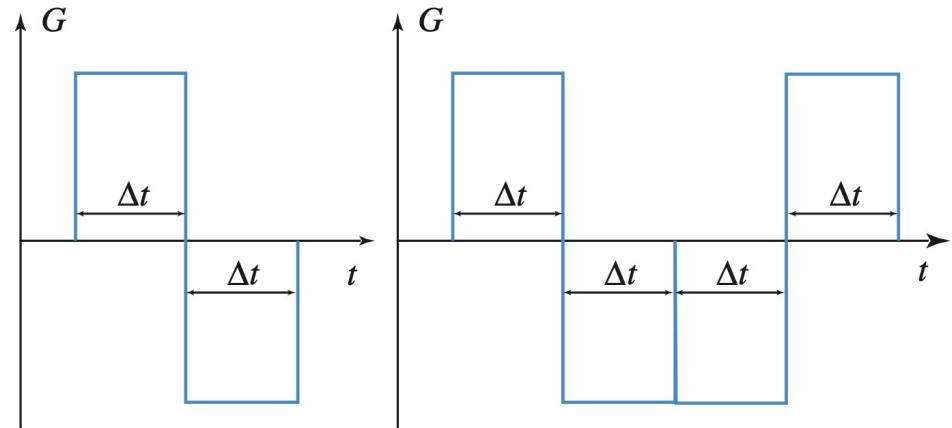
$$\vec{m}_l(t) \equiv \int_0^t \gamma \vec{G}(\tau) \frac{\tau^l}{l!} d\tau \quad l = 0, 1, 2, \dots$$

Acquisizione delle immagini

- Spin non statici
 - I vettori $\mathbf{m}_l(t)$ sono i **momenti di ordine l** della funzione $\mathbf{r}(t)$ e si ottengono per *espansione in serie di Taylor* di $\mathbf{r}(t)$ e sostituendo nell'espressione della fase $\Phi(\mathbf{r}, t)$
 - $\mathbf{r}(t) = \mathbf{r} + \mathbf{v}(\mathbf{r}) t + \mathbf{a}(\mathbf{r}) t^2/2 + \dots$
 - $\Phi(\mathbf{r}, t) = \mathbf{r} \cdot {}_0 \int^t \gamma G(\tau) d\tau + \mathbf{v}(\mathbf{r}) \cdot {}_0 \int^t \gamma G(\tau) \tau d\tau + \mathbf{a}(\mathbf{r}) \cdot {}_0 \int^t \gamma G(\tau) \tau^2/2 d\tau + \dots$

Acquisizione delle immagini

- Spin non statici
 - Il dephasing si ottiene con una coppia di impulsi bipolari di gradiente, ma **aventi polarità inversa**
 - L'impulso bipolare, in caso di spin statico ovvero $\Phi(r, t) = \mathbf{r} \cdot \int_0^t \gamma G(\tau) d\tau$, fornisce $m_0 = G \cdot \Delta t - G \cdot \Delta t = 0$ per $t = TE$
 - Se gli spin hanno velocità costante (ad es. flusso del sangue nei vasi) $\mathbf{v}(r) \neq 0$ per cui, integrando m_1 tra 0 e $2 \cdot \Delta t$, si avrà:



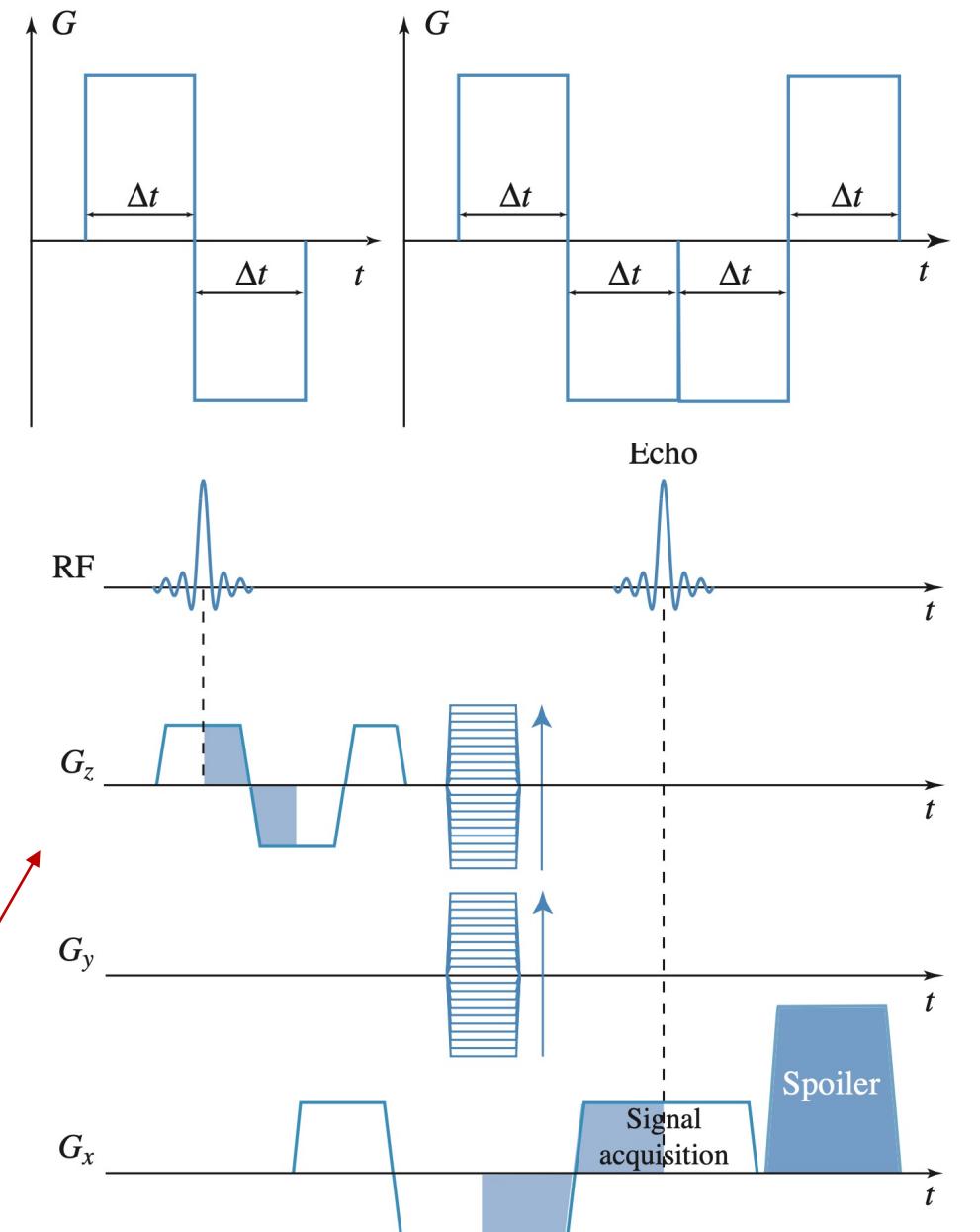
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

$$m_1(TE) = -\gamma \bar{G} (\Delta t)^2 \neq 0$$

Acquisizione delle immagini

- Spin non statici
 - Il doppio impulso bipolare a polarità invertita mantiene ovviamente nullo m_0
 - L'integrazione di m_1 tra 0 e $4 \cdot \Delta t$ fornisce ovviamente due contributi uguali e opposti, annullando il dephasing per $t = TE$

Acquisizione spoiled 3D GE con compensazione del moto



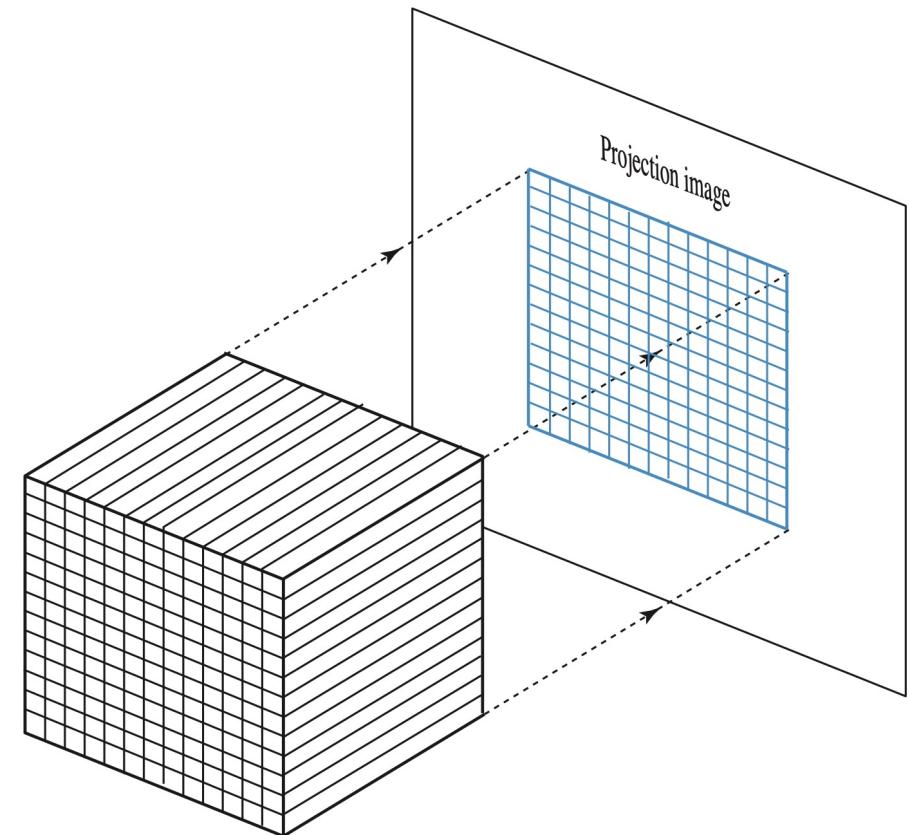
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Magnetic Resonance Angiography (MRA)
 - E' una tecnica di acquisizione per la visualizzazione dell'albero vascolare in cui i fenomeni legati al moto del sangue nei vasi sono utilizzati per l'acquisizione dei livelli più intensi di segnale
 - In genere il volume acquisito viene *proiettato* tramite un fascio di raggi paralleli che lo attraversano e acquisiscono le informazioni secondo vari criteri
 - Questa tecnica viene chiamata *raycasting* in Computer Graphics

Acquisizione delle immagini

- Magnetic Resonance Angiography (MRA)
 - Maximum Intensity Projection (MIP) – per ogni raggio si raccoglie il *massimo* valore dei voxel attraversati
 - Minimum Intensity Projection (MinIP) – per ogni raggio si raccoglie il *minimo* valore dei voxel attraversati



Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.

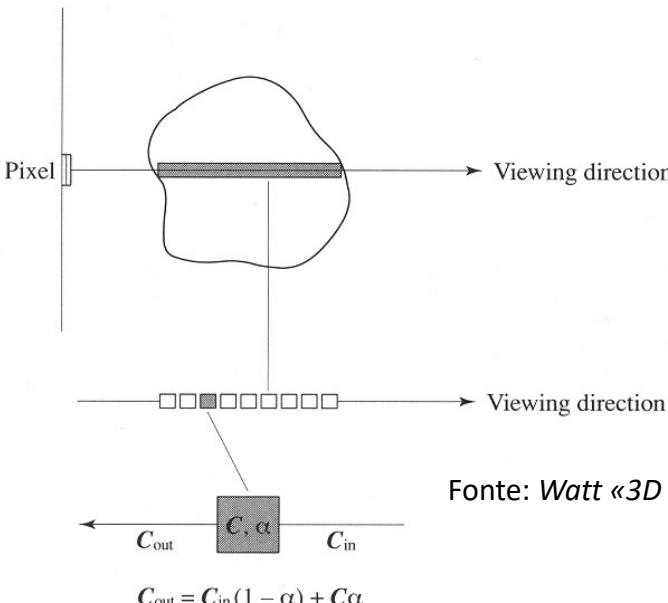
Acquisizione delle immagini

- Magnetic Resonance Angiography (MRA)

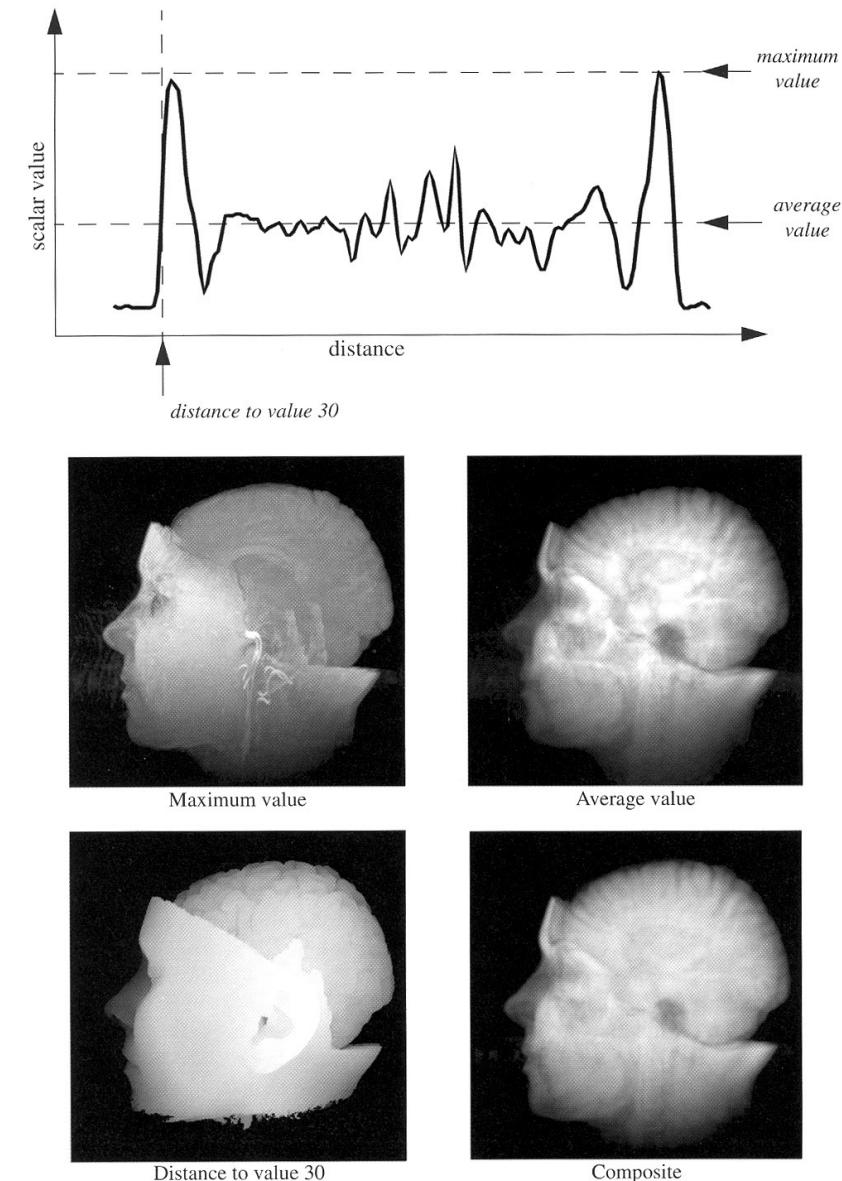
- Si possono usare anche criteri diversi

- Valor medio
- Scostamento rispetto al massimo/minimo
- Blending:

$$C_{out} = C_{in} (1 - \alpha) + C\alpha$$



Fonte: Watt «3D Computer Graphics», 3rd ed.



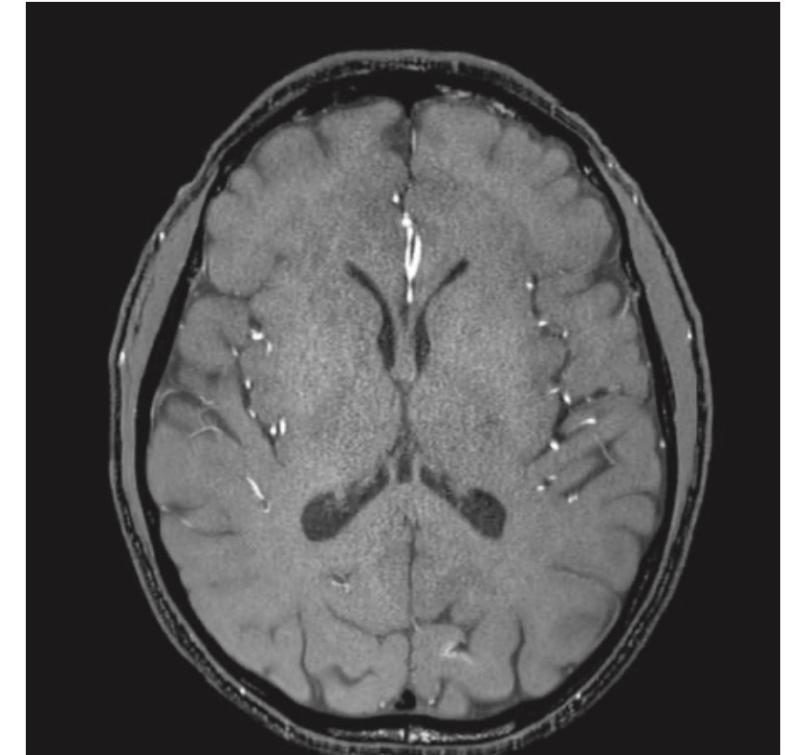
Acquisizione delle immagini

- Magnetic Resonance Angiography (MRA)
 - In genere si ricostruiscono molte viste 2D del volume che vengono visualizzate in rapida successione per apprezzare la struttura 3D dei vasi
 - Si creano problemi di campionamento dei valori dei voxel quando i raggi piovono da direzioni che non sono perpendicolari a una faccia del volume
 - Due tecniche principali
 - Deformazione del volume per renderlo allineato con i raggi
 - Campionamento di valori lungo la traiettoria del raggio e determinazione del valore di ogni campione per mezzo di *interpolazione trilineare* dei suoi 8 vicini

Acquisizione delle immagini

- Inflow (Time-Of-Flight – TOF) MRA

- Si usano frequenze 2D/3D GE a basso TR per cui, dopo alcune ripetizioni, si produce il fenomeno della **saturazione** ovvero la componente longitudinale di M non riesce più a rilassarsi e il segnale è basso
- Un flusso di sangue che entri perpendicolarmente nella slice, non soffre di saturazione e risulterà iperintenso
- Dopo alcuni impulsi anche il sangue sarà parzialmente saturato per cui l'immagine effettiva sarà la **differenza** tra l'acquisizione satura e quella a riposo



(a)



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

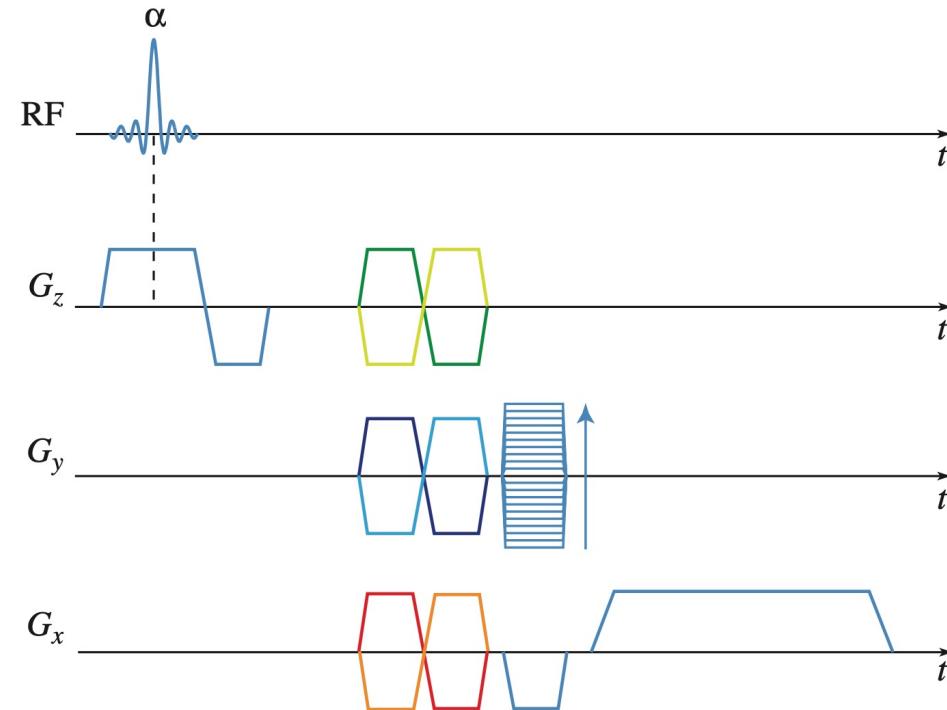
- Phase-Contrast (PC) MRA

- Si utilizza una coppia di impulsi bipolari in **opposizione** per ogni direzione: i relativi sfasamenti si sottraggono

$$\Phi_{\uparrow}(\vec{r}, \text{TE}) = -\gamma (\Delta t)^2 \vec{v}(\vec{r}) \cdot \vec{G}.$$

$$\Phi_{\downarrow}(\vec{r}, \text{TE}) = +\gamma (\Delta t)^2 \vec{v}(\vec{r}) \cdot \vec{G}.$$

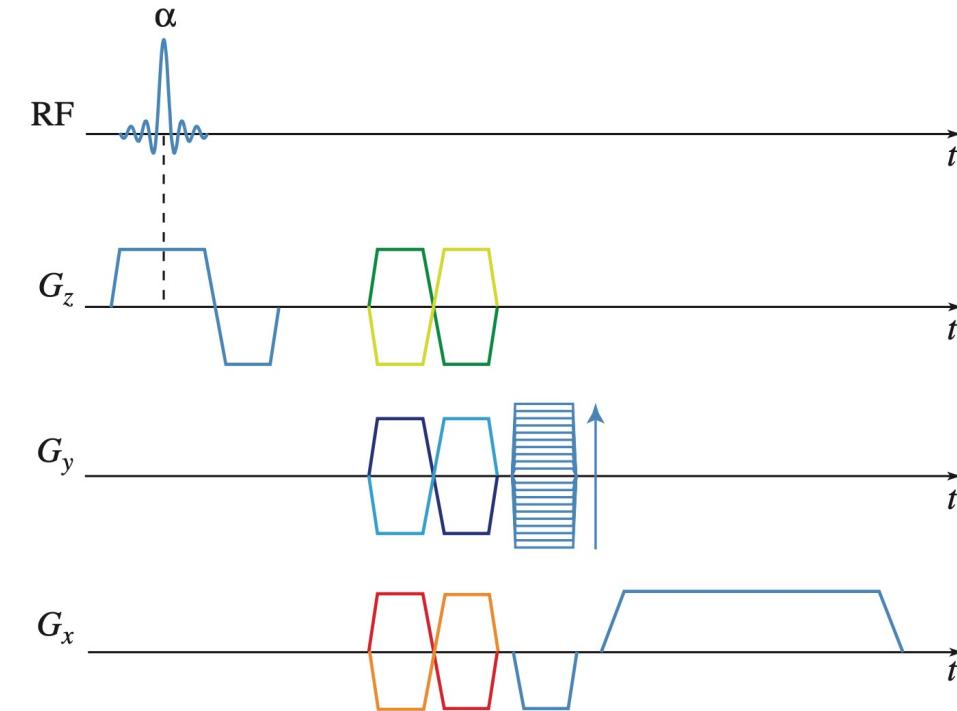
$$\begin{aligned}\Delta\Phi(\vec{r}, \text{TE}) &= \Phi_{\uparrow}(\vec{r}, \text{TE}) - \Phi_{\downarrow}(\vec{r}, \text{TE}) \\ &= 2\gamma (\Delta t)^2 \vec{v}(\vec{r}) \cdot \vec{G}.\end{aligned}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

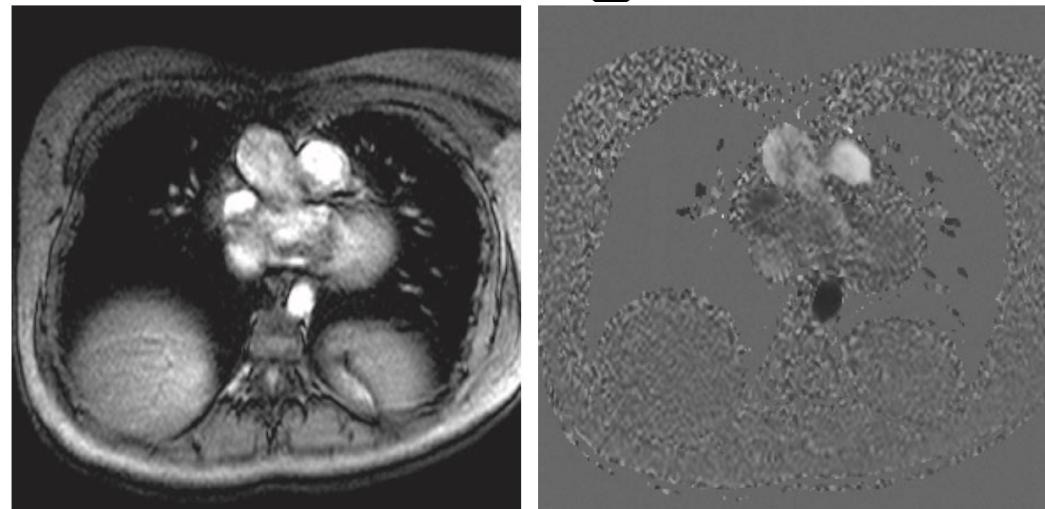
- Phase-Contrast (PC) MRA
 - La differenza delle fasi consente di calcolare la velocità del flusso sanguigno
 - I tempi sono lunghi
 - I gradienti lungo tutte le direzioni servono a ottenere un $\Delta\Phi$ e quindi $v(r)$ in tutte le direzioni
 - Si possono calcolare misure di flusso come nella Perfusion CT



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

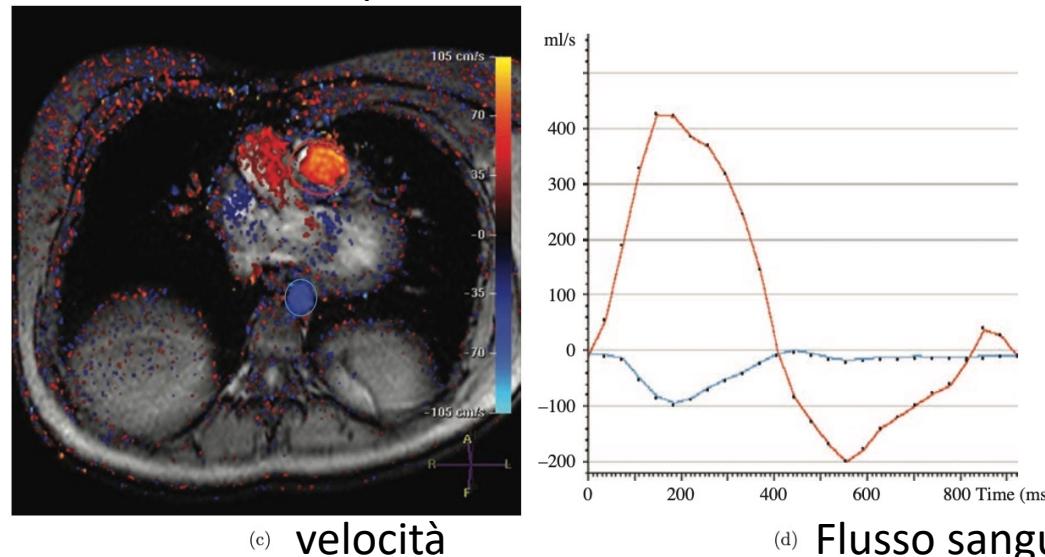
Acquisizione delle immagini

- Phase-Contrast
(PC) MRA



(a) Ampiezza

(b) $\Delta\Phi$



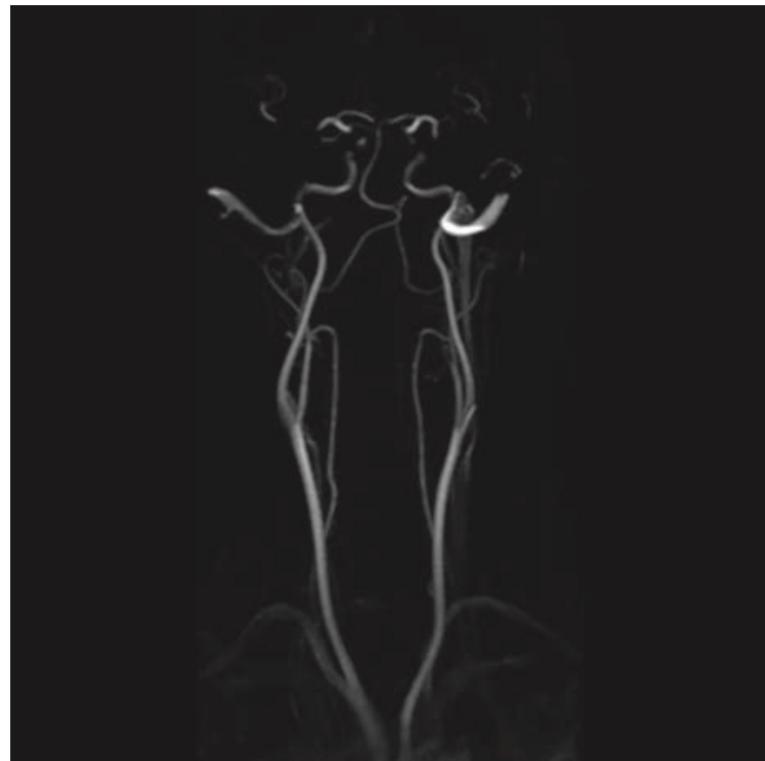
(c) **velocità** (d) **Flusso**

Acquisizione delle immagini

- Contrast-Enhanced (CE) MRA
 - Usa un mezzo di contrasto ad elevato grado di paramagneticità: si usano genere soluzioni acquose di Gadolinio chelato
 - Il Gadolinio è *superparamagnetico* per cui risulta un vettore \mathbf{M} molto intenso sotto eccitazione di B_0
 - Ne consegue un abbassamento di T^*_2 dei voxel in cui è presente il mezzo di contrasto, ma anche di T_1 e T_2 delle zone circostanti

Acquisizione delle immagini

- Contrast-Enhanced (CE) MRA
 - Si effettuano sequenze 3D GE con TE e TR molto bassi, pesate in T_1
 - E' opportuno acquisire dapprima la zona centrale del k space che è responsabile del contrasto alle basse frequenze



PC MRA delle carotidi



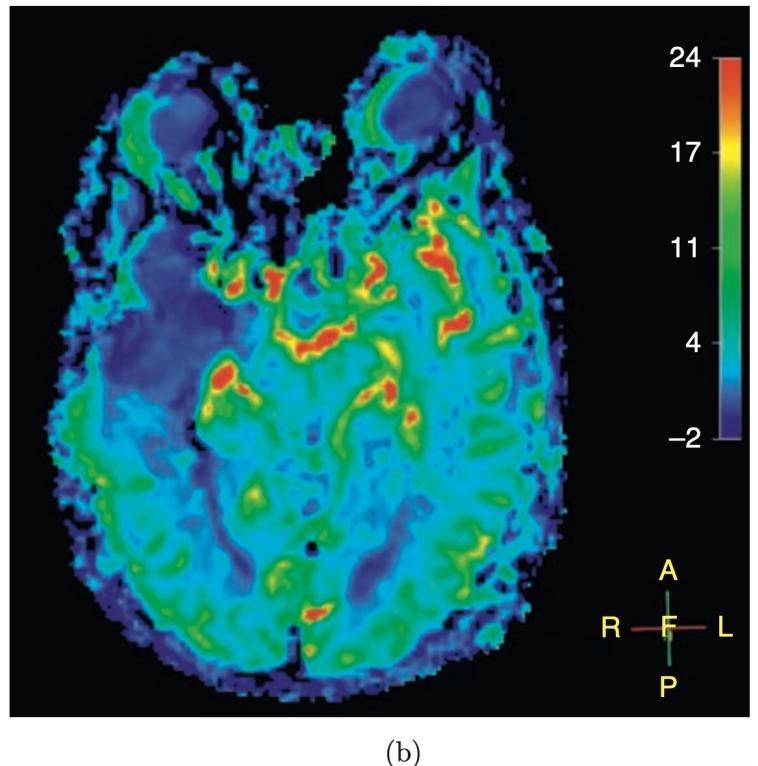
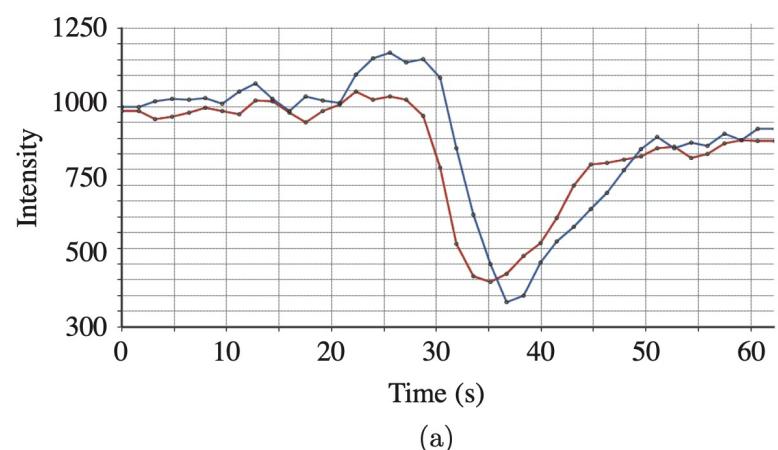
CE MRA localizzata tramite la precedente

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Immagini di perfusione

- La **DSC MRI** (Dynamic susceptibility contrast-enhanced) consiste di sequenze EPI pesate in T_2^* o T_2 che generano un forte abbassamento del segnale quando il mezzo di contrasto arriva per la prima volta nel cervello
- Dall'andamento della curva si possono ricavare mappe di flusso e/o volume sanguigno, tempo di transito etc.
- La **DCE MRI** (Dynamic susceptibility contrast-enhanced T_1 weighted) è l'acquisizione analoga alla DSE, ma con pesatura in T_1

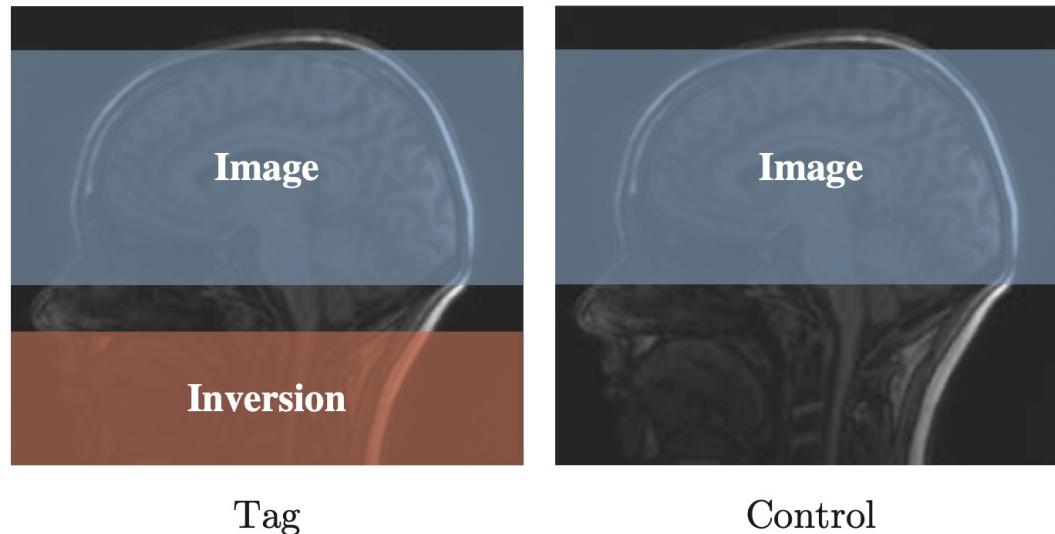


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA
CHILAB

Acquisizione delle immagini

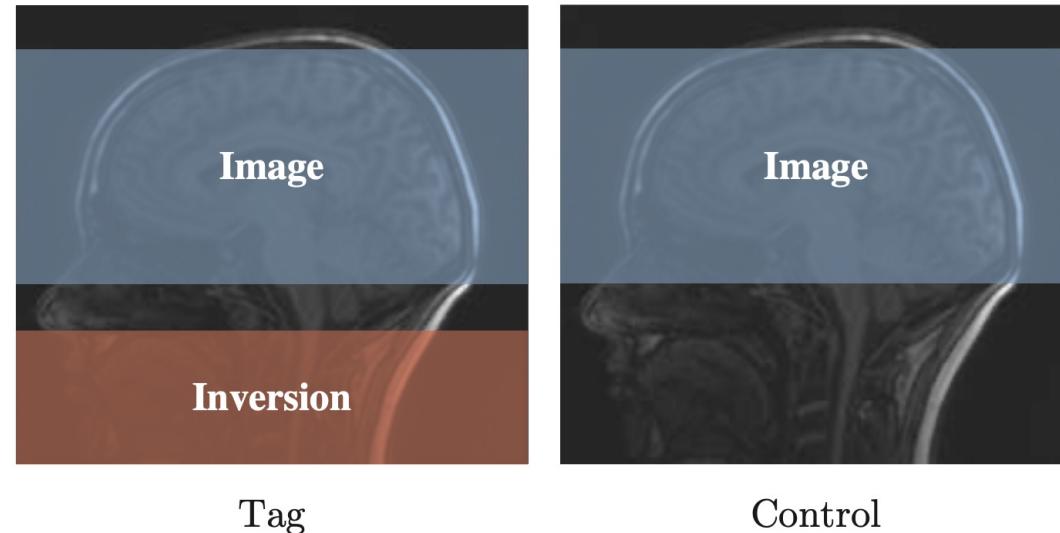
- Immagini di perfusione
 - La *Arterial Spin Labeling* (ASL) utilizza direttamente lo spin dell'acqua presente nel sangue
 - Un paio di secondi prima dell'acquisizione si invia un lungo impulso di 180° ad un volume *diverso* da quello che sarà acquisito
 - Quando il sangue arriverà nel volume di acquisizione genererà un forte abbassamento del segnale e quindi l'immagine di perfusione



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Immagini di perfusione
 - L'immagine, acquisita tramite sequenze EPI, si ottiene sottraendo il segnale ottenuto per inversione da quello «di controllo» senza labeling degli spin
 - Il SNR è basso e quindi si mediano molte immagini
 - L'applicazione dell'impulso può avvenire in maniera continua (cASL) impulsiva (pASL) o ibrida (pcASL)

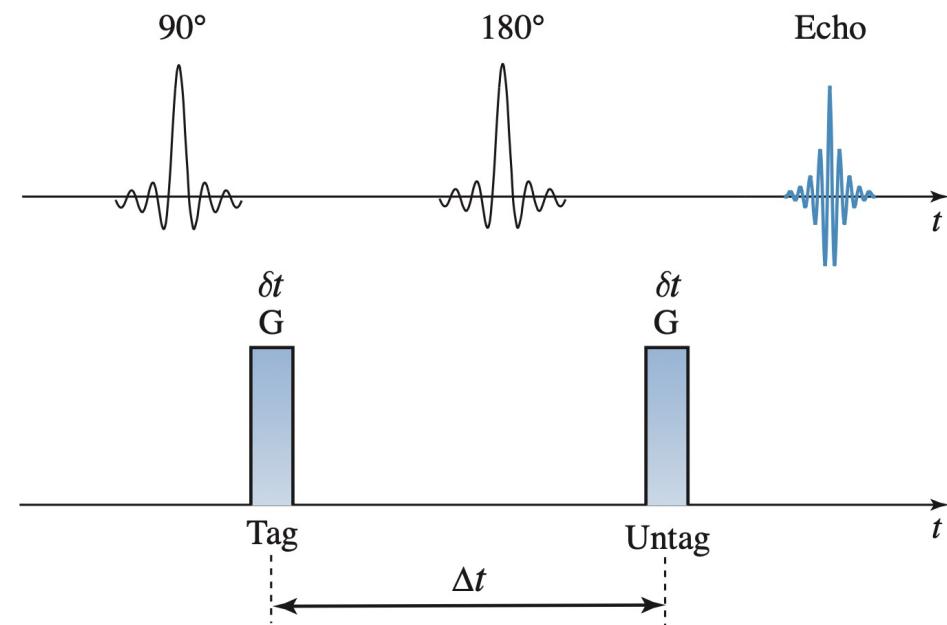


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione

- Queste immagini mirano a visualizzare la diffusione legata al moto Browniano delle molecole
- La sequenza *pulsed gradient spin-echo* (PGSE) è una sequenza EPI adattata per questo fine
- Due lunghi impulsi di gradiente di durata δt vengono generati prima e dopo l'impulso a 180°



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione

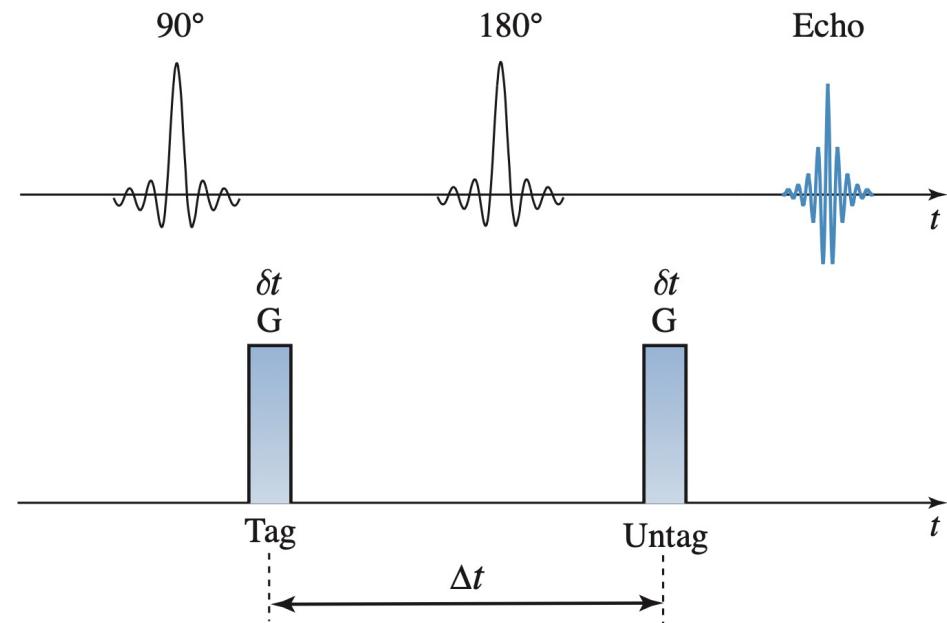
- Il primo impulso (di dephasing) introduce uno sfasamento

$$\Delta\phi_1 = \gamma \int_0^{\delta t} \vec{G} \cdot \vec{r}(\tau) d\tau = \gamma \delta t \vec{G} \cdot \vec{r}(0)$$

- L'impulso a 180° inverte \mathbf{M} e il secondo impulso (rephasing) ha sfasamento

$$\Delta\phi_2 = \gamma \delta t \vec{G} \cdot \vec{r}(\Delta t)$$

r si assume costante nella durata δt di ogni impulso



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

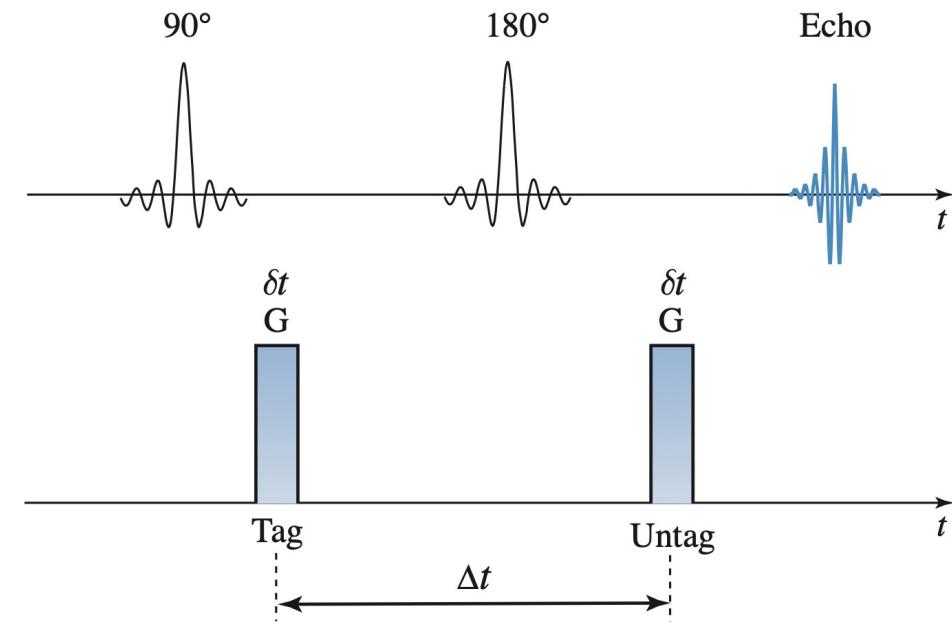
- Immagini di diffusione

- La differenza tra i due sfasamenti è proporzionale allo scostamento $\Delta r = \vec{r}(\Delta t) - \vec{r}(0)$

$$\Delta\phi = \Delta\phi_2 - \Delta\phi_1 = \gamma \delta t \vec{G} \cdot (\vec{r}(\Delta t) - \vec{r}(0))$$

- Definendo la variabile $\mathbf{q} = \gamma \delta t \mathbf{G} / 2\pi$ si ottiene la seguente attenuazione del segnale per singola molecola

$$\Delta\phi = 2\pi \vec{q} \cdot \vec{\Delta r} \quad s_{\vec{q}} = s_0 \exp(-i \Delta\phi) = s_0 \exp(-i 2\pi \vec{q} \cdot \vec{\Delta r})$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione

- A livello di un voxel in posizione $\vec{r}(0)$ i diversi contributi $\Delta\vec{r}$ sono casuali e si può considerare la funzione densità di probabilità $p(\Delta\vec{r} / \vec{r}(0))$

- L'attenuazione del segnale è così ottenuta come media dei singoli contributi

$$\begin{aligned}s_{\vec{q}} &= s_0 \langle \exp(-i 2\pi \vec{q} \cdot \Delta\vec{r}) \rangle \\&= s_0 \int_{\Delta\vec{r}} p(\Delta\vec{r} | \vec{r}(0)) \exp(-2\pi i \vec{q} \cdot \Delta\vec{r}) d\Delta\vec{r} \\&= s_0 \mathcal{F}\{p(\Delta\vec{r} | \vec{r}(0))\}.\end{aligned}$$

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione
 - La variabile q definisce uno spazio di Fourier, analogo al k -space, denominato *q-space*
 - Il campionamento del q-space richiede un tempo molto lungo e non è praticabile
 - Si ricorre a tecniche di campionamento approssimate

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione
 - La variabile q definisce uno spazio di Fourier, analogo al k-space, denominato *q-space*
 - Il campionamento del q-space richiede un tempo molto lungo e non è praticabile
 - Si ricorre a tecniche di campionamento approssimate ovvero la pdf si considera Gaussiana e consente il calcolo analitico di s_q

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione

$$s_q \equiv s_b = s_0 \exp(-bD)$$

- In un mezzo isotropico si può mostrare che

$$b = (\gamma \delta t)^2 \left(\Delta t - \frac{\delta t}{3} \right) \|\vec{G}\|^2$$

- D è il coefficiente di diffusione del materiale che indica la tendenza al moto delle molecole nel voxel
 - Si calcola con la differenza tra la sequenza con la coppia di impulsi e una acquisizione normale e viene detto *Apparent Diffusion Coefficient* (ADC) perché è in realtà influenzato da altre sorgenti di movimento

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione

$$s_{\vec{q}} \equiv s_{\vec{g},b} = s_0 \exp(-b\vec{g}^T D \vec{g}) \quad \vec{g} = \vec{G}/\|\vec{G}\|$$

- In un mezzo anisotropico la matrice di covarianza dell'equazione vettoriale definisce il *tensore di diffusione*

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

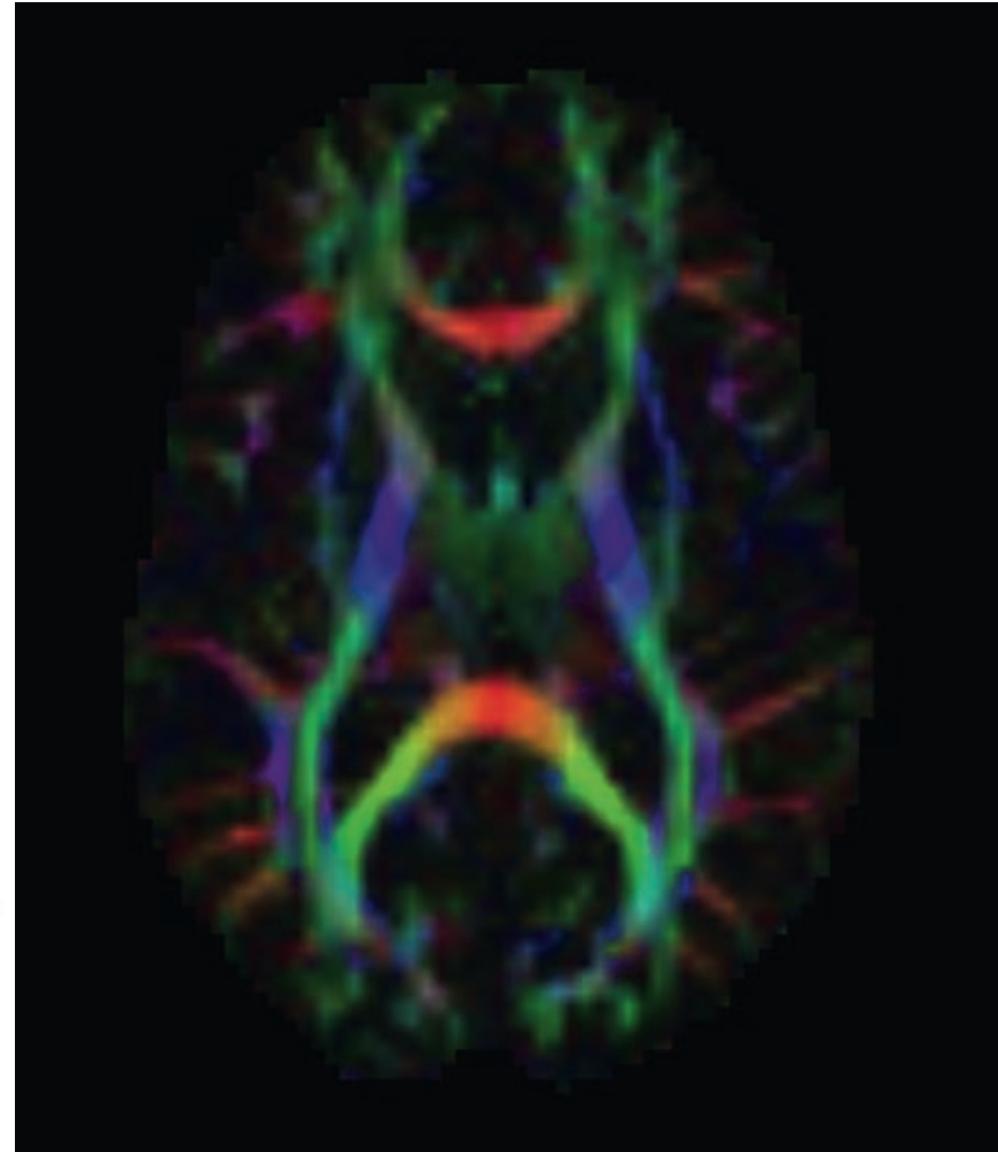
- Nel *Diffusion Tensor Imaging* (DTI) si devono acquisire almeno sei valori s_{gb} (i sei gradi di libertà della matrice D) oltre a s_0 per ogni voxel per stimare D
- Usando la rappresentazione agli autovalori si possono calcolare la direzione pri

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione
 - Decomponendo D agli autovalori si possono calcolare la direzione principale legata all'autovettore e_1 e la *fractional anisotropy* (FA) in pseudocolore (tinta – saturazione)

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - MD)^2 + (\lambda_2 - MD)^2 + (\lambda_3 - MD)^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

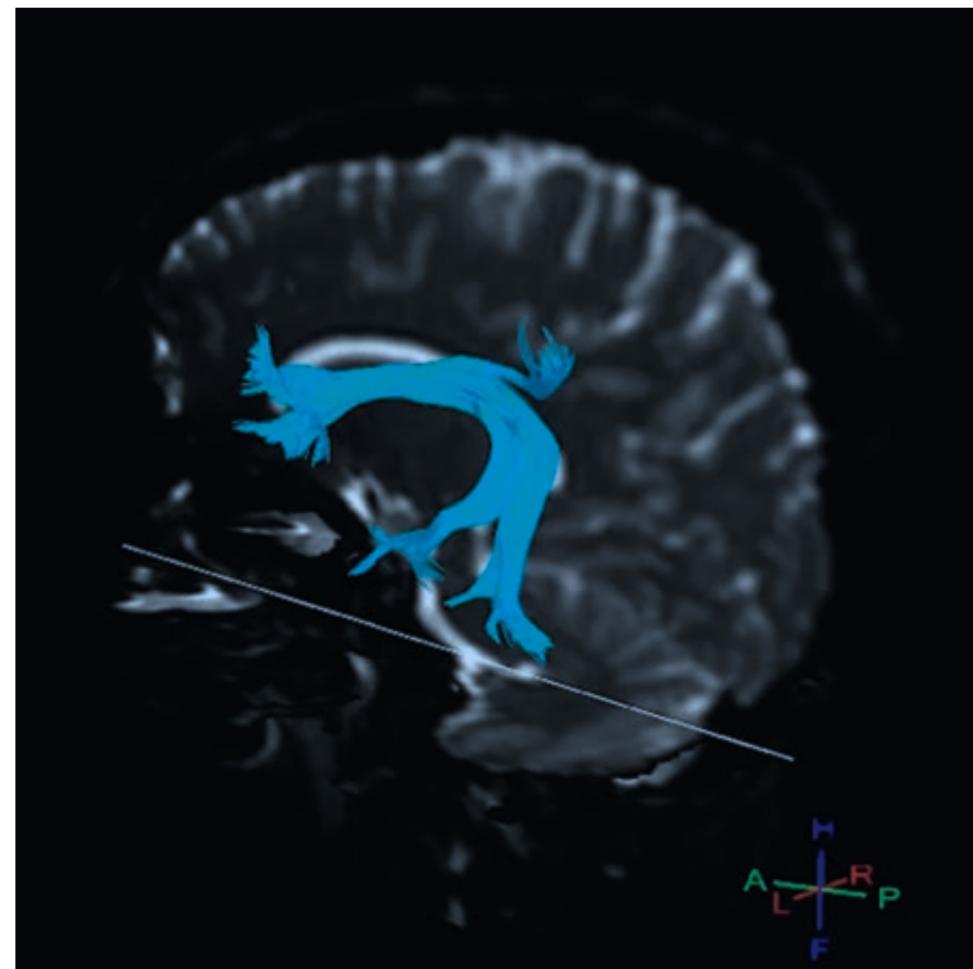
$$MD = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione
 - e_1 è legato alle strutture assonali e quindi consente di *tracciare* le fibre cerebrali di materia bianca in 2D/3D
 - Esistono anche tecniche più precise in grado di seguire le variazioni del tensore a livello subvoxel ottenendo immagini a risoluzione più elevata
 - *High Angular Resolution Diffusion Imaging* (HARDI)



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Acquisizione delle immagini

- Blood Oxygenation Level Dependent Imaging (BOLD)
 - Questa è la modalità di acquisizione usata nella *Risonanza Magnetica funzionale* (fMRI)
 - Il flusso sanguigno arterioso fornisce ossigeno per il metabolismo delle cellule cerebrali sotto forma di ossiemoglobina che è *diamagnetica*
 - Il flusso di ritorno contiene invece desossiemoglobina che è *paramagnetica* e diminuisce il tempo di rilassamento trasversale T_2^*

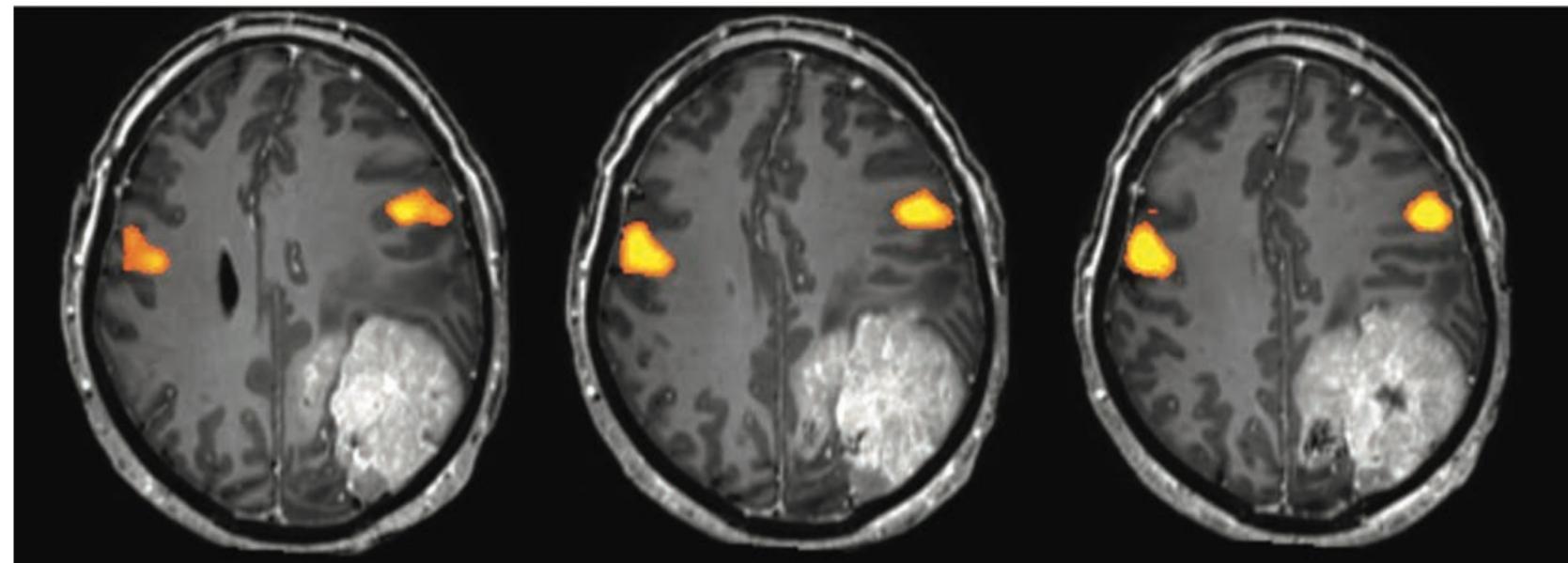
Acquisizione delle immagini

- Blood Oxygenation Level Dependent Imaging (BOLD)
 - Il flusso sovraccompensa il fabbisogno di ossigeno e, complessivamente, si ottiene un *incremento di T^*_2* quando un'area del cervello è in funzione piuttosto che a riposo
 - Si usano sequenze EPI che sono sensibili a T^*_2 per acquisire il segnale delle zone attive mentre il paziente sta svolgendo qualche compito (parla, apre e chiude i pugni, etc) alternandole a sequenze di acquisizione a riposo
 - Il SNR è basso e la differenza assoluta di segnale sta tra il 2 – 5%

Acquisizione delle immagini

Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

- Blood Oxygenation Level Dependent Imaging (BOLD)



- Si eseguono molte acquisizioni in alcuni minuti di scansione e si fa la media
 - 30 sec attività e 30 sec riposo con immagini acquisite ogni 2 – 10 sec
- L'elaborazione è di norma di tipo statistico per individuare la sola zona attiva che poi si sovraimpone in pseudocolore alla scansione effettuata a riposo

Acquisizione delle immagini

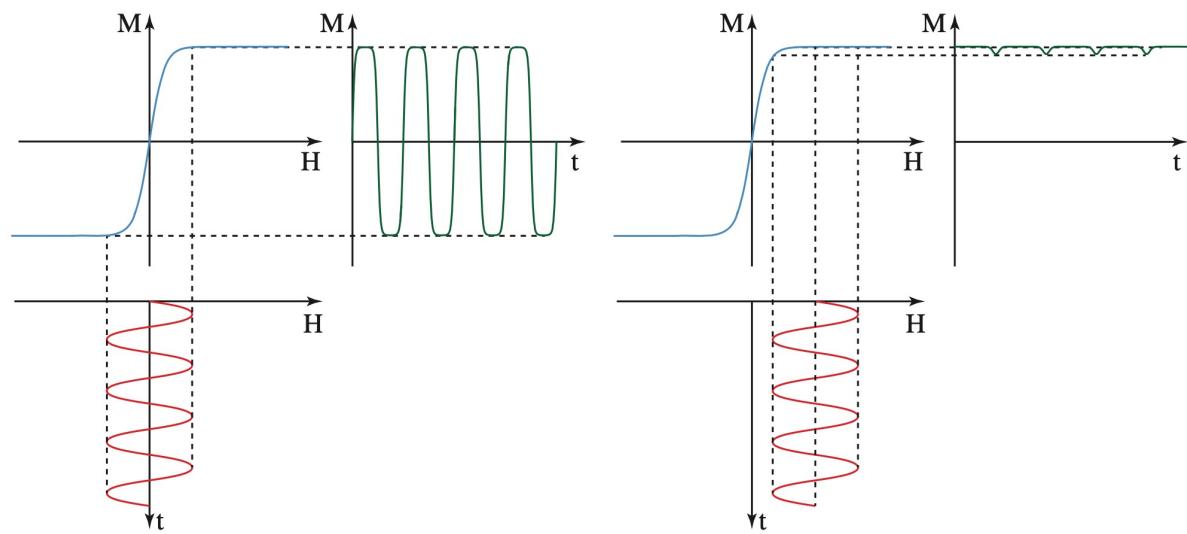
- Magnetic Particle Imaging (MPI)
 - E' una tecnica innovativa che richiede un'apparecchiatura dedicata, ma può essere realizzata a partire da una macchina di MRI modificata
 - Usa un mezzo di contrasto basato su nano particelle superparamagnetiche di ossido di ferro
 - Consente imaging di tipo cardiovascolare e acquisizioni di tessuti target specifici che si legano con un particolare tipo di nanoparticelle

Acquisizione delle immagini

- Magnetic Particle Imaging (MPI)
 - In MPI un *selection field* è un campo magnetico statico che varia linearmente in intensità dal centro del *Volume of Interest* (VOI) alle estremità
 - Il punto in cui il campo è nullo si chiama *field-free point* (FFP)
 - Tre *drive fields* ortogonali che variano linearmente nelle tre direzioni si sovraimpongono al selection field per spostare il FFP
 - Il FFP scandisce quindi ogni punto del VOI

Acquisizione delle immagini

- Magnetic Particle Imaging (MPI)
 - Solo nel FFP le nanoparticelle hanno magnetizzazione esterna nulla, mentre sono in saturazione nel resto del VOI
 - Lo *excitation field* è un campo H che oscilla a RF (25 KHz) generando una oscillazione del vettore M delle nanoparticelle solo in corrispondenza del FFP
 - Il risultato è il campionamento diretto di un segnale per ogni singolo voxel VOI



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

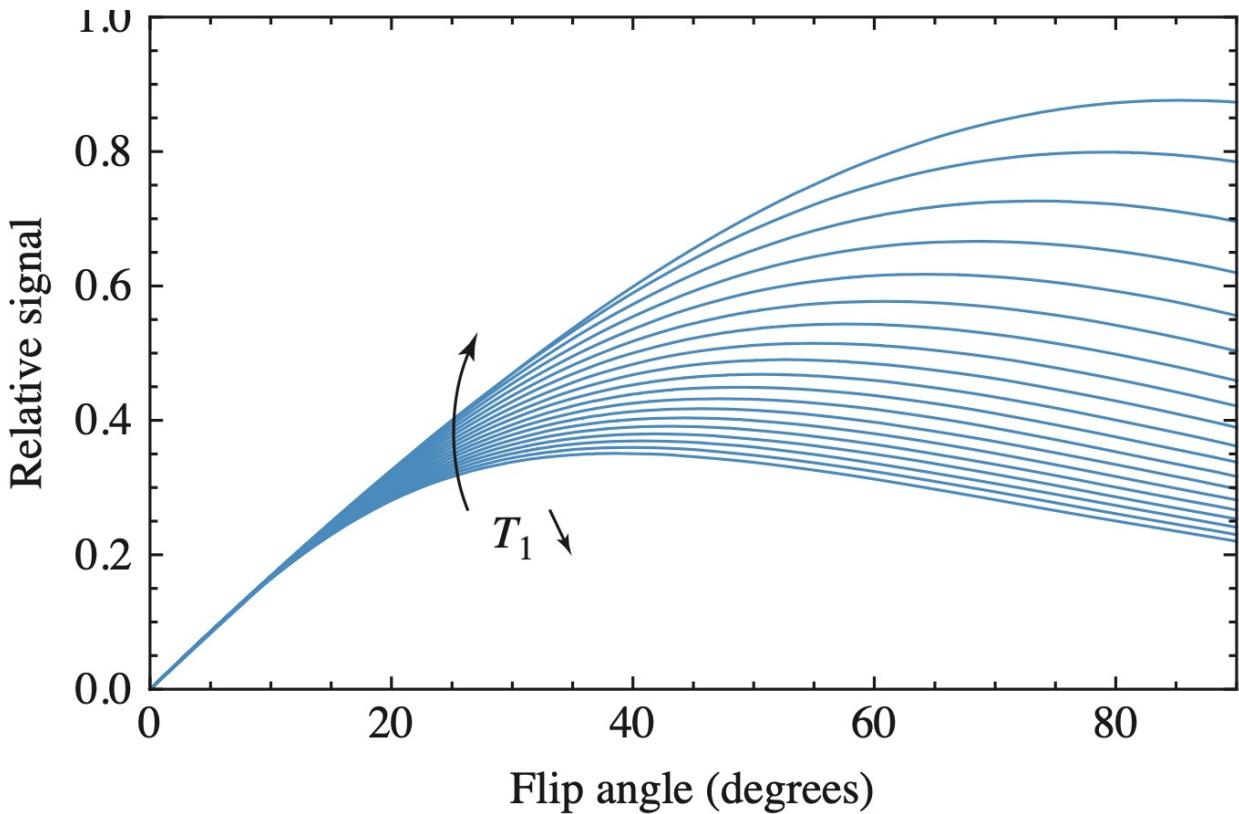
- Contrasto
 - Dipende esplicitamente dai parametri di pesatura in T_1 , T_2 e densità protonica in relazione al valore di B_0
 - Ovviamente si può compensare il contrasto agendo su TE e TR, nei limiti del tipo di sequenza che si sta impiegando
 - Valori tipici per $B_0 = 1\text{T}$:
 - T_1 : TR 400 – 800 ms, TE 1 – 20 ms
 - T_2 : TR 2000 – 2500 ms, TE 60 – 400 ms
 - ρ : TR 2000 – 2500 ms, TE 1 – 20 ms

Qualità dell'immagine

- Contrasto

- Per sequenze GE con $\alpha < 90^\circ$ si può mostrare che il segnale è proporzionale a

$$\rho e^{-\frac{TE}{T_2^*}} \frac{\left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \sin \alpha}{1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \cos \alpha}$$



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

- Risoluzione
 - La risoluzione può essere analizzata nel k space o nello spazio del FOV
 - Nel k space, il criterio di Nyquist ci dice che, detta x_{\max} la larghezza del soggetto acquisito nella direzione orizzontale, l'intervallo di campionamento orizzontale è:

$$\Delta k_x \leq \frac{1}{2x_{\max}}$$

$$\Delta k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x \Delta t$$

- Per cui, il gradiente G_x ha il seguente vincolo

$$G_x \Delta t \leq \frac{\pi}{\gamma x_{\max}}$$

Qualità dell'immagine

- Risoluzione
 - Considerazioni analoghe possono farsi per gli altri gradienti

$$\Delta k_y \leq \frac{1}{2y_{\max}}, \quad g_y T_{\text{ph}} \leq \frac{\pi}{\gamma y_{\max}}$$

$$\Delta k_y = \frac{\gamma}{2\pi} g_y T_{\text{ph}}$$

- In pratica i tempi Δt e T_{ph} sono fissati e i gradienti, per questioni tecnologiche, vengono scalati all'intero FOV

Qualità dell'immagine

- Risoluzione
 - Se guardiamo alla risoluzione spaziale, dobbiamo tener conto della FWHM della PSF che è dell'ordine di 1 mm
 - La dimensione della PSF deriva, di fatto dal numero di campioni N_x acquisiti in riga e dal numero di righe N_y acquisite nel k space; detto T_{ro} il tempo di acquisizione di una riga di valori k_x , ne risulta che:

$$k_{\max} \leq \frac{\gamma}{2\pi} G_x \frac{T_{\text{ro}}}{2} = \frac{\gamma}{2\pi} G_x \frac{N_x \Delta t}{2}$$

- Analogamente si procede nel caso di k_y : $k_{\max} \leq \frac{\gamma}{2\pi} N_y g_y \frac{T_{\text{ph}}}{2}$

Qualità dell'immagine

- Rumore
 - Il rumore è principalmente di tipo termico generato dal paziente e dal ricevitore del segnale; ciò è dovuto al fatto che l'energia associata agli spin idrogeno è, nel complesso molto bassa
 - Per un volume contenente n_s spin, la frazione che contribuisce all'energizzazione, cioè $(n_{\uparrow} - n_{\downarrow})$ è dell'ordine di $10^{-6} n_s$ e così anche il vettore \mathbf{M} ha un ordine di grandezza di 10^{-6} J/T

Qualità dell'immagine

- Rumore
 - Il rumore si riduce usando imaging 3D che ha migliore SNR, mediando più scansioni ovvero usando bobine di acquisizione locali poste vicino al paziente
 - Ovviamente la bassa temperatura durante l'acquisizione aiuta a diminuire il rumore

Qualità dell'immagine

- Artefatti da bias
 - La prima sorgente di artefatti è legata alla *disomogeneità* dei campi magnetici utilizzati
 - L'omogeneità del campo B_0 è testata e garantita dal costruttore, ma ovviamente viene alterata dalla presenza del paziente e da luogo ai fenomeni di dephasing già affrontati
 - La *disomogeneità del campo a RF*, invece, genera il cosiddetto *artefatto da bias* legato al fatto che α varia lentamente nel FOV

Qualità dell'immagine

- Artefatti da bias
 - L'artefatto da bias è una componente a bassa frequenza che viene di solito rimossa con tecniche di filtraggio di natura statistica durante il post-processing

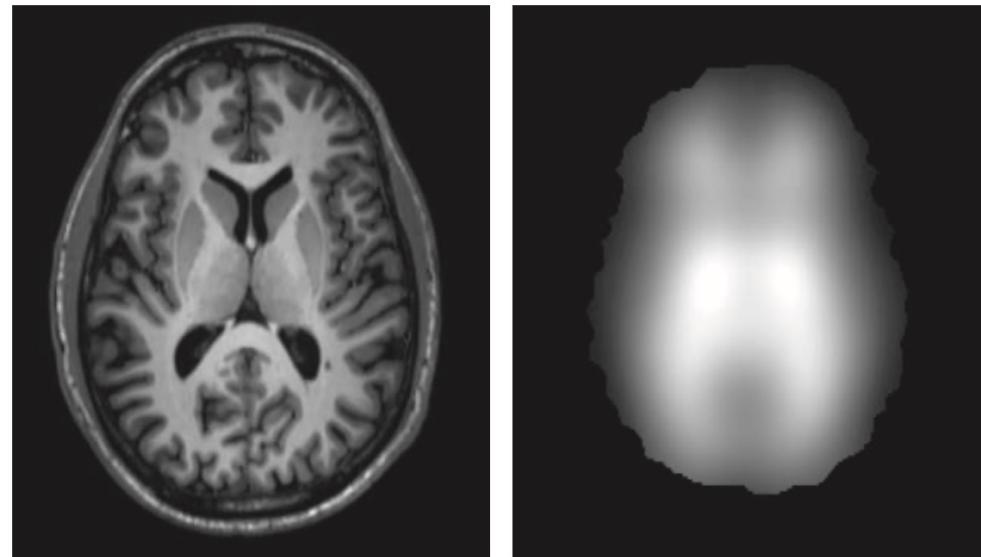
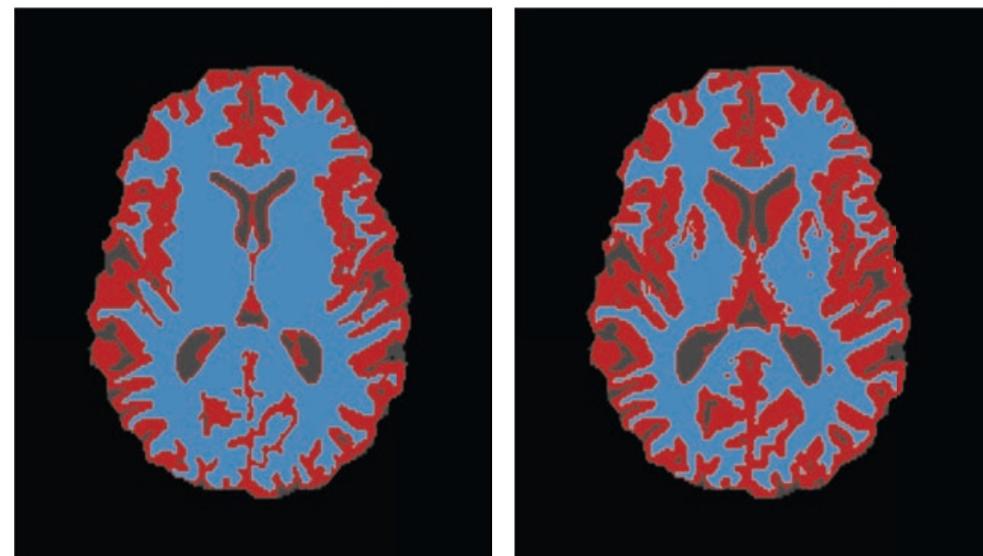


Immagine con bias (a)

Immagine bias (b)

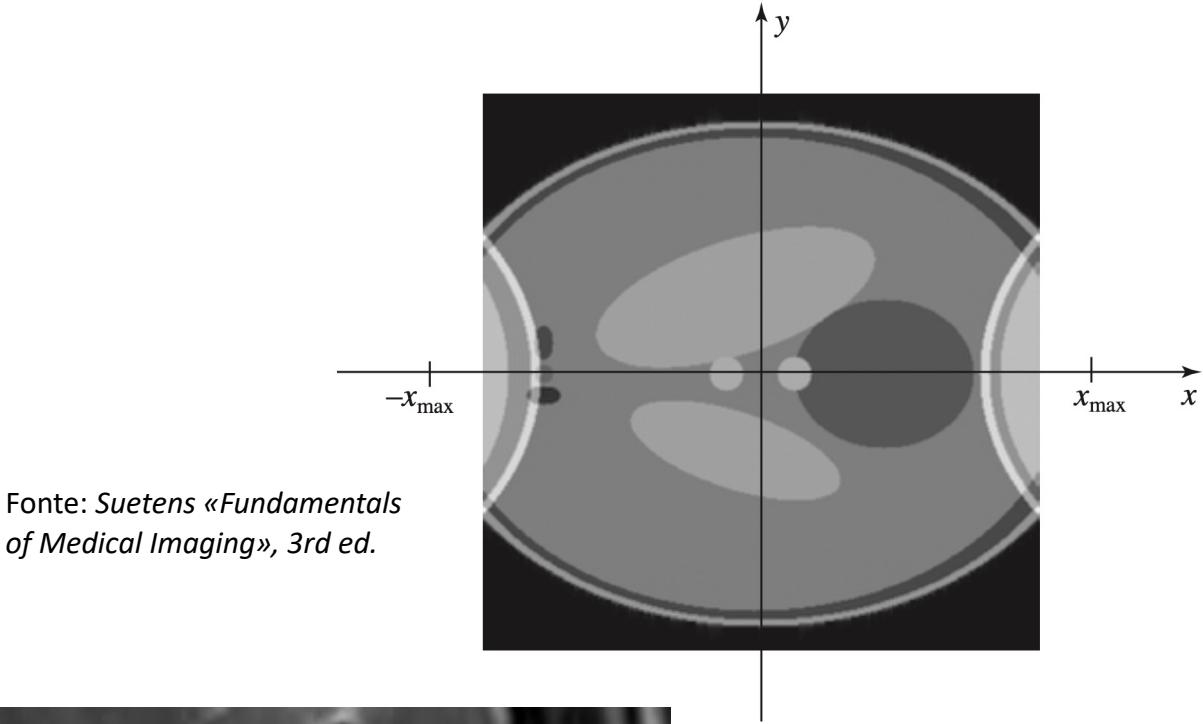


Segmentazione con bias

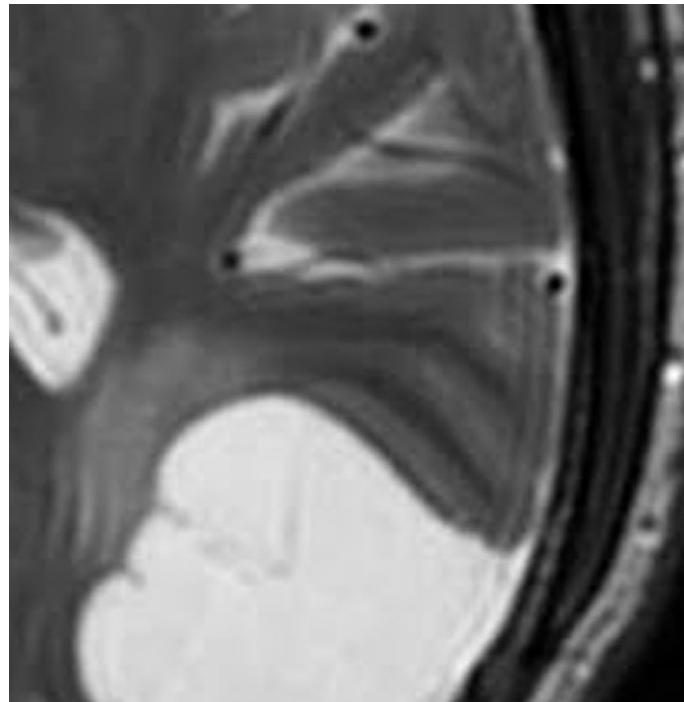
Segmentaz. senza bias

Qualità dell'immagine

- Artefatti da ricostruzione
 - Il *wrap-around* è l'artefatto dovuto a campionamento insufficiente
 - Il troncamento nel profilo della FT determinata nel k space, implica il *ringing* o *artefatto di Gibbs* che deriva dal fatto che spazialmente si ha una convoluzione con una funzione sinc



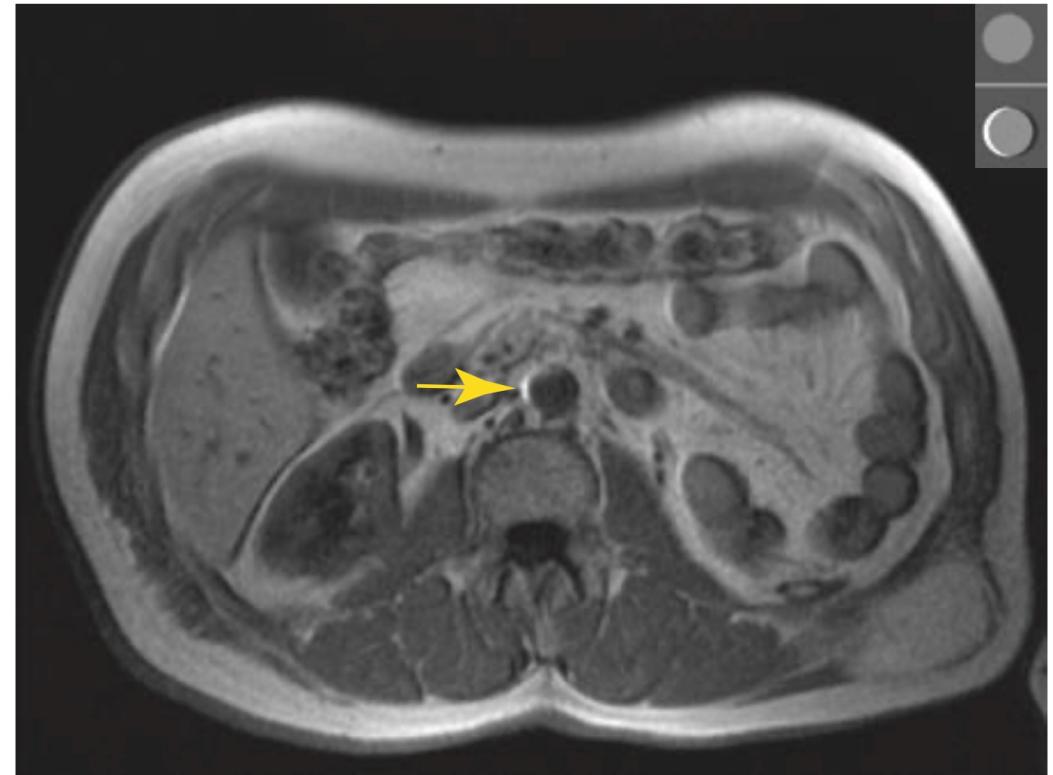
Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.



Fonte: «[Gibbs Artifact? – Q&A in MRI](#)»

Qualità dell'immagine

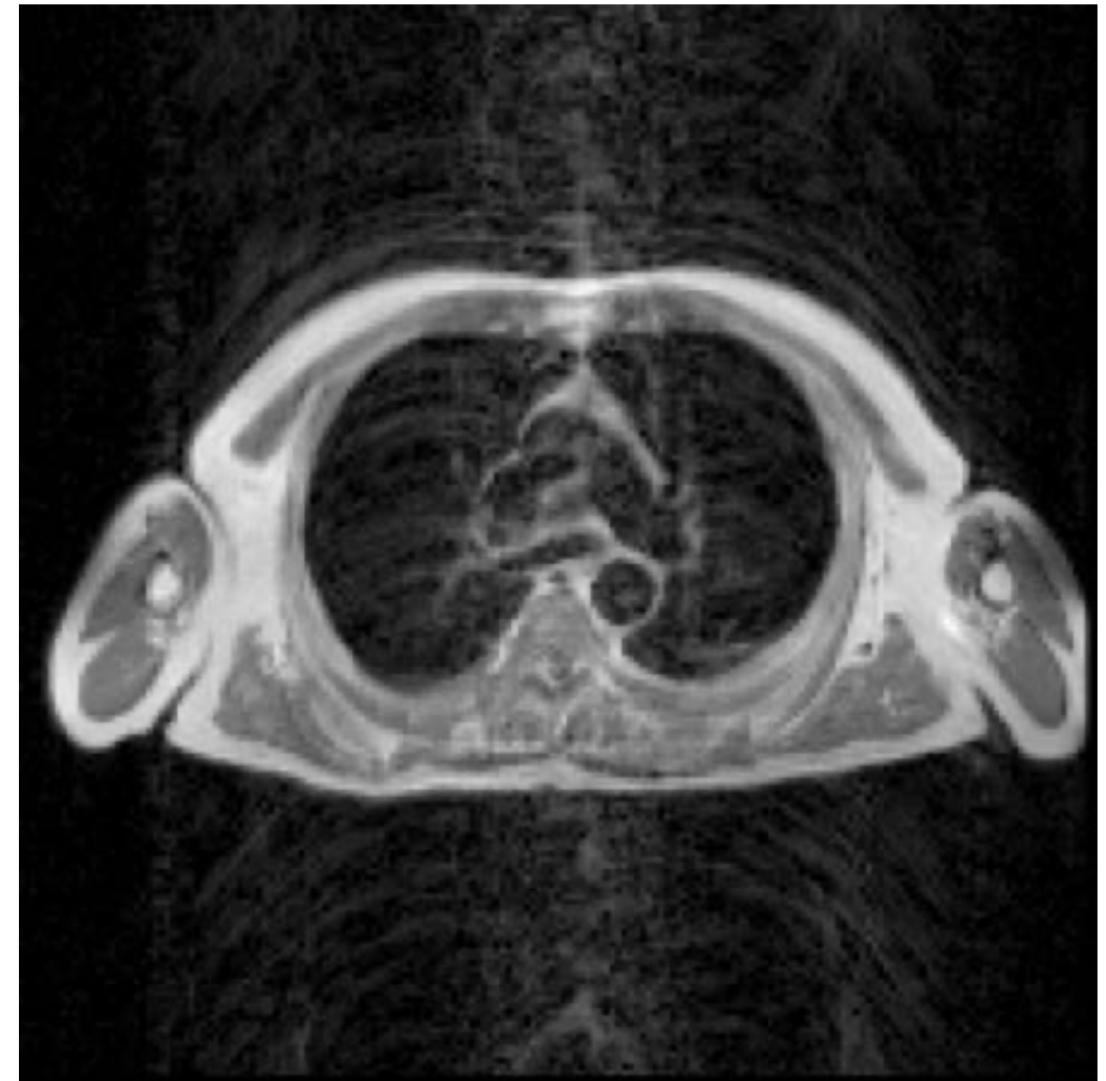
- Artefatti di posizione
 - Il *chemical-shift artifact* è dovuto al fatto che la frequenza Larmor predetta si riduce per la vicinanza di un tessuto che innesca la differenza di fase propria di questo fenomeno
 - L'interazione tra acqua e grasso provoca un mutuo disallineamento tra i due



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

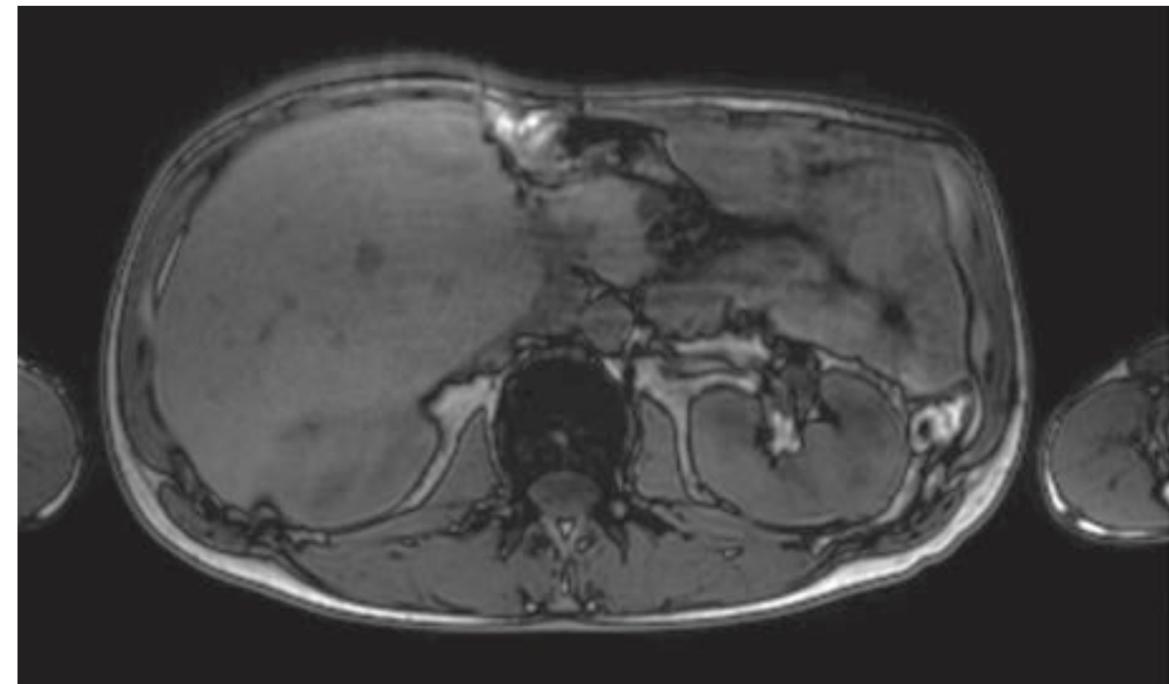
- Artefatti di posizione
 - Il *ghost artifact* è il classico artefatto da movimento (battito cardiaco, flusso sanguigno, respiro, deglutizione ...) che introduce uno sfasamento nel segnale
 - Il ghost si apprezza di solito in direzione verticale poiché $TR >> \Delta t$ ed è comparabile con i tempi degli eventi coinvolti: l'effetto è un blurring



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Qualità dell'immagine

- Artefatti di perdita del segnale
 - Sono dovuti a problemi di sfasamento *intra-voxel* legati all'interazione del campo esterno con gli spin di un voxel
 - Dipendono dalle sostanze presenti nel voxel
 - La cancellazione di fase si ha, per esempio, tra acqua e grasso se si usano particolari valori di *TE* legati al periodo del loro *chemical shift*



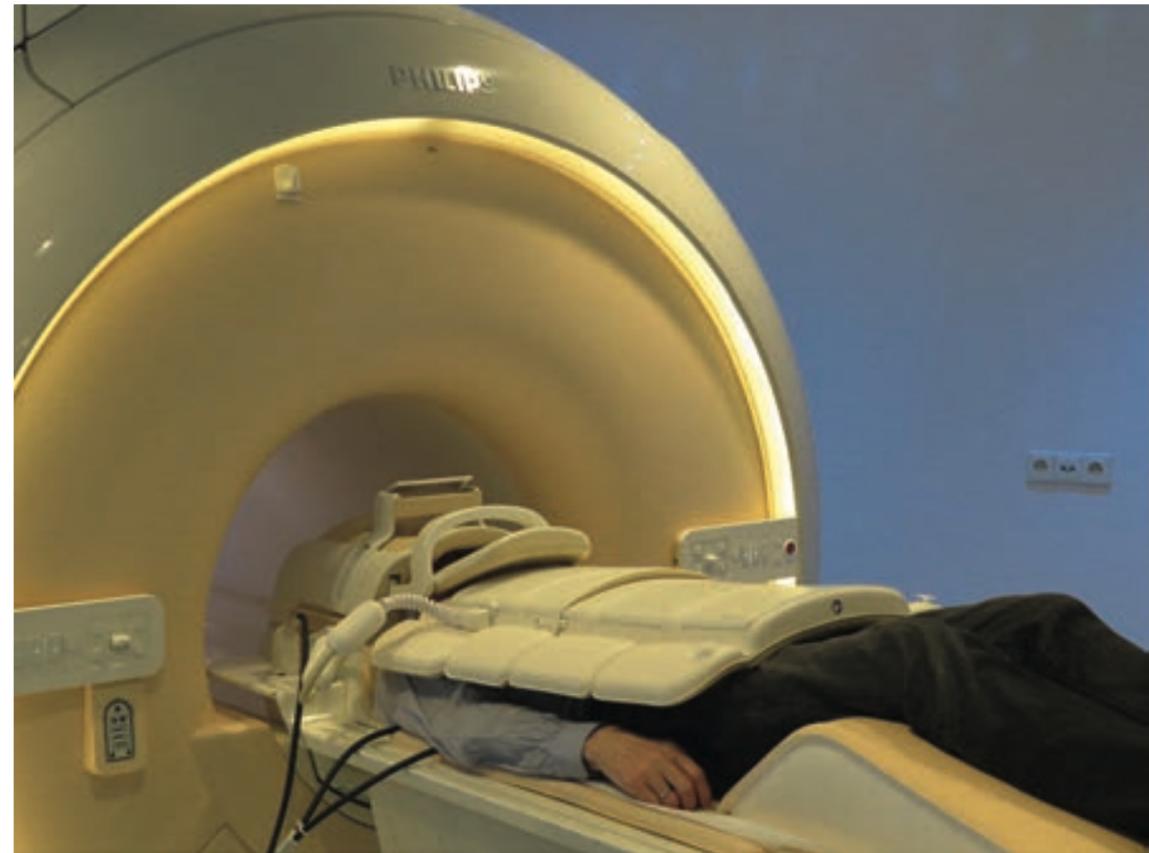
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Apparecchiature RM e loro uso terapeutico

- Le apparecchiature RM sono caratterizzate da varie componenti
- Il campo statico al giorno d'oggi varia da 1.5T a 3T; esso viene generato in anello chiuso lungo la direzione orizzontale, ma esistono soluzioni ad anello aperto per applicazioni operatorie con campo che si estende in verticale
- L'uso di MRI in sala operatoria pone una serie di vincoli sui materiali e sugli altri dispositivi elettronici da utilizzare
 - Materiale chirurgico diamagnetico
 - Apparecchiature schermate
 - Cavi di conduzione in fibra

Apparecchiature RM e loro uso terapeutico

- I gradienti vengono attualmente generati a 80 mT/m
- Esistono differenti bobine RF per le diverse parti del corpo al fine di massimizzare la sensitività e l'omogeneità del campo
- Si utilizzano trasmettitori multipli per simulare un campo RF omogeneo



Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

Apparecchiature RM e loro uso terapeutico

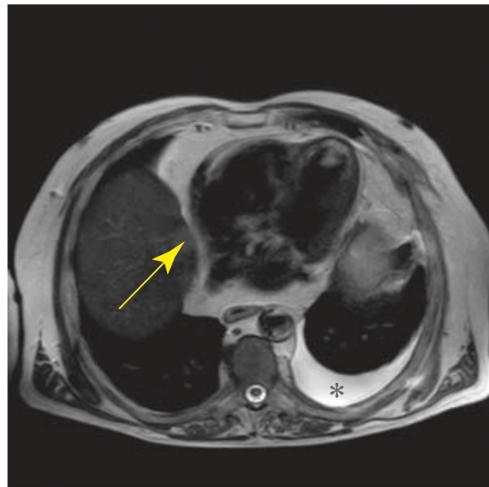
- La versatilità delle possibili sequenze di acquisizione rende la MRI uno strumento adatto ad acquisire immagini in moltissimi casi
- E' possibile ottenere elevati contrasti tra i diversi tessuti molli e quindi gli impegni terapeutici sono molteplici
- E' possibile acquisire sequenze di flusso sanguigno anche senza mezzo di contrasto

Apparecchiature RM e loro uso terapeutico

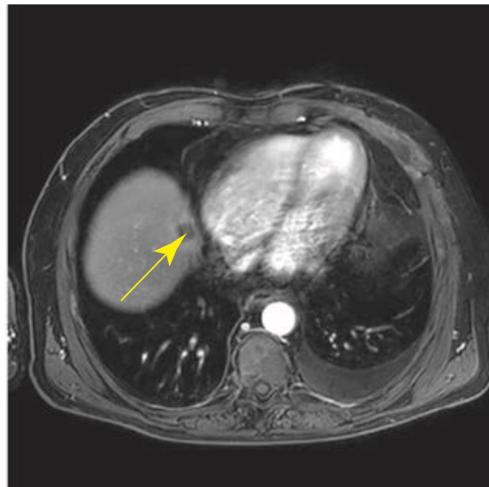
- I mezzi di contrasto chelati sono utili per evidenziare interi tessuti come nel caso della TAC mentre quelli a nanoparticelle si comportano analogamente ai tracciatori radioattivi usati in medicina nucleare
- Le immagini di perfusione sono l'analogo della perfusion CT per calcolare indicatori numerici della bontà del flusso sanguigno
- Le immagini di diffusione, invece, possono essere utilizzate per caratterizzare le lesioni tumorali poiché le cellule delle lesioni sono più strette tra loro di quelle normali e limitano i fenomeni di diffusione

Apparecchiature RM e loro uso terapeutico

Metastasi epatica pesata in T_2

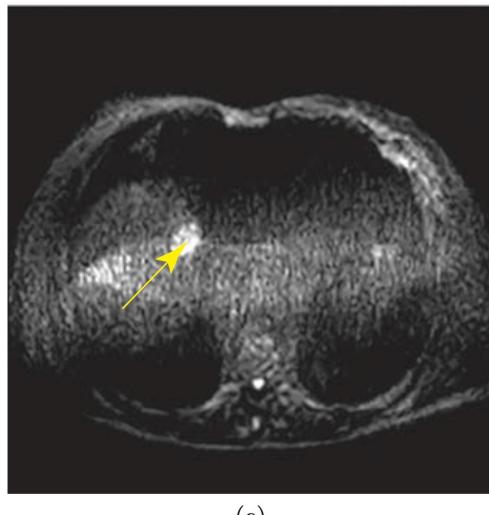


(a)

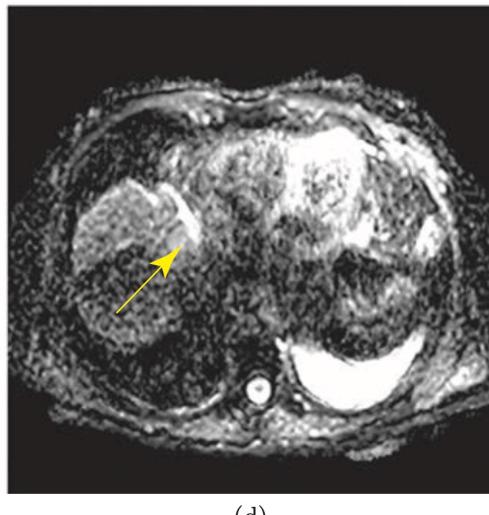


(b)

Immagine di diffusione ($b = 1000 \text{ s/mm}^2$) in cui la lesione è iperintensa in una piccola zona



(c)



(d)

Immagine pesata in T_1 in cui il dephasing esalta il contrasto venoso

Rischi per la salute

- In genere non ci sono particolari rischi per la salute perché la RF non è una radiazione ionizzante e perché la magnetizzazione cessa alla fine dell'esame
- L'esposizione a una potenza elettromagnetica a RF può essere pericolosa per le correnti indotte in conduttori non ben isolati

Rischi per la salute

- Si definisce per la potenza RF si usa lo *Specific Absorption Rate* (SAR) misurato in W/Kg di peso corporeo ed è legato alla variazione di temperatura subita dal paziente ($\leq 2\text{W/Kg}$ per incremento di 1°C)
- Il valore di SAR è precalcolato all'inizio dell'esame introducendo il peso del paziente nella console della macchina che non si avvia se i parametri non sono rispettati

Rischi per la salute

- La variazione di flusso magnetico legata ai gradienti campo può indurre correnti a bassa frequenza che possono stimolare le terminazioni nervose periferiche
- Gli apparecchi moderni sono dotati di sistemi di monitoraggio della stimolazione che inibiscono l'avvio della sequenza, se necessario
- Gli impulsi di gradiente magnetico producono forze di Lorentz nelle bobine che subiscono movimenti ripetitivi generando rumore come di trapano che può raggiungere i 100dB per cui il paziente indossa cuffie

Rischi per la salute

- Il campo magnetico statico influisce sull'ECG perché gli ioni negativi e positivi del flusso ematico tendono a separarsi e andare in direzioni opposte per effetto della forza di Lorentz
- Questo genera una differenza di potenziale nel flusso che può influenzare la ripolarizzazione dei ventricoli cardiaci e quindi l'onda T dell'ECG
- Nell'imaging cardiaco le sequenze sono sincronizzate con l'ECG del paziente