



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PALERMO



# Risonanza Magnetica

Corso di «Strumentazione Diagnostica per Immagini»

a.a. 2022 – 2023

Prof. Roberto Pirrone

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA  
CHILAB

# 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  $\omega_0$

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

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

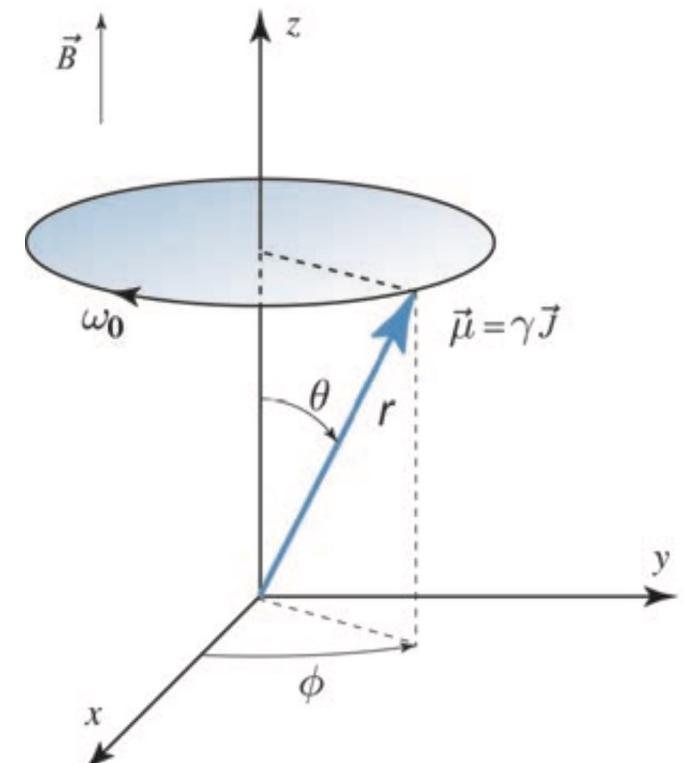
$$\vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B}$$

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

Momento angolare

Rapporto giromagnetico

Coppia



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

# La risonanza magnetica nucleare

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

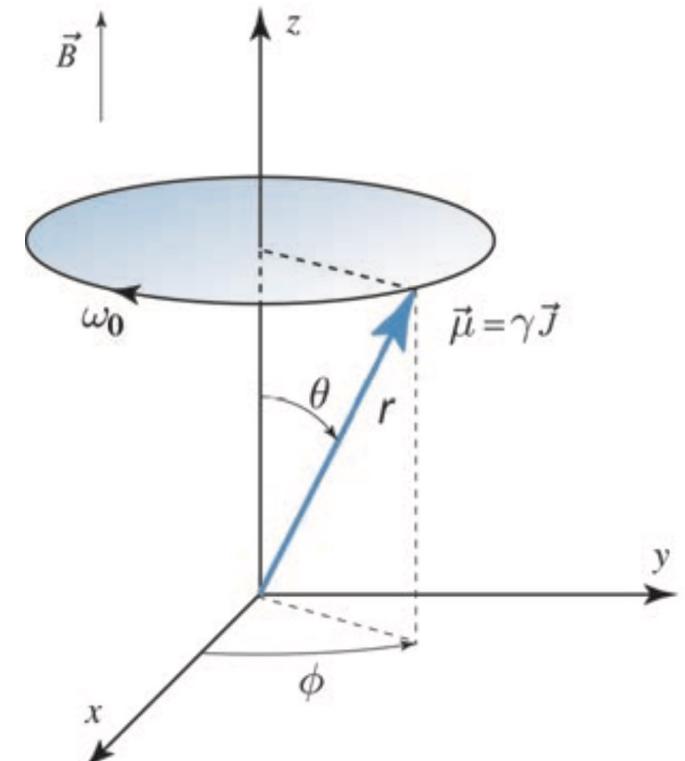
$$\mu_x(t) = \mu_x(0) \cos(\omega_0 t) + \mu_y(0) \sin(\omega_0 t)$$

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

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

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

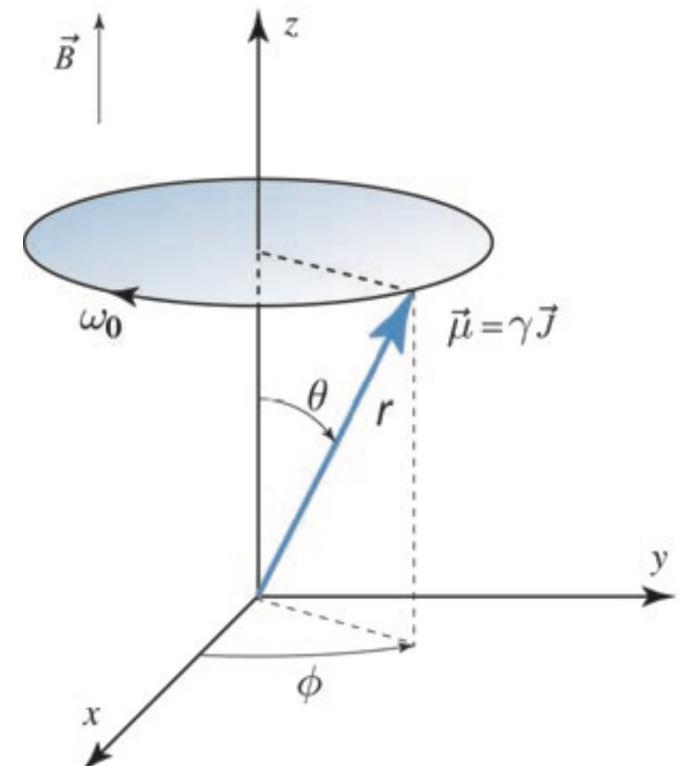
$$\mu_{xy}(t) = \mu_{xy}(0)e^{-i\omega_0 t}$$



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  $\omega_0$  allora  $\vec{\mu}(t)$  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



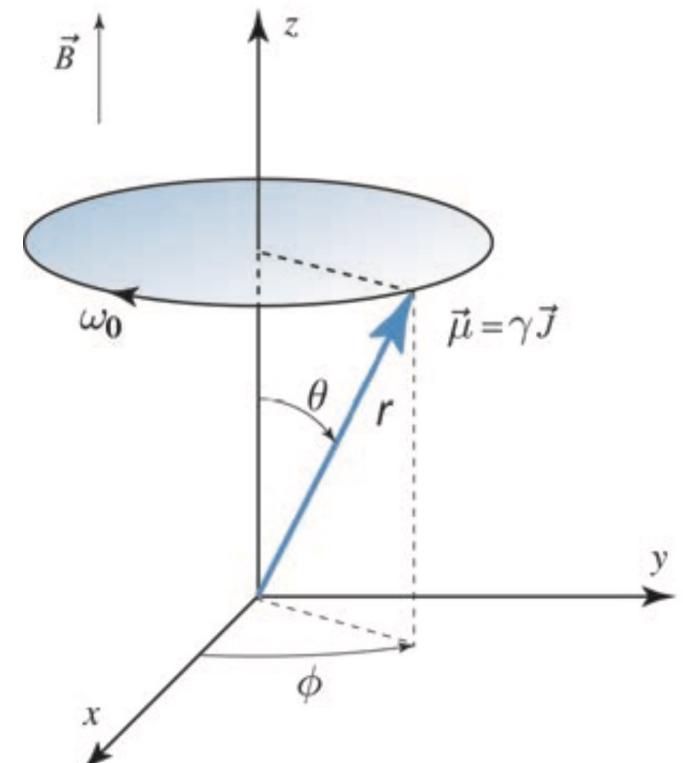
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# La risonanza magnetica nucleare

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

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

- 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

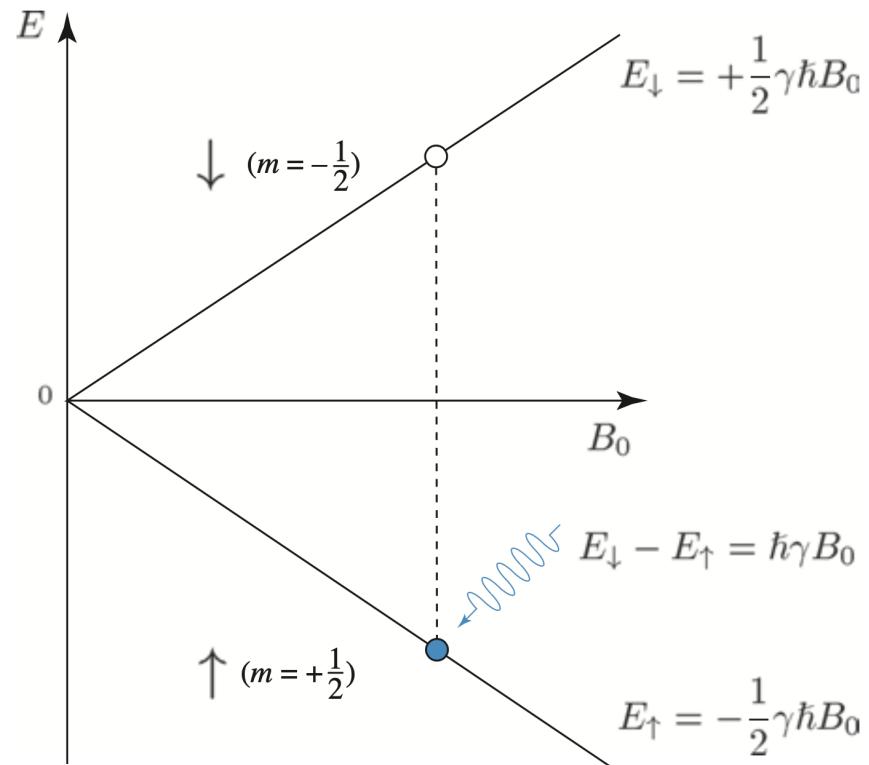
- L'energia quantizzata è:  
 $E = -m \gamma \hbar B_0$ , with  $m = -j, -j+1, \dots, j-1, j$   
 $\hbar = h/2\pi$
- $j$  è il numero di spin dell'atomo che dipende da numero atomico e massa atomica di ogni elemento
- Gli elementi con  $j = 0$  non subiscono influenza dalla magnetizzazione esterna e non subiscono la NMR

Nucleus	Spin	$\frac{\gamma}{2\pi}$ (MHz/T)
$^1H$	$\frac{1}{2}$	42.57
$^2H$	1	6.54
$^{12}C$	0	
$^{13}C$	$\frac{1}{2}$	10.71
$^{14}N$	1	3.08
$^{15}N$	$\frac{1}{2}$	-4.31
$^{16}O$	0	
$^{17}O$	$\frac{5}{2}$	-5.77
$^{31}P$	$\frac{1}{2}$	17.23
$^{33}S$	$\frac{3}{2}$	3.27
$^{43}Ca$	$\frac{7}{2}$	-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»



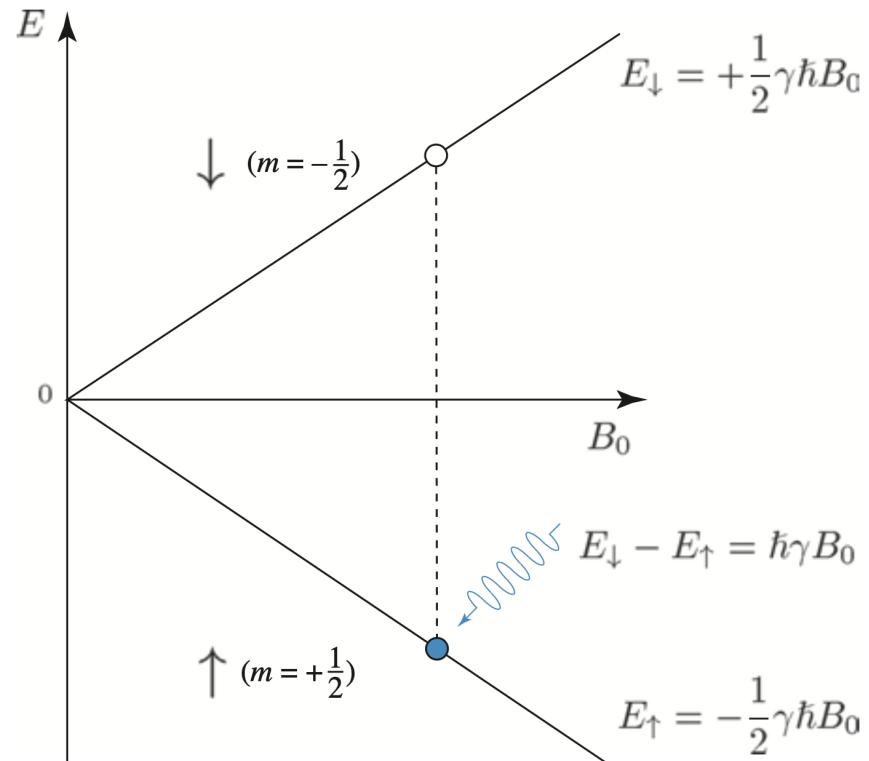
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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

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

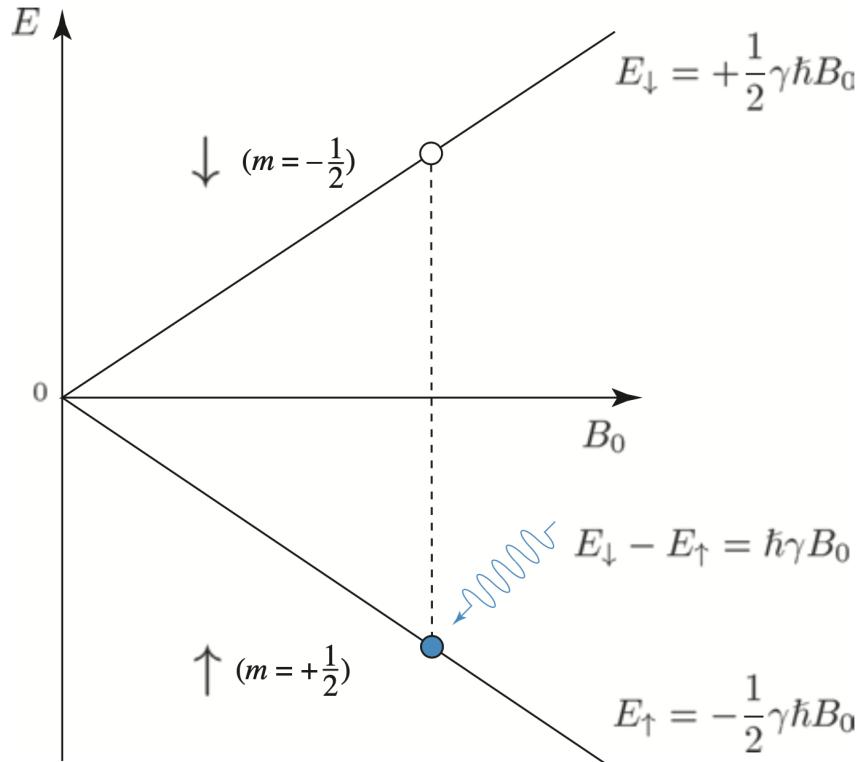
$$\omega_{RF} = \omega_0$$



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

# La risonanza magnetica nucleare

- $\omega_0$  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 elettroni che riducono l'effetto di  $B_0$
- Si parla di *spostamento chimico (chemical shift)* ovvero la riduzione dell'effettiva frequenza di Larmor rispetto al proprio valore teorico

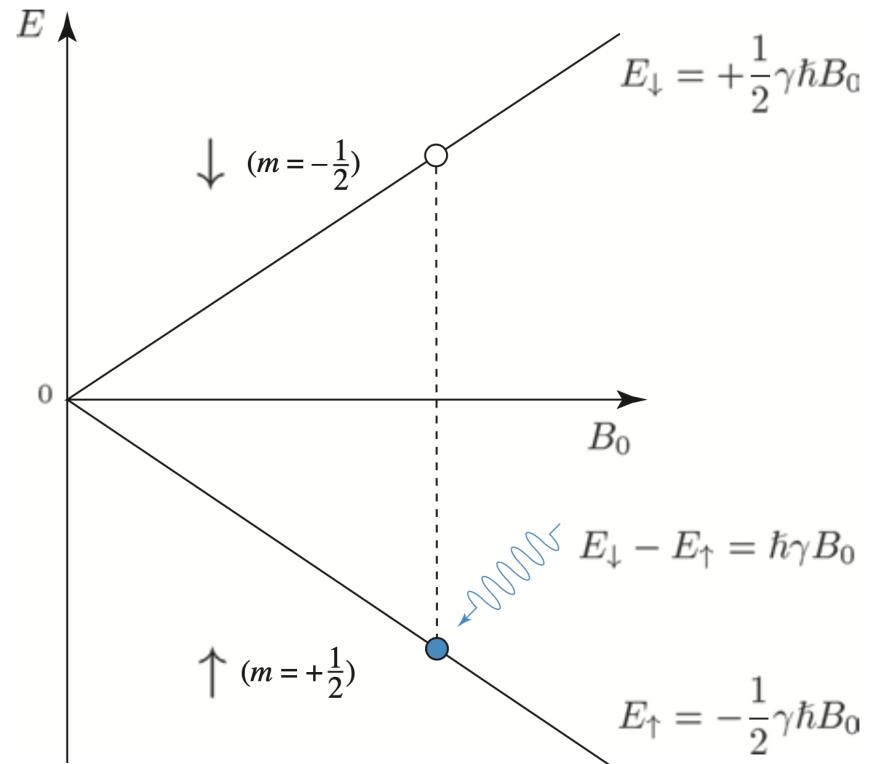


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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  $\vec{M}_0 = (0, 0, M_0)$

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

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



*L'equazione vale  
macroscopicamente  
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  $90^\circ$
- L'impulso crea un campo magnetico variabile  $\mathbf{B}(t)$  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

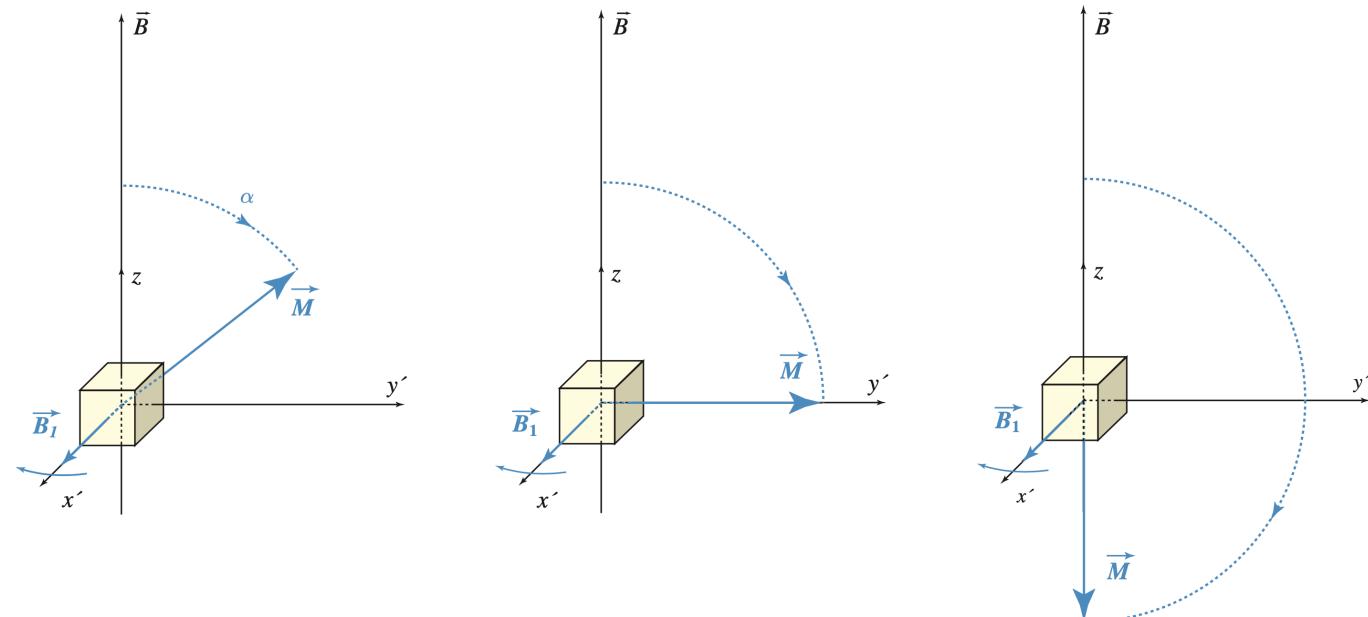
$$\begin{aligned}B_{1xy}(t) &= B_1 \cos(\omega_0 t) - i B_1 \sin(\omega_0 t) \\&= B_1 e^{-i\omega_0 t}.\end{aligned}$$

- La nuova equazione che lega il campo magnetico totale  $\vec{B} + \vec{B}_1(t)$  alla nuova magnetizzazione  $\vec{M}$  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  $\omega_0$
- L'unica componente di campo di interesse è allora  $B_1$  che diviene un campo stazionario lungo uno dei due assi trasversali, ad es.  $x'$

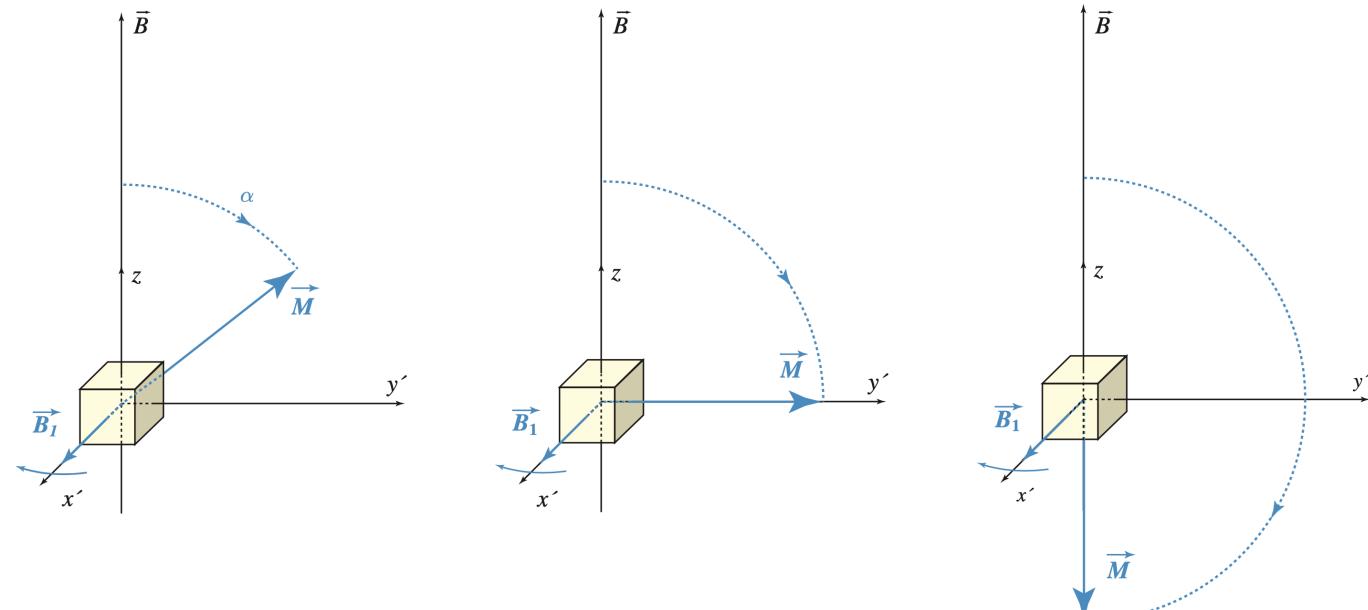


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# La risonanza magnetica nucleare

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

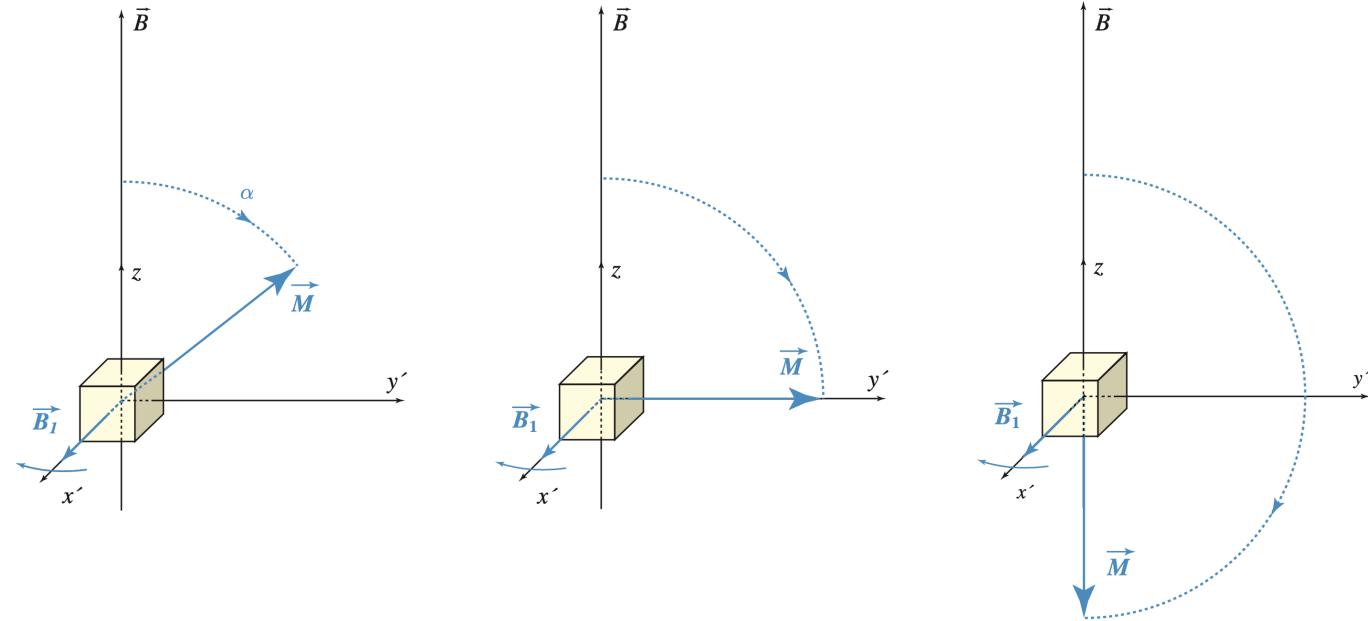
$$\alpha = \int_0^t \gamma B_1 \, d\tau = \gamma B_1 t = \omega_1 t.$$



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

# La risonanza magnetica nucleare

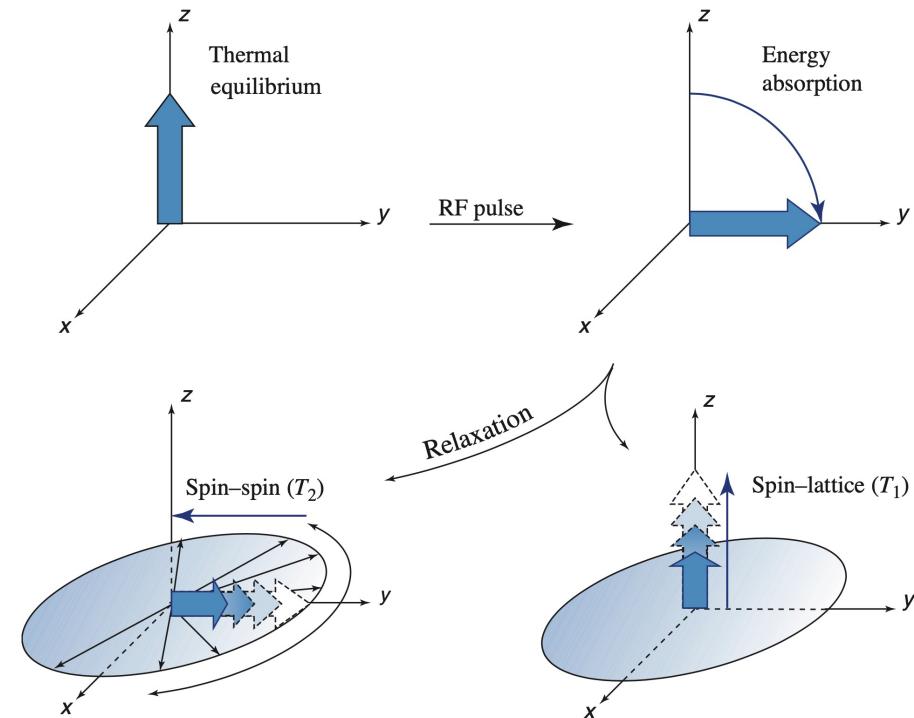
- L'angolo  $\alpha$  dipende dal tempo di applicazione dell'impulso
  - Impulso a  $90^\circ$
  - Impulso a  $180^\circ$
- Terminata l'applicazione dell'impulso il sistema subisce il *rilassamento* ovvero il ritorno all'equilibrio



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  $T_2$

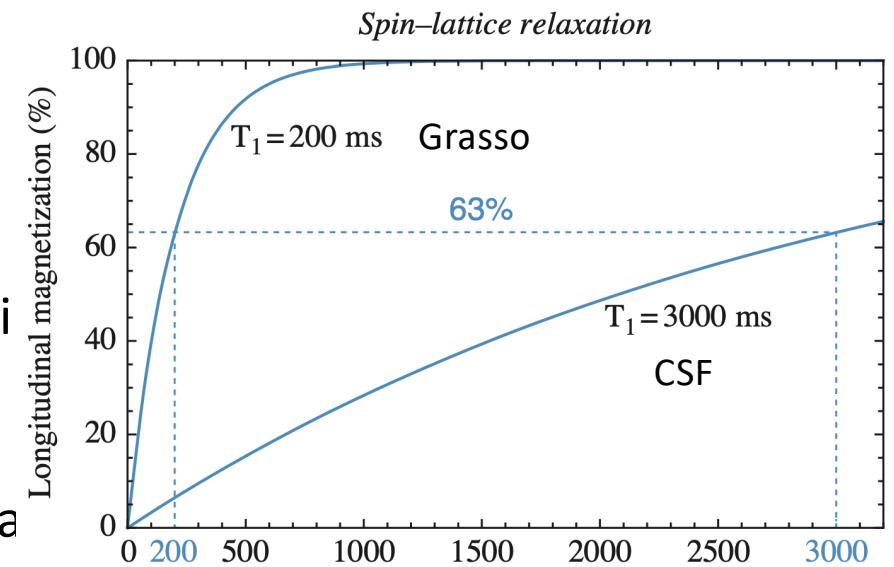


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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 dissipa energia come calore
  - La componente longitudinale di  $\mathbf{M}$  cresce da  $M_0 \cos \alpha$  a  $M_0$

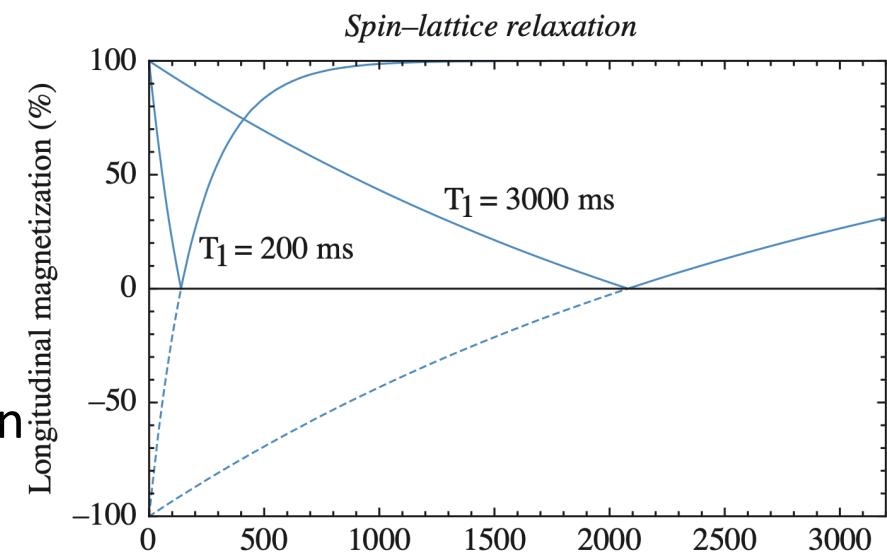
$$M_l(t) = M_0 \cos \alpha e^{-\frac{t}{T_1}} + M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right)$$



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  $180^\circ$
  - 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

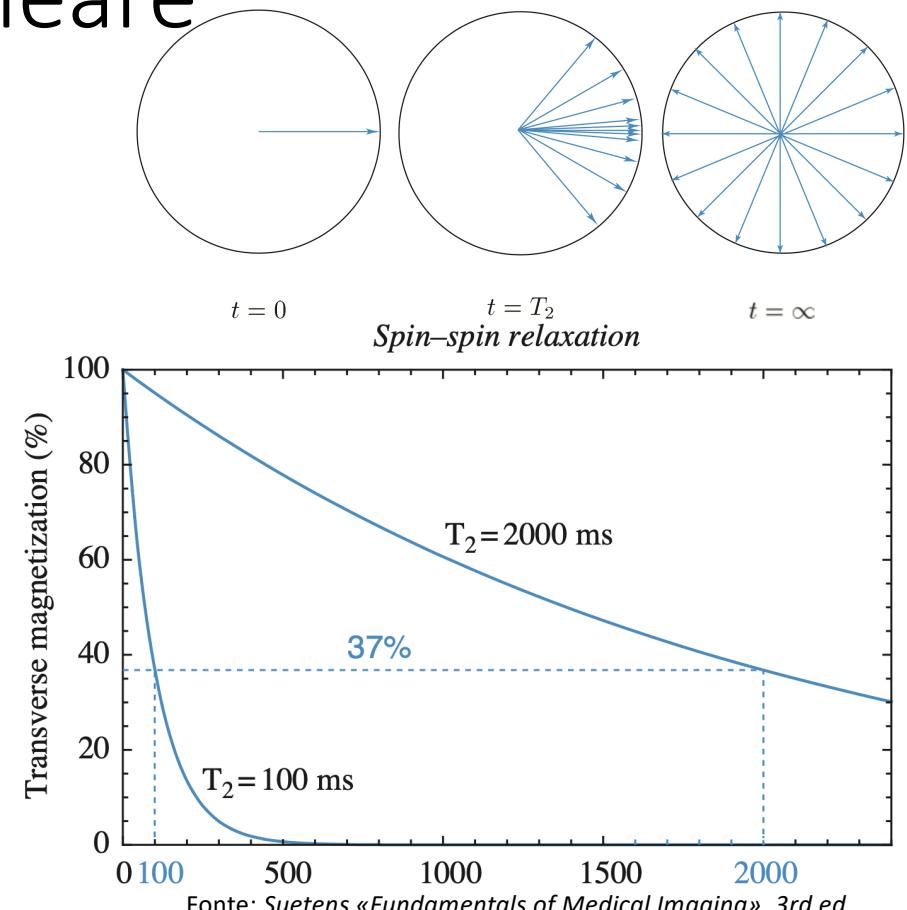


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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  $\mathbf{M}$

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

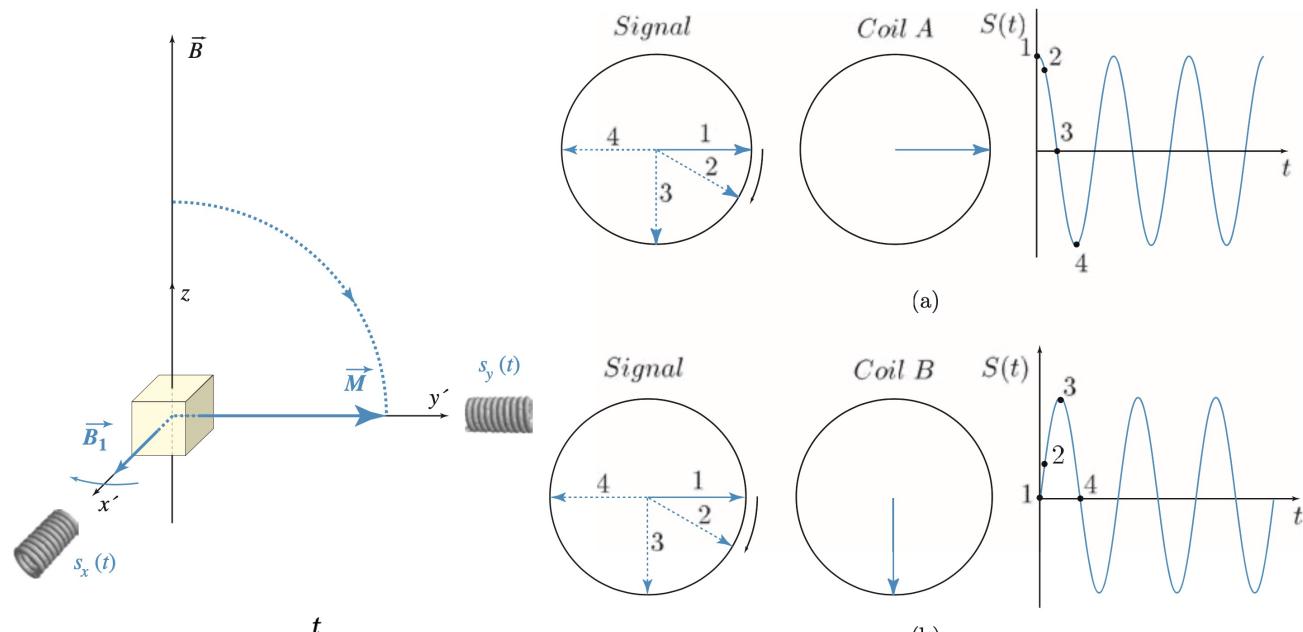


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA  
CHILAB

# La risonanza magnetica nucleare

- Acquisizione del segnale di magnetizzazione
- Si usano due bobine in quadratura per acquisire il vettore  $\mathbf{M}_{\text{tr}}$  che ruota a frequenza di Larmor  $\omega_0$
- Partendo da un impulso a  $90^\circ$  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

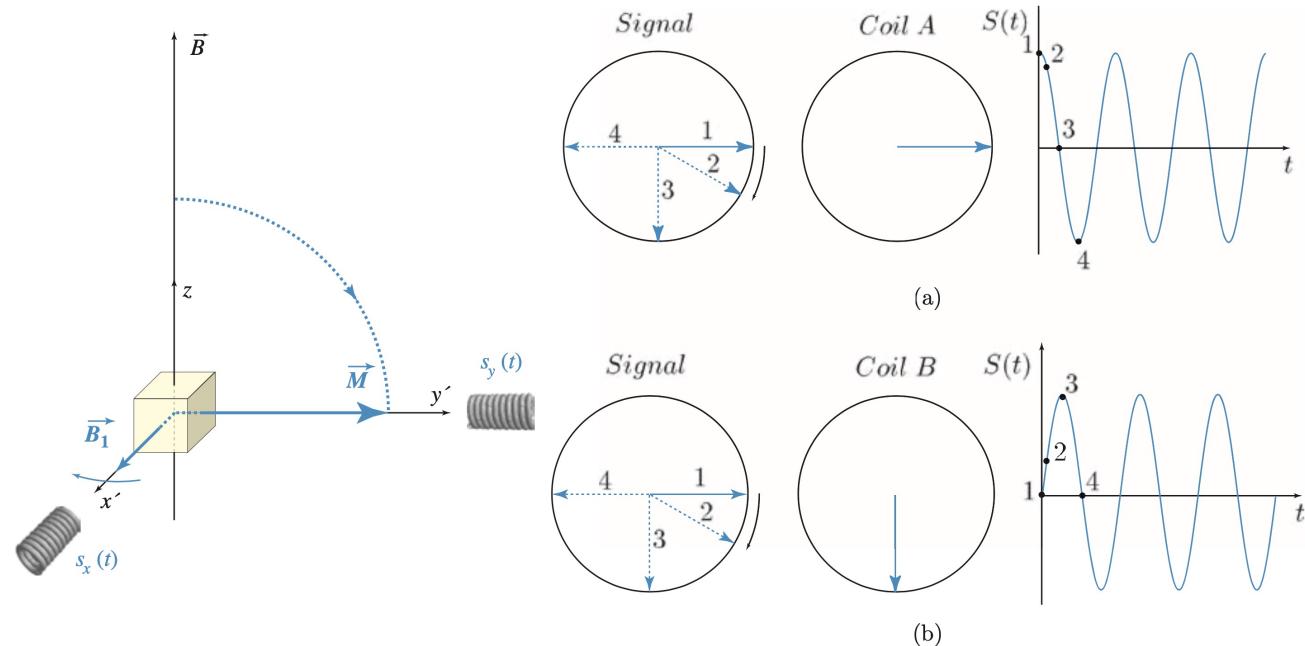
# La risonanza magnetica nucleare

- Acquisizione del segnale di magnetizzazione

- Definito un *repetition time* TR al quale riacquisire il segnale, si otterrà una componente longitudinale  $\mathbf{M}_l$  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  $90^\circ$  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

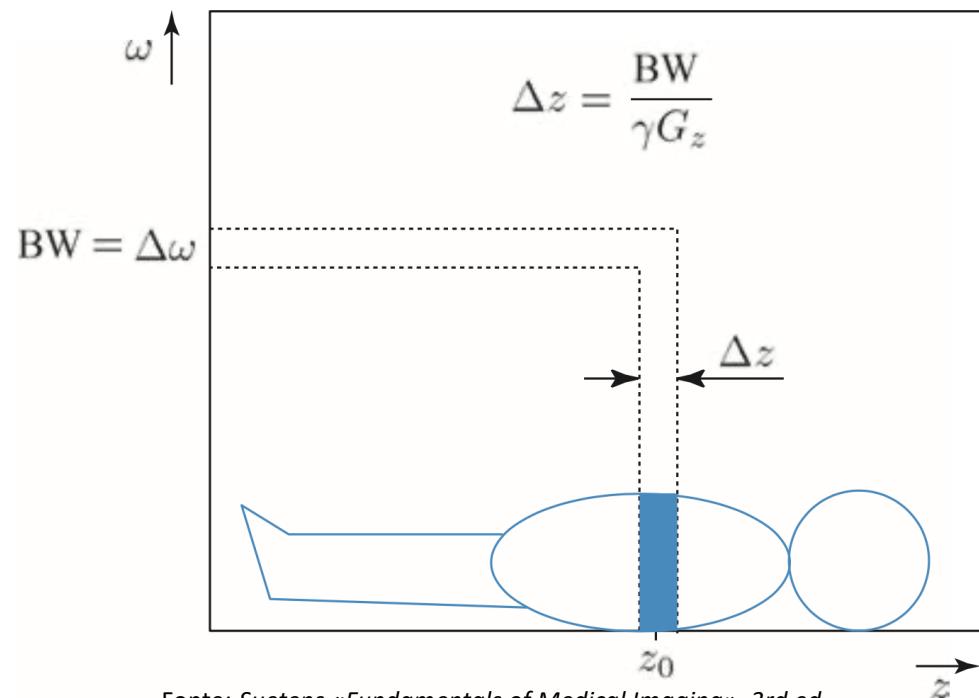
- Si applicherà un gradiente di campo

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

- 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  $\Delta z$  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  $90^\circ$ , 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

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

$$s(t) = \iiint_{-\infty}^{+\infty} \rho(x, y, z) \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{t}{T_2}} \cdot e^{-i\gamma \int_0^t \vec{G}(\tau) \cdot \vec{r}(\tau) d\tau} dx dy dz.$$

# 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

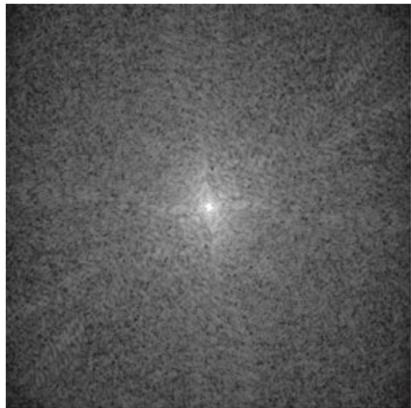
- Applicazione di un gradiente trasversale –  $k$  theorem

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

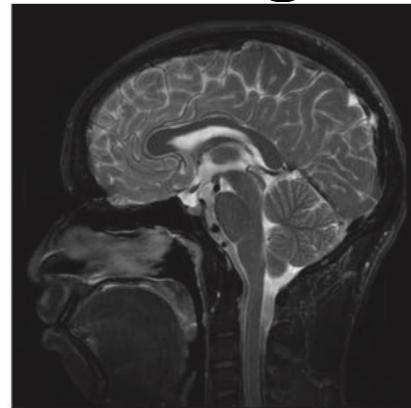
- $f(x, y, z)$  viene ricostruita come IFT 3D dal segnale  $s(t)$  dopo aver campionato i valori del  $k$  space durante l'intervallo di acquisizione
  - TR piccolo → *Immagine pesata in  $T_1$*
  - TE elevato → *Immagine pesata in  $T_2$*
  - TR lungo e TE breve → *Immagine di densità protonica*

# Acquisizione delle immagini

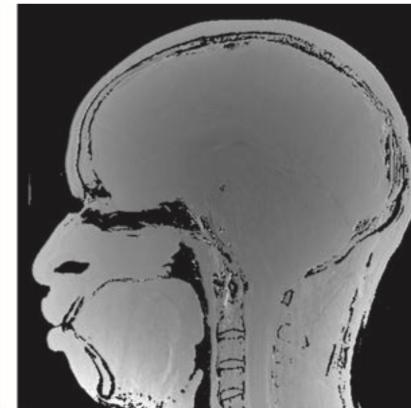
K space



(a)



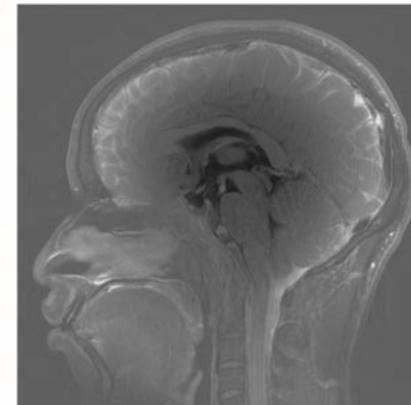
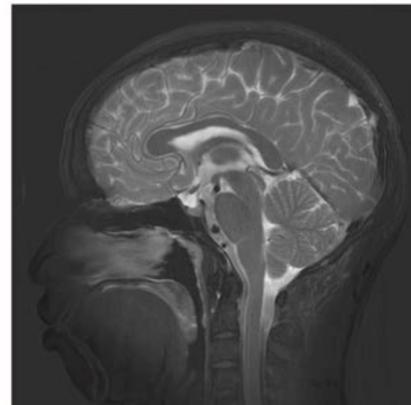
(b)



(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  $\mathbf{r}$  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  $\mathbf{r}(t)$
- 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

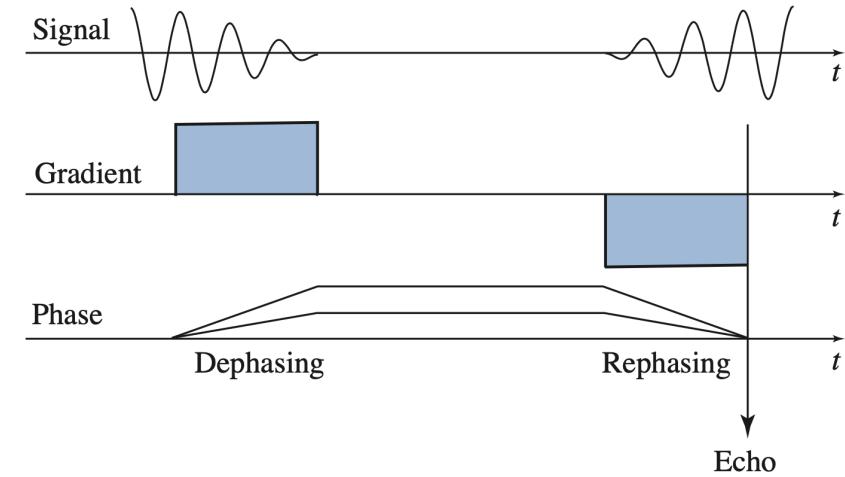
# Acquisizione delle immagini

- 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  $\vec{r}$  statico

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

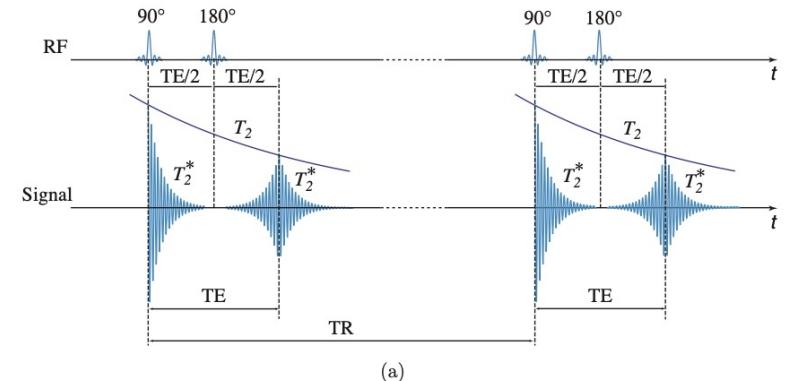


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

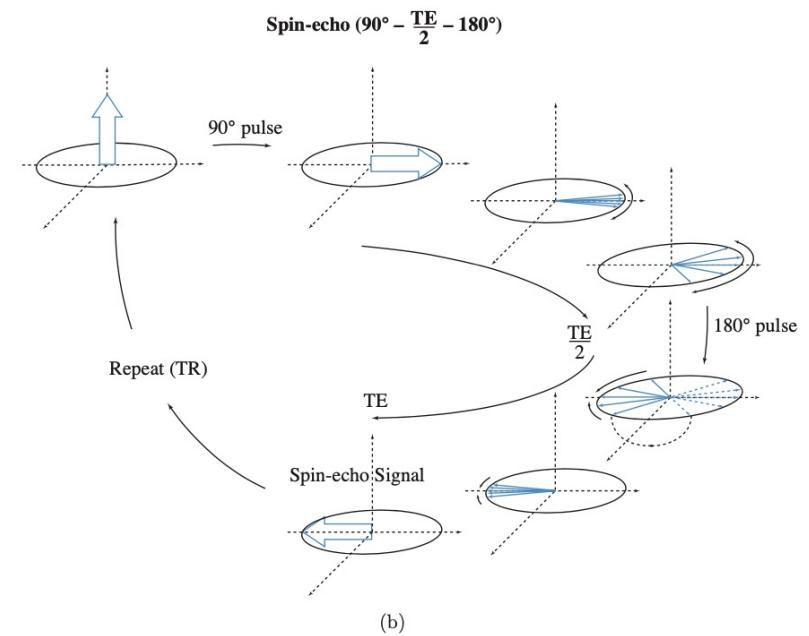
$\Phi(\text{TE}) = 0 \rightarrow \vec{k}(\text{TE}) = 0$  ovvero a  $t = \text{TE}$  si applica un gradiente uguale e opposto che genera un *segnale di eco*

# Acquisizione delle immagini

- Spin – Echo (riduzione del dephasing dovuto alla disomogeneità di campo)
  - Si basa sull'utilizzo di un *impulso a 180°* dopo  $\text{TE}/2$  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  $T_2^*$



(a)



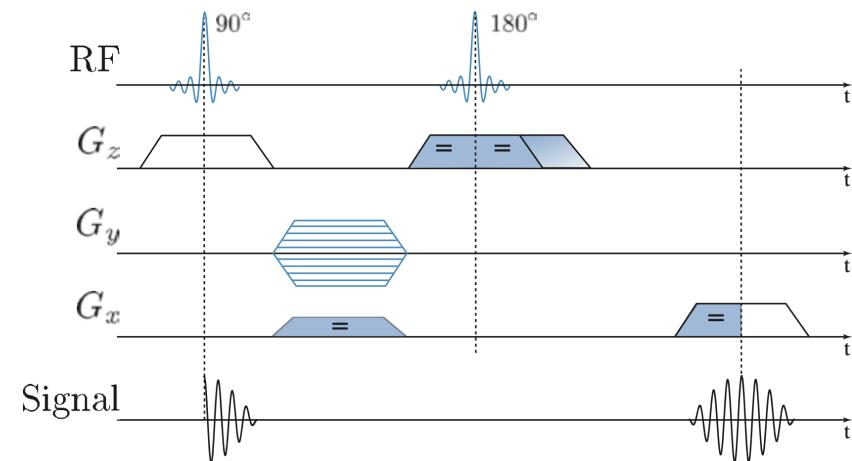
(b)

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  $90^\circ$  e con quello a  $180^\circ$
- Il gradiente  $G_z$  a  $180^\circ$  dovrebbe essere negativo, ma lo si fa durare più a lungo dopo l'impulso a  $180^\circ$  poiché ha il medesimo effetto di un gradiente negativo prima dell'impulso
- L'impulso a  $180^\circ$  compensa il dephasing intrinseco di  $G_z$  in quanto sorgente di disomogeneità



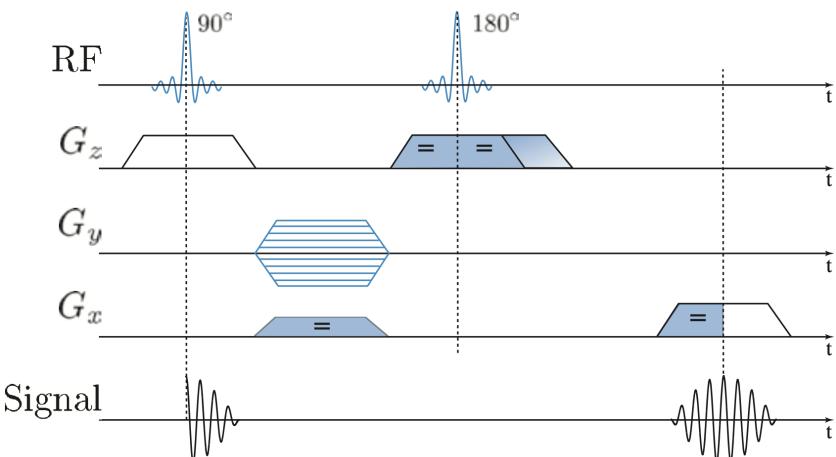
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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  $T_{\text{ph}}$ , si ottiene uno sfasamento iniziale di  $s(t)$  dato da:

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

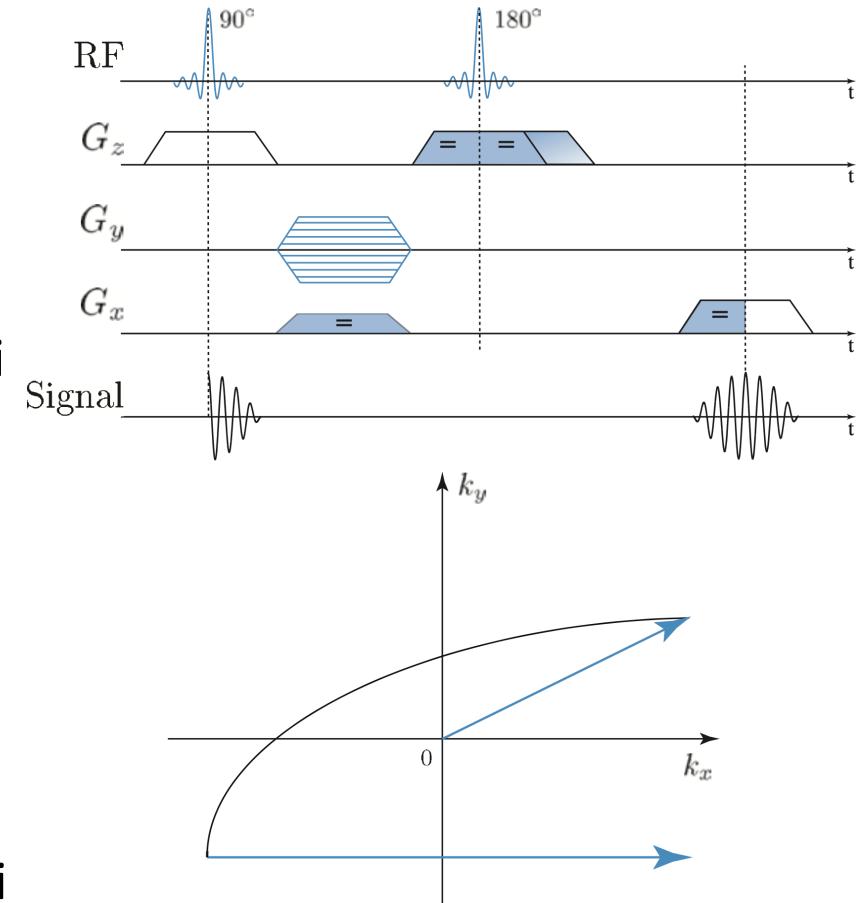


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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  $180^\circ$  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

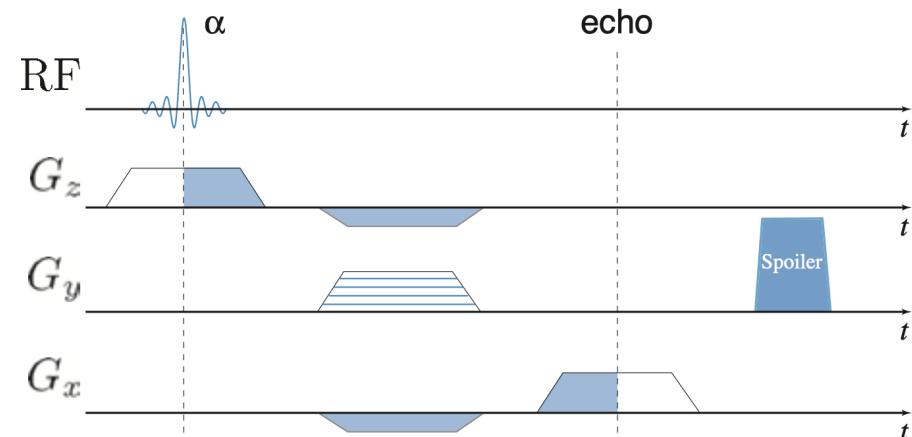
# Acquisizione delle immagini

- 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  $180^\circ$ : 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  $90^\circ$  (tipicamente tra  $20^\circ$  e  $60^\circ$ ): 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

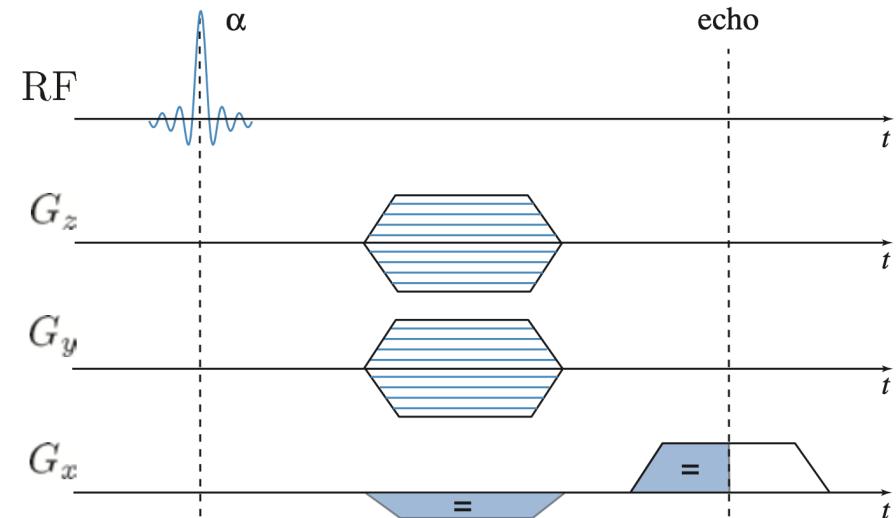


Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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

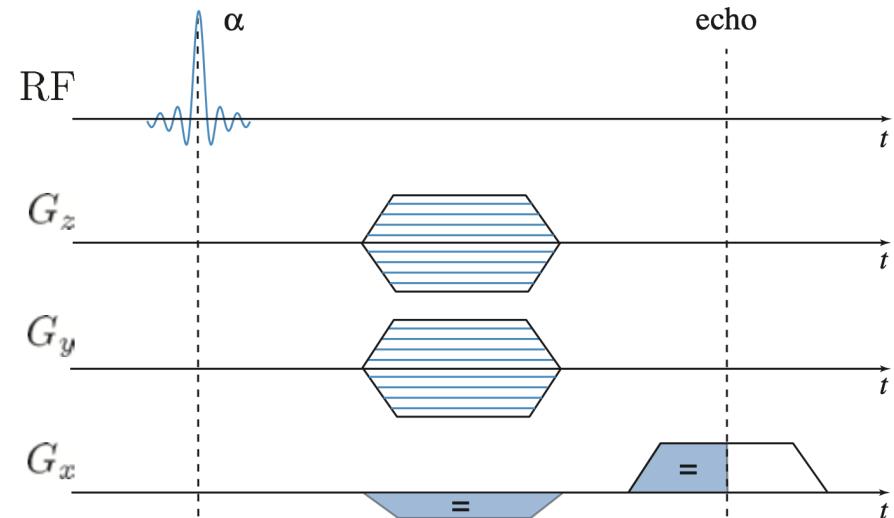
$$\phi(y, z) = \gamma(mg_y y T_{\text{ph}} + ng_z z T_{\text{ss}})$$



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

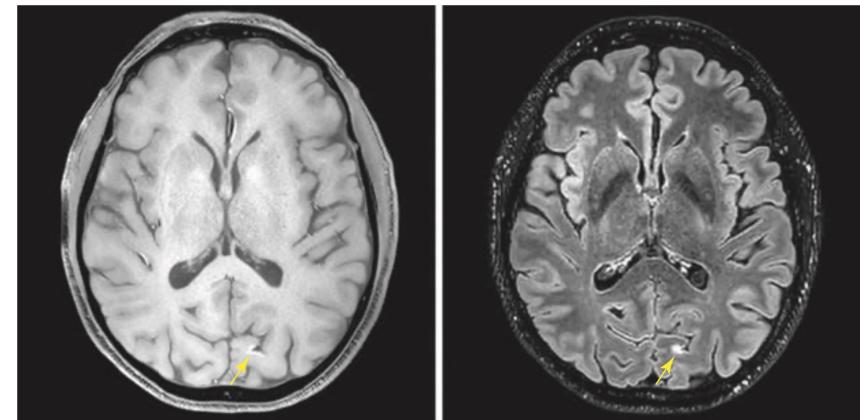
- Il tempo di acquisizione 2D e 3D può essere valutato come

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

- $N_y \rightarrow$  numero di codifiche di fase y
- $N_z \rightarrow$  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 appartenenti 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, si 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

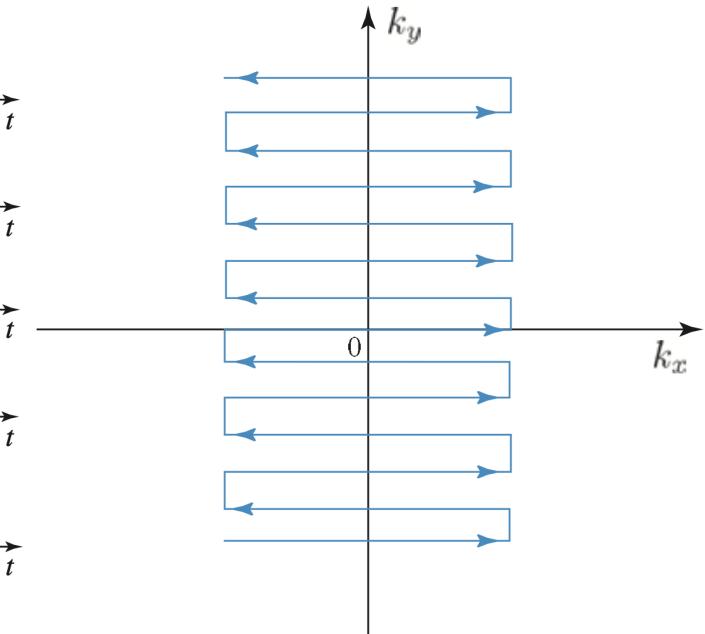
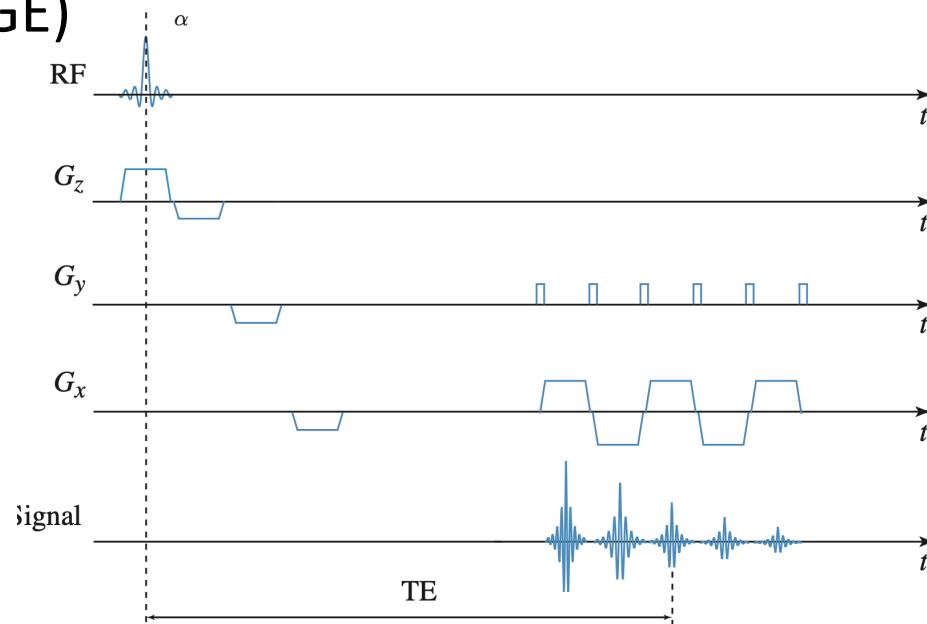
- Turbo GE / SE
  - Sono sequenze SE / GE in cui, dopo ogni eco, si genera un nuovo gradiente di codifica della fase e si raccoglie il relativo eco
  - Ogni gradiente acquisisce una nuova linea nel k space
  - Fino a 128 echi nella stessa eccitazione

# 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

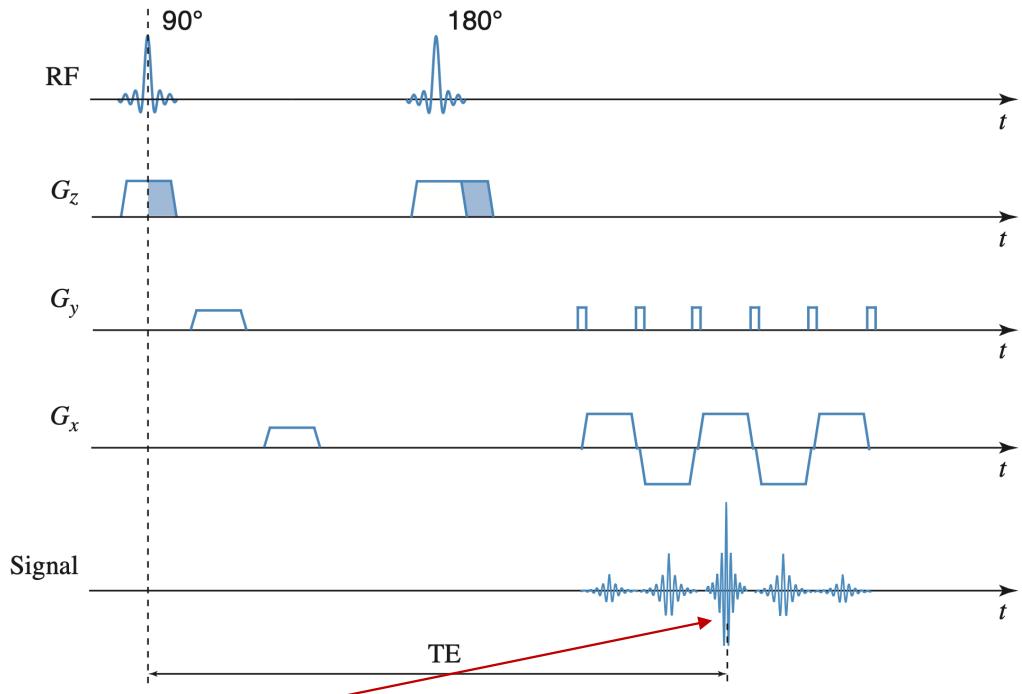
- Blipped EPI (GE)



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  $\Delta k_y$  e  $\Delta k_z$  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.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA  
CHILAB

# 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  $\Delta f_s$  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  $\mathbf{r} = \mathbf{r}(t)$ , le equazioni che esprimono il segnale e il suo sfasamento rispetto alla precessione a frequenza di Larmor devono tenerne conto esplicitamente

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

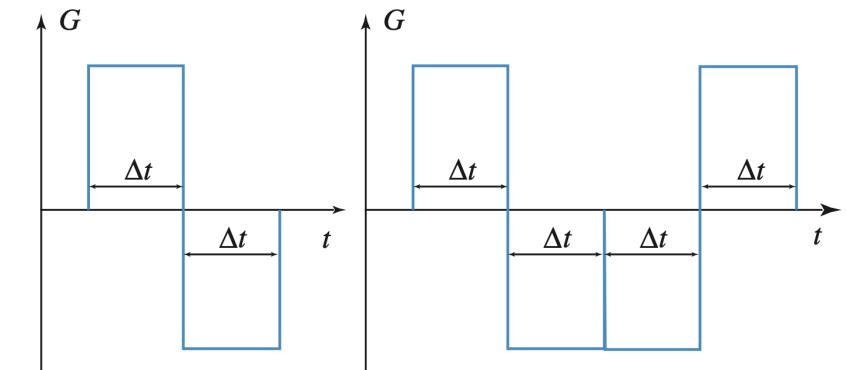
$$\vec{m}_l(t) \equiv \int_0^t \gamma \vec{G}(\tau) \frac{\tau^l}{l!} d\tau \quad l = 0, 1, 2, \dots$$

# Acquisizione delle immagini

- Spin non statici
  - I vettori  $\mathbf{m}_i(t)$  sono i **momenti di ordine  $i$**  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  $\Phi(\mathbf{r}, t) = \mathbf{r} \cdot \int_0^t \gamma G(\tau) d\tau$ , 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)  $\mathbf{v}(\mathbf{r}) \neq 0$  per cui, integrando  $m_1$  tra 0 e  $2 \cdot \Delta t$ , si avrà:



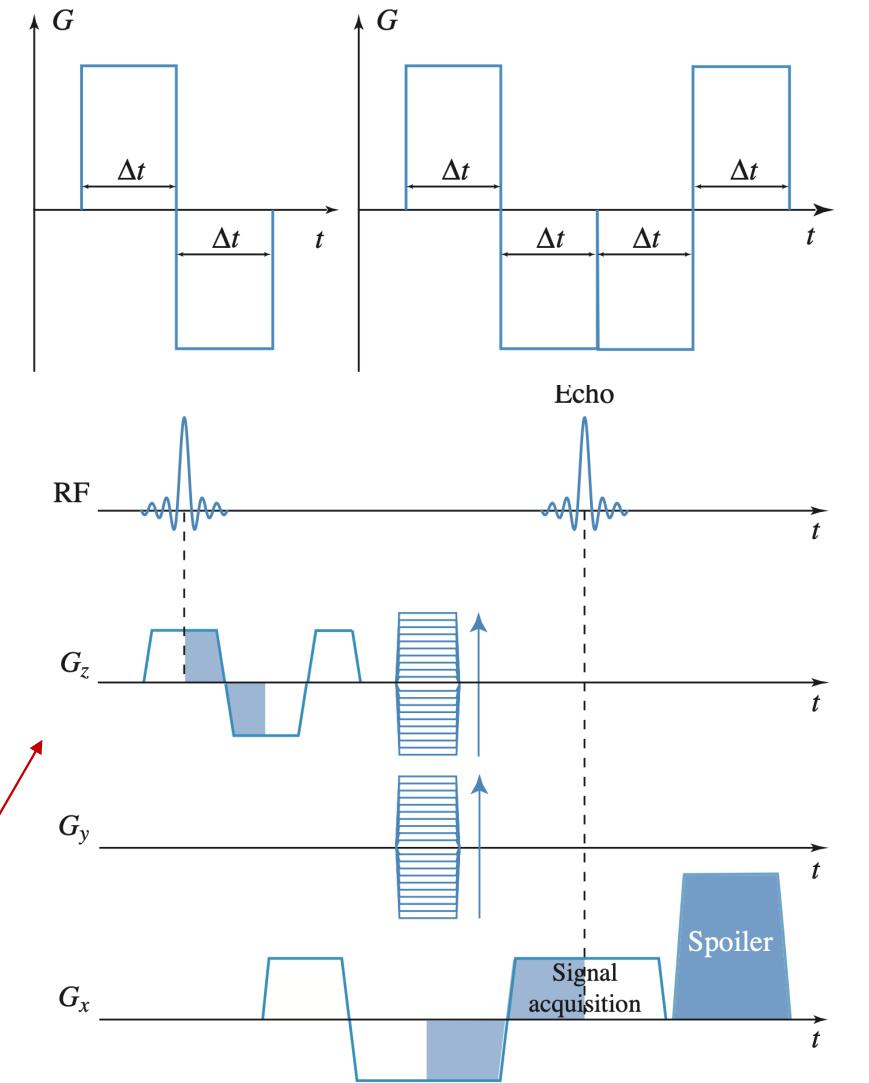
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

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

# 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



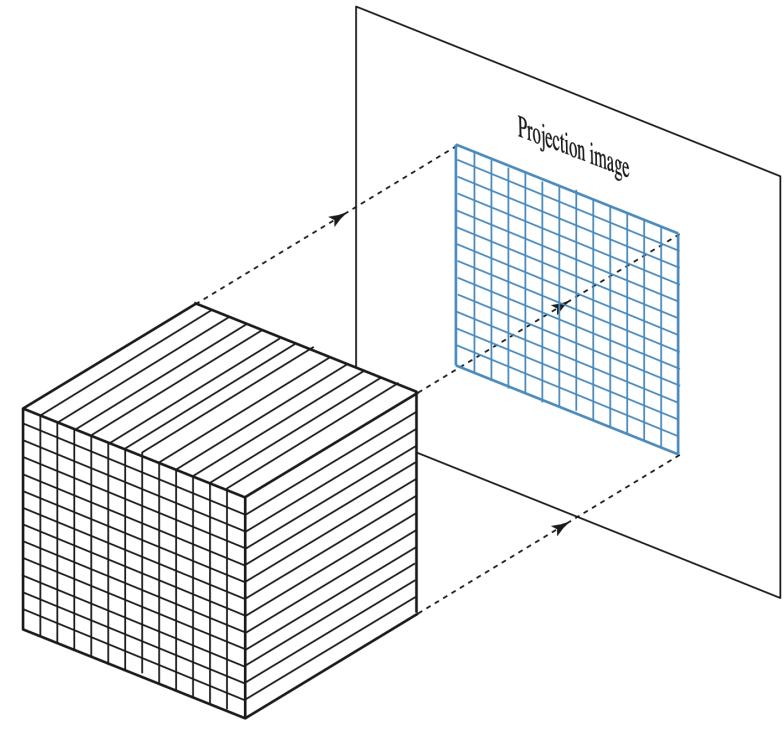
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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.

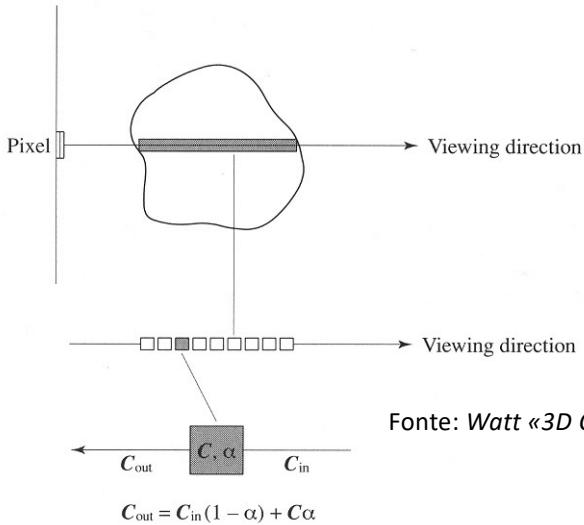
# Acquisizione delle immagini

- Magnetic Resonance Angiography (MRA)

- Si possono usare anche criteri diversi

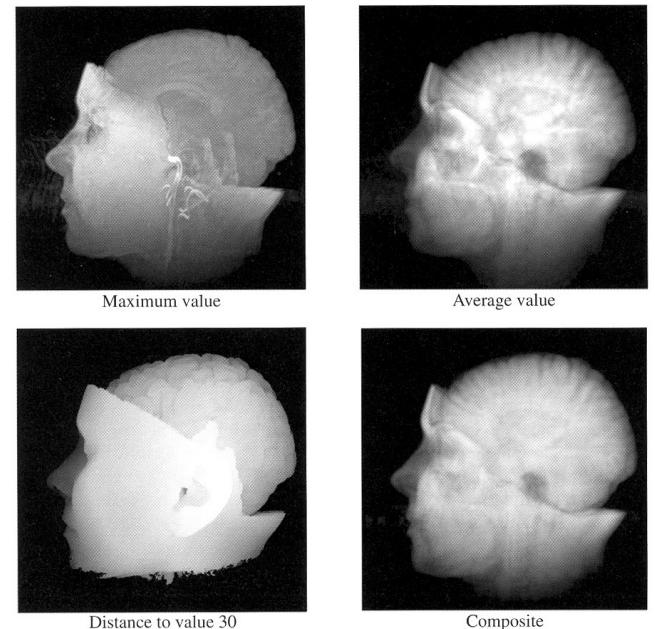
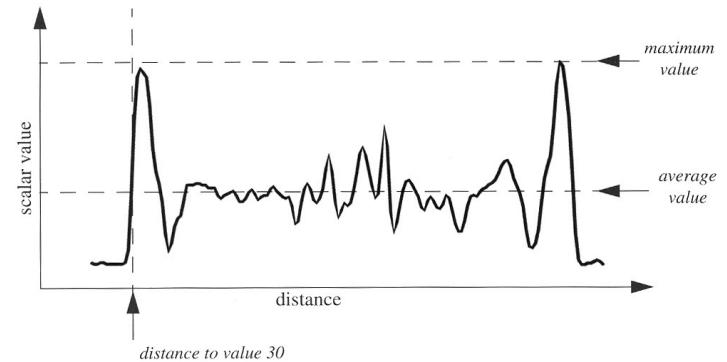
- Valor medio
- Scostamento rispetto al massimo/minimo
- Blending:

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



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

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA  
CHILAB



# Acquisizione delle immagini

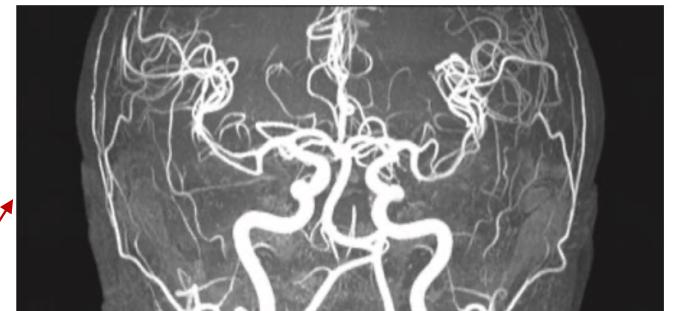
- Magnetic Resonance Angiography (MRA)
  - In genere si ricostruiscono molte viste 2D del volume che vengono visualizzate in rapida successione per apprezzare la struttura 3D dei vasi
  - Si creano problemi di campionamento dei valori dei voxel quando i raggi piovono da direzioni che non sono perpendicolari 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

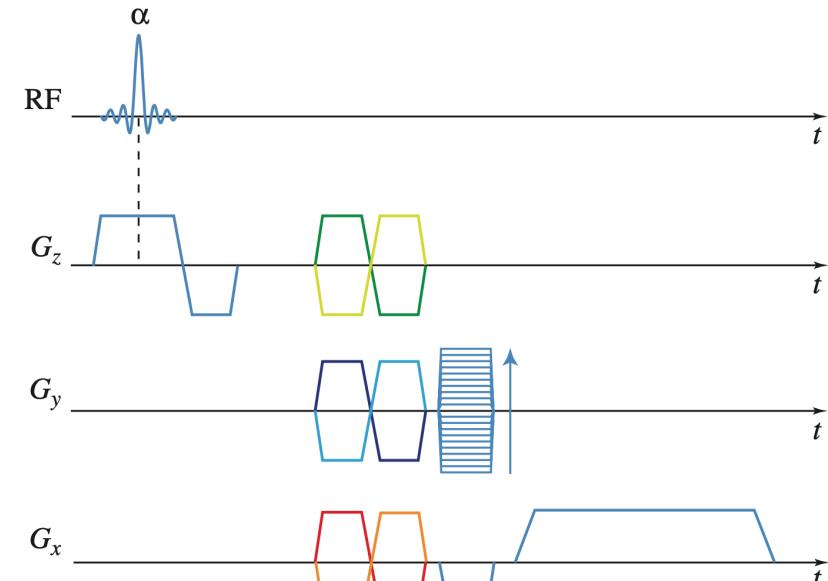
- Phase-Contrast (PC) MRA

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

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

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

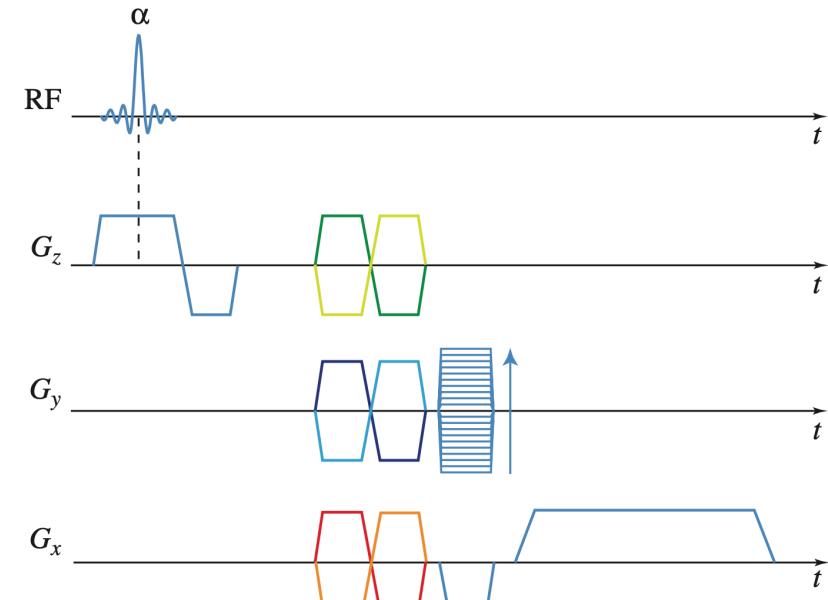
$$\begin{aligned}\Delta \Phi(\vec{r}, \text{TE}) &= \Phi_{\uparrow}(\vec{r}, \text{TE}) - \Phi_{\downarrow}(\vec{r}, \text{TE}) \\ &= 2\gamma (\Delta t)^2 \vec{\nu}(\vec{r}) \cdot \vec{G}.\end{aligned}$$



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

# Acquisizione delle immagini

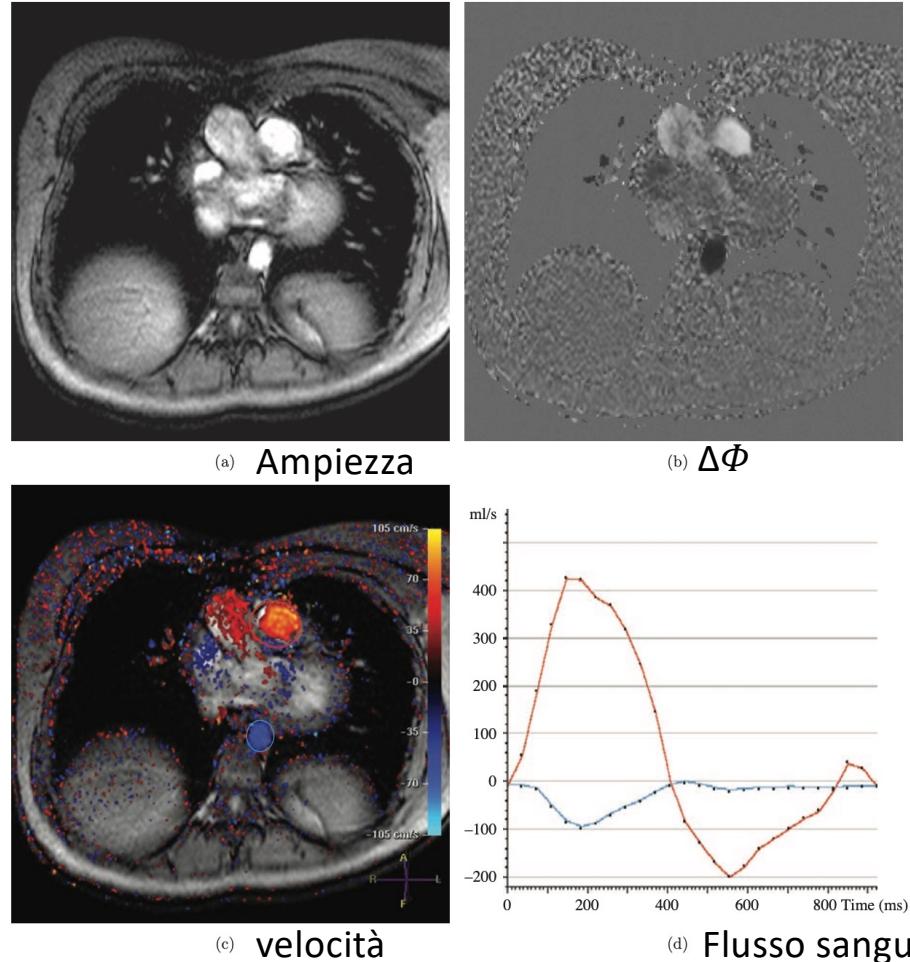
- Phase-Contrast (PC) MRA
  - La differenza delle fasi consente di calcolare la velocità del flusso sanguigno
  - I tempi sono lunghi
  - I gradienti lungo tutte le direzioni servono a ottenere un  $\Delta\Phi$  e quindi  $v(r)$  in tutte le direzioni
  - Si possono calcolare misure di flusso come nella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



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

# Acquisizione delle immagini

- Phase-Contrast  
(PC) MRA



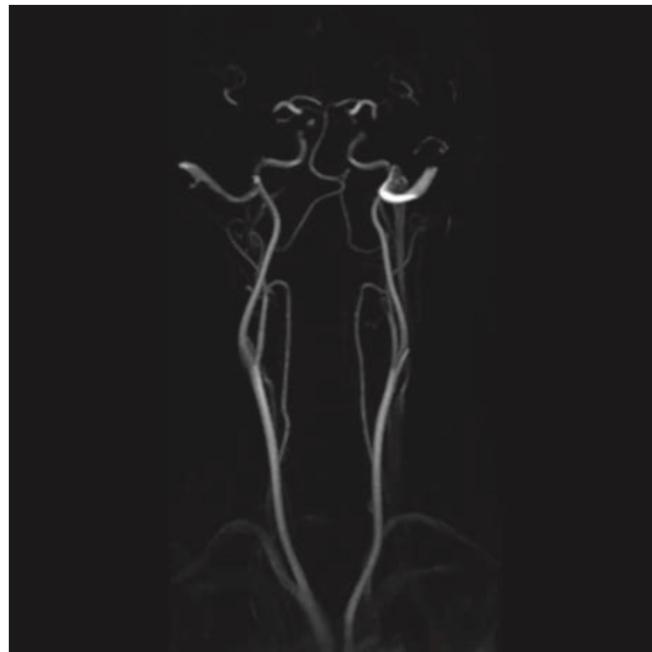
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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

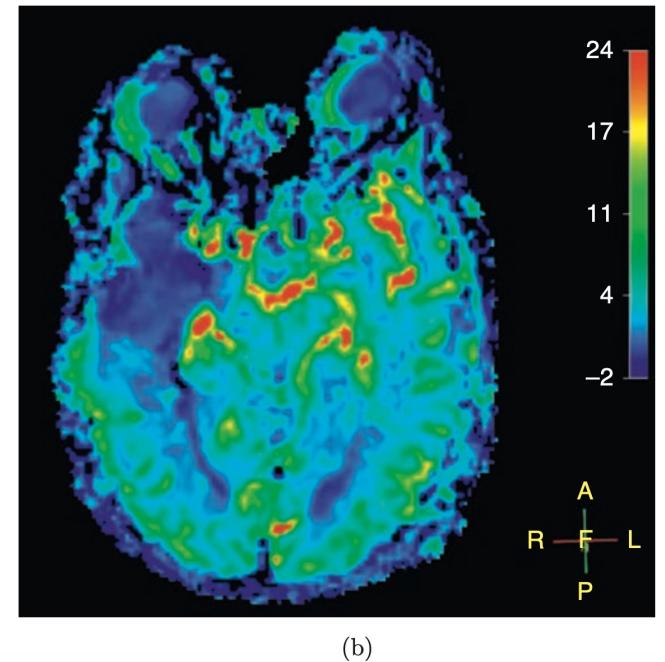
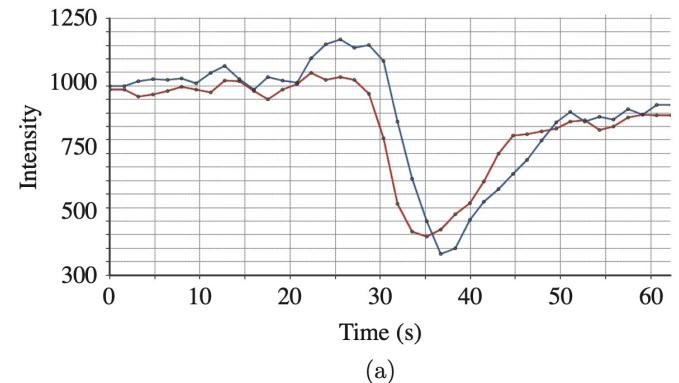
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA  
CHILAB

# Acquisizione delle immagini

- Immagini di perfusione

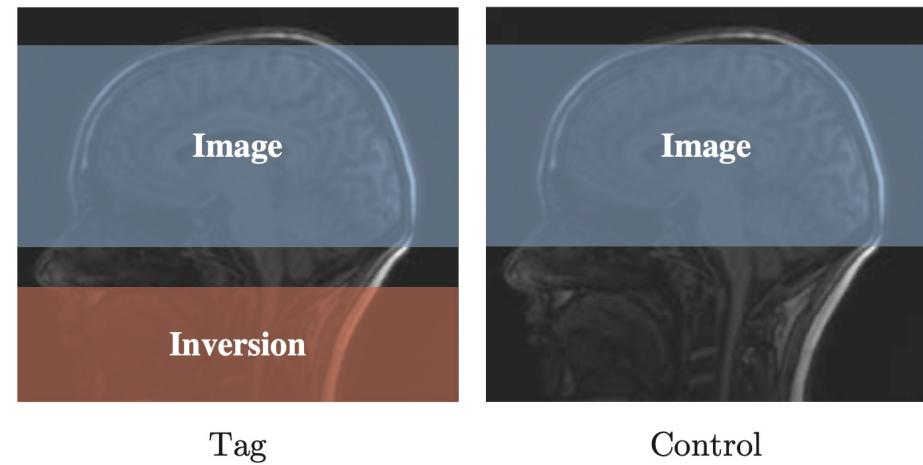
- La **DSC MRI** (Dynamic susceptibility contrast-enhanced) consiste di sequenze EPI pesate in  $T_2^*$  o  $T_2$  che generano un forte abbassamento del segnale quando il mezzo di contrasto arriva per la prima volta nel cervello
- Dall'andamento della curva si possono ricavare mappe di flusso e/o volume 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.

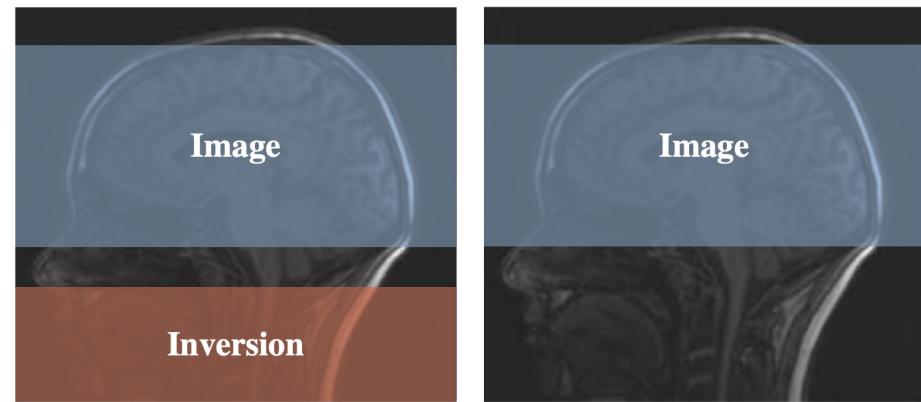
# Acquisizione delle immagini

- 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)



Tag

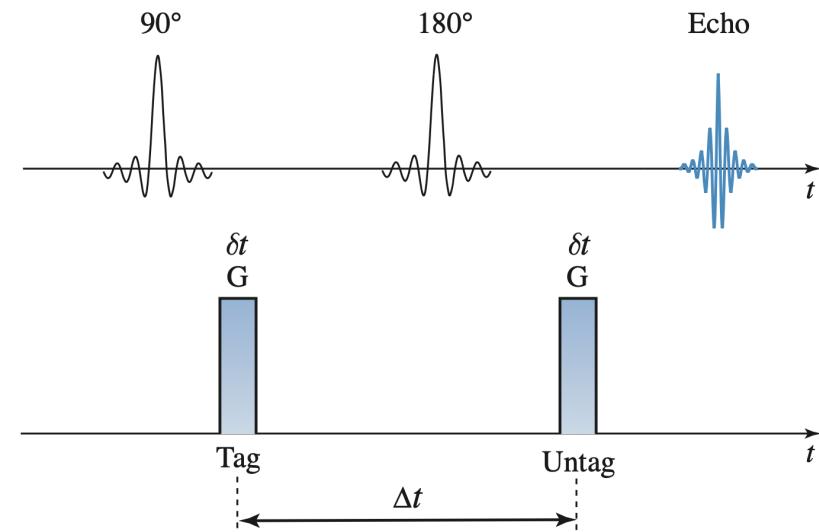
Control

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  $\delta t$  vengono generati prima e dopo l'impulso a  $180^\circ$



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

# Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione

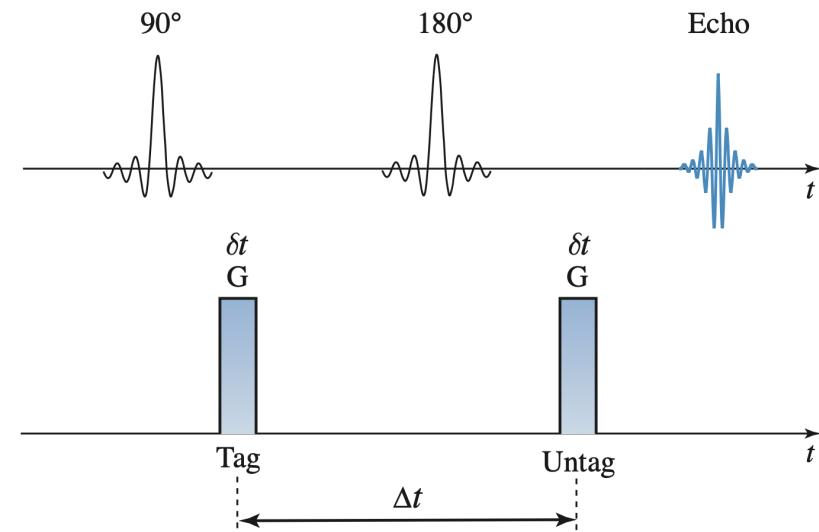
- Il primo impulso (di dephasing) introduce uno sfasamento

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

- L'impulso a  $180^\circ$  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  $\delta t$  di ogni impulso*



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

# Acquisizione delle immagini

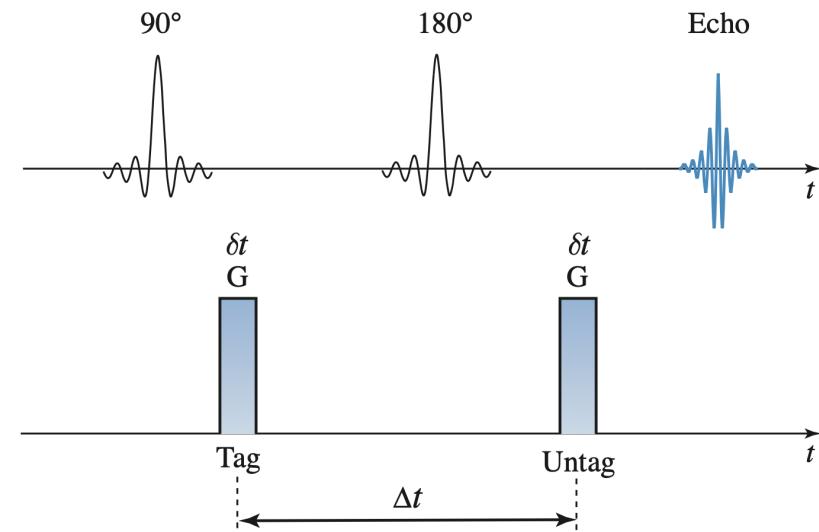
- Immagini di diffusione

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

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

- 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 ovvero la pdf si considera Gaussiana e consente il calcolo analitico di  $s_q$

# Acquisizione delle immagini

- Immagini di diffusione

$$s_{\vec{q}} \equiv s_b = s_0 \exp(-bD)$$

- 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*

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

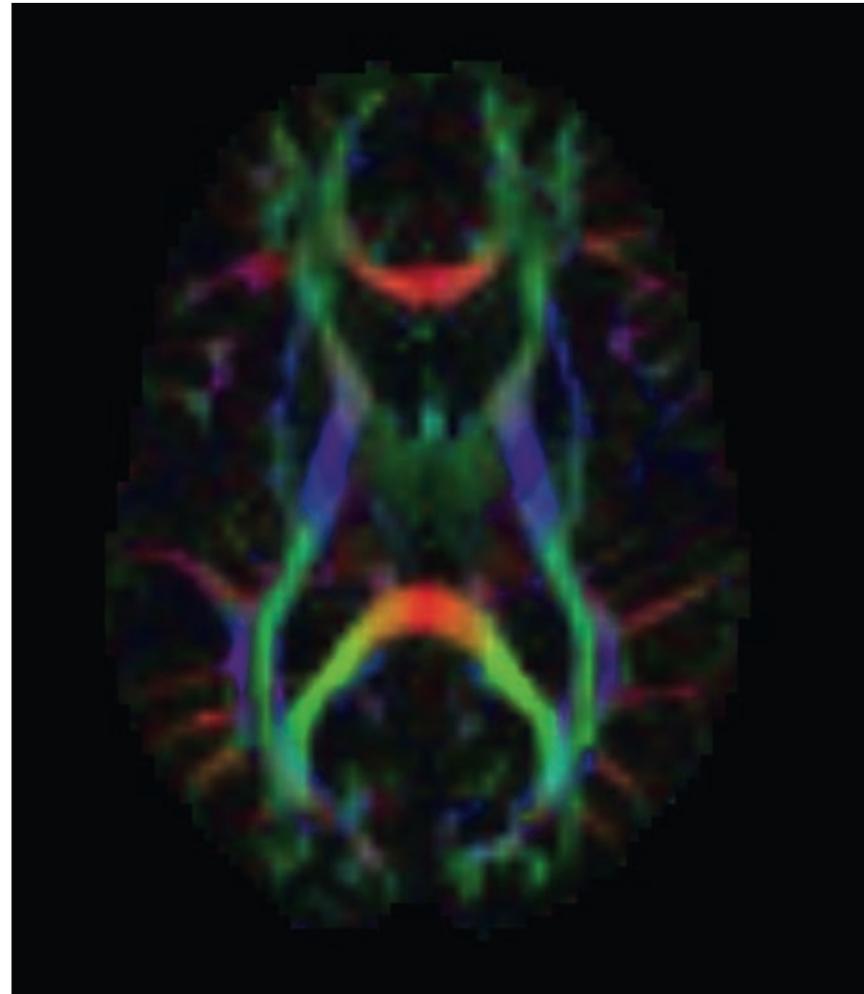
- Nel *Diffusion Tensor Imaging* (DTI) si devono acquisire almeno sei valori  $s_{gb}$  (i sei gradi di libertà della matrice  $D$ ) oltre a  $s_0$  per ogni voxel per stimare  $D$

# 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)

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

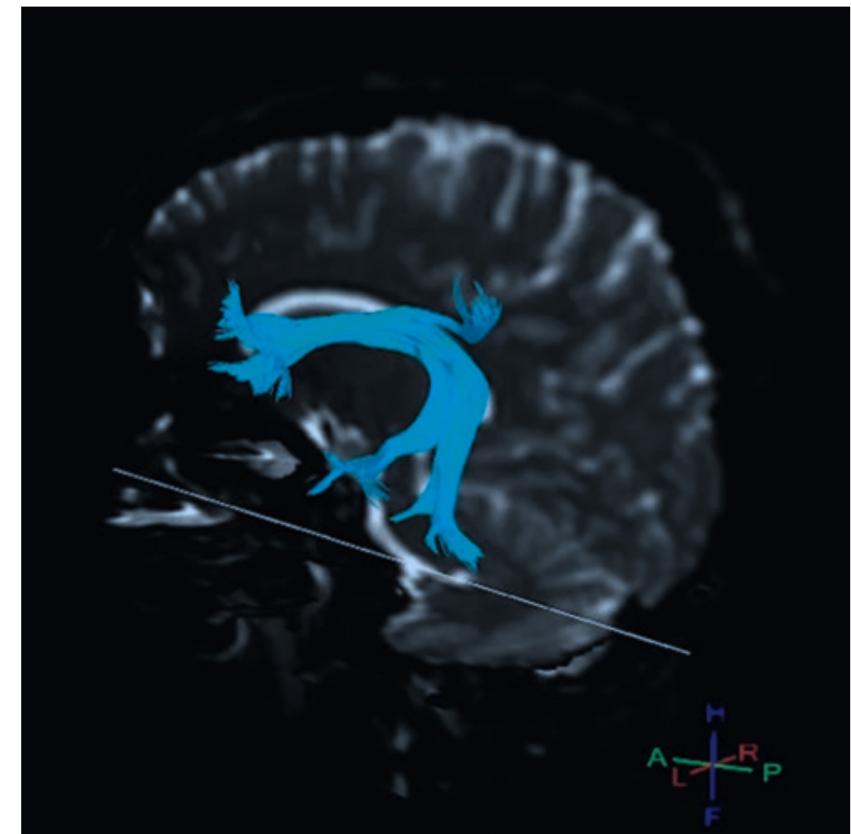
$$MD = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}$$



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 ossiemoglobinina che è *diamagnetica*
  - Il flusso di ritorno contiene invece desossiemoglobinina che è *paramagnetica* e diminuisce il tempo di rilassamento trasversale  $T_2^*$

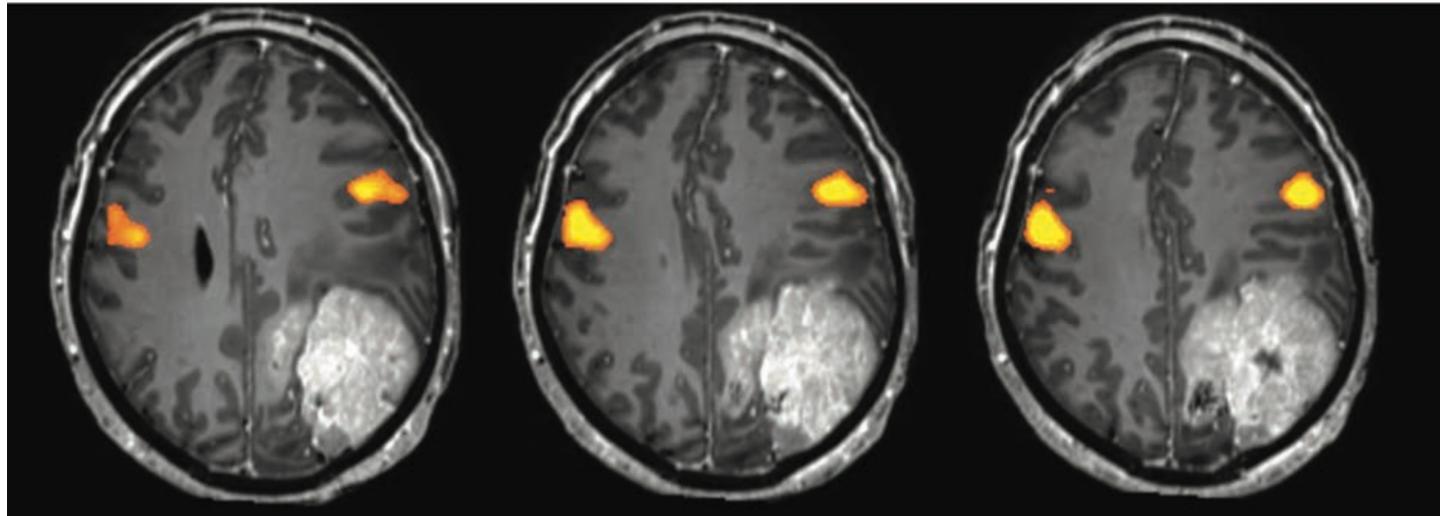
# Acquisizione delle immagini

- 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

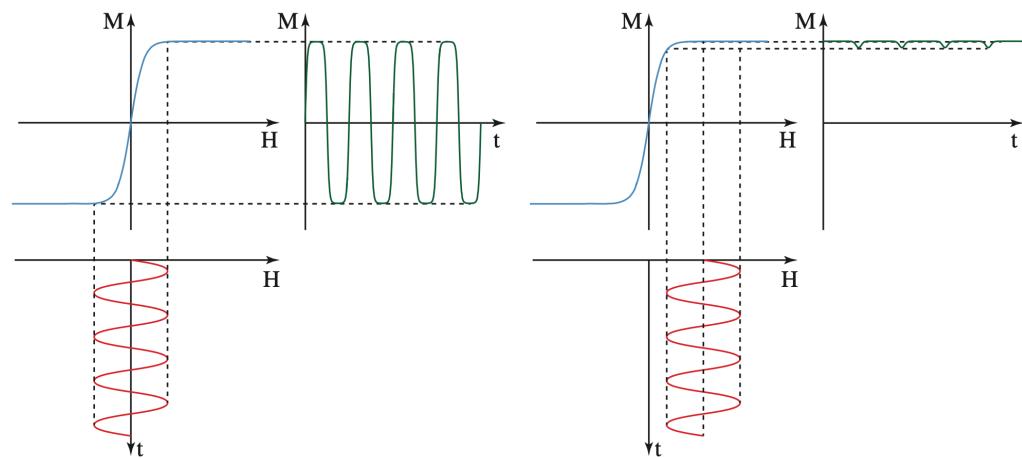
- Magnetic Particle Imaging (MPI)
  - E' una tecnica innovativa che richiede un'apparecchiatura dedicata, ma può essere realizzata a partire da una macchina di MRI modificata
  - Usa un mezzo di contrasto basato su nano particelle superparamagnetiche di ossido di ferro
  - Consente imaging di tipo cardiovascolare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

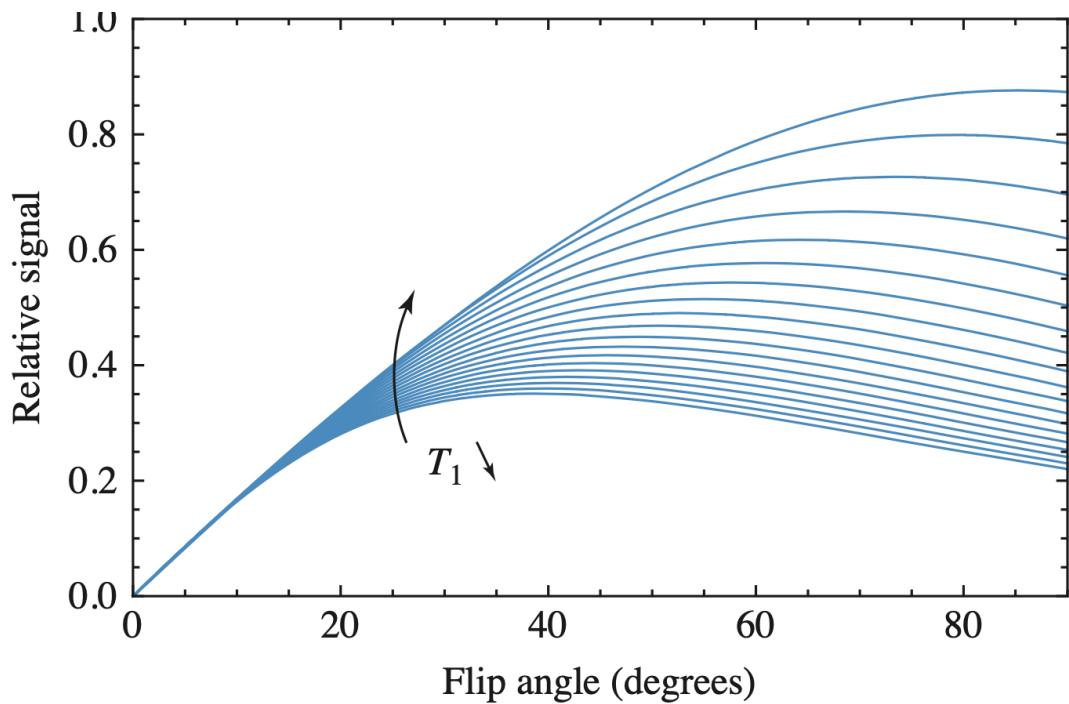
- Contrasto
  - Dipende esplicitamente dai parametri di pesatura in  $T_1$ ,  $T_2$  e densità protonica in relazione al valore di  $B_0$
  - Ovviamente si può compensare il contrasto agendo su TE e TR, nei limiti del tipo di sequenza che si sta impiegando
  - Valori tipici per  $B_0 = 1\text{T}$  :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

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

LABORATORIO DI INTERAZIONE UOMO-MACCHINA  
CHILAB

# 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  $\Delta t$  e  $T_{\text{ph}}$  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  $T_{\text{ro}}$  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  $10^{-6} \text{ J/T}$

# 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 dà luogo ai fenomeni di dephasing già affrontati
  - La *disomogeneità del campo a RF*, invece, genera il cosiddetto *artefatto da bias* legato al fatto che  $\alpha$  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

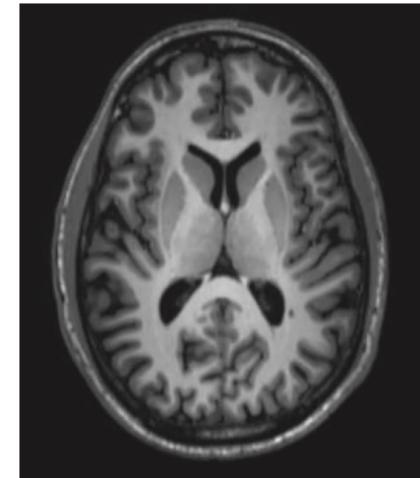


Immagine con bias (a)

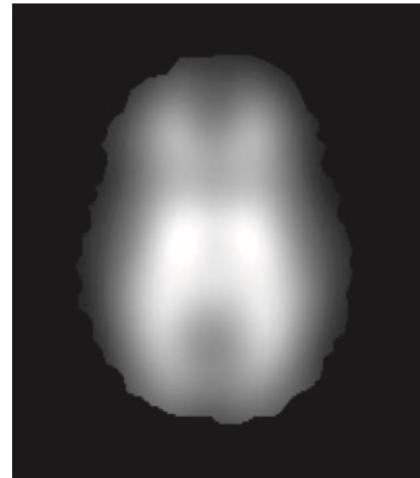
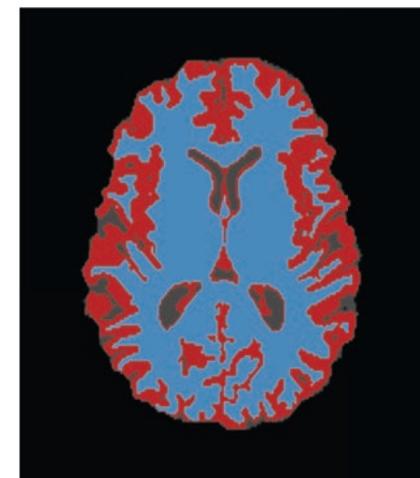
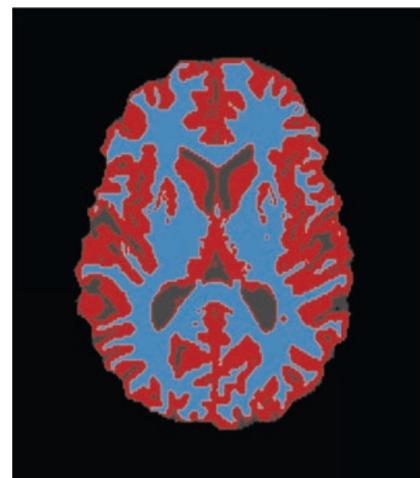


Immagine bias (b)



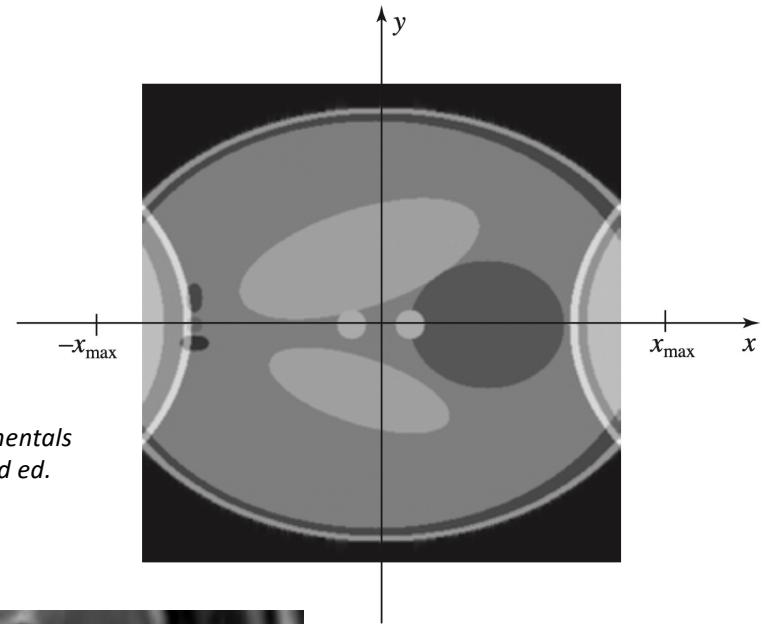
Segmentazione (c)  
con bias



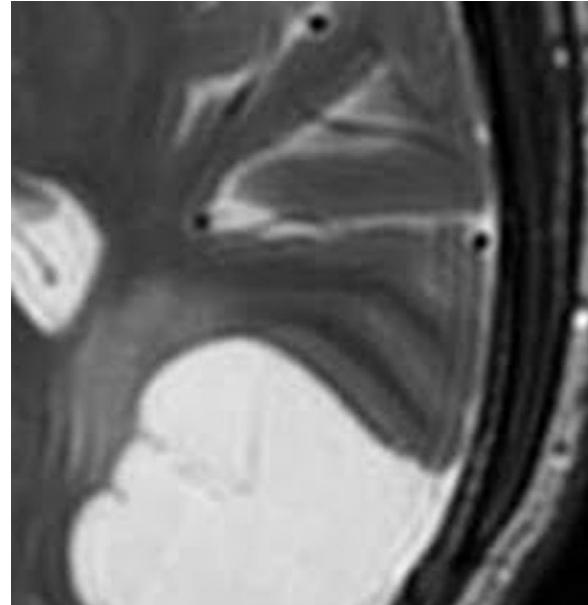
Segmentaz. (d)  
senza bias

# 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



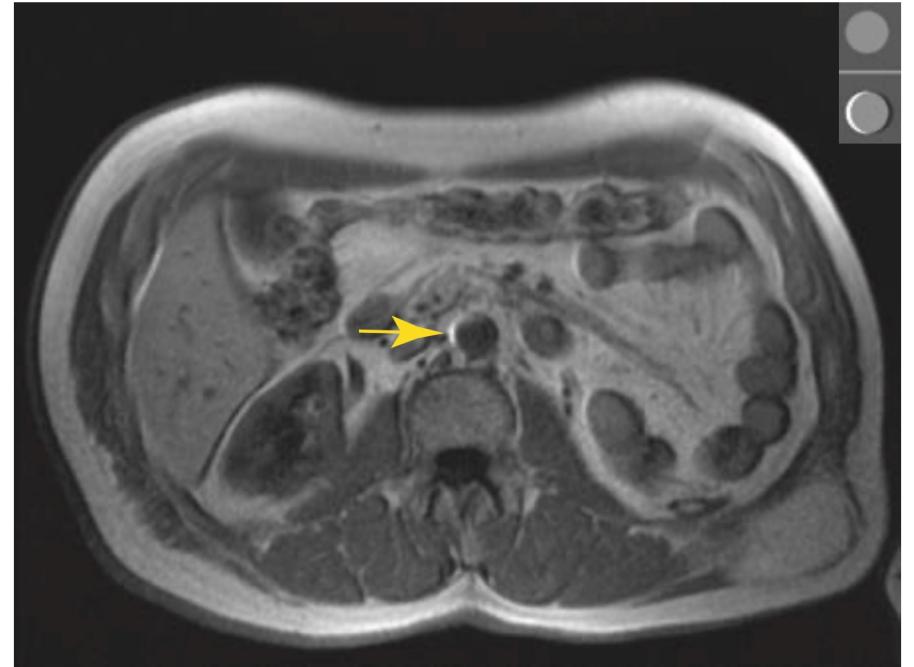
Fonte: Suetens «*Fundamentals of Medical Imaging*», 3rd ed.



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

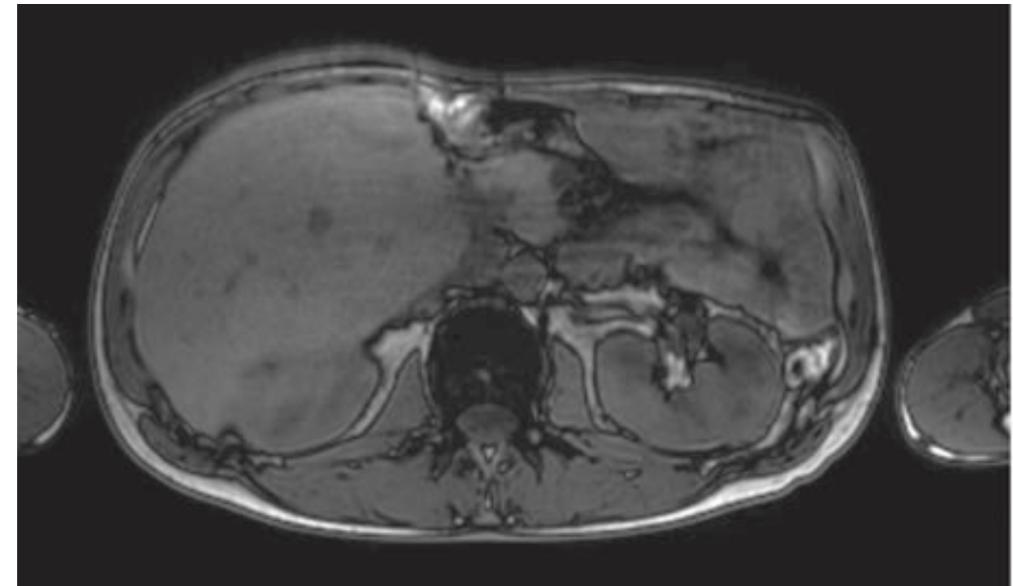
- Artefatti di posizione
  - Il *ghost artifact* è il classico artefatto da movimento (battito cardiaco, flusso sanguigno, respiro, deglutizione ...) che introduce uno sfasamento nel segnale
  - Il ghost si apprezza di solito in direzione verticale poiché  $TR >> \Delta t$  ed è comparabile con i tempi 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*



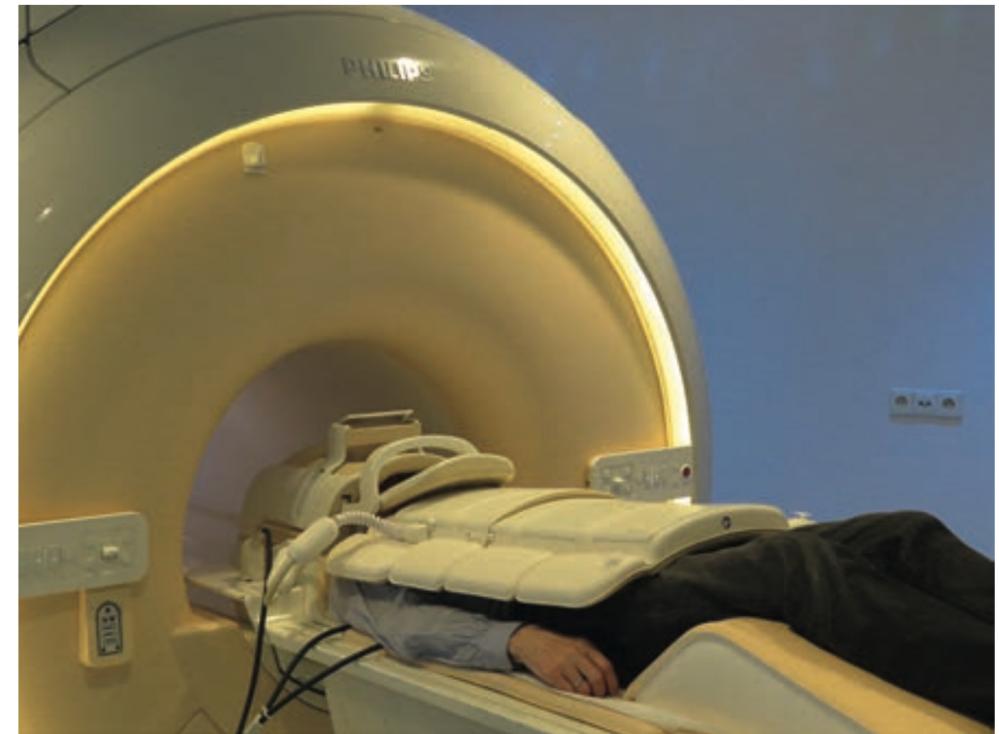
Fonte: Suetens «Fundamentals of Medical Imaging», 3rd ed.

# 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

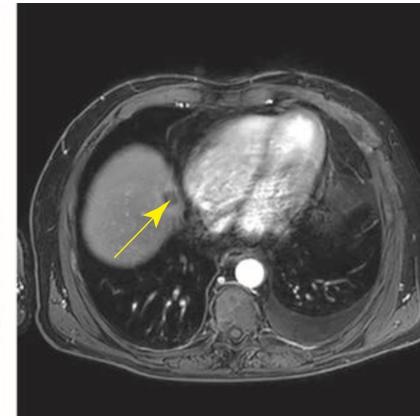
- I mezzi di contrasto chelati sono utili per evidenziare interi tessuti come nel caso della TAC mentre quelli a nanoparticelle si comportano analogamente ai tracciatori radioattivi usati in medicina nucleare
- Le immagini di perfusione sono l'analogo della perfusion CT per calcolare indicatori numerici 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  $T_2$

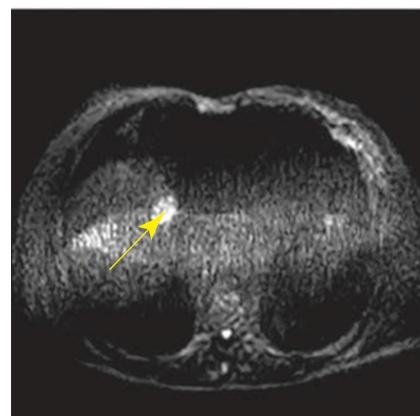


(a)

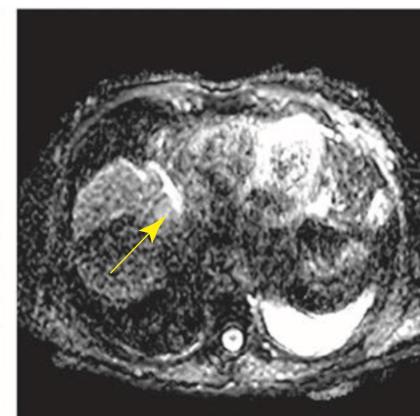


(b)

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  $1^{\circ}\text{C}$ )
- 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