

Magnetic Resonance Imaging (MRI)

*Principi fisici di formazione del segnale
e di acquisizione delle immagini*

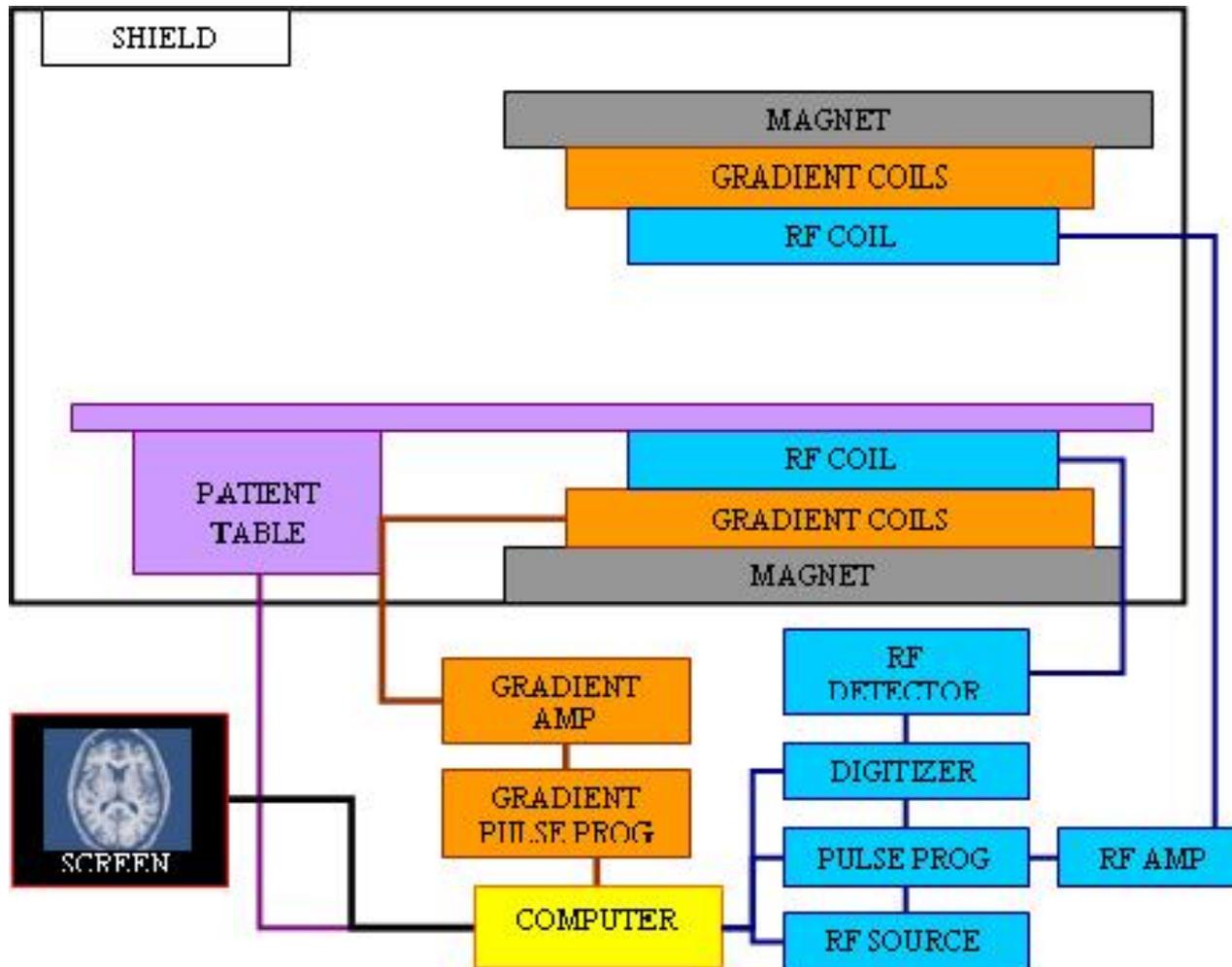
***Dott. ssa Benedetta Tafuri
Università del Salento***

Obiettivi:

- ❖ Generazione del segnale RM
- ❖ Sequenze di base
- ❖ Codifica spaziale e ricostruzione dell'immagine

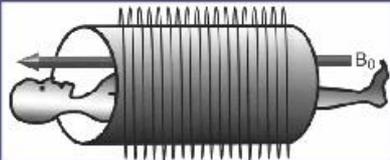
Generazione del segnale

MRI Hardware



Apparecchiatura MRI

Sistemi chiusi



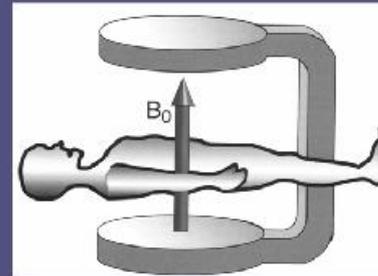
Vantaggi :

- alta intensità di campo
- sequenze di acquisizione ultra-rapide
- sequenze di acquisizione avanzate (MRS, fMRI, perfusion, diffusion etc.)

Svantaggi :

- in genere minor confort per il paziente

Sistemi aperti



Vantaggi :

- esami su pazienti claustrofobici
- esami su pazienti obesi
- miglior gestione degli esami su :
pazienti traumatizzati
pazienti pediatrici
- radiologia interventistica
- rendimento del campo maggiore di almeno il 20% nella direzione Y

Svantaggi :

- tempi di esame più lunghi
- sequenze avanzate non disponibili

Sistemi dedicati

- indirizzati allo studio di specifici distretti corporei
- basso costo
- buona risoluzione e buon S/R



Il fenomeno della risonanza magnetica nucleare

La risonanza magnetica nucleare è un fenomeno presente quando nuclei con spin non nullo immersi in un campo magnetico omogeneo ed eccitati con una opportuna radiazione di frequenza, emettono energia in forma rilevabile e contenente informazioni sia sull'abbondanza della specie nucleare in questione che sulla struttura delle molecole in cui i nuclei sono contenuti.

Cenni storici:

1924: W. Pauli suggerì che certi nuclei atomici dovessero avere proprietà di momento magnetico di spin e di conseguenza sotto l'azione di un campo magnetico si sarebbe dovuta manifestare la separazione dei loro livelli energetici.

1946: Bloch, a Stanford, e Purcell, ad Harvard, lavorando indipendentemente, riuscirono a dimostrare che i nuclei assorbono radiazione e.m. in seguito alla separazione dei livelli energetici indotta dall'intenso c.m. in cui sono immersi.

1952: entrambi i fisici vinsero il Premio Nobel per la fisica. Da allora la risonanza magnetica venne utilizzata prevalentemente per studiare la struttura chimica delle sostanze.

1953: la Varian Associates costruì il primo spettrometro NMR ad alta risoluzione.

1970: introduzione sul mercato del primo spettrometro in trasformata di Fourier.

1973: Paul Lauterbur, quasi per caso, si trovò a che fare con un campo magnetico modificato a causa dell'irregolarità in un magnete. Fu cercando di comprendere lo strano fenomeno provocato dall'incidente tecnico che aprì la strada alla diagnosi con la risonanza magnetica.

Peter Mansfield perfezionò ulteriormente la tecnica introducendo variazioni più forti in campi magnetici più potenti, ottenendo così immagini molto più dettagliate.

2003: Nobel per la Medicina a P.Lauterbur e P. Mansfield

Concetti di base:

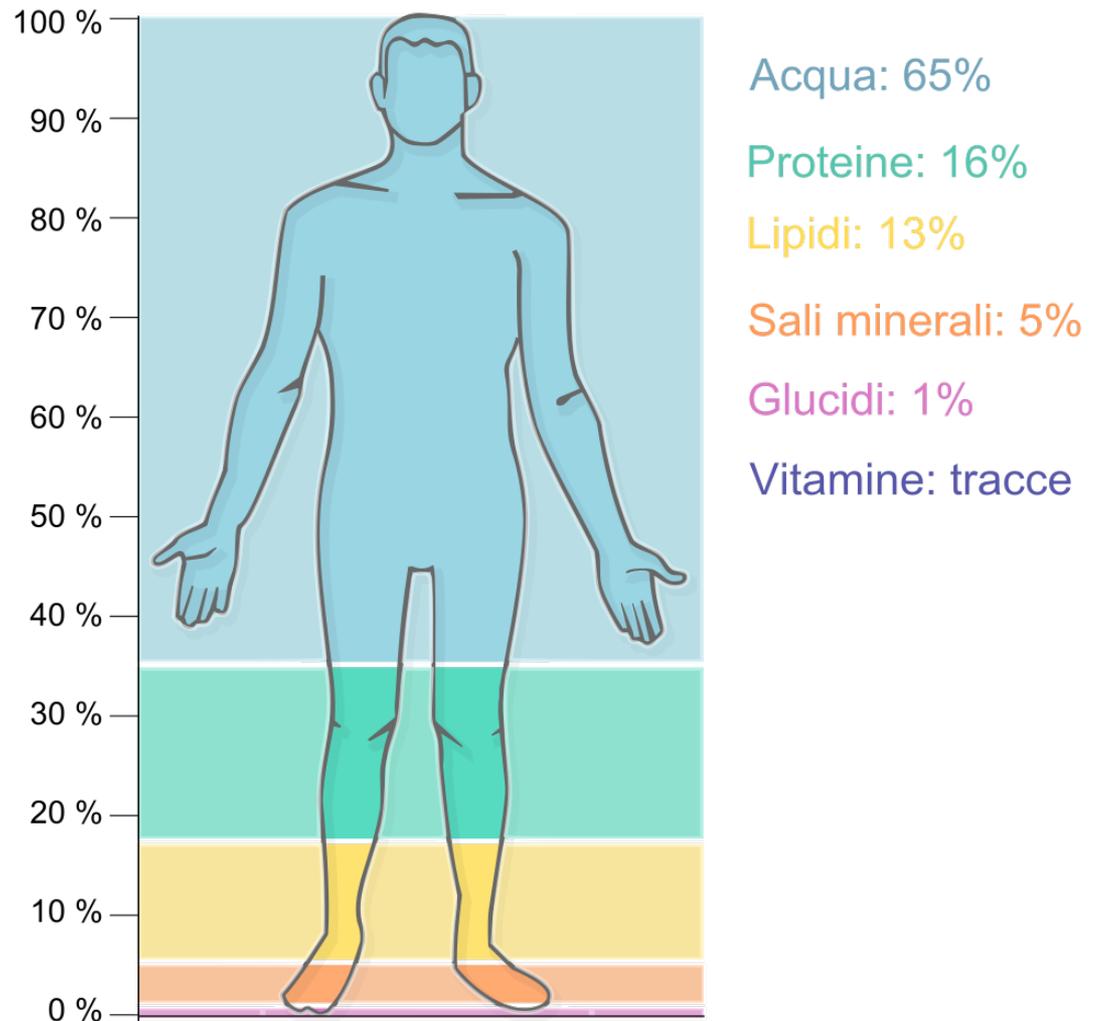
- ✱ Ad ogni nucleo atomico è possibile associare una quantità misurabile detta **spin**, che descrive alcune proprietà di movimento del nucleo stesso intorno ad un asse.
- ✱ I nuclei dotati di spin hanno un **momento angolare** $|I|$ di spin, quantizzato dal numero quantico di spin I e multiplo intero o semi intero di $\hbar/2\pi$:

$$|I| = \hbar\sqrt{I(I+1)}$$

- ✱ Per i nuclei aventi un numero pari sia di protoni che di neutroni $I = 0$
- ✱ Un nucleo con numero quantico di spin $I \neq 0$ (numero massimo delle componenti di spin) può invece esistere in $2I+1$ livelli energetici.
- ✱ Risultano interessanti per la RM i nuclei con $I = 1/2$.
- ✱ L'idrogeno H per la sua abbondanza nei tessuti e per le sue proprietà fisiche è il nuclide normalmente utilizzato per la spettroscopia RM e dunque per l'imaging.

Effetto sul corpo umano

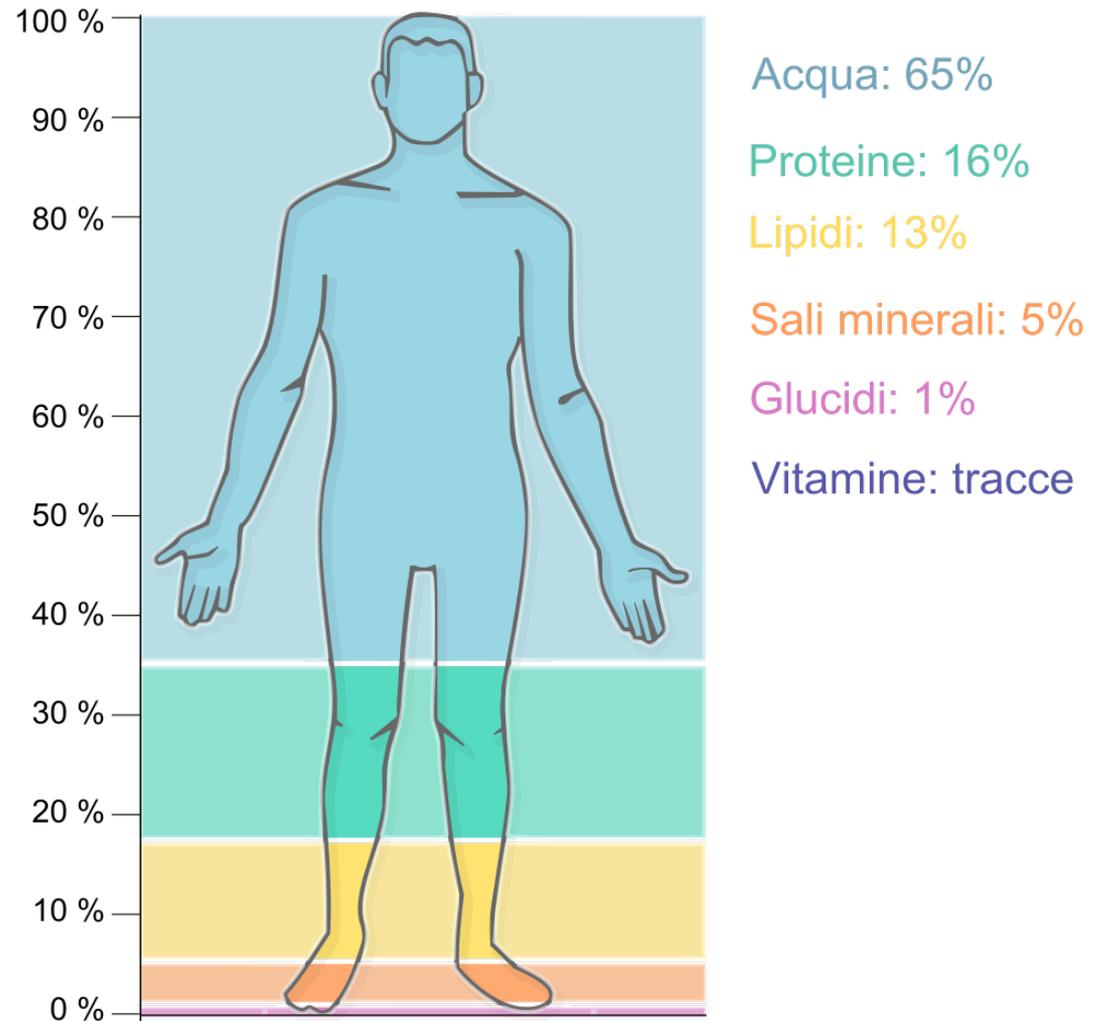
Il corpo umano è
composto dal 65% ca
di acqua



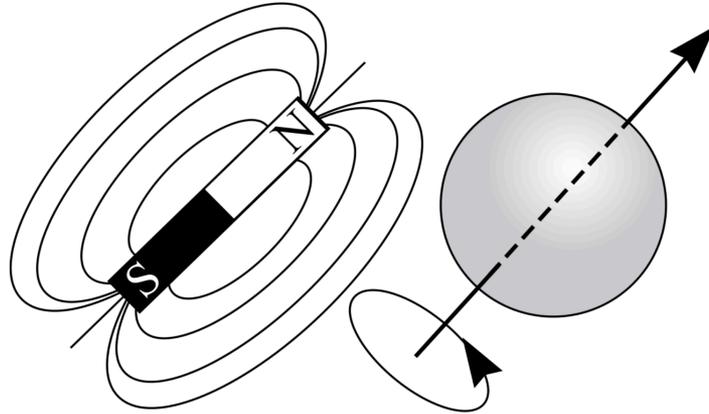
Effetto sul corpo umano

Il corpo umano è composto dal 65% ca di acqua

L'MRI si fonda sulle proprietà fisiche dell'atomo di idrogeno ^1H per la costruzione dell'immagine



L'atomo di H e lo spin

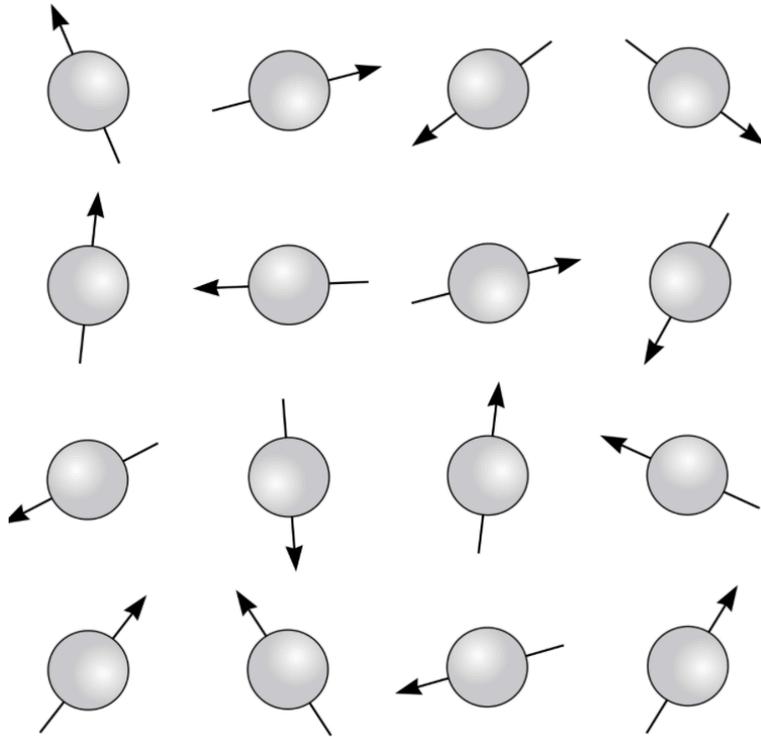


- Il nucleo dell atomo di H è costituito da una carica positiva prodotta da un solo protone
- Una carica in moto rotatorio produce un momento magnetico μ :

$$\bar{\mu} = \gamma \bar{I}$$

dove γ è il cosiddetto fattore giromagnetico di Larmor, caratteristico di ciascun nucleo.

L'atomo di H e lo spin



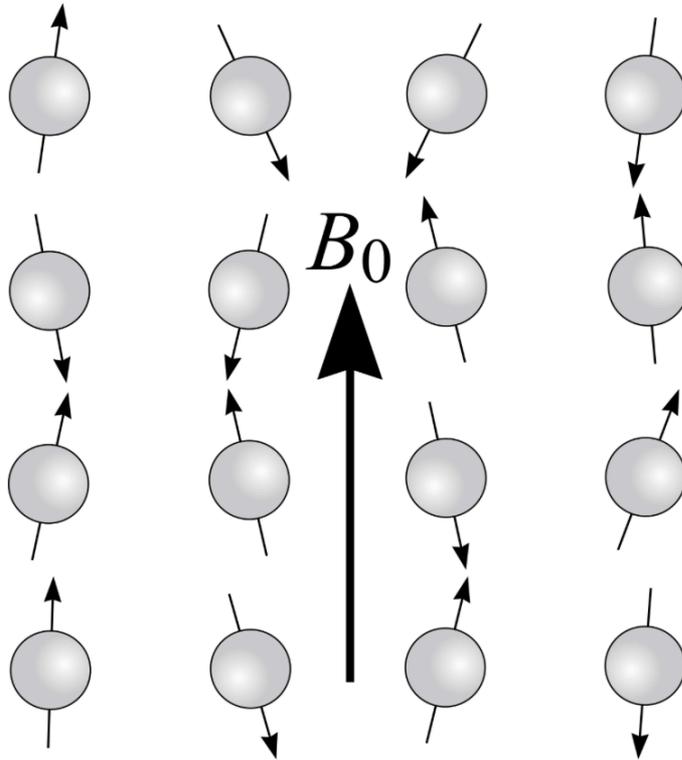
Campo
magnetico
risultante
NULLO

Orientazione RANDOM

Stato stazionario:

minima energia

Il campo magnetico esterno



Momento torcente:

$$\vec{\tau} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0$$

Energia:

$$E = \vec{\mu} \cdot \vec{B}_0$$

*Orientazione nella
direzione del campo B_0*

Il campo magnetico esterno

Nel caso di nuclei con un solo protone (^1H), $I = 1/2$:

$$E_{up} = -\frac{1}{2}\gamma\hbar B_0$$

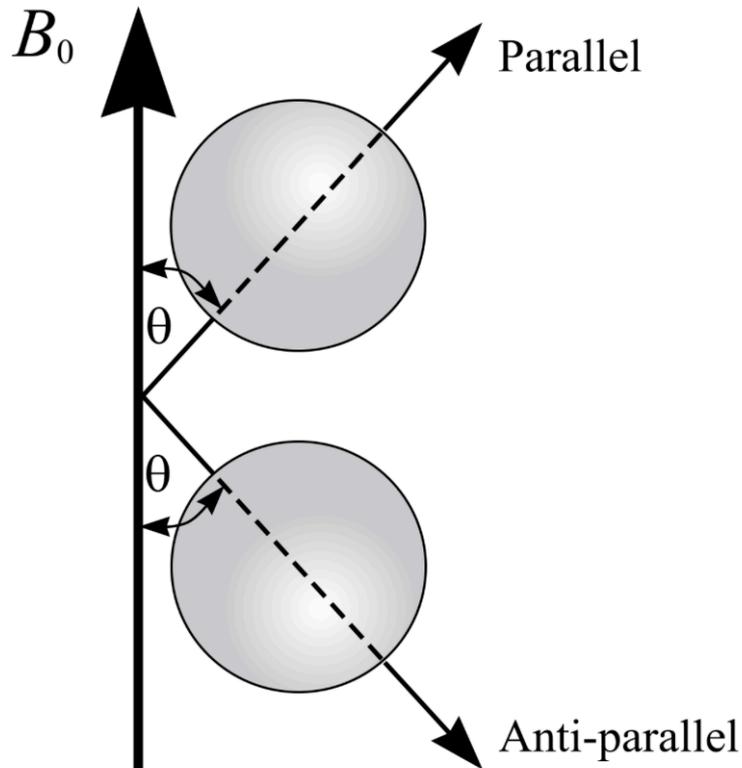
$$E_{down} = +\frac{1}{2}\gamma\hbar B_0$$

Statistica di Boltzmann:

$$\frac{n(\text{spinup}, 1/2)}{n(\text{spindown}, -1/2)} = \exp\left(\frac{\Delta E}{KT_S}\right) \approx 1 - \frac{\gamma\hbar B_0}{2\pi KT_S} > 1$$

con K costante di Boltzmann e T_S temperatura assoluta del sistema

Il campo magnetico esterno



*Stato di minima
energia:
Spin $\uparrow\uparrow > \text{Spin } \downarrow\uparrow$*

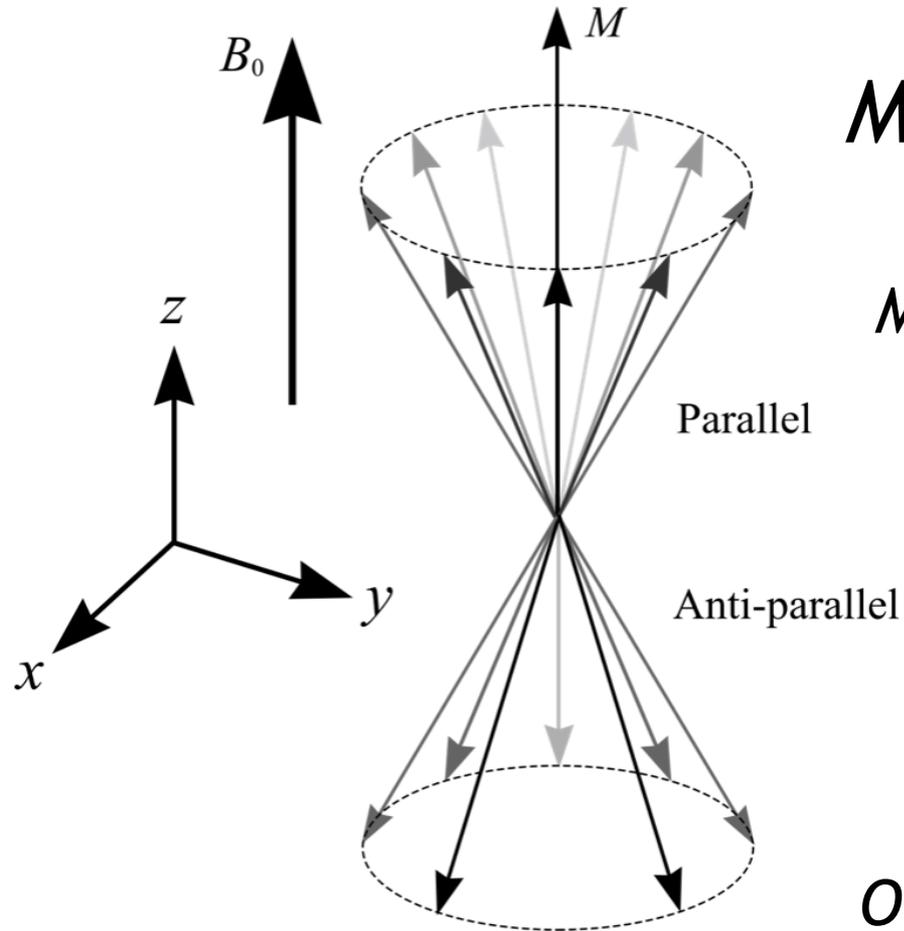
Il campo magnetico esterno: Magnetizzazione longitudinale

In una visione macroscopica del fenomeno fisico è possibile sostituire il sistema di nuclei con un vettore di magnetizzazione macroscopica tale che, per N nuclei, è definibile:

$$\bar{M} = \sum_{i=1}^N \bar{\mu}_i$$

In condizioni di equilibrio, nel campo B_0 , ha la stessa direzione e verso del campo statico applicato e modulo proporzionale alla differenza di popolazione tra i due stati quantici magnetici.

Il campo magnetico esterno



MAGNETIZZAZIONE NETTA

*M è un campo magnetico statico,
di intensità inferiore a B_0*



*Non possiamo misurare
direttamente M*



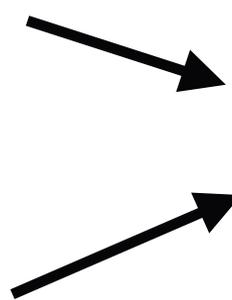
*Occorre introdurre un sistema per
misurarla facendola variare nel
tempo*

Il campo magnetico esterno

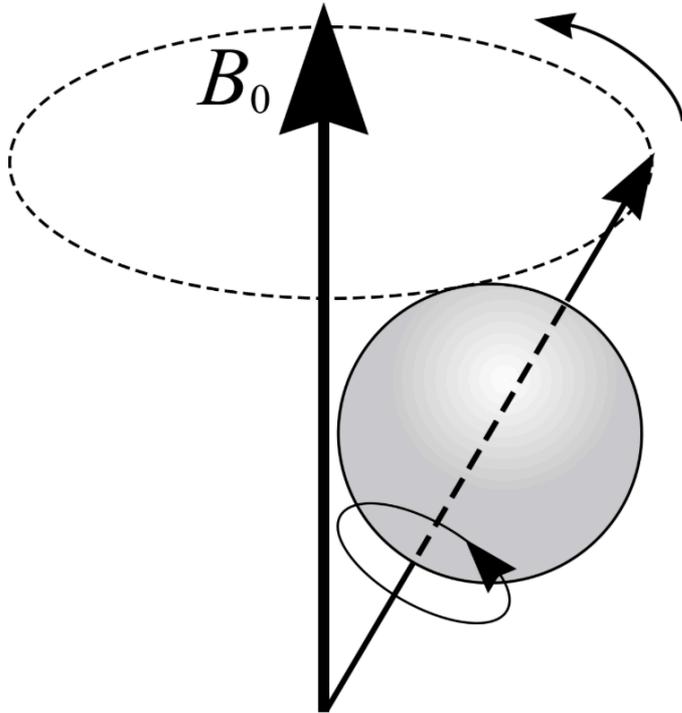
Nel caso di nuclei con un solo protone (^1H), $I = 1/2$:

$$E_{up} = -\frac{1}{2}\gamma\hbar B_0$$

$$E_{down} = +\frac{1}{2}\gamma\hbar B_0$$


$$\Delta E = E_{down} - E_{up} = \hbar\gamma B_0$$

Precessione



Frequenza di Larmor:

$$\nu_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

Il fattore giromagnetico per i nuclei di idrogeno è pari a circa 42 MHz/T. Quindi per $B_0 = 0.5 - 1.5$ T, le frequenze di risonanza sono comprese tra 21 e 63 MHz (nell'intervallo delle radiofrequenze, ossia 10-100 MHz)

Bobine di RADIOFREQUENZA

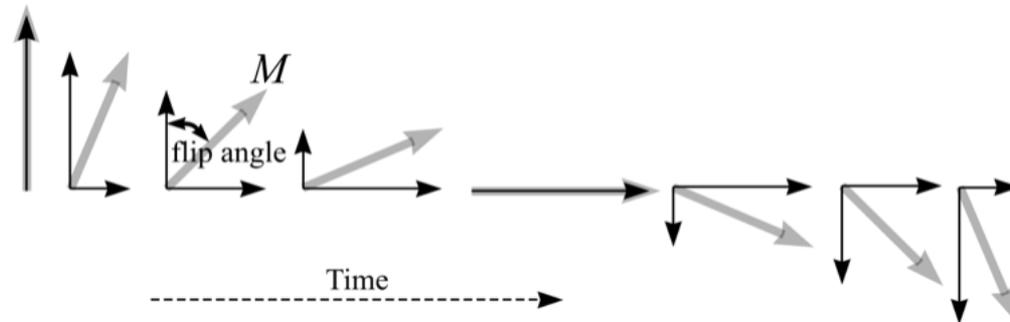
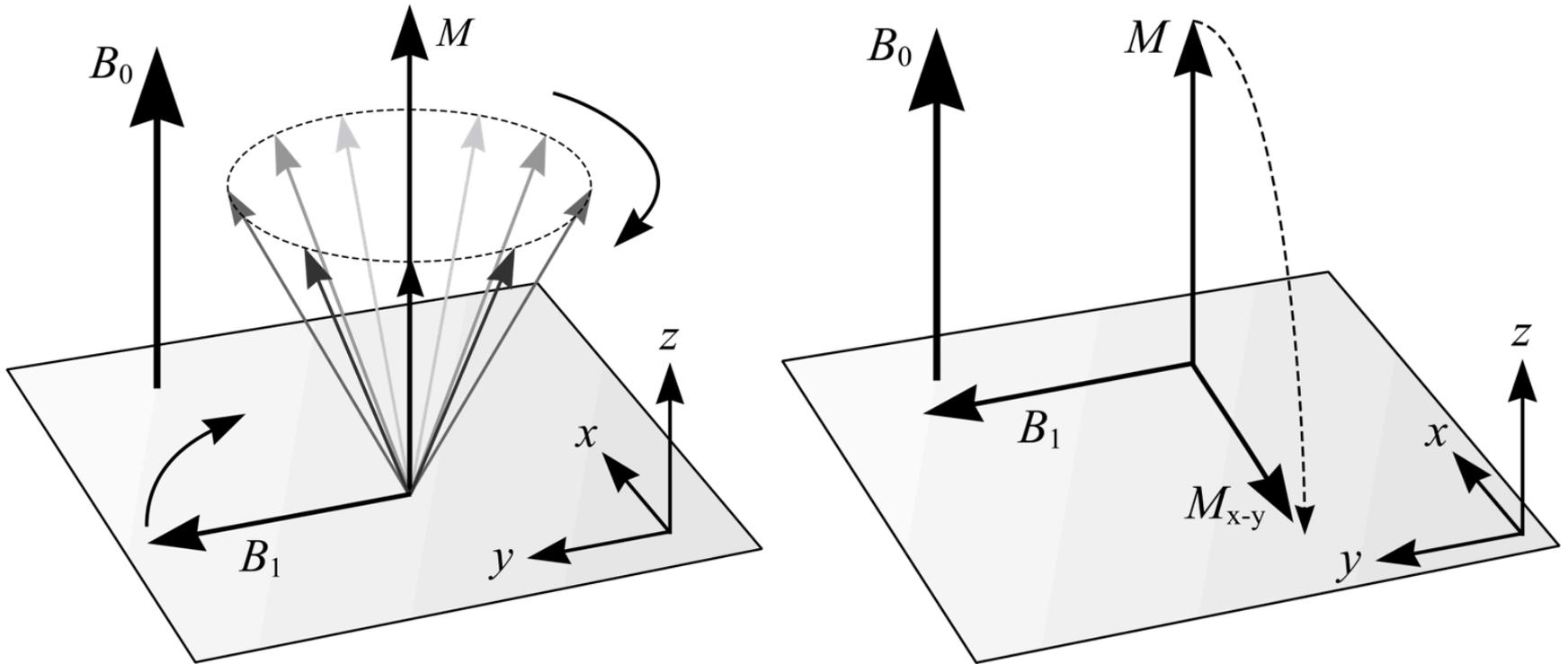
Un campo magnetico B_1 rotante produce onde alla frequenza di Larmor (radiofrequenza)



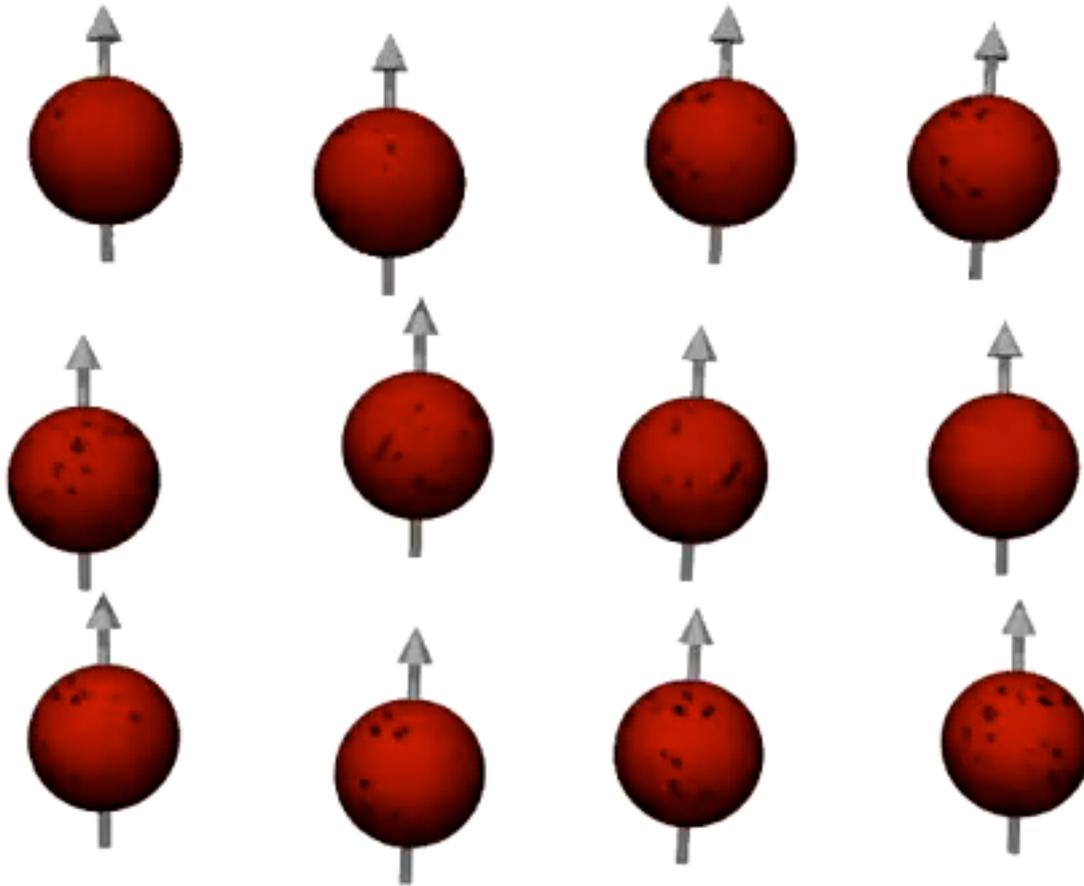
RISONANZA

Gli atomi assorbono tale energia elettromagnetica passando dallo stato stazionario ad uno stato ECCITATO

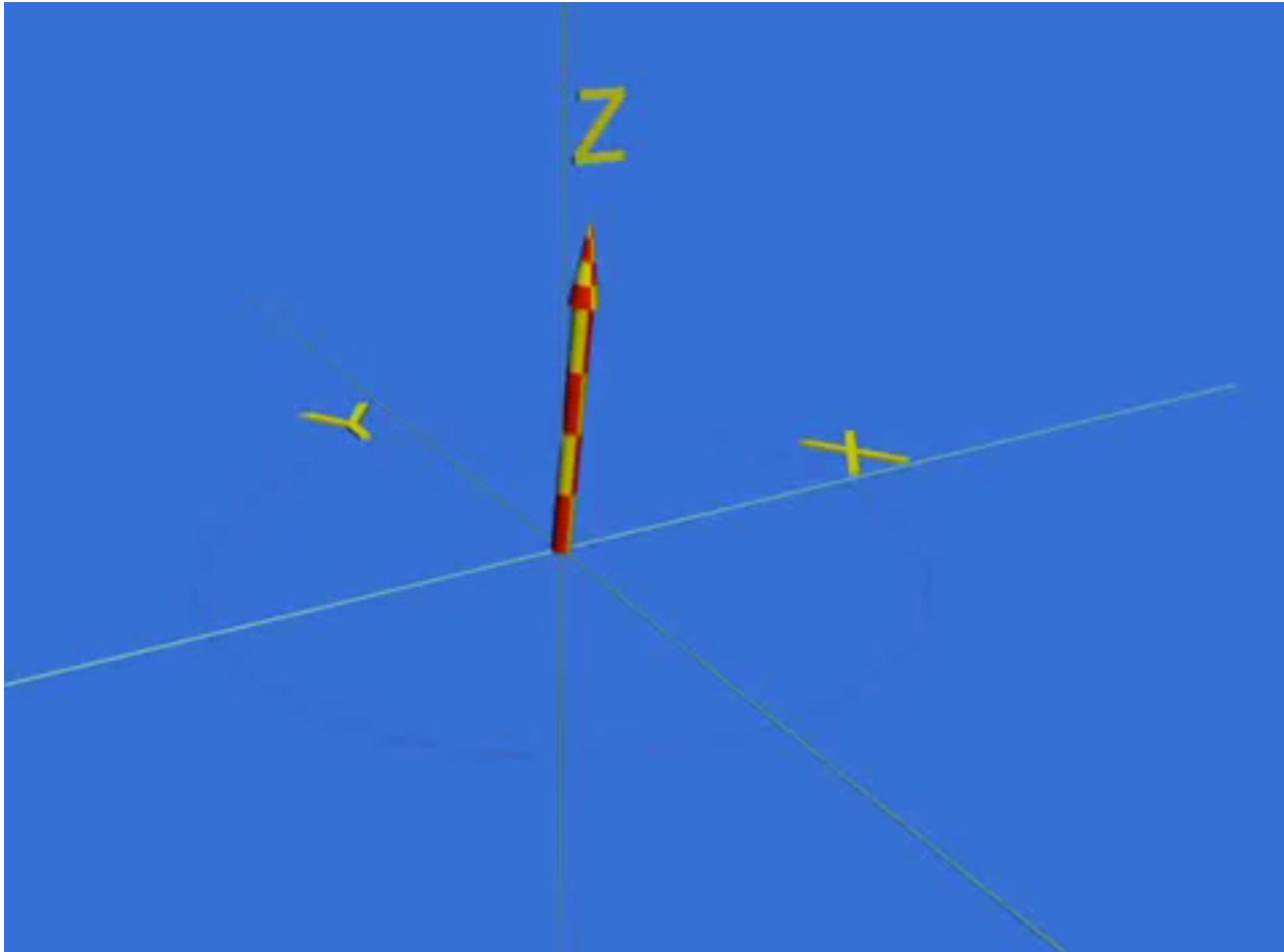
RISONANZA



Eccitazione e rilassamento

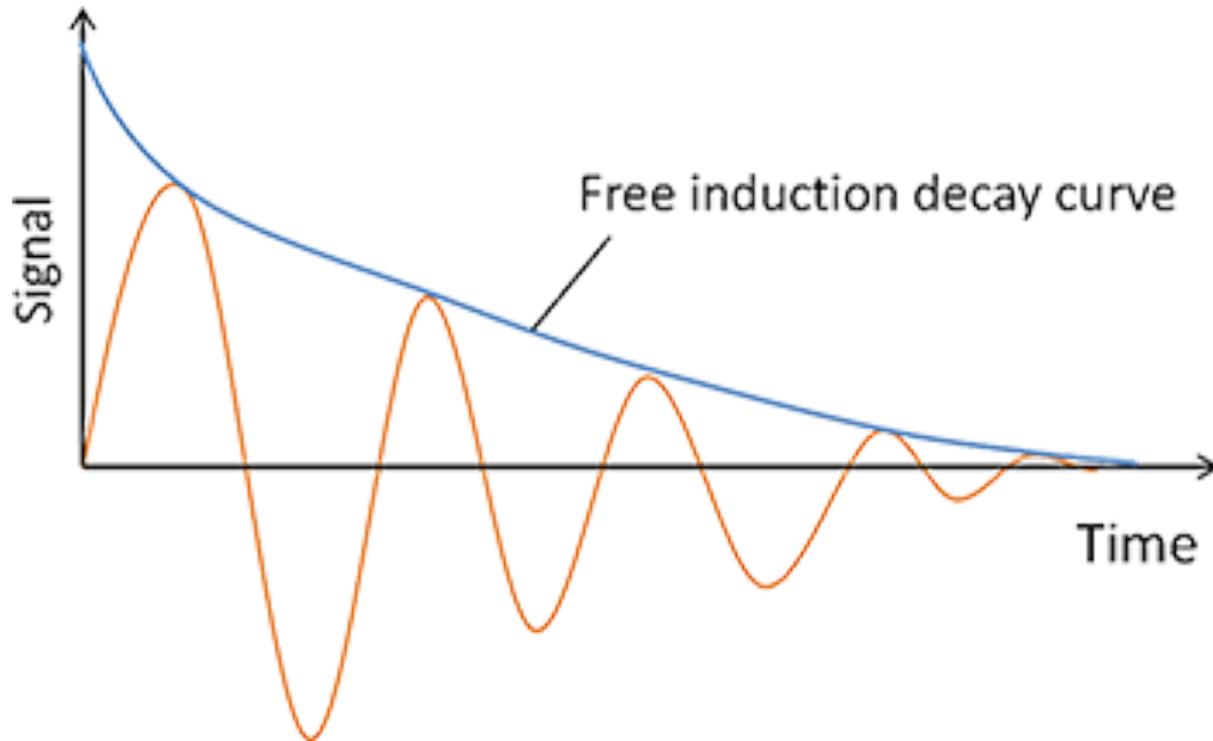


Eccitazione e rilassamento



FID: Free Induction Decay

Legge di Faraday: forza elettromotrice



Dipende da:

- Densità Protonica
- Tempi di rilassamento

Tempi di rilassamento

- Tempo di rilassamento longitudinale T1:
le interazioni tra spin e mezzo circostante tendono a far tornare la componente longitudinale allo stato di equilibrio
- Tempo di rilassamento trasversale T2:
le interazioni tra gli spin, agendo sulla velocità dei protoni, tendono a sfasare il moto di precessione con conseguente decrescita della componente trasversale di magnetizzazione

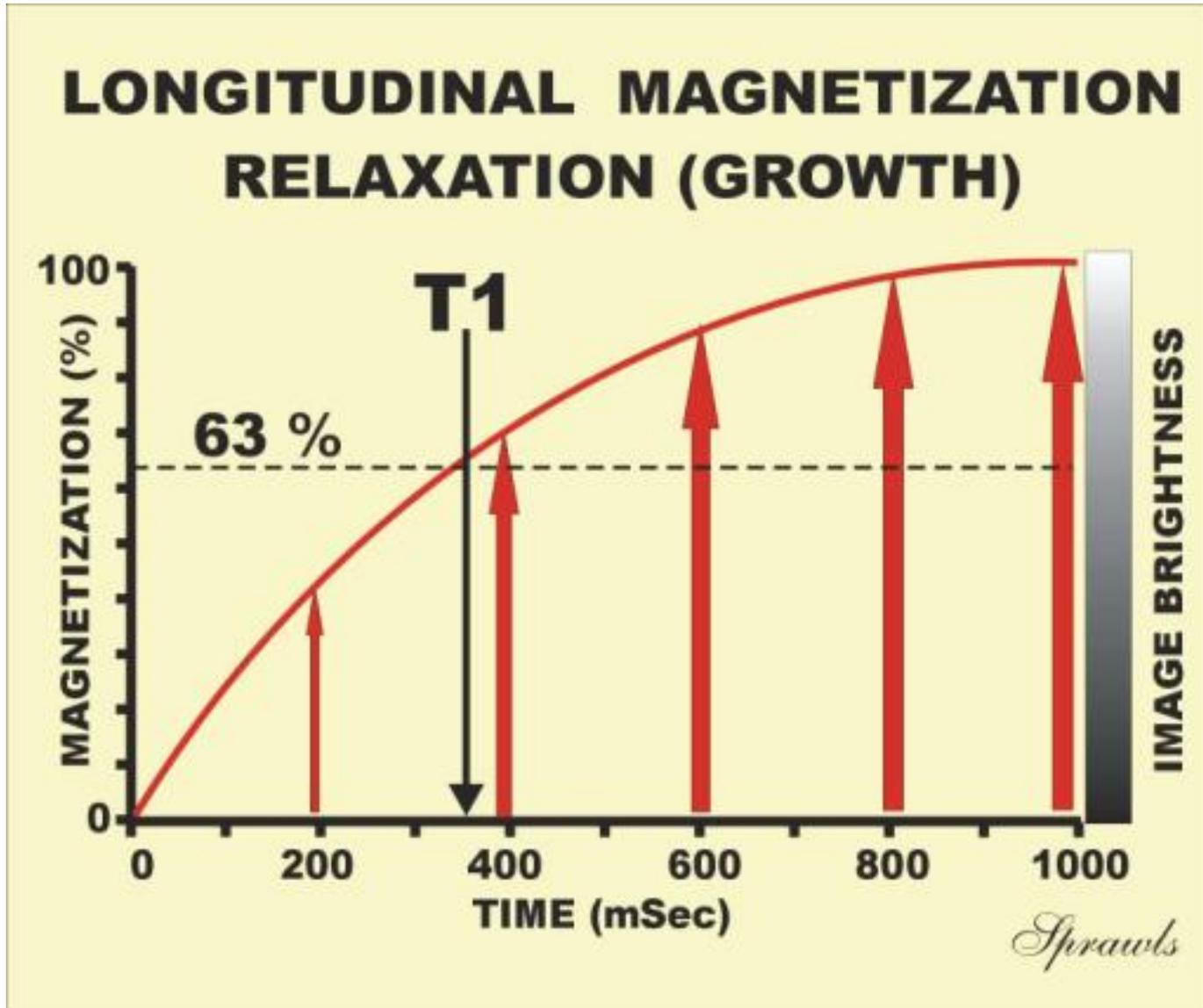
Tempi di rilassamento

- **$T2 < T1$** : $T1$ e $T2$ dipendono dallo stato di aggregazione della materia (mobilità delle molecole, peso molecolare, temperatura)
- **$T1$ vuoto $>$ $T1$ gas $>$ $T1$ liquido $>$ $T1$ solido**
- La misura di $T1$ e $T2$ permette di avere informazioni sui tessuti, differenziando tessuti a densità simile

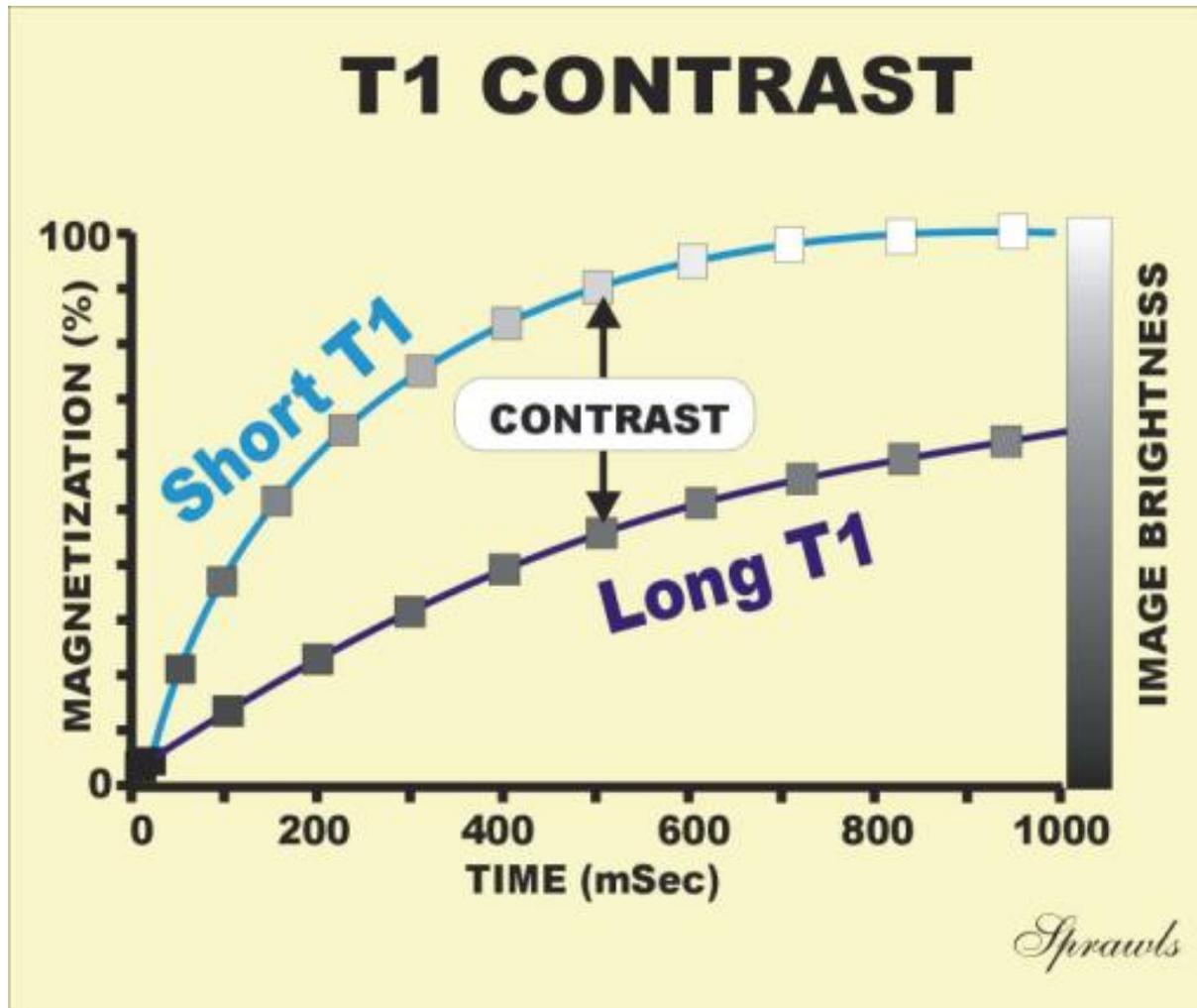
Tempi di rilassamento

Tessuto	T_1 (ms)	T_2 (ms)
grasso	192	108
fegato	397	96
pancreas	572	189
tiroide	605	102
muscolo cardiaco	644	75
muscolo scheletrico	629	45
sostanza bianca	687	107
polmone	756	139
milza	760	140
rene	765	124
sostanza grigia	825	110
sangue	893	362
liquor	~ 1500	~ 1500
acqua	~ 3400	~ 3400

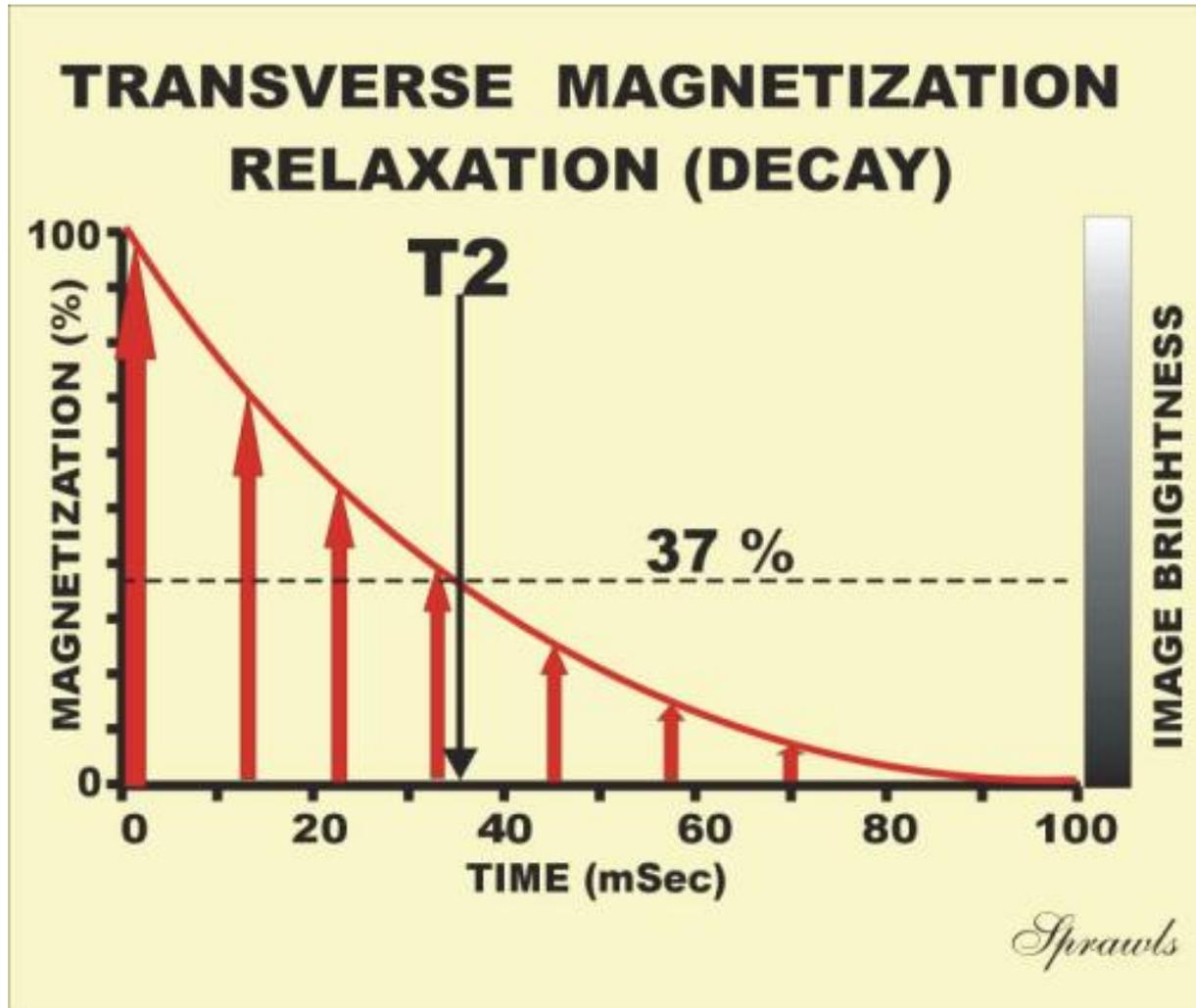
T1: rilassamento spin-reticolo



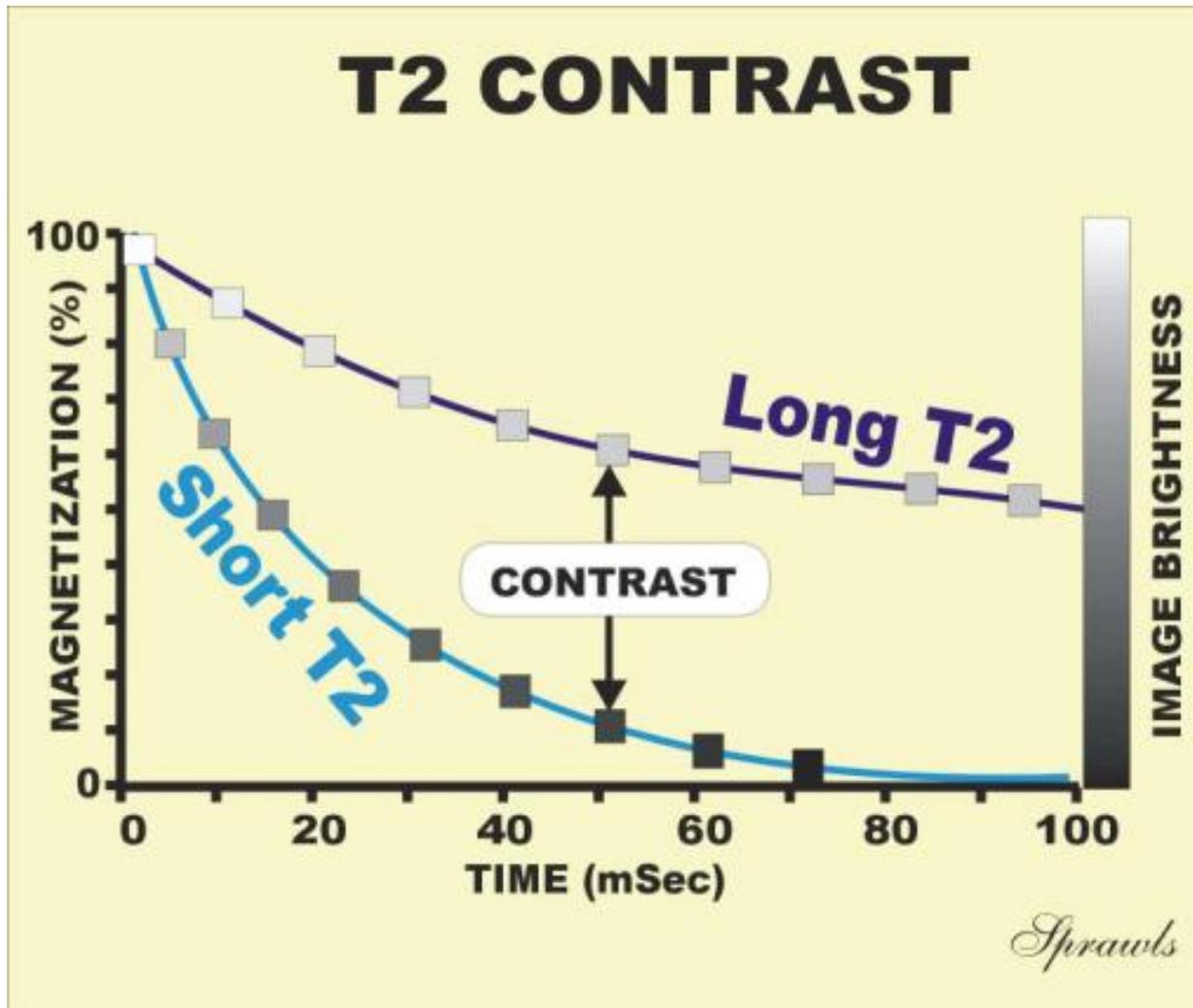
T1: rilassamento spin-reticolo



T2: rilassamento spin-spin



T2: rilassamento spin-spin

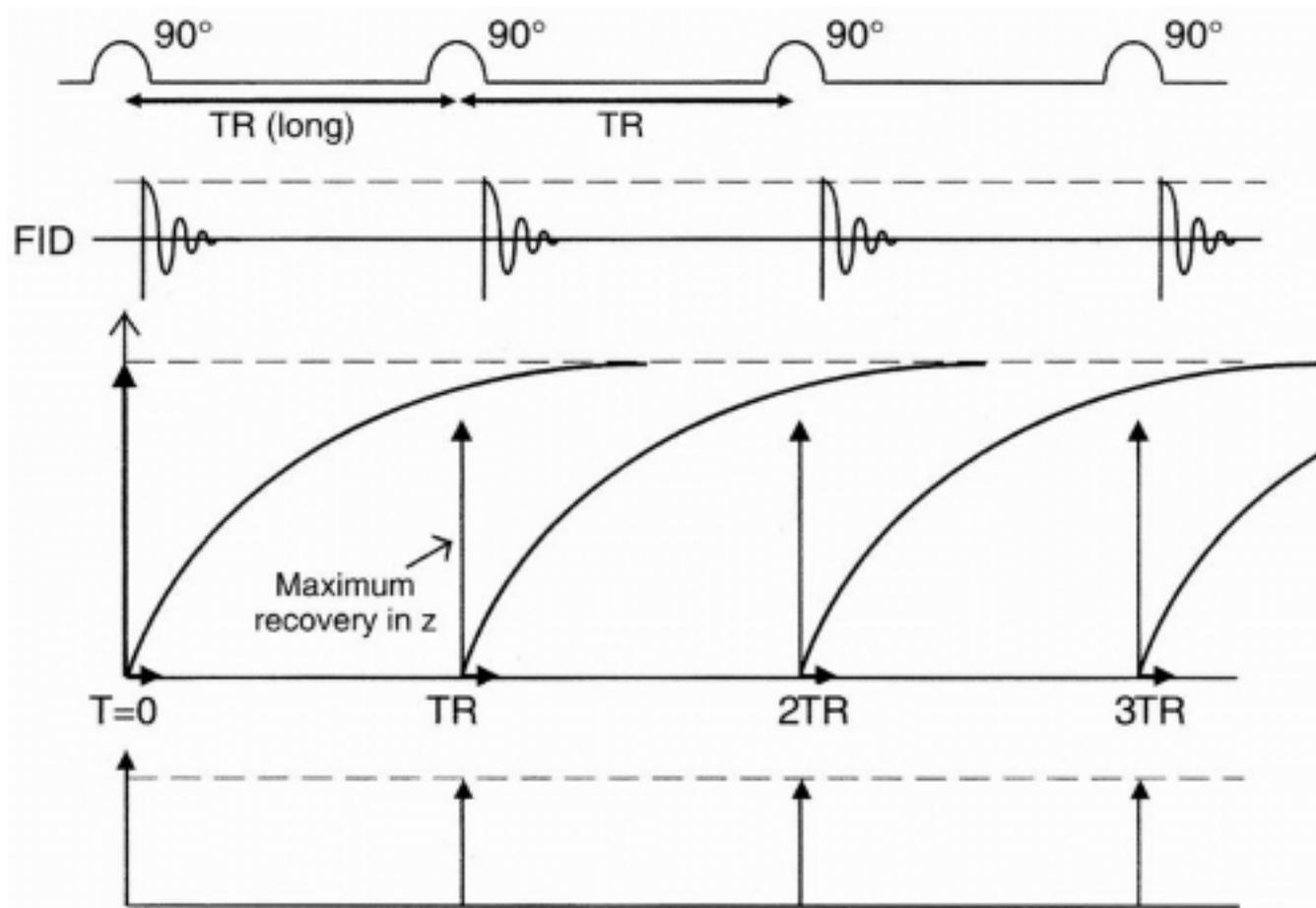


Field strength (T)	Tissue	T1 (ms)	T2 (ms)
1.5	White matter	510	67
	Gray matter	760	77
	Arterial blood	1441	290
	CSF	2650	280
3.0	White matter	1080	70
	Gray matter	1820	100
	Arterial blood	1932	275
	CSF	3817	1442

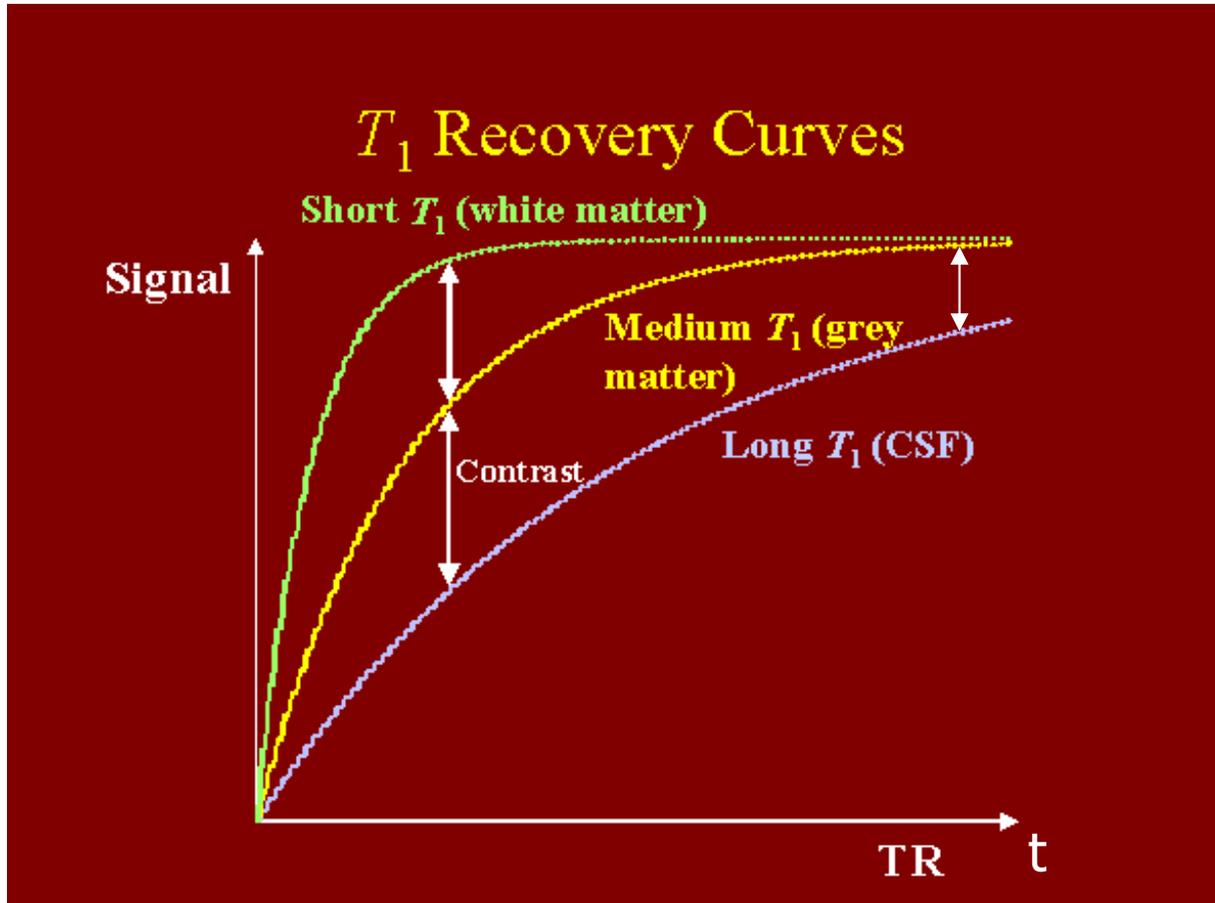
Sequenze di base

- SATURATION RECOVERY
- SPIN ECHO
- INVERSION RECOVERY

SATURATION RECOVERY



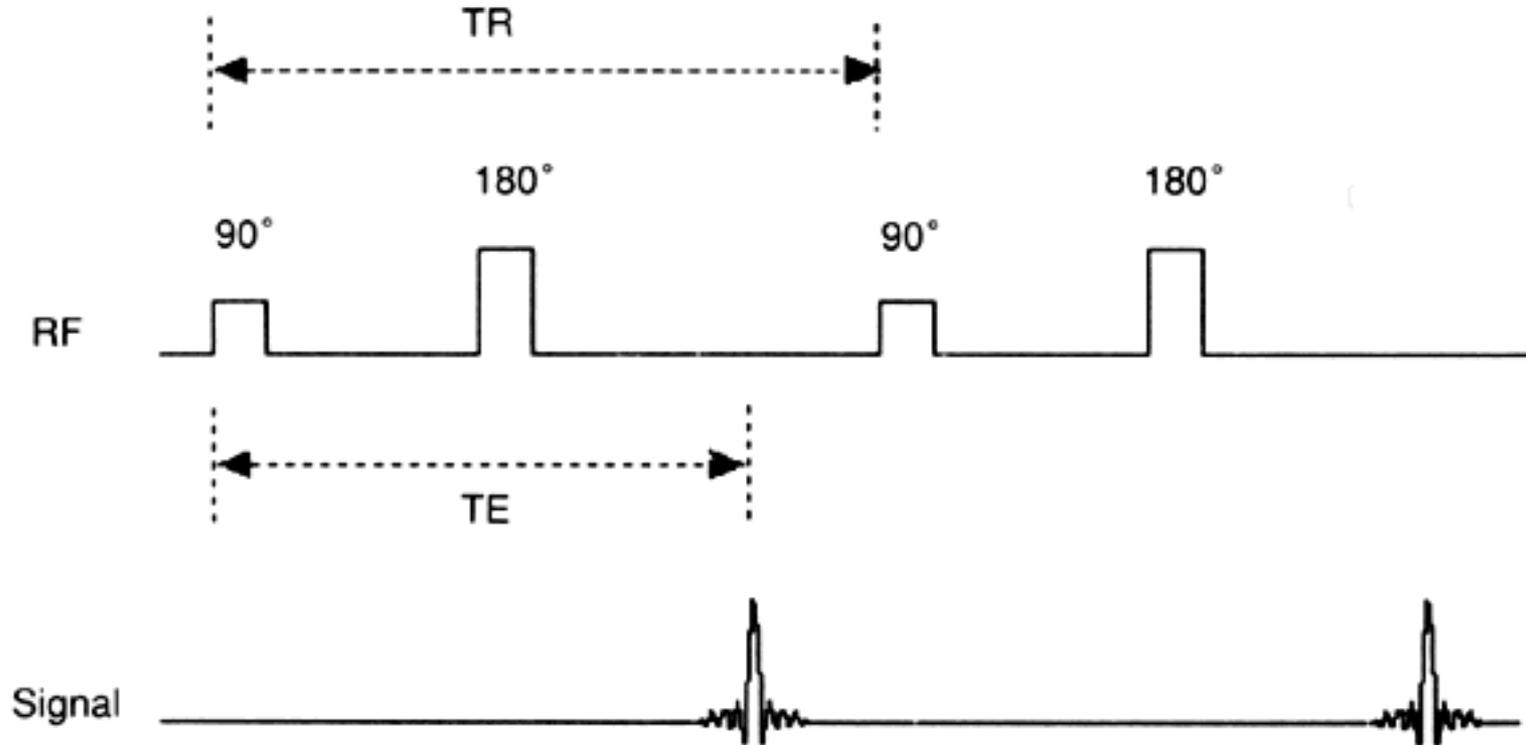
SATURATION RECOVERY



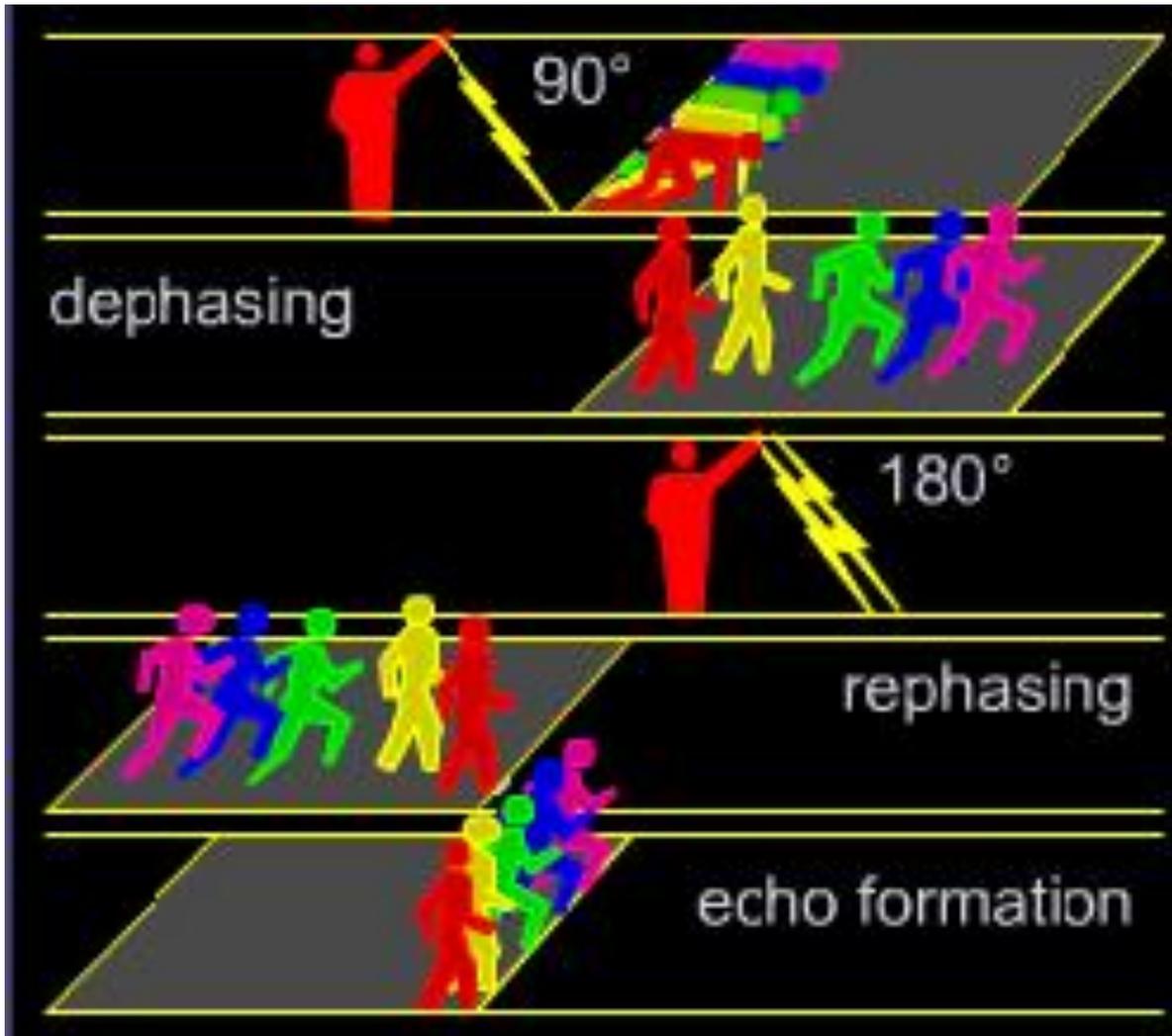
T_1 bianca < T_1 grigia < T_1 CSF

Segnale WM > Segnale GM > Segnale CSF

SPIN ECHO



SPIN ECHO



1. Impulso a 90° : protoni in fase

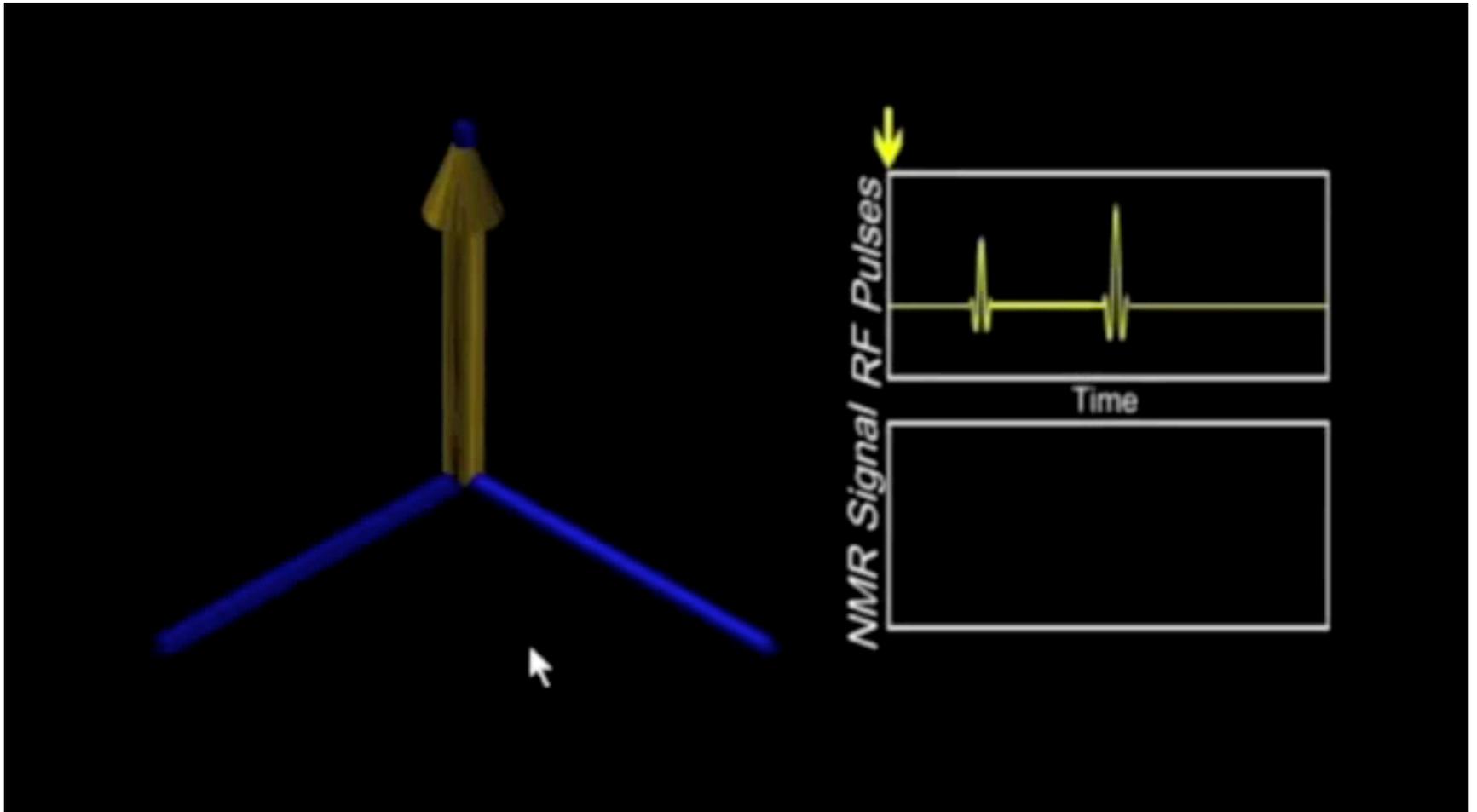
2. Sfasamento alla fine dell'impulso

3. Impulso a 180° (tempo $TE/2$)

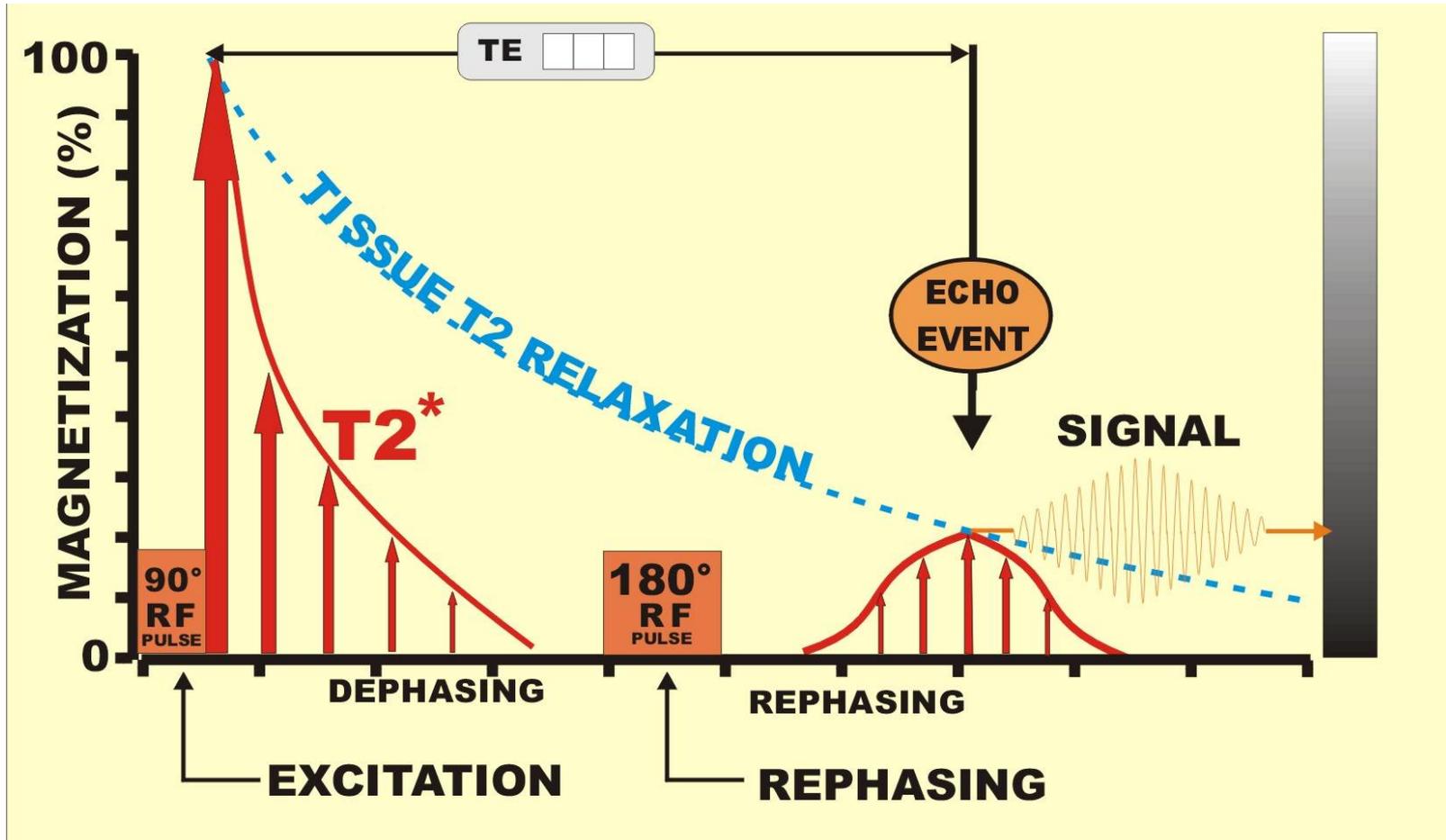
4. I protoni più veloci vanno dietro (ribaltamento speculare)

5. Riallineamento degli spin e generazione del segnale (tempo TE)

SPIN ECHO

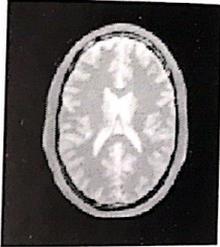
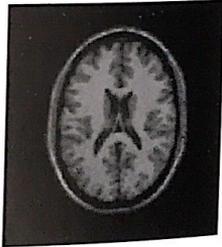


SPIN ECHO



$$S \propto S_0(1 - e^{-TR/T1})e^{-TE/T2}$$

SPIN ECHO

Tipo di immagine	TE (ms)	TR (ms)	Esempio di immagine ⁹
densità protonica	breve (10-30)	lungo (>1800)	
T_1 -pesata	breve (10-30)	breve (300-600)	
T_2 -pesata	lungo (>80)	lungo (>1800)	

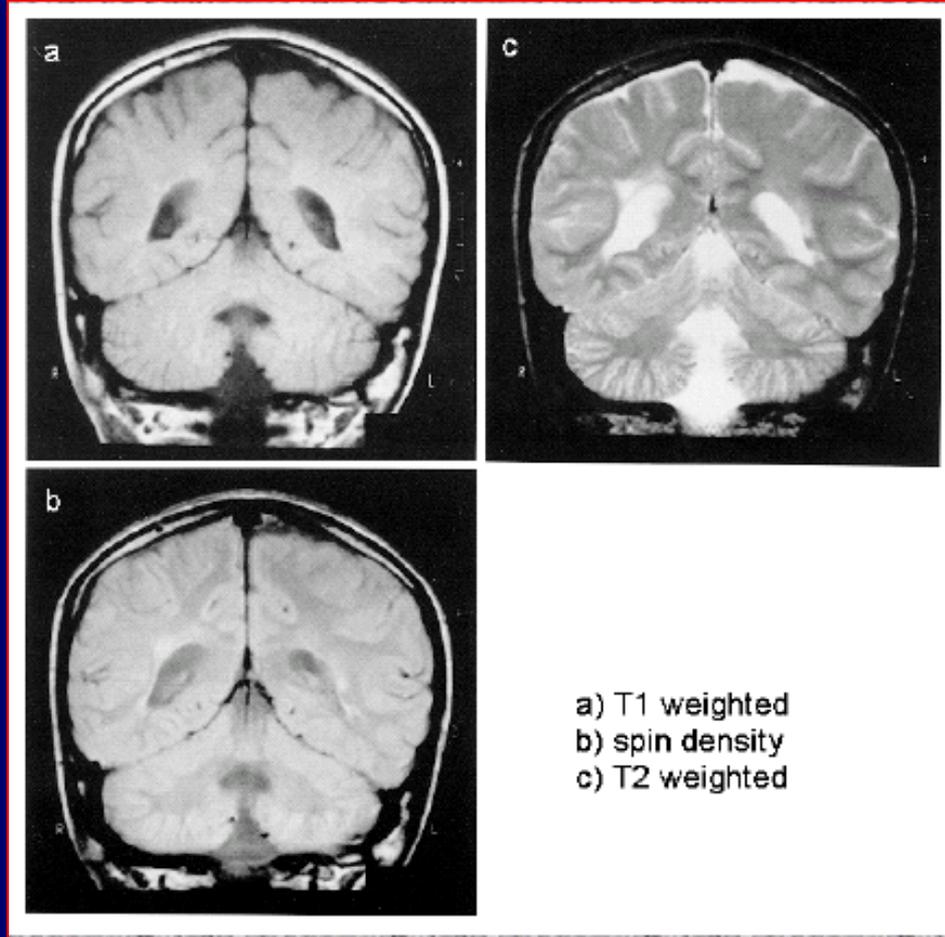
SPIN ECHO

T₁ pesata

Liquido cerebrospinale risulta nero (parte liquida più scura di quella solida)

Densità protonica

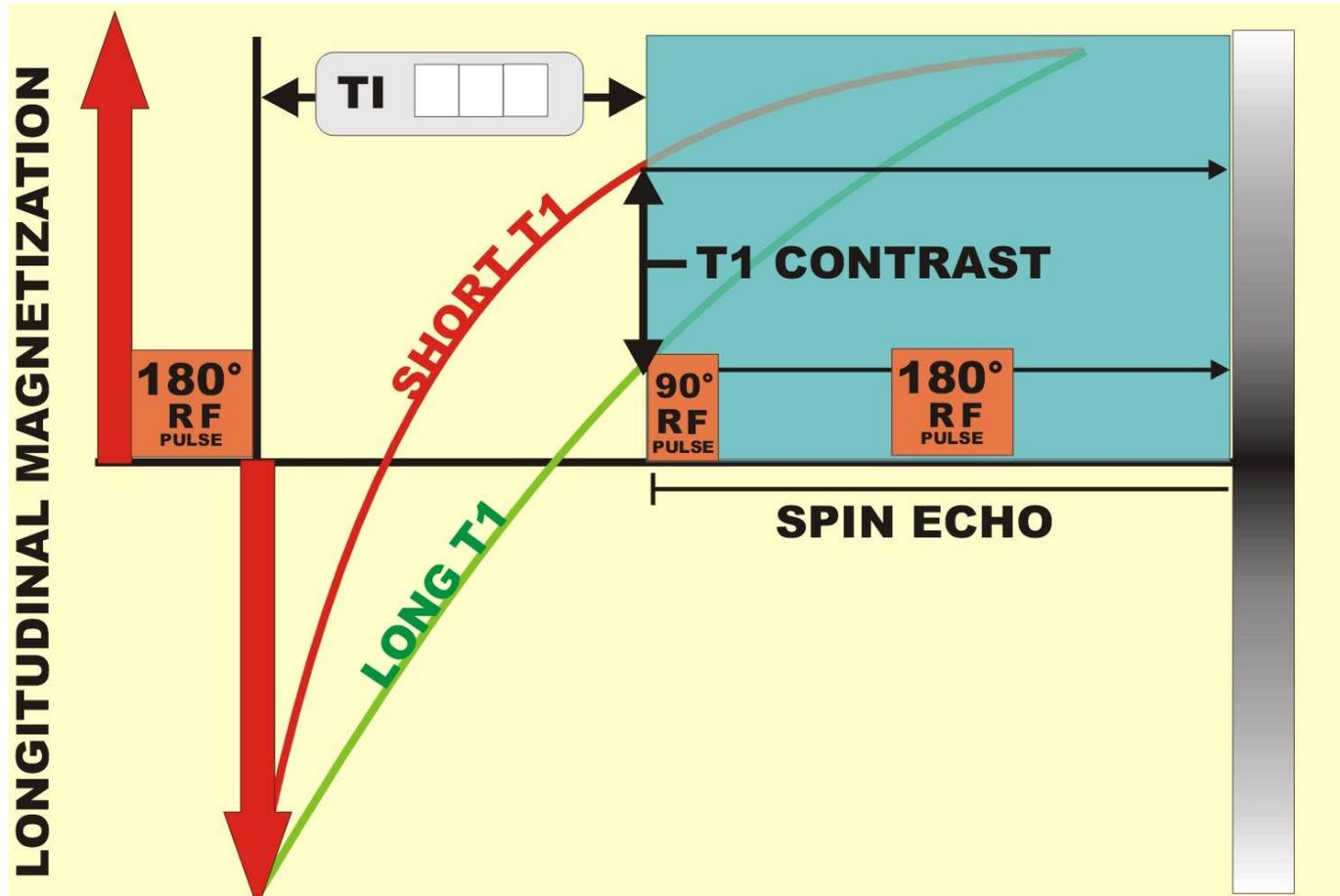
Intensità del segnale intermedia (parte liquida più scura di quella solida)



T₂ pesata

Intensità del segnale più forte (parte liquida più chiara di quella solida)

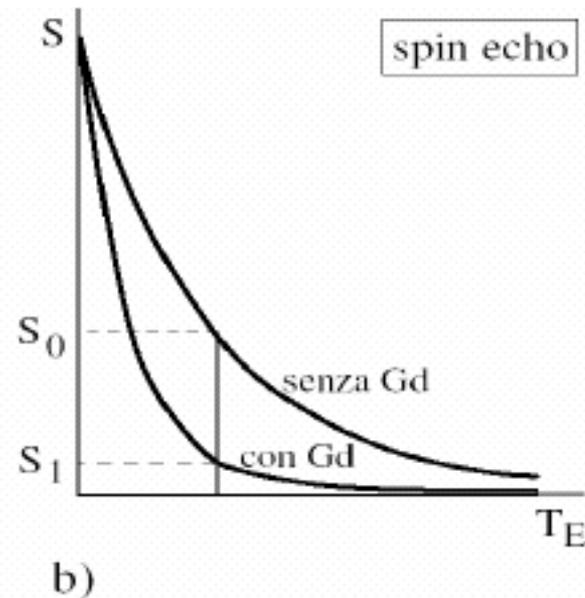
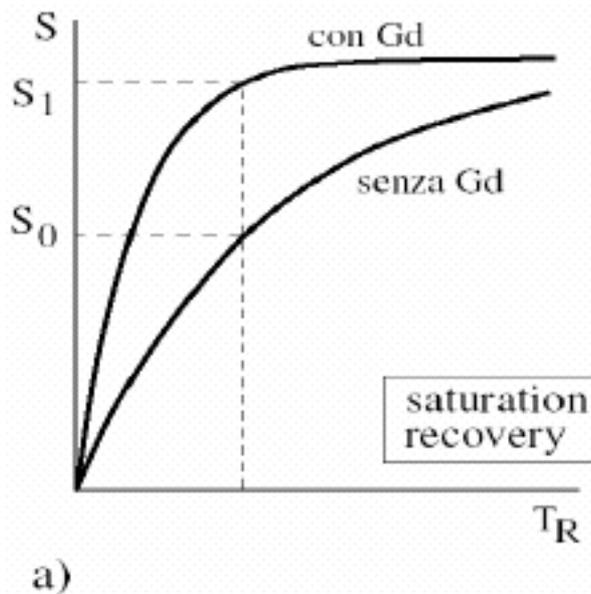
INVERSION RECOVERY



$$TI = T1 \ln(2)$$

MRI con agenti di contrasto

I mezzi di contrasto in RM prendono il nome di magnetofarmaci ed agiscono sulle costanti di tempo T_1 e T_2 modificando temporaneamente le proprietà magnetiche delle zone del corpo in cui si trovano



MRI con agenti di contrasto

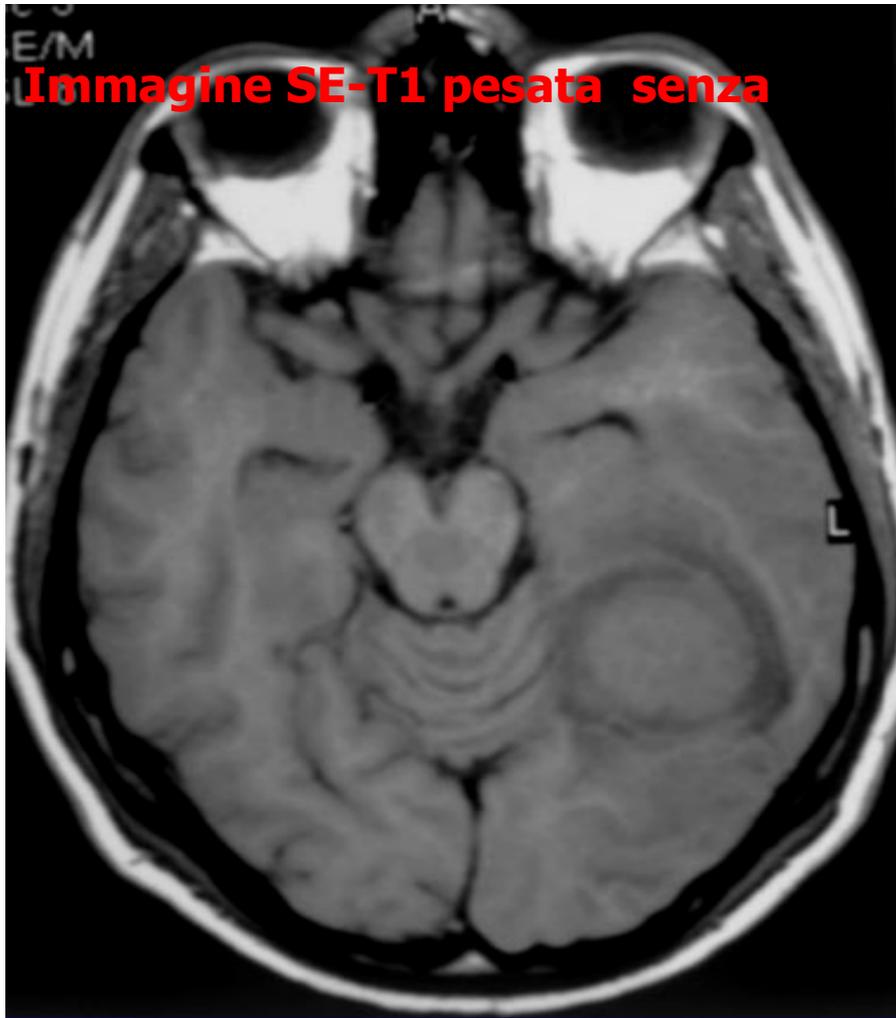
Vantaggi:

- aumento del contrasto dei tessuti
- riduzione di artefatti, tempo dell'esame, costi, etc.
- miglioramento della diagnosi e della terapia

Richieste per un buon mezzo di contrasto:

- adeguata variazione di T1 e T2 dei tessuti
- buon metabolismo
- buon smaltimento
- tossicità tollerata

MRI con agenti di contrasto



FORMAZIONE DELL'IMMAGINE

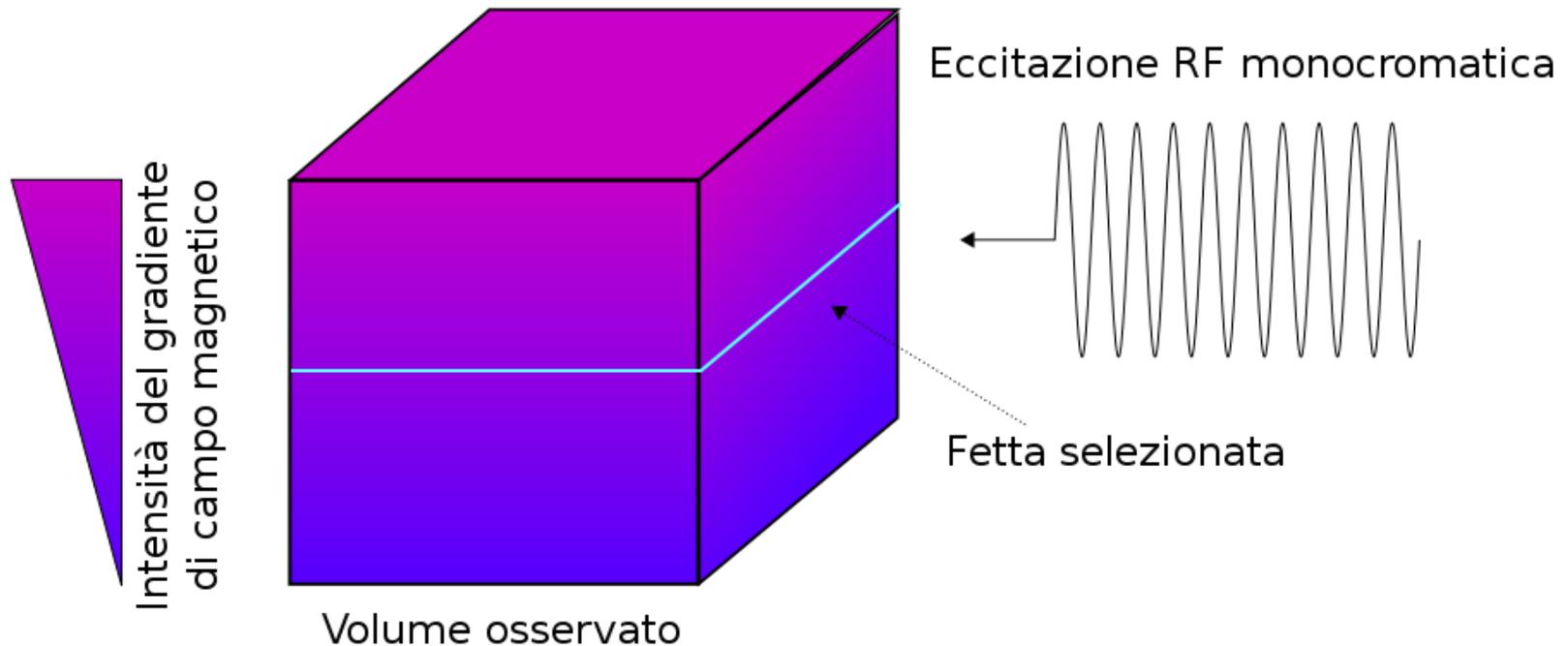
Codifica spaziale

Bobine di gradiente

- Codifica della SLICE
- Codifica di FASE
- Codifica di FREQUENZA

Codifica della SLICE

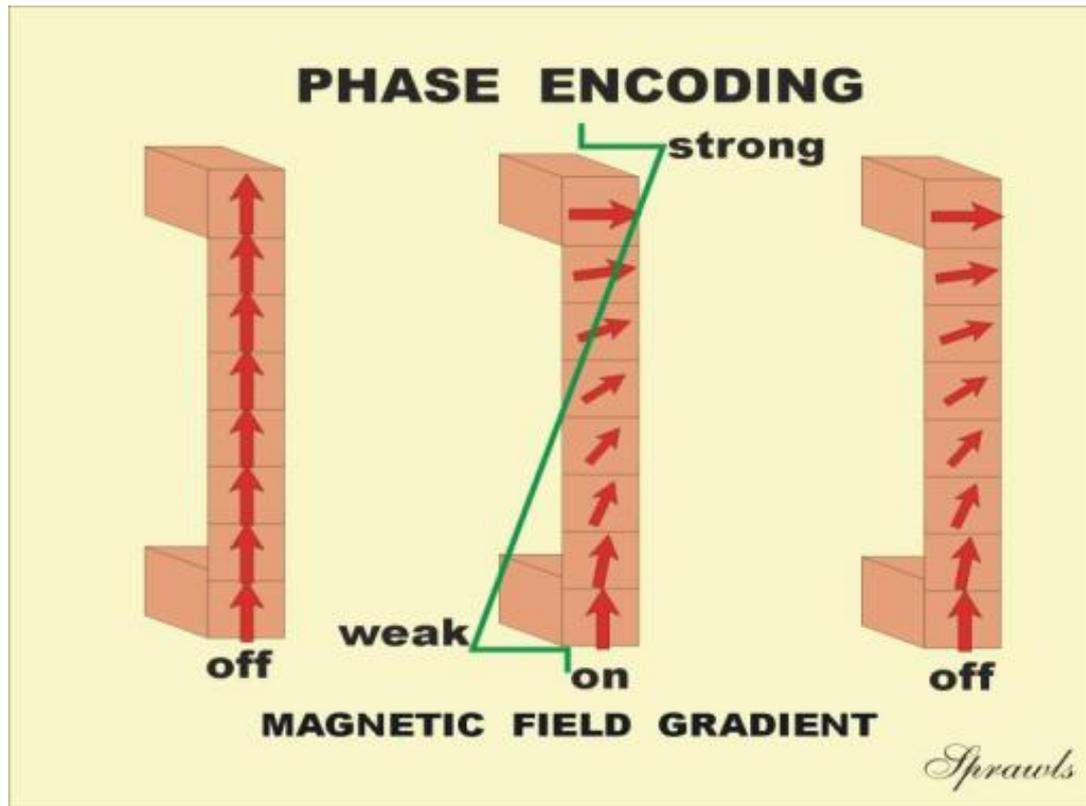
Definizione della sezione corporea da studiare



La frequenza di precessione protonica è proporzionale al campo applicato

Codifica di FASE

Studio della sezione corporea scelta

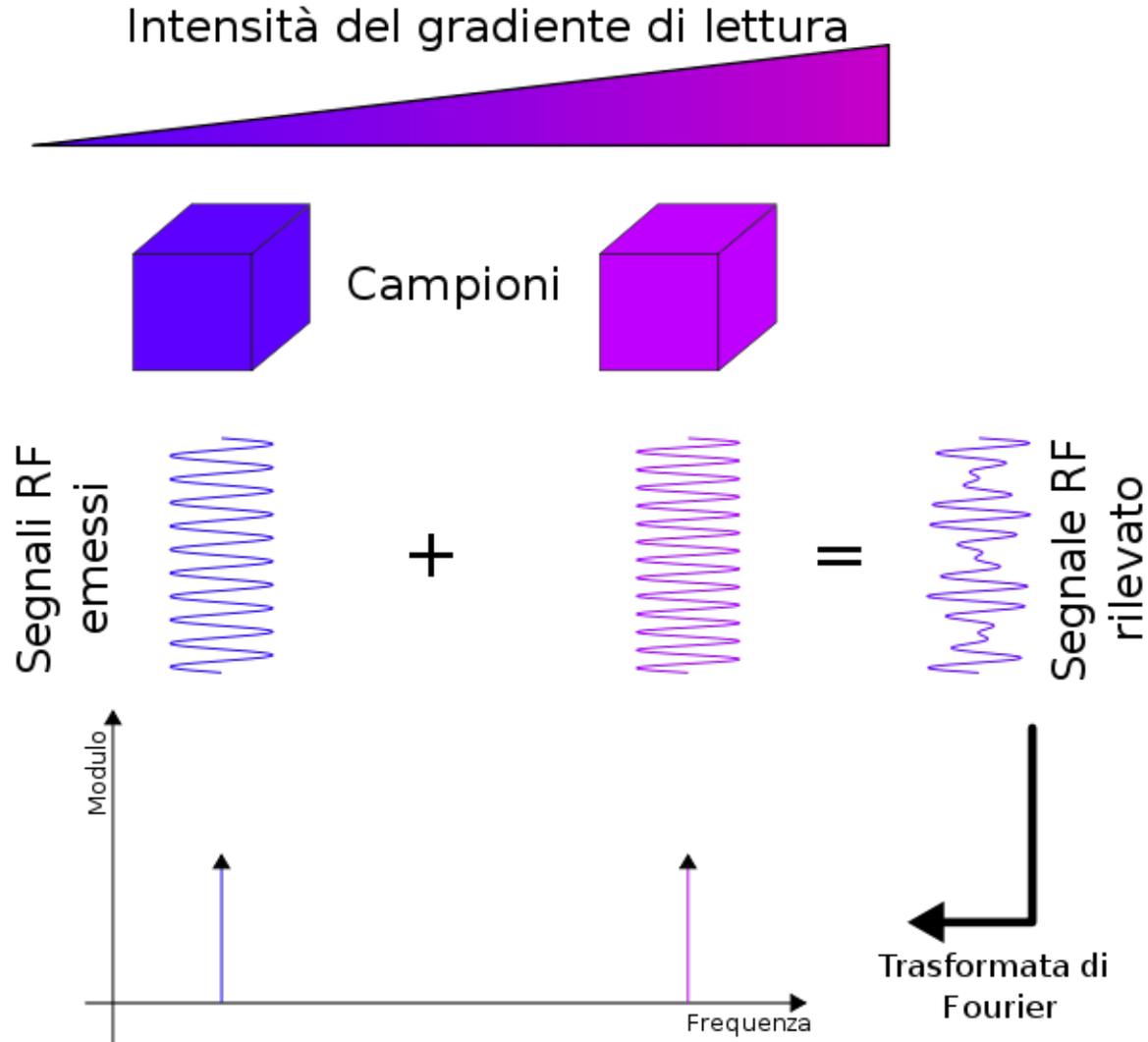


Tale gradiente varia la fase degli spin nella direzione di applicazione del gradiente stesso

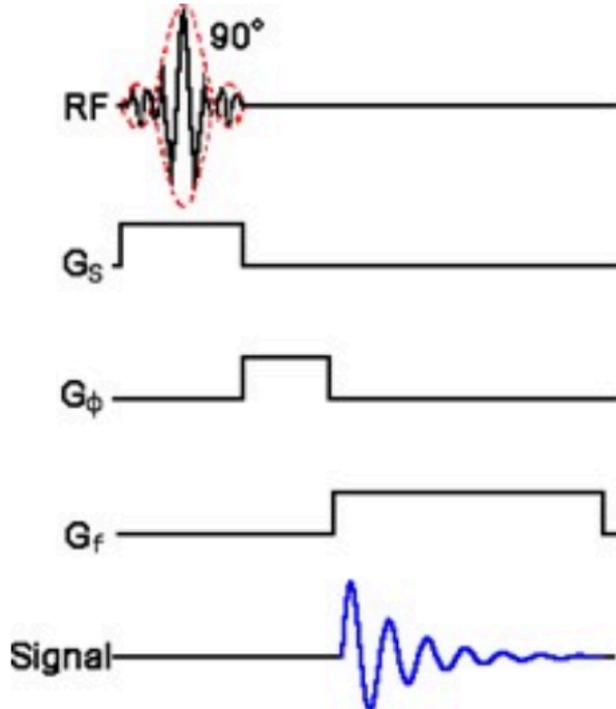
$$\Delta\varphi = \nu_0 G_y y t$$

Ogni voxel in quella direzione avrà la sua specifica frequenza di Larmor

Codifica di FREQUENZA

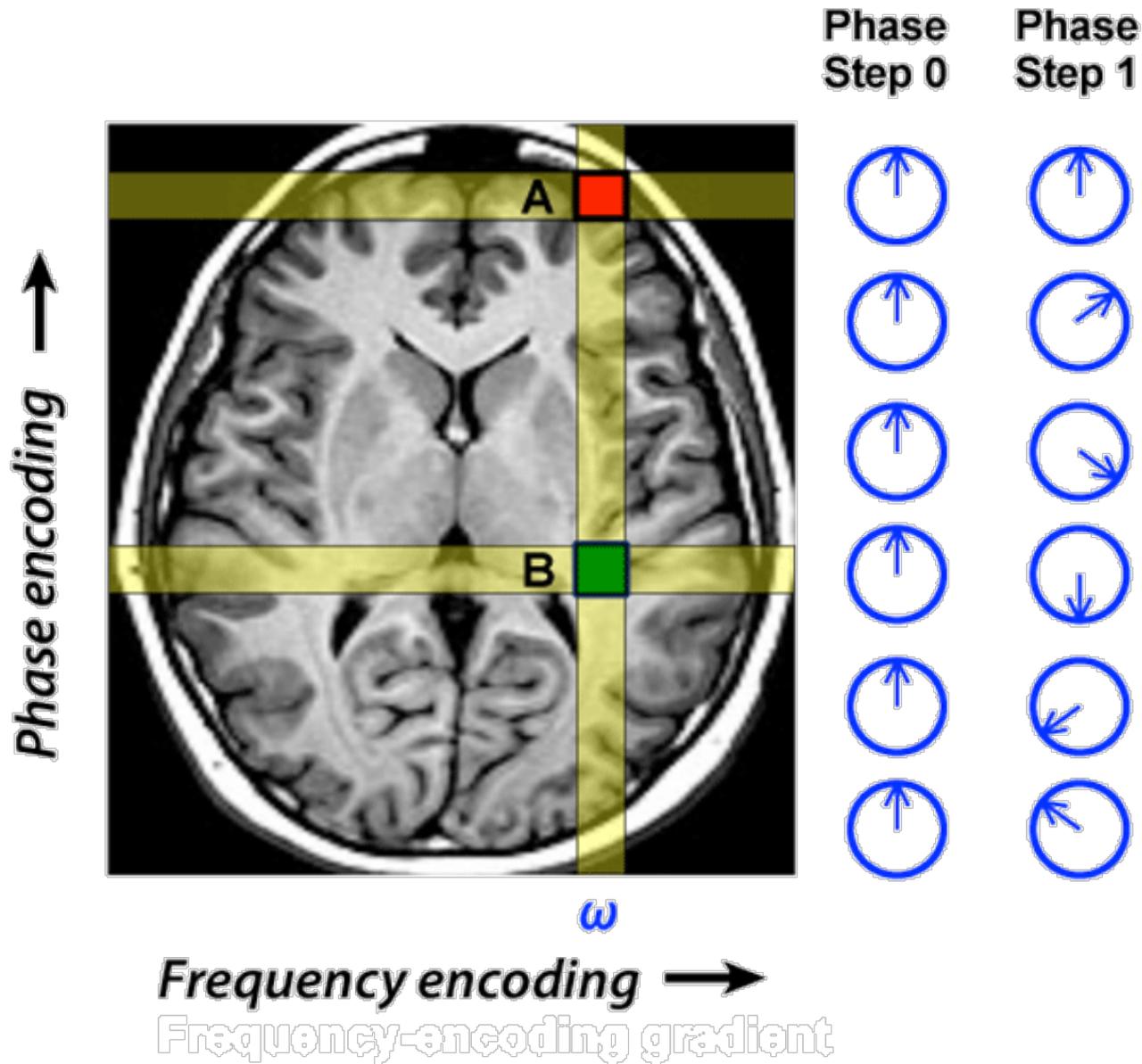


Codifica spaziale



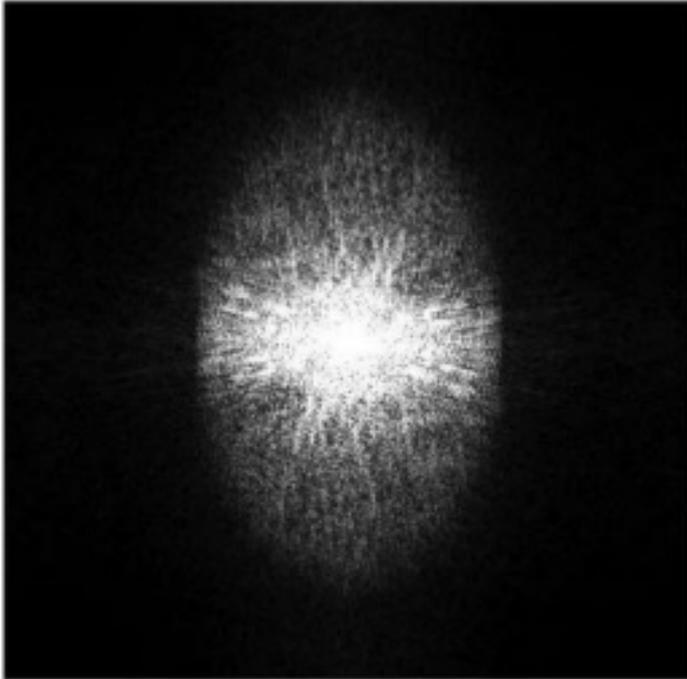
	Gradiente		
Piano immagine	Posizione fetta	Fase	Frequenza
XY	Z	X o Y	Y o X
XZ	Y	X o Z	Z o X
YZ	X	Y o Z	Z o Y

Codifica spaziale

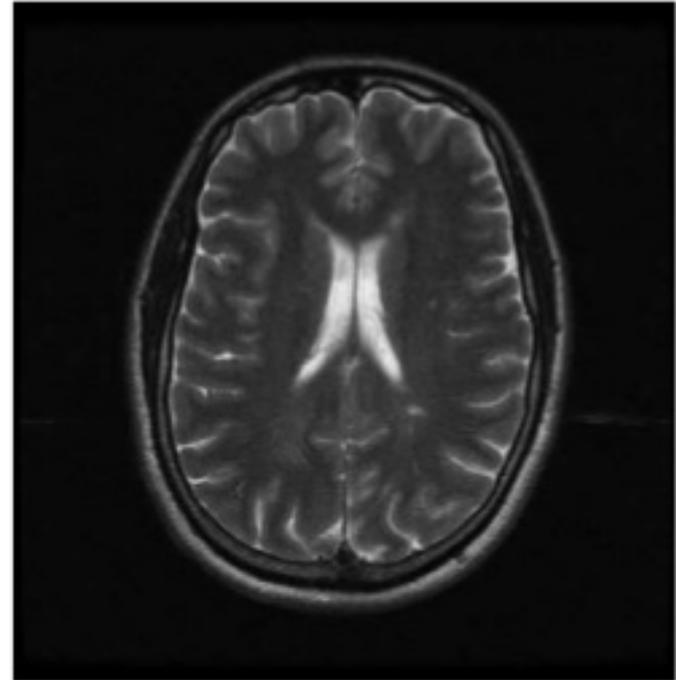


K-spazio

Acquisition Space = k-space



Reconstructed image



Il passaggio dal dominio del k-spazio al dominio spaziale avviene mediante la Trasformata inversa di Fourier

Qualità dell'immagine MRI

CONTRASTO

è la minima differenza nei valori assunti dalla grandezza fisica che supporta l'immagine che un sistema riesce a mostrare distinti

$$C = \frac{|g(A) - g(B)|}{g(A) + g(B)}$$

dove $g(A)$ e $g(B)$ sono le intensità dei segnali in due punti A e B vicini

Qualità dell'immagine MRI

RISOLUZIONE DELL'IMMAGINE

Per il medico: è la più piccola area (A) di una struttura di interesse ai fini diagnostici

Per il fisico: dimensione del pixel (=dimensione minima dell'oggetto che il sistema riesce a mostrare nell'immagine ricostruita)

In generale: $A > \text{pixel}$

Qualità dell'immagine MRI

RAPPORTO SEGNALE - RUMORE

Dato un segnale, ad esso è sempre associata una fluttuazione aleatoria (rumore)

$$SNR = \frac{S}{\sigma} = \frac{|g(A) - g(B)|}{\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}}$$

con σ deviazione standard associata al segnale nei punti A e B

Qualità dell'immagine MRI

Fattori che determinano il contrasto in un immagine:

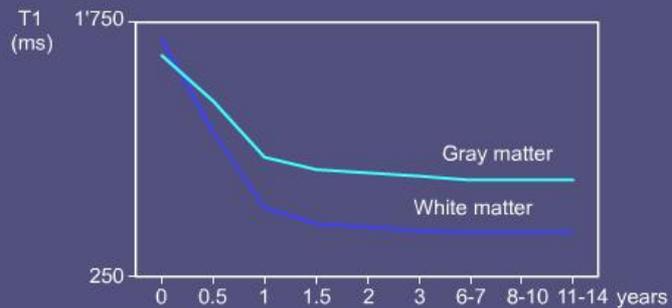
INTRINSECI:

- Densità protonica
- T1
- T2
- variazioni nella composizione dei tessuti (età)

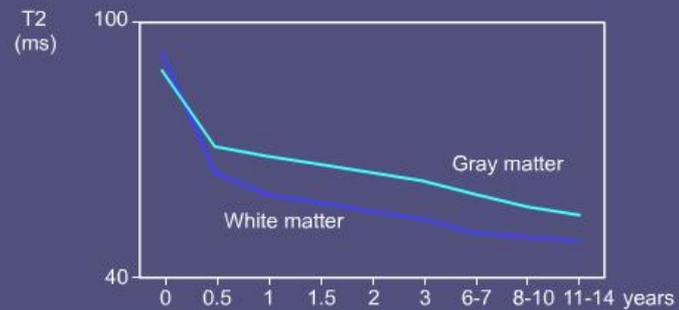
ESTRINSECI:

- Intensità del campo magnetico
- omogeneità del campo magnetico
- parametri hardware e software (numero di slices, spessore della slice, dimensione della matrice, etc)
- sequenza d'impulsi
- parametri della sequenza
- agenti di contrasto

Age dependence of T1

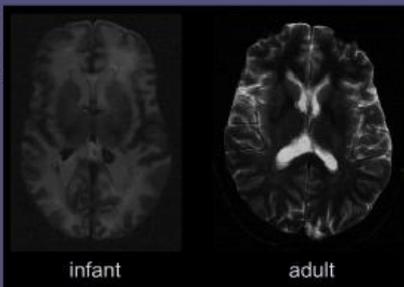


Age dependence of T2

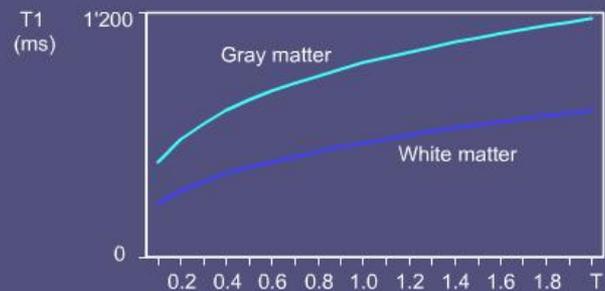


Age dependence of contrast

Spin Echo
TR = 2000 ms
TE = 90 ms
1.5 T



Field dependence of T1



Bibliografia:

- ✓ D.A.Skoog, J.J.Leary, Chimica Analitica Strumentale, EdiSES, 2000.
- ✓ M.O.Leach, Magnetic resonance imaging and spectroscopy: an introduction to theory, hardware, current applications and safety, J.Radiol.Prot., 1992, 12(3), 137-158.
- ✓ R. Passariello e coll, Elementi di tecnologia in radiologia diagnostica per immagini, Cromac, Roma, 1990.
- ✓ A. Castellano, M. Donativi, G. De Nunzio, Fisica e Tecnica delle apparecchiature biomediche: Tomografia computerizzata, risonanza magnetica, ecografia, Deltaedit, 2009.
- ✓ benedetta.tafari@gmail.com

Grazie per l'attenzione